

ウェアラブルセンサを用いた深部体温推定に関する一検討

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を測定する必要があるが、活動中の測定は困難である。このため本研究では、人体の熱産生、熱移動を定式化した生体温熱モデルを用いて網羅的なシミュレーションを行うことで深部体温と対応するセンサ値組を算出し、深部体温の確率密度分布を事前に生成する。提案手法では、生成した分布のうち、実際に観測したセンサ値組に最も近い場合に対応する深部体温の確率密度分布に基づき、現在の深部体温を推定する。提案手法の実現可能性を検討するため実データを収集し、センサ値組と深部体温の関係を確認したところ、深部体温と心拍数の値に相関 ($R = 0.68$) が見られ、さらに複数のセンサ情報を組み合わせることで、よりばらつきの少ない深部体温の分布を得られることを確認した。

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身体内側の体温（深部体温）が上昇することで発生するため、予防のためには鼓膜や直腸などの深部に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、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しかできないのが現状である。

そこで本研究では、近年開発が盛んなウェアラブルセンサを用いて体表温度、発汗量、心拍数といった情報をリアルタイムに取得し、それらの情報から深部体温を推定する。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 [2], [6], [7]。しかし、パラメータを数多く与える必要があるため運動中に測定可能なセンサから得られる情報だけでは生体温熱モデルに基づくシミュレーションを行うことはできない。そこで、事前に取り得るパラメータ値で網羅的なシミュレーションを行っておき、センサから得られる値の時間変化ごとの深部体温の確率分布を決定する。これにより、未知のパラメータが多数存在する場合でも、与えられた生体情報や環境情報に対応する深部体温を

確率分布として得ることができる。

手法の実現可能性を検討するため実データを収集し、ウェアラブルセンサから取得可能な値と深部体温の組との関係を調査した。その結果、3種類の強度で運動を行った場合に、運動強度が未知であっても複数のセンサ情報を組み合わせることにより、ばらつきの少ない深部体温の分布が得られることが分かった。

2. 関連研究

2.1 生体温熱モデルによる熱移動のモデル化

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 [2], [6], [7]。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、各部位ごとの温度を算出する。生体温熱モデルでは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 [2] 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 [6] 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

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

ル [7] 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。

多くの生体温熱モデルは室内安静時を対象にしているが、文献 [8] 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。

2.2 生体センサ

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り、運動の負荷については利用者の動き (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、また既存の指標 (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ため運動に合わせて最適な手法を選択、または組み合わせることで求める。

本研究では、活動時でも測定可能な生体情報として発汗量、心拍数および体表温度を利用する。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 [3] 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 [5] 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 [4] 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 [10] 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 [1]) も販売されている。心拍数はスタンダードな胸部にパッドを装着して計測する手法の他、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、サーモグラフィと違い被験者の移動を気にする必要がない。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。

2.3 スマートフォンによる生体情報推定

運動の負荷を表す消費カロリーや心拍数をウェアラブルセンサを用いずに推定する手法がこれまでにいくつか提案されている。文献 [11] では、スマートフォンに搭載された GPS、加速度センサや歩行コースの勾配情報に基づいて歩行における負担度モデルを構築し、心拍数の推定を行っている。モデルの構築にはニューラルネットワークを用いることで運動強度と心拍数を関連付けており、直接センサを身につけなくても 11bpm 以下の平均絶対誤差で心拍数の推定が可能であることが示されている。

また、文献 [9] では自転車運動における消費カロリーを車載のスマートフォンのみで推定する手法を提案している。自転車のペダルを漕ぐ動作を腰ポケットに備えたスマートフォンの加速度によって検知し、ペダルの回転周期を推定する。推定した回転周期は実際にケーデンスセンサを用いて計測した回転数と誤差 0.19 ± 1.59 であることが示されている。さらに標高を提供するサービス USGS (U.S. Geological Survey) より傾斜を求め、ペダルの回転数と合わせて消費カロリーを推定する。様々なコースで自転車運動を行った結果、既存手法と比較して消費カロリーの推定精度が向上していることが報告されている。

3. 提案手法

3.1 システム概要

本システムではユーザがウェアラブルセンサを装着し、運動や温熱環境下で活動している環境を想定している。ユーザが装着している生体センサ、および環境情報を収集するセンサから取得したデータ (センサ値組) をサーバに集約し、深部体温を推定する。深部体温の推定は、センサ値組

