

運動時における無線鼓膜温測定装置の初歩的開発

濱田 臣二・久保 諭敏*・滝本 隆・吉塚 一典**

Elementary Development of Wireless Tympanic Thermometer during Exercise

Shinji HAMADA, Satoshi KUBO*, Takashi TAKIMOTO and Kazunori YOSHIKAZU**

Abstract

The purpose of this study is to develop a wireless tympanic thermometer that can measure the temperature of the tympanic membrane during various indoor and outdoor sports. We developed the thermometer using by infrared temperature sensor: MLX90164 (Melexis) and microcomputer mounted BLE module: BLE Nano (RedbearLab). The thermometer is used by extending the sensor parts, which is mounted on an upper arm, to an external auditory canal. And, it gets the measurements by I²C communication between the sensor and the microcomputer. Our developed BLE communication application, displaying the measurements on a mobile device (iPhone or Android), enables the real-time monitoring. If communication distance of BLE is insufficiency, we use Wi-Fi. It becomes possible with real-time monitoring by sharing the display of mobile device to laptop. The measurement is saved on the SD-card inserted in the mobile device. We performed comparative experiments with Genius, the tympanic thermometer that is used in medical field. By the experiments, we could not find a significant difference between the prototype and Genius measurements. To mount the main device on upper arm interferes with subjects' performance during the sports. Moreover, the shape of sensor parts needs to be improved for the subject who has small auditory tubes. Therefore, it needs to improve the mounting method of the main device and the sensor.

Key words: Wireless thermometer, Tympanic temperature

はじめに

近年、高温環境下における運動時の体温調節に関する研究は、暑熱障害の防止およびパフォーマンス向上の観点において重要な課題となっている。高温環境下で運動を継続して行う場合、体内での熱産生によって深部体温が過度に上昇すると、パフォーマンスの低下や暑熱障害を引き起こす。

ここで指標となる深部体温は、国際生理学会温熱生理委員会で定義される核心部の温度と同じ概念で使用される。これは恒温動物の生体内部の組織の温度であり、核心温の状態は、循環調節や生体の外層部に影響する環境への熱放散の変化によって変わらない。深部体温は、一般的に鼓膜温・食道温・直腸温を測定される。しかしながら、測定時に低侵襲であり、視床下部へ流れる内頸動脈血温から、脳温を反映するとされる鼓膜温の測定が最適である。そのため、運動時の測定を主とする本研究では、鼓膜温を指標として用いる。

これまで使用されている既存の鼓膜温測定装置は、測定方法等によって有線（1種類）、無線（2種類）の3種類に分類される。有線の測定装置では、運動中に鼓膜温の動向をモニタリングすることが可能であるが、被験者の動きが制約される。そのため、運動種目は人工気象室内での自転車エルゴメータやトレッドミルなどに限定される。また、使用される接触式のセンサが直接鼓膜に触れるため、被験者への侵襲性が高い。

一方、無線の測定装置は、非侵襲の赤外線センサによるもので、測定データをメモリに保存するタイプ、およびセンサと表示画面が一体型のタイプの2種類がある。これらは、さまざまな運動での測定に使用できるものの、前者は基本的に運動中に測定値を見ることができず、後者は測定時に運動を中断

する必要がある。そのため、共に遠隔でのリアルタイムのモニタリングは不可能である。さらに、後者は測定者以外が測定値を視認することが困難である。

したがって、非侵襲、リアルタイムモニタリング、および多種目での実用を満足する鼓膜温測定装置が見当たらないのが現状である。

そこで本研究は、実際の運動時における無線通信による鼓膜温測定装置の実用化を目指し、その初歩的开发を行うことを目的とする。加えて、試作した測定装置によって得られたデータについての検討も試みた。

1. 無線鼓膜温測定装置の開発

Fig. 1 に開発する無線鼓膜温測定装置の概略図を示す。本装置でのセンシングは、Fig. 2 に示すように、センサ部を外耳道に挿入して行う。鼓膜温を測定するセンサには、非接触式の赤外線温度センサ MLX90164ESF-DCA を使用する。赤外線式のセンサを使用することで非侵襲かつ短時間での測定が可能となる。そのため、運動時における有用性が高い。深部体温の指標として鼓膜温を使用するのは、鼓膜が脳に近く、最も脳温を



