# 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[1]　内山 彰[1]　東野 輝夫[1]

概要：近年，夏季スポーツ中の熱中症搬送者が増加するなど，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 通りの組み合わ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，鼓膜温度計を用いて測定した深部体温に基づき最も近くなるパラメータを特定する．以上により得られたパラメータをモデルに適用した際の深部体温のシミュレーション結果を本手法による深部体温の推定結果とする．さらに，スポーツ環境において想定される日射，風，水分補給を新たにモデルに組み込み，休憩時におけるモデルの追随精度を向上させるため 2 種の遅延パラメータをモデルに適用した．以上のモデルに対し，歩行，走行，エアロバイク運動，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，平均誤差 0.24 ℃で深部体温を推定できることを確認した．

## 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への血液供給などの体温調節機能より熱を体外へ放出する．しかしながら，初夏など暑さに慣れて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，深部体温を把握し空調の調整や給水を行うことが熱中症の予防に効果的である．一般に深部体温を計測するためには直腸や鼓膜などの部位の温度を計測する必要があるが，日常生活や運動中における継続的な計測は困難である．そのため，深部体温の参考値として腋窩温度や口腔温度を計測することが一般的であるが，これらの部位の検温のためには安静条件が必須である．

一方，直腸や鼓膜温以外の深部体温の計測（推定）を行う製品として，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] などが存在する．しかしながら，経口式のセンサ [1] では受信機や使い捨てカプセルに伴うコストが問題であり，ヘッドマウント式のセンサ [2] では風や日射の影響下において深部体温の推定精度が低下することが懸念される．また，額貼り付け式のセンサ [3] は医療用であり，運動中の使用を想定していない．以上のように，我々の知る限り運動中に利用可能かつ低コストな深部体温センサは存在しない．

本研究では運動中に装着可能なウェアラブルセンサ，および環境に設置したセンサから得られた計測値を Gagge の 2 ノードモデル [4] に適用することで運動中の深部体温を推定する．Gagge の 2 ノードモデルをは人体の熱の産生，体内の熱移動，体外への熱放出を物理的にシミュレーションすることが可能である．さらに，2 ノードモデルの精度向上のため 6 種類の個人差パラメータを適用する手法 [5] が提案されている．この手法では，発汗，皮膚血流増加の 2 つの体温調節機能をパラメータ化し，7 点の皮膚温度，および直腸温度の 120 分間の計測に基づき個人差パラメータを最適化することによるモデルの推定精度の向上が報告されている．しかしながら，運動時に上記の 8 点の部位を継続的に計測することは困難である．

この課題に対し，我々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方式を提案した [6], [7]．提案方式では 3,200 通りの個人差パラメータにおける体表温度のシミュレーションに対し，セン

[1] 大阪大学 大学院情報科学研究科
Graduate School of Information Science & Technology, Osaka University,
1-5 Yamadaoka, Suita, Osaka 565–0871, Japan

サから得られた実測の体表温度に最もマッチするパラメータを発見することで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高め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，負荷変動する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．

そこで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後や休憩中における深部体温の断片的な計測に基づく負荷変動する運動に対しても適用可能なパラメータ調整手法を提案する．提案手法では運動開始前の深部体温を初期値としてモデルに与え，心拍数や気温，湿度などの時間変化をモデルに入力することで深部体温を推定する．さらに，230,400 通りの個人差パラメータ組についてウォーミングアップ中の深部体温のシミュレーション結果を網羅的に生成し，ウォーミングアップ終了後に赤外線鼓膜温度計などにより得られた深部体温の計測値と各パラメータにおける深部体温の推定値を比較することで，実測に最も近いパラメータ組を選択することにより実際の反応を再現する．加えて，本研究ではスポーツ環境に 2 ノードモデルを適用するため，日射，風，飲水のそれぞれによる熱の移動，および運動開始直後や休憩開始直後といった過渡期における発汗や血流の反応を再現する遅延パラメータを 2 ノードモデルに組み込んだ．

以上のパラメータ調整法，およびモデルの改良に対し，歩行，走行，エアロバイク運動，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，歩行，走行，エアロバイク運動，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 ℃，0.30 ℃，0.20 ℃，0.30 ℃であることを確認し，負荷が変動する運動や休憩を伴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．

## 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．腋窩温や口腔温は安定している一方で，実際の深部体温よりは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，計測のために安静にする必要があり，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捉えるには不向きである．

また，熱中症検知に特化したセンサとして，ヘルメットに内蔵可能な温度センサ [2] が開発されている．このシステムでは選手の額の温度を連続計測し，閾値を上回る場合にコーチに警告を送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．したがって，額の温度から高精度に深部体温を推定することは難しい．

### 2.2 生体温熱モデル

人体の体温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 [4], [9], [10]．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の変化をシミュレートする．各部位では筋肉の代謝による熱産生，血流による熱伝搬，皮膚表面での外気との温度勾配による熱移動，発汗による気化熱などを計算する．Gagge の 2 ノードモデル [4] は人体を深部・皮膚の 2 つの層で表現したモデルであり，深部層で代謝により発生した熱は血流・伝導により皮膚層に伝わり，伝わった熱は皮膚層と空気の温度差や発汗などの作用により体外に放出される．さらに，発汗や皮膚血流の増加といった体温調節反応を基準体温との現在体温の偏差によって決定することで暑熱環境や運動負荷に対する人体の反応を考慮している．Stolwijk が提案した 25 ノードモデル [9] 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．田辺らの 65 ノードモデル [10] 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い．

高田らは 2 ノードモデルにおいて 6 種類の個人差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 [5]．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

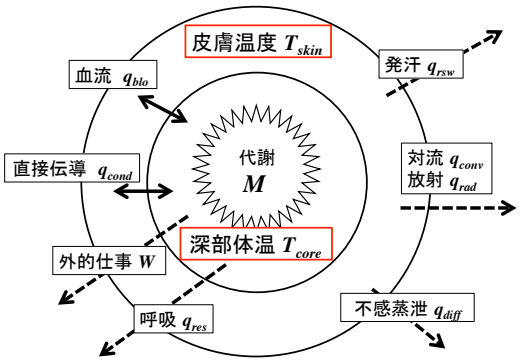


図 1　Gagge の 2 ノードモデル

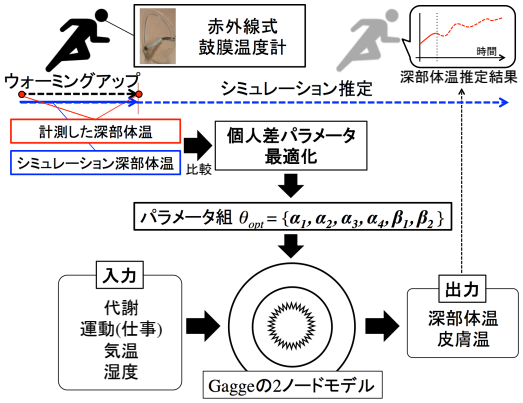


図 2　提案手法の概要

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，我々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], [7]．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み合わせに対し，全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が分かった．一方で体表温度に基づくパラメータ調整方式では，負荷変動する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．

