

Arduino を利用した筋電測定システムの提案

清水 健吾^{1,a)} 大村 基将^{1,b)} 島袋 舞子^{1,c)} 兼宗 進^{1,d)}

概要: Arduino を利用した筋電測定システムを提案する。安価な小型マイコンを使用することで、筋電等の生体計測を手軽に行うことが可能になった。本研究では腕の筋電を測定する装置を試作し、筋肉に対する力の測定と疲労度の分析を行った。その概要を紹介し、生体計測とデータ分析に関する学習教材の利用性を検討したい。

キーワード: Arduino, 表面筋電センサ, 信号処理

KENGO SHIMIZU^{1,a)} MOTOMASA OMURA^{1,b)} MAIKO SHIMABUKU^{1,c)} SUSUMU KANEMUNE^{1,d)}

1. はじめに

現在日本では第4次産業革命に向けた情報活用能力を備えた創造性に富んだ人材の育成が重要視されている [1]。中学校では2008年度の学習指導要領 [2] で「プログラムによる計測・制御」が必修化され、高等学校では数理・情報教育の強化を検討され、必修科目の統計では、問題解決に役立つ使える統計を学習できることが求められている

データを活用するにはデータの利用法を考え、目的とする成果を得るために必要な情報の取捨選択を行い、データを処理する能力が必要である。生体信号はもっとも身近なデータであり、長らく医療分野を中心に発展してきたが、最近ではヘルスケア分野で体組成計に利用されたり、スマートフォンと連携したウェアラブルデバイスが開発されており、より身近なものになってきている。そこで、簡易に筋電計測を行える表面筋電センサを、安価なマイコンボード

である Arduino [3] と組み合わせた教材を試作した。

以下、2章で関連研究、3章で開発した装置の概要と安全対策について、4章で装置の測定手順、5章で筋肉の力と疲労度の測定法、6章で今後の課題について述べる。

2. 関連研究

センサの開発やマイコンの小型化、スマートフォンなど携帯端末の普及により、筋電を含む生体計測を手軽に行うことが可能になってきた。

腕時計型の Fitbit Blaze [4] のように手首から心拍数を計測し、ジョギングなどでリアルタイムに自分の状態を確認したり、クラウド上に送られたデータを後からスマートフォンで閲覧することで心拍数の変化をグラフで確認できる製品が実用化されている。その他、足などに巻く形で装着する LEO [5] などのバンド型のセンサも開発が行われている。

Myo [6] というアームバンド型デバイスは、8個の表面筋電センサと三種の三軸センサ類が内蔵され、手首や指の動きを読み取りパソコンやスマートフォンを、触れずに操作することができる。Unity 上で操作するパッケージもあるため、手軽にアプリケーションを作ることも可能である。

¹ 大阪電気通信大学
Osaka Electro-Communication University, Neyagawa, Osaka
572-8530, Japan
a) eh13a036@oecu.jp
b) omura@oecu.jp
c) shimabuku.m@gmail.com
d) kanemune@gmail.com

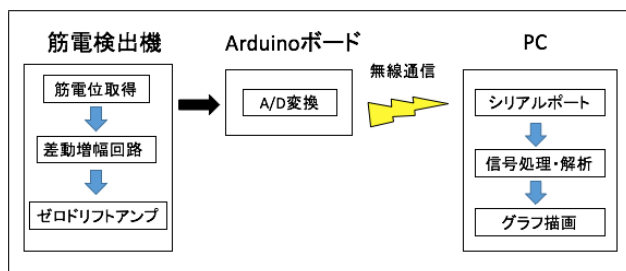


図 1 筋電位データの流れ

MyoWare[7] は Arduino で利用できる表面筋電センサがある。基板に電極が直接搭載されているため、基板を身体につけて測定することができる。そのため運動中もケーブルが邪魔にならず測定しやすく、シールドによる拡張を行うことができる。

実際に使用されている教材として、生理学研究所が開発したマッスルセンサー [8] がある。この教材では、体に流れている電気信号を光や音に変換することで、人間が電気動いていることを体験的に学ぶことができる。この装置では信号の波形を見ることができないため、計測した筋電が装置内部でどのように信号処理されているのかを知ることはできない。

