

公立はこだて未来大学 2023 年度 システム情報科学実習
グループ報告書

Future University Hakodate 2023 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

Body augmentation interface using biologic signals～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.

22-A

プロジェクトリーダー/Project Leader

高橋稜 Ryo Takahashi

グループリーダー/Group Leader

福井健人 Takehito Fukui

グループメンバ/Group Member

福井健人 Takehito Fukui

中川瑛斗 Akito Nakagawa

村上美里 Misato Murakami

吉田一真 Kazuma Yoshida

指導教員

櫻沢繁 高木清二 辻義人

Advisor

Shigeru Sakurazawa Seiji Takagi Yoshihito Tsuji

提出日

2024 年 1 月 17 日

Date of Submission

January 17, 2024

概要

本グループでは、生体信号の一つである筋電位を利用し、身体所有感のある筋電義手の製作を行ってきた。身体所有感とは自分の身体やその一部が自分のものであるという感覚である。筋電義手とは、筋電位に基づいて制御する義手である。筋電義手の重さは装着者の負担に関連している。実際に筋電義手の重さが負担である装着者がいることは事実である。したがって、前期活動内容においては、筋電義手を軽量化することで装着者の負担を減らすことを目標に製作を行った。その結果、前期で製作した筋電義手は軽量化のため1つのサーボモータで制作されているため筋電位で制御したときにすべての指の関節角度が同じになった。そこで、後期活動内容として物体に接触したときの指の関節角度の受動的な変化が可能な空気圧ゴム人工筋に着目し、関節の動きをより人間の手に近づけることを目標に製作を行った。空気圧ゴム人工筋は、編組チューブにゴムチューブを挿入したものを空気圧ゴム人工筋として制作した。これは、ゴムチューブが内部で膨張し編組チューブが径方向に膨張することで径方向に伸長する。また、編組チューブの片側を伸びないように糸で結び固定することで、空気圧ゴム人工筋が固定部を内側にして曲がる。製作した筋電義手では3Dプリンタを用いて外側を製作した。製作した筋電義手の内部の空洞に、五又にしたホースから伸びた空気圧ゴム人工筋を入れて指を曲げる。製作した筋電義手の能力を評価するために、製作した義手を用いてワイングラス、ボール（大・小）、水の入ったペットボトル（500mL・1L）を把持する実験を行った。結果として物体の形に沿ってそれぞれの指の関節の角度が受動的に変化するため、ワイングラス、ボール（大・小）、水の入ったペットボトル（500mL・1L）を把持することに成功した。より多様な形状の物体を把持するために、製作した筋電義手の親指や手のひらを使えるような構造にすることが今後の展望である。

キーワード 生体信号, 筋電位

(※文責: 吉田一真)

Abstract

This group has been developing a myoelectric prosthetic hand with a sense of bodily possession by utilizing myoelectric potentials, which are one of biological signals. A sense of bodily possession is the feeling that one's body or a part of it is one's own. A myoelectric prosthetic hand is a prosthetic hand that is controlled based on myoelectric potentials. As an activity of the first semester, this group manufactured a myoelectric prosthetic hand with the goal of reducing the burden on the wearer by making it lighter. The joint angles of all fingers were the same when controlled by myoelectric potentials, because the myoelectric prosthetic hand manufactured in the first semester was made with a single servo motor to reduce the weight. Therefore, we focused on the use of pneumatic rubber artificial muscles that can passively change the joint angles of the fingers when they come in contact with an object, and fabricated them with the goal of making the joint movements more similar to those of a human hand. The pneumatic rubber artificial muscles were made by inserting a rubber tube into a braided tube. The rubber tube expands internally and the braided tube expands in the radial direction to elongate in the radial direction. By tying one side of the braided tube with a thread to prevent it from stretching, the pneumatic rubber prosthetic muscle bends with the fixed part facing inward. In the fabricated myoelectric prosthetic hand, the outer part was fabricated using a 3D printer. Pneumatic rubber artificial muscles extended from a five-lobed hose are inserted into the inner cavity of the myoelectric prosthetic hand to bend the fingers. In order to evaluate the ability of the myoelectric prosthetic hand, experiments were conducted to grasp a wine glass, a ball (large and small), and a plastic bottle of water (500 mL and 1 L) with the hand. As a result, the joint angles of each finger changed passively according to the shape of the object, and the prosthetic hand successfully grasped a wine glass, a ball (large and small), and a PET bottle filled with water (500 mL and 1 L). In order to grasp objects of various shapes, we plan to develop a structure that enables the use of the thumb and palm of the myoelectric prosthetic hand.

Keyword Biosignal, Electromyographic signal, Sense of body ownership

(※文責: 吉田一真)

目次

第 1 章	はじめに	1
1.1	前年度の成果	1
1.2	目的・課題設定	2
第 2 章	関連技術と活用方法	3
2.1	筋電位	3
2.2	筋電位計測	3
2.2.1	アクティブ電極	4
2.2.2	差動増幅器	4
2.2.3	ハイパスフィルタ	5
2.2.4	非反転増幅器	5
2.2.5	半波整流器	6
2.2.6	ローパスフィルタ	6
2.2.7	DC/DC コンバータ	7
2.3	筋電義手の制御方法	7
2.4	プログラム制御	7
2.4.1	電磁バルブと PWM 制御	8
2.4.2	Arduino	8
2.4.3	リレーモジュール	8
2.5	空気圧ゴム人工筋肉	9
2.5.1	空気圧ゴム人工筋肉の作成	9
2.5.2	空気圧ゴム人工筋肉の伸長原理	11
2.5.3	空気圧の入れ方	12
2.6	3D モデリングソフトを用いた最終成果物の設計	13
2.6.1	3D モデリング	13
2.6.2	3D プリンタ	13
第 3 章	最終成果物	14
3.1	製作物の全体像	14
3.1.1	筋電位計測回路	14
3.1.2	プログラム制御	15
3.1.3	最終成果物のモデリング	17
3.1.4	最終成果物の印刷と組み立て	23
3.2	物体の把持実験の結果	25
第 4 章	考察	27
4.1	多様な形状の物体の把持と指の受動的な屈曲	27
4.2	指の屈曲のしやすさ	27

4.3	自分の体の一部のように感じられる筋電義手	27
第5章	結論	28
5.1	本取り組みの結果	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	29
6.1	中間発表会	29
6.2	良かった点	29
6.3	悪かった点	29
6.4	評価内容を受けてのグループ内評価	29
第7章	最終発表会についてのフィードバック	31
7.1	最終発表会	31
7.2	良かった点	31
7.3	悪かった点	31
7.4	評価内容を受けてのグループ内評価	31
第8章	各人の担当課題および解決過程	33
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	33
8.1.1	福井健人	33
8.1.2	中川瑛斗	33
8.1.3	村上美里	33
8.1.4	吉田一真	34
8.2	担当課題と他の課題の連携内容	34
8.2.1	福井健人	34
8.2.2	中川瑛斗	34
8.2.3	村上美里	35
8.2.4	吉田一真	35
第9章	相互評価	36
9.1	福井健人からの前期評価	36
9.1.1	中川瑛斗	36
9.1.2	村上美里	36
9.1.3	吉田一真	36
9.2	中川瑛斗からの前期評価	36
9.2.1	福井健人	36
9.2.2	村上美里	36
9.2.3	吉田一真	36
9.3	村上美里からの前期評価	36
9.3.1	福井健人	36
9.3.2	中川瑛斗	37
9.3.3	吉田一真	37
9.4	吉田一真からの前期評価	37

9.4.1	福井健人	37
9.4.2	中川瑛斗	37
9.4.3	村上美里	37
9.5	福井健人からの後期評価	37
9.5.1	中川瑛斗	37
9.5.2	村上美里	37
9.5.3	吉田一真	38
9.6	中川瑛斗からの後期評価	38
9.6.1	福井健人	38
9.6.2	村上美里	38
9.6.3	吉田一真	38
9.7	村上美里からの後期評価	38
9.7.1	福井健人	38
9.7.2	中川瑛斗	38
9.7.3	吉田一真	38
9.8	吉田一真からの後期評価	39
9.8.1	福井健人	39
9.8.2	中川瑛斗	39
9.8.3	村上美里	39
	参考文献	40

第 1 章 はじめに

1.1 前年度の成果

近年、身体を拡張する研究の 1 つとして身体の不自由な部位を補完することを目的とした研究が多く行われている。その中でも手は日常生活で重要な役割を果たしており、手首欠損者は一般的に義手を用いて欠損部位を補完している。義手とは、事故や病気によって手の切断を余儀なくされた場合に、失われた機能を補うために使われる人工の手である [1]。ところが後述する生体信号を用いて制御可能な筋電義手は、重量が大きく装着者の負担になっていることが現状の課題である。本研究では感覚や機能を拡張する部位として手に着目し、生体信号を用いて制御可能であり軽量の義手の開発を行った。

生体信号とは、外部から測定できる生体信号のことである。身体拡張とは、自分の意思で機能させるデバイスを身体の一部として運動能力や感覚を拡張することである。本プロジェクトでは、筋電活動による筋電位を利用した身体拡張インタフェースの製作を行っている。筋電位は、人間の筋細胞が収縮活動するときが発生する。筋電位を計測することで人間の筋肉の動きを読み取ることができる。このことから筋電位は筋電義手の操作などに用いられる。身体拡張ユーザインタフェースについて新明らは「ユーザに対して身体が拡張（伸びる、大きくなるなど）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（拡張感）を与えている」と述べている [2]。また、金谷らは身体所有感について「自分の身体やその一部が自分のものであるという感覚のことである」と述べている [3]。つまり、装着者がデバイスを身体の一部であるかのように操作できることが、身体拡張インタフェースに求められる要素として挙げられる。本研究では、装着者がデバイスを身体の一部であるかのように操作できる条件を、装着者がデバイスの重量を負担に感じないこと、装着者がデバイスを直感的に操作可能であることとした。

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、関節が受動的に駆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。つまり、能動的な動作で手の動作を再現できる義手は能動義手・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が目的である。具体的には、能動手の関節から伸びたワイヤを、装着者が何からの方法でけん引することで能動義手の関節を動作させる。筋電義手は、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。計測した筋電位の振幅から力の大きさを読み取り、力の大きさによってモータを駆動させ筋電義手を動かすことで、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、操作が手を開閉するために手の開閉とは関係ない身体の一部を動かす必要がある。一方で筋電義手は、手の動作に直接関係する筋肉の筋電位を制御入力として用いることでアクチュエータを制御できる。このことから、筋電義手は装着者がデバイスを身体の一部であるかのように操作でき、身体拡張の観点に基づく義手である。

しかし、従来の筋電義手は、田中によると上腕筋電義手の重量は約 1.8 であり [4]、浅見によると「重量による疲労感により装着には消極的で、帰宅時以降や趣味及びレクリエーション目的での使用はなかった」とあり [5]、筋電義手本体の重量が装着者の負担になることで装着者が筋電義手を

身体の一部であると認識できないことが推測される。また、筋電位の計測においては、ノイズが混入することや微弱な信号であるという問題点があるため、後述する筋電回路に筋電信号を入力する必要がある。

手の運動を担う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へ腱によって接続される。そのため、切断などにより手を欠損していても、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、手の屈曲、伸展をする動作で筋電義手を制御することができる [5]。

前期では、筋電義手を軽量化して装着者の負担を減らすことを目的として、動力源であるサーボモータを1つにするなどの工夫を行った。しかし、すべての指の関節角度が等しくなってしまう、凹凸のある物体を把持したときに物体に指が沿わず指が浮いてしまうことがあった。そのため後期では、筋電義手を軽量化することに加え多様な形状の物体を把持する適応性の実現を目的とした。

