

指尖皮膚温測定装置の設計・製作と、 暗算課題ストレス負荷時の皮膚温変動について

Design and Manufacture of Fingertip Skin Temperature Measurement Device,
and Skin Temperature Fluctuations During Mental Arithmetic Task Stress Load

さくらい ゆうた ふかざわ きよみ
櫻井 優太 深澤 清美

<要旨>

末梢の皮膚温が心理的な要素と関連して変動することから、感情やストレスに関する生理心理学的研究において指尖皮膚温を指標として用いるものがある。本稿では、アナログ温度センサ IC の LM35DZ, AD コンバータ ADS1015, 単一基板マイクロコンピュータ Arduino を中心に回路を構成し、0.01 °C 未満の分解能をもつ測定器を、総額 4,000 円程度で製作する方法を示した。市販の温度測定器と比較して測定精度を検証したところ、高い精度で温度の変化を測定できていることが示された。また、計算課題によるストレス負荷時の皮膚温低下を、測定例として示した。本測定器は安価かつ容易に製作できることから、実験演習等の授業に活用でき、また、バイオフィードバックの用途にも応用できる可能性がある。

<キーワード>

指尖皮膚温, Arduino, 測定装置の自作, ストレス

I. はじめに

人間の様々な心理的機能を、脳や神経、あるいは全身の生理学的活動と関連づけて検討する心理学の分野は「生理心理学」と呼ばれる。特に、ストレスや感情の研究においては身体末梢の生理反応を計測し自律神経系の活動を捉えるものがある。その測定対象としては心臓血管系の活動(心拍, 脈波, 血圧など), 呼吸器活動, 温熱系の活動(発汗, 体温)などが挙げられる。体温については健康管理のため頻繁に測定される指標である一方、「緊張した時に手が冷たく

なった」という体験も一般的であろう。末梢の皮膚温が心理的な要素と関連して変動することから、これを生理心理学的な研究の指標として用いるものがある。

末梢皮膚温の測定方法としては、サーモグラフィを用いて測定する方法、サーミスタを用いる方法、サーマルダイオードを用いたアナログ温度センサ IC を用いて測定する方法がある¹⁾。サーモグラフィは非接触での測定が可能で実験参加者への負担が少なく、より自然な状態で測定できる。しかし、測定対象が動いてしまうとそれを追跡する必要があり、実際には運用が難しい。また、室温の変化や室内の空気の流れの影響を強く受けるため、それらの統制が必要であることや、測定器の価格が高価であることも問題点である。サーミスタやアナログ温度センサ IC を用いる方法はセンサを測定部位に装着する必要があるため実験参加者の動作を制限してしまうが、特定部位の温度を連続的に測定するには有効な方法である。サーミスタは温度に応じて抵抗値が変わる半導体であり低価格で入手可能である。ただし、抵抗値と温度の関係は直線的でないため、換算のための計算が必要となる。アナログ温度センサ IC も安価に入手可能な部品であるが、温度と出力電圧が直線的な比例関係にあるため、サーミスタよりも扱いやすい。温度の測定精度は生産時に校正され、誤差もデータシートで公開されている。本稿では、アナログ温度センサ IC を用いた測定装置の設計および製作方法について報告する。新たな測定の原理を示すものではないが、安価に製作する方法を述べることによって、実験演習の授業などへの応用の可能性を示す。

II. 皮膚温度計の設計と製作

1. アナログ温度センサ IC について

先行研究²⁾³⁾⁴⁾において採用例のある LM35DZ (Texas Instruments 社製) を用いた。Texas Instruments 社によるデータシート⁵⁾によると、LM35D シリーズは 25℃において平均誤差±0.6℃未満 (設計上の最大誤差±1.5℃未満) の精度が保証されており、4~40V の電源によって駆動する。出力電圧の直線性、すなわち温度変化に対する電圧変動の誤差は平均±0.2℃未満 (設計上の最大誤差±0.5℃未満) が保証されており、高い直線性を有するため相対的な温度変化を精度よくとらえることが期待できる。このセンサは TO-92 パッケージの IC であり、大きさは約 5 mm×5 mm、厚み約 4 mm と小型である。出力電圧は 0℃において 0 mV であり、10.0 mV/°C の比率で出力電圧が変化する。すなわち、25℃であれば 250 mV が出力され、mV 単位で読み取った電圧値を 10 分の 1 にすることで温度を得ることができる。

