

公立はこだて未来大学 2025 年度 システム情報科学実習
グループ報告書

Future University Hakodate 2025 Systems Information Science Practice
Group Report

プロジェクト番号/Project No.

21

プロジェクト名

生体信号を利用した身体拡張インターフェース～ASHURA～

Project Name

Body augmentation interface using biologic signals ～ASHURA～

グループ名

グループ A

Group Name

Group A

プロジェクトリーダー/Project Leader

山口拓海 Takumi Yamaguchi

グループリーダー/Group Leader

中林沙空 Saku Nakabayashi

グループメンバー/Group Member

伊保内 翔琉 Kakeru Ibonai

鈴木凪 Nagi Suzuki

田辺陽 Haru Tanabe

中林沙空 Saku Nakabayashi

三浦大輝 Daiki Miura

指導教員

櫻沢繁 高木清二 山田恭史 辻義人

Advisor

Sigeru Sakurazawa Seiji Takagi Yasufumi Yamada Yoshihito Tsuji

提出日

2026 年 1 月 21 日

Date of Submission

January. 21, 2026

概要

本研究は、身体拡張技術に焦点を当て、生体信号を利用した身体拡張インターフェースの開発を目的とする。身体拡張を「テクノロジーを活用することで人間の肉体や感覚を強化、補完、付与する技術」と考え、身体機能の補完や新たな可能性について探求した。義手には装飾義手、能動義手、筋電義手の3種類が存在するが、本研究では筋電位を利用した義手の設計に注目し、様々な形状の物体を柔軟に把持し、握ったことを使用者が視界外でも認識できる義手の開発を目的とした。従来のサーボモータを使用する筋電義手は、物体の形状に応じた柔軟な把持が難しいため、マッキベン型人工筋肉を用いた新たな筋電義手の開発を行った。マッキベン型人工筋肉は空気圧によって指が曲がるため、複雑な制御を必要とせず、物体の形状に沿った把持が可能である。また、手のひらに取り付けられた感覚受容器が圧迫され、中の空気が上腕に取り付けられている容器へ移動して膨張させることで、装着者は圧力を感じ取ることができ、視界外でも握ったことを認識することが可能となる。実験では、ピン、テニスボール、ワイングラスなど、様々な形状の物体を用いて、制作した筋電義手の把持能力とフィードバック機能を検証した。その結果、部位ごとに異なる物体の把持に成功した。また、物体の形状や硬度によって、装着者の腕にかかる圧力に違いは生じたものの、握ったことを使用者が視界外でも認識することに成功した。このことから、本研究の目的は達成できたと結論付けた。

キーワード 身体拡張, 筋電位, マッキベン型人工筋肉

Abstract

This research focuses on body augmentation technology, aiming to develop body augmentation interfaces utilizing biological signals. We define body augmentation as “technology that enhances, supplements, or extends the human body and senses through technology,” exploring ways to supplement bodily functions and unlock new possibilities. While prosthetic hands fall into three categories—decorative prostheses, active prostheses, and myopotential—this research focuses on designing myoelectric prosthetic hands. The goal is to develop a prosthetic hand capable of flexibly grasping objects of various shapes and allowing the user to recognize the grasp even when the object is out of sight. Conventional myoelectric prosthetic hands using servo motors struggle with flexible grasping adapted to object shapes. Therefore, a new myoelectric prosthetic hand utilizing McKibben-type artificial muscles was developed. McKibben-type artificial muscles bend fingers using pneumatic pressure, enabling object-contouring grasping without complex control. Additionally, pressure on sensory receptors attached to the palm causes internal air to move into a container attached to the upper arm, causing it to expand. This allows the wearer to sense pressure, enabling recognition of a grasp even when the object is out of sight. In experiments, the grip capability and feedback function of the developed myoelectric prosthetic hand were verified using various shaped objects such as bottles, tennis balls, and wine glasses. The results showed successful gripping of different objects using different hand regions. Although pressure differences on the wearer’s arm occurred depending on the object’s shape and hardness, the wearer successfully recognized the grasp even out of sight. Therefore, it was concluded that the objectives of this study were achieved.

Keyword Body Augmentation, Myopotential, McKibben Type Artificial Muscle

目次

第 1 章	はじめに	1
1.1	背景	1
1.2	目的・課題設定	2
1.2.1	研究目的	2
1.2.2	課題設定	2
1.2.3	提案手法の概要	2
1.2.4	研究の意義	2
第 2 章	関連技術とその活用法	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	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	積分回路 (ローパスフィルタ)	7
2.2.7	電源回路	7
2.3	筋電位測定回路	7
2.4	制御回路	8
2.4.1	制御プログラム	8
2.4.2	Arduino	9
2.4.3	リレーモジュール	9
2.4.4	電磁弁	9
2.4.5	エアタンク	9
2.5	マッキベン型人工筋肉	10
2.5.1	マッキベン型人工筋肉の作成	10
2.5.2	マッキベン型人工筋肉の収縮原理	10
2.6	成果物の設計	11
2.6.1	3D モデリング	11
2.6.2	3D プリンタ	11
2.6.3	義手のモデリング	11
2.6.4	義手の印刷と組み立て	13
2.7	屈曲・伸展の構成	13
2.8	フィードバック装置	13
2.8.1	パスカルの原理を利用した基本構造	13
2.8.2	空気伝達機構, 感覚受容部	14
2.8.3	感覚提示部	15

2.8.4	土台	15
第 3 章	結果	17
3.1	最終成果物	17
3.2	制作物を用いた検証の結果	17
第 4 章	考察	19
4.1	様々な形状の把持について	19
4.2	動作不良の原因	19
4.3	フィードバック装置について	19
4.4	装着感について	20
第 5 章	結論	21
	参考文献	22