(※文責: 中川瑛斗)

1.2 目的・課題設定

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注目し、手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。本グループでは1.1の背景で挙げた2つの問題点を解決することを目的とした。1つ目の問題点は上腕筋電義手の重量が約1.8であり、装着者の重量負担が大きいため筋電義手を身体の一部であると認識できないことであり、前年度までは5つであった動力源を1つにすることで解決する。前年度に制作した動力源が5つあった筋電義手の総重量は424gであった。前期に制作した動力源が1つの筋電義手の総重量はサーボモータ1つあたりの重量が67gのため軽量化は達成できたが、後述するように凹凸のある物体の把持が困難である問題があった。2つ目の問題点は、前期に製作した筋電義手では、物体の凹凸に指が沿わずに浮いてしまうため、凹凸のある物体の把持が困難であることが示された。そのため、関節を柔らかい素材で作る、物体に接触したときに指の関節角度を受動的に変化させることで、1つの制御量（動力源）で多様な形状の物体を把持する適応性を実現することで解決する。指の関節角度が受動的に変化するとは、指が物体に接触したときに、複雑な制御を必要とせずに関節が物体の形に沿って曲がることである。後期では、軽量化と関節角度の受動的な変化の両方を実現できる空気圧と空気圧ゴム人工筋肉を用いた筋電義手の製作を行った。具体的に凹凸のある物体として、ゴムボール（大、小）・ワイングラス。水の入ったペットボトル（1L, 500mL）を把持することを目的とした。ゴムボールを使用した理由は球形であるためすべての指の関節角度が等しい場合、把持することが難しいから。ワイングラスはワインが注がれる部位とワイングラスの脚の太さの差が顕著であるから。ペットボトルは曲面にすべての指を沿わせて把持できるか評価するためである。

(※文責: 中川瑛斗)

第 2 章 関連技術と活用方法

目的を達成するために我々は筋電位計測回路と空気圧ゴム人工筋肉を用いることにした。筋電位計測回路は筋電義手を使う際に、入れた力の大きさがどの程度のものなのか判別するために使用した。空気圧ゴム人工筋肉は、力の大きさを角度などに変換せず力として制御に用いることができる点、受動的に関節が曲がることですべての指に同じ制御量をかけてもそれぞれの指の関節角度が異なるという状態を実現できるので物体の形状に合わせた把持ができるという点から目的を達成するために適していると判断し使用した。

(※文責: 村上美里)

2.1 筋電位

筋電位とは、生物の筋繊維が収縮するときに発生する活動電位である。筋細胞の中と外の間では、細胞内外でのイオン分布の違いにより電位差が常に存在している。活動電位とはこの電位差が刺激によって一時的に逆転することを指す。筋肉を動かすとき、電氣的興奮が脳から運動ニューロンを伝い、神経筋接合部を介して筋肉に到達する。1つの運動ニューロンには複数の筋繊維がつながっている。1つの運動ニューロンと、それに支配された複数の筋繊維をまとめて運動単位といい、それが同期的に興奮することにより発生する電位を運動単位活動電位という。実際の計測では各運動単位活動電位を合計した複合活動電位を計測する。筋電位を計測することで身体運動の意図を読み取ることが可能である。このことから筋電位は、筋電義手の操作やロボットスーツの操作などに用いられる [6]。

(※文責: 村上美里)

2.2 筋電位計測

筋電位の計測方法には、侵略的計測方法と、表面筋電位計測方法がある。侵略的計測方法は筋肉に針電極と呼ばれる電極を刺し、刺されてい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、この方法を用いると電極を刺す際や筋収縮時に痛みが生じる。また、針電極には針の先端に刺さっている筋繊維で生じる運動単位活動電位しか計測できない性質があり、複合活動電位の計測を行いたい場合には筋肉の複数個所に電極を刺して計測しなければならない。表面筋電位計測方法は皮膚表面に電極を筋肉に沿って貼り、電極に到達した複合活動電位を計測する方法である。この方法は痛みを生じることなく計測することが可能である。しかしこの方法には問題点がある。それは複合活動電位しか計測できず、各運動単位活動電位の筋電位計測はできないことである。また、皮膚を通して計測するため、筋電位が微弱になり、ノイズが多く混入してしまう。我々は、筋電位を計測する際に筋肉に針電極が刺さっているとましく筋収縮ができず、義手の装着者が痛みを感じることから、表面筋電位計測方法を用いることにした。また、計測には差動増幅器、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筋電計測回路を用いた。筋電位が微弱になってしまう

点やノイズが多く混入してしまう問題を、この回路を用いて筋電位の増幅やノイズの除去を行うことで解決した。

(※文責: 村上美里)

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のことである。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。筋電位の計測には、皮膚のインピーダンスが高いことで微弱な信号である筋電位の計測が難しくなる問題がある。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。これにより、電極側で皮膚より高いインピーダンスを作り出し、問題点を解決した。アクティブ電極以外の電極を用いる場合は、ノイズの混入を防ぐため電磁シールド内で計測を行ったり、皮膚に導電性のジェルや電解液を付けたりしなくてはならない。しかしアクティブ電極を用いると皮膚の上に電極をテープなどで固定するだけで筋電位の計測ができる。アクティブ電極の回路図は図 2.1 に示す。

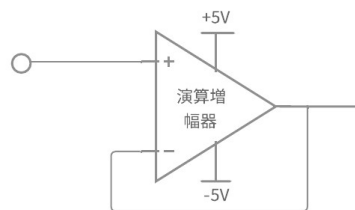


図 2.1 アクティブ電極

(※文責: 村上美里)

2.2.2 差動増幅器

差動増幅器とは、2つの入力電圧の差を増幅し出力する回路のことである。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2つの入力信号が同じとき、差動増幅器の出力はほぼ0となる。すなわち、入力の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、浮遊容量などを通して流れ出たノイズ電流が、電子機器のグラウンドなどを経由して同様に浮遊容量などを通して戻ってくるノイズのことである。アクティブ電極で計測した筋電位には誘導ノイズが含まれるため、今回は差動増幅器を用いて、2つの電極で同時に計測される誘導ノイズの除去を行った。誘導ノイズとは、商用電源による50Hzの同相ノイズのことである。差動増幅器の回路図は図 2.2 に示す。

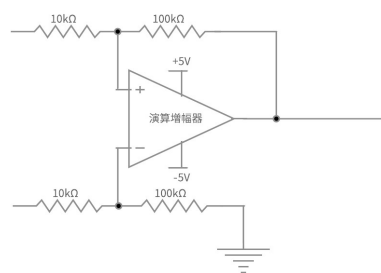


図 2.2 差動増幅器

(※文責: 村上美里)

2.2.3 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。差動増幅器から出力された信号は、電池の分極で電池が形成されることによるノイズが含まれるため、今回は4次の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。ハイパスフィルタの回路図は図 2.3 に示す。

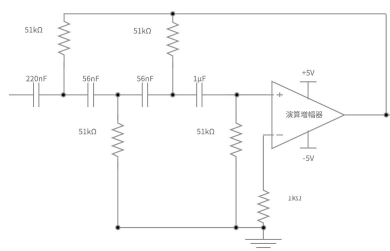


図 2.3 4次ハイパスフィルタ

(※文責: 村上美里)

2.2.4 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。非反転増幅回路とも呼ばれる。オペアンプを用いる非反転増幅器は、入力信号が入力信号に対して反転しないため、入力信号と出力信号の位相が同じになる。また、入力電圧が直接オペアンプの+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。そのため、非反転増幅器の入り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。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、今回は非反転増幅器を用いることで増幅を行った。非反転増幅器の回路図は図 2.4 に示す。

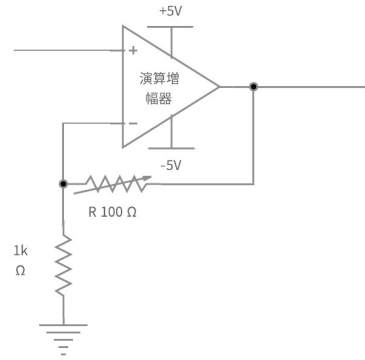


図 2.4 非反転増幅器

(※文責: 村上美里)

2.2.5 半波整流器

整流器とは、交流電圧を直流電圧に変換する回路のことである。整流器には全波整流器と半波整流器の2つがあり、どちらもダイオードの正方向しか電流を流さないという特性を利用して整流を行う。全波整流器は入力負電圧を静電圧に変換し直流電圧にするのに対し、半波整流器は入力負電圧を使わず、入力静電圧だけを出力する。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、 $0V \sim +5V$ の信号を扱う Arduino では交流の信号は扱えない。そこで今回は半波整流器を用いることで入力電圧から正電圧だけを取り出した。半波整流器の回路図は図 2.5 に示す。

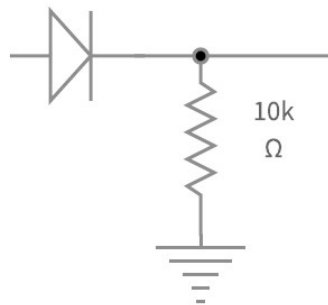


図 2.5 半波整流器

(※文責: 村上美里)

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。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、今回は2次のローパスフィルタを用いて時間で積分し出力した。ローパスフィルタの回路図は図 2.6 に示す。

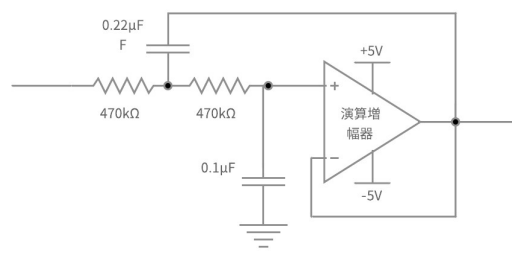


図 2.6 ローパスフィルタ

(※文責: 村上美里)

2.2.7 DC/DC コンバータ

DC/DC コンバータとは、直流 (DC) で電圧を変換する装置のことである。電子機器はそれぞれ動作可能な電圧範囲が違うため、それぞれに見合った電圧をつくる必要があり、そのようなときに DC/DC コンバータは使用される。元の電圧より低い電圧をつくる物を降圧コンバータ、高い電圧をつくる物を昇圧コンバータと呼ぶ。今回は 9V の電源から筋電計測回路に供給する +5V から -5V の両電源と、Arduino に供給する +5V の単電源を作り出すために DC/DC コンバータを用いた。

(※文責: 村上美里)

2.3 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 [7]。「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に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 [8]。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、指の伸展・屈曲、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、空気圧の細かな調節が複雑な指の動作やその速度を制御することは難しいと判断した。それにより目的を指の伸展・屈曲の 2 動作だけを識別することとし、閾値処理と符号化を用いて筋電義手を制御した。

(※文責: 村上美里)

2.4 プログラム制御

本製作物では義手の指を動かすために、筋電位計測回路からの信号を電磁バルブを動かすための命令に変換する必要があった。そこで、筋電位計測回路の信号を Arduino で認識し、その信号

電圧の大きさによって電磁バルブの操作を制御するプログラムを作成した。

(※文責: 村上美里)

2.4.1 電磁バルブと PWM 制御

電磁バルブは、入力される命令によって開閉を制御することができるバルブのことである。プログラムで開閉を制御できるので我々は電磁バルブを用いることにした。今回は空気を出し入れできるポートが2つある「USB3-6-1-DC12V」という電磁バルブを用いた。