なお、本稿執筆時点 (2022 年 10 月) において LM35DZ は入手性が悪くなっているため、入手困難である場合は代替となる部品 (例えば Microchip Technology 社製 MCP9700A-E/TO, Texas Instruments 社製 LM61CIZ, Analog Devices 社製 TMP36GT9Z など) を採用する必要がある。その場合は温度と出力電圧の対応関係の違いに注意する必要がある。

2. アナログ・デジタル変換 (AD 変換) について

LM35DZによって出力される電圧をコンピュータ上で記録するためには、出力電圧をデジタル値へと変換する手続き、すなわち AD 変換を行い、コンピュータへと送る必要がある。LM35DZ を単一基板マイクロコンピュータの Arduino (Arduino Holding 社製) に接続し、Arduino を USB ケーブルでコンピュータに接続することにより、AD 変換とコンピュータへの転送を同時に行うことができる。しかし、Arduino の AD 変換は 0~5 V を 10 bit の分解能で行うものであるため、最小分解能が約 4.9 mV である。10.0 mV/°C の比率で出力電圧が変化する LM35DZ の出力電圧をサンプリングすると約 0.49 °C 刻みの値となり、分解能が低く、心理学の実験に用いるには不十分である。AD 変換を複数回行って、それを 1 つの値に平均する手続き (オーバーサンプリング) を実施すれば分解能を高めることができるが、0~5 V の入力範囲、すなわち 0 °C~500 °C という範囲は皮膚温測定の使用としては広すぎであり、また AD 変換の基準電圧が正確でないため、精度の良い AD 変換は行えない。

そこで、プログラマブルゲインアンプ搭載の 12 bit AD コンバータである ADS1015 (Texas Instruments 社製) を搭載した AE-ADS1015 モジュール (秋月電子通商社製) を採用した。このコンバータは低ドリフトの基準電圧が内蔵されており、ゲイン (入力電圧の増幅倍率) は、2/3 倍, 1 倍, 2 倍, 4 倍, 8 倍, 16 倍から選択できる⁶⁾。各ゲインにおける入力可能な電圧範囲と分解能は、2/3 倍において $\pm 6.144 \text{ V} \cdot 3 \text{ mV}$, 1 倍において $\pm 4.096 \text{ V} \cdot 2 \text{ mV}$, 2 倍において $\pm 2.048 \text{ V} \cdot 1 \text{ mV}$, 4 倍において $\pm 1.024 \text{ V} \cdot 0.5 \text{ mV}$, 8 倍において $\pm 0.512 \text{ V} \cdot 0.25 \text{ mV}$, 16 倍において $\pm 0.256 \text{ V} \cdot 0.125 \text{ mV}$ である。このうち、8 倍の設定においては $\pm 0.512 \text{ V}$, すなわち 51.2 °C までの測定が可能であり、0.25 mV, すなわち 0.025 °C の分解能があるため、最適な設定である。今回設計した装置では、このコンバータを用いたうえで、さらに 1 回の測定あたり 20 回のオーバーサンプリングを行って平均値を求める事により、0.01 °C 未満の分解能を実現した。

3. 全体の回路と製作過程

本測定器の回路は次の接続によって構成される。LM35DZ は、+VS を Arduino の 5 V に、GND を Arduino の GND に、Vout を AE-ADS1015 モジュールの A0 にそれぞれ接続した。+VS 端子と GND 端子によって LM35DZ に電源が供給されると、温度に対応した電圧が Vout 端子から出力される。AE-ADS1015 モジュールは、Vin を Arduino の 5 V に、GND と A1 を Arduino の GND に、SCL と SDA をそれぞれ Arduino の SCL と SDA に接続した。それぞれの端子は、Vin と GND 端子が AE-ADS1015 モジュールへの電源供給の役割を、SCL と SDA 端子が I2C (Inter-Integrated Circuit) 方式のデジタル信号通信により Arduino へと情報を伝える役割を、A0 と A1 端子が LM35DZ から出力された温度に対応する電圧を AE-ADS1015 モジュールへと入力する役割を、それぞれ担うものである。

