

公立はこだて未来大学 2022 年度 システム情報科学実習
グループ報告書

Future University Hakodate 2022 Systems Information Science Practice
Group Report

プロジェクト名

生体信号を利用した身体拡張インタフェース～ASHURA～

Project Name

Interface using biosignal to augment body～ASHURA～

グループ名

グループ A

Group Name

Group A

プロジェクト番号/Project No.

24-A

プロジェクトリーダー/Project Leader

福留康介 Kousuke Fukudome

グループリーダー/Group Leader

山田崇暉 Takaki Yamada

グループメンバ/Group Member

福留康介 Kousuke Fukudome

高橋夏紀 Natsuki Takahashi

木戸輝 Akira Kido

指導教員

櫻沢繁 高木清二 辻義人

Advisor

Shigeru Sakurazawa Seiji Takagi Yoshihito Tsuji

提出日

2023 年 1 月 18 日

Date of Submission

January 18, 2023

概要

“生体信号を利用した身体拡張インタフェース～ASHURA～”は、生体信号の一つである筋電位を利用してデバイスを制御できるインタフェースの製作を行ってきた。本グループでは、筋電義手の製作を目標に活動を行った。筋電義手とは、筋電位に基づいて制御する義手のことで、装着者の欠損状態によって必要とする形状が変化する。そこで、全指欠損者を対象としてヒアリングを行った結果、全指欠損者は欠損している手でも指先を用いた多様な動作を行いたいと考えていることが判明した。そこで、筋電義手の5本指を独立に操作することができれば、指での多様な動作を実現できるのではないかと考えた。よって、本グループは5本指を独立に操作することができる全指欠損者向けの筋電義手を製作することによって、装着者の指の動きを自身の身体の一部であるかのように再現して身体を拡張することを目的とした。しかし、指の動作は様々であり、その全てを再現することは困難である。そのため、今回は指の動作の一部として、5本指の指折りの組み合わせである32動作を再現した筋電義手の製作を行った。製作した義手を用いて実験を行った結果、動作の正答率は2.5%、被験者が動作を行ってから義手の動作完了までにかかった平均時間は約6.62秒という結果が得られた。また、義手の問題点として、動作の正答率が低かった、配線が複雑で動作が安定しないため義手を付けた状態で自由に動けない等が挙げられた。結論として、目的であった5本指を独立に操作することができる全指欠損者向けの筋電義手の製作は行えたが、義手の指先での多様な動作を実現することができなかった。義手の問題点の改善案として、分類・識別するアルゴリズムを工夫する、配線をまとめて余分な配線を減らす等が挙げられた。今後は問題点を改善した義手を再度製作するために、アルゴリズムやワイヤの工夫に対する具体的な案を検討する必要があると考えた。また、5本の指先の多様な動きの実現に向けて自由度を増やすために、パターン識別方式以外の制御方式を用いる方法や識別率を上げる方法を検討する必要があると考えた。

キーワード 生体信号, 筋電位, 身体拡張, 機械学習

(※文責: 山田崇暉)

Abstract

The group “Interface using biosignal to augment body～ASHURA～” has been working on an interface that can control devices using myoelectric potentials, one of the biological signals. The group’s goal was to create a myoelectric prosthetic hand. A myoelectric prosthetic hand is a prosthetic hand that is controlled based on myoelectric potentials, and the required shape changes depending on the deficiency status of the wearer. As a result of interviews with a person with total finger loss, it was found that people with total finger loss wanted to perform various movements using their fingertips even with their missing hands. Therefore, we thought that if the five fingers of the myoelectric prosthetic hand could be operated independently, it would be possible to realize a variety of finger movements. Therefore, we thought that if the five fingers of the myoelectric prosthetic hand could be operated independently, it would be possible to realize a variety of finger movements. However, finger movements vary widely, and it is difficult to reproduce all of them. For this reason, we fabricated a myoelectric prosthetic hand that reproduces 32 finger movements, which are combinations of five finger folds, as a part of finger movements. The results of the experiment using the prosthetic hand showed that the correct response rate for the movements was 2.5%, and the average time from the time the subject performed the movements to the completion of the prosthetic hand movements was approximately 6.62 seconds. In conclusion, although we were able to produce a myoelectric prosthetic hand for a person with total finger loss that can operate all five fingers independently, we were unable to realize a variety of movements with the fingertips of the prosthetic hand. Suggestions for improving the problems with the prosthetic hand included devising an algorithm for classification and identification, and reducing the number of extra wires by consolidating the wiring. In the future, it will be necessary to study specific ideas for improving the algorithms and wires in order to re-create a prosthetic hand with improved problems. In order to increase the degree of freedom for realizing various movements of the five fingertips, we considered it necessary to investigate methods of using control methods other than the pattern identification method and methods to increase the identification rate.

Keyword bio-signal, myopotential, body extension, machine learning

(※文責: 山田崇暉)

目次

第 1 章	はじめに	1
1.1	背景	1
1.2	目的	2
1.3	課題設定	2
第 2 章	関連技術と活用方法	4
2.1	筋電位	4
2.2	筋電位計測	4
2.2.1	アクティブ電極	4
2.2.2	差動増幅器	5
2.2.3	非反転増幅器	5
2.2.4	ハイパスフィルタ	5
2.2.5	半波整流器	5
2.2.6	ローパスフィルタ	6
2.2.7	DC/DC コンバータ	6
2.3	パターン識別	6
2.3.1	筋電義手の制御方法	6
2.3.2	機械学習	6
2.3.3	SVM (Support Vector Machine)	7
2.3.4	Raspberry Pi	7
2.4	プログラム制御	7
2.4.1	サーボモータと PWM 制御	8
2.4.2	Arduino	9
2.5	3D モデリングソフトを用いた最終成果物の設計	9
2.5.1	3D モデリング	9
2.5.2	3D プリンタ	9
第 3 章	最終成果物	11
3.1	製作物の全体像	11
3.1.1	筋電位計測回路	13
3.1.2	機械学習	16
3.1.3	プログラム制御	17
3.1.4	最終成果物のモデリング	17
3.1.5	最終成果物の印刷と組み立て	22
3.2	評価実験	22
3.2.1	実験目的	22
3.2.2	実験方法	23
3.2.3	実験結果	23

3.2.4	被験者からの感想	24
第 4 章	考察	25
4.1	機械学習によって 32 通りに信号を識別し、動作する機能	25
4.2	装着者の欠損している指の位置に、再現した指があると感じることができる構造	26
4.3	義手を装着した状態で自由に移動することができるように、バッテリーのみで動く構造	26
4.4	日常的に義手を使用しても疲れのないような軽量の構造	27
第 5 章	結論	28
5.1	本取り組みの成果	28
5.2	今後の課題	28
第 6 章	中間発表会についてのフィードバック	30
6.1	中間発表会	30
6.2	良かった点	30
6.3	悪かった点	30
6.4	評価内容を受けてのグループ評価	30
第 7 章	成果発表会についてのフィードバック	32
7.1	成果発表会	32
7.2	良かった点	32
7.3	悪かった点	32
7.4	評価内容を受けてのグループの評価	33
第 8 章	各人の担当課題および解決過程	34
8.1	個人の課題の概要とプロジェクト内における位置づけ	34
8.1.1	山田崇暉	34
8.1.2	福留康介	34
8.1.3	高橋夏紀	35
8.1.4	木戸輝	35
8.2	担当課題と他の課題の連携内容	36
8.2.1	山田崇暉	36
8.2.2	福留康介	36
8.2.3	高橋夏紀	36
8.2.4	木戸輝	37
付録 A	新規習得技術	38
付録 B	活用した講義	39
付録 C	相互評価	40
C.1	山田崇暉からの前期評価	40
C.1.1	福留康介	40
C.1.2	高橋夏紀	40

C.1.3	木戸輝	40
C.2	福留康介からの前期評価	40
C.2.1	山田崇暉	40
C.2.2	高橋夏紀	40
C.2.3	木戸輝	40
C.3	高橋夏紀からの前期評価	41
C.3.1	山田崇暉	41
C.3.2	福留康介	41
C.3.3	木戸輝	41
C.4	木戸輝からの前期評価	41
C.4.1	山田崇暉	41
C.4.2	福留康介	41
C.4.3	高橋夏紀	41
C.5	山田崇暉からの後期評価	42
C.5.1	福留康介	42
C.5.2	高橋夏紀	42
C.5.3	木戸輝	42
C.6	福留康介からの後期評価	42
C.6.1	山田崇暉	42
C.6.2	高橋夏紀	42
C.6.3	木戸輝	42
C.7	高橋夏紀からの後期評価	43
C.7.1	山田崇暉	43
C.7.2	福留康介	43
C.7.3	木戸輝	43
C.8	木戸輝からの後期評価	43
C.8.1	山田崇暉	43
C.8.2	福留康介	43
C.8.3	高橋夏紀	43

参考文献	45
------	----

第 1 章 はじめに

1.1 背景

本プロジェクトでは、長年にわたって身体拡張インタフェースの開発を行っている。有明らによれば、身体拡張ユーザインタフェースは、ユーザに対して身体が拡張しているように感じる視覚刺激を呈示し、実際にユーザ自身の身体が拡張しているかのような感覚を与えていると述べている [1]。また、小川らによれば、身体所有感について、自分の身体がまさに自分に属するものだという感覚と定義している [2]。そこで、我々は身体拡張インタフェースには、装着者が自身の身体の一部であるかのように操作できることが必要であると考えた。近年、身体を拡張する研究は多く行われており、そのうちのひとつとして、義手のような身体の不自由な部位を補完することを目的としている身体拡張がある。義手とは、事故などによって上肢を欠損した人が、上肢の形態及び機能を補完することを目的として用いる義肢である [3]。義手は、使用目的によって装飾義手・能動義手・筋電義手の 3 種類に分類される。そのうち、装飾義手は、腕の外観の補完を目的としており、関節が受動的に可動するものはあるが、能動的な動作は不可能であり、手の動作を再現することはできない。そのため、手の動作を再現できる義手は能動義手と筋電義手の 2 種類である。

能動義手は、体の残存部位を動かすことによって、手の動作を再現することを目的としている。具体的には、能動義手の関節から伸びたワイヤを、装着者が何らかの方法でけん引することで義手の関節を動作させる。筋電義手は、義手を駆動する動力の制御入力として後述する筋電位を用いる義手である。計測した筋電位から特徴を抽出し、その特徴を用いてモータを駆動させて動かすことによって、手の動作を再現することを目的としている。手の動作を再現できる 2 種類の義手のうち、能動義手は義手の手を開閉するために肩を動かしてワイヤをけん引しなければならないなど、操作が直感的でないことが多い。一方で筋電義手は、生体信号の一つである筋電位を制御入力として使用する。筋電信号は、筋疲労や発汗などに強く影響を受け、その計測値が大きく変化する [4] というデメリットがある。そのため、疲労や外部ノイズなどによる筋電信号の変動を吸収し、制御入力として使用する必要がある。しかし、筋電信号を用いることで、筋電義手を直感的に制御することができるというメリットがある。手を動作させるための筋肉のほとんどは手ではなく前腕部に存在し、前腕部に存在する筋肉は、手の関節に腱によって接続される。そのため、手を切断していても、手を動かすための筋肉は残っている可能性がある。手を動かすための筋肉が残存している場合、それらの筋肉の筋電位を制御入力として用いることで、手の握り開きをするイメージで義手を制御することができる [5]。岡原らによれば、身体拡張感について、「ユーザ自身の手先であるかのように感じる」と定義し、身体拡張感を感じることで、より直感的な動作を可能にすると述べている [6]。そこで、我々は直感的に動作させることができる身体拡張インタフェースとして筋電義手に着目した。

市販されている筋電義手としては、Ottobock 社のミケランジェロハンド [7] や exiii 社の handiii [8] などがあり、構造や機能は様々である。川村らが行ったアンケート調査によると、上肢欠損者 427 人の切断部位の割合は、肩関節離断が 8 人 (2%)、上腕切断が 132 人 (32%)、肘関節離断が 15 人 (4%)、前腕切断が 216 人 (52%)、手関節離断が 47 人 (11%) であった [9]。このことから、筋電義手は装着者の手や腕の欠損状態によって必要とする形が大きく変化すると考えた。

(※文責: 福留康介)

1.2 目的

今年度のプロジェクトでは、身体拡張を行う身体部位として手に着目し、二つのグループに分かれて、手や指を欠損した人に向けた筋電位を利用した身体拡張インタフェースの開発を行った。本グループは、今年度の被験者である左手全指欠損者に、必要とする義手の構造と機能についてのヒアリングを実施し、求められる構造・機能の検討を行った。その結果より、構造については、全指欠損者の手首や腕などの残存部位の機能に義手本体が干渉しない、手の形に近い義手を必要とされていることがわかった。また、機能については、軽い義手や、欠損している手でも指先を用いた多様な動作を行うことができる義手を必要としていることがわかった。そこで我々は、全指欠損者の欠損している 5 本の指先の動きを筋電義手で自身の身体の一部であるかのように再現し、残存部位を活かして 5 本指を独立に動かすことによって、指が欠損している手でも多様な動作をすることができる筋電義手の開発が必要であると考えた。以上のことから、本グループでは、5 本指をそれぞれ独立に動かすことができる全指欠損者向けの筋電義手を製作することによって、装着者の指先の動きを自身の身体の一部であるかのように再現して身体を拡張することを目的とした。