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を利用し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従来手法と異なる．

## 3.　提案手法の概要

### 3.1　生体温熱モデルによる体温シミュレーション

図 1 に Gagge の 2 ノードモデルの概要を示す．2 ノードモデルでは人体を球とみなし，内側の深部層と外側の皮膚層の 2 層で人体を表現する．モデルでは深部層，皮膚層および外気の間の熱移動を逐次的に計算し，深部体温（深部層の温度）と皮膚温度（皮膚層の温度）をシミュレーションする．本研究では運動開始前に計測した深部体温，および皮膚温度を初期値として設定し，その後ウェアラブルセンサと環境センサより計測した心拍数，気温，湿度をモデルに入力し，単位時間あたりの熱計算を繰り返すことで深部体温，皮膚温の時間変化をシミュレーションする．この計算の際に，体重，皮膚の総面積，運動種，衣服の熱抵抗を与える．

2 ノードモデルは最も単純な生体温熱モデルであるが，6 種類の個人差パラメータを最適化することで高精度な深部体温の推定が可能であることが示されている [5]．モデルでは基準となる深部体温，皮膚温からの体温の上昇度合いに応じて発汗量，皮膚血流量が増加するが，さらに個人差を考慮するため発汗量，皮膚血流増加量の増減度合いを表す係数をモデル式に組み込んでいる．この個人差パラメータにより，従来の 2 ノードモデルを用いる場合よりも深部体温の推定精度が向上することが報告されている．本研究においても，個人差パラメータを実測の深部体温に基づき調整することにより深部体温推定精度の向上を図る．

### 3.2　想定シナリオ

本研究では運動中のユーザの深部体温を推定するため，運動中に装着可能なウェアラブルセンサより代謝量，環境に設置したセンサより気温，湿度をそれぞれ取得しモデルに逐次入力として与える．さらに，運動の種類によって代謝量のうち体外へ仕事として放出されるエネルギーが異なるため，仕事として使用されるエネルギーの割合（外的仕事率）を運動種ごとに与える．また，熱の発生や放出はユーザの身体の体重，皮膚の総面積に比例して増減するため，運動開始前にユーザの体重と皮膚総面積をモデルに与える．加えて，深部体温，皮膚温の推定の初期値として赤外線式の鼓膜温度計，ならびにウェアラブルセンサより取得した深部体温，皮膚温の実測値をモデルに与える．

さらに個人差パラメータ調整のため，ウォーミングアップ終了時や休憩時に鼓膜温度計により深部体温を計測する．計測した深部体温に対し，高田らの手法 [5] と同様に実測とシミュレーションの誤差を最も小さくするパラメータ組を選択する．この方式により，運動中に深部体温を常時計測する必要なく個人差やその日のコンディションを反映したパラメータを決定することが可能である．以上の提

表 1　深部層における熱計算式

| | |
|---|---|
| 熱収支計算 | |
| $(a)$ | 深部体温変化量　$\Delta T_{core} = \frac{Q_{core}}{m_{core} \cdot c_{core}}$ |
| $(b)$ | 熱収支　$Q_{core} = M - W - q_{res} - (q_{cond} - q_{blo}) \cdot A_{body}$ |
| 外気への熱放散 | |
| $(c)$ | 呼吸による熱損失　$q_{res} = 0.0023 \cdot M(44 - \phi_{air} \cdot P_{air})$ |
| 皮膚層への熱伝搬 | |
| $(d)$ | 直接伝導による熱移動　$q_{cond} = K_{min} \cdot (T_{core} - T_{skin})$ |
| $(e)$ | 血流による熱移動　$q_{blo} = c_{blo} \cdot V_{blo} \cdot (T_{core} - T_{skin})$ |
| $(f)$ | 皮膚血流量　$V_{blo} = 6.3 + 0.5 \cdot ({T_{core}}^{0} - T_{core})$ |

案手法の流れを図 2 に示す．

以降，4 章では Gagge の 2 ノードモデル，および個人差パラメータ調整方式について述べ，5 章では想定シナリオにおけるモデルへの入力方法，個人差パラメータ調整方法を具体的に説明する．さらに 6 章では 2 ノードモデルをスポーツ環境に適応させるために行ったモデル式の改良について述べる．以上の提案方式について 7 章で実データに基づく評価を行う．

## 4. Gagge の 2 ノードモデル

### 4.1 概要

2 ノードモデルでは時刻 $t$ から $t+1$ への体温変化を，時刻 $t$ における深部体温 ${T_{core}}^{t}$，皮膚温 ${T_{skin}}^{t}$，および時刻 $t$ に得られたセンサの入力値により各層と外気間の熱交換を計算することにより，時刻 $t$ における深部体温，皮膚温の変化量 $\Delta {T_{core}}^{t}$，$\Delta {T_{skin}}^{t}$ をそれぞれ得る．得られた変化量に基づき，時刻 $t+1$ の体温を次式により計算する．

$$
\begin{aligned}
{T_{core}}^{t+1} &= {T_{core}}^{t} + \Delta {T_{core}}^{t}, \\
{T_{skin}}^{t+1} &= {T_{skin}}^{t} + \Delta {T_{skin}}^{t}.
\end{aligned}
$$

以上の計算を時刻 0 から時刻 $t-1$ まで繰り返すことにより時刻 $t$ までの深部体温，皮膚層の推定系列 $\boldsymbol{{T_{core}}^{t}}$，$\boldsymbol{{T_{skin}}^{t}}$ を得る．初期値 ${T_{core}}^{0}$，${T_{skin}}^{0}$ はそれぞれ運動前に計測した実測値を入力する．以降では，時刻 $t$ における熱収支計算方法を説明するため時刻を表す $t$ を省略する．

### 4.2 深部層における熱計算

表 1 は深部層における熱計算式を表す．深部層では代謝により熱が発生し，その熱が伝導，血流により皮膚層へ伝搬したり，呼吸や運動 (仕事) により体外へ放出される過程を表中の式により再現している．深部体温の変化量 $\Delta T_{core}$ は熱収支 $Q_{core}$，深部層の質量 $m_{core}$，比熱 $c_{core}$ を用いて式 $(a)$ により計算する．さらに，式 $(b)$ で示す通り深部層の熱収支 $Q_{core}$ は総代謝量 $M$，外的仕事 $W$，呼吸による熱損失 $q_{res}$，皮膚層への伝導熱 $q_{cond}$，血流によって皮膚層へ運ばれる熱 $q_{blo}$ の合計で計算する．通常，運動時は代謝量が熱放出を上回るため $Q_{core}$ は正の値となるが，休憩時などは負の値となり，式 $(a)$ より体温が低下する．式 $(c)$ から $(f)$ で示すそれぞれの熱計算式の詳細は文献 [4] で述べられている．各計算式では表 2 に示す定数を用いる．