Fig. 1 Measuring system

* 専攻科生産デザイン工学専攻2年

** 佐世保工業高等専門学校 一般科目教授

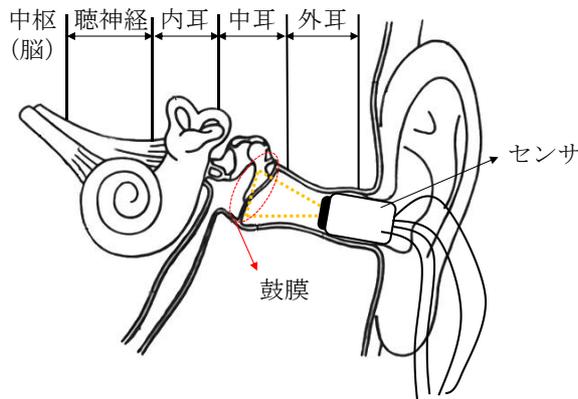


Fig. 2 Insertion part

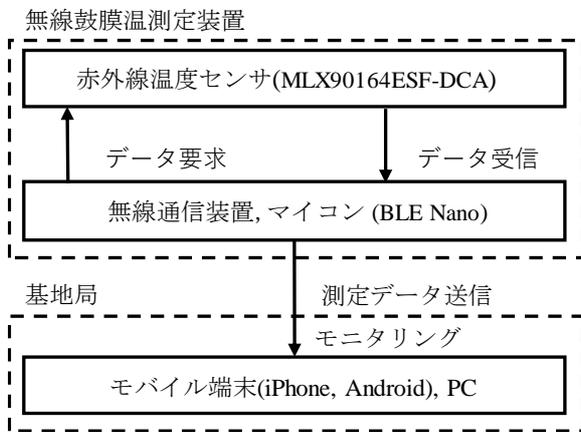


Fig. 3 System configuration

反映しているからである²⁾。また、鼓膜温は温度の変動が早い
ため観察に適しており³⁾、その他の測定部位と比較して容易に
測定可能である。

無線鼓膜温測定装置のシステム構成を Fig. 3 に示す。本研
究では、無線通信に BLE (Bluetooth Low Energy) を使用する。
制御と BLE 通信はマイコン (MDBT40) と BLE チップ
(nRF51822) が搭載された BLE Nano (18.5mm×21.0mm) を
使用する。BLE Nano とセンサを PC 通信によって接続して
測定データを取得する。そして、BLE Nano と基地局のモー
バイル端末間の BLE 通信により、取得した測定データを端末画
面に表示させる。これにより、運動時のリアルタイムモニタ
リングを可能とする。

無線通信を取り入れることにより、従来の測定装置では限
界があった運動やリアルタイムでのモニタリングを実現する。
開発する測定装置は、運動に支障をきたさないため、通常の練
習や試合を遂行していきなかに測定が行える。また、指導者や
競技者にとって、より有益なデータ収集が可能となる。さら
に、競技者が自らの体温を把握しながら運動できるため、運動
時の安全性が確立される。

1.1 鼓膜温測定部

適正な鼓膜温を測定するためには、耳穴に入るサイズで、
かつ、測定誤差を小さくしなければならない。MLX90164ESF-
DCA は、直径 8 mm と小型であり、医療グレードとして体温

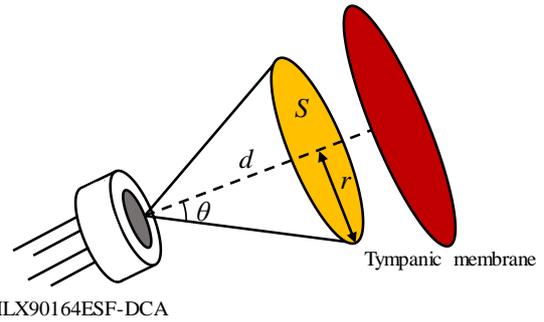


Fig. 4 Measurement range

などの温度範囲の測定に対して、精度が良い特性を持つ。

使用するセンサは赤外線温度センサであるため、測定対象
物の赤外線エネルギーのみを受け取ることが重要となる。し
たがって、測定対象物の面積と測定対象物までの距離、セン
サの視野角の 3 つを考慮する必要がある。Fig. 4 に示すのは、
センサの測定範囲の模式図である。

測定対象物までの距離を d mm, 測定対象物の半径を r mm,
視野角を θ とする。模式図より、センサと測定対象物の距
離の関係式は以下ようになる。

$$d = \frac{r}{\tan\theta} \tag{1}$$

鼓膜の大きさは、一般成人で直径約 9 mm ($r = 4.5$ mm) で
あるため、測定する視野面積 S はおよそ 63.6 mm^2 となる。使
用するセンサの視野角 θ は 45° である。したがって、関係式
(1)より、必要な視野面積を得るためには、測定対象物との距
離 d が 4.5 mm となる。