そこで、計測した筋電データが処理される過程を視覚的に確認できる学習教材を試作することにした。

3. 筋電測定教材の試作

3.1 筋電計測の考え方

身体を動かすと筋肉を構成している筋繊維は収縮あるいは弛緩する。筋繊維が収縮を行う時は、脳から神経を通過して筋電位と呼ばれる数十 mV の活動電位が送られる。筋電位の測定方法としては、針を身体に刺して筋繊維から直接筋電位を測定する方法と、皮膚表面に生じる表面筋電位を間接的に測定する方法がある。今回は人体の負荷の小さい表面筋電位を利用することにした。

表面筋電位を測定する場合、筋電位の減衰、外来ノイズ、気温の変化による歪の3つが正しいデータを取得する上で問題となる。表面筋電位は身体を伝導する際に元の1/1000以下に減衰する。筋電位は微弱なため外来ノイズの影響を受けやすい。そのため、精度の高い筋電位を計測するためには、測定電位の増幅、フィルタリング、解析等の処理を行う必要がある。測定電位の増幅は、微弱な筋電位をフィルタリング等の処理ができる大きさまで歪みなく増幅する。フィルタリングは、筋電位以外の要素を除去するために、高周波成分や低周波成分の除去などを行う。解析は、筋電位をデータ処理することで、必要な情報を得るために行う。筋電計測の流れを図1に示す。

3.2 教材のねらい

開発する教材では、次の特徴を実現することを考えた。

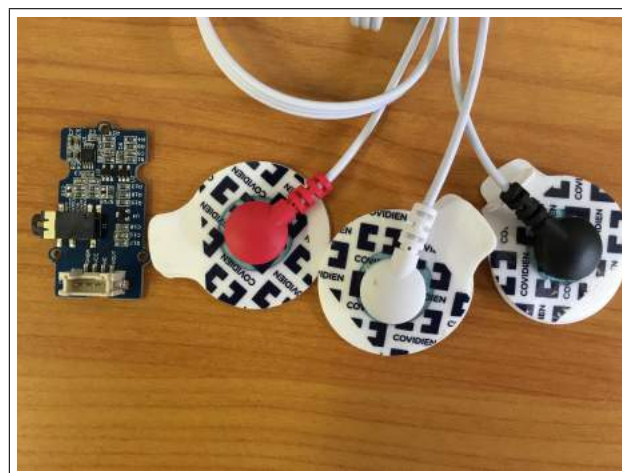


図 2 筋電検出器 (左) と表面電極 (右)

- (1) 安全性: 測定者の身体への危険や負荷を考慮する
- (2) 計測教材: 測定の流れを容易に理解できる
- (3) 処理の視覚化: データの処理を見えるようにする
- (4) 手軽さ: コストを抑え、手軽に利用できる

これらの特徴を実現するために、安価に入手が可能な Arduino と表面筋電センサを使用することにした。

3.3 使用機材

筋電位の測定には、マイコンボードである Arduino UNO と、SeeedStudio 社の表面筋電センサ (Grove-EMGdetector) を使用した。

表面筋電センサは直径 35mm 円型の銀/塩化銀の使い捨て表面電極、3 極電極ケーブル、筋電検出機で構成されている。図 2 に使用した表面筋電センサを示す。3 極電極ケーブルには 2 つの検出電極と 1 つの基準電極がある。筋電検出機には差動増幅機 (INA331IDGKT) と、ゼロドリフトアンプ (OPA333) が搭載されている。

差動増幅回路では、ノイズの除去と筋電位の増幅を行う。ノイズの除去は検出電極で取得した筋電位と基準電極で取得した筋電位の差分を処理する。ゼロドリフトアンプは周囲の温度変化によるデータの歪みと値の変動を抑える。

3.4 筋電測定装置の無線化

生体信号を計測する場合、人体に対する影響や危険性を考えた対策が必要である。特に電極を身体に貼付することで AC 電源と直接つながることは避けることが大切になる。そのため、装置を電池駆動にし、パソコンと電氣的に絶縁状態にした。そして、測定したデータを PC に送信するために無線通信の仕組みを追加した。無線化することは以下のメリットがある。