今回は PWM 制御を行うことで一定電圧の入力から電磁バルブの開閉を制御した。PWM(Pulse Width Modulation) 制御とは、図 2.7 のようにパルス列のオンとオフの一定周期をつくり、そのパルス幅に応じて電気機器を制御する制御方式のことである [9]。オンの時間幅とオフの時間幅の比を DUTY 比と呼ぶため、DUTY 制御と呼ばれることもある。これは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 がクロック数を数えパルス幅を制御する方法であり、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、パルス幅を制御する方法であり、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 制御を行い電磁バルブを制御した。



図 2.7 PWM 出力

(※文責: 村上美里)

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、電磁バルブを制御する必要があった。そこで、A/D 変換を行うことができる Arduino Uno を用いた。

(※文責: 村上美里)

2.4.3 リレーモジュール

リレーとは外部から電気信号を受け取り、電気回路のオン/オフや切り替えを行う部品である。今回は Arduino からの信号を受け取り、電磁バルブの切り替えを行うために Arduino 用のリレーモジュールである Arduino 用 Relay Module V3/V3.1 を使用した。このリレーモジュールの com ポートに 12V 電源の+端子をつなげ、NO ポートに電磁バルブの+端子をつなげた。

(※文責: 村上美里)

2.5 空気圧ゴム人工筋肉

本製作物では筋電義手の指を動かすために、空気圧ゴム人工筋肉を用いた。空気圧ゴム人工筋肉とはゴムのような弾性媒体材に空気等の流体を注入して動力を得るアクチュエータの一つである [10]。空気圧ゴム人工筋肉は安全性及び柔軟性が求められる介護・福祉機器など多分野での用途が想定されており [11]，一般的には Mckibben 型人工筋肉という空気圧ゴム人工筋肉が用いられている。Mckibben 型人工筋肉とはゴムチューブを伸縮性のあるスリーブで覆ったものであり，長軸方向に大きな収縮力が発生することが特徴である。我々はこの Mckibben 型人工筋肉を応用した，伸びる Mckibben 型人工筋肉を作製し筋電義手の指の内部に入れ指の伸展・屈曲をすることにした。一般的な Mckibben 型人工筋肉は空気を注入すると縮むのに対して，伸びる Mckibben 型人工筋肉は空気を注入すると伸長するのが特徴である。

(※文責: 村上美里)

2.5.1 空気圧ゴム人工筋肉の作成

空気圧ゴム人工筋肉を製作するために図 2.8 のような編組チューブとゴムチューブを用意した。まず編組チューブを縮め，金属の棒を内部に入れた状態で固定し 120 度のオーブンに 20 分間入れ加熱した。加熱し固まった編組チューブにゴムチューブを挿入し両端を結束バンドで固定した。片方には空気を注入するためのチューブを，もう片方には空気が漏れないようプラスチック製のふたをつけた。完成した空気圧ゴム人工筋肉を図 2.9 に示す。そしてその空気圧ゴム人工筋肉の平常時の様子を図 2.10 に，空気を注入して伸長したときの様子を図 2.11 に示す。



図 2.8 ゴムチューブ (左) と編組チューブ (右)



図 2.9 空気圧ゴム人工筋肉



図 2.10 平常時の空気圧ゴム人工筋肉



図 2.11 空気を注入されて伸長した空気圧ゴム人工筋肉

(※文責: 村上美里)

2.5.2 空気圧ゴム人工筋肉の伸長原理

空気圧ゴム人工筋肉は内部に空気を注入することで長軸方向に伸長する。これは、空気圧ゴム人工筋肉が内部のゴムチューブを加圧することにより半径方向に膨張するとともに長軸方向に収縮することで起こる [11]。通常風船のような物体は空気を入れると四方八方に膨らむが、空気圧ゴム人工筋肉は伸縮方向に異方性のあるチューブに入れることで特定の方向への膨張に制限がかかるようになっている。今回我々は、空気圧ゴム人工筋肉の片側を糸で固定することで固定した面だけ伸長しないようにした。そうすることで、空気を注入した際に固定した面に向けて曲がるのである。我々はこれを筋電義手の指の中に入れて使用した。糸で固定した空気圧ゴム人工筋肉を図 2.12 に、どのように曲がるかを指の上に置くことで分かりやすくした図を図 2.13 に示す。



図 2.12 片側を糸で固定した空気圧ゴム人工筋肉



図 2.13 糸で固定されたことで片側に向かって曲がる空気圧ゴム人工筋肉

(※文責: 村上美里)

2.5.3 空気圧の入れ方

空気圧ゴム人工筋に取り付けたチューブにコンプレッサから空気を注入し伸長させた。今回我々が使用したコンプレッサはオイルレスコンプレッサ SR-035 である。空気を注入する際の空気圧は約 0.2MPa に設定した。この大きさに設定した理由は実際に空気圧ゴム人工筋肉に空気を注入した際に、最も良く膨らみ、かつ破裂しない空気圧だったからである。

(※文責: 村上美里)

2.6 3Dモデリングソフトを用いた最終成果物の設計

2.6.1 3Dモデリング

今回我々は3Dモデリングソフトを使って3Dモデリングをして、最終成果物を設計した。3Dモデリングとは、3次元グラフィックスで、立体物データを形成する技術のことである [12]。作成されたオブジェクトは3Dモデルと呼ばれ、映画をはじめ、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、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。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・製造用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、機能を確認しながら、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 [13]。

(※文責: 村上美里)

2.6.2 3Dプリンタ

3Dモデリングを行った後には、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3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、熱溶解積層方式は、ABS樹脂などの熱可塑性樹脂を溶解し、0.1mm～0.8mm程度の細か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。この方式は、光硬化樹脂や粉末材料を使用しないため比較的安全である。またこの方式においては、様々な材料を混合した特殊なフィラメントが多種にわたって利用可能である。他にも、液状の樹脂を紫外線で少しずつ硬化させる光造形方式 [12] や、熱で溶かした樹脂を積み重ねるFDM方式 [14] など、様々な造形方法が存在する。今回我々は、QIDI TECH社のi-mateというプリンタと、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、特殊な穴あきプラットフォームを用いて、熱収縮が大きく本来造形の難しいABS系樹脂を接着剤を使用することなく造形に用いることが基本的に可能な高品質3Dプリンタである [15]。また、フィラメントはZ-ABS2(V2)というフィラメントと、PLA3Dプリンタフィラメントを使用した。

(※文責: 村上美里)

第 3 章 最終成果物

3.1 製作物の全体像

最終製作物の全体像は以下の図 3.1 の通りである。我々は義手の指を動かす動力源として空気圧を用いた。3D プリンタで作成した義手の外装の中に、空気圧ゴム人工筋肉を挿入して義手を動かした。表面筋電位を計測するため、1つの電極を皮膚表面に貼り付けた。そして、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、電磁バルブに命令信号を送信した。コンプレッサからは常時空気を出した状態にして、電磁バルブでバルブの開閉を制御することによって、空気の量を調整した。それにより、手に力を入れたときの筋電位の大きさによって指の伸展・屈曲を行った。

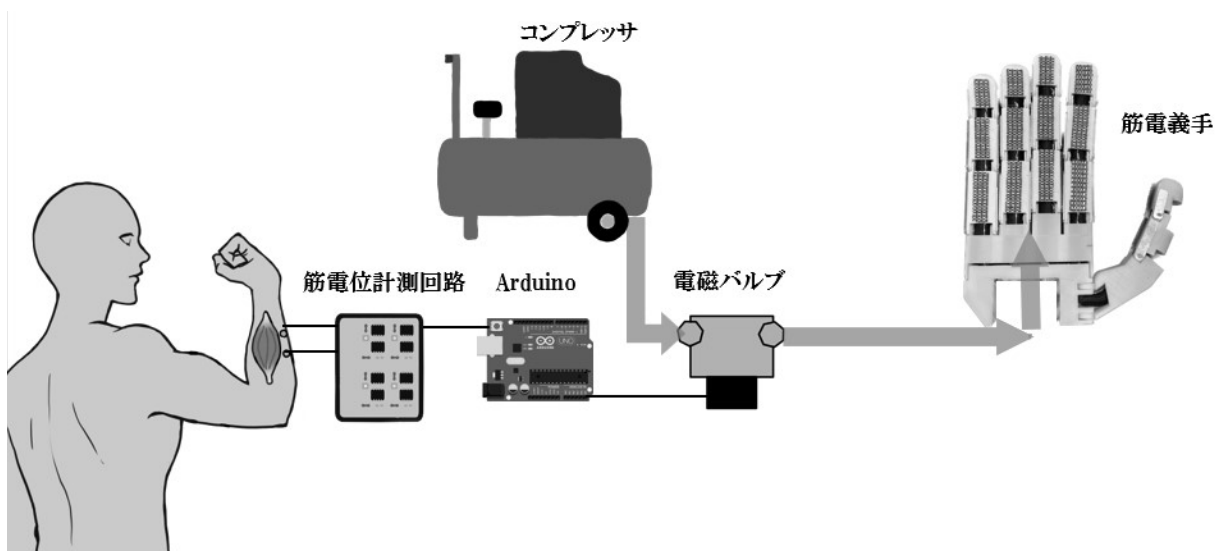


図 3.1 製作物の全体像

指の伸展・屈曲を行う機構を説明する。我々は空気圧ゴム人工筋肉の片側を糸で縫うことによって膨張する範囲を制限した。それにより、空気圧ゴム人工筋肉に空気を入れた際、糸で縫ってある方向に向けて曲がる仕組みになっている。指の状態は、曲がった状態と伸びた状態の2つである。指を曲げる場合は、電磁バルブが開くことで空気圧ゴム人工筋肉が伸びる。指を伸ばす場合は、電磁バルブが閉まることで空気圧ゴム人工筋肉が元の長さに戻る。

(※文責: 福井健人)

3.1.1 筋電位計測回路

筋電位を計測するため、アクティブ電極と電源回路、筋電位計測回路を製作した。まず、必要な端子や接続の情報から、電源回路と筋電位計測回路の配線図を製作した。次に、配線図を基にユニバーサル基盤上で回路の製作をした。アクティブ電極は銀板にオペアンプの+端子をはんだ付けし、上に紫外線で固まるジェルを付け固定した。実際に製作したアクティブ電極を図 3.2 に示す。

Body augmentation interface using biologic signals～ASHURA～

された信号を2つの閾値を境に3つの状態に分ける。1つ目は力を抜いている状態で、このとき Arduino は電磁バルブを閉めた状態に制御する。電磁バルブはコンプレッサから出ている空気を筋電義手に送る役割があるので、電磁バルブが閉まっているとき筋電義手に空気は送られず指は伸展した状態になっている。2つ目は力を入れている状態で、このとき Arduino は電磁バルブを開いた状態に制御する。電磁バルブが開いているとき筋電義手に空気が送られて指は屈曲した状態になる。3つ目は力の大きさが2つの閾値の間の状態であり、このとき Arduino は命令を出さないので電磁バルブは動作しない。力を入れている状態と入れていない状態が繰り返されることによって、電磁バルブは開閉を繰り返し、これによって指の伸展・屈曲が行われる。

(※文責: 村上美里)

3.1.3 最終成果物のモデリング

5本の指と手の平のモデルを Fusion360 で製作した。図 3.5 は5本の指のモデルである。5本の指のうち人差し指・中指・薬指・小指については、パーツ1・パーツ2・パーツ3を組み合わせて製作した。親指については他の4本の指と同様のパーツ1とパーツ4・パーツ5・パーツ6・パーツ7を組み合わせて製作した。指については、空気圧ゴム人工筋肉を取り付けることができる分の空洞を考慮し、伸展と屈曲の動きを再現するモデリングを行った。図 3.6 は手の平のモデルである。人差し指・中指・薬指・小指それぞれと手の平の結合を担う役割を果たしているパーツ3が組み合う設計にして製作した。また親指と手の平の結合を担う役割を果たしているパーツ5が組み合う設計にした。(加えて、手の平のパーツを2つに分けることによって)全ての結合はピンバイスを用いて、1.5mmの穴を空け、釘で固定し、脱落を防ぐためにクルーガンを用いて固定した。また、アルミ板とアクリル板を接合部分に接着剤で固定することで、接合部分の補強を行った。