MLX90164ESF-DCA は、測定対象物が放つ赤外線エネルギ
ーがセンサへ入射する角度ごとに検知する割合が異なる特性
を持つ⁴⁾。つまり、センサが赤外線エネルギーを受信する角度
が小さいほど、より反応し、測定値に反映される。このことか
ら、センサが鼓膜に対して 4.5 mm に位置せずとも、受光部を
正面、かつ、平行に設置すれば鼓膜温のみの測定が可能であ
る。

1.2 無線通信部

無線通信においては、鼓膜温の動向をリアルタイムでモニ
タリングすることを想定している。そのため、運動範囲を満
たす通信距離を必要とする。本研究で使用する BLE Nano の
通信距離は、2.5 m から 50 m となっており、運動範囲が異
なる様々な運動に用いやすい。

本装置は、実際の運動時に装着するため、運動の際にずれ
や外れがなく、形状および重量が支障のないものでなければ
ならない。そのため、極めて小さな装置とし、運動の妨げにな
らないよう軽量にする必要がある^{5,6,7)}。使用する BLE Nano
は、小型で同じモジュール内にマイコンが搭載されている。し
たがって、単体でセンシングと BLE 通信の両方を行える。こ
れにより、小型で軽量の装置開発が可能となる。

2. 試作装置の開発

本研究では、無線鼓膜温測定装置の試作を行った。Fig. 5
に試作装置を示す。寸法は、43 mm × 30 mm × 20 mm, 重量

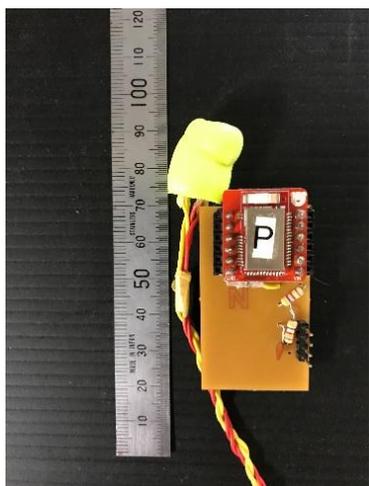


Fig. 5 Prototype model

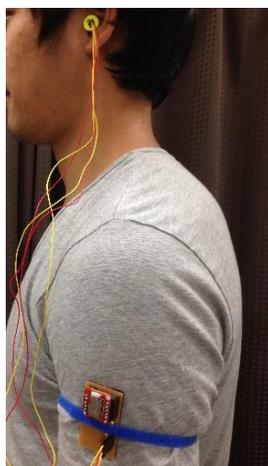


Fig. 6 Mounting body

はバッテリー込みで 19 g である。MLX90164ESF-DCA と BLE Nano はともに動作電圧 3 v となっており、装置の小型化、軽量化を図りボタン電池を用いて駆動させている。使用時の装着図を Fig. 6 に示す。試作装置は上腕部に取り付け、そこからセンサ部を耳まで延長して使用する。

運動時には激しい動作による振動が発生する。その振動により、センサの焦点のぶれやセンサ部の外れが発生し、正確な測定値が得られなくなる。そのため、振動への対策が必要となる。本装置では、対策としてセンサ周りに弾性ポリマーを使用している。弾性ポリマーは、耳栓などに利用されている材質であり、変形させても復元する特性がある。これにより、外耳道の内側から圧迫することでセンサを固定できる。また、固定により、センサが皮膚に直接触れないための保護にもなっている。

弾性ポリマーを使用した固定部とは別に、3D 編集技術と付加製造技術を利用したものを作した。この固定部は、使用する人の耳の形に合わせたものとなる。Fig. 7 (a) に示すように、シリコン樹脂を用いて耳の形を採取する。その後、3D スキャナーを使用して採取したシリコンモデルを 3D データへ変換する。スキャンしたデータには、ノイズの影響を受け粗くなる部分が発生する。そのため、3D 編集ツールを使用して手動操作でノイズの影響を除去する (Fig. 7 (b))。最後に 3D プリンタ