- (1) 装置がケーブルで繋がっていないため、体の動かせる範囲が広がる。
- (2) Arduino 基板をパソコンと電氣的に絶縁状態にすることで、事故が起きた時に体に流れる電流を最小限に抑



図 3 XBeePC 用(左)と Arduino 用(右)

えることができる。

図 3 に使用した無線モジュール XBee を示す。PC と Arduino に XBee を接続し、電源は 9V の角乾電池を使用した。XBee の通信ではフロー制御を行っている。

3.5 プログラミング開発環境

開発は Mac OS X10.11.4 で行った。データの取得には Arduino IDE を、データの解析には MATLAB と Processing を使用した。

MATLAB ではデータを以下の手順で解析した。図 4 にプログラム例を示す。

- (1) シリアルポートの設定と読み込み
- (2) 1 秒のデータを単位とした電圧変換，周波数変換
- (3) フィルター処理
- (4) フーリエ変換
- (5) グラフ描画

4. 筋電の測定

4.1 電極の貼付

表面筋電センサは被験筋の皮膚表面に貼付した 2 つの検出電極によって取得した筋電位と、被験筋と関係ない部位に貼り付けた基準電極から取得した筋電位の位相差を引き算することでノイズを除去している。そのため電極の貼付は正しい位置で行う必要がある。

計測する筋肉は検討が必要である。深層筋の筋電位は皮膚表面までに大きく減衰しているため、表面筋電センサでの測定には適さない。面積の少ない筋肉は隣接する筋肉の活動電位の漏れが大きく、精度の良い測定を行うことができない。そのため、表層筋のある程度大きな筋肉を使用することが望ましい。

測定する筋肉を決定した後は、その筋肉の筋繊維の走行方向に沿って表面電極を電極の中心から 3cm の間隔で貼付する。この時、筋腹を外した場所に貼付する。筋腹の周りには神経支配帯が多くあり、神経支配帯を挟んで電極を

```

1 //シリアルポートの設定
2 serial('/dev/-', 'BaudRate', 115200)
3
4 //1秒間ごとに行列に納める
5 //データを電圧に変換し,周波数に変換する
6 筋電位=データ*3.3/1024;
7 正弦波=sin(2*pi*筋電位.*測定時間);
8
9 //フィルターで不要な周波数成分を除去
10 [b,a]=butter(1,20/500,'high');
11 [c,d]=butter(1,350/500,'low');
12 Vfilter=filter(b,a,正弦波);
13 Vfilter=filter(d,c,Vfilter);
14
15 //フーリエ変換で片側スペクトルを計算する
16 Y=fft(Vfilter);
17 両側 = abs(Y/周波数長);
18 片側 = 両側 (1:周波数長/2+1);
19 片側 (2:end-1)=2*両側 (2:end-1);
20
21 //表面筋電図の表示を行う。
22 figure(1);
23 plot(周波数領域,片側 (20:350))
24 xlabel('周波数成分 (Hz)')
25 ylabel('活動量 (W/Hz)')
```