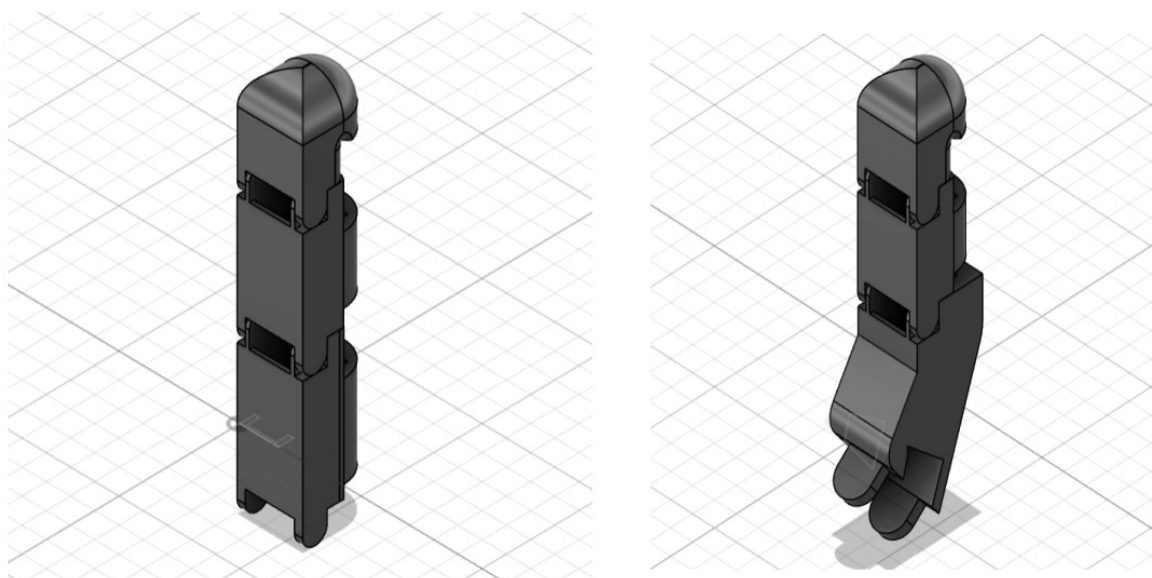


図 3.5 五本の指

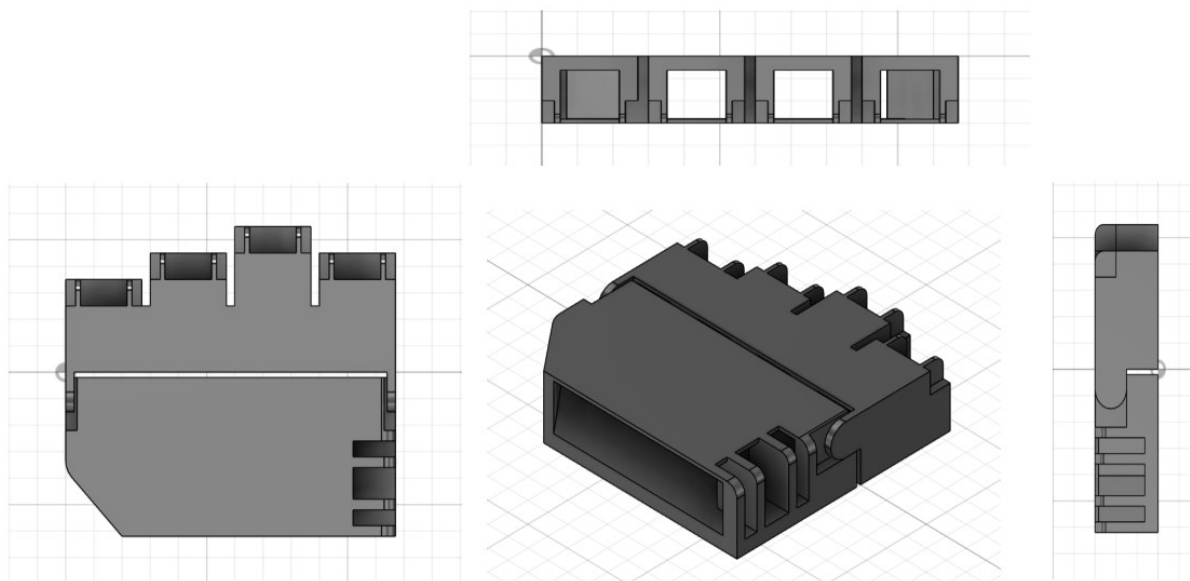


図 3.6 手のひら

図 3.7 はパーツ 1 のモデルである。様々な物体を把持できることやパーツの外観を人間の指の構造に近づけるために、パーツ 1 の指先部分を丸めた。パーツ 1 はパーツ 2 と結合させるため、手の平側に突起している部分によってパーツ 2 と結合できるような構造にした。また、図 3.5 で記述したように空気圧ゴム人工筋肉を取り付けるための空洞により、縦 1.7mm、横 2.2mm の正方形の穴を開けた。パーツ 1 は最大縦 4.5mm、横 2.7mm、高さ 3.0mm で設計した。

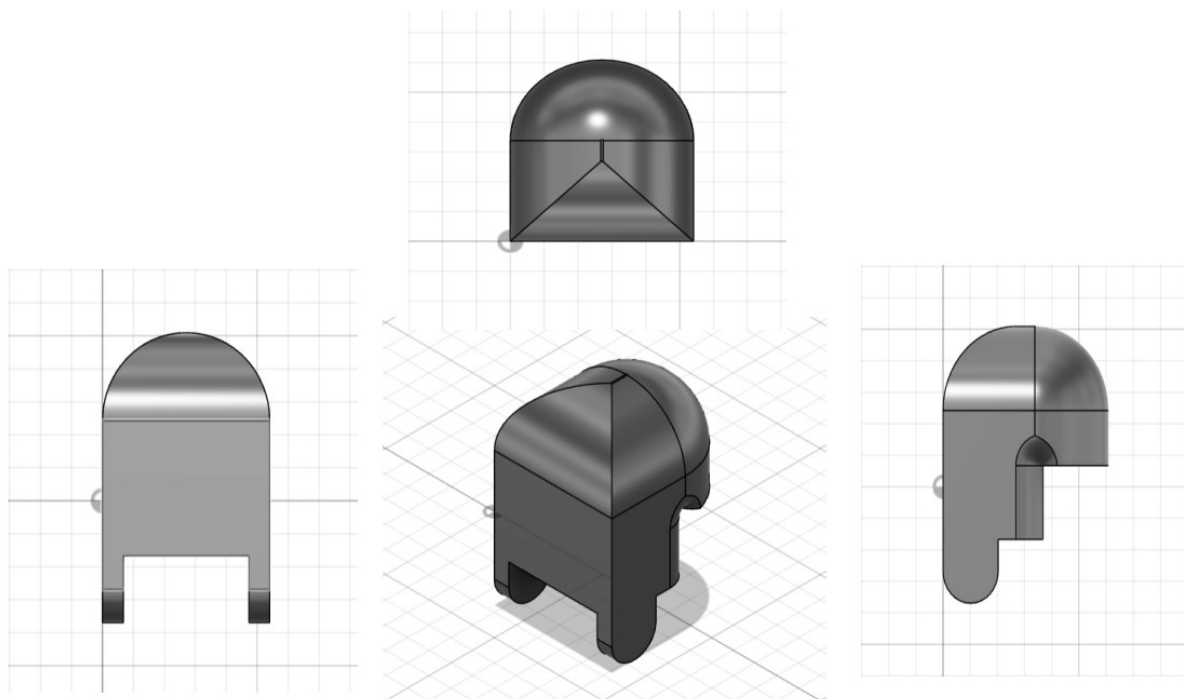


図 3.7 パーツ 1 第一関節

図 3.8 はパーツ 2 のモデルである。パーツ 2 は前述で示したようにパーツ 1 との結合のため、パーツ 1 の突起している部分がはまるような構造にした。加えてパーツ 2 はパーツ 3 とも結合

させるため、パーツ1と同様に手の平側に突起している部分を作成することによってパーツ3と結合できるような構造にした。また、空気圧ゴム人工筋肉を取り付けるための空洞により、縦1.7mm、横2.2mmの正方形の穴を開けた。パーツ2は最大縦6.0mm、横2.7mm、高さ3.0mmで設計した。

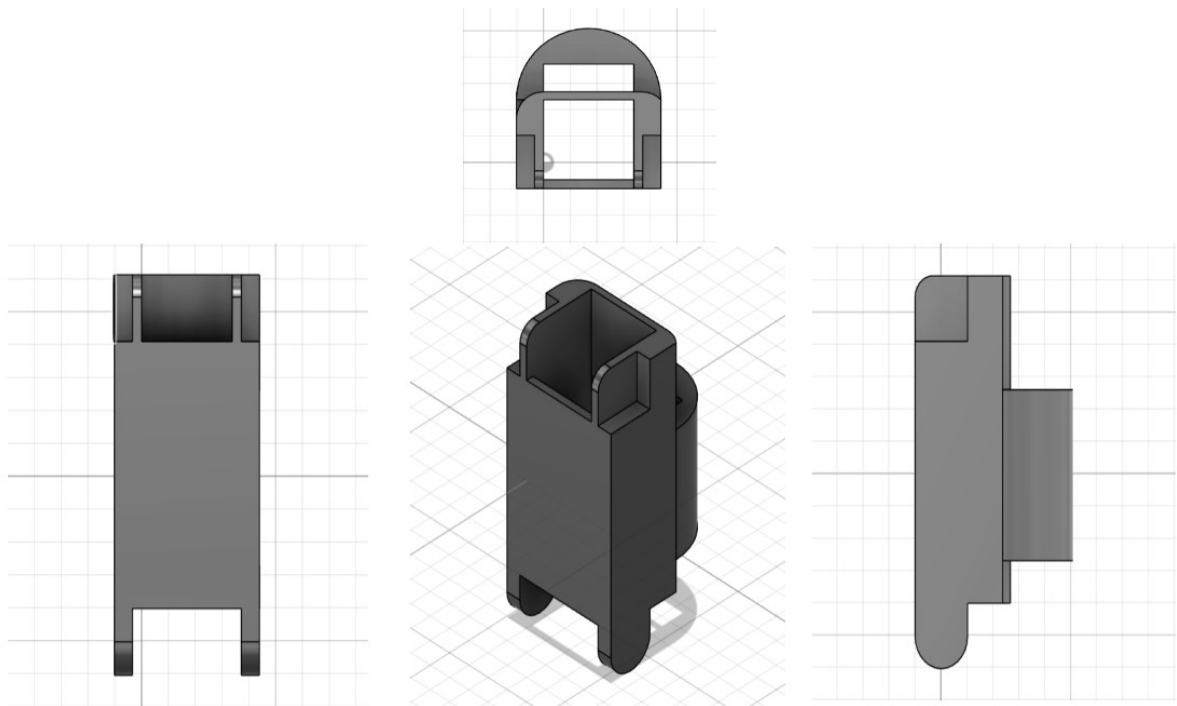


図 3.8 パーツ 2 第二関節

図 3.9 はパーツ 3 のモデルである。パーツ 3 も前述で示したようにパーツ 2 との結合のため、パーツ 2 の突起している部分がはまるような構造にした。加えてパーツ 3 はパーツ 6 とも結合させるため、パーツ 1・パーツ 2 同様に手の平側に突起している部分を作成することによってパーツ 6 と結合できるような構造にした。また、空気圧ゴム人工筋肉を取り付けるための空洞により、縦 1.7mm、横 2.2mm の正方形の穴を開けた。パーツ 3 は最大縦 7.0mm、横 2.7mm、高さ 3.0mm で設計した。