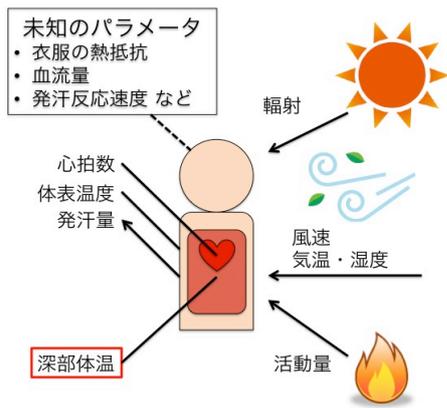


図 1 生体温熱モデルによる熱評価

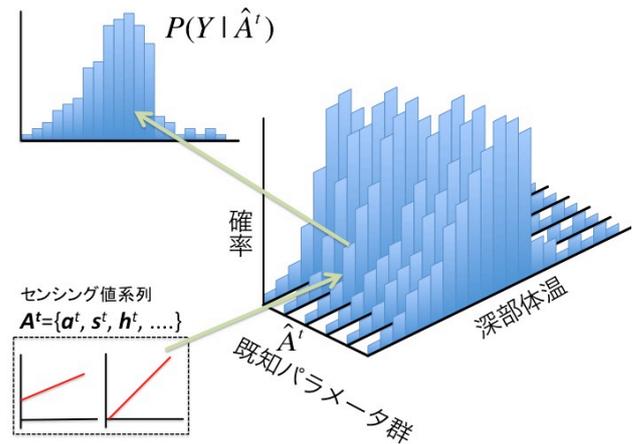


図 3 センサ値に合致する深部体温分布の特定

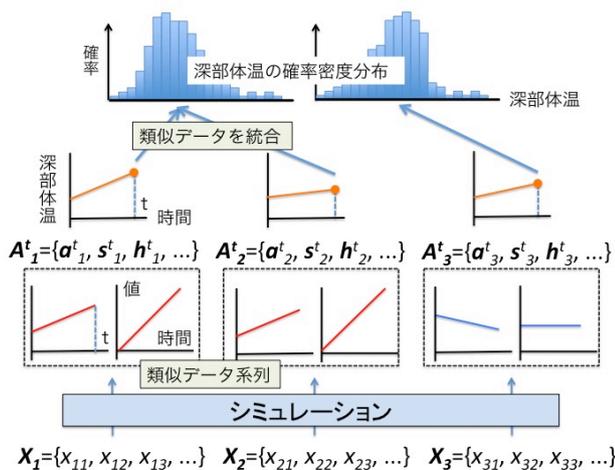


図 2 網羅的テストによる深部体温分布の生成

に対応する深部体温の確率分布を事前に用意しておくことで実現する。このため、サーバでは未知のパラメータに対して網羅的なシミュレーションを行った結果を基に、入力として与えられるセンサ値組ごとに深部体温の確率分布を決定しておく。シミュレーションは生体温熱モデルに基づき、 Δt 秒間での身体の各部位間の熱移動を計算し、 Δt 秒後の各部位の体温を求める。更新された各部位の体温を基に、 Δt 秒後の熱移動計算を繰り返すことで、深部体温の時間変化を再現する(図1)。提案手法では図1の未知パラメータおよび深部体温以外の情報をセンサにより取得し、センサ値組とする。得られたセンサ値組に対して、網羅的テストで得られた最も近いセンサ値組に対応する深部体温の確率分布に基づき、現在の深部体温を推定する。センサ値組はユーザから定期的にサーバへ送信され、サーバはその都度、事前に用意した分布の中から最も近い深部体温の確率分布を決定する。予測される深部体温が閾値を超えた場合、熱中症の発症リスクが高いため警告を行い、ユーザに休憩や給水などを促すことがシステムの最終目標である。

3.2 網羅的テストによる深部体温の推定

生体温熱モデルに基づき深部体温を推定するためには、

温度などの測定が容易な環境情報に加えて、衣服の熱抵抗や個人の血流量、発汗反応速度など、実値を取得することが困難なパラメータを設定する必要がある。そこで、提案手法ではこれらの未知パラメータ群 X に対して、あらゆるパターンでのシミュレーション(網羅的テスト)を行い、類似するセンサ値組ごとに深部体温の確率密度分布を得る(図2)。