表 2　モデルにおける定数

| | |
|---|---|
| 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 |
| 対流熱伝達係数　$h_{conv}$ | 4.3 |
| 放射熱伝達係数　$h_{rad}$ | 5.23 |

### 4.3 皮膚層における熱計算

表 3 に皮膚層の熱計算式を示す．皮膚層では深部層と異なり熱の発生は起こらず，深部層から受け取った熱を放出する過程を計算している．深部層から直接伝導，および血流によって伝わった熱 $q_{cond}$，$q_{blo}$ は皮膚表面での発汗 $q_{rsw}$，水分蒸発 $q_{diff}$，空気との熱交換 $q_{conv}$，熱放射 $q_{rad}$ によって空気中へ放出される．以上の熱収支 $Q_{skin}$ は式 $(h)$ によって得られる．皮膚層での熱収支 $Q_{skin}$ に基づき，皮膚層の質量 $m_{skin}$，比熱 $c_{core}$ より皮膚温の変化量 $\Delta T_{skin}$ を得る（式 $(g)$）．個別の熱計算の詳細は文献 [4] で述べられている．

### 4.4 可変パラメータを用いた個人差の考慮

2 ノードモデルでは深部体温や皮膚温の上昇に伴い，血流量や発汗量を増加させ体外への熱放出を行う（式 $(f)$，$(k)$）．これらの体温調節反応は基準となる体温との偏差によって増減する．これにより，体温が上昇するにつれ発汗量や皮膚血流量が増加するという人体の反応を再現する．高田ら [5] はこの体温調節反応式にさらに個人差を反映するパラメータを組み込み，より正確な体温変化の再現に成功している．個人差パラメータを組み込んだ発汗量，皮膚血流量の計算式を以下に示す．

$$
\begin{aligned}
{V_{blo}}^{t} &= \alpha_1 + \alpha_2 \cdot ({T_{core}}^{t} - {T_{core}}^{0}), \\
{m_{rsw}}^{t} &= \alpha_3 \cdot ({T_{core}}^{t} - {T_{core}}^{0}) \\
&\quad + \alpha_4 \cdot ({T_{core}}^{t} - {T_{core}}^{0}) \cdot ({T_{skin}}^{t} - {T_{skin}}^{0}) \cdot 10^{-3},
\end{aligned}
$$

式中 ${V_{blo}}^{t}$，${m_{rsw}}^{t}$ はそれぞれ時刻 $t$ における皮膚血流量，総発汗量を表し，$\alpha_1$ から $\alpha_4$ はそれぞれ個人差パラメータである．$\alpha_1$，$\alpha_2$ はそれぞれ皮膚血流量の初期値，体温上昇による増加率を表し，$\alpha_3$，$\alpha_4$ は運動時特有の発汗係数，運動時・安静時に共通の発汗係数をそれぞれ表す．高田らは安静時を対象としたパラメータ調整を行っているため，$\alpha_3$ は Gagge によって提唱された式を参考に本研究独自に組み込んだパラメータである．また，Gagge は基準となる体温を一律に定めているが，本研究では基準体温についても個人差や体調による差が存在すると考え，その日の運動

表 3　皮膚層における熱計算式

| | |
|---|---|
| 熱収支計算 | |
| $(g)$ | 皮膚温変化量　$\Delta T_{skin} = \frac{Q_{skin}}{m_{skin} \cdot c_{skin}}$ |
| $(h)$ | 熱収支　$Q_{skin} = (q_{cond} + q_{blo} - q_{rsw} - q_{diff} - q_{conv} - q_{rad}) \cdot A_{body}$ |
| 外気への熱放出 | |
| $(i)$ | 発汗による熱損失　$q_{rsw} = min(q'_{rsw}, E_{max},)$ |
| $(j)$ | 理想発汗熱損失　$q'_{rsw} = 0.7 \cdot m_{rsw} \cdot 2^{(T_{skin} - T^0_{skin})/3}$ |
| $(k)$ | 発汗量　$m_{rsw} = 250(T_{core} - {T_{core}}^0) + 100 \cdot (T_{core} - {T_{core}}^0) \cdot (T_{skin} - {T_{skin}}^0) \cdot 10^{-3}$ |
| $(l)$ | 最大蒸発熱損失量　$E_{max} = 2.2 \cdot h_{conv} \cdot (P_{skin} - \phi_{air} \cdot P_{air}) \cdot F_{pcl}$ |
| $(m)$ | 皮膚層の飽和水蒸気圧　$P_{skin} = 6.11 \cdot 10^{(7.5 \cdot T_{skin}/(T_{skin}+237.3))}$ |
| $(n)$ | 空気中の飽和水蒸気圧　$P_{air} = 6.11 \cdot 10^{(7.5 \cdot T_{air}/(T_{air}+237.3))}$ |
| $(o)$ | 有効物質移動係数　$F_{pcl} = 1/(1 + 0.143 \cdot h_{conv} \cdot Clo)$ |
| $(p)$ | 不感蒸泄による熱損失　$q_{diff} = if\ q_{rsw} > E_{max}\ then\ 0\ else\ 0.06 \cdot E_{max}$ |
| $(q)$ | 対流・放射による熱放出　$q_{conv} + q_{rad} = h_{total} \cdot (T_{skin} - T_{air}) \cdot F_{cl}$ |
| $(r)$ | 対流・放射熱伝達係数　$h_{total} = h_{conv} + h_{rad}$ |
| $(s)$ | 有効熱移動係数　$F_{cl} = 1/(1 + 0.155 \cdot h_{total} \cdot Clo)$ |

表 4　個人差パラメータの範囲

| | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| $\alpha_1$ | 5.04 | 5.67 | **6.3** | 6.93 | 7.56 | (5 通り) |
| $\alpha_2$ | 22.5 | $\cdots$ | 45 | $\cdots$ | **75** | (8 通り) |
| $\alpha_3$ | 75 | $\cdots$ | 150 | $\cdots$ | **250** | (8 通り) |
| $\alpha_4$ | 30 | $\cdots$ | **100** | 110 | 120 | (10 通り) |

開始前の実測の体温 ${T_{core}}^0$，${T_{skin}}^0$ をそれぞれ基準体温として式に与える．以上の個人差パラメータに対し，我々がこれまでに定めてきた各パラメータの範囲は表 4 に示す通りで，4 種のパラメータに対し合計 3,200 通りの組み合わせが存在する．

## 5. 運動中の深部体温推定法

### 5.1 入力の取得方法

表 5　提案手法における入力

(1)：ユーザ情報

| | |
|---|---|
| $weight$ | 体重 |
| $height$ | 身長 |
| $Clo$ | 衣服の熱抵抗 |
| $restHR$ | 安静時心拍数 |
| $age$ | 年齢 |