図 4 MATLAB のプログラム例

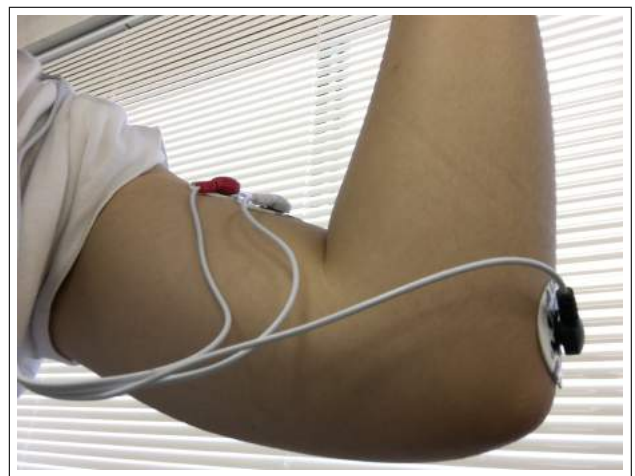


図 5 上腕二頭筋における表面筋電センサ貼付図

貼り付けると筋電位を相殺し合い正確な筋電位を表示しない。そのため、神経支配帯は避ける必要がある。神経支配帯の位置は個人差があり、肉眼では視認ができないため筋腹を外した位置に貼付し、神経支配帯を挟まないようにする。その上で、筋出力時に振幅の差が十分にあり、筋出力の増大とともに筋電位振幅も増大していることを確認することが大切である。今回は被験筋に上腕二頭筋を使用し、基準電極は筋肉がない肘に貼付した。電極貼付時に木塚らの神経支配帯分布図 [9] を参考にした。図 5 に表面筋電センサ装着時の状態を示す。

```

1 #include <MsTimer2.h>
2 int inByte=0;
3 void timer(){
4     inByte = Serial.read();
5     int igetAnalog = analogRead(A0);
6     Serial.write('H');
7     Serial.write(lowByte(igetAnalog));
8     Serial.write(highByte(igetAnalog));
9 }
10 void setup() {
11     Serial.begin(115200);
12     MsTimer2::set(1, timer);
13     MsTimer2::start();
14 }
15 void loop() {
16 }

```

図 6 筋電測定プログラム

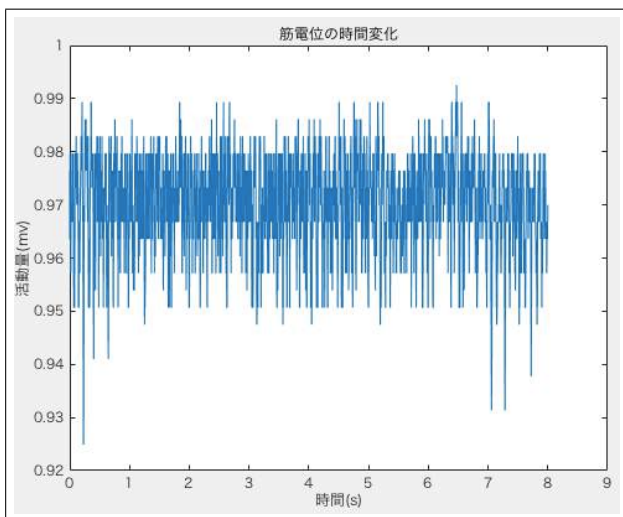


図 7 上腕二頭筋活動時における表面筋電図原波形

4.2 筋電の計測

筋電を測定できることを確認するため、筋電測定装置から筋電位データを取得し、MATLABでグラフ表示を行った。Arduinoを制御するプログラムを図6に示す。

このプログラムは0.001秒に1回アナログピンからデータを取得し、分割してシリアルポートに送ることができる。1回の測定ごとの時間間隔を一定に保つためMsTimer2ライブラリをインストールした。インストール方法を以下に示す。Arduino IDEのスケッチバーから「ライブラリをインストール」、「ライブラリを管理」をクリックし、現れたLibrary ManagerウィンドウでMsTimer2を検索しインストールで完了。シリアルポートから取得したデータを使用して、表示した原波形のグラフを図7に示す。

4.3 筋力の測定

測定した筋電データを利用して、筋肉の力の測定を行った。筋力のデータ処理には、計測した筋電位データに

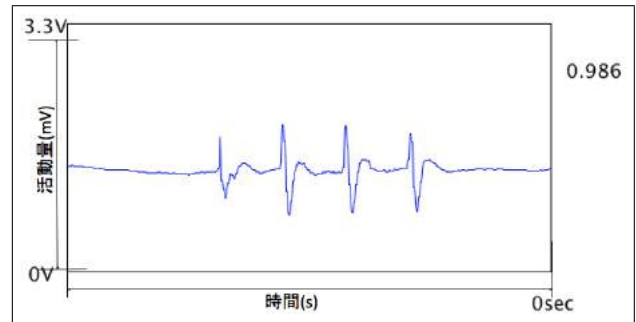


図 8 移動平均処理した上腕二頭筋表面筋電図

対して移動平均フィルタを使用した。移動平均フィルタは、系列データを平滑化するときに使われ、筋電位のグラフを見やすくすることができる。図8にフィルタ処理した波形のグラフを示す。筋繊維の使用量から発揮される力の大きさを推定することができる。