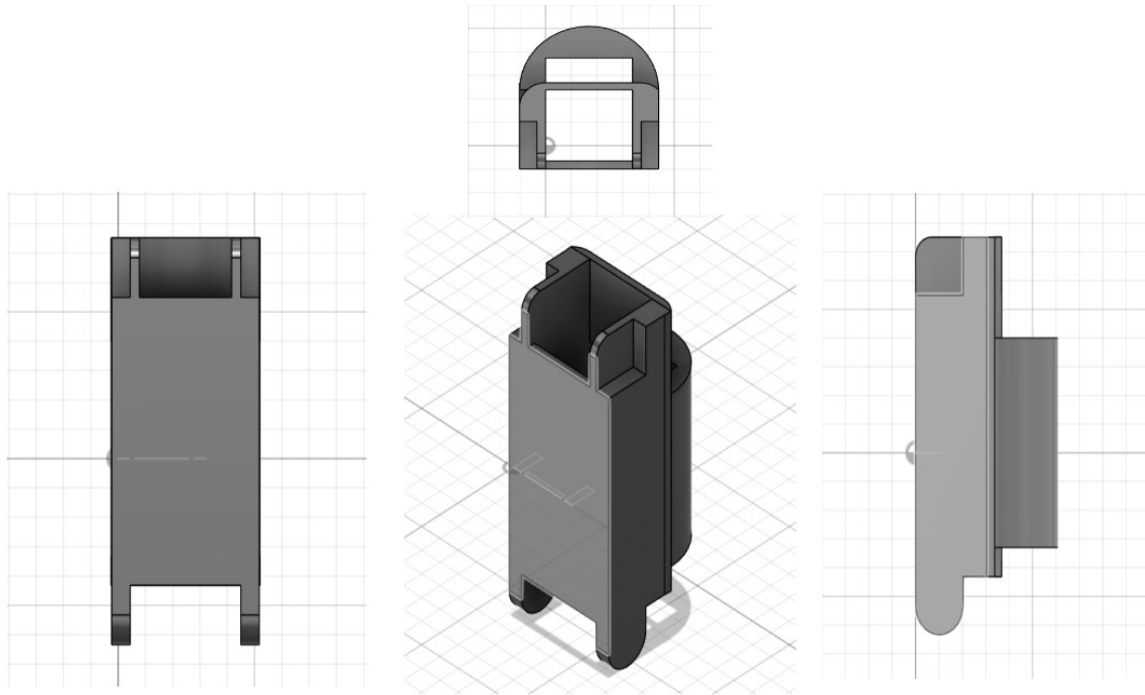


図 3.9 パーツ 3 第三関節

図 3.10 はパーツ 4 のモデルである。パーツ 4 はパーツ 2 と同様にパーツ 1 との結合のため、パーツ 1 の突起している部分がはまるような構造にした。加えてパーツ 4 はパーツ 5 と結合させるため、突起している部分を設計することによってパーツ 5 と結合できるような構造にした。また、空気圧ゴム人工筋肉を取り付けるための空洞により、縦 1.7mm、横 2.2mm の正方形の穴を開けた。パーツ 4 は最大縦 5.0mm、横 2.7mm、高さ 3.0mm で設計した。

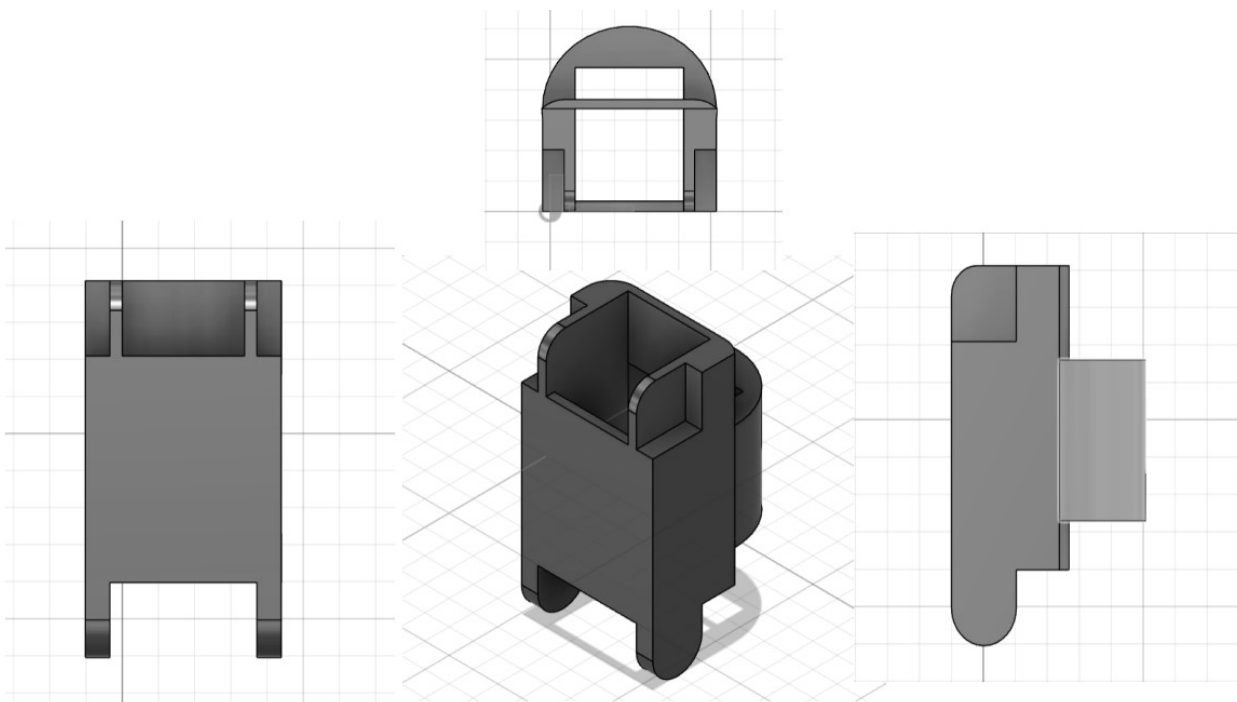


図 3.10 パーツ 4 親指 1

図 3.11 はパーツ 5 のモデルである。パーツ 5 は人間の親指の動きに近づけ、CM 関節を表現できる構造を設計した。パーツ 4 との結合のため、パーツ 4 の突起している部分がはまるような

Body augmentation interface using biologic signals～ASHURA～

構造にした。加えてパーツ 5 はパーツ 7 と結合させるため、突起している部分を設計することによってパーツ 7 と結合できるような構造にした。また、空気圧ゴム人工筋肉を取り付けるための空洞により、縦 1.7mm、横 2.2mm の正方形の穴を開けた。パーツ 5 は最大縦 9.0mm、横 2.7mm、高さ 3.0mm で設計した。

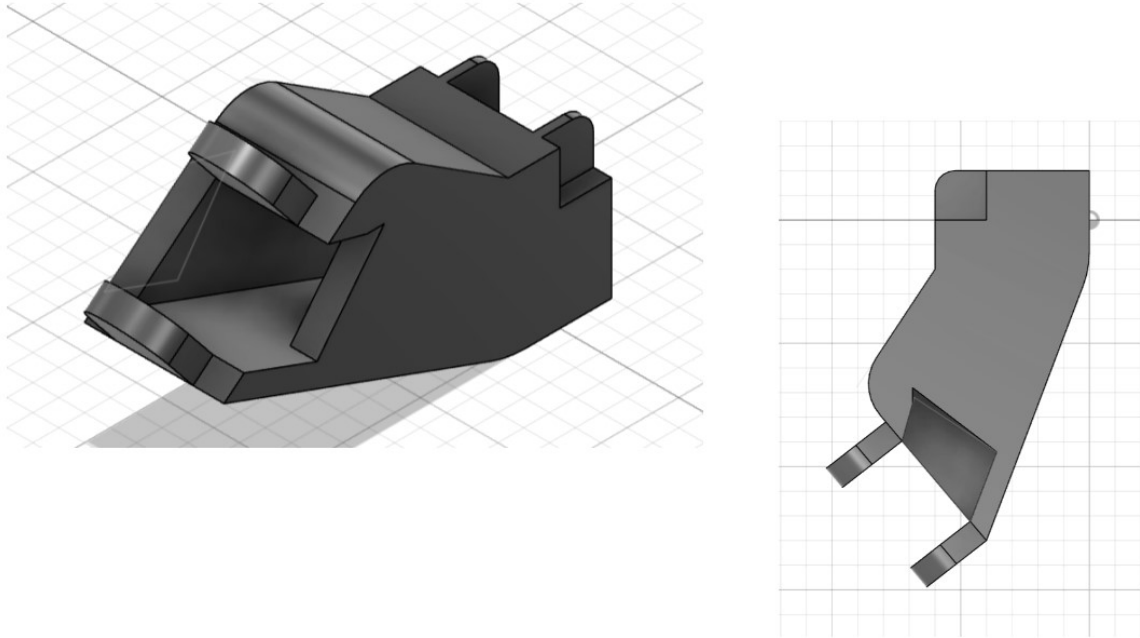


図 3.11 パーツ 5 親指 2

図 3.12 はパーツ 6 のモデルである。図 3.10 で表したパーツ 1・パーツ 2・パーツ 3 を組み合わせて製作した指はすべて同じ長さのため、結合のときに段差を作ることによって外観が人間の指に見えるような設計にした。加えて、外装の厚さを 0.2mm にすることによって軽量化することを実現した。パーツ 6 は最大縦 7.0mm、横 11.7mm、高さ 3.0mm で設計した。

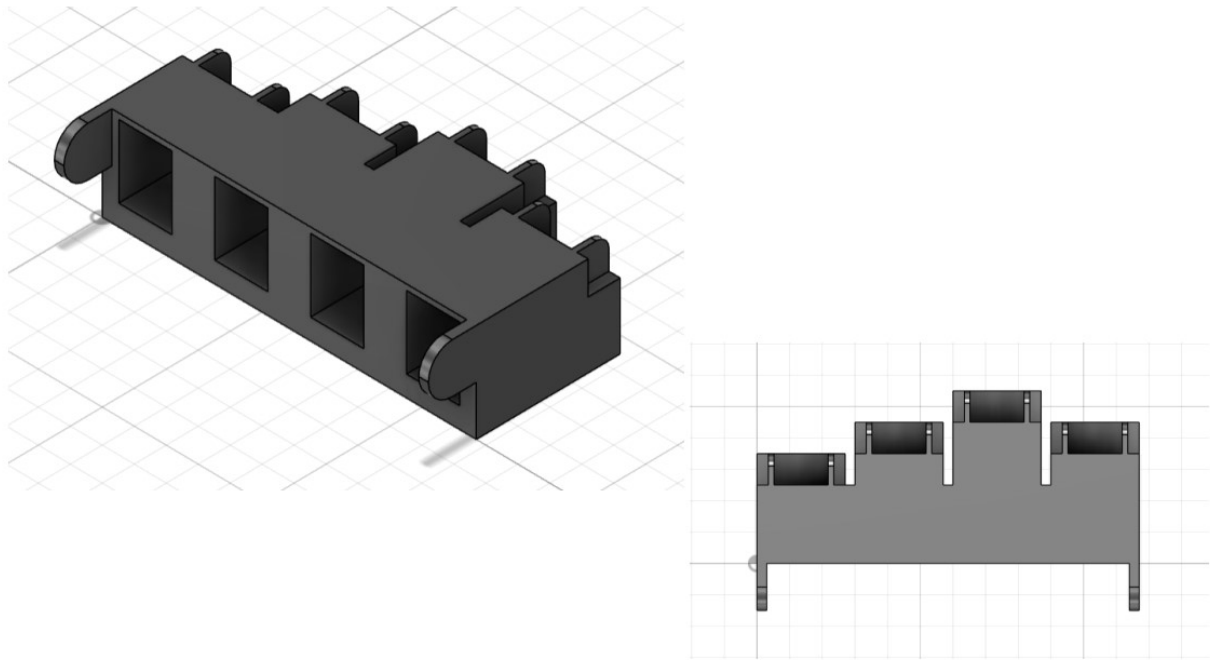


図 3.12 パーツ 6 指先側手のひら

図 3.13 はパーツ 7 のモデルである。図 3.5 で表したパーツ 1・パーツ 4・パーツ 5 を組み合わせて製作した親指を結合させるため、突起している部分を設計することによって結合できるような構造にした。加えて、パーツ 6 と同様に外装の厚さを 0.2mm にすることによって軽量化することを實現した。パーツ 7 は最大縦 6.0mm、横 11.7mm、高さ 3.0mm で設計した。