(2)：初期体温

| | |
|---|---|
| ${T_{core}}^0$ | 初期深部体温 |
| ${T_{skin}}^0$ | 初期皮膚温 |

(3)：代謝量

| | |
|---|---|
| $Heartrate$ | 心拍数 |
| $\Delta_{eff}$ | 外的仕事率 |

(4)：環境条件

| | |
|---|---|
| $T_{air}$ | 気温 |
| $\phi_{air}$ | 湿度 |

4 章で述べた 2 ノードモデルによる体温シミュレーションのために (1) 体重などのユーザ情報，(2) 初期体温，(3) 代謝量，および (4) 環境条件の 4 種類の入力が必要である．必要な全ての入力を表 5 に示す．本章では，これらの入力値をモデルにおける熱計算式に適用する方法について述べる．各入力の変換に用いる式を表 6 に示す．

表 6　モデル入力への変換

| | |
|---|---|
| ユーザ情報 | |
| (1) | 深部層の質量　$m_{core} = weight \cdot 0.95$ |
| (2) | 皮膚層の質量　$m_{skin} = weight \cdot 0.05$ |
| (3) | 皮膚総表面積　$A_{body} = weight^{0.425} \cdot height^{0.715} \cdot 71.84 \cdot \frac{1}{10000}$ |
| 代謝量・外的仕事 | |
| (4) | 総代謝熱　$M = M_{rest} + M_{ex}$ |
| (5) | 安静時代謝熱　$M_{rest} = 3.5 \cdot weight \cdot \frac{5}{1000} \cdot \frac{1000 \cdot 4.186}{60}$ |
| (6) | 運動代謝熱　$M_{ex} = (VO2 - 3.5) \cdot weight \cdot \frac{5}{1000} \cdot \frac{1000 \cdot 4.186}{60}$ |
| (7) | 酸素消費量　$VO2 = VO2max \cdot \frac{\%VO2R}{100}$ |
| (8) | 最大酸素消費量　$VO2max = 15 \cdot \frac{maxHR}{restHR}$ |
| (9) | %VO2R　$\%VO2R = 0.95 \cdot \%HRR + 6.8$ |
| (10) | %HRR　$\%HRR = \frac{HR - restHR}{maxHR - restHR} \cdot 100$ |
| (11) | 最大心拍数　$maxHR = 208.7 - 0.7 \cdot age$ |
| (12) | 外的仕事　$W = M_{ex} \cdot \Delta_{eff}$ |

身長，体重などのユーザ情報は深部層・皮膚層の質量 $m_{core}, m_{skin}$ や皮膚総面積 $A_{body}$ の推定に用いる．各層の質量の比は文献 [5] より 95:5 であることが知られているため，式 (1)，(2) よりそれぞれ求める．皮膚総面積は文献 [11] に基づき，身長と体重を用いて式 (3) より推定する．さらに初期深部体温 ${T_{core}}^0$，および初期皮膚温 ${T_{skin}}^0$ はそれぞれ赤外線放射式鼓膜温度計 MC-510[12] および腕時計型ウェアラブルセンサ Basis Peak[13] を用いて計測する．

モデルにおける総代謝熱 $M$ は酸素消費量に基づき推定する．式 (4) で示す通り，本研究では代謝熱を安静時代謝熱（基礎代謝）$M_{rest}$ と運動による代謝熱 $M_{ex}$ の和として考える．各代謝熱 [W] は式 (5)，(6) により計算する．式中の $3.5 \cdot weight$，$(VO2 - 3.5) \cdot weight$ の項はそれぞれ安静状態，運動による酸素消費量 [ml/min] を表す．文献 [14] より酸素消費 1 リットルあたり 5 キロカロリーのエネルギーを生じることが知られているため，酸素消費量に 1000 分の 5 を掛け合わせ代謝によるエネルギーを算出する．さらに，2 ノードモデルで用いるワット単位に変換するため，キロカロリー毎分をジュール毎秒に変換している．

運動時の酸素消費量 $VO2$ は式 (7) により推定する．式では，ユーザの体重 1kg あたりの最大酸素消費量 $VO2max$ に対し，予備酸素摂取量に対する酸素消費量 $\%VO2R$（酸素摂取能力の何%を使用しているか）を掛け合わせることで酸素消費量を求める．$VO2max$ は文献 [15] よりユーザの最大心拍数 $maxHR$，安静時心拍数 $restHR$ によって求める（式 (8)）．また，心拍数から $\%VO2R$ を推定するため，文献 [16] より予備心拍数に対する現在の心拍数 $\%HRR$（最大心拍数に対しどの程度上昇しているか）を用いて式 (9) により変換する．$\%HRR$ は式 (10) で示すカルボーネン法 [17] より計算する．また，最大心拍数は文献 [18] よりユーザの年齢を基に推定する（式 (11)）．以上の方式により，ユーザの心拍数，安静時心拍数，体重，年齢を基に代謝熱 $M$ を推定する．

また，外的仕事によるエネルギー損失 $W$ は，式 (12) で示す通り運動代謝に対し係数 $\Delta_{eff}$ を掛け合わせることで

得る．$\Delta_{eff}$ は既存研究 [19], [20] により歩行，走行，自転車運動などの基本的な運動種について知られている．これらの文献に基づき，本研究では $\Delta_{eff} = 0.40$（歩行時），$\Delta_{eff} = 0.44 \sim 0.54$（走行時），$\Delta_{eff} = 0.23$（自転車運動時）とそれぞれ定める．走行時には速さによってエネルギー効率が変化するため，ユーザの速度に応じて 0.44 ～ 0.54 の値を与える．

環境条件は環境に設置したセンサ WBGT-203B [21] により計測する．

### 5.2 ウォーミングアップに基づくパラメータ調整

我々はこれまでに運動中に計測可能な体表温度を用いた個人差パラメータの調整方式を提案した [7]．この方式ではリアルタイムに体表温度を収集可能である一方で，40 分間の観測が最低限必要であり，さらに負荷変動する運動に対する深部体温の推定が難しく精度の向上は最大 12%に留まっていた．本研究では，赤外線鼓膜温度計を利用した断片的な深部体温の計測値に基づき，個人差パラメータを調整する．

想定環境では時刻 0 から $t$ までのセンサデータが得られ，個人差パラメータ組 $\theta_i$ のもとでの時刻 $t$ までの深部体温の推定系列

$$\boldsymbol{T_{core}}^{t}(\theta_i) = \{T_{core}{}^{0}, \ldots, T_{core}{}^{t_w}(\theta_i), \ldots, T_{core}{}^{t}(\theta_i)\},$$

を得る．時刻 $t_w$ はユーザがウォーミングアップ運動を終え，鼓膜温度計で深部体温を計測した時刻とする．この際に，時刻 $t_w$ において計測した深部体温の真値 $\hat{T_{core}}^{t_w}$ を利用し，最適な個人差パラメータ $\theta_{opt}$ を以下の式で求める．

$$\theta_{opt} = \arg\min_{\theta_i}(T_{core}{}^{t_w}(\theta_i) - \hat{T_{core}}^{t_w})^2.$$