4.4 筋疲労の計測

筋肉が疲労すると、筋肉を収縮させるエネルギーが枯渇し、力を発揮できなくなる。このような状態を筋疲労と呼ぶ。表面筋電図で筋疲労を測定する方法に筋電位の周波数パワースペクトル解析がある。筋肉には大きく分けて遅筋、中間筋、速筋の3つの筋繊維があり、この筋繊維の活動はパワースペクトルの周波数帯の活動から推定できる。この方法で計測した筋繊維の活動割合の変化量から疲労を測定する。筋疲労の測定は信号処理を行い、高速フーリエ変換を使用した。高速フーリエ変換を行うことで筋電位の時間領域を周波数領域に変換することができる。

今回はPCに取り込んだ筋電位データをMATLABでフィルタ処理を行った。ローパスフィルタは500Hz、ハイパスフィルタは20Hzである。その後、高速フーリエ変換を行いパワースペクトル解析を行った。

被験者に対して、運動を行う前と、腕に重りをつけて負荷をかける運動を行った後の筋電位を測定した。運動前のパワースペクトルを図9、運動後を図10に示す。運動をすることで筋肉に疲労が蓄積し、周波数帯域は低域に移行していることがわかる。パワースペクトルの中間周波数を計測することによって疲労の度合いを推定することが可能なことを確認できた。

4.5 筋疲労の変化の計測

筋肉の疲労は負荷をかけた状態で徐々に変化する。具体的には、筋繊維は速筋が先に使用され、遅筋の使用割合が徐々に増えていく [10]。

そこで、遅筋と中間筋、速筋の活動割合の変化から筋肉の疲労の度合いを視覚化することにした。それぞれの筋の活動は、周波数分析から遅筋は20-45Hz、中間筋は46-80Hz、速筋は81-350Hzで判別した。