以上の接続を Arduino 用ユニバーサルプロトシールド基板 U-PROTOSHIELD-I (秋月電子通商社製) 上に構成した (図 1)。LM35DZ の端子は 24AWG の 3 芯ケーブル (コスモテック社製) にはんだ付けし, 約 80 cm のケーブルを作った。はんだ付けした箇所は熱収縮チューブ (住友電気ファインポリマー社製) によって絶縁, 保護した。ケーブルの反対側は端子を圧着し 2.5mm ピッチ XH コネクタ (Chang Enn 社製) に挿入した。シールド基板は, はんだメッキ線 0.6 mm (理研電線社製) で配線し, ピンソケット (Useconn Electronics 社製) で Arduino 上に接続した。完成した基板を写真 1 に示す。本装置は総額 4,000 円程度で製作可能であり, 作業に要する時間は慣れにより大きく変動するものの, およそ 3 時間程度である。

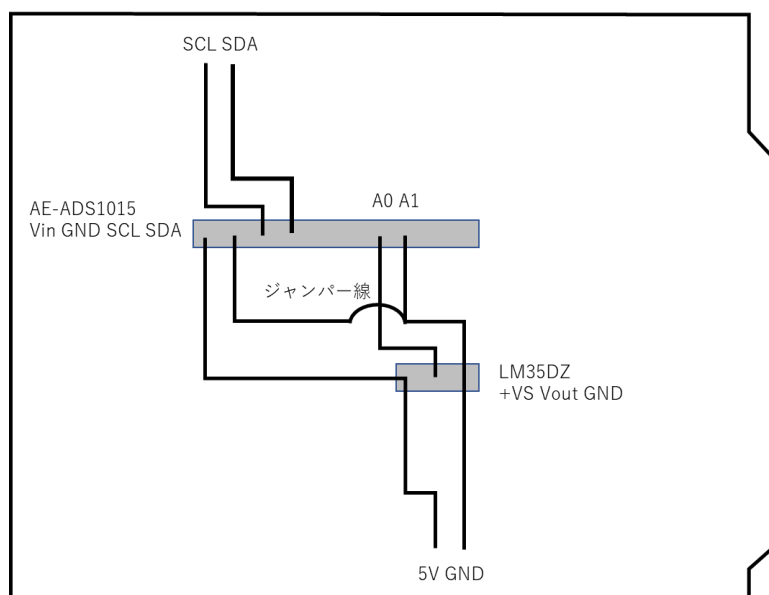


図 1 Arduino シールドの配線図

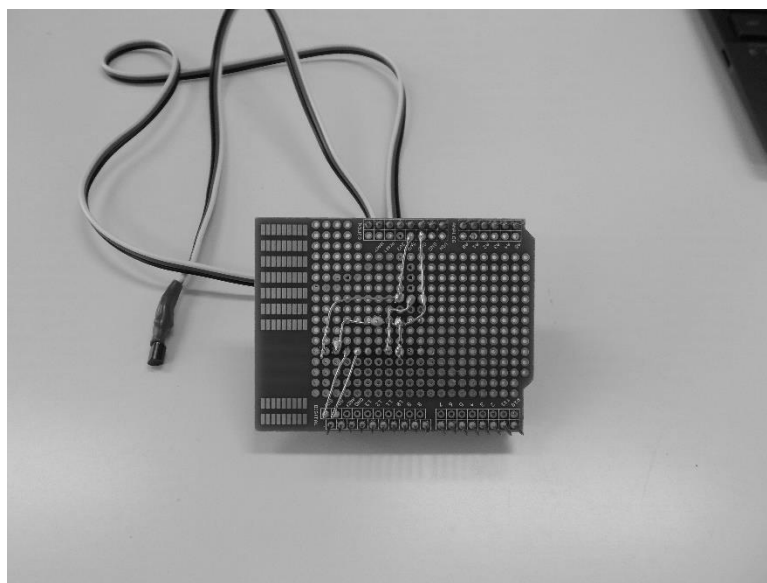


写真 1 Arduino シールド裏面の配線

さらに、このユニバーサル基板の構成を元にプリント基板を設計した（図 2）。基板の設計は KiCAD (version 5.1.6) を使い、製作は JLCPCB 社のサービスを利用した。プリント基板を用いることによって、ユニバーサルプロトシールド基板を用いる場合に生じるはんだメッキ線による配線ミスリスクが無くなり、さらに、はんだ付けを要する箇所が減った（写真 2）。プリント基板は送料を含めても 1 枚当たり 300 円程度であり、製作に要する費用は総額 4,000 円程度で、ユニバーサル基板と同等であった。作業に要する時間は短縮し、およそ 2 時間程度である。