以上の式によって得られた $\theta_{opt}$，および $\hat{T_{core}}^{t_w}$ を入力として与え，再び時刻 $t_w + 1$ 以降のシミュレーションを行うことで，提案手法による深部体温の推定結果 $\boldsymbol{T_{core}}^{t}(\theta_{opt})$ を得る．

## 6. 2 ノードモデルの改良

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 種類のモデル改良について述べる．本研究では，夏季の屋外環境において体温変化に大きな影響を与えると考えられる日射，風，飲水の影響の考慮，および実データより観察された深部体温の初期降下や休憩時におけるモデルと実測との反応の差異の考慮を行う．以上のモデル改良式を表 7 に示す．

### 6.1 日射熱の考慮

屋外環境では日射によって皮膚が強い熱エネルギーを受け，皮膚温が上昇する．しかしながら従来の 2 ノードモデルでは日射熱の影響を考慮していない．よって本研究では図 3 に示す通り環境に設置した日射計の計測値やユーザの皮膚総面積，衣服を入力とし，ユーザが受ける直達日射熱 $q_{dn}$ を推定し皮膚層での熱収支計算に組み込んだ．$q_{dn}$ は文献 [22] に基づき以下の式で求める．

$$q_{dn} = a \cdot A_p \cdot J_{dn},$$
$$A_p = f_p \cdot f_{eff} \cdot f_{cl} \cdot A_{body}.$$

$a$ は皮膚の太陽光吸収率，$A_p$ は人の投影面積，$J_{dn}$ は日射センサの観測値をそれぞれ表す．本研究では文献 [23] より $a = 0.6$ とする．また，第二式では人の面積 $A_{body}$，着衣による非被覆率 $f_{cl}$，有効放射面積係数 $f_{eff}$，投影面積係数 $f_p$ の掛け合わせにより日射に垂直な方向に対する人の投影面積を求める．立位時の係数値として，文献 [24] より $f_p = 0.85$，文献 [22] より $f_{eff} = 0.725$ とそれぞれ定義する．さらに，本研究における実験時の衣服条件に基づき，$f_{cl}$ を 0.4 と定めた．以上の式を 2 ノードモデルに組み込むことで日射熱を考慮する．

表 7　2 ノードモデル拡張式

| | |
|---|---|
| 日射 (6.1 節) | |
| $(h')$ | $Q_{skin} = (q_{cond} + q_{blo} - q_{rsw} - q_{diff} - q_{conv} - q_{rad}) \cdot A_{body} + q_{dn}$ |
| (13) | $q_{dn} = a \cdot A_p \cdot J_{dn}$ |
| (14) | $A_p = f_{eff} \cdot f_p \cdot f_{cl} \cdot A_{body}$ |
| 風 (6.2 節) | |
| (15) | $h_{conv} = 13.36 \cdot v^{0.6}$ |
| 水分摂取 (6.3 節) | |
| $(a')$ | $\Delta T_{core} = \frac{Q_{core}}{m_{core} \cdot c_{core}} - \Delta T_{water}$ |
| (16) | $\Delta T_{water} = \frac{m_{water} \cdot c_{water} \cdot (T_{core} - T_{water})}{m_{core} \cdot c_{core}}$ |
| 熱遅延 (6.4 節) | |
| $(b')$ | $Q_{core} = M' - W - q_{res} - (q_{cond} - q_{blo}) \cdot A_{body}$ |
| (17) | $M' = \frac{1}{\beta_1} \cdot \sum_{j=t-\beta_1+1}^{t} M^j$ |
| $(f')$ | ${V_{blo}}^{t} = \alpha_1 + \alpha_2 \cdot ({T_{core}}^{t-\beta_2} - {T_{core}}^{0})$ |
| $(k')$ | ${m_{rsw}}^{t} = \alpha_3 \cdot ({T_{core}}^{t-\beta_2} - {T_{core}}^{0}) + \alpha_4 \cdot ({T_{core}}^{t-\beta_2} - {T_{core}}^{0}) \cdot ({T_{skin}}^{t-\beta_2} - {T_{skin}}^{0}) \cdot 10^{-3}$ |

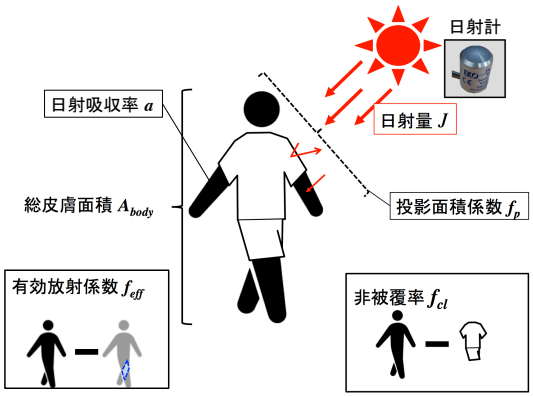


図 3　日射熱の考慮

### 6.2 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伴う発汗量の増加は再現できるものの，風による発汗効率の向上は再現できない．モデルでは蒸発しなかった汗は流れ落ち，熱放出に寄与しないものとみなされる（無効発汗）．実際に屋外ウォーキング・ジョギング運動を行い収集したデータでシミュレーションを行った所，3571 分の運動時間のうち 1727 分間で無効発汗が起こることを確認した．しかしながら実際には自然風や走っていることによって生じる相対風が存在するため，実際の発汗効率はさらに良いはずである．一方で，屋外環境では建物などの影響によりユーザが受けている自然風を正確に観測することは困難である．そこで，本研究ではユーザが動いている場合に生じる相対風をモデルに組み込むことで，発汗による熱損失量をより正確に推定する．

文献 [25] ではモデルにおける対流熱伝達係数 $h_{conv}$ が人の速さによって増減することを示している．よって本研究においても文献中の式

$$h_{conv} = 13.36 \cdot v^{0.6},$$

によってユーザの移動による発汗効率の上昇を考慮する．式中 $v$ は速度 [m/s] を表す．本研究における歩行，走行速度はそれぞれ 1.4[m/s]，2.5[m/s] であったため，上式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．これにより，発汗によって体外へ放出することのできる熱の総量 $E_{max}$（式 $(l)$）が増加し，発汗熱損失量が増加する．

### 6.3 水分摂取による深部体温低下

文献 [26] 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．従って水分摂取によって低下する深部体温 $\Delta T_{water}$ を式 (16) で表す通り，水，深部層のそれぞれの温度，質量，比熱に基づき計算する．この式を水分補給があった時点に適用することにより，水分による深部体温の低下を考慮する．

### 6.4 熱遅延の考慮

我々は休憩を含む歩行，走行により収集したデータより，実際の深部体温とシミュレーションによる深部体温の推定に差異が生じる場合があることを発見した．その一例を図 4 に示す．モデルでは代謝量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伴い低下する．一方で，図より実際の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．