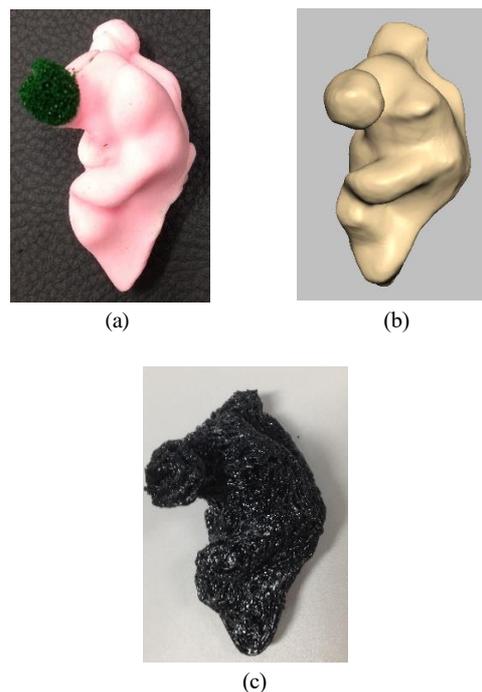


Fig.7 Ear mounting part using 3D and AM technology

で造形を行い、最初に採取したシリコンモデルと同じ形の固定部となる。Fig. 7 (c) に示すのが造形した固定部である。造形には Ninjya Flex という樹脂を使用している。この樹脂は、ゴム素材で非常に柔らかいため、侵襲性が低く、より耳穴にフィットする。

2.1 アプリケーションの開発

Fig. 8 は、測定している値をリアルタイムで iPhone 画面に表示させているものである。iPhone を使用したモニタリングには、BLE Nano に搭載されている nRF51822 に対応したオープンソースアプリケーション nRF Toolbox を使用している。しかしながら、このアプリケーションは測定値の表示機能しか備わっておらず、得られたデータを記録していくことができない。暑熱障害防止には鼓膜温の動向を調査する必要があるため、測定値を記録する機能もアプリケーションに求められる。

したがって、本研究では、無線鼓膜温測定装置専用のアプリ

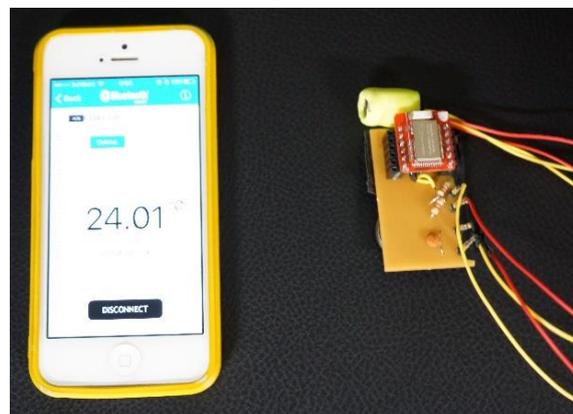


Fig. 8 Real-time monitoring (iPhone)

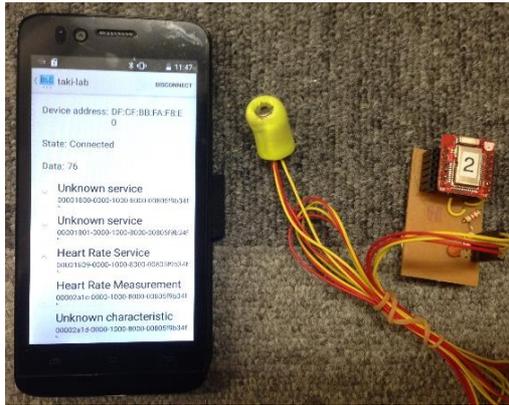


Fig. 9 Real-time monitoring (Android)



Fig. 10 Stored measurements

ケーションを開発した。Fig.9は、開発したアプリケーションでのモニタリング画面である。iPhoneでは外部メモリに対応していないため、データを取り出して評価を行う際に不便である。そのため、SDカードに対応しているAndroid端末用アプリケーションを開発した。開発したアプリケーションは、iPhoneと同様のモニタリング機能に加え、挿入しているSDカードに測定値を記録することが可能である。Fig.10に示すのは、測定と同時にSDカードに記録されたデータである。本装置とアプリケーションを使用することで、リアルタイムモニタリング機能と測定データ保存機能の両方を活用して、運動時の鼓膜温の動向を調査することが可能となる。

