

Arduinoで生理指標を測る

長野 祐一郎 (文京学院大学人間学部)
櫻井 優太 (田園調布学園大学人間科学部)
鈴木 里砂 (文京学院大学保健医療技術学部)

Measuring Physiological Indices with Arduino

Yuichiro NAGANO (*Faculty of Human Studies, Bunkyo Gakuin University*)
Yuta SAKURAI (*Faculty of Human Sciences, Den-en Chofu University*)
Risa SUZUKI (*Faculty of Health Science Technology, Bunkyo Gakuin University*)

Measuring physiological responses using Arduino microcomputers has become increasingly popular in recent years. This technical note describes making circuits on a breadboard to measure three major psychophysiological research indicators: electrocardiogram, electromyogram, and skin conductance. This note also explains how to program and measure these indices using the Arduino development environment. An advanced example of wireless measurement utilizing a microcomputer that supports Bluetooth and Wi-Fi communication is also presented. The measurement of physiological indices using handmade circuits makes the system more affordable and offers additional advantages, including a more precise understanding of the indices and flexible experimental designs. These methods are expected to develop new possibilities for psychophysiological measurements.

Key words: Arduino microcontroller, electrocardiogram, electromyography, skin conductance

【要 約】 近年Arduino型マイクロコンピュータを用いた生理指標測定が普及しつつある。このテクニカルノートでは、精神生理学的研究においてメジャーな3つの指標、すなわち心電図、筋電図、皮膚コンダクタンスに関し、ブレッドボード上に回路を作成する方法を解説した。また、それらの指標について、Arduino開発環境でプログラムを作成し、測定する方法について解説した。発展的な事例として、Bluetooth通信やWi-Fi通信に対応したマイクロコンピュータを用いることで、測定を無線化する方法についても解説した。

自作の回路を用いた生理指標測定は、測定システムを低価格化するだけでなく、指標に対する理解を深めることができる、実験計画を柔軟にするなどの様々なメリットがある。このような手法が、精神生理学的測定に新たな可能性をもたらすことが期待される。

本テクニカルノートの背景

精神生理学的研究では様々な生理指標を扱うが、市販される測定機器は概して高価であり、初学者が研究を始めるうえでの障壁となっている。また、市販品を使い慣れることにより計測過程がブラックボックス化し、測定原理に関する理解が乏しくなる弊害もある。しかし、精神生理学は発汗活動 (Fowles et al., 1981; 新美・鈴木, 1986), 脈波 (Sawada et al., 2001; 山崎ら, 1996), 呼吸 (小川ら, 2012; 梅沢ら, 1977) など、研究に必要な性能を有する測定機器を自作し、その性能を評価してきた歴史がある。実際いくつかの指標に関しては、十分な精度をもった測定システムを自作可能である。特に近年は、Arduino型マイクロコンピュータ、BluetoothやWi-Fiなどのネットワーク接続の普及により、生体計測の新しい形が積極的に模索されつつある。

心理学分野における応用事例

心身相関現象を学ぶには、測定対象者と生理指標の変化を同時に観察すること、具体的には自分の計測結果をリアルタイムで観測する体験が非常に重要である。しかしコストの問題で学術機関が保有する計測器の数は少なく教育効果は限定的である。長野・吉田 (2018) は、若年層を対象としたストレスマネジメント教育に、Arduinoベースの皮膚温、皮膚コンダクタンス (skin conductance: SC), 心電図 (electrocardiogram: ECG) 測定装置を導入し、比較的短時間で多くの参加者に心身相関現象を体験させられる可能性を示した。櫻井 (2017) は独自に設計した測定回路をArduinoと組み合わせ、4000円程度でSC測定器を作成可能であることを示した。さらに作成過程を演習授業に組み込み、参加者自らが作成した回路を隠匿情報検査実験に用いることで、非常に高い教育効果を得ることができる可能性を報告している。Keenan et al. (2019) は、科学 (Science), 技術 (Technology), 工学 (Engineering), 数学 (Mathematics) を同時に学ぶSTEM教育の題材として、ArduinoとECG測定回路を組み合わせたワークショップの事例を報告している。具体的には、心臓の電気的活動、マイクロコンピュータによる信号取得、心拍数や心拍変動の算出、心理状態との関係の検討に

より構成され、参加者は各スキルを社会応用する方法をより深く学ぶことができるとしている。教育効率向上という点では、教育工学分野の研究においても自作計測器の導入は進められている。宮西ら (2017) では、Arduinoと低コストの脈波センサーを組み合わせ心拍変動解析を行い、学習場面において動画視聴時と対話時のLF/HF値を比較した結果、対話時に心的負荷がかかっている可能性を見出した。長野ら (2019) は、長野・吉田 (2018) において用いられたSC測定回路をWi-Fi対応型のマイクロコンピュータと組み合わせることで、授業参加者48名のSCを同時測定した。その結果、講義で低下した参加者の覚醒状態は、授業内実験やディスカッションで効果的に上昇させることができることを見出した。さらに山森ら (2022) は、Wi-Fi対応型のマイクロコンピュータと皮膚温センサー、SC測定回路を組み合わせ、小学校で授業を行っている最中の教師の心身の変化を記録した。その結果、教師の身体の動きの影響を受けず、認知的負荷をある程度把握可能であることが示唆された。これらのように、教育場面に精神生理学的測定を導入する際、Arduinoと自作測定回路の組み合わせは、主にコストの点で大きな利点がある。

心理学以外における応用事例

工学系の研究雑誌においても、ECG, 筋電図 (electromyography: EMG), 眼電図などの指標をArduinoで測定する事例がいくつか報告されている (Ahamed et al., 2015; Fuentes del Toro et al., 2019)。これらは比較的低価格の部品で構成されるが、市販品と比較して十分な精度と信頼性を備えており、さらにBluetoothなどの無線接続と組み合わせることで、安全性確保やノイズ干渉抑止の点においても優れた性能を示すことが報告されている。Hugeng & Kurniawan (2016) は、ArduinoでECGとEMGを測定することにより、携帯型の心臓疾患早期発見システムを開発し、洞性徐脈、洞性頻脈、洞性不整脈などの心拍障害を検出可能であることを示した。Kazi et al. (2018) は、Raspberry-PiやArduinoを脈波センサーと組み合わせ、プレスレット型の遠隔心拍監視装置を作成し、IoTに対応した低コストの健康監視システムを構築する可能性を示した。これらは生体計測とコンピュータ