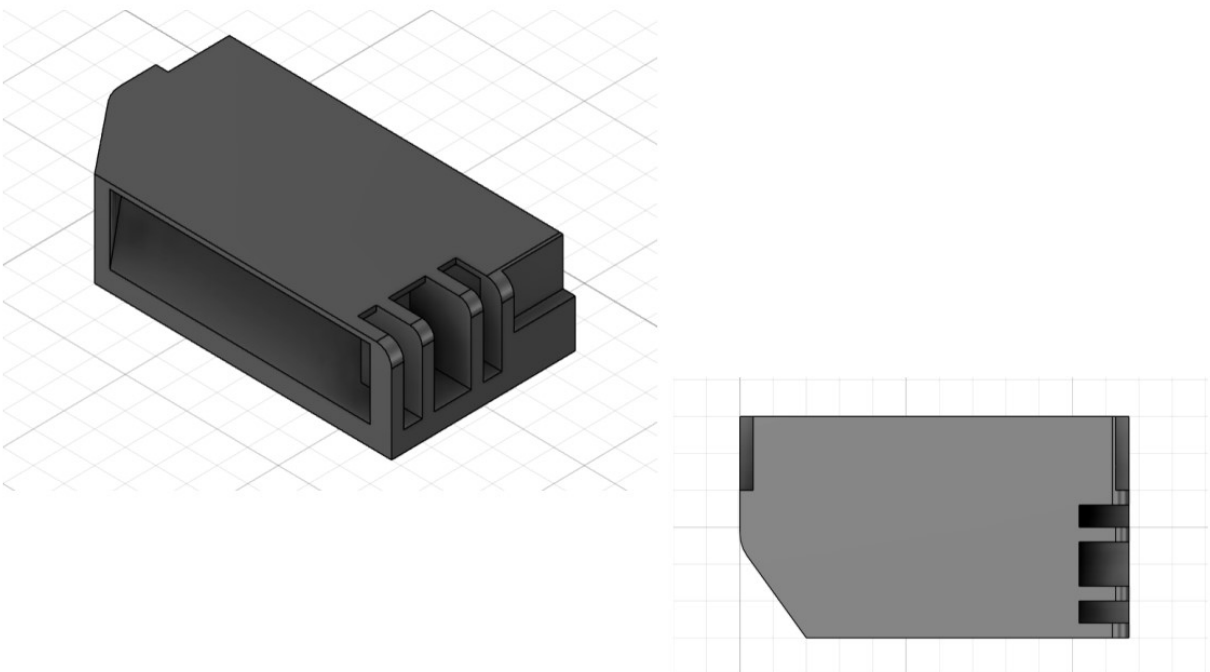


図 3.13 パーツ 7 もう一つの手のひら

(※文責: 福井健人)

3.1.4 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行ったのちに、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 3.14 のように各パーツを組み立て、手の部分を作製した。図 3.15 は成果物である。

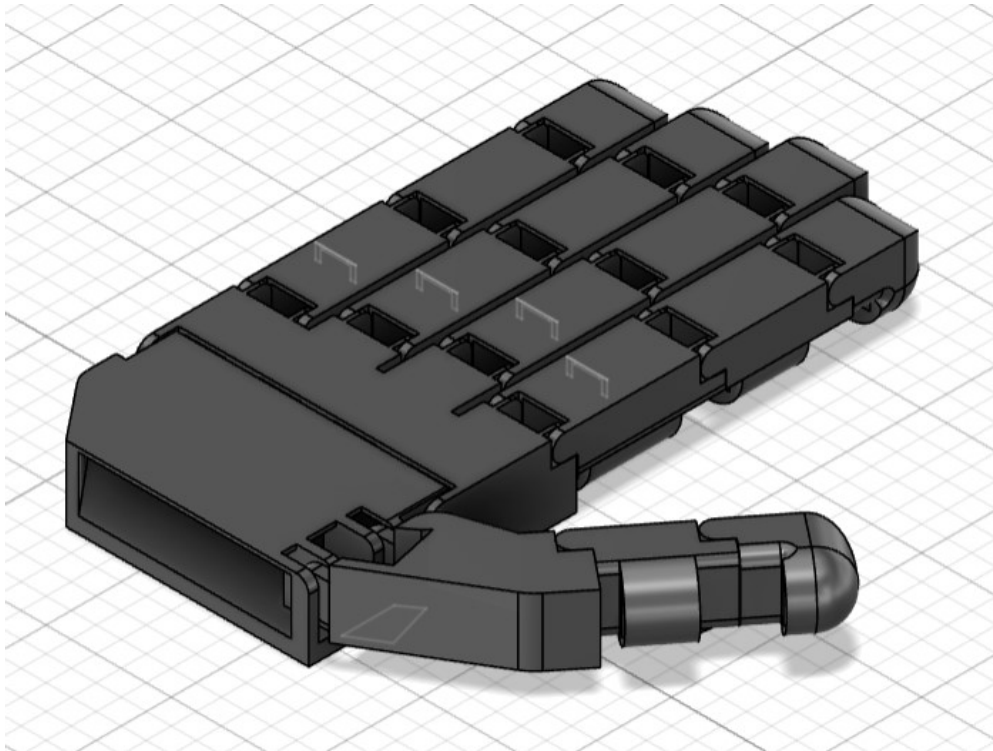


図 3.14 最終成果物のモデリング

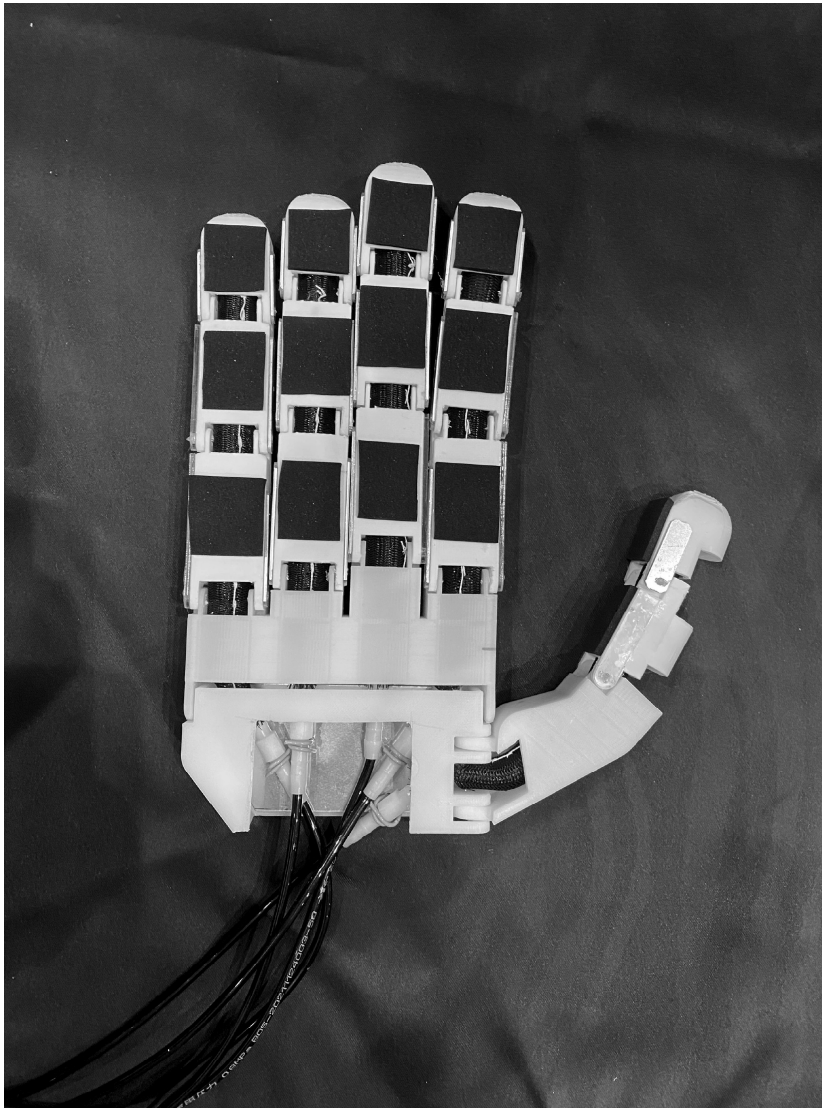


図 3.15 成果物

はじめに、図 3.5 で表したパーツ 1・パーツ 2・パーツ 3 を組み合わせて 4 本分の指を製作した。それぞれの結合のために突起している部分にピンバイスで 1.5mm の穴を開けた。結合部には釘を刺し、接着剤を用いて固定した。親指の部品にあたるパーツ 1・パーツ 4・パーツ 5 も組み合わせて 4 本の指と同様の手順で製作した。結合部の固定方法は全て同じであるため、結合部の固定方法についてはこれからは省略する。次に、手の平の部品にあたるパーツ 6・パーツ 7 を組み合わせて手の平を製作した。そして図 3.14 のように 5 本の指と手の平を結合した。指の結合部分の補強のため、アルミ板とアクリル板を結合部分の外側に接着剤を用いて結合した。これにより指の駆動時の振動や衝撃による結合部分の損傷や折れてしまうことを防ぐのが目的である。結合後、製作した空気圧ゴム人工筋肉を 5 本の指の中に入れ、空気圧ゴム人工筋肉の片側の先端部分を指先部分であるパーツ 1 の内側に接着剤を用いて結合した。空気圧ゴム人工筋肉のもう片方の先端部分を手の平に固定させるためにパーツ 7 に合計 10 個の 1.6mm の穴を開けた。その穴にワイヤを通して空気圧ゴム人工筋肉を手の平に固定した。

(※文責: 福井健人)