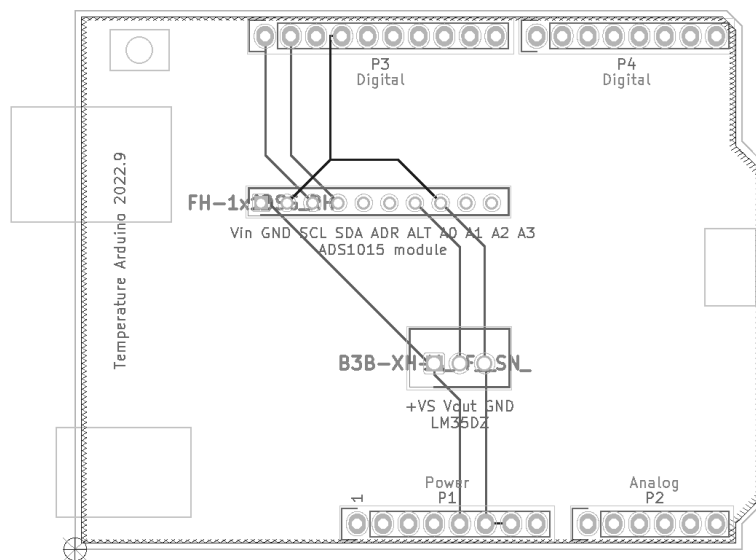


図 2 プリント基板の配線図

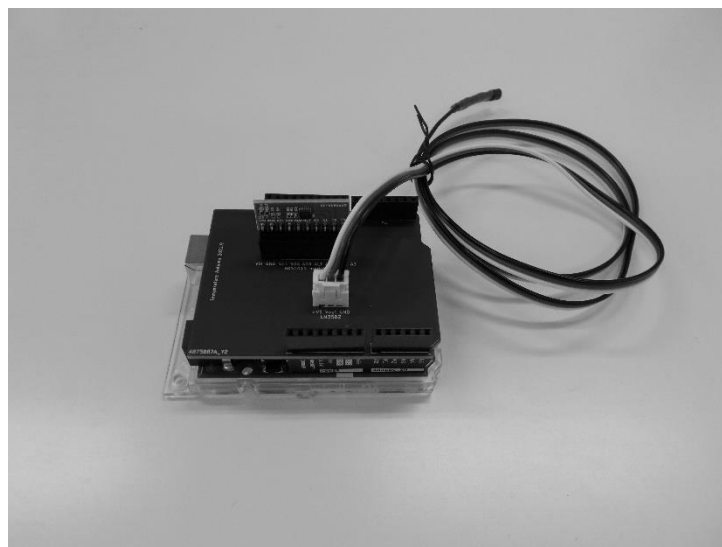


写真 2 プリント基板を用いた製作例

Ⅲ. 測定精度の検証

今回作成した測定器と市販の温度計を比較し, 測定精度を検証した。比較に用いたのはシンワ測定社製デジタル温度計 G-1 (測定精度 $0\sim 40^{\circ}\text{C}\pm 1^{\circ}\text{C}$, 分解能 0.1°C) と, シンワ測定社製放射温度計 B (測定精度は $0\sim 500^{\circ}\text{C}$ において $\pm 2\%$ または $\pm 2^{\circ}\text{C}$ であるため, 今回測定を行った 34°C 程度の温度では $\pm 2^{\circ}\text{C}$ が公称の精度となる。分解能 $-9.9\sim 199.9^{\circ}\text{C}$ において 0.1°C) の 2 台である。

約 45°C の 200ml の水 (お湯) を室温環境下に置き, この温度低下を 3 台の測定器で同時に測定した。水はポリエチレン製食品保存バッグ (ライオン社製) に入れ, できるだけ空気を押し出して密閉した。このバッグ表面に, LM35DZ の IC 面とデジタル温度計 G-1 のプローブをマスキングテープにて貼り付け, 固定した。また, 放射温度計 B をプローブ付近のバッグ表面に向けて温度測定した。バッグは木製のテーブル上に置き, 室内の空気とテーブルへの熱伝導により水温が低下していく変化を, これら 3 つの機器により 1 分間隔で測定し 60 分間の経過を記録した。実験中の室温は約 26°C , 湿度は約 50% であった (写真 3)。