ネットワークを組み合わせることによる、新たなサービスの実現可能性を示したものである。特に、低価格のEMG測定は、バイオフィードバック用途に加え、電気製品のスイッチングや車椅子操作への応用など、リハビリテーション分野での応用に大きな可能性がある (Champaty et al., 2014; 村岡ら, 2014; 鈴木, 2020; Venugopal et al., 2020)。行動修正を目的としたArduino応用は、生理信号計測に限定されず、豊富な事例が存在する。Garda et al. (2018) は、指に装着した曲げセンサーにより指の動きをフィードバックすることで、脳卒中後のリハビリテーションにおいて、治療の進歩を定量的に確認できるようになることを報告している。Moeyersons et al. (2016) は、スノーボーダーの足下荷重分布を測定し、初心者者の技能改善に役立つバイオフィードバックシステムを設計した。Wang et al. (2016) は、ArduinoとXBEE通信システムの組み合わせにより、ハンマー投げトレーニングのためのバイオメカニカルフィードバック装置を開発した。股関節の上下運動を追跡するための赤外線センサーと、ワイヤーの張力を記録するためのロードセルを組み合わせることにより、パフォーマンス向上に役立てられる可能性を示した。さらに、Kawamura et al. (2020) は、発声練習の際、啞えたチューブの振動を加速度センサーによって測定、フィードバックすることにより、効率良く発声方法を学ぶ仕組みを提案している。これらの研究は、人間の行動を様々な形でArduinoにより取得しフィードバックすることで、パフォーマンス向上をもたらす可能性を示している。リハビリテーションへの応用も含め、このようなリアルタイム処理を必要とするような事例において、Arduinoの応用可能性は特に大きい。

目 的

Arduinoを用いた生体測定事例を概観すると、単にコストを下げることを目的に行われるわけではなく、Arduinoを用いたリアルタイム処理や、副次的に利用可能となるネットワーク接続を効果的に用いることで、生体計測の新たな可能性を提案する事例が多い。精神生理学においても、このような測定法の需要が一定数期待できるだろう。本テクニカルノートでは、比較的使用頻度が高いと思われる、ECG, EMG, SCの3

指標について、ブレッドボードで回路を作成し、Arduinoで測定を行い、さらにそれらを実線化する具体的な方法について解説する。

作成例

安全確保のための留意事項

自作の装置で生体情報を測定する際は、作成時と測定時の双方において、安全上注意すべきことがある。回路作成は各部品の接続手順を注意深く確認しながら進める必要がある。特に電源の接続を間違えると、電子部品や電源の損傷、部品の発熱による火傷の危険性があるため十分に注意する。回路作成中は電源を外し、動作チェックをするときのみ電源を接続することが望ましい。電源部分にコネクタを用い、逆刺しを防止する方法も有効である。電極を用いた測定の際は、感電の可能性を想定する必要がある。電源の故障により想定外の電流が参加者に流れる可能性があるため、測定回路は商用電源に接続することは避け、電池駆動とする必要がある。具体的にはArduinoを接続したPCから電源アダプタを外し、電池駆動とすることが有効である。また、PCとArduino間の通信をUSBアイソレータで絶縁する方法も有効である。これらの処置には、測定波形にPC電源から発生するノイズが混入しにくくなる利点もある。

3指標に共通の事項

本稿はマイクロコンピュータとしてArduinoUNO (Arduino S.R.L.)を使用することを想定した。Arduinoやブレッドボードを用いた電子工作に際しては、Banzi & Shiloh (2015)による『Arduinoをはじめよう』が参考になる。また電子部品の入手先や、電子工作に有用と思われるサイトの情報を参考用Webページ¹にまとめた。

本稿で測定に用いる計装アンプ (LT1167, Analog Devices) は、 ± 2.3 V以上の正負電源を必要とする。ここでは、マイクロコンピュータから得られる5 V電源を、レールスプリッター (TLE2426CLP, Texas Instruments製)を用いて分割し、得られた2.5 Vを仮想GNDとすることで、 ± 2.5 Vの正負電源とした。

¹ <http://protolab.sakura.ne.jp/OPPL/?p=1097>

これは使用する電池の数を減らし、測定装置をできるだけ小型軽量化するためである。また、測定回路からの電圧読み取りは、12 bit AD変換モジュール (AE-ADS1015, 秋月電子製) を、I2C インターフェイスで ArduinoUNO に接続する形式とした。当モジュールは、正負電圧の読み込み、差動入力、最大16倍のゲイン調整、電圧リファレンス内蔵などの点で、ArduinoUNO のAD変換機能に比べ、大きなアドバンテージがある。