3.2 物体の把持実験の結果

最終製作物を用いて、様々な形状の物体を把持できるかという検証を行った。今回筋電義手には手首の部分がなく、装着できる構造ではなかったため、アクティブ電極をグループメンバーのうち一人の上腕に付け、他のメンバーが筋電義手を持ち、物体に近づけた状態で筋電位を測定し物体を把持できるかどうかを確かめた。用意した物体はワイングラス、500mLと1Lの水の入ったペットボトル、大小のゴムボールであった。これらの物体を使用した理由は、日常で把持することのある物体の中で、把持する際にそれぞれの指の関節角度が異なる状態になる物体だったからである。これらの物体を用いて実験を行った結果、どれも把持することができた。ワイングラスを把持したときの様子を図 3.16 に、1L のペットボトルを把持したときの様子を図 3.17 に、ゴムボールを把持したときの様子を図 3.18 に示す。指の関節角度についても、図 3.16、図 3.17、図 3.18 のようにそれぞれの指の関節角度が異なっており物体に沿って指が受動的に曲がっていることが確認できた。

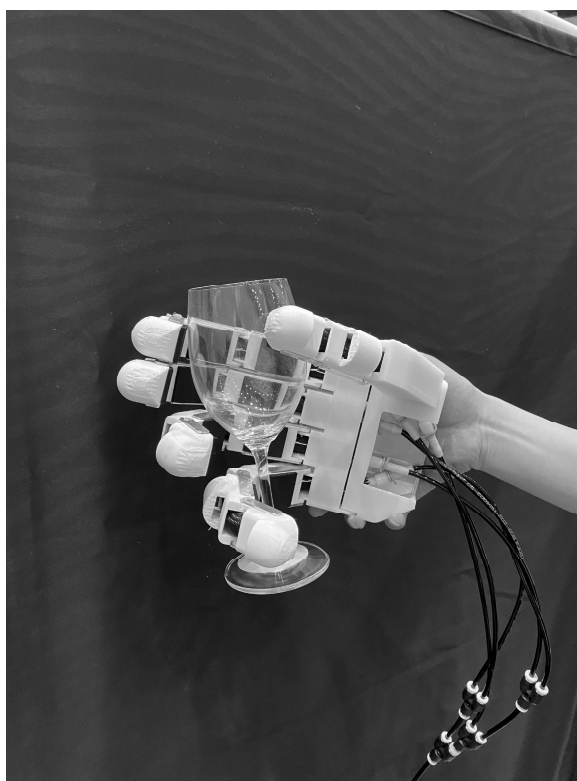


図 3.16 ワイングラスの把持



図 3.17 1Lの水が入った2Lペットボトルの把持

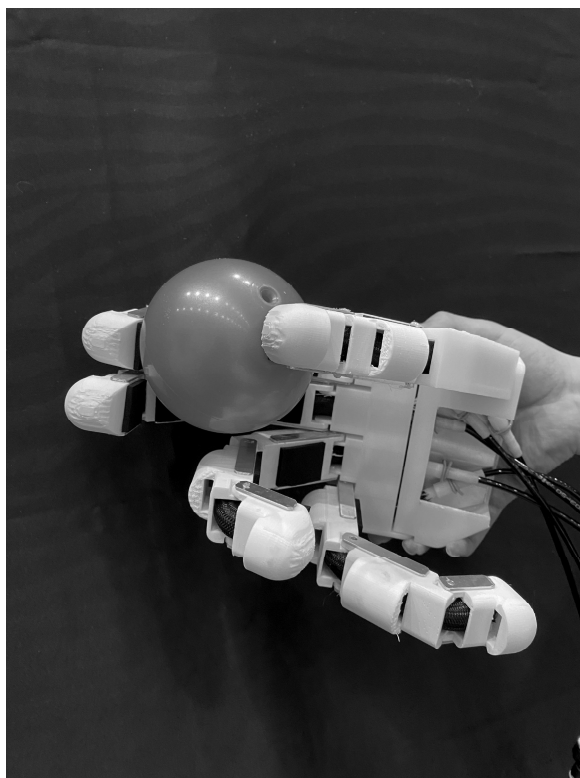


図 3.18 ゴムボールの把持

(※文責: 村上美里)

第4章 考察

我々が製作した最終製作物が目的を達成しているかどうかを物体の把持実験から3つの観点で考察した。

4.1 多様な形状の物体の把持と指の受動的な屈曲

今回の実験で、用意した1000gまでの多様な形状をした物体の把持ができること、ワイングラスのような凹凸のある物体を把持した際、それぞれの指の関節角度が異なっていることが確認できた。これは内部に空気圧ゴム人工筋肉を入れたことで指が受動的に物体に沿って曲がったためだと考えられる。しかし親指の関節が大きく曲がらなかった。これは親指の構造が一方方向にしか曲がらない構造であったからだと考えられる。

(※文責: 中川瑛斗)

4.2 指の屈曲のしやすさ

筋電義手を動作させた際、屈曲しやすい指とそうではない指が見られた。これには2つの原因が考えられる。まず1つ目に関節部分を固定するためのネジ穴が指部分と手のひら部分で異なる場所にあいていたため、指が曲がる際にネジが妨げになってしまったことが考えられる。2つ目に、指にかかる空気圧の大きさが異なっていたことが考えられる。空気を出すコンプレッサから出ているチューブをそれぞれの指に入れる際、我々は二又の継手を3つ使用して五又に分かれさせた。このとき継手と空気圧ゴム人工筋肉をつなぐチューブの長さをそろえていなかった。流体の配管流れにおける圧力損失 Δp は配管長さを L 、配管直径を d 、流体粘度を μ 、断面平均流速を \bar{u} とすると式4.1に示すようにハーゲン・ポワユイズの式で表されるが、その式中の配管長 L が5本のチューブそれぞれで異なり空気圧ゴム人工筋肉に送られる空気圧に差が出てしまったと考えられる。

$$\Delta p = \frac{32 \mu L \bar{u}}{d^2} \quad (4.1)$$

(※文責: 中川瑛斗)

4.3 自分の体の一部のように感じられる筋電義手

今回制作した筋電義手は手首の部分がなく実際に装着することができなかった。そのため目的にあったように自分の体の一部のように感じられるかどうかということは確認できなかったと考えられるが、製作した筋電義手の総重量は387gであり、前年度の総重量が424gであった筋電義手に比べ軽量化は達成できた。

(※文責: 中川瑛斗)

第 5 章 結論

5.1 本取り組みの結果

本プロジェクトでは、自分の体の一部のように感じられる筋電義手を開発するために、前期では「日常的に義手を使用しても装着者の負担にならない軽量の構造」を目的として、後期では「多様な形状の物体を把持できること」を目的として活動を行った。その結果、設定した課題をもとに把持する物体に沿って指の関節角度が受動的に変わり多様な形状の物体を把持することのできる筋電義手を製作することができたが、手首部分がなく実際に装着できる構造になっていなかったため、被験者の方に装着して自分の体の一部のように感じられるかを検証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付けた。

(※文責: 中川瑛斗)

5.2 今後の課題

目標達成に向けて、問題点を解決するために以下の改善案が挙げられた。

- ・実際に装着できる構造にする
- ・空気圧ゴム人工筋肉につながるチューブの長さをそろえる
- ・親指の可動域を大きくする今後の展望としては、3つのことが考えられる。まず1つ目は、実際に装着できる構造にして実験を行い、筋電義手の動作が自分の体の一部のように感じられるかどうかを確かめることである。2つ目は、空気圧ゴム人工筋肉につながる5本のチューブの長さをそろえ、それぞれの指に送られる空気圧の大きさを同じにすることである。3つ目は、親指の可動域を大きくしてより多様な形状の物体を把持できるようにすることである。

(※文責: 中川瑛斗)

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

2023 年度プロジェクト学習の中間発表会は、2023 年 7 月 7 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前期の活動内容についてスライドを用いて説明した。その後、本プロジェクトに対しての質疑応答を行った。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 42 名であり、プロジェクトの目的や目標の平均点は 10 点満点中 8.5 点、発表内容に対する評価の平均点は 10 点満点中 7.7 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。）

（※文責: 吉田一真）

6.2 良かった点

最終発表会において、評価者から挙げられた良かった点を以下に示す。

- ・問題点を最初に挙げているため目標への導入が分かりやすかった
- ・知らない人にも伝えられるようにまとめてあった
- ・先行研究をしっかりと示していて説得力があった

（※文責: 吉田一真）

6.3 悪かった点

最終発表会において、評価者から挙げられた良かった点を以下に示す。

- ・モニターを見すぎない方が良い
- ・聴衆の興味を引く工夫をした方が良い
- ・ページ数を入れると質問する際に分かりやすかった

（※文責: 吉田一真）

6.4 評価内容を受けてのグループ内評価

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、専門用語の説明が、分かりやすくスライドが理解しやすかった点。プロトタイプを見ることで内容が伝わりやすかった点、背景それに対しても問題点が明確であった点であった。また、評価が悪かった点は、発表の際にモニターの方を見ている時間が多かった点、筋電義手の設計段階でトルクの計算を行っていなかったため実際に作ったときにもものを持ってないと判明した点である。この結果から、最終発表会に向けて改善策があげられた。1 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

Body augmentation interface using biologic signals～ASHURA～

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く，背景や問題点の提示が明確だった点などを踏まえ，5 段階評価で表すと 4 とした．

(※文責: 吉田一真)

第7章 最終発表会についてのフィードバック

7.1 最終発表会

2023年度プロジェクト学習の最終発表会は、2023年12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、次に各グループがそれぞれ今年度の活動内容についてスライドを用いて説明した。その後、本プロジェクトに対しての質疑応答を行った。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39名であり、プロジェクトの目的や目標の平均点は10点満点中～8.6点、発表内容に対する評価の平均点は10点満点中～8.9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。）

（※文責: 吉田一真）

7.2 良かった点

最終発表会において、評価者から挙げられた良かった点を以下に示す。

- ・スライドの段取りが整理されていてわかりやすかった
- ・実物があるのが分かりやすい
- ・実際に立てている目標に向かっての制作過程や実験評価が発表でよく伝わっていた

（※文責: 吉田一真）

7.3 悪かった点

最終発表会において、評価者から挙げられた良かった点を以下に示す。

- ・目標が達成されていない部分がある
- ・結果的には有意なものは得られなかったと思う
- ・義手の制作物はチョキに挑戦してほしいと思った

（※文責: 吉田一真）

7.4 評価内容を受けてのグループ内評価

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、スライドが理解しやすかった点、実物を見ることで内容が伝わりやすかった点、目標に向かっての製作過程や実験評価が発表せよく伝わっている点であった。また、評価が悪かった点は、結果として成果が得られていないものがある点、製作物の機能が不足している点、筋出力の増加がみられない点である。この結果から、二つの改善案が挙げられた。一つ目は、製作した義手が実際に装着する形ではなかったため、身体の一部として感じるかの実験ができなかった。したがって、義手を実際に装着できる形で製作

Body augmentation interface using biologic signals～ASHURA～

すること。二つ目に、製作した義手は一つ一つの指を独立して動かすことができなかった。したがって、空気の制御方法の変更することであった。以上より、我々の発表技術に対する評価は、スライドの段取りが整理されていてわかりやすかった、実物があるのが分かりやすい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5とした。また、発表内容に対する評価は達成できなかった目標がある点は残念だが、実演がある点や目標に向かっての制作過程や実験評価が発表でよく伝わっていた点を踏まえ、5段階評価で表すと4とした。

(※文責: 吉田一真)

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 福井健人

福井健人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や知識の収集を行った。6月 筋電位を計測するための回路作成を行った。また、筋電義手のパーツのモデリングを行った。7月 中間発表に向けて、3D プリンタで出力して製作したパーツの組み立てを行い、筋電義手製作に取り組んだ。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 中間成果物の反省を踏まえ、中間報告書を作製した。9月 中間製作物での改善や反省などを踏まえ、今後の目標決めや最終成果物についての話し合いを行った。10月 目標などについてさらに詳しく深堀し、新しい動力源の知識習得を行った。11月 筋電義手の外装パーツのモデリング・印刷を行った。シリコン型の実験を行った。12月 最終発表会に向けて外装パーツの試行錯誤や最終成果物の補強などの最終調整などを行った。