試作装置の通信範囲を超える運動でリアルタイムモニタリングを行いたい場合、BLEに加えWi-Fiを取り入れて通信距離を拡大する。Fig.11にシステム構成図を示す。被験者は、本装置とモバイル端末を身につけて運動を行う。装置とモバイル端末間では、BLE通信により、測定値の表示とデータ保存を行う。遠隔地からモニタリングを行うために、Wi-Fiを使用してモバイル端末と遠隔地のPCを通信させる。そして、モバイル端末に表示される画面をPCと共有してモニタリングを行う。Fig.12に、モバイル端末とPCの画面共有を示す。画面共有には、オープンソースアプリケーションのAirDroidを使用している。AirDroidは、無線ネットワークを経由して、Webブラウザから使用するモバイル端末を管理することができる。そして、その機能の1つに画面共有がある。Wi-Fiを取



Fig.11 System configuration

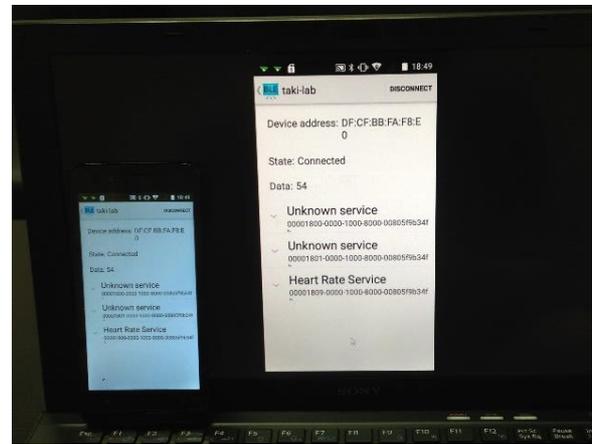


Fig. 12 Screen sharing

り入れることで通信範囲の制限が大幅になくなり、指導者などが離れた場所から鼓膜温の動向をモニタリングできる。

3. 測定実験

開発した試作装置とアプリケーションで適切な鼓膜温が得られるか、また運動時の実用性について確認するために測定実験を実施した。

3.1 動作検証

使用する赤外線温度センサ MLX90164ESF-DCA で適切な鼓膜温が得られるか検証するために、安静時での測定実験を行った。測定は電源を入れた後、センサを装着して、手で保持した状態でを行った。測定結果を Fig. 13 に示す。

耳に入れた直後から温度が上昇し、測定値が収束するのに30秒程度かかっている。これは使用するセンサが自身の温度を用いて測定値を算出しているためである⁸⁾。一般的には、環境温により多少変化があるものの鼓膜で測定される値は約37℃とされる⁹⁾。そのため、その温度に満たない値が測定された場合、外耳道の温度が反映されている可能性があり、評価できる鼓膜温としては扱えない。今回の測定では、37℃付近の測定値を示しているため、適切な鼓膜温を得られている可能性が高い。

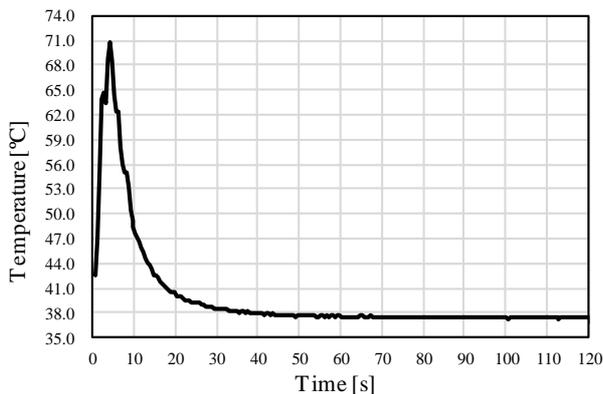


Fig. 13 Settling time

3.2 運動時の測定データ検証

運動時に適切な鼓膜温が得られるか確かめるために、ランニング (約 3 km) での測定実験を実施した。Fig. 14 に測定結果を示す。

運動を開始してから 2 分までの間、鼓膜温が上昇しているのがわかる。しかし、その後運動を継続しているにも関わらず、2 分から 17 分間の鼓膜温は下降傾向にある。また、8 分付近には、鼓膜温が急に 1 °C 程度低下している。この原因として、センサ部のずれが考えられる。ずれを発生させるのは、運動時の振動と本体装置から延長しているコードが受ける向かい風によるものと思われる。これにより、センサの焦点が鼓膜から外れていた。センサの装着法に改善が必要である。