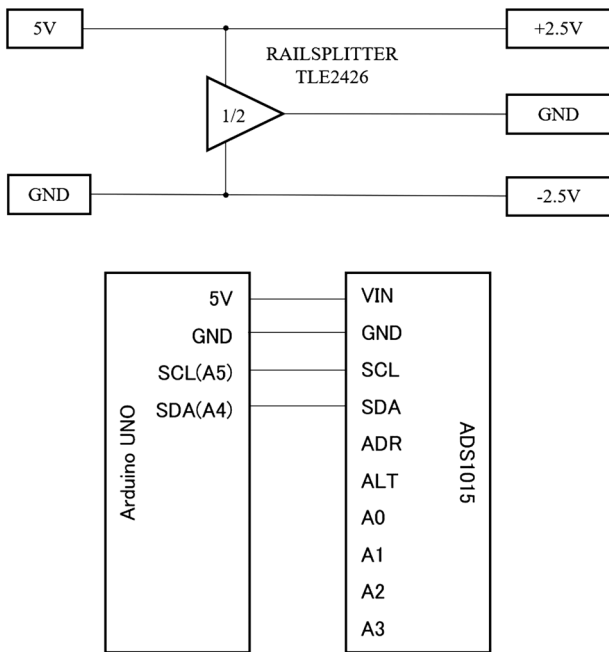


Figure 1. 正負電源の概要およびAD変換モジュールの接続方法

正負電源およびAD変換モジュールについて、回路図の概要をFigure 1に、ブレッドボード (EIC-801, E-CALL) 上での配置および部品の接続方法を資料1, 2に示した。なお接続方法を示す際、ブレッドボード右側電源ラインの赤色をR+, 青色をR-と記載した。同様に左側の電源ラインをL+とL-で記載した。ブレッドボード上での回路作成では、ジャンプワイヤをなるべく使用せず、単芯カラービニル電線を適切な長さで切って使用した。電子回路に用いる抵抗は炭素皮膜抵抗, 1/2 W型, 誤差 $\pm 5\%$ のものを使用した²。コンデンサは積層セラミック型, 耐圧16 V以上のものを使用した。ソフトウェアはWindows版Arduino開発環境1.8.13, AD変換モジュール用ライブラリ Adafruit ADS1X15 Ver.2.4.0を用いた。正負電源, AD変換, マイクロコンピュータに関する設定は、本稿で紹介する3指標において共通とした。測定の際は、電化製品から距離をおき、できる限りノイズの少ない環境で行うよう留意した。

ECGの測定

使用した回路図をFigure 2に示した。ECG測定に際しては、電極からの入力を計装アンプ (LT1167, Analog Devices) で10倍に増幅し、さらにオペアンプ (LT1112, Analog Devices) で63.5倍に増幅した。その際、直流成分を除去するハイパスフィルタ (Figure 2のC2およびR6部分) のカットオフ周波数は約1.59 Hz, 高周波ノイズを除去するローパスフィルタ

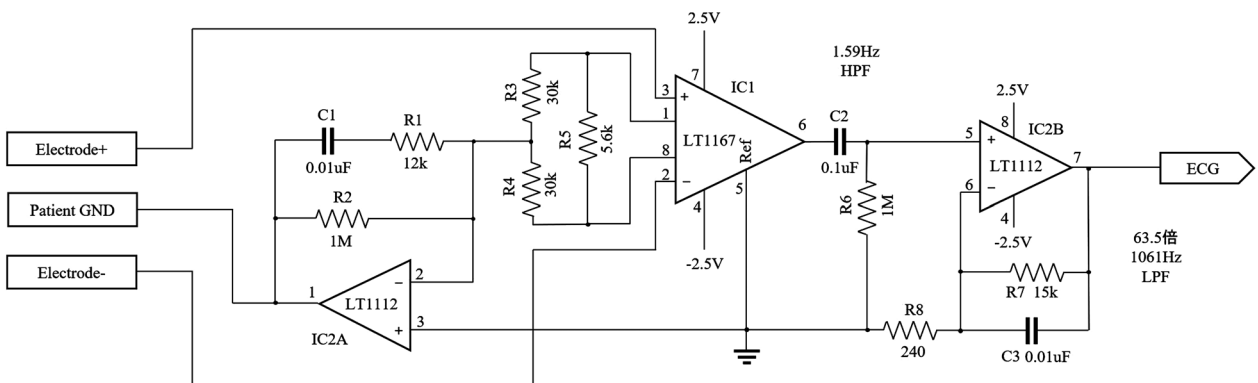


Figure 2. 心電図測定に用いる回路

² 抵抗値誤差だけでなく、温度による抵抗値変化にも頑健であるため、できれば金属皮膜抵抗を用いることが望ましい。

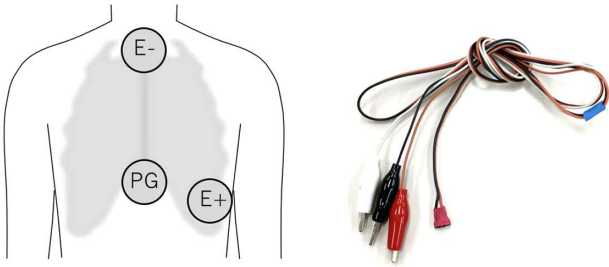


Figure 3. ECG計測に用いる電極配置とケーブル

(Figure 2のR7, R8, C3部分)のカットオフ周波数は約1061 Hzとした。ブレッドボード上での配置を資料3に、部品の接続方法を資料4に示した。

ディスプレイ電極 (Vitrode F-150M, 日本光電) をFigure 3のように配置, ケーブルで測定回路に接続し, ArduinoUNOでECGを測定した。ケーブルは, みのむしクリップ (C-101-5, テイシン電機株式会社) 各色, 3心並列線 (KFC 0.1SQ X 3C, 協和ハーモネツ