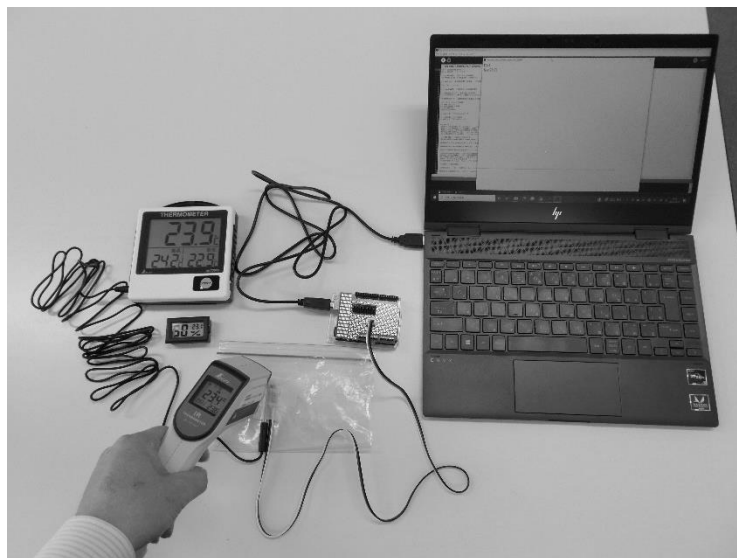


写真 3 3 台の測定器による比較

図 3 に 3 台の測定器によって得られた測定値の変動を示す。測定開始時において LM35DZ が 36.625°C , デジタル温度計 G-1 が 39.9°C , 放射温度計 B が 40.6°C を示しており, LM35DZ とデジタル温度計 G-1 には 3.275°C の差があった。測定対象の水の温度が低下していくに従って測定器間の値の差は小さくなり, 最終的に 1°C 程度の差になった。

LM35DZ は全測定データで他の測定器よりも低い値を示した。3 つの測定器は, いずれも完全な測定精度 (すなわち誤差 0°C) が保証されている機器ではないため, このデータから, どの測定器が絶対値として温度の測定精度が最も高いのか論じることはできない。ただし, 感情

やストレス、リラクゼーションなどの心理的要素と関連づけた精神生理学的測定を目的とすれば、温度の絶対値としての精度よりも、皮膚温の変化を正確に反映できること、すなわち相対値としての精度が重要である。