(※文責: 福留康介)

1.3 課題設定

実施したヒアリングの結果をもとに、我々は 1.2 目的を達成するため、以下の四つの構造・機能を実現することを課題として設定した。

- ・機械学習によって 32 通りに信号を識別し、動作する機能

人の手は手首の動作を含めて 25 の運動自由度を持っており、取り得る姿勢も多種多様である [10]。これらを筋電義手によって実現するためには、人の手と同様な自由度が必要になる。しかし、筋電義手の場合、筋電信号から動作意図を識別する必要があり、制御可能な動作数つまり筋電パターン数は筋電信号識別の正解率とトレードオフの関係にある。そのため、無数に存在する指の取りうる姿勢の中から、日常生活に有効なパターンに絞り込む必要がある。Cutkosky らによると、人が必要とする最低限の日常生活動作 (ADL: Activities of Daily Living) における手の動作は、16 動作によって実現されていると言われている [11]。それらの各指の働きは、指を屈曲させるか、伸展させるかの 2 状態となっている。そこで、今回は指 1 本につき曲げと伸ばしの 2 状態とし、5 本指の指折りの組み合わせである 32 通りのパターンに筋電信号を識別することができれば、多様な指の動作を一部再現できると考えた。

- ・装着者の欠損している指の位置に、再現した指があると感じる構造

全指欠損者は、手の甲が残っているため、手の甲の上に義手を配置する構造となる。しかし、手の

甲の上に義手をそのまま配置すると、欠損している指の位置と筋電義手で再現する指の位置にずれが生じることになる。そのため、筋電義手で再現する指を自身の身体の一部であるかのように感じるためには、筋電義手で再現する指の位置を本来指があるべき高さに合わせて設計することが必要であると考えた。

・義手を装着した状態で自由に移動することができるように、バッテリーのみで動く構造
安定化電源等の他の機器と接続した状態で使用すると、電源用のコンセントをさす必要があるため、装着者は義手を装着した状態で自由に移動することができない。そのため、すべての電源を充電式のバッテリーに置き換えることによって、スタンドアロン型の駆動が可能になると考えた。

・日常的に義手を使用しても疲れないような軽量の構造
実用的な筋電義手を製作するためには、日常的に使用しても疲れない筋電義手の製作が必要になると考えた。そこで、義手本体を軽量化することによって、日常的に装着しても違和感なく、装着者が自身の身体の一部であると感じることができる構造にする必要があると考えた。

(※文責: 福留康介)

第 2 章 関連技術と活用方法

2.1 筋電位

筋電位とは生物の筋細胞 (筋繊維) が収縮活動するときに発生する活動電位である [12]. 筋収縮は各筋繊維で生じる現象であり, 複数の筋繊維が束になって構成される筋肉では, 様々なタイミングで筋電位が発生する. 筋電位の計測には電極を用いる. 筋電位は人間の筋細胞が収縮活動するときに発生する. そのため, 筋電位から人間の筋肉の動きを読み取ることが可能である. このことから, 筋電位は筋電義手の操作やパワードスーツの操作などに用いられる.

(※文責: 木戸輝)

2.2 筋電位計測

筋電位計測には, 侵襲的計測方法と, 非侵襲的計測方法がある. 侵襲的計測方法は筋肉に針電極と呼ばれる電極を刺し, 針の先端の中にある筋繊維から発生する筋電位を計測する方法である. この方法は局所的な筋電位を計測することが可能である. しかし, この方法では電極を刺す際や筋収縮の際に筋に痛みが生じるという問題がある. また, 針電極の性質として針の先端の範囲内の筋繊維の筋電位しか計測できないため, 正確な計測を行いたい場合には筋の複数箇所に電極を刺し, 筋全体の筋電位を計測し筋収縮が行われているかを判定する必要があるという問題がある. 非侵襲的計測方法は皮膚表面に電極を貼り, 電極に達する時点での筋電位を計測する方法である. この方法は計測する際に痛みが生じることなく計測することが可能である. しかし, この方法では筋全体の筋電位しか計測できず, 個々の筋繊維の計測はできないという問題がある. 我々は, 筋電位計測の際に義手の装着者が痛みを感じないようにするため, 非侵襲的計測方法を用いることにした. また, 差動増幅器, 非反転増幅器, ハイパスフィルタ, 半波整流器, ローパスフィルタから構成される回路を用いた. この回路を用いることで, 非侵襲的計測方法の問題点である, 個々の筋繊維の計測はできないという点を筋電位の増幅処理やノイズの除去を行うことで解決した.

(※文責: 木戸輝)

2.2.1 アクティブ電極

アクティブ電極とは, 皮膚表面の高いインピーダンスによって生じる, 計測時のノイズを防ぐことが可能な電極である. インピーダンスとは電流の流れにくさを表す言葉である. アクティブ電極を用いた筋電位の計測には, 皮膚のインピーダンスが高いことで皮膚に電流が流れにくくなり, 微弱な筋電位の計測が難しいという問題点がある. そこで, 微弱な電気信号を増幅することが可能な集積回路である, オペアンプの出力端子と - 端子を接続し, + 端子の入力インピーダンスを高くする. このことにより, 電極側で皮膚より高いインピーダンスを作り出すことで, 問題点を解決した.

(※文責: 木戸輝)

2.2.2 差動増幅器

差動増幅器とは、二つの入力電圧の差を増幅し出力する回路である。差動増幅回路と呼ばれることもある。また、オペアンプを用いた回路では、減算回路とも呼ばれる。差動増幅器の二つの入力信号が同じであるとき、差動増幅器の出力はほぼ0となる。すなわち、入力と同相ノイズは大幅に減衰し、信号のみ増幅される。同相ノイズとは電源のプラス側からマイナス側を介して、ノイズ源まで戻ってくるノイズのことである。今回はこの回路を用いることで、二つのアクティブ電極から計測された筋電位に含まれる同相ノイズの除去を行った。

(※文責: 木戸輝)

2.2.3 非反転増幅器

非反転増幅器とは、入力電圧の極性を変えずに増幅し出力する回路である。非反転増幅回路と呼ばれることもある。オペアンプを用いる非反転増幅器は、入力電圧が直接+端子に入力されるため、入力インピーダンスが非常に高くなるという性質を持つ。そのため、非反転増幅器の入力に接続する回路のインピーダンスがある程度高くても、ほとんど影響を受けることなく電圧降下が起きにくい。また、オペアンプを用いる非反転増幅器は、出力インピーダンスがほぼ0になるという性質を持つ。そのため、非反転増幅器の出力に接続する回路のインピーダンスがある程度高くても、電圧降下を起こすことなく必要な信号レベルを取り出すことが可能である。これらの性質により、非反転増幅器は精度の高い計測に用いられることがある。今回計測された筋電位は微弱な信号であるため、この回路を用いることで信号の増幅を行った。

(※文責: 木戸輝)

2.2.4 ハイパスフィルタ

ハイパスフィルタとは、フィルタ回路の一種で、特定の周波数より低い周波数帯域の信号を減衰させ、高い周波数帯域の信号を通過させる回路である。ハイパスフィルタは、低い周波数帯域のノイズを除去するために用いられる。

(※文責: 木戸輝)

2.2.5 半波整流器

半波整流器とは、交流電圧を直流電圧に変換することのできる整流回路の一種である。半波整流回路は、主にダイオードなどを用いて実現される。ダイオードは整流素子と呼ばれる素子の一つで、電流をアノードからカソードに流れる電流のみを通して、その逆は通さないという性質がある。半波整流器は、ダイオードの性質を利用して交流電圧から正負どちらか一方の電圧を出力することができる。今回は、交流の信号から正の信号を出力するために用いた。

(※文責: 木戸輝)

2.2.6 ローパスフィルタ

ローパスフィルタとは、フィルタ回路の一種で、特定の周波数より高い周波数帯域の信号を減衰させ、低い周波数帯域の信号を通過させる回路である。ローパスフィルタは、高い周波数帯域のノイズを除去するために用いられる。また、入力した信号を時間で積分し出力するために用いられることもある。

(※文責: 木戸輝)

2.2.7 DC/DC コンバータ

DC/DC コンバータとは、直流を直流へ変換する装置である。直流の電圧変換を行うために使用される。入力電圧より低い電圧を出力するものを降圧コンバータ、入力電圧より高い電圧を出力するものを昇圧コンバータという。今回は、+5V の単電源から +5V と-5V の両電源を作り出すために DC/DC コンバータを用いた。

(※文責: 木戸輝)

2.3 パターン識別

2.3.1 筋電義手の制御方法

筋電義手の制御方法としては、「閾値判別と符合化」、「比例制御」、「パターン識別」の3種類に分類される。「閾値処理と符合化」は、筋電位を閾値処理することによって、入力の有無を判別するスイッチとしての機能を持たせた方法である。「比例制御」は、筋電位信号の振幅に比例して速度や力を対応させる方法である。「パターン識別」は、手指の動作ごとの波形特徴の違いから、手指の動作を識別する方法である [13]。すなわち、筋電義手の制御方法として「閾値処理と符合化」を用いると、筋電位信号をスイッチとして使用し、指を曲げる、伸ばす、の2動作を判別することができる。「比例制御」を用いると、指の開閉速度や強さを変えることができる。「パターン識別」を使用すると、筋電位信号のパターンを分類し、手指の動作を識別することができる。今回は、筋電義手によって実現する手指の動作を 1.3 課題設定で 32 動作とした。そのため、我々は筋電義手の制御方法として「パターン識別」を使用することにした。

(※文責: 福留康介)

2.3.2 機械学習

パターン識別方式を用いた筋電義手の制御には、機械学習を使用する。機械学習は人工知能の1分野であり、そのなかでも特に「学習」に焦点を合わせた方法論である。機械学習の目標は「汎化」にある。汎化とは過去の知識やデータから未来の状況について正しく予測し、最適な判断を下すことである [14]。機械学習アルゴリズムの種類として、(1) 教師あり学習 (2) 教師なし学習 (3) 半教師あり学習 (4) 強化学習がある。そのうち教師あり学習は、トレーニングデータとそれに対応する正解ラベルを学習に使用する。今回の機械学習で使用するデータである筋電位は、データ数が

膨大ではなくラベル付けしやすいため、今回は教師あり学習を用いて学習を行うことにした。

(※文責: 福留康介)

2.3.3 SVM (Support Vector Machine)

SVM は、教師あり学習の判別アルゴリズムの一つである。吉川らによれば、筋電位を利用した動作識別において、SVM を用いた提案手法は線形判別分析、k-最近傍法、ニューラルネットワークを用いた手法よりも優れた識別性能を示した。また、リアルタイム動作識別実験を行った結果、動作識別が精度よく行われ、動作開始タイミングに遅れがなく応答性がよいことが示された [15]。そのため、我々は判別アルゴリズムとして SVM を用いて筋電位信号のパターン識別を行うことにした。

(※文責: 福留康介)

2.3.4 Raspberry Pi

Raspberry Pi とは、Raspberry Pi 財団が開発したシングルポートコンピュータである [16]。Raspberry Pi では、Linux ベースの Raspbian という OS が提供されており、小型のコンピュータとして Python で書かれたプログラムを実行し、機械学習を行うことが可能である。今回は、後述する Arduino から送られてきたデータのパターン分類、識別を行うために、図 2.1 に示す Raspberry Pi 3 Model B+ を用いた。システム構成は 3.1 成果物の全体像で述べる。

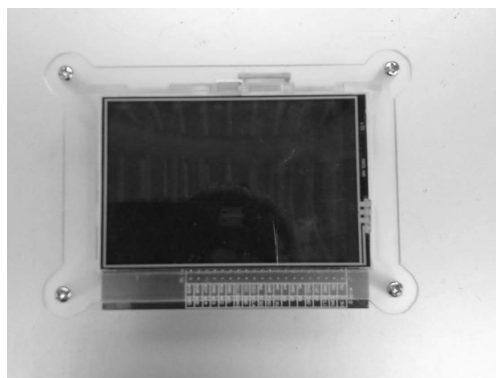


図 2.1 Raspberry Pi 3 Model B+

(※文責: 福留康介)

2.4 プログラム制御

本製作物ではパターン識別を行うために、筋電位計測回路からの信号を Raspberry Pi に送信する必要があった。また、Raspberry Pi が識別した動作パターンと義手の指の状態を対応させる必要があった。そこで、Arduino というマイコンで Raspberry Pi に信号を送信し識別結果からサーボモータを動かすためのプログラムを作成した。

(※文責: 山田崇暉)

2.4.1 サーボモータと PWM 制御

サーボモータは、入力される電力によって回転速度や回転位置を制御することができるモータである。プログラムによって入力する電力を変化させることで、回転位置を変化させることができる点からサーボモータを用いることにした。今回は比較的軽量でサイズが小さい「KRS3204R2」というサーボモータを用いた。