開発した試作装置とアプリケーションでリアルタイムモニタリング機能および測定データ保存機能による鼓膜温動向の検証が可能であることを確認した。

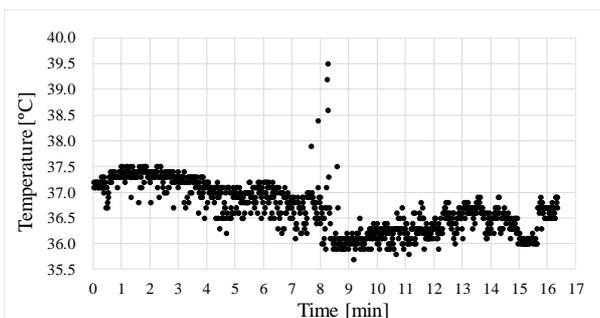


Fig. 14 Tympanic temperature change during exercise

3.3 測定値の比較検証

試作装置から得られる測定値を検証するために、医療用としても広く使用されている鼓膜温測定装置 Genius との比較実験を行った。また、被験者に試作装置を装着して、運動したときの感想を聞いた。

運動時の振動によるセンサ部のずれは、弾性ポリマーで耳の隙間部分を埋め、固定力を増加させて改善した (Fig. 15 (a))。向かい風により発生するずれに対しては、マスキングテープと安全ピンを使用して固定することで改善した (Fig. 15 (b))。比較実験では、早く心拍数を増加させ鼓膜温上昇を促進するために、比較的強度のランニングで測定を実施した。その実験において、妥当な鼓膜温を検出したと思われる被験者 2 人を

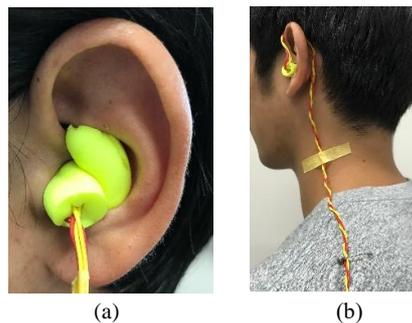


Fig. 15 Improvement of attachment

抽出した。

被験者 A に対しては、スプリント (30 m) を 4 分間反復で行い、その後、階段 (25 段) を使用した全力での昇降運動を 22 分間反復で行ったときの温度変化を測定した。測定時に運動を一時中断したため、各測定点で 15 秒程度の休息が入っている。

被験者 B に対しては、ゆっくりとしたランニングでのウォーミングアップを 10 分間程度行わせ、その後、実験を開始した。実験は陸上用 400 m トラックを使用し、周回ごと計 10 回 (計 4000 m) の測定を行った。測定時の運動中断による休息は 60 秒である。また、被験者 B の実験は、佐世保高専陸上部の学生に協力を得て行った (Fig. 16)。

Fig. 17 に心拍数と試作装置の測定結果を示す。心拍数と共に鼓膜温も上昇していることから、試作装置で鼓膜温上昇の動向を得られている可能性が高い。また、被験者 A が最大温度 38.5 °C に達したときの心拍数は 195 bpm (beats per minute) であり、最大心拍数を示した。被験者 B も同様に最大温度 38.6