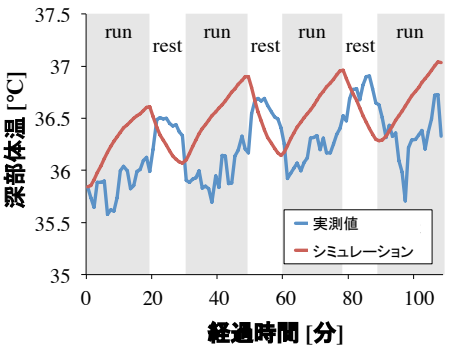


図 4　深部体温の実測とシミュレーションの例

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 [27] においても報告されている．この原因は未だ定かではないが，文献 [28] 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，収集したサンプルの中には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．従って，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．そこで本研究では，シンプルな遅延パラメータを用いることで深部体温の初期降下，および先述の深部体温のシミュレーションに対する遅延を考慮する方法を考案した．

提案方式では，2 種類の遅延パラメータ $\beta_1$，$\beta_2$ により 2 ノードモデルにおける熱計算を遅延させる．$\beta_1$ は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，さらに休憩時における体温低下を遅延させる．$\beta_1$ 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，大きくなるほど代謝による熱の伝搬速度が低下する．$\beta_2$ は体温上昇に対する体温調節反応の遅れを表す．従来のモデルでは体温の上昇に対し即座に発汗，血流が反応するが，実際の反応には遅延があると考えられる．例えば，激しい運動の後しばらく汗が止まらず吹き出てくることが挙げられる．よって，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．以上の遅延パラメータを表 7 の式 $(b')$，(17)，$(f')$，$(k')$ の通りモデルに組み込むことにより，深部体温の推定性能の向上を図る．

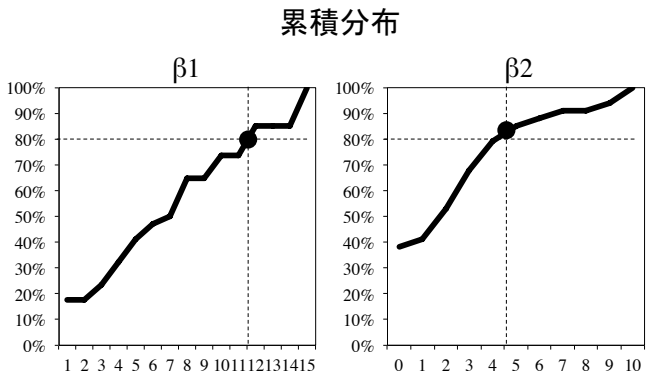


図 **5**　最適遅延パラメータの分布

さらに，これらの遅延パラメータは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，個人差パラメータと同様に毎回の運動においてパラメータ調整を行う必要がある．本研究では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 [1,15]，$\beta_2$ について [0,10] と初期範囲を定め，合計 165 通りの組み合わせについて実測に基づきパラメータ調整を行った．この際，個人差パラメータ $\alpha_1$ から $\alpha_4$ は標準値で固定した．この結果，34 個のサンプルに対し最適な $\beta_1$，$\beta_2$ の値の分布はそれぞれ図 5 に示す通り得られた．

パラメータの探索範囲は，広い方が高い精度が望める一方で個人差パラメータと合わせると膨大なパラメータの組み合わせ数になるため，計算時間を考慮したパラメータ範囲を決定する必要がある．従って，この分布より，80%以上の最適解を網羅する区間として $\beta_1$ については [1,12]，$\beta_2$ については [0,5] とした．この 72 通りの組み合わせについて，5.2 節で述べたパラメータ調整方式により 4 個の個人差パラメータと同時に 2 個の遅延パラメータの調整を行う．

以上 6.1 節から本節までに述べた改良式をモデルに適用する．具体的には，Gagge の 2 ノードモデルにおける式 $(a)$，$(b)$，$(f)$，$(h)$，$(k)$ を表 7 に示す式 $(a')$，$(b')$，$(f')$，$(h')$，$(k')$ でそれぞれ置換する．以降の評価では改良したモデルを改良モデルと呼び，通常の 2 ノードモデルを通常モデルと呼ぶ．

## 7.　性能評価

### 7.1　評価環境

本章では提案手法の評価のため，歩行，走行，エアロバイク運動，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．全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 [13] を手首に装着した．さらに，深部体温の真値の計測のため，歩行，走行，エアロバイクといった被験者同士の接触が無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 [29] を用いた．一方，接触の危険を伴うテニスにおいては，休憩時に被験者自身で鼓膜温度を計測可能な赤外線鼓膜温度計 MC-510 [12] を用いた．さらに，気温，湿度の計測のために WBGT-203B [21]，日射量の計測のため ML-01 [30] をそれぞれ環境に設置した．被験者は同じ衣服を着用し，衣服の熱抵抗は文献 [31] を参考に $Clo = 0.6$ とみなした．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．

性能の指標として，本研究では以下の式で示すウォーミングアップ終了時の $t_w$ から運動終了時 $t$ までの平均絶対誤差を用いる．

$$\frac{1}{t-t_w} \cdot \sum_{i=t_w+1}^{t} |{T_{core}}^{i}(\theta_{opt}) - {\hat{T_{core}}}^{i}|,$$

式中 ${\hat{T_{core}}}^{i}$ は時刻 $i$ における実測の深部体温を表す．上式で示す指標は実際の深部体温と推定した深部体温の系列が平均的に何度離れているかを表す．

さらに，比較手法として **DEF**，**OPT** の 2 つの方法を考える．**DEF** は通常モデル，および標準の個人差パラメータを用いて推定を行う方式であり，**OPT** は改良モデルに対し，実測の深部体温に対し平均推定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，**OPT** は提案手法によるパラメータ調整による誤差低減の性能限界を表す．一方，ウォーミングアップ終了時点の深部体温 1 点のみを用いてパラメータ調整を行う提案手法を **PROP** とする．

また，計算時間の評価のため，30 分間のウォーミングアップに対し，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 2.66GHz，23.6GB 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た．

### 7.2　歩行・走行における深部体温推定誤差

表 **8**　実験環境（歩行・走行）

| | |
|---|---|
| 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（時速 5km）<br>10 km ランニング（時速 9km） |
| 気温 | 33.3 ± 2.9 [℃] (Mean±SD) |
| 湿度 | 45.6 ± 15.7 [% ] (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 |

屋外環境においてウォーキング，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 8 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