低負荷を与えた場合と高負荷を与えた場合のグラフを図

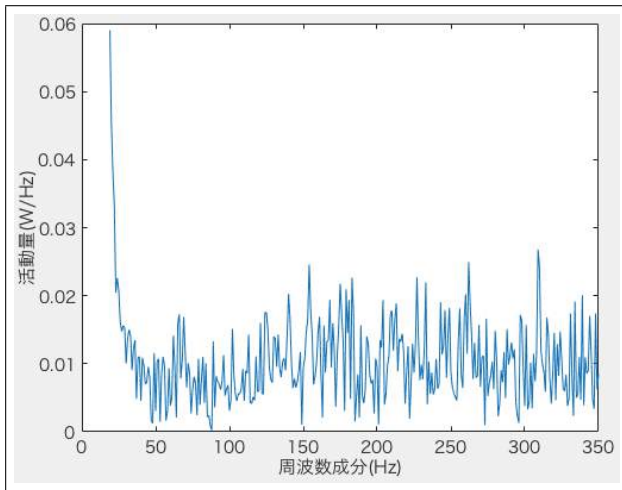


図 9 運動前のパワースペクトル

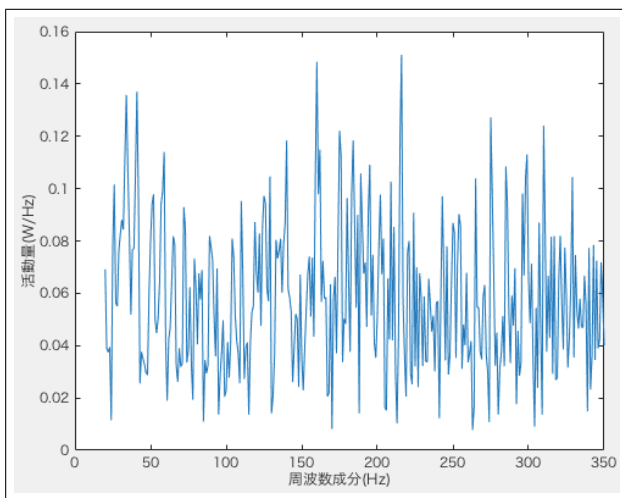


図 10 運動後のパワースペクトル

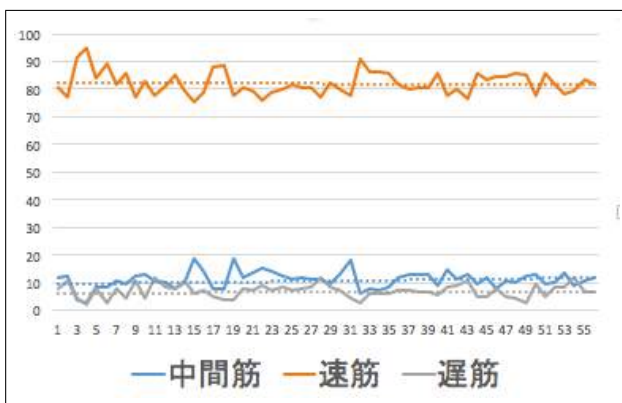


図 11 低負荷時の筋繊維の活動割合

11 図 12 に示す．筋肉が疲労すると低周波数帯域に移行するが，これは速筋の活動が低調になり遅筋が活発になることが要因の 1 つであることがわかる．

5. 教材としての利用可能性

今回筋電計測を行うシステムを試作して，自分自身が多くのことを学ぶことができた．授業ではライントレースや

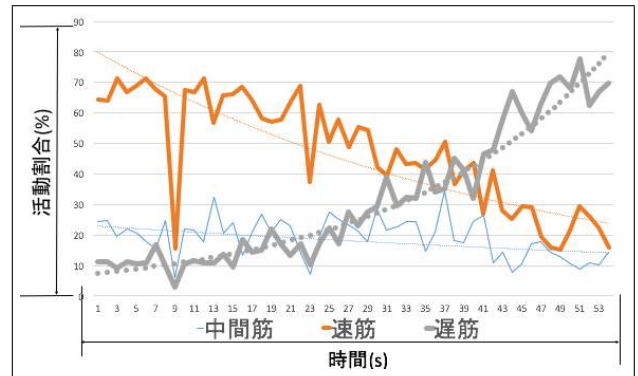


図 12 高負荷時の筋繊維の活動割合

制御理論を学んでいたが，IoTなどで各種の計測機器が身近になっていることや，手軽に利用できる生体計測の装置が実用化され生活の中で使われつつあることを実感した．

今回試作した筋電計測の教材は，センサから計測した値を表示するだけでなく，計測した信号からノイズという不要な情報を除去し，波形の信号を観察し，そこから周波数成分を取り出して筋肉の種類による周波数分布を確認し，疲労による筋肉ごとの時間的な活動の変化を視覚的に観察することができた．

このような，自分自身の人体を含む生活の中の身近な計測はますます重要性を増すと考えられる．中学校の技術科で計測の教材として利用することや，高等学校の情報科でデータ処理の教材として利用することの可能性を検討したい．

今回試作したシステムは，信号処理に有償のソフトウェア (MATLAB) を使用していることと，Processing のプログラムを開発用の画面から実行させる必要があるなど，学校で使ってもらうためには改良すべき点が残されている．今後は中学校から大学までの教育で手軽に利用できるシステムに向けて改良を進めたい．

参考文献

- [1] 総務省:日本再興戦略 2016 1 -第 4 次産業革命に向けて-(抜粋), http://www.soumu.go.jp/main_content/000425445.pdf, (参照 2016,9,21).
- [2] 文部科学省:中学校学習指導要領解説(技術・家庭編), 教育図書(2008/09).
- [3] Arduino <https://www.arduino.cc/>, (参照 2016,9,21).
- [4] fitbit blaze <https://www.fitbit.com/jp/blaze>, (参照 2016,9,21).
- [5] LEO <http://leohelps.com/>, (参照 2016,9,21).
- [6] Myo <https://jp.myo.com/>, (参照 2016,9,21).
- [7] MyoWare Muscle Sensor <http://www.advancertechnologies.com/p/myoware.html>, (参照 2016,9,21).
- [8] 生理学研究所:体験で学ぶ理科教材マッスルセンサー, <http://www.nips.ac.jp/nipsquare/academy/musclesensor/pdf/MS2014.pdf>, (参照 2016,9,21).
- [9] 木塚朝博, 増田正, 木竜徹, 佐渡山亜兵:[バイオメカニ

- ズム・ライブラリー] 表面筋電図, 東京電機大学出版局,
(2006).
- [10] 榎田大輔:筋活動電位に基づく筋疲労予測とリハビリ
テーションへの応用, 鳥取大学大阪ビジネス交流会,
(2013).