Fig.16 Experiment scene

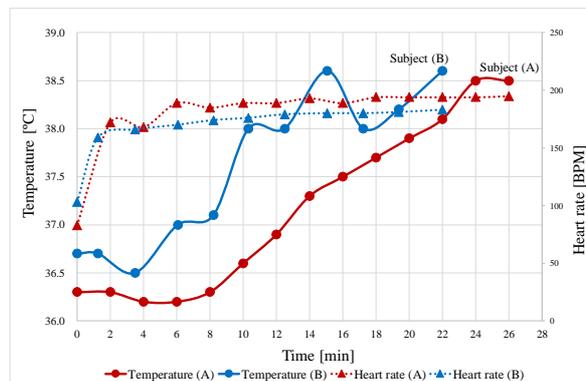


Fig.17 Changes of Prototype data and Heart rate

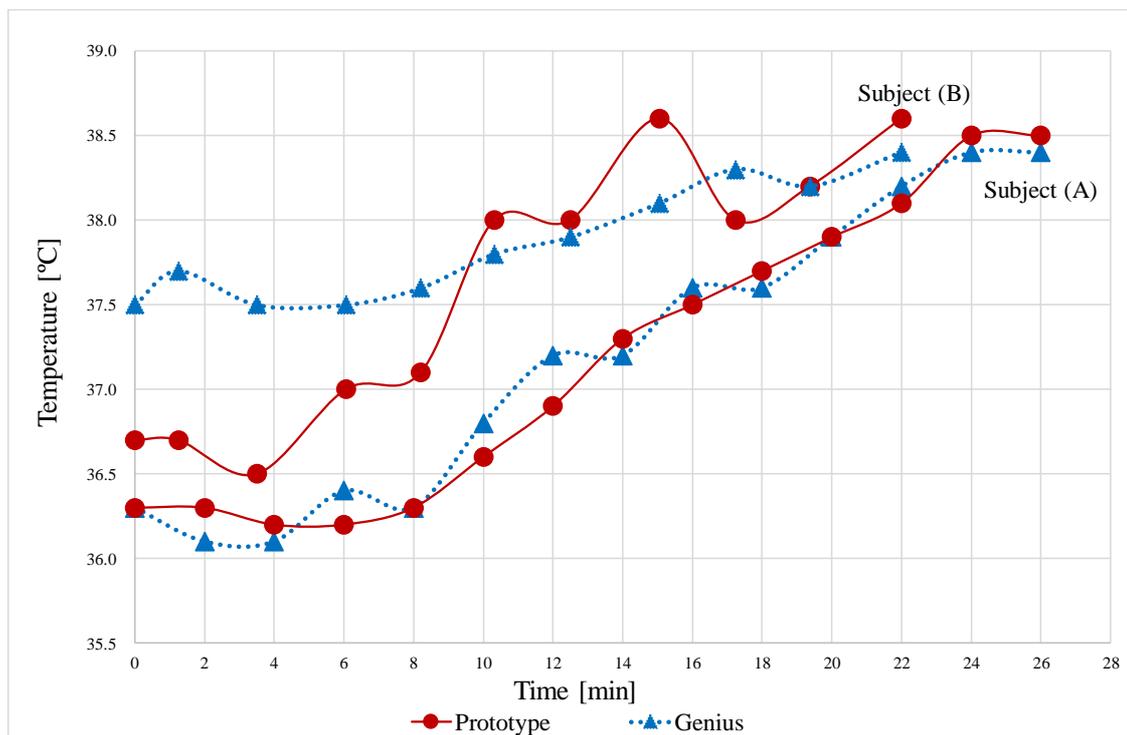


Fig.18 Comparison of Genius and Prototype data

℃に達したとき 183 bpm の最大心拍数を示した。

Fig. 18 に Genius と試作装置の測定結果を示す。被験者 A では、運動を開始して 6 分までの間、鼓膜温の上昇は見られない。これは、間欠的運動で運動強度が被験者にとって 70~80% であったため鼓膜温の上昇にはつながらなかったものと考えられる。試作装置で測定される鼓膜温は Genius と比較して上昇の動向がほぼ同等であり、平均測定値差 0.1 °C と各測定点で近い値を示した。鼓膜温は 2 分間で約 0.4 °C ずつ上昇していき、最大となったのは、運動開始から 26 分後 Genius : 38.5 °C, Prototype : 38.6 °C であった。

被験者 B では、平均測定値差 0.5 °C と温度上昇の動向は近いが各測定点での差は大きい。運動開始から 6 分までの間、Genius と試作装置の測定値に差が生じた。原因としてセンサ部が被験者 B の耳穴に適していなかったことが考えられる。耳穴の大きさや形は人それぞれで異なるため、被験者 B にとっては、完全に固定できるものではなかった。5 分後からセンサ部がずれていることに気づき、再度適切な位置に装着した。また、その後は測定時にセンサ部を適切な位置で保持した状態で行った。そのため、6 分あたりから Genius と近い鼓膜温を示した。鼓膜温が最大となったのは、運動開始から 22 分後 Genius : 38.4 °C, Prototype : 38.6 °C であった。

今回、試作装置を用いることで運動に支障をきたした部分について、いくつかの問題点が挙げられた。ひとつは、モニタリング用端末を腕に装着している点についてである。上腕部への装着は、端末の重量や大きさを感じやすく、違和感を与えていた。腰への装着が最も違和感がないという意見があり、それを参考にして適切な装着法を検討する必要がある。次に、本体装置の装着についてである。装置の重量に問題は無かったが、上腕部は運動時に激しく動くため違和感を与えていた。また、装着バンドで脇が擦れて痛みを感じる問題も生じた。この