本研究では、対象環境に設置したセンサにより時刻 $[0, t]$ における気温 T_e^t 、湿度 H_e^t 、輻射熱 R_e^t 、風速 W_e^t を測定し、ユーザに装着したウェアラブルセンサにより、時刻 $[0, t]$ における活動量 a^t 、発汗量 s^t 、心拍数 h^t 、体表温 T_g^t を取得する*1。これらの時刻 $[0, t]$ におけるセンサから取得した値組を A^t と表記する。網羅的テストを行う際には、深部体温の分布に加えて、その分布に対応するセンサ値組が得られる。したがって、実際にセンサで取得した値の組 A^t と網羅的テストにより得られたセンサ値組を比較することで、最も A^t に近い組 \hat{A}^t が得られた時の深部体温の確率分布 $P(Y|\hat{A}^t)$ を特定する(図3)。 $P(Y|\hat{A}^t)$ は、網羅的テストにより得られたセンサ値組 \hat{A}^t に対応する深部体温分布を正規化することで得られる。提案手法では、実際の深部体温は $P(Y|\hat{A}^t)$ に従うと見なし、深部体温を推定する。

4. 予備実験

4.1 実験環境

提案手法の実現可能性を検討するため、実際に運動を行いデータを収集した。予備実験ではシミュレーションによる網羅的テストを行わず、実際にセンサから得られる発汗量や心拍数などの情報に加え、深部体温を実測することでセンサ値組から深部体温の分布を得ることができかどうかを検討する。運動実施日は2013年8月、被験者は男性1名とし、無空調の屋内でエルゴメータ運動を実施した。エルゴメータ運動では頭部の動きが少なく、鼓

*1 取得情報はこれらに限らないが、多ければ多いほど精度向上が期待できる。

膜温度の測定が可能であるため鼓膜温度を深部体温として用いる。鼓膜温度を測定するためにセンサ DBTL-2(テクノサイエンス株式会社製)、発汗量を測定するため発汗量データロガー SWEAT-L(ルーセット・ストラテジー株式会社製)、心拍数と体表温度を測定するために胸部心拍センサ myBeat(ユニオンツール株式会社製)、気温や湿度、WBGTを取得するために熱中症指標計 WBGT-203B(京都電子工業製)をそれぞれ用いた。実験は負荷を三段階(2.4kCal/min, 4.8kCal/min, 9.6kCal/min) 設け、15分間の運動を各6回行った。

4.2 結果

4.2.1 深部体温とセンサ値の関係

運動開始 15 分後の深部体温と、15 分間の発汗量、心拍数、体表温度の平均値の散布図を図 4 から図 6 に示す。深部体温を固定軸として、図 4 に発汗量と心拍数、図 5 に発汗量と体表温度、図 6 に心拍数と体表温度についてそれぞれの分布を示す。

図 4, 図 6 より発汗量、心拍数と深部体温の間にそれぞれ正の相関関係 ($R = 0.62$, $R = 0.68$) があることがわかる。また図 6 では心拍数が 110 以上の場合に、同じ心拍数の値に対しても体表温度に差があるため、心拍の情報に加えて体表温度を考慮することにより深部体温のばらつきを抑えられる可能性を示している。図 5 からは体表温度が 29 度以上の場合には深部体温の値が大きく、29 度未満の場合には値のばらつきが大きいことが分かる。また、体表温度が 28 度付近の場合においては発汗量を考慮することで深部体温のばらつきを抑えられる可能性が示されている。従って、以上の結果は複数のセンサ値を組み合わせることで、深部体温の分布のばらつきが小さくなる可能性を示唆している。分布のばらつきが小さくなれば、網羅的テストにより生成される深部体温の確率密度分布の尖度が大きくなり、推定精度は向上すると考えられる。

一方で、数は少ないが体表温度が低いにもかかわらず深部体温が高い、心拍数が大きいにもかかわらず発汗量が少ないといったセンサ値組も散見される。この原因として、同じ運動強度でも日によって被験者の感じる負担度が異なりセンシング値に影響したことや、運動の度に体温や発汗機能などの被験者の状態に差があったことが考えられる。

4.2.2 同一環境でのセンサデータのばらつき

同じ環境下で同じ強度の運動を行った場合にも被験者の生体情報の初期値の違いや体内の状態によってセンサの値にばらつきが生じる。図 7, 8, 9 は予備実験における運動開始から 15 分の深部体温と発汗量、心拍数、体表温度の平均値を表したものであり、運動強度が大きい場合に各値は大きくなると想定される。心拍数についてはおおむね想定された傾向がみられるものの、体表温度および発汗量については運動強度と明確な相関が見られない。また、同じ