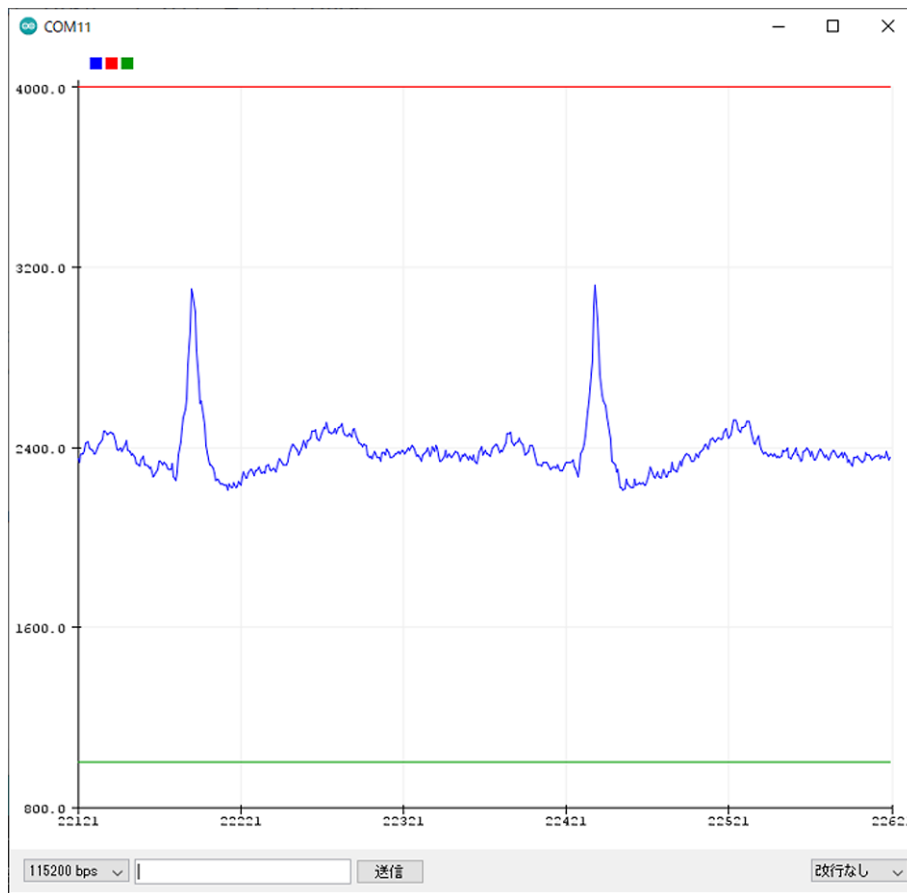


Figure 4. 測定されたECG波形

図中の青ラインはECG, 赤ラインは4 V, 緑ラインは1 Vをそれぞれ表す。

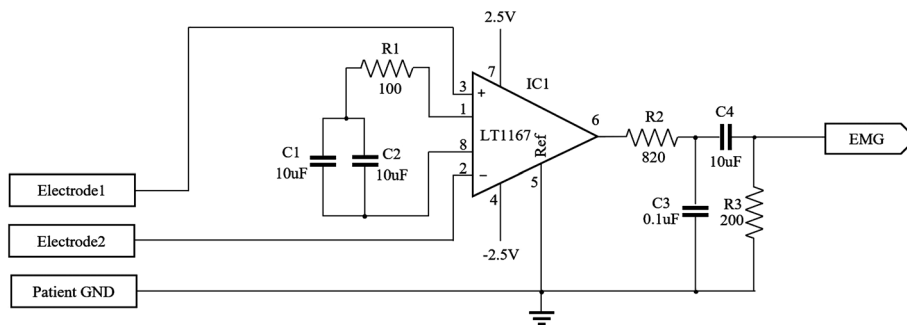


Figure 5. EMG測定に用いる回路

ト), ピンヘッダー (PH-1x40SG, Useconn Electronics) を用いて作成した。本測定回路で測定された ECG 波形を Figure 4 に, 測定に用いたプログラムを資料⁵に示した。

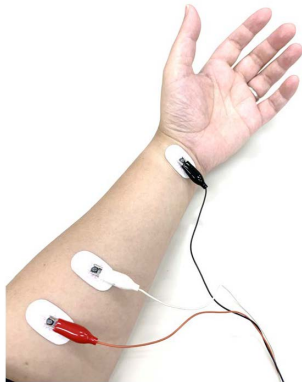


Figure 6. EMG 計測に用いる電極配置

EMG の測定

使用した回路図を Figure 5 に示した。EMG 測定の際, 計装アンプ (LT1167, Analog Devices) の増幅調整抵抗は $100\ \Omega$ とし, 増幅率は約 495 倍とした。配置アンプの出力部に, 受動 CR ローパスフィルタ (Figure 5, R2 および C3 部分, 遮断周波数: $1940.9\ \text{Hz}$) と受動 CR ハイパスフィルタ (Figure 5, C4 および R3 部分, 遮断周波数: $79.6\ \text{Hz}$) を直列に配置し, 高周波ノイズとオフセット電圧を低減した。出力インピーダンスが $200\ \Omega$ になるようグラウンド-出力間に $200\ \Omega$ の抵抗を配置し, 遮断周波数を維持するために調整抵抗と直列に, コンデンサ $10\ \mu\text{F}$ を 2 個並列に配置した。EMG の測定回路については, 電源部分および AD 変換部分を除き, 鈴木ら (2017) の回路に準拠した。ブレッドボード上での配置を資料 6 に, 部品の接続方法を資料