ことから、被験者の肩など、視野に入らず、かつ、運動に使用しない部位への装着が最適であると考えられる。

Genius と試作装置の測定値で対応のある t 検定を行った(被験者 A : ($t(18) = 1.7142, p < .05$) , 被験者 B : ($t(10) = 1.800, p < .05$))。結果、被験者 A での Genius と試作装置、被験者 B での Genius と試作装置の値は、有意に差があるとはいえない結果であった。したがって、開発した試作装置は、今後の測定にも使用可能であると考えられる。

まとめ

本研究では、暑熱障害防止のために室内外での実際的な運動時に使用可能な無線鼓膜温測定装置を試作した。さらに、リアルタイムモニタリング機能と測定データ保存機能を持つ、本装置専用の Android アプリケーションを開発した。

動作検証より、鼓膜温として評価可能な 37 °C 付近の温度が測定されていることを確認した。また、測定値が収束するまでに 30 秒程度かかることがわかった。使用するセンサは、収束時間を短縮することが可能である。しかし、収束時間を短縮しすぎると測定値に誤差が発生するため、その点を考慮して設定する必要がある。

運動時の測定データ検証により、開発したアプリケーションの機能を確認した。しかし、運動時に発生する振動と風により、正確な測定値を得るのが困難になることがわかった。これに対して、弾性ポリマーで圧迫面積を増やすこと、および本体装置から延長しているコードを固定することで対策した。その結果、振動と風による測定値の変動は見られなくなった。今回は、暑熱環境といえる条件ではなかったため、測定された鼓膜温の上昇が十分ではなかった。しかし、比較検証により、試作装置の測定値は、医療用としても使用される Genius と有意

に差があるとはいえないことが確認できた。

今後の課題は、運動に支障をきたさない装置の装着法および装着部位の改善が挙げられる。装着部位については、被験者の意見から、腰への装着が最も支障がないことがわかった。妥当な鼓膜温が検出されなかった被験者は、センサ部が耳穴の大きさや形に適していないことが原因であった。したがって、個人差に対応するためにセンサの大きさから改善する必要がある。

今回は、実際的な運動時の鼓膜温測定としてランニングでの実験を行った。今後、あらゆる運動に対応した装置とするためには、様々な運動での実験を行い、さらなる改善が課題となる。

参考文献

- 1) 入来正躬, “体温生理学テキスト”, 文光堂, p. 3, 2003.
- 2) Mariak, Z., J. Lewko, J. Luczaj, B. Polocki, and M. D. White. “The relationship between directly measured human cerebral and tympanic temperatures during changes in brain temperatures”, *Eur J Appl Physiol*, 69, pp. 545-549, 1994.
- 3) 芝崎学, “ヒトの深部体温の測定法に関する研究”, 神戸大学博士論文, 1998.
- 4) MLX90164 family, Datasheet, Melexis, 2015.
- 5) Boano, C. A., Lasagni, M., Romer, K., and Lange, T. “Accurate temperature measurements for medical research using body sensor networks”, *International Symposium on Object / Component / Service-Oriented Real-Time Distributed Computing Workshops*, Computer Society, pp. 189-198, 2011.
- 6) B. Lo et al, “Real-time Pervasive Monitoring for Postoperative Care”, In *Proc. of the 4th Body Sensor Networks Workshop*, pp.122-127, 2007.
- 7) C. A. Boano, M. Lasagni and K. romaer, “No-invasive Measurement of Core Temperature in Marathon Runners”, *IEEE International Conference on Body Sensor Networks*, pp. 1-6, 2013.
- 8) P. Hegen, “Continuous Measurement of Core Body Temperature using Body Sensor Networks”, *Institution for datavetenskap, department of computer and information science final thesis*, 2012.
- 9) 吉塚一典, 山本正嘉, “環境温の違いが多段階ペース走時の鼓膜温に及ぼす影響”, *スポーツトレーニング科学*, 9, pp. 19-25, 2008.
- 10) 野井真吾, 野田耕, 高田由香里, 原嶋友子, 安部茂明, 正木健雄, “学校現場における健康青少年の体温測定: 腋窩温と鼓膜温とに注目して”, *臨床環境医学*, 7, pp. 87-92, 1998.
- 11) 野井真吾, “健康青少年における暑熱環境下運動とその生体応答とに関する検討”, *Jpn. J. School Health*, 42, pp. 59-70, 2000.
- 12) 石垣亨, 藤代仁音, 辻田純三, 圓吉夫, 大和眞, 中野昭一, “アメリカンフットボール練習時のヘルメットの温度と鼓膜温の関係”, *体力科学*, 50, pp. 333-339, 2001.

(2016 年 11 月 7 日 受理)