図 2.2 サーボモータ「KRS3204R2」

また、今回は PWM 制御を行うことで一定電圧の入力からサーボモータに入力する電力を変化させた。PWM(Pulse Width Modulation) 制御とは、パルス列のオンとオフの一定周期を作り、オンの時間幅を変化させることで入力する電圧を変化させることができる電力制御方式のことで、マイコンを用いることで簡単に実装することができる。マイコンを用いた PWM 制御にはソフトウェア PWM 制御とハードウェア PWM 制御がある。ソフトウェア PWM 制御は、マイコンの CPU がクロックを数えパルス列のオンとオフを切り替える制御法であり、CPU が他の作業をしている場合に周波数が変化する可能性がある。一方、ハードウェア PWM 制御は、マイコンの CPU とは別にクロックを数える装置を設け、パルス列のオンとオフを切り替える制御法であり、ソフトウェア PWM 制御と比較して周波数の変化の幅が小さいという特徴がある。そのため、今回はハードウェア PWM 制御を行いサーボモータを制御した。

(※文責: 山田崇暉)

2.4.2 Arduino

本製作物では、筋電位計測回路によって処理された信号をデジタル信号に変換し、パターン識別の結果からサーボモータを動作パターンに対応させて独立に制御する必要があった。また、サーボモータの動作は義手本体の動作に直結するため、安定している必要があった。しかし、Raspberry Pi では A/D 変換を行うことができない。また、Raspberry Pi はハードウェア PWM 制御を行うことができるピンが 2 箇所のみであり、5 本指を独立に動かすためにはピンの数が少ない。そこで中継として、A/D 変換を行うことができ、5 箇所以上でハードウェア PWM 制御を簡単に行うことができる Arduino Uno というマイコンを用いた。

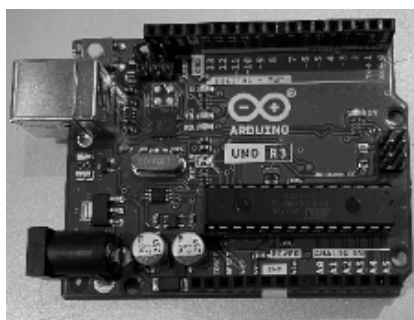


図 2.3 実際の Arduino Uno

(※文責: 山田崇暉)

2.5 3D モデリングソフトを用いた最終成果物の設計

2.5.1 3D モデリング

3D モデリングとは、三次元のオブジェクトや形状の数学的表現をソフトウェアを使って作成するプロセスのことである。作成されたオブジェクトは 3D モデルと呼ばれ、映画を始め、テレビ、ビデオゲーム、建築、建設、製品開発、科学、医療といった様々な業界において、3D モデルを視覚化、シミュレーション、レンダリングイメージの作成に使用されている [17]。今回、我々は筋電義手の作製のため、Fusion360 という 3D モデリングソフトを用いて、3D モデリングを行った。Fusion360 は、3D モデリング、CAD、CAM、CAE、PCB ソフトウェアが統合された製品設計・製造向けのクラウドベースのプラットフォームであり、製品の美的外観、形状、適合性、機能を確かめながら、設計などを包括的に行うことができるソフトウェアである [17]。

(※文責: 高橋夏紀)

2.5.2 3D プリンタ

3D モデリングを行ったあとは、3D プリンタを用いて、製作物の組み立てに使用するパーツの印刷を行った。3D プリンタとは、3DCAD や 3DCG などの 3 次元ソフトウェアで作成された三次元データを元に断面形状を積層し、立体造形することができる機器を総称したものである。3D プリンタにはいくつかの造形方法が存在し、それぞれ用途によって向き不向きがある。例えば、熱

Interface using biosignal to augment body～ASHURA～

溶解積層方式は、ABS樹脂などの熱可塑性樹脂を融解させ、0.1mm～0.8mm程度の細いノズルの先端から溶解した樹脂を吐出し、積層する造形方式である。特徴としては、光硬化樹脂や粉末材料を使用しないため比較的安全に利用できることや、様々な材料を混合した特殊なフィラメントが多数販売されているということが挙げられる [19]。今回、我々は、大学の工房にある Zortrax M200 Plus V2 という熱溶解積層方式の 3D プリンタで印刷を行った。Zortrax M200 Plus V2 は、メンテナンスがあまり必要なく、ABS系樹脂は熱収縮が大きく本来造形が難しいが、特殊な穴あきプラットフォームを用いて接着剤を使用することなく造形をすることが基本的には可能な高品質な 3D プリンタである [20]。また、フィラメントは、ZortraxM200 プリンタ専用フィラメントである Z-ULTRAT BASIC 800g というフィラメントを使用した。Z-ULTRAT BASIC 800g は、Zortrax 純正品の中で最も耐久性が高い商品である [21]。

(※文責: 高橋夏紀)

第 3 章 最終成果物

3.1 製作物の全体像

表面筋電位を計測するため、1ch: 回外筋, 2ch: 円回内筋, 3ch: 浅指屈筋, 4ch: 総指伸筋, 5ch: 尺側手根屈筋, 6ch: 尺側手根伸筋の六つの電極を皮膚表面に貼り付けた。そして、各電極で計測した信号を筋電位計測回路を用いて増幅とノイズ除去の処理を行い、Arduino に送信した。Arduino では信号をデジタルに変換し、Raspberry Pi にデータを送信した。その後、機械学習で学習したモデルを用いて Raspberry Pi が信号の特徴パターンを識別し、Arduino に送信した。そして、識別で得たラベルに応じて Arduino が 5 個のサーボモータに命令信号を送信した。それにより、各指に取り付けられた 2 本のワイヤのうち、各サーボモータが一方を引き、もう一方を緩めることで、指の伸展・屈曲を行った。

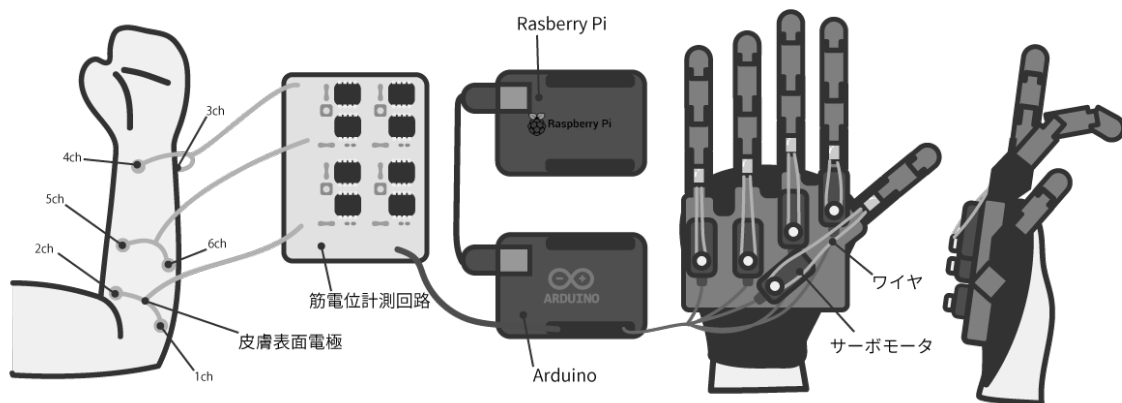


図 3.1 製作物の全体像

Interface using biosignal to augment body～ASHURA～

指の伸展・屈曲を行う機構は以下の図の通りである。指の状態は指が曲がった状態と指が伸びた状態の二つである。サーボモータの回転位置を制御することで、指の腹側と指の背側に取り付けられたワイヤを動かしている。指を曲げる場合は、指の腹側のワイヤを引き、指の背側のワイヤを緩めることで、指を曲がるように関節を動かしている。指を伸ばす場合は指の背側のワイヤを引き、指の腹側のワイヤを緩めることで、指を伸ばすように関節を動かしている。



図 3.2 指が曲がった状態

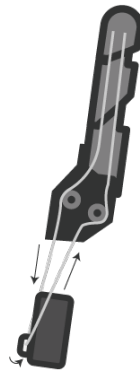


図 3.3 指が伸びた状態

(※文責: 山田崇暉)

3.1.1 筋電位計測回路

筋電位計測に必要なアクティブ電極を、銀板とオペアンプの + 端子をはんだ付けして作成した。この電極を計測に用いることで、義手の装着者の皮膚表面に電極を貼るだけで表面筋電位の計測を行うことができるようにした。計測には、1チャンネルの筋電位計測あたり二つの電極を用いた。

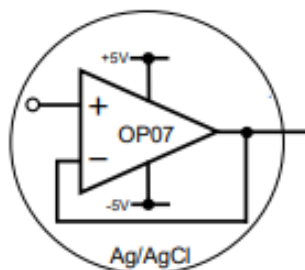


図 3.4 アクティブ電極

これらの電極で計測された表面筋電位は、信号が微弱であること、様々なノイズが信号に混入してしまうこと、という二つの問題がある。これらの問題を解決するために、筋電位を増幅する回路、ノイズを減衰させる回路に筋電位信号を送り処理する必要がある。そこで「差動増幅器」、「ハイパスフィルタ」、「非反転増幅器」、「半波整流器」、「ローパスフィルタ」から構成される筋電位計測回路を用いることで筋電位を増幅し、ノイズを減衰させる。

アクティブ電極で計測した筋電位には同相ノイズが含まれるため、差動増幅器を用いることで二つの電極において同時に計測される同相ノイズの除去を行った。今回は図 3.5 のように、差動増幅器を製作した。

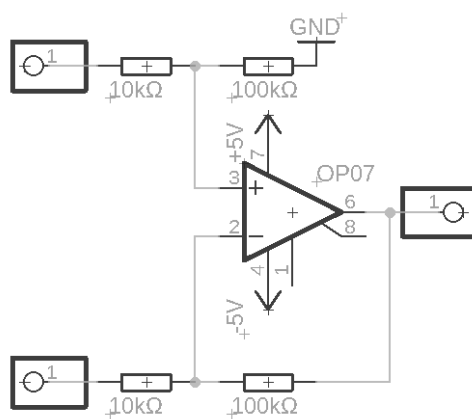


図 3.5 差動増幅器

差動増幅器から出力された信号は、電極の分極による電池の形成によるノイズが含まれるため、ハイパスフィルタを用いることでノイズの除去を行った。ハイパスフィルタは次数が高いほどフィルタの効果が高くなる。そこで今回は図 3.6 のように、4 次のハイパスフィルタを製作した。

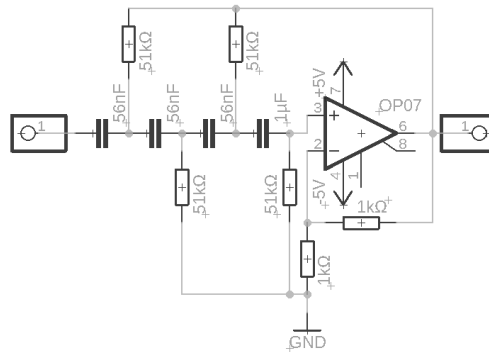


図 3.6 ハイパスフィルタ

ハイパスフィルタから出力された信号は微弱であるため、非反転増幅器を用いることで信号の増幅を行った。今回は図 3.7 のように、非反転増幅器を製作した。

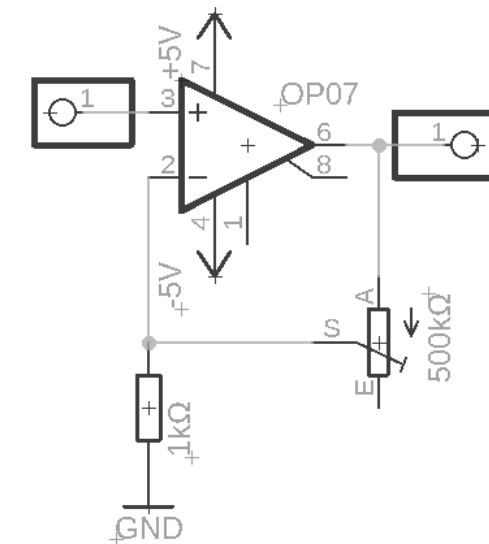


図 3.7 非反転増幅器

Interface using biosignal to augment body～ASHURA～

非反転増幅器から出力された信号は交流の信号であるため、 $+0\sim+5V$ の信号を扱う Arduino では交流の信号は扱えない。そこで、半波整流器を用いることで正の電圧を出力した。今回は図 3.8 のように、半波整流器を製作した。

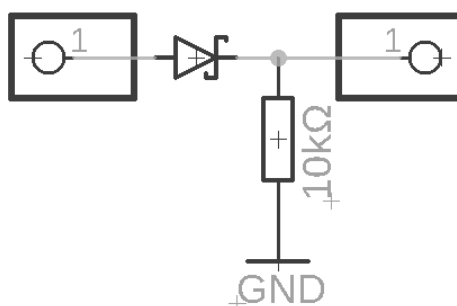


図 3.8 半波整流器

半波整流器から出力された信号は負の電圧が含まれていない高周波数の信号であるため、ローパスフィルタを用いることで計測した筋電位を時間で積分し出力した。今回は図 3.9 のように、ローパスフィルタを製作した。