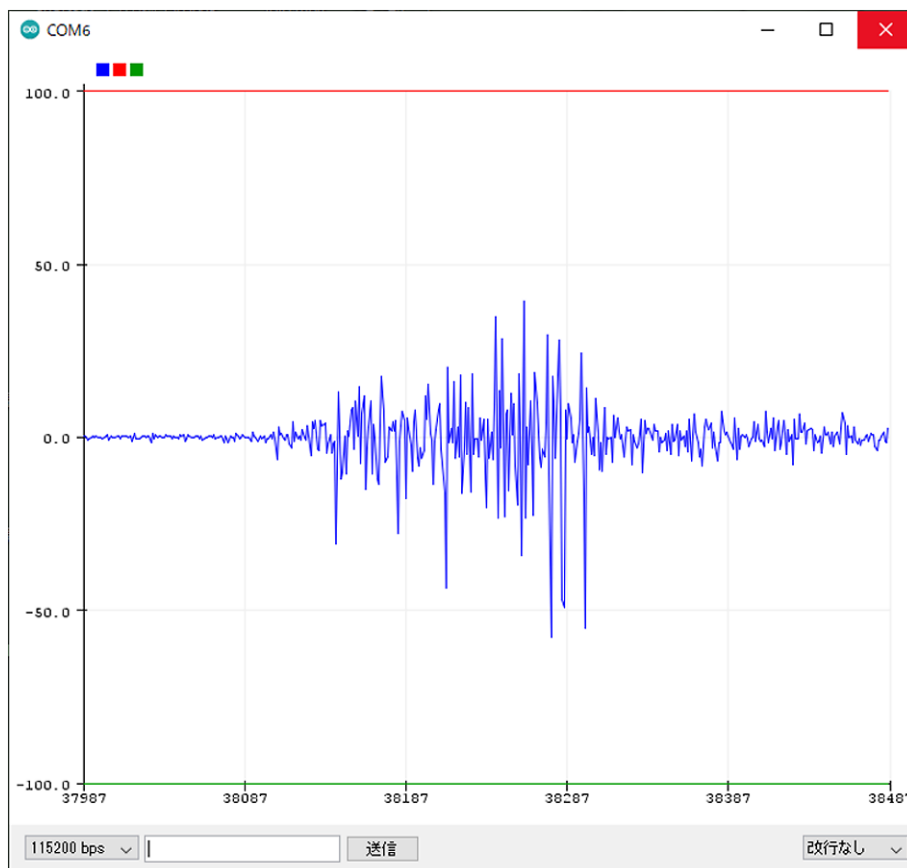


Figure 7. 測定された ECG 波形
 図中の青ラインは EMG, 赤ラインは $100\ \text{mV}$, 緑ラインは $-100\ \text{mV}$ をそれぞれ表す。

³ 本稿で使用したプログラムはすべて下記 URL に掲示した。<http://protolab.sakura.ne.jp/OPPL/?p=1097>

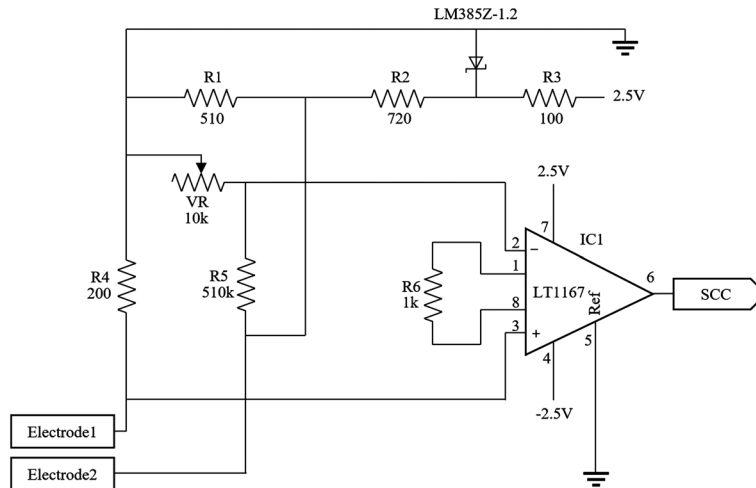


Figure 8. SCC測定に用いる回路



Figure 9. SCC計測に用いる電極配置

7に示した。

ディスプレイ電極 (Vitrode F-150S, 日本光電) を Figure 6 のように前腕部に配置し、ECGに用いたものと同様のみのむしクリップ付きケーブルで測定回路に接続してEMGを測定した。本測定回路で測定されたEMG波形を Figure 7に、測定に用いたプログラムを資料8に示した。

SCの測定

使用した回路を Figure 8 に示した。皮膚コンダクタンス変化 (skin conductance change: SCC) 測定の際は、2本の固定抵抗と1個の可変抵抗、および実験協力者の皮膚抵抗によりブリッジ回路を構成し、その出力を計装アンプ (LT1167, Analog Devices) を用い、1 k Ω の増幅調整抵抗で約50.4倍に増幅した。その際、ブリッジ回路の電源は美濃 (1986) を参考に0.5 V出力

とし、定電圧出力部分のみをLM385Z-1.2 (Texas Instruments) に改めた。ブレッドボード上での配置を資料9に、部品の接続方法を資料10に示した。

ディスプレイ電極 (Vitrode F-150S, 日本光電) を Figure 9 のように中指および薬指の中節部に配置し、みのむしクリップ付きケーブルで測定回路に接続しSCCを測定した。本測定回路で測定されたSCC波形を Figure 10 に、測定に用いたプログラムを資料11に示した。なお論文投稿の際には、米国精神生理学会の勧告に準拠した電極⁴の使用が望ましい。

さらに、櫻井 (2017) にもとづき、SCC信号にフィルタ処理を行い、皮膚コンダクタンス水準 (Skin conductance level: SCL) と皮膚コンダクタンス反応 (Skin conductance response: SCR) を測定する追加回路を Figure 11 に示した。SCL出力部分に関しては、オペアンプ (LT1112, Analog Devices) とR7, R8による回路で5.7倍増幅、R9およびC1により1.06 Hzのローパスフィルタを用いた。SCR出力部分に関しては、C2およびR10により約0.02 Hzのハイパスフィルタ、オペアンプ (LT1112, Analog Devices) とR11, R12による回路で51倍増幅、R13およびC3により約0.16 Hzのローパスフィルタを用いた。ブレッドボード上での部品配置を資料12に、接続方法を資料13に示した。