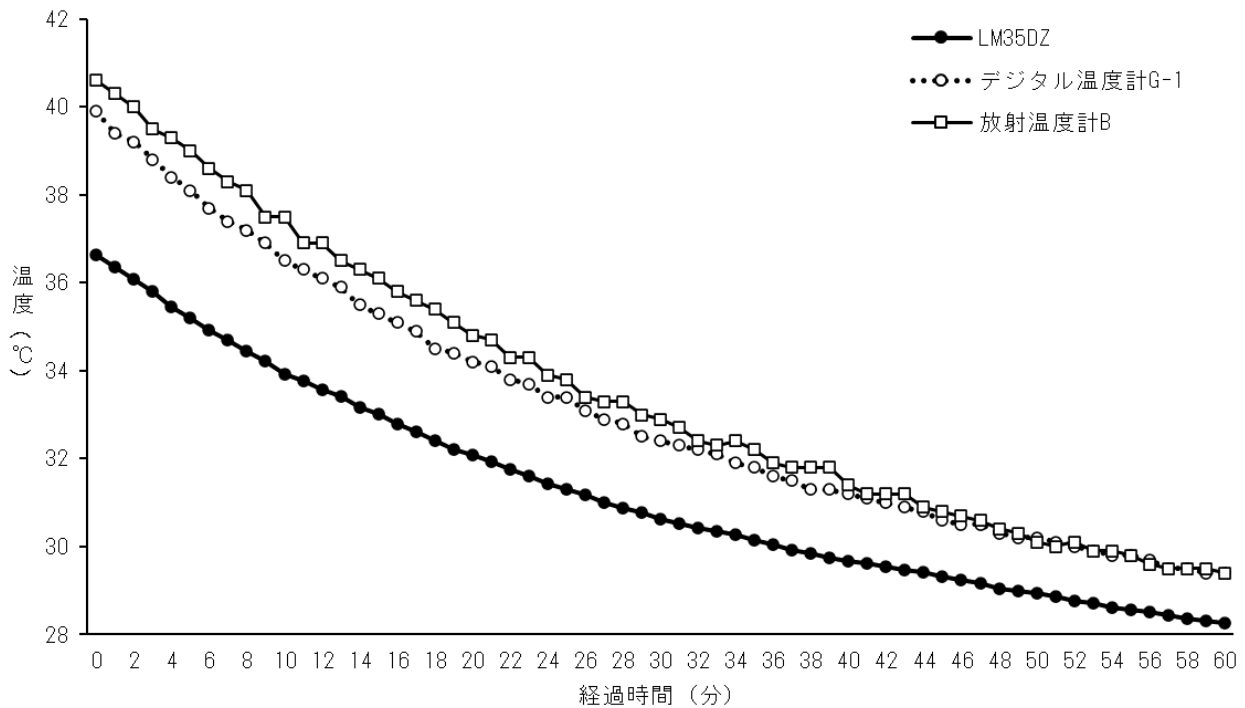


図3 3台の測定器による測定値の変化

3つの測定器の計測値について相関係数を求めたところ、LM35DZとデジタル温度計G-1は $r = .9997$ ($df = 59, p < .001$)、LM35DZと放射温度計Bは $r = .9988$ ($df = 59, p < .001$)、デジタル温度計G-1と放射温度計Bは $r = .9991$ ($df = 59, p < .001$) がそれぞれ算出された。いずれも有意な強い正の相関が認められたため、相対値として、3つの測定器はよく対応していることが示された。

60分間の温度変化に伴う測定値の変動については、3つの測定器ともなだらかに低下している水温を反映した値が得られた。しかし、デジタル温度計G-1、放射温度計Bは、ともに測定値のブレがあり、最小分解能 (0.1°C) が大きいことの影響が示唆された。一方で、LM35DZは安定した値の変動を示していた。3次の多項式近似曲線を引いたところ、LM35DZは $y = -3\text{E-}05x^3 + 0.0045x^2 - 0.3147x + 36.957$ ($R^2 = .9998$)、デジタル温度計G-1は $y = -3\text{E-}05x^3 + 0.0051x^2 - 0.3786x + 40.197$ ($R^2 = .9996$)、放射温度計Bは $y = -2\text{E-}05x^3 + 0.0043x^2 - 0.3756x + 41.028$ ($R^2 = .9992$) であり、決定係数 R^2 の値からLM35DZが最も近似曲線からの逸脱が小さく、高い分解能によって高い精度で温度変化が計測できていることが示唆された。

IV. 暗算課題ストレス負荷時の計測例

本稿の第一著者が実験者役, 第二著者が実験参加者役となり, 暗算課題ストレス負荷時の指尖温度の変動を計測した。ストレス負荷により末梢皮膚温は低下すると予想される³⁾。

実験参加者は椅子に座り, 左手第二指の末節掌面(人差し指の先端部)に LM35DZ センサをサージカルテープにより装着した。左手は机の上に置き, センサが机に接触しないように掌面は上に向けた。まず, 安静状態を 5 分間測定した。続いて 5 分間の計算課題をおこなった。計算課題は 1,000 から 7 を連続して減算するというもので, 誤答した場合は元の数字に戻って再開させた。実験中の室温は約 27.2 °C であった。測定結果を図 4 に示す。安静中に徐々に上昇した指尖皮膚温は, 計算課題の実施により, 最大値から約 1 °C の急激な低下が認められ, 課題後半において次第に回復する傾向が認められた。ただし, この測定に用いた測定プログラムは ADS1015 のゲイン(入力電圧の増幅倍率)が低く, またオーバーサンプリング(複数回のアナログ・デジタル変換を行い, 平均値を求めることで分解能を高める手続き)を行わない処理手順が設定されていたため, 分解能 0.1 °C での計測となっていた。後日, ADS1015 のゲインを高め, オーバーサンプリングを行うよう測定器のプログラムを変更することにより, 0.01 °C 未満の分解能で測定できる設定にして再度実験を行った。