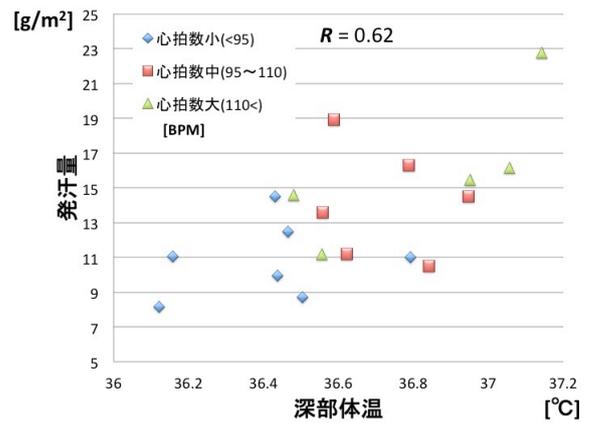


図 4 深部体温と発汗量・心拍数の関係

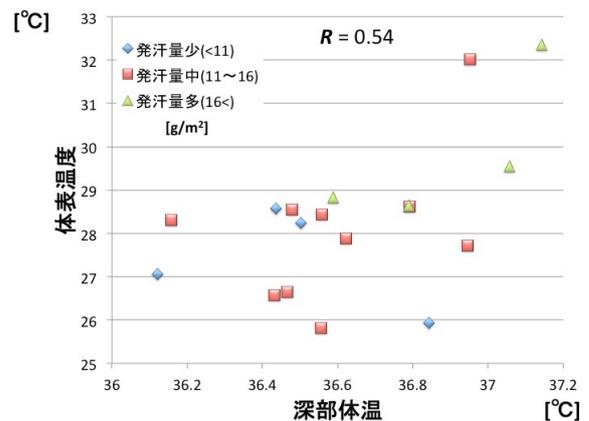


図 5 深部体温と発汗量・体表温度の関係

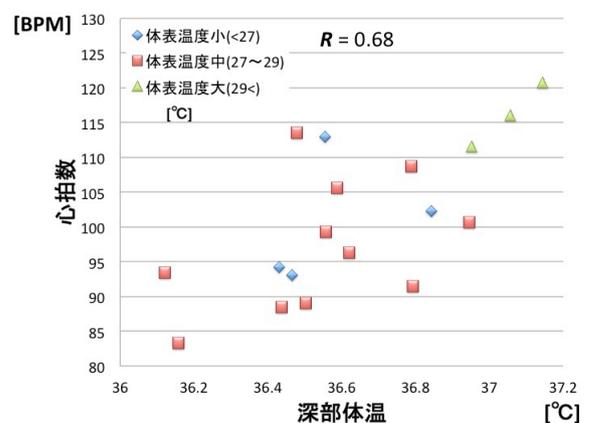


図 6 深部体温と心拍数・体表温度の関係

運動強度での実験においても発汗量の値にばらつきが生じている。この原因として、

- ヒトの一日の体温変動における初期値の違い
- 体内水分量の違いによる発汗機能の違い
- 実験日ごとの被験者の体調の違い

など様々な要因が考えられる。こういった計測が困難なパラメータについて、同じ状況を再現して実験を重ねデータを収集することはほぼ不可能である。

そのため、シミュレーションにより、想定されるあらゆる

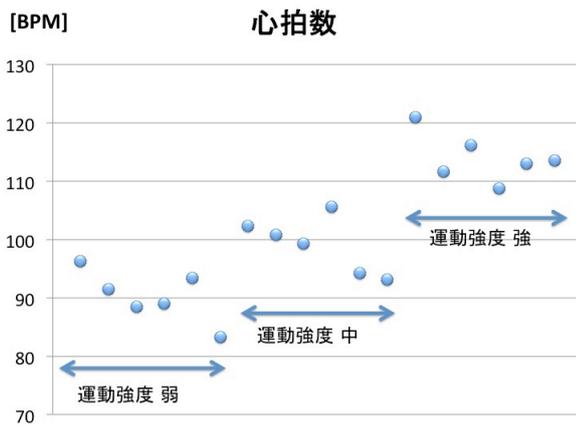


図 7 異なる強度の運動における平均心拍数

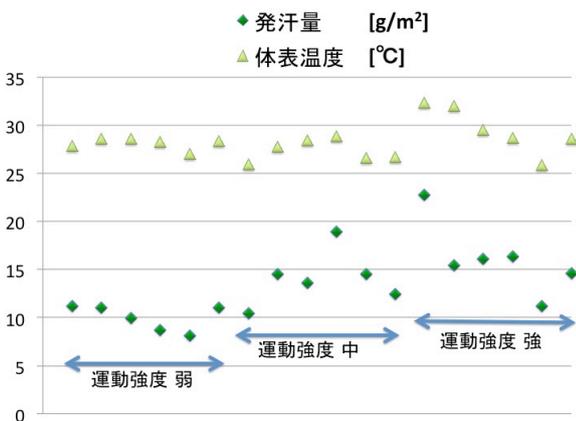


図 8 異なる強度の運動における平均体表温度, 平均発汗量

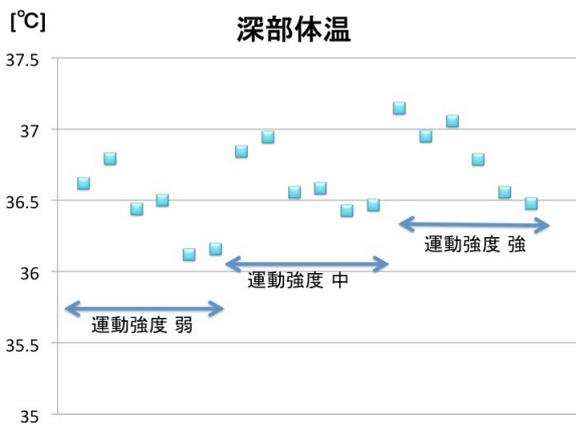


図 9 異なる強度の運動後における深部体温

るパラメータについて事前に深部体温の変化を計算し、生成した確率分布に基づき推定を行う提案手法は有効であると考えられる。

5. まとめと今後の課題

本研究では、生体温熱モデルに基づく網羅的なシミュレーションによって生成した深部体温とセンサ値組に対し、実際のセンサ値組から対応する深部体温の分布を推定する手法を提案した。手法の実現可能性を検討するため実際の

運動データに対して運動強度が未知の場合においても、複数のセンサの情報を組み合わせることでばらつきの少ない深部体温の分布を得られることがわかった。今後、提案手法におけるセンサ値組の類似度に基づく深部体温の分布の作成のために、センサの値組の類似度を定義する必要がある。現在、グラフの面積や時間毎の平均誤差に基づいて類似度を定義する方式について検討を行っている。また、センサ値組を同一と見なす閾値や計算時間についても検討を行う予定である。

参考文献

- [1] adidas: <http://shop.adidas.jp/micoach/>.
- [2] 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).