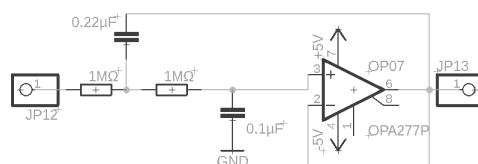


図 3.9 ローパスフィルタ

ローパスフィルタから出力した信号は、義手の装着者に応じて筋電位を正確に計測するため、非反転増幅器を再び使用して筋電位の増幅を行った。

また、筋電位計測回路の動作には、 $+5V$ と $-5V$ の両電源が必要である。しかし、Arduino から筋電位計測回路への電源の供給は、 $+5V$ の単電源の供給しか行えない。そのため、DC/DC コンバータを用いて、arduino から出力した $+5V$ の単電源から $+5V$ と $-5V$ の両電源を作り出し、筋電位計測回路に電源を供給した。

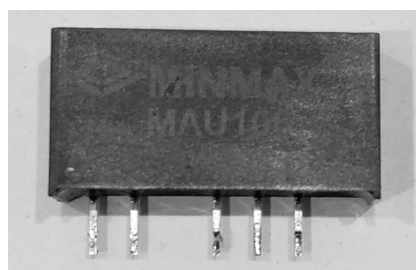


図 3.10 DC/DC コンバータ

次に、ユニバーサル基板上で筋電位計測回路の製作を行うために、EAGLE で基板設計を行った。EAGLE とは Autodesk 社が提供している、プリント基板設計者向けの電子設計オートメーションソフトウェアのことである。

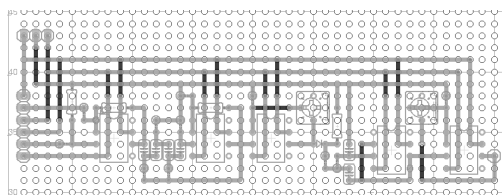


図 3.11 設計した基板パターン

EAGLE で設計した筋電位計測回路の基板パターンをもとに筋電位計測回路の製作を行った。また、6 チャンネルの筋電位を計測する必要があったため、図 3.12 のような回路を六つ製作した。

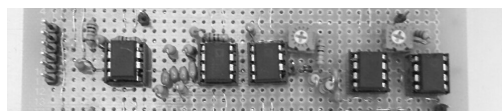


図 3.12 製作した回路

(※文責: 木戸輝)

3.1.2 機械学習

機械学習を用いたパターン識別を行うためには、事前にトレーニングデータを用いて学習を行い、モデルを作成する必要がある。SVM による機械学習を行う際には、Python のオープンソース機械学習ライブラリである scikit-learn を用いた。トレーニングデータの計測方法は、次の通りである。

- (1) 被験者は、筋電義手によって実現する 32 通りの手指の動作のうち 1 動作を 2 秒間行う。
 - (2) その後、3 秒間脱力する。
- (1) と (2) を 100 回繰り返す。これらの一連の流れを 32 動作分行う。データは、約 100Hz でサンプリングを行った。計測したデータのうち、(1) の状態の 2 秒間 (200 サンプル) 分のデータを 80 回分抽出し、データの正規化を行った上で、200 サンプル×80 セット×6 チャンネル=96000 サンプルのデータを用意し、トレーニングデータ: テストデータ=7:3 としてトレーニングデータを教師データとして使用した。その後、作成した教師データをもとに、SVM によって 6 次元空間を領域分けして学習を行った。

識別方法は、次の通りである。約 100Hz でサンプリングを行い計測した筋電位信号のうち、識別に使用するデータとして、4 秒間 (400 サンプル) ごとにデータを区切ってパターンの識別を行った。具体的には、4 秒間 (400 サンプル) のデータのうち、6 チャンネル分のデータの和が最大になる値を計算し、その値の前後 100 サンプルを抽出した 2 秒間 (200 サンプル) のデータを識別の入力データとして、作成したモデルに当てはめてパターン識別を行った。

(※文責: 福留康介)

3.1.3 プログラム制御

筋電位計測回路によって処理された六つの信号 (0～+ 5V) をそれぞれ Arduino に入力する。Arduino は入力された信号に対して A/D 変換を行う。そして Arduino は Raspberry Pi とシリアル通信を行い、デジタル信号を送信する。その後、Arduino は Raspberry Pi でのパターン識別の結果をラベルとして受け取り、ラベルによってサーボモータの状態を PWM 制御を行い変化させる。各指の曲げ伸ばしを 2 進数として考え、曲げている状態を 0、伸ばしている状態を 1 とした。そして、親指を 1 の位、人差し指を 2 の位、中指を 4 の位、薬指を 8 の位、小指を 16 の位として考え、Raspberry Pi から受け取った脱力状態を除くラベル (0～31) を各指の状態に対応させた。

(※文責: 山田崇暉)

3.1.4 最終成果物のモデリング

背景を経て、目標を実現させるため、5本の指とモータを載せる台のモデルを Fusion360 で作製した。5本の指については、それぞれ独立に指折りすることが目標であったため、3.1 製作物の全体像で図 3.2 と図 3.3 を用いて説明したように、伸展と屈曲の動きを表現できるようモデリングを行った。親指以外の 4本の指は、図 3.13 のように六つのパーツ (指先部分から順にパーツ 1, 2, 3, 4, 5, 6 とする) で構成した。(図 3.13 は中指。)

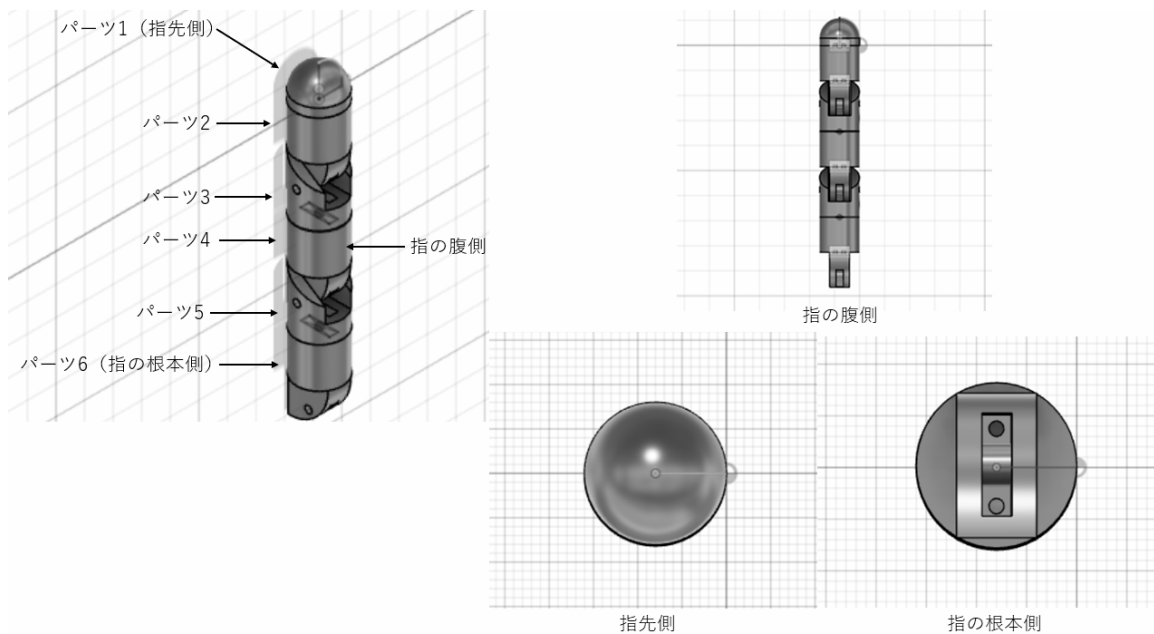


図 3.13 指の全体図

Interface using biosignal to augment body～ASHURA～

図 3.14 はパーツ 1 のモデルであり、パーツ 2 の指先側の先に留めてあるバドミントン用のガット (YONEX EXBOLT 63) を隠すためのキャップの役割を果たせるようにしたことに加え、より人間の指先の形に近づけるためパーツの指先部分は丸くした。耐久性に優れており、扱いやすいため、バドミントン用のガットを指の伸展と屈曲を行うためのワイヤとして選んだ。

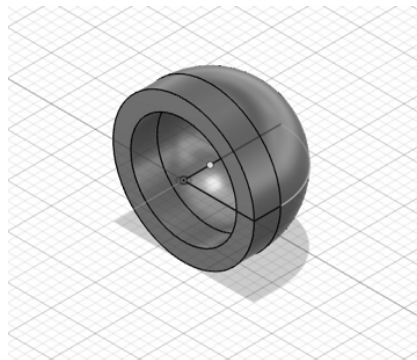


図 3.14 パーツ 1

さらに、図 3.15 はパーツ 2 のモデルである。パーツ 2 では、2 本のガットの先を留めるため指先側に小さな二つの穴を開け、ガットがうまく通るように、指の根本側から指先側の穴まで長方形の空洞を作った後に、2 本のガットが絡まらないようにするために円柱を指の根本側に配置した。この円柱の円の中央を通るように、パーツ 3 と結合させるため、側面図のようにネジを通す穴を開けた。パーツ 2 の指先側の部分は、パーツ 1 と接着剤で結合させられるようにした。

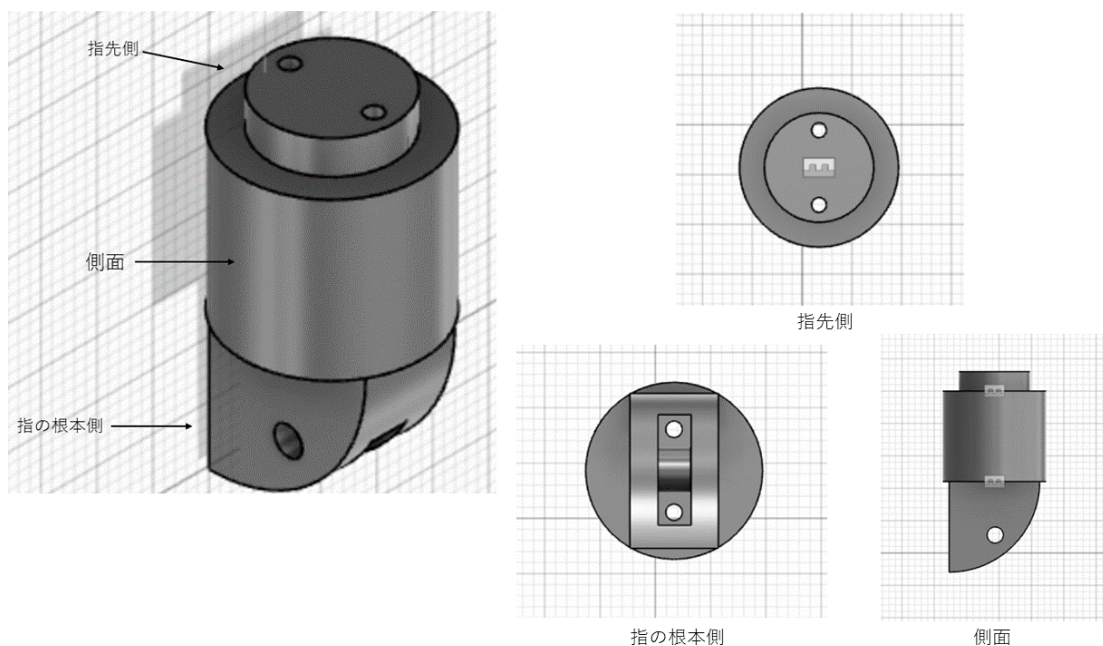


図 3.15 パーツ 2

Interface using biosignal to augment body～ASHURA～

次に、図 3.16 はパーツ 3 のモデルであり、指先側の図のようにガットを通すため長方形の穴を開け、側面図のようにパーツ 2 と結合させるためのネジを通す穴を開けた。パーツ同士を結合させるためのネジを通す穴を開ける際には、パーツを組み立てたときに関節が手の甲側に曲がらないよう位置を合わせて穴を開けた。