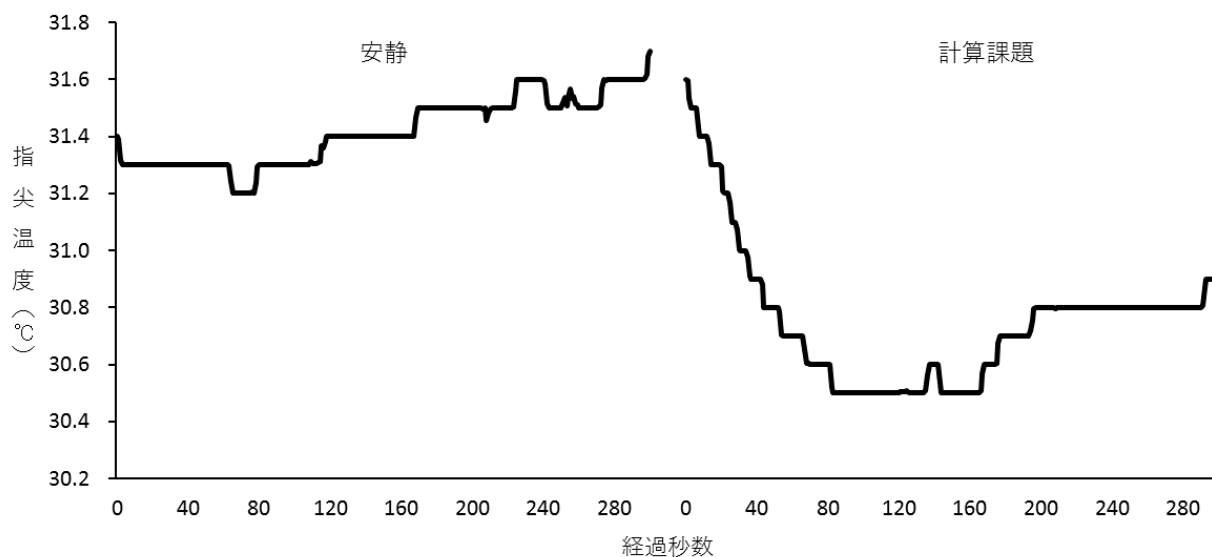


図 4 安静中および計算課題実施時の指尖皮膚温の変動

(1 回目の測定。測定時の設定により, 分解能 0.1 °C での測定となっている。)

2 回目の計測においても同様の計算課題の実施を行い, 実験中の室温は 25.9 °C であった。測定結果を図 5 に示す。1 回目の測定に比べ細かい温度変動をとらえることができている。安静中の皮膚温上昇は 1 回目の測定と同様に観察されたが, 計算課題実施中は, 課題開始後, 約 60 秒から 140 秒の区間において最大値より約 0.4 °C の低下が認められたものの 1 回目の計測に

において認められた温度低下ほど顕著ではなかった。また、課題後半においては安静中と同等の水準に戻る傾向も認められた。1回目と同じ内容の課題をおこなったため、課題に対する慣れが生じたとも解釈できるが、複数回同じ課題を行うことによる慣れと皮膚温変動の関係性に関してはさらなる検証を要する。なお、測定プログラムの変更については単純に分解能を高めるためのものであり、また、安静中の皮膚温上昇が1回目の測定（プログラム変更前）と同様に認められた点からも、プログラム変更によって計算課題中の皮膚温低下を検出しにくくなったとは解釈できないと思われる。