(※文責: 福井健人)

8.1.2 中川瑛斗

中川瑛斗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や知識の収集を行った。6月 筋電位を識別しサーボモータを制御するプログラムを作成した。また、サーボモータを制御するためのPWM 制御の学習を行った。7月 中間発表に向けて、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 中間成果物の反省を話し合い、中間報告書を作成した。9月 中間製作物の反省を踏まえ、最終成果物について話し合った。10月 空気圧ゴム人工筋肉について知識を取得した。11月 空気圧ゴム人工筋肉の作成や改善を行い、筋電義手の製作を行った。12月 最終発表会に向けて筋電義手の外装パーツの改善を行った。

(※文責: 中川瑛斗)

8.1.3 村上美里

村上美里の担当課題は以下の通りである。5月 担当教員の指導のもと筋電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や知識の収集を行った。6月 筋電位計測回路に必要な回路を設計し、実際にはんだ付けなどを行って回路を製作した。また、筋電義手の制御に必要なプログラムを調べた。7月 中間発表に向けて、筋電義手制御のためのプログラムを改良した。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 中間成果物の反省を話し合い、中間報告書を作成した。9月 中間製作物

の反省などを踏まえて最終成果物に何を目的としてどのようなものを作るかを話し合った。10月引き続き後期の目的について詳しく話し合い、空気圧ゴム人工筋についての知識を取得した。11月最終成果物を組み立てるためのパーツを3Dプリンタで印刷した。電磁バルブを回路とつなげて空気の出し入れができるようにした。12月最終発表会に向けてパワーポイントのスライドとポスターの製作を行った。

(※文責: 村上美里)

8.1.4 吉田一真

吉田一真の担当課題は以下の通りである。5月担当教員の指導のもと筋電義手製作における筋電位の基礎知識を習得した。また、アイデアを出しや知識の収集を行った。6月軽量化や筋電義手の指を動かすための動力源についての知識を習得した。また、サーボモータ以外の動力源を用いてもものを持つ実験を行った7月中間発表に向けて、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月中間成果物の反省を踏まえ、中間報告書を作製した。9月中間製作物の良い点悪い点をそれぞれ踏まえ、最終成果物についての話し合いをおこなった。10月空気圧の制御方法及び編組チューブについての知識を取得した。11月製作に必要な材料を揃えた、筋電位を用いて空気の出し入れができるようにした。12月最終発表会に向けて製作物の調整及び補強を行った。

(※文責: 吉田一真)

8.2 担当課題と他の課題の連携内容

8.2.1 福井健人

前期では、筋電位を計測するための回路について学び、村上とともに筋電位を計測することができる回路の作製を行った。3Dプリンタを使用する際に筋電義手のモデリングを行うソフトであるfusion360についての知識の習得を吉田と行った。後期では中川とともにシリコン型の試行錯誤や実験を行い、吉田とともに最終成果物の調整を行った。また、村上とともにポスターの製作を行った。

(※文責: 福井健人)

8.2.2 中川瑛斗

前期では、村上とともにマイコンで筋電位計測回路の信号を認識しその電圧の大きさによってサーボモータに命令を出すプログラムをArduinoで作成した。さらに、吉田とともに発表スライドと発表原稿の作成を行った。後期では、村上とともに空気圧ゴム人工筋肉の活用方法や、それ以外のアクチュエータを使用できないかなど検討し、実際に空気圧ゴム人工筋肉の作成を行った。

(※文責: 中川瑛斗)

8.2.3 村上美里

前期では、筋電位を計測するための回路について学び、福井とともに筋電位計測回路を作製した。また、中川とともにマイコンで筋電位計測回路の信号を認識しその電圧のおおきさによってサーボモータに命令を出すプログラムを Arduino で作成した。後期では吉田とともに筋電位を入力として空気の出し入れをできるように回路やスイッチ、電磁バルブをつなげた。また、中川とともに空気圧ゴム人工筋肉以外のアクチュエータの設計を考え、福井とともにポスターを製作した。

(※文責: 村上美里)

8.2.4 吉田一真

前期では、福井とともに 3D プリンタを使用する際に必要なソフト fusion360 についての知識を習得 さらに中川とともに発表スライドと発表原稿の作成を行った。後期では、村上とともに筋電位を入力として空気の出し入れを可能とする回路を作製した。また、福井とともに最終成果物の調整を行った。

(※文責: 吉田一真)

第 9 章 相互評価

9.1 福井健人からの前期評価

9.1.1 中川瑛斗

動力源であるサーボモータの仕組みやプログラミングを行ってくれた。

9.1.2 村上美里

筋電計測回路の製作や発表時の原稿やポスター制作を行ってくれた。

9.1.3 吉田一真

サーボモータの制御方法の調査や設定を行ってくれた。

(※文責: 福井健人)

9.2 中川瑛斗からの前期評価

9.2.1 福井健人

グループリーダーとして活動のスケジュールを決めてくれた。また、Fusion360 を用いて製作物の設計、組み立てなどを行ってくれた。

9.2.2 村上美里

筋電位計測回路の作成やポスターの製作を行ってくれた。

9.2.3 吉田一真

発表資料の作成や、サーボモータを制御するプログラムを作成してくれた。

(※文責: 中川瑛斗)

9.3 村上美里からの前期評価

9.3.1 福井健人

グループリーダーとして全体をまとめ、仕事の割り振りや話し合いの進行をしてくれた。また、Fusion360 を用いた製作物全体の設計、製作物の組み立てと細かい部分の修正をしてくれた。

9.3.2 中川瑛斗

サーボモータを制御するプログラムとそれに関する PWM 制御の学習，作成を行ってくれた。また，空気圧を使った制御システムの先行研究を調べてくれた。そして，パワーポイントの発表資料と原稿を作成してくれた。

9.3.3 吉田一真

サーボモータを使った制御のためのプログラムの作成に加えて、それ以外の動力源の検討のために空気圧で物体を把持できるかという実験を行ってくれた。また，パワーポイントの発表資料と原稿を作成してくれた。

(※文責: 村上美里)

9.4 吉田一真からの前期評価

9.4.1 福井健人

義手の設計及び Fusion360 を用いた義手の制作を行ってくれた。またグループリーダーとして今後の活動について計画を立ててくれた。

9.4.2 中川瑛斗

空気圧を使った制御システムの先行研究を調べてくれた，また空気圧の義手への導入方法を考えてくれた。そして，パワーポイントの発表資料と原稿を作成してくれた。

9.4.3 村上美里

筋電位計測回路の作製及び修正を行ってくれた，また発表時に必要となるポスターの製作を行ってくれた。

(※文責: 吉田一真)

9.5 福井健人からの後期評価

9.5.1 中川瑛斗

筋電義手の外装パーツのモデリングの際，アドバイスやアイデアを出してくれた。また，最終製作物の実験や調整を行ってくれた。

9.5.2 村上美里

筋電位計測回路の製作の先頭となって取り組んでくれた。また，空気圧ゴム人工筋肉の仕組みについて調査・製作を行ってくれた。

9.5.3 吉田一真

空気圧ゴム人工筋肉の仕組みの調査や動作環境を整えてくれた。また、買い出しや最終成果物の調整の手伝いを行ってくれた。

(※文責: 福井健人)

9.6 中川瑛斗からの後期評価

9.6.1 福井健人

前期と同様にスケジュールを決め、Fusion360 を用いた製作物の設計や話し合いのまとめを行ってくれた。

9.6.2 村上美里

筋電位計測回路の修正や、発表資料、ポスターの作成を行ってくれた。

9.6.3 吉田一真

村上と協力して回路の修正を行い、物品の買い出し、把持実験を行ってくれた。

(※文責: 中川瑛斗)

9.7 村上美里からの後期評価

9.7.1 福井健人

前期と同様にグループリーダーとして全体をまとめ、話し合いの進行やスケジュール管理を行ってくれた。また、Fusion360 を用いた全体の設計と、新しい動力源を使う上での設計上の工夫の提案、製作物の組み立てとその際の細かい調整や破損してしまった時の修理などを行ってくれた。

9.7.2 中川瑛斗

空気圧ゴム人工筋肉の作成方法を提案し、その製作を行ってくれた。また、空気圧ゴム人工筋とそれ以外のアクチュエータの検討の際に、どちらもその機構を考え、設計、失敗したときの改善も行なってくれた。製作物の組み立てと把持実験、活動内容をまとめ先生への活動報告も行ってくれた。

9.7.3 吉田一真

空気圧の制御に用いるリレーモジュールについて調べ、他の部品とつなげてくれた。また、電磁バルブを制御するプログラムの作成、空気を出し入れするための全体的な回路の組み立て、不具合の修正、必要な物品の買い出しも行ってくれた。製作物の組み立てと把持実験も行ってくれた。

9.8 吉田一真からの後期評価

9.8.1 福井健人

新しい義手の設計及び Fusion360 を用いた義手の制作を行ってくれた。また、製作した義手が破損した際の修正を行ってくれた。グループリーダーとして活動におけるスケジュール管理を行ってくれた。

9.8.2 中川瑛斗

前期で実験を行っていた空気圧ゴム人工筋について義手への導入方法の提案。また、空気圧ゴム人工筋の作成方法を提案してくれた。製作した義手がうまく動かなかった場合の修正、設計を行ってくれた。

9.8.3 村上美里

製作した義手に筋電位を用いて空気を出し入れするための回路の製作及び不具合が生じたときの修正を行ってくれた。また、発表に必要なパワーポイントの発表資料と原稿、ポスターの作製を行ってくれた。

参考文献

- [1] 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:2024/1/02)
- [2] 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への調査”, 情報処理学会第 77 回全国大会, 2015
- [3] 金谷 翔子, 横澤一彦, ”手の身体所有感覚とラバーハンド錯覚”, バイオメカニズム学会誌, 2015, 39(2), pp.69-74
- [4] 田中洋平, ”筋電義手・電動義手の現状と課題”, 日本義肢装具学会誌, 2018, 34(2), pp.110-114
- [5] 粕谷昌宏, 加藤龍, 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, 2016, 58(12), pp.887-899
- [6] 木曾 淳, 関 弘和, ”筋電位信号解析と生活支援機器への応用”, 電気学会誌, 2010, 130(6), pp.356-359
- [7] 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
- [8] MathWorks, <https://jp.mathworks.com/discovery/pulse-width-modulation.html> (最終アクセス日: 2024/01/02)
- [9] 岡崎 安直, 小松 真弓, ”空気圧人工筋を用いたバックドライバブルなパワーアシストアーム”, 日本ロボット学会誌, 2013, 31(6), pp.577-580
- [10] 中村研究室, https://www.mech.chuo-u.ac.jp/nakalab/study/artificialmuscle/artificialmuscle_a.html (最終アクセス日: 2024/01/02)
- [11] 則次 俊郎, ”空気圧ゴム人工筋を用いたパワーアシストウェアの開発”, バイオメカニズム学会誌, 2015, 33(4), pp.222-227
- [12] 日本アニメ・マンガ専門学校, <https://web-jam.jp/40006/> (最終アクセス日: 2024/01/02)
- [13] AUTODESK, <https://www.autodesk.co.jp/products/fusion-360/overview> (最終アクセス日: 2024/01/02)
- [14] RICOH, <https://www.ricoh.co.jp/3dp/lineup/byMethod/> (最終アクセス日: 2024/01/02)
- [15] zortrax, <https://www.zortrax.sin.jp/m200-plus> (最終アクセス日:2024/1/02)