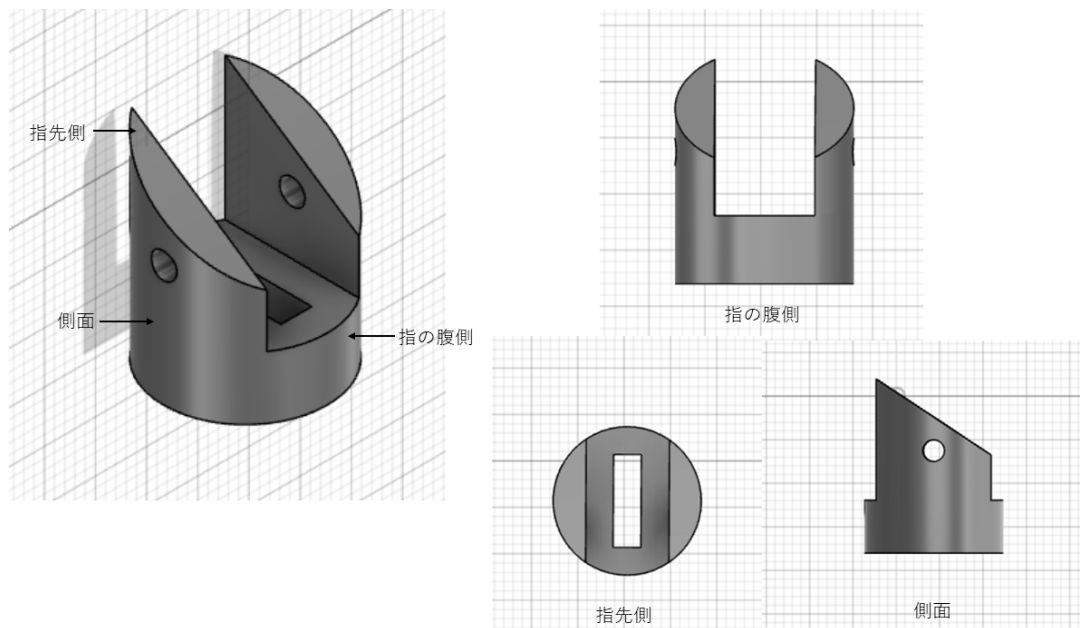


図 3.16 パーツ 3

そして、図 3.17 はパーツ 4 のモデルである。パーツ 4 はパーツ 2 の指先側の部分を除いた形にし、指先側の部分はパーツ 3 と接着剤で、指の根本側の部分はパーツ 2 とパーツ 3 の結合と同様にネジとナットでパーツ 5 と結合させられるようにした。

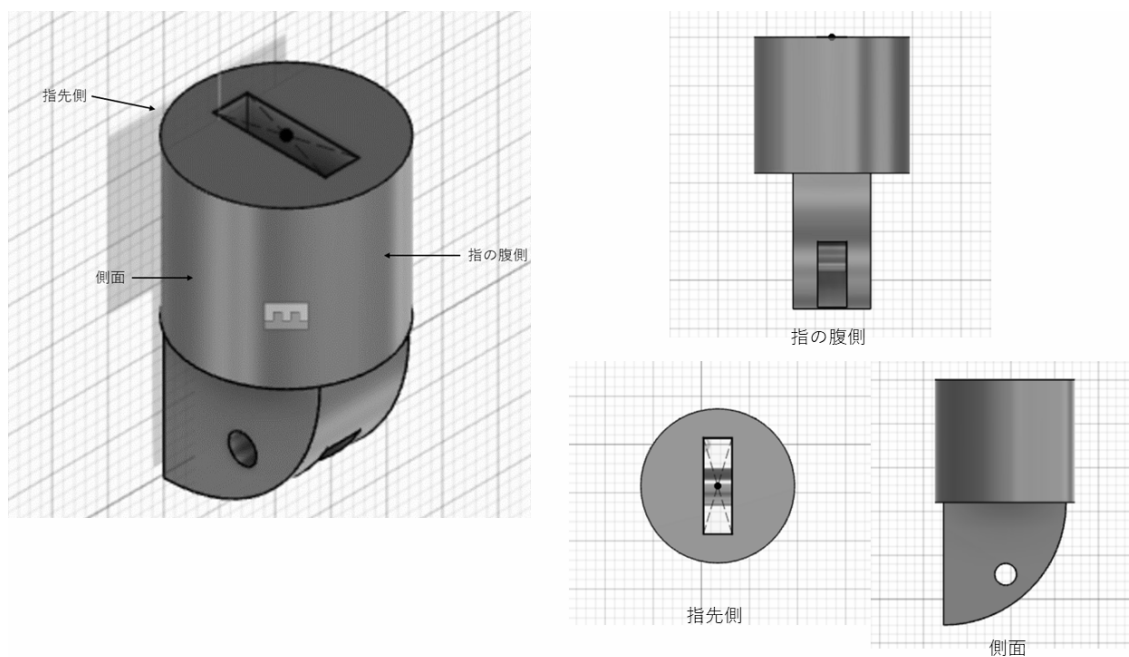


図 3.17 パーツ 4

また、パーツ 5 はパーツ 3 と、パーツ 6 はパーツ 4 と全く同じものである。パーツ 5 の指先側

Interface using biosignal to augment body～ASHURA～

の部分はパーツ 4 とネジとナットで、指の根本側の部分はパーツ 6 と接着剤で、パーツ 6 の指先側の部分はパーツ 5 とネジとナットで結合させられるようにした。パーツ 6 の指の根本側の部分は後述する指の根元部分の亚克力板とネジとナットで結合させた。

指の根元部分の亚克力板を除いた指の長さは、小指約 86mm、薬指約 94mm、中指約 108mm、人差し指約 97mm であり、指の太さは小指 12mm、薬指 13mm、中指 16mm、人差し指 15mm とした。また、親指は四つのパーツから構成されており、パーツ 5 と 6 を除いた中指と全く同じもので、長さは約 74mm とした。

さらに、モータを載せる台を図 3.18 のようにモデリングした。側面図のように、指側の部分は根元部分の亚克力板とネジで結合させられるようにそれぞれの指側の部分ごとに穴を開けた。

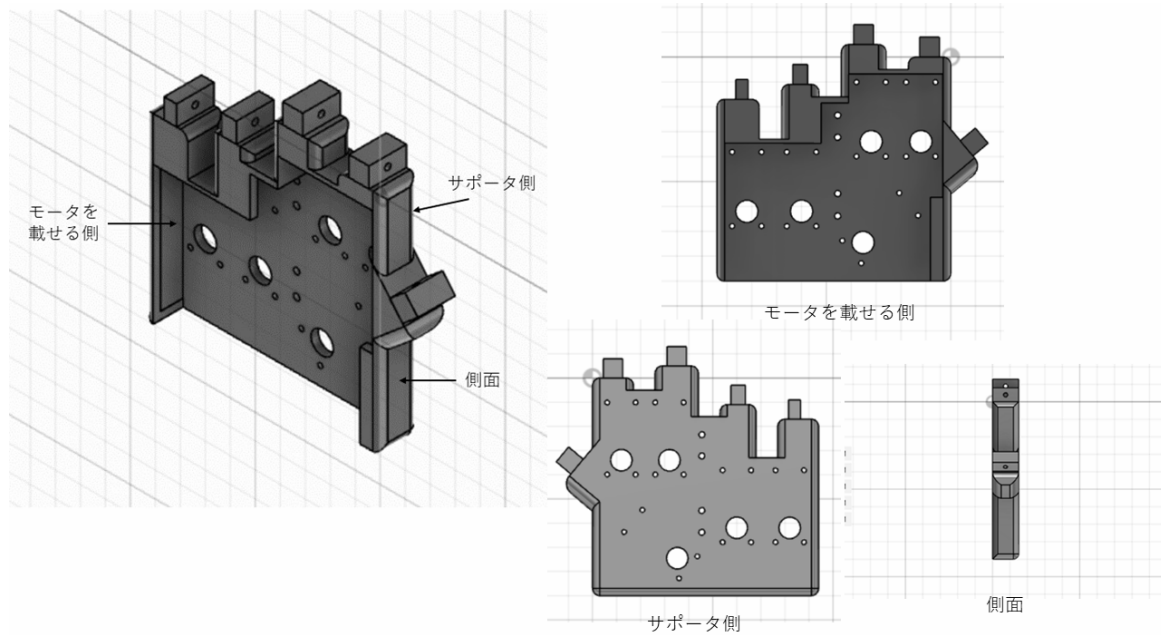


図 3.18 モータを載せる台

また、この台に五つのモータをネジで固定させるため、図 3.19 のようにモータの情報を Fusion360 上に取り込み、位置を合わせ、ネジで固定させるための穴を開けた。モータは、台の指側の部分の延長線上に出来るだけ配置し、指に取り付けるガットをモータで引っ張り、屈曲と伸展の動きができるようにした。

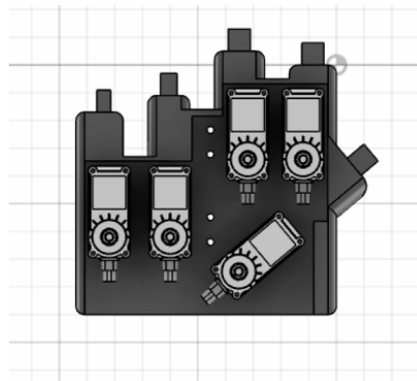


図 3.19 モータを載せる台のモデルにモータのモデルを取り込んだ図

加えて、モータをネジで固定する際に、モータの突起部がモータを載せる台と干渉しないようにするため、モータの突起部用の穴を開けた。さらに、この台を後述する装着者の手から手首の部分に固定させるサポータに固定させるために使用する穴を中央に縦に四つ開けた。この台の横の長さは94mm、縦の長さは最長部で90mm、厚さは15mmとした。

5本の指の根元部分の亚克力板については、まず Fusion360 で図 3.20 のようにモデリングを行い DXF ファイルとして保存した。(図 3.20 は中指と親指の根元部分の亚克力板のモデル。)

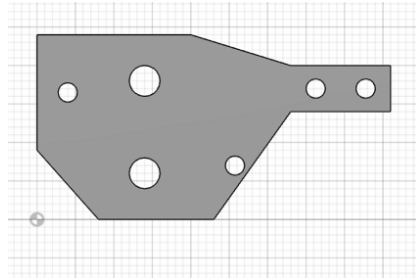


図 3.20 中指と親指の根元部分の亚克力板のモデル

さらに、そのファイルをベクターイメージ編集ソフトウェア (Adobe Illustrator) で取り込み、レーザーカッター出力用に修正したデータを用いて、工房のレーザーカッターで裁断を行った。図 3.20 の左側の部分の四つの穴は、大きい方の二つの穴は後述するベアリング用の穴であり、小さい方の穴はそれぞれ指とモータを載せる台と結合させるための穴である。また、図 3.20 の右側のように突起部分を作り、指の関節が手の甲側に曲がり過ぎないようにするためのストッパーの役割を果たすようにした。大きさは、中指と親指の部分のものは同じであるが、他の指の部分のものはそれぞれ異なり、それぞれの指とモータを載せる台を、指が屈曲と伸展の動きができるように大きさを調整した。

(※文責: 高橋夏紀)

3.1.5 最終成果物の印刷と組み立て

部品を印刷するため、まずは Fusion360 で作製したモデルを 1 回で印刷する分のパーツごとに分けて STL ファイルとして保存した。そして、その STL ファイルを 3D プリントサポートソフトウェア（Z-SUITE）で取り込み、パーツの角度や高さを調節し、サポート材の設定などをしたのちに、Zortrax Printing Code ファイルとして保存した。そして、そのファイルを Zortrax M200 Plus V2 で印刷した。印刷後、図 3.21 のように各パーツを組み立てた。

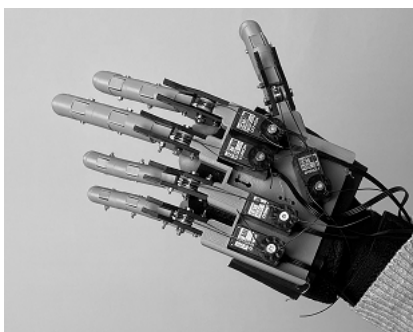


図 3.21 成果物

はじめに、装着者の手から手首の部分に固定させるサポータ（ミズノ 手甲ガード 左手用）の上、前述したモータを載せる台を図 3.19 で台の中央付近に縦に並んでいる四つの穴に糸やワイヤを用いて取り付けた。その後、装着者の手の甲にワイヤが当たらないよう、サポータからワイヤが出ていた部分にはクッション性のある布を貼り付けた。さらに、モータを載せる台とサポータの間隙を無くし、より固定させるために厚手の布や靴の中敷きなどを適当な大きさに切り、サポータに取り付けた。次に、各指のパーツは前述した通りにネジとナットや接着剤で結合させ、ガットを通したのちに、各指の根元部分の亚克力板 2 枚で指の根元部分を挟むようなかたちでネジとナットで結合させた。また、課題の一つである「装着者の欠損している指の位置に、再現した指があると感じることができる構造」を実現するため、装着者の手のひらの高さで各指の高さを合わせる必要があった。このことにより生じるガットとモータの位置の差によって起こる不具合を解消するため、ベアリングを二つずつ各指の根元部分の亚克力板にネジとナットで取り付けて、そこにガットが通るようにした。加えて、各指の根元部分の亚克力板とモータを載せる台を前述した通りにネジとナットで取り付けた。そして、各モータをモータを載せる台にネジで取り付けることに加え、各モータにサーボホーンを取り付けた。そこに各指に取り付けたガットを結んで各指が屈曲するようにし、またガットをモータで巻き取ることで各指を伸展させた。指の屈曲と伸展の機構は、3.1 製作物の全体像で図 3.2 と図 3.3 を用いて説明した。

（※文責: 高橋夏紀）

3.2 評価実験

3.2.1 実験目的

本プロジェクトの目的は、「5 本指をそれぞれ独立に動かすことができる全指欠損者向けの筋電義手を製作することによって、装着者の指先を自身の身体の一部のように再現して身体を拡張す