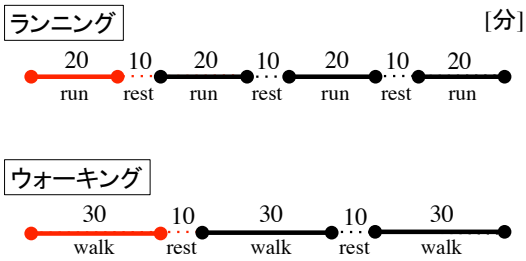


図 6　実験スケジュール（歩行・走行）

図 7　歩行・走行ルート

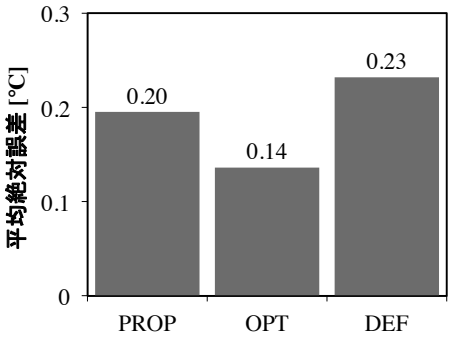


図 8　平均推定誤差（ウォーキング）

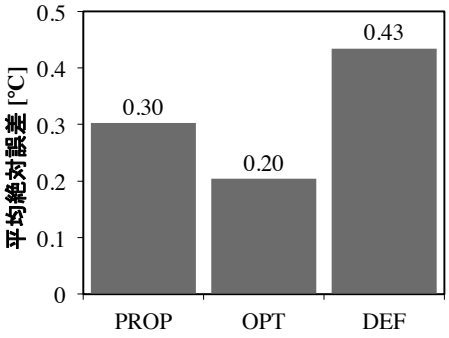


図 9　平均推定誤差（ランニング）

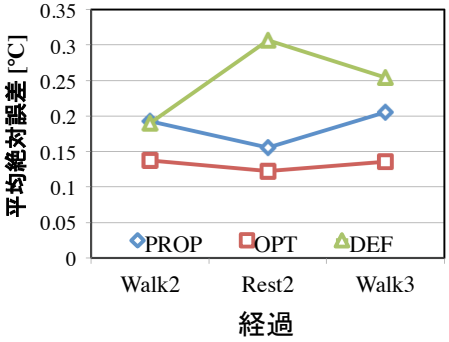


図 10　平均推定誤差の推移（ウォーキング）

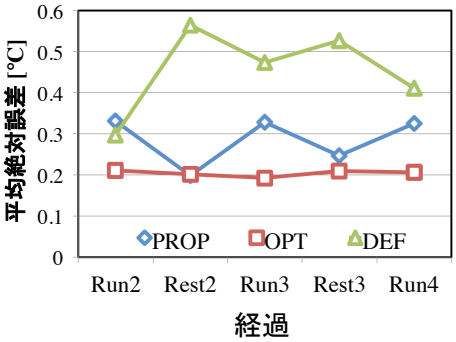


図 11　平均推定誤差の推移（ランニング）

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 6 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．実際に走行したコースを図 7 に示す．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 ℃）であった．以降の評価では，最初のセットと休憩を合わせてウォーミングアップとみなし，以降の運動・休憩に対して深部体温の推定精度を評価する．

図 8，9 にそれぞれウォーキング運動，ランニング運動における平均絶対誤差を示す．両結果より，提案手法により **DEF** よりも推定精度が向上していることが分かる．さらに，ランニング時の誤差が全体的にウォーキング時よりも大きい事が分かる．この理由は，ランニングの方が運動負荷が高く，深部体温の変動がより激しかったからであると考えられる．**DEF** に対し，提案手法による誤差の減少率はウォーキング時で 13%，ランニング時で 30%であり，通常モデルでは比較的負荷の小さいウォーキングに対してはある程度再現可能であるものの，高負荷のランニングにおいて平均推定誤差が 0.4 ℃を超え，推定が困難であることが示唆されている．

さらに時系列的な誤差の変化を図 10，図 11 に示す．図の横軸は運動の経過，縦軸は区間内の平均絶対誤差を表す．例えば，Rest2 は 2 回目の休憩，Walk3 は 3 セット目のウォーキングを表す．この結果から，**DEF** ではほぼ毎回誤差が最大となっていることが分かる．さらに，休憩時に特に誤差が大きくなっている．この理由として，通常モデルでは休憩直後の体温の変化を再現することが困難であったことが挙げられる．一方，**PROP**，**OPT** 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

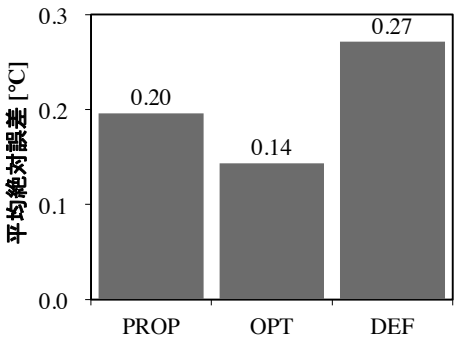


図 **12**　平均推定誤差（エアロバイク運動）

ながら，**PROP** では運動中に **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 1 点の深部体温を計測することにより大まかなパラメータの傾向は一致させられる一方で，体温の上昇を精度よく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．

### 7.3　エアロバイク運動における深部体温推定誤差

表 **9**　実験環境（エアロバイク運動）

| | |
|---|---|
| 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 [℃] (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 |

さらに，屋内でエアロバイクを用いて表 9 に示す条件の下，負荷が細かく変動する場合におけるデータ収集を行った．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．運動負荷は 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，前半の 25 分間を擬似的にウォーミングアップとみなし，以降の 35 分間を評価用データセットとする．また，全ての実験において水分摂取は行われなかった．

図 12 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，提案手法により平均誤差 0.20 ℃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．この理由として，実測の深部体温 1 点を計測することにより，エアロバイクの負荷変動に対する深部体温の追随の遅れや個人差パラメータを適切に定めることができたからであると考えられる．また，ウォーキング（図 8）と同様に，ランニング（図 9）よりも平均誤差が総じて小さい．この結果から，歩行やエアロバイクのような比較的負荷の小さい運動においては通常モデルでも 0.3 ℃未満の誤差で深部体温を推定可能である一方で，負荷が大きい

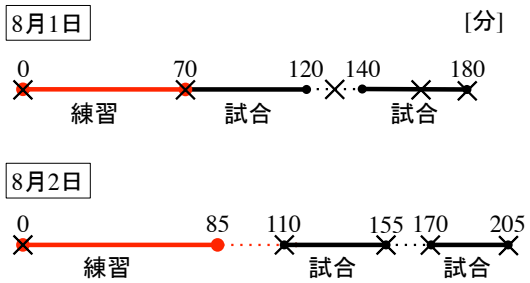


図 **13**　テニス実験スケジュール

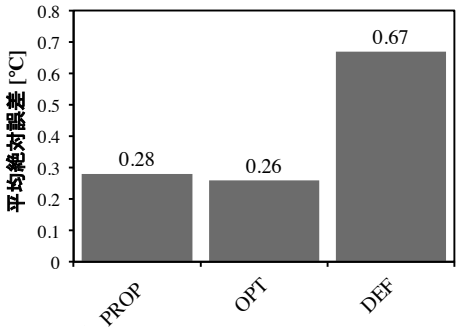


図 **14**　平均推定誤差（テニス・1 日目）

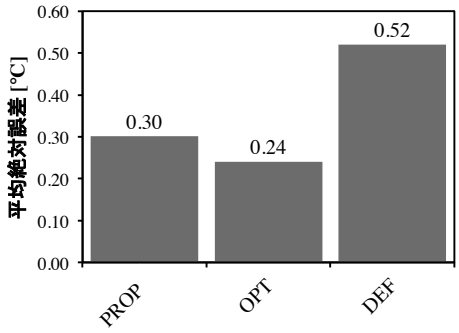


図 **15**　平均推定誤差（テニス・2 日目）

場合には個人差パラメータの調整が効果的であることが分かった．

### 7.4　テニスにおける深部体温推定誤差

表 **10**　実験環境（テニス）

| | 8 月 1 日 | 8 月 2 日 |
|---|---|---|
| 被験者 | 女性 4 名 | 男性 1 名・女性 1 名 |
| 時間 | 13:00 - 16:30 | 13:30 - 16:30 |
| 気温 | 39.1 ± 2.3 [℃] (Mean±SD) | 38.3 ± 4.0 [℃] (Mean±SD) |
| 湿度 | 34.6 ± 4.0 [% ] (Mean±SD) | 38.4 ± 9.0 [%] (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 | |