SCLとSCRの測定の際、電極配置はSCCと同様とした。本測定回路で測定されたSCL・SCR波形を Figure

⁴ TEAC製ポリグラフ用ディスプレイ電極PPS-EDA <https://datarecorder.jp/products/me/pps-eda.html>

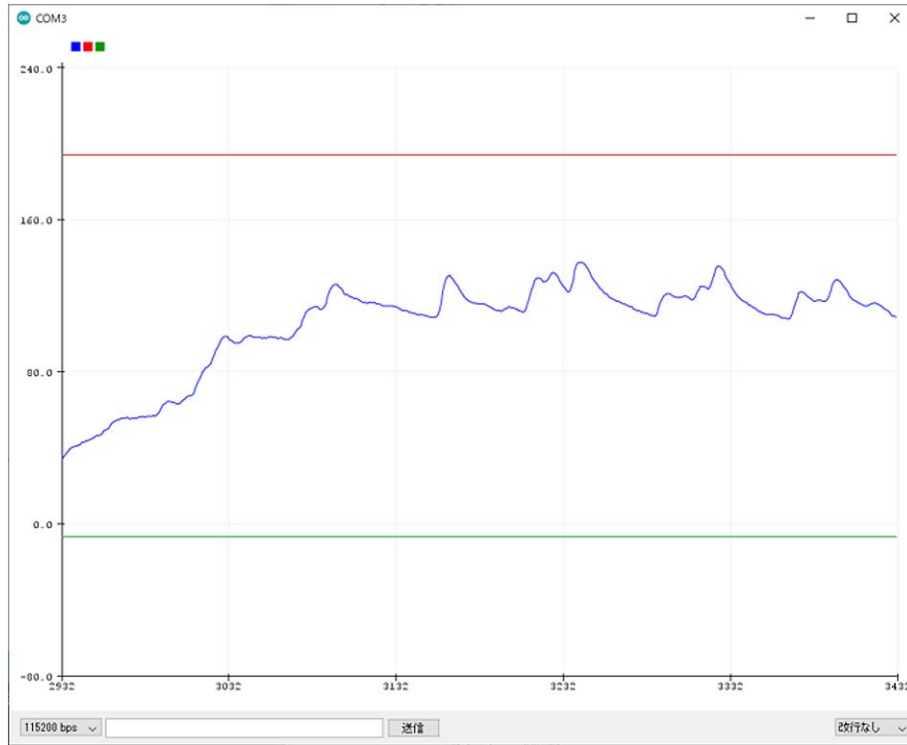


Figure 10. 測定されたSCC波形

図中の青ラインはSCC波形、赤ラインは42 μ S、緑ラインは1 μ Sを表す。

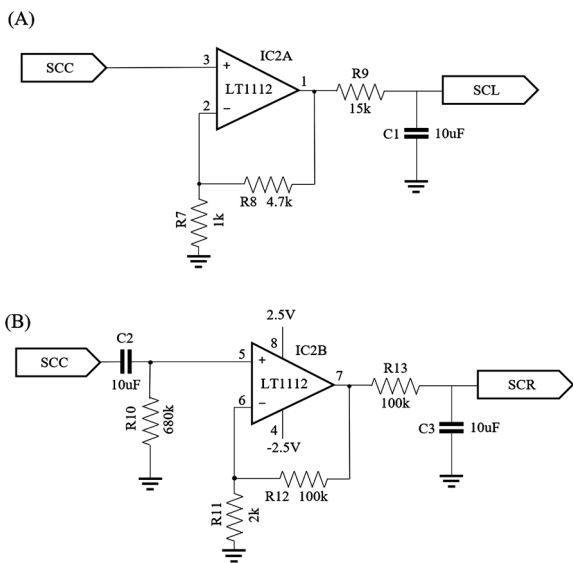


Figure 11. SCLおよびSCRの測定に用いた追加回路

12に、測定に用いたプログラムを資料14に示した。

測定の無線化

Arduino開発環境では、ArduinoUNO以外にも様々なマイクロコンピュータを用いることができる。近年は、BluetoothやWi-Fi通信を利用可能なEspressif Systems製ESP32シリーズを用いた作成事例が多い。計測器の

無線化、電池駆動化には、感電の抑止、商用電源から発生するノイズの減少、実験協力者がより自由に行動できるようになる、等のメリットがある。ここでは、計測の無線化に際し、ESP32-PICO-D4搭載のマイクロコンピュータ (M5StickC, M5Stack Technology) を使用する。M5StickCは小型ディスプレイや3つのボタン、各種センサーを接続できる拡張用Grove端子、リチウムイオン電池内蔵などの特徴があり、計測装置の無線化に適しているが、本稿で紹介するプログラムは他のESP32搭載マイクロコンピュータでも問題なく動作する。

Figure 13に無線化されたEMG測定の例を示した。具体的にはM5StickCのGrove端子より、5VをR+に、GNDをR-に、G32, G33をAD変換モジュールのSDA, SCLに接続した。プログラムは資料15に示した。Arduino開発環境においてボードファイルはEspressif ESP32バージョン1.0.6を用いた。ESP32ではBluetoothSerialライブラリを用いることで、通信を容易に無線化できる。Bluetoothを用いた通信は有線のシリアル通信ほど速度が出ないため、マイクロコンピュータ側である程度集計処理を行った結果を送信することが望ましい。