ること」である。よって、本製作物が設定した課題及び目的を達成できたかどうかを確認する必要がある。そこで、課題設定で挙げた内容がどれほど達成できたかを確認するため、以下の実験を行った。

(※文責: 山田崇暉)

3.2.2 実験方法

被験者の全指欠損者は本製作物を装着し、座位で脱力した後に実験実施者に提示された動作を行った。実験実施者は義手の動作を写真およびビデオにより撮影しながら、識別結果として出力されたラベルと義手の動作成功率、被験者が動作してから製作物の動作完了までにかかった時間を計測した。実験実施者が提示する動作は、指の折り曲げの組み合わせで表現できる 32 動作である。動作は 1 動作につき 10 回試行した (32 動作 × 10 回 = 320 回)。また、実験実施者は被験者に対して、装着した際の重さに関する感覚や身体所有感等の使用感に対する聞き取り調査を行った。

(※文責: 山田崇暉)

3.2.3 実験結果

320 回の試行で正しく動作した回数は 8 回であった (2.50%)。また、被験者が動作してから製作物の動作完了までにかかった平均時間は約 6.62 秒であった。最も多く出力されたラベルは 19 であり、65 回出力された。また、一度も出力されなかったラベルは 0, 8, 11, 17, 20, 23, 24, 26, 28 の八つであった。

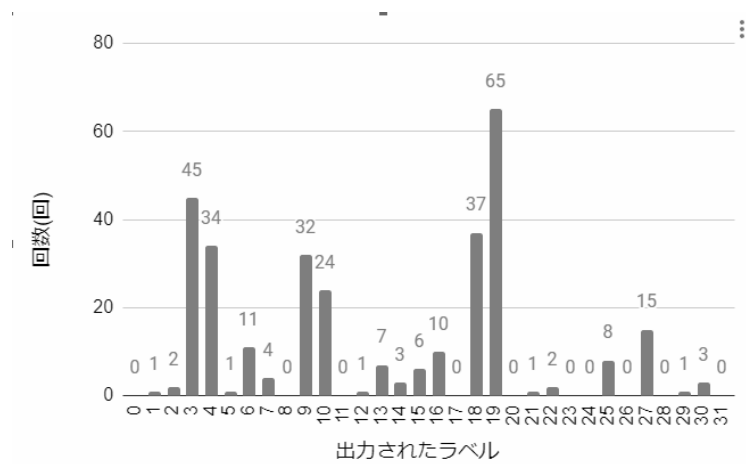


図 3.22 出力されたラベルの数

(※文責: 山田崇暉)

3.2.4 被験者からの感想

被験者からの感想として「動作によってはある程度意思を反映させて動かせた」「義手本体が重く感じた」という意見をいただいた。

(※文責: 山田崇暉)

第4章 考察

本グループは1.2 目的を達成するために、1.3 課題設定で述べた四つの課題を設定して「5 本指をそれぞれ独立に動かすことができる筋電義手」の製作を行った。以下に、それぞれの課題についての考察を行う。

(※文責: 福留康介)

4.1 機械学習によって 32 通りに信号を識別し、動作する機能

機械学習によるパターン識別方式を用いて、テストデータに対する 32 動作の識別率 39% を達成することができた。しかし、実験で実際に義手を使用した際の 32 動作の識別率は、2.50% と低い結果となった。実験で識別率が低下した原因としては、実験を行った際の電極の貼付位置が悪かったためであると考えられる。この原因を解決するためには、電極の貼付位置を明確に決めて印をつけて工夫することや電極から伸びる配線を短くして、常に電極を貼り続けていることができるように工夫することが必要であると考えられる。電極の貼付位置がトレーニングデータを計測したとき、実験で識別を行ったときで異なっていると正しい識別が期待できない。印をつけることで毎回同じ位置に電極を貼ることができる。また、今の構造では電極から配線が伸びているため、義手を使用するときに電極を付けて、使用が終わると外す必要がある。そこで、電極から伸びる配線を短くし、ほとんど電極だけの設計にして、計測回路から伸びる配線を長くすることで、常に電極を貼っていても気にならないような設計することが必要であると考えられる。

また、実験結果から識別で得られたラベルに偏りがある結果となった。この原因としては、前述した電極の貼付位置が悪いことも考えられるが、学習する際に使用したトレーニングデータのデータ数が少なかったことも考えられる。教師データ数が少ないことによって、出力されやすいラベルと出力されにくいラベルが生じていると考えられる。この原因を解決するためには、教師データ数を増やして誤差を減らす工夫や分類・識別するアルゴリズムを変更する工夫が必要であると考えられる。今回は、96000 サンプル×0.7=67200 サンプルのデータを使用して学習を行ったが、さらにトレーニングデータを用意し、時系列データを扱うことができるアルゴリズムに変更することによって、ラベルの偏りをなくすことが必要であると考えられる。

また、実験結果から、被験者が動作を意識してから、製作物が動作するまでの時間が約 6.62 秒という結果になった。装着者が義手を自身の身体の一部と感ずるためには、この時間をできるだけ短くする必要があると考える。この原因を解決するためには、4 秒間 (400 サンプル) ごとにデータを区切って識別しているデータの間隔を短くすることによって、よりリアルタイム識別に近い識別ができる工夫をする必要があると考えられる。

今回は、パターン識別方式を用いて、32 種類のパターンに筋電位信号を分類した。しかし、手指の動作を 32 種類再現しても、それらは無数に存在する手指の取りうる姿勢の一部である。筋電義手を人間の手と同様な動きに近づけるためには、関節ごとに制御できるようにするなど、より多くの自由度を持たせる必要があると考える。そのためには、制御可能な動作数を増やしても、筋電位信号識別の識別率を高く維持することが必要不可欠であると考えられる。一方で、別の改善案として、

パターン識別方式以外の制御方式を用いるという方法、電極の数を増やす方法、圧力センサなどの別のセンサを制御入力として使用するという方法もあると考えられる。今後はこれらの方法を試して、筋電義手によって再現する指が自身の身体の一部であるかのように感じる事ができるインタフェースを目指して改善をする必要があると考える。

(※文責: 福留康介)

4.2 装着者の欠損している指の位置に、再現した指があると感じることができる構造

義手によって再現する指の位置を、欠損した指の位置の高さに合わせて設計することによって、装着者が義手を自身の身体の一部と感じるための工夫をすることができたと考えられる。しかし、指を屈曲する動作を十分に行うことができない結果となった。この原因としては、モータでワイヤを引く際に、モータの回転する方向とモータがワイヤを引く方向にずれがあるためであると考えられる。図 3.2 と図 3.3 で表される構造のように、モータは手の甲に対して水平に回転するが、モータはワイヤを手の甲に対して角度をつけて斜めに引いている。このことによって、モータの回転する力が十分に指を曲げ伸ばすワイヤに伝わらない構造のため、指を屈曲する動作が十分にできていないと考えられる。この原因を解決するためには、力の伝わる向きを計算して設計する必要があると考えられる。また、図 3.2 と図 3.3 で表されるように、今の構造は、一本のワイヤに対して一つのベアリングしか機能していない。一本のワイヤに対して二つのベアリングを使用すれば、前述したモータがワイヤを手の甲に対して角度をつけて斜めに引いている機構を改善することができるので、指の曲げ伸ばしを今以上に滑らかに行うことができると考えられる。

(※文責: 福留康介)

4.3 義手を装着した状態で自由に移動することができるように、バッテリーのみで動く構造

実験の際や、成果発表会の際には、安定化電源を使用せずに、バッテリーからの電源のみで動かすスタンドアロン型を実現することができた。しかし、成果物を鞆などに収納することができなかったため、義手を装着した状態で自由に移動することはできない結果となった。この原因としては、配線が複雑で動作が安定しないことであると考えられる。鞆等に収納する場合は、配線をまとめてからまないようにすることが必要となる。本来、接触するべきではない配線同士が接触すると、やけど等の事故につながる可能性があり危険である。この原因を解決するためには、まとめることができる配線をまとめて、配線の長さをできるだけ短くして、余分な配線を減らす工夫が必要であると考えられる。

(※文責: 福留康介)

4.4 日常的に義手を使用しても疲れのないような軽量な構造

3D プリンタで印刷した素材を使用したり、比較的軽量なサーボモータを使用したり、マイコンやバッテリーなどの重いものを腕に載せない構造にすることで、日常的に義手を使用しても疲れのないような軽量な構造にする工夫はできたと考える。しかし、実験後に被験者から「義手本体が重たく感じた」という意見をいただいたことから、十分に課題を達成することはできない結果となった。この原因としては、装着者の手と義手本体が強く固定されていないことや、手の甲にすべてのサーボモータを載せたことであると考えられる。装着者の手と義手本体に余分な空間があると、義手を動作させるために動かした力が分散してしまい、余計に義手本体が重たく感じてしまうと考えられる。しかし、サーボモータの配置場所は手の甲の上が適切であったと考える。そのため、この原因を解決するためには、装着者の手と義手本体を複数箇所固定することや、より軽量なモータに変更する必要があると考える。しかし、軽いモータはトルクが小さい傾向にあり、実現したい機能に応じて適切なモータを選ぶ必要があると考える。全指欠損者向けの義手の構造を決定する際にサーボモータを手の甲に配置することが適切であると考えた理由は、サーボモータとワイヤの位置関係がずれないようにするためである。サーボモータでワイヤを引く構造であるため、サーボモータの位置がずれると上手くワイヤを引くことができなくなる。サーボモータとワイヤの位置関係がずれないようにするためには、サーボモータから伸びるワイヤの長さをできるだけ短くして、サーボモータをできるだけ安定した場所に配置することが必要である。そのためには、指から伸びるワイヤを、手の甲に配置したサーボモータで引くことが適切であったと考える。全指欠損者向けの義手には義手を駆動するための部品を収納するスペースに限りがある。そのため、鞆に収納できるものはすべて収納することによって、さらなる軽量化が必要であると考えられる。また、サーボモータでワイヤを引くという方法以外の構造も検討するべきであると考えられる。

(※文責: 福留康介)

第 5 章 結論

5.1 本取り組みの成果

本プロジェクトでは、全指欠損者の欠損部における問題点を解決するために、「5 本指をそれぞれ独立に動かすことができる全指欠損者向けの筋電義手を製作することによって、装着者の指先を自身の身体の一部のように再現して身体を拡張すること」を目的として活動を行なった。そして、5 本指を独立に動かすことができる全指欠損者向けの筋電義手を製作した。製作物を用いた実験を行った結果、以下の問題点が挙げられた。

- 動作の正答率が低かった
- 出力された動作パターンのラベルに偏りがある
- 被験者が動作してから製作物が動作完了するまでの時間が長かった
- 指の屈曲する動作が十分に行うことができない
- 配線が複雑で動作が安定しないため義手をつけた状態で自由に動けない
- 義手本体が重く日常的に使用することが困難

したがって、設定した課題をもとに 5 本指を独立に動かすことはできる全指欠損者向けの義手は製作することができたが、指先の動きを想定通りに再現することができなかった。そのため、目的を十分に達成することはできなかつたと結論づけた。

(※文責: 山田崇暉)

5.2 今後の課題

目的達成にむけて、問題点を解決するために以下の改善案が挙げられた。

- 電極の貼り付ける位置を明確に決められるように工夫する
- 電極から伸びる配線を短くして常に電極を張り付けることができるようにする
- 教師データ数を増やして誤差を減らす
- 分類・識別するアルゴリズムを工夫する
- 4 秒間 (400 サンプル) ごとにデータを区切って識別しているデータの間隔を短くする
- ベアリングにおけるワイヤの通し方を工夫する
- 配線をまとめて余分な配線を減らす
- サーボモータでワイヤを引くという方法以外の構造を検討する

今後の展望としては、問題点を改善した義手を再度製作することで、全指欠損者の欠損している 5 本の指先の多様な動きを一部再現できると考えられる。そのため、まずはアルゴリズムやワイヤの通し方等に関する具体的な工夫を検討する必要がある。また、5 本の指先の多様な動きの実現に

Interface using biosignal to augment body～ASHURA～

向けて自由度を増やすために、パターン識別方式以外の制御方式を用いる方法や識別率を上げる方法を検討する必要がある。

(※文責: 山田崇暉)

第 6 章 中間発表会についてのフィードバック

6.1 中間発表会

2022 年度プロジェクト学習の中間発表会は、2022 年 7 月 8 日（金）に行われた。発表会では、はじめに本プロジェクトの概要を説明した。その後、各グループがそれぞれ前期の活動内容についてスライドを用いて説明した。さらに、グループごとに製作物を用いた実演の動画を再生した後、質疑応答を行った。また、聴衆の方々には、我々の発表の評価をしていただいた。全ての評価を集計した結果、本プロジェクトの総評価者数は 40 名であり、発表技術に対する評価の平均点は 10 点満点中 7.8 点、発表内容に対する評価の平均点は 10 点満点中 8.3 点であった。（ただし、各平均点は小数点第 2 位を四捨五入した。）以下に評価者から挙げられた良かった点、悪かった点を示す。