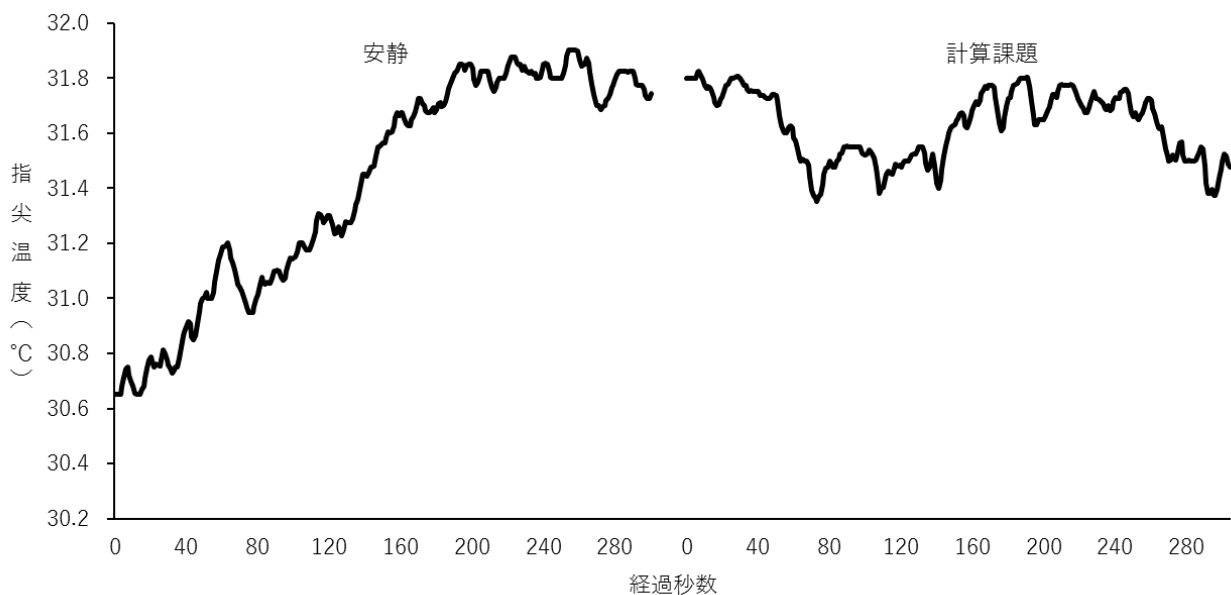


図5 安静中および計算課題実施時の指尖皮膚温の変動（2回目の測定）

V. まとめ

アナログ温度センサ IC の LM35DZ, AD コンバータ ADS1015, 単一基板マイクロコンピュータ Arduino を中心に回路を構成し, 0.01 °C未満の分解能をもつ測定器として総額 4,000 円程度で製作することができた。市販の温度計と比較したところ測定値は強い正の相関を示し, 温度の変化を精度良く反映していることが示された。計算課題によるストレス負荷時の指尖皮膚温の低下も観察することができた。研究用の計測器を購入して皮膚温を連続的にコンピュータ上に記録する場合, 例えば, AD Instruments 社の PowerLab シリーズを用いる方法が考えられるが, 計測装置本体として例えば PowerLab 15T を選ぶと, 本体価格が約 70 万円, それに接続する皮膚温キットである PTK31 が約 10 万円になり, 総額約 80 万円の費用を要する。PowerLab シリーズは多様な拡張性を有する機材であるため本稿の測定器と直接比較することはできないが, 全く異なる価格である。

本測定器は感情やストレスに関連する生理心理学的研究に用いる測定器として一定の性能を有しているが, 安価に製作できるという点から, 心理学の実験演習の授業において小グループで同時に使用することができるよう, 多数用意することも可能である。また, 製作作業そのものも一般的なはんだ付けの技能などで行えるため, 少人数の専門演習の授業等で, ハードウェアの製作, データ収集プログラムの記述, そして実験演習を行うという一連の学修を実施できる。既製品の測定器を用いる場合に比べ, より体験的に学修をおこなう事ができると期待される。

また, 安価, 軽量, コンピュータへの接続も容易であるという点から, バイオフィードバックに用いる装置として応用が期待できる。自律訓練法などと組み合わせ, 皮膚温の計測値を訓練実施者へフィードバックすることにより, 効率的に訓練をおこなう事ができる可能性がある。今後の応用が望まれる。

<引用文献>

- 1) 長野祐一郎: 体温, 堀 忠雄, 尾崎久記 (監修): 生理心理学と精神生理学 第 I 巻 基礎, 北大路書房, 2017, pp. 214-222.
- 2) 長野祐一郎, 小林剛史, 鈴木竜太: 実験機器製作を通じた心理学教育プログラム実施およびその効果測定, 文京学院大学総合研究所紀要, No. 13, pp. 191-207, 2012.
- 3) 長野祐一郎: ストレス・リラクセス状況における末梢皮膚温の変化(心理学系, BF 講座), バイオフィードバック研究, No. 40, ps. 21-23, 2013.
- 4) 長野祐一郎, 吉田 椋: 低コスト生体計測器を利用した心身相関体験プログラムの実施, 生理心理学と精神生理学, No. 36, pp. 53-61, 2018.
- 5) Texas Instruments: LM35 高精度摂氏直読温度センサ, <https://www.tij.co.jp/jp/lit/ds/symlink/lm35.pdf>, 2017/12
- 6) Texas Instruments: ADS101x 基準電圧、発振器、プログラマブル・コンパレータ内蔵の超小型、I²C 互換、3.3kSPS、12 ビット ADC, <https://www.ti.com/jp/lit/ds/symlink/ads1015.pdf>, 2018/01