さらに、SCCを測定しWi-Fiでネットワーク上の

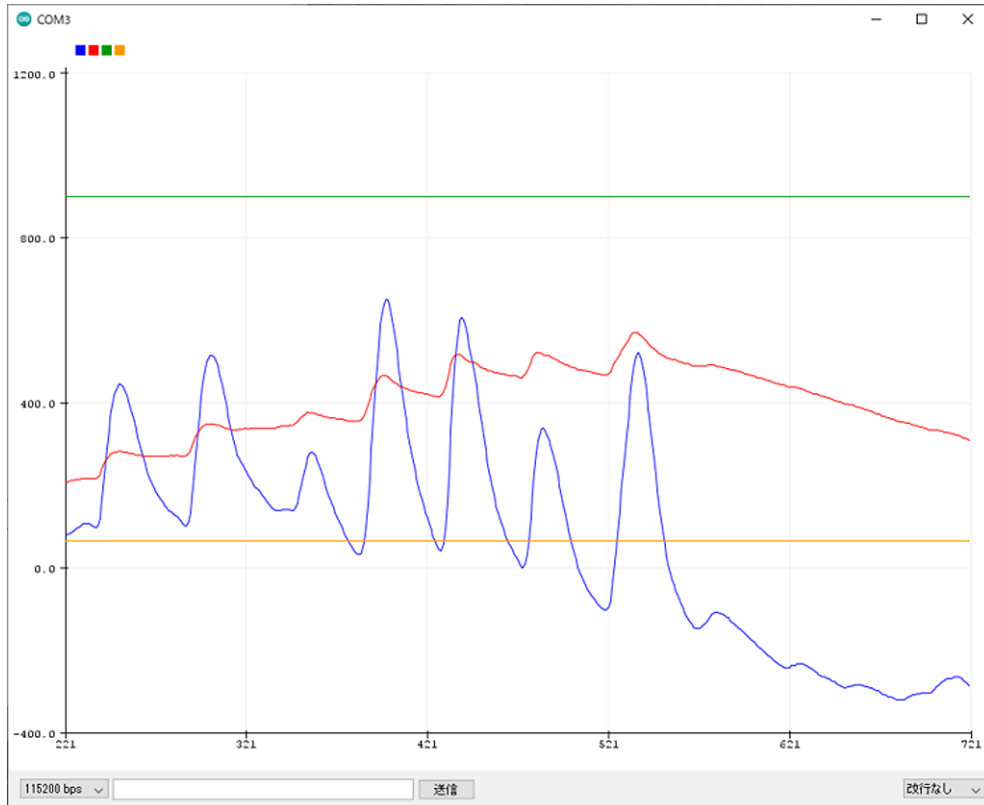


Figure 12. 測定されたSCL・SCR波形

図中の青ラインはSCR波形，赤ラインはSCL波形，緑ラインは42 μ S, 黄ラインは1 μ Sを示す。

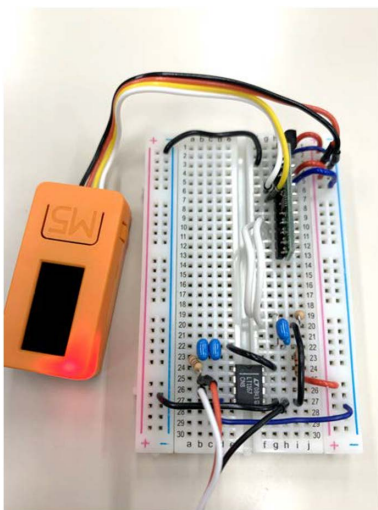


Figure 13. EMGの無線測定

サーバーに送信するプログラムを資料16に示した。Wi-Fi経由のSCC測定に際して，回路とM5StickCの接続はEMGの場合に準じた。資料11のSCC測定プログラムをM5StickC用に一部改変し，ESP32用のHTTPClientサンプルプログラムを参考にHTTP通信

部分を記述した。

送信したデータは，サーバー上のPHP言語で記述されたスクリプトで受信した(資料17)。サーバー上で受信されたSCC情報の例をFigure 14に示した。サーバー環境は，SAKURA internetのレンタルサーバスタンダードを使用し，PHPのバージョンは7.4.29であった。スクリプトの記述，送信されたデータの確認には，Notepad++ Ver 7.7, NppFTPプラグイン Ver 0.28.3を使用した。

おわりに

各指標の測定回路作成は，ブリッジ回路や差動増幅，各種フィルタ処理などの，電気生理学的知識に触れる機会となる。Arduinoを用いた測定では，AD変換処理やキャリブレーション，さらにはデータの無線転送や保存など，生体計測に有用な様々なソフトウェア処理を学ぶことができる。精神生理学の初学者が備えるべき基礎的知識を，比較的安価に身につけることができる点で，Arduinoを用いた計測体験の意義は大きい。

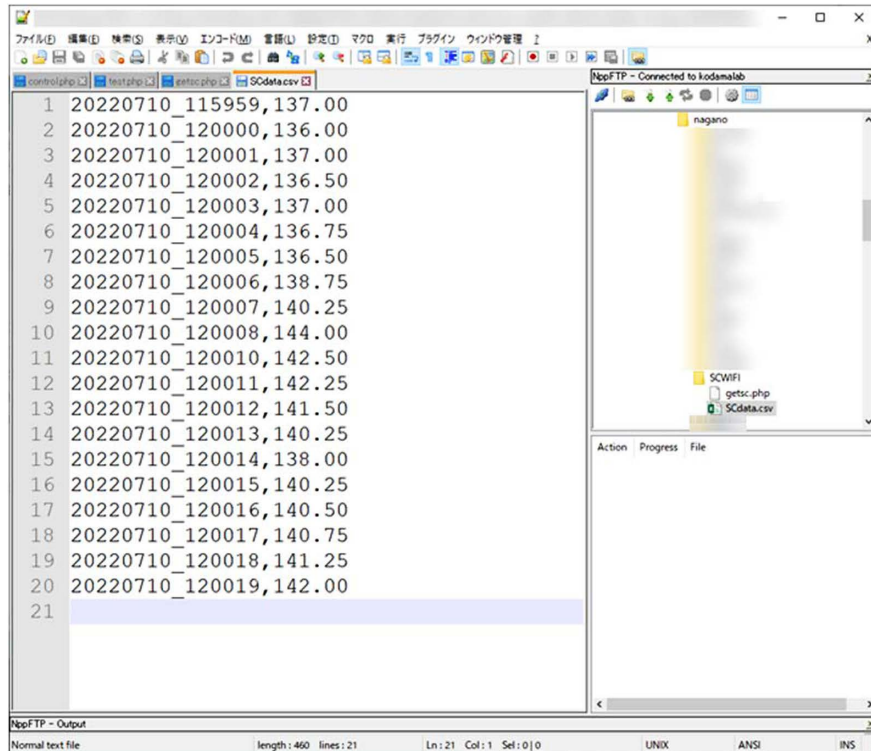


Figure 14. サーバーに記録されたSCC情報

マイクロコンピュータは単にAD変換処理をするだけでなく、ピーク検出や微積分、フィルタ、フーリエ変換といった様々な処理をリアルタイムで行うことができる。このような特徴は、情報の即時処理が重要となるシステム（例えばバイオフィードバック）を作成可能とする。さらに、自作の測定回路をWi-Fi対応化することで、測定の際にPCが不要となり、スマートフォン等から測定結果にアクセス可能になる点も重要である。Wi-Fiは多くの場所で利用可能であり、計測器が複数でも無線LANルーターが1台あれば、数人から数十人を同時に測定できるため、低コストで社会的相互場を測定することも可能となる。

測定回路およびソフトウェアの自作、無線化は、基礎的な知識を深めることができるだけでなく、測定のコストを下げ、実験計画を柔軟にすることで、精神生理学的測定に新しい利用可能性をもたらす。本稿に記載された知識をもとに、精神生理学の社会実装が進むことを期待したい。

引用文献

Ahamed, M. A., Ahad, M. A. U., Sohag, M. H. A., & Ahmad, M. (2015). Development of low cost

wireless biosignal acquisition system for ECG EMG and EOG. *Proceedings of International Conference on Electrical Information and Communication Technology*, 195–199.