（※文責: 高橋夏紀）

6.2 良かった点

中間発表会において、評価者から挙げられた良かった点を以下に示す。

- 見やすく、理解しやすいスライドだった。
- 専門知識が無い人にも内容が伝わりやすいように工夫されていた。
- 完全なものでもなくともプロトタイプが用意してあった。
- 目標設定やできたことが明確でわかりやすかった。
- ロードマップがあり、今後の方針が決まっていた。

（※文責: 高橋夏紀）

6.3 悪かった点

中間発表会において、評価者から挙げられた悪かった点を以下に示す。

- 発表者の目線が台本ばかりにいつてしまっていた。
- 声が小さく、聞きとりづらいときがあった。
- プロトタイプの不具合で実演がうまくいかず、動画になってしまったのが残念だった。
- まだまだ発展途上な所もあり、抽象的になっている所も多いと感じた。

（※文責: 高橋夏紀）

6.4 評価内容を受けてのグループ評価

評価者からのコメントをまとめると、評価が高かった点は、専門知識が無くてもスライドや実演の動画、プロトタイプを見ることで内容が伝わりやすかった点、目標設定やできたこと、ロード

Interface using biosignal to augment body～ASHURA～

マップが明確だった点であった。また、評価が悪かった点は、台本を見過ぎていてかつ声が小さかった点と、プロトタイプの不具合で動画になってしまった点、 発展途上で抽象的になっている部分があった点であった。この結果から、最終発表会に向けて、二つの改善策が挙げられた。一つ目は、より多くの発表練習を行うことに加え、スライドを示すなどして聴衆の方々によりわかりやすく発表できるようにすることであった。二つ目は、成果物の目標や目的を後期の製作を始める前にグループで再確認することであった。以上より、我々の発表技術に対する評価は、発表練習が不足していた点などから5段階評価で表すと2とした。また、発表内容に対する評価は、専門知識が無い人でも内容が理解しやすかったが、目的や目標が不明確だった点などから5段階評価で表すと4とした。

(※文責: 高橋夏紀)

第 7 章 成果発表会についてのフィードバック

7.1 成果発表会

2022 年度プロジェクト学習の成果発表会は、2022 年 12 月 9 日（金）に行われた。発表会では、はじめに本プロジェクトの概要を説明した。次に、各グループがそれぞれ活動内容についてスライドを用いて説明した。さらに、グループごとに成果物を用いて実演を行った後、質疑応答を行った。（ただし、実演がうまくいかなかった場合は製作物を用いたデモ動画を再生した。）また、聴衆の方々には、我々の発表の評価をしていただいた。全ての評価を集計した結果、本プロジェクトの総評価者数は 46 名であり、発表技術に対する評価の平均点は 10 点満点中 7.6 点、発表内容に対する評価の平均点は 10 点満点中 8.1 点であった。（ただし、各平均点は小数点第 2 位を四捨五入した。）以下に評価者から挙げられた良かった点、悪かった点を示す。

（※文責: 高橋夏紀）

7.2 良かった点

成果発表会において、評価者から挙げられた良かった点を以下に示す。

- イラスト・図が効果的で、スライドの内容がわかりやすかった。
- 機器の仕組みや実験などを順序立てて話しており、内容がわかりやすかった。
- 用語について簡単な説明がありわかりやすかった。
- ヒアリング内容に基づいて作られており、被験者の感想も含まれていて良かった。
- デモ動画や実演で実際に動く物を見ることができて良かった。

（※文責: 高橋夏紀）

7.3 悪かった点

成果発表会において、評価者から挙げられた悪かった点を以下に示す。

- 少し声が小さく、聞きづらかった。
- 発表時間が長くなってしまっていた。
- 判別の正答率が低いのが残念だった。
- 過去の作品との違いを知りたかった。

（※文責: 高橋夏紀）

7.4 評価内容を受けてのグループの評価

評価者からのコメントをまとめると、評価が高かった点は、スライドや話の展開の仕方、用語説明などを工夫し内容が伝わりやすかった点や被験者にヒアリングを行って成果物を作り、その成果物を使用した被験者の感想が発表に含まれていた点、デモ動画や実演で実際に成果物が動くところを見ることができた点であった。また、評価が悪かった点は、声が小さく聞き取りづらかった点や、発表時間が長くなってしまっていた点、実験における動作の正答率が低かった点、過去の作品との違いを知ることができなかった点であった。この結果から、二つの改善策が挙げられた。一つ目は、実験における動作の正答率を上げるため、被験者に貼る電極の位置をデータ計測時と合わせることや、計測する筋電位を増やし、分類のアルゴリズムを改良することであった。二つ目は、聴衆がより声を聞き取りやすいよう発声方法や抑揚の付け方を工夫し、発表時間を時間内におさめて質疑応答の時間を長くすることや、発表内容に過去の作品との違いを含めることであった。以上より、我々の発表技術に対する評価は、少し声が小さく聞き取りにくく、発表時間が長かった部分があったが、説明の仕方を工夫するなど内容が理解しやすかったという声を多くいただいた点などを踏まえ、5段階評価で表すと4とした。また、発表内容に対する評価は、実験において動作の正答率が低かった点は残念だったが、今後に向けての改善点が明確であることや、デモ動画や実演が良かったという声を多くいただいた点などを踏まえ、5段階評価で表すと4とした。

(※文責: 高橋夏紀)

第 8 章 各人の担当課題および解決過程

8.1 個人の課題の概要とプロジェクト内における位置づけ

8.1.1 山田崇暉

山田崇暉の担当課題は以下のとおりである。

- 5月 担当教員の指導のもと義手製作における筋電位の基礎知識を習得した。また、アイデア出しや知識の収集を行い、マイコンやシリアル通信についての学習を行った。
- 6月 それぞれ担当分野を決めて作業を行った。PC に計測データを送るためのシリアル通信を行うプログラムを作成した。また、回路と Arduino をつなげて、筋電位を測定してサーボモータを動かすプログラムを作成した。
- 7月 中間発表に向けて、ポスターで内容を説明するための文章を考えた。また、発表担当としてスライドと原稿の作成を行った。中間発表後は評価のフィードバックから良い点と悪い点を確認し後期の活動に向けての話し合いを行った。
- 8月 後期に向けての課題から後期製作物の案を考えた。また、Fusion360 の使い方について学んだ。後期のスケジュールについて考えた。
- 9月 背景と目的の再検討を行った。加えて、モデリングを行うための仕様の検討を行った。
- 10月 高橋が作成したモデルの印刷を行った。また、評価実験の内容や日程について話し合いを行った。義手製作に必要な部品の検討および発注を行った。
- 11月 印刷した部品の組み立てを行った。また、サーボモータやバッテリーの動作チェックを行った。評価実験の詳細な内容について考えた。成果発表会に向けてスライドや原稿作成を行った。
- 12月 評価実験において、出力結果や時間等のデータ計測および入力を行った。成果発表会に向けてスライドの修正や発表練習を行った。

(※文責: 山田崇暉)

8.1.2 福留康介

福留康介の担当課題は以下のとおりである。

- 5月 担当教員の指導のもと義手製作における筋電位の基礎知識を習得した。また、製作物のアイデア出しを行い、機械学習・マイコンについての学習を行った。
- 6月 学習した機械学習についての知識をもとに、筋電位を識別するプログラムを作成し、実際の筋電位で識別できることを確認した。また、通信にするために必要となるシリアル通信についての学習を行った。
- 7月 中間発表に向けて、筋電位を識別したパターンの信号によってサーボモータを動かす仕組みを製作した。また、中間報告書を作成し、後期に向けての課題を話し合った。
- 8月 後期に向けての課題をもとに、後期製作物の案を考えた。また、パターン識別率を上げるた

めに、様々な機械学習の手法について学んだ。

- 9月 後期製作物についての話し合いを行い、構造を決定した。また、後期製作物の動作数を決めるために、人間の日常動作に関する論文を調査した。
- 10月 製作に必要な物品を話し合い、発注を行った。また、評価実験の方法について話し合いを行った。
- 11月 評価実験を行うために必要となる書類を作成し、実験に向けた準備を行った。また、機械学習で使用するデータの計測を行った。
- 12月 計測したデータをもとに、機械学習でデータの分類を行い、Arduino と Raspberry Pi でシリアル通信を行うプログラムを作成した。また、最終成果物の評価実験を行い、ポスターと最終報告書を作成した。

(※文責: 福留康介)

8.1.3 高橋夏紀

高橋夏紀の担当課題は以下のとおりである。

- 5月 担当教員の指導のもと、筋電位を用いたデバイスの作成に必要な基礎知識を習得した。また、製作物について話し合いをし、3DCAD ソフトでのモデリングの勉強を始めた。
- 6月 モデリングの勉強を継続して行い、実際にプロトタイプでのモデリングをした。さらに、3Dプリンタでパーツの印刷を行った。
- 7月 3Dプリンタでのパーツの印刷を引き続き行い、実際に印刷したパーツの組み立てを行った。また、中間発表に向けた準備と中間報告書を作成した。
- 8月 モデリングの勉強をし、練習としていくつかのモデルを作成した。
- 9月 最終成果物についての話し合いを行い、最終成果物のモデリングを開始した。
- 10月 最終成果物のモデリングを継続して行った。
- 11月 最終成果物のモデリングを終え、3Dプリンタでのパーツの印刷を行い、印刷したパーツや他の部品を用いて組み立てを行った。
- 12月 引き続き組み立てを行い、最終成果物を完成させた。また、最終発表に向けた準備と最終報告書を作成した。

(※文責: 高橋夏紀)

8.1.4 木戸輝

木戸輝の担当課題は以下のとおりである。

- 5月 担当教員の指導のもと筋電位の基礎知識を習得した。また製作物についての話し合いを行い、筋電位計測回路の作成を始めた。
- 6月 筋電位計測回路の作成を継続して行った。また、計測に使用する電極の作成を行い、筋電位の計測を始めた。
- 7月 筋電位の計測を継続して行った。また、中間発表に向けてのポスター・スライド・原稿作成、中間発表練習を行い、中間報告書を作成した。
- 8月 後期製作物についての話し合いを行った。また EAGLE によって筋電位計測回路の設計・

回路の小型化を担当教員の協力のもとに行った。

- 9月 8月に設計した筋電位計測回路のユニバーサル基板上での作成を行った。
- 10月 筋電位計測回路の作成を継続して行った。また、前期では4チャンネルでの計測だったため使用したアクティブ電極が八つであったが、後期では6チャンネルでの計測だった。そこで電極の追加が必要であったため追加で四つのアクティブ電極を作成した。また、Arduino, Raspberry Pi, サーボモータ, 筋電位計測回路間の配線を行った。
- 11月 筋電位計測回路の電源をどこから供給するのかを話し合ったところ、Arduinoから供給することに決まったためDC/DCコンバータを発注し、筋電位計測回路の動作テストを行った。また、機械学習に必要なサンプルデータの計測に協力した。サーボモータの電源を1カ所にまとめるために基板の作成を行った。また、発表スライドと発表原稿の作成を行い、担当教員の協力のもとに修正をして、発表練習を行った。
- 12月 製作物を用いて評価実験を行った。その際に実験で撮影した写真をスライドに乗せ、また、実験の結果をスライドと原稿に反映し、完成させた。最終報告書を作成した。

(※文責: 木戸輝)

8.2 担当課題と他の課題の連携内容

8.2.1 山田崇暉

前期ではグループリーダーとして、グループのスケジュール管理を行った。また、PCとシリアル通信を行いサーボモータを制御するプログラムをArduinoで作成した。また、高橋と印刷したパーツの組み立てを行った。

後期では引き続きグループリーダーの仕事を行った。また、モデリングに関して高橋とともに仕様の検討を行った。また、グループメンバーの課題の進捗状況を把握し、忙しいメンバーの手伝いなどの全体の補佐を行った。

(※文責: 山田崇暉)

8.2.2 福留康介

前期では、筋電位のパターンを分類、識別するプログラムをPythonで作成した。また、高橋と3Dプリンタを使用して筋電義手のパーツの印刷を行った。

後期では、Raspberry Piで筋電位の特徴を分類するプログラムと、ArduinoとRaspberry Piでシリアル通信を行い、筋電位の特徴を識別するプログラムを作成した。また、発表ポスターの作成を高橋と協力して行い、評価実験を担当教員の立会いのもとに行った。

(※文責: 福留康介)

8.2.3 高橋夏紀

前期では、Fusion360でのモデリングを行った。また、福留と3Dプリンタを使用して筋電義手のパーツの印刷を行った。さらに、山田、福留と印刷したパーツと他の部品を用いて組み立てを

行った。

後期では、Fusion360でのモデリングを行った。また、山田と3Dプリンタを使用して筋電義手のパーツの印刷を行った。さらに、山田と印刷したパーツと他の部品を用いて組み立てを行った。加えて、発表ポスターの作成を福留と協力して行い、評価実験を担当教員の立会いのもとに行った。

(※文責: 高橋夏紀)