実際のスポーツにおける適用例として，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 10 に示す．全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

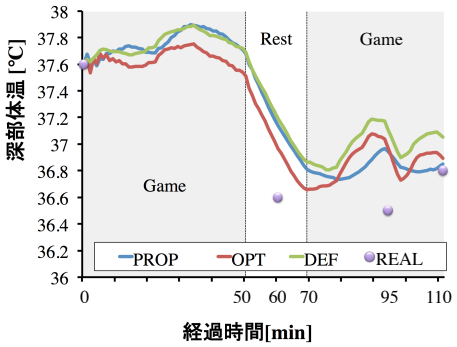


図 **16**　深部体温推定例 (1 日目)

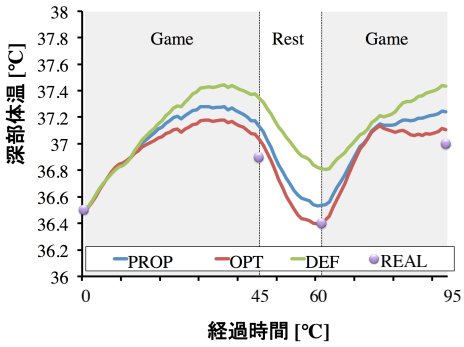


図 **17**　深部体温推定例 (2 日目)

間以上のテニスの基礎練習，および試合を行った．各日程における練習メニューは図 13 に示す通りである．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みなし，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 日一人あたり平均 1475[ml] の水分を補給した．また運動開始前，および休憩中に赤外線鼓膜温度計を用いて深部体温を計測した．計測したタイミングは図 13 に×印で示す．

さらに，運動に伴う外的仕事率を推定するため，靴に加速度センサ Speed Cell[32] を装着した．このセンサでは 5 秒間ごとの平均速度を取得することができるため，被験者が静止しているか動いているかの判別が可能である．本研究では 5[km/hour] 以上の速さである場合走っているものとみなし，それ未満の場合に静止しているものとみなす．得られた 5 秒ごとの速度に対し，文献 [19] より速度に応じた外的仕事率を求め，得られた外的仕事率の 1 分間の平均値を求めることでその時点での外的仕事率 $\Delta_{eff}$ を求める．

図 14，および図 15 に両日の深部体温の平均推定誤差を示す．7.1 節で述べたとおり，テニスでは深部体温を常時計測することが困難であるため，図 13 に示す計測タイミングにおける深部体温の誤差を評価する．結果より，提案手法による平均推定誤差が 0.28 ℃，0.30 ℃となっており **OPT** と同等の精度が得られていることが分かる．**DEF** と比較すると誤差の減少率はそれぞれ 58%，42%であり，提案手法のパラメータ調整方式，および改良モデルの有効性を確認できた．一方，**DEF** ではウォーキング，ランニング，エアロバイク運動と比較して誤差が非常に大きい．この結果より，通常モデルでは複雑な負荷変動や水分補給，風などを含む複雑な運動における深部体温推定が困難であることが分かる．

さらに両日の被験者の深部体温の推定例を，図 16，図 17 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（REAL）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 **DEF** においても再現しているものの，パラメータ調整により絶対値が実測により近づいていることが分かる．以上の結果より，提案手法によりモデルのパラメータを調整することが高精度な深部体温推定に有効であるといえる．

## 8.　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，ウォーミングアップ終了時に計測した深部体温の値に基づく個人差パラメータ調整方式，およびモデル式の改良を提案した．のべ 120 時間超の運動データにより提案手法を評価した結果，1 点のみの深部体温の観測によってより推定誤差の小さい個人差パラメータを選択できることが分かった．さらに，負荷変動や休憩を含む複雑な運動においても，提案手法により従来のモデル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. `http://www.hqinc.net/cortemp-sensor-2/`.

[2] hothead technologies: H.O.T. System. `http://www.hotheadtechnologies.com/portfolio/product-2/`.

[3] 3M: 3M SpotOn System - Product Brochure. `http://multimedia.3m.com/mws/media/8781630/spoton-system-brochure.pdf`.

[4] Gagge, A.: An effective temperature scale based on a simple model of human physiological regulatory response, *ASHRAE TRANSACTIONS*, Vol. 77, No. 2192, pp. 247–262 (1971).

[5] 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).

[6] 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).

[7] 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).

[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] Stolwijk, J. A.: A mathematical model of physiological temperature regulation in man, Technical Report CR-1855, National Aeronautics and Space Administration (NASA) (1971).

[10] 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).

[11] 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).

[12] OMRON: OMRON Gentle Temp 510 (in Japanese). `http://www.healthcare.omron.co.jp/product/mc/mc-510.html`.

[13] Basis: Basis Peak — The Ultimate Fitness and Sleep Tracker. `http://www.mybasis.com/`.

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

[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] 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).

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

[18] 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).

[19] 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).

[20] 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).

[21] Kyoto Electronics Manufacturing Co., Ltd.: Heat Stroke Checker [WBGT-203A/213A]. `http://www.kyoto-kem.com/en/product/wbgt2xx/`.

[22] 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).

[23] Fohr, J.: *Heat and Moisture Transfer between Human Body and Environment*, John Wiley & Sons (2015).

[24] 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).

[25] 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).

[26] 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 (online), DOI: 10.7600/jspfsm1949.44.357 (1995).

[27] 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).

[28] 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 (online), available from ⟨http://ci.nii.ac.jp/naid/110001924047/en/⟩ (1990).

[29] TECHNO SCIENCE Inc.: Tympanic Temperture Logger DBTL-2. `http://www.t-science.jp/doc/dbtl-2.html`.

[30] EKO Instruments: Solar Sensor ML-01. `http://eko.co.jp/meteorology/met_products/0018.html/`.

[31] 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).

[32] adidas: adidas Bluetooth Smart Compatible Speed_Cell. `http://www.adidas.com/us/bluetooth-smart-compatible-speed_cell/G75090.html/`.