- [3] Montagu, J. and Coles, E.: Mechanism and measurement of the galvanic skin response., *Psychological Bulletin*, Vol. 65, No. 5, p. 261 (1966).
- [4] Ohhashi, T., Sakaguchi, M. and Tsuda, T.: Human perspiration measurement, *Physiological measurement*, Vol. 19, No. 4, p. 449 (1998).
- [5] Science, B.: <http://www.mybasis.com/>.
- [6] Stolwijk, J. A.: A mathematical model of physiological temperature regulation in man, *National Aeronautics and Space Administration*, Vol. 1855, No. NAS 9-9531 (1971).
- [7] Tanabe, S., Nakano, J. and Kobayashi, K.: Development of 65-node thermoregulation-model for evaluation of thermal environment, *Journal of Architecture Planning and Environmental Engineering*, No. 541, pp. 9-16 (2001).
- [8] 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).
- [9] Zhan, A., Chang, M., Chen, Y. and Terzis, A.: Accurate caloric expenditure of bicyclists using cellphones, *Proceedings of the 10th ACM Conference on Embedded Network Sensor Systems*, pp. 71-84 (2012).
- [10] ルーセット・ストラテジー株式会社 : <http://www.rousettes.com/Psp-SNT-200.html>.
- [11] 隅田麻由, 水本旭洋, 安本慶一: スマートフォンを用いた歩行時心拍数推定法, *情報処理学会論文誌*, Vol. 55, No. 1, pp. 399-412 (2014).