8.2.4 木戸輝

前期では筋電位計測回路の作成、筋電位計測に使用するアクティブ電極の作成を行った。また、筋電位の計測を福留と協力して行った。また、発表スライドと発表原稿を山田と協力して行った。後期では筋電位計測回路のユニバーサル基板上での作成のためにEAGLEで回路設計を行った。筋電位計測回路のユニバーサル基板上での作成、筋電位計測に使用するアクティブ電極の追加作成を行った。また、発表スライドと発表原稿を山田と協力して行った。また、評価実験を担当教員の立会いのもとに行った。

(※文責: 木戸輝)

付録 A 新規習得技術

- 回路作成技術
- 筋電位計測技術
- Arduino でのプログラム作成技術
- SVM でのパターン識別技術
- Fusion360 での 3D モデル作成技術
- EAGLE での回路設計技術

付録 B 活用した講義

- 人体生理学
- 複雑系科学実験

付録 C 相互評価

C.1 山田崇暉からの前期評価

C.1.1 福留康介

プロジェクトリーダーとしてスケジュールの管理や全体の活動の把握をしていた。また、グループとしては話し合いの進行を補佐をしてくれた。また、中間発表で必要なフォームや書類を記入していた。

C.1.2 高橋夏紀

モデリングを1から学び、義手のモデリングを行っていた。また、3Dプリンタでの印刷および部品の組み立てをしていた。中間発表ではポスターや発表スライドの文の添削を行っていた。

C.1.3 木戸輝

回路の知識収集やブレッドボード上での回路の作成を行っていた。その後も筋電位計測の際には毎回調整を行っていた。中間発表では発表担当として活動をしていた。

C.2 福留康介からの前期評価

C.2.1 山田崇暉

グループAのリーダーとして、進捗報告や司会進行を行ってくれた。制御担当として、Arduinoのプログラムの問題を調べて素早く解決してくれた。また、発表準備で文章の構成に悩んでいた時に、率先して文章を考え、より良い流れになるように修正してくれた。

C.2.2 高橋夏紀

義手のモデリング担当として、モデリングについて学習し、グループ内で決めたアイデアをもとに素早くモデルを形にして製作してくれた。また、グループポスターの文章を考える際には、文章のつながりや文字の変換ミスなどの細かい修正点を鋭く指摘してくれた。

C.2.3 木戸輝

回路について学習してすぐにブレッドボード上で回路の実装を行い、4つ分の使用できる回路を早い段階で完成させてくれた。回路が正常に動作しないときには、毎回丁寧に調整を行ってくれた。また、電極を作成する際には、細かい作業に熱心に取り組んでくれた。

C.3 高橋夏紀からの前期評価

C.3.1 山田崇暉

グループリーダーとして、毎回の話し合いの内容をまとめて最後に報告したり、各仕事に頑張って取り組んでくれた。また、担当のプログラム制御についても積極的に勉強していた。加えて、プロトタイプの組み立てを手伝ってくれ、非常に助かった。

C.3.2 福留康介

プロジェクトリーダーとして、毎回の話し合いの準備や進行をしたり、全ての活動に積極的に参加していた。さらに、担当の機械学習に限らず、全ての分野について主体的に勉強していた。また、プロトタイプの部品の印刷と組み立てを手伝ってくれ、非常に助かった。

C.3.3 木戸輝

グループでの話し合いの際に積極的に意見を出すなど、各グループ活動に積極的に参加していた。また、担当の筋電位計測回路についても頑張って勉強し、四つの筋電位計測回路を中間発表までに完成させてくれた。

C.4 木戸輝からの前期評価

C.4.1 山田崇暉

グループリーダーとして毎回の議事録をまとめグループ全員に共有してくれた。また、グループ週報を提出してくれたため助かった。また、福留とはプログラム制御を協力して行い、高橋とはモデリングを協力して行ってくれた。

C.4.2 福留康介

機械学習の担当で苦勞していたはずだが、筋電位の計測の際には毎回付き合ってくれた。また発表スライドや発表原稿の修正点や疑問点などを指摘してくれ、修正も協力してくれたため助かった。また、山田とはプログラム制御を協力して行ってくれた。

C.4.3 高橋夏紀

モデリングについて1から学び、義手のモデルを Fusion360 を使用して製作してくれた。また、グループポスターの内容を添削してもらったため助かった。グループ内での話し合いで意見が出なくなってしまう時には意見を言ってくれ、話し合いを円滑に進められるようにしてくれた。

C.5 山田崇暉からの後期評価

C.5.1 福留康介

プロジェクトリーダーとして全体の進行や先生への報告を行っていた。担当課題についても短い時間でも何度もプログラムの改良を行っていた。また、グループの進行やスケジュール、発注すべき物品等の様々な事について相談に乗ってくれたため助かった。

C.5.2 高橋夏紀

モデリング前の話し合いの際も細かな点に着目してくれたので詳細な要件を決めることができた。モデリングに関しても、素早く要件に合ったモデルを作成し、印刷を行ってくれたため短時間で義手本体を製作することができた。また、報告会準備においてはポスター製作を福留と協力して行っていた。

C.5.3 木戸輝

ユニバーサル基板や電極作成についてかなり早い時期から進めていた。また、親データ作成時や実験を行った際などに、基板の動作チェックや予備の電極作成などを行ってくれたため円滑に作業を進めることができた。また、成果発表の際は発表担当としてスライドや原稿の作成を行っていた。

C.6 福留康介からの後期評価

C.6.1 山田崇暉

グループ A のリーダーとして、グループ全体の進捗を把握して、進捗報告を行ってくれた。また、グループのスケジュールを管理する中で、人手が不足して困っている作業に率先して気づき、作業を手伝っていた。さらに、実験準備を積極的に行ってくれたので、実験をスムーズに進めることができた。

C.6.2 高橋夏紀

後期製作物の構造が決まる時期が遅かったにも関わらず、素早くモデリングを行い、印刷可能な部品から印刷してくれたことによって、印刷をスムーズに進めることができた。また、グループの話し合いでは、的確で鋭いアドバイスをしてくれたことで、細かい修正点に気づくことができた。

C.6.3 木戸輝

ユニバーサル基板に回路を実装する作業を早い段階から進めてくれた。また、使用する電極が不足している際には、素早く気づき、作成してくれた。さらに、データを計測する際には、回路が正常に動作しているか丁寧に確認を行い、正常に動作していない場合には、素早く原因を探してくれた。

C.7 高橋夏紀からの後期評価

C.7.1 山田崇暉

担当の仕事だけではなく、グループリーダーとして、週報の提出や話し合いの進行などの仕事を行うことに加え、グループ全体の仕事の手伝いも行ってくれた。成果物の作製の部分においては、部品の印刷や組み立てを手伝ってくれ、非常に助かった。さらに、発表スライドや発表原稿を木戸と協力して作成し、発表練習を十分に行い、実際に最終発表を行ってくれた。

C.7.2 福留康介

担当の機械学習についての仕事だけではなく、プロジェクトリーダーとして、プロジェクト全体の進行やスケジュールの調整などたくさんの仕事を行ってくれた。また、グループでの話し合いにおいても、主体的に参加し、成果物のデザインや機構などについても具体的なアイデアを出してくれた。さらに、発表ポスターの作成の際にも、積極的に意見やアイデアを出してくれて非常に助かった。

C.7.3 木戸輝

担当の筋電位計測回路の設計と作成やアクティブ電極の追加作成について、懸命に取り組み、故障が起きたときにもすぐに対応していた。また、グループでの話し合いにも積極的に参加し、成果物についても様々なアイデアを出してくれて非常に助かった。さらに、発表スライドや発表原稿を山田と協力して作成し、発表練習を十分に行い、実際に最終発表を行ってくれた。

C.8 木戸輝からの後期評価

C.8.1 山田崇暉

グループリーダーとして話し合いで積極的に意見を出し、進行を円滑に行ってくれた。また、グループ週報を欠かさずに提出してくれた。後期ではグループ全員の作業の進捗確認や手伝いも行ってくれ、アクティブ電極の作成や発表スライドと発表原稿の作成を手伝ってくれたため助かった。

C.8.2 福留康介

プロジェクトリーダーとして、プロジェクト全体での日程調整や議題の確認、各グループの進捗の確認などで忙しい中、グループ内での話し合いの進行補助などグループリーダーの補助を積極的に行ってくれたため作業が円滑に行える環境を作ってくれていたため助かった。また、グループポスターの作成を高橋と協力して行ってくれた。

C.8.3 高橋夏紀

後期は前期に製作した筋電義手とは異なり、全指欠損者向けの筋電義手の製作を行ったため、前期に設計した義手のモデルと大きく外装が異なった。それにより、1からの義手のモデル作成となった。また、全指欠損者の手のサイズを細かに計測し、それを参考に義手のモデルを製作してく

Interface using biosignal to augment body～ASHURA～

れた. 1 からのモデルの設計であったにも関わらず, 早い段階で義手の外装を完成させてくれた.
また, グループポスターの作成を福留と協力して行ってくれた.

参考文献

- [1] 新明 拓也, 佐藤 宏介, “身体拡張型ユーザインタフェースにおける触覚フィードバックによる拡張感への影響の調査”, 情報処理学会, 2015, 77(1), pp.311-312
- [2] 小川 奈美, 伴 祐樹, 櫻井 翔, 鳴海 拓志, 谷川 智洋, 廣瀬 通孝, “えくす手: 変調バーチャルハンドへの即応的な身体所有感の生起による身体拡張システム”, 情報処理学会, 2016, pp.1022-1027
- [3] 国立障害者リハビリテーションセンター, <http://www.rehab.go.jp/innovation/dictionary/gishu/> (最終アクセス日:2022/1/13)
- [4] 横井 浩史, 東郷 俊太, 姜 銀来, 矢吹 佳子, 村井 雄太, “筋電制御システムに関する研究と義手への応用”, 日本ロボット学会誌, 2019, 37(4), pp.301-306
- [5] 粕谷 昌宏, 加藤 龍, 高木 岳彦, 伊藤 寿美夫, 高山 真一郎, 横井 浩史, “身体を拡張する筋電義手:”障害”を再定義するテクノロジーの実現を目指して”, 情報管理, 2015, 58(12), pp.887-899
- [6] 岡原 浩平, 小川 修平, 新明 拓也, 岩井 大輔, 佐藤 宏介, “身体拡張型インタフェースのための前腕の投影表現に関する基礎検討 (特集)サービス現場・日常生活に浸透する VR/AR)”, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, 2014, 19(3), pp.349-355
- [7] Ottobock, https://www.ottobock.com/ja-jp/prosthetic_ue/myoelectric/axonbus/michelangelo (最終アクセス日:2022/1/13)
- [8] exiii, <https://exiii-design.com/portfolio/handiii/> (最終アクセス日:2022/1/13)
- [9] 川村 次郎, 福井 信佳, 中川 正己, 藤下 武, 青山 孝, 古川 宏, “上肢切断者の現状と動向”, リハビリテーション医学, 1999, 36(6), pp.384-389
- [10] 星川 英, 迫田 辰太郎, 山野井 佑介, 加藤 龍, 森下 壮一郎, 中村 達弘, 關 達也, 姜 銀来, 横井 浩史, “基本把持機能を有する簡易型筋電義手の開発と評価”, 知能と情報, 2015, 27(6), pp.885-897
- [11] M. R. Cutkosky, “On grasp choice, grasp models, and the design of hands for manufacturing tasks”, IEEE Trans. Robot. Autom., 1989, vol. 5, no. 3, pp.269-279
- [12] ALTs, <https://alts-device.com/technology/myoelectric-emg/> (最終アクセス日:2023/1/9)
- [13] 横井浩史, 矢吹佳子, 關達也, 中村達弘, 森下壮一郎, 加藤龍, 高木岳彦, 高山真一郎, “筋電制御型の義手”, バイオメカニズム学会誌, 2014, 38(1), pp.39-46
- [14] 鈴木 大慈, “機械学習の概要”, 応用数理, 2018, 28(1), pp.32-37
- [15] 吉川雅博, 三河正彦, 田中和世, “筋電位を利用したサポートベクターマシンによる手のリアルタイム動作識別”, 電子情報通信学会論文誌, 2009, 92(1), pp.93-103
- [16] Raspberry Pi, Raspberry Pi 3 Model B+, <https://www.raspberrypi.com/products/raspberry-pi-3-model-b-plus/> (最終アクセス日:2022/1/13)
- [17] AUTODESK, <https://www.autodesk.co.jp/solutions/3d-modeling-software>

Interface using biosignal to augment body～ASHURA～

(最終アクセス日:2022/12/23)

[18] AUTODESK, <https://www.autodesk.co.jp/products/fusion-360/overview?term=1-YEAR&tab=subscription>

(最終アクセス日:2022/12/23)

[19] Canon Japan, <https://canon.jp/business/trend/3dprinter01>

(最終アクセス日:2022/12/23)

[20] zortrax, <https://www.zortrax.sin.jp/product-page/m200-Plus>

(最終アクセス日:2022/12/23)

[21] zortrax, https://www.zortrax.sin.jp/product-page/z-ultrat-for-m200?gclid=EAIaIQobChMI3-n03q2P_AIVscFMAh3zDQtQEAAQYASABEgJT6PD_BwE

(最終アクセス日:2022/12/23)