Banzi, M., & Shiloh, M. *Getting started with Arduino. Make: Community.* (バンジ, M., シロー, M. 船田 巧 (訳) (2015). *Arduinoをはじめよう 第3版* (Make: PROJECTS) オライリー・ジャパン)

Champaty, B., Dubey, P., Sahoo, S., Ray, S.S., Pal, K., & Anis, A. (2014). Development of wireless EMG control system for rehabilitation devices. *Proceedings of the Annual International Conference on Emerging Research Areas: Magnetics, Machines and Drives*, 1–4.

Fowles, D. C., Christie, M. J., Edelberg, R., Grings, W. W., Lykken, D. T., & Venables, P. H. (1981). Publication recommendations for electrodermal measurements. *Psychophysiology*, 18, 232–239.

Fuentes del Toro, S., Wei, Y., Olmeda, E., Ren, L., Guowu, W., & Diaz, V. (2019). Validation of a low-cost electromyography (EMG) system via a commercial and accurate EMG device: Pilot

- study. *Sensors*, 19, 5214.
- Garda, Y. R., Caesarendra, W., Tjahjowidodo, T., Turnip, A., Wahyudati, S., Nurhasanah, L., & Sutopo, D. (2018). Flex sensor based biofeedback monitoring for post-stroke fingers myopathy patients. *Journal of Physics: Conference Series*, 1007, 102069.
- Hugeng, H., & Kurniawan, R. (2016). Development of the 'Healthcor' system as a cardiac disorders symptoms detector using an expert system based on Arduino uno. *International Journal of Technology*, 7, 78-87.
- Kawamura, N., Kitamura, T., & Hamada, K. (2020). Smart Tube: A biofeedback system for vocal training and therapy through tube phonation. *Proceedings of the Interspeech*, 1011-1012.
- Kazi, S. S., Bajantri, G., & Thite, T. (2018). Remote heart rate monitoring system using IoT. *International Research Journal of Engineering and Technology*, 5, 2956-2963.
- Keenan, E., Shoushtarian, M., Karmakar, C. K., & Palaniswami, M. (2019). Developing STEM skills using Arduino and heart rate variability analysis. *Selected Works*, 47-49.
- 美濃 哲郎 (1986). 皮膚コンダクタンス水準と皮膚コンダクタンス反応 新美 良純・鈴木 二郎 (編) 皮膚電気活動 (pp. 39-43) 星和書店
- 宮西 祐香子・長濱 澄・森田 裕介 (2017). 指尖容積脈波計測装置による学習活動時のストレス測定と主観評価の関連分析 日本教育工学会論文誌, 41, 149-152.
- Moeyersons, B., Fuss, F. K., Tan, A. M., & Weizman, Y. (2016). Biofeedback system for novice snowboarding. *Procedia Engineering*, 147, 781-786.
- 村岡 慶裕・石尾 晶代・武田 湖太郎 (2014). ステレオマイク入力端子を用いた低コスト 2ch EMG-BF装置 *Japanese Journal of Comprehensive Rehabilitation Science*, 5, 1-6.
- 長野 祐一郎・永田 悠人・宮西 祐香子・長濱 澄・森田 裕介 (2019). IoT皮膚コンダクタンス測定器を用いた授業評価 生理心理学と精神生理学, 37, 17-27.
- 長野 祐一郎・吉田 椋 (2018). 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, 36, 53-61.
- 新美 良純・鈴木 二郎 (編) (1986). 皮膚電気活動 星和書店
- 小川 時洋・松田いづみ・廣田 昭久・高澤 則美 (2012). ポリグラフ検査用呼吸トランスデューサの比較 日本法科学技術学会誌, 17, 99-106.
- 櫻井 優太 (2017). 皮膚コンダクタンスを測定する安価な回路の設計と虚偽検出実験への応用 愛知淑徳大学論集心理学部篇, 7, 27-38.
- Sawada, Y., Tanaka, G., & Yamakoshi, K. (2001). Normalized pulse volume (NPV) derived photo-plethysmographically as a more valid measure of the finger vascular tone. *International Journal of Psychophysiology*, 41, 1-10.
- 鈴木 里砂 (2020). スマートフォンを用いた低コスト筋電図バイオフィードバック装置の開発と応用 バイオフィードバック研究, 47, 7-14.
- 鈴木 里砂・村岡 慶裕・岡崎 俊太郎 (2017). スマートフォンを利用した低コスト筋電図バイオフィードバック装置の性能試験 バイオフィードバック研究, 44, 15-20.
- 梅沢 章男・北村 勝之・前田 小三郎 (1977). 呼吸バイオフィードバックの基礎と臨床 (I) バイオフィードバック研究, 5, 13-16.
- Venugopal, R. B., Rajalakshmi, T., Suresh, A., & Raj, S. (2020). EMG based signal to control home appliances by partially paralyzed people. *Proceedings of the International Conference on Communication and Signal Processing*, 422-425.
- Wang, Y., Wan, B., Li, H., & Shan, G. A. (2016). Wireless sensor system for a biofeedback training of hammer throwers. *Springer Plus*, 5, 1395.
- 山森 光陽・長野 祐一郎・徳岡 大・草薙 邦広・大内 義広 (2022). 授業中の教師の認知負荷測定 日本教育工学会論文誌 (印刷中)
- 山崎 勝男・宮下 彰男・多喜乃 亮介・高澤 則美 (1996). 多用途小型の光電式容積脈波ピックアップ 生理心理学と精神生理学, 14, 9-16.