第1章 はじめに

1.1 背景

身体拡張とは、身体運動に付随して動く対象を自分の身体の一部であるかのように知覚し [1]、身体の機能を拡張・代替・補完することを指す。身体拡張の研究分野では、身体の機能を拡張・代替・補完するさまざまな技術が検討されており、外骨格、義肢などが代表的な研究対象として挙げられる。この分野において、義手は失われた身体機能を補い、日常生活動作を支援するものとして位置づけられる。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人に対し、失われた機能を補うために作られ、使用される人工の手である [2]。

義手にはさまざまな種類があり、構造別に大きく分けると、「装飾義手」「能動義手」「動力義手」が挙げられる。「装飾義手」は外観の補完が目的の義手である。このため、装飾義手では能動的な動作は不可能である。「能動義手」は肩や腕など体の残存部位の動きを用いて動作させる義手の総称である。能動義手は制御入力としてワイヤを用いる。しかし、義手の開閉のために肩を動かしてワイヤをけん引する必要があり、操作が直感的でない場合が多い [3]。「動力義手」は、体の部位などによらず、バッテリーとモーターなどの外部動力を用いて駆動される義手である。動力義手の制御入力としては、筋電位などが用いられる。筋電位は筋肉が活動する際に発生するため、個人の意思によって制御可能な随意筋と密接に関係している。筋電位を制御信号として活用することで、使用者の意志に基づいて義手を操作することが可能となる。計測した筋電位を義手が駆動するための制御入力として用いる義手を「筋電義手」という。筋電義手は、残存している筋活動をトリガーとして動作させることができる。そのため、能動義手に比べて、直感的な制御が可能である。

しかし、従来の筋電義手には課題が2つ存在する。1つ目は、把持対象の形状や太さに応じて適切な関節角度を調整することが困難であり、把持対象への適応性が低いという問題である。2つ目は、筋電義手には人間のような神経系が存在しないため、義手が対象物に接触した際の圧覚や温度などの感覚情報を使用者に伝達することが困難であるという問題である。このことから、本研究では身体拡張の一環として、筋電義手の製作に取り組む。この感覚情報の伝達において重要な役割を果たすのが触覚である。本研究ではこの触覚のうち、「圧覚」に注目した。圧覚は皮膚の変形やひずみによって生じる、押しつけられるような感覚である。一般には触覚と同義に用いられるが、皮膚表面で生じるものを触覚、皮膚の深部で生じるものを圧覚と区別する場合もある。本研究では触覚と圧覚を区別して扱う [5]。健常者において、一度掴んだ物体を保持しているかの確認は主に圧覚によって行われる。一方、感覚を持たない従来の義手では、視覚情報だけに依存して操作を行う必要がある。そのため、常に視覚による監視が必要となり、使用者に余分な負担を与える。また、視野外での外的要因により故障するリスクも存在する。この問題を解決するため、感覚フィードバック機能の開発が重要な研究課題となっている。これまでに、感覚フィードバック手法の研究・開発が行われてきた。森田らは義手に取り付けられた圧力センサーで対象物との接触を検出し、上腕部に装着したベルトをモーターで巻き取ることで上腕を圧迫する感覚フィードバック装置を開発している [6]。この研究により感覚フィードバック手法の有効性が示された。しかしながら、センサー検出から提示までにタイムラグが生じるという課題がある。

以上の背景を踏まえ、本研究では、把持時に生じる圧力をそのまま伝達可能であり、構造が単純で低遅延な空気圧伝達方式を採用する。加えて、義手の駆動方式には、指を駆動するワイヤに、空気圧によって収縮・弛緩する特性を持つマッキベン型人工筋肉を接続した方式を採用する。空気を1本のチューブから5つのマッキベン型人工筋肉に供給する構成とすることで、各指を個別に角度制御することなく、指を引くワイヤにほぼ均一な張力を与えることができる。このため、各指は把持対象との接触に応じて受動的に動作し、結果として指の動きが把持対象の形状に適応する。以上のような、筋電位による直感的な操作と、空気圧によるリアルタイムな感覚提示を統合することで、手首を失った方の生活の質を改善し、身体拡張に寄与する筋電義手の実現を図る。

1.2 目的・課題設定

1.2.1 研究目的

本研究の目的は、手首を失った人を対象とした、様々な形状の物体をその形状に沿って把持でき、使用者が物体を掴んでいることを直感的に認識できる義手システムの開発をすることである。

1.2.2 課題設定

従来の筋電義手では、視覚による確認への依存が大きく、把持状態を直感的に把握することが困難である。この問題を解決するため、本研究では圧覚に着目し、圧力変化を再現する感覚フィードバック機能を筋電義手に付加することを課題とする。圧力変化の再現として、低遅延かつ圧力を直接伝達できる点から空気圧伝達を採用する。この圧覚を義手に取り入れることで、使用者は掴んでいる情報をより感覚的に得ることが可能になる。このフィードバックシステムは感覚受容部と感覚提示部に分かれている。感覚受容部として把持時に圧縮される柔軟な構造体を用いることを想定し、素材、サイズ、配置の各要素に課題点が存在している。素材やサイズ面では、物体の把持によって破損しない耐久性と高い収縮率を持つ素材と、使用者が感じ取れる量の空気を送るための多い体積が要求される。また配置面においては、設置スペースの確保に加え、把持対象物が確実に感覚受容部を圧縮できるよう、指先ではなく手のひらへ配置することが必要となる。感覚提示部では、伝達された空気を余すことなく、使用者に圧力をかけられる機構が要求される。

1.2.3 提案手法の概要

本研究では、感覚受容部と感覚提示部として柔軟な密閉容器2つをチューブで接続した感覚フィードバック構造を使用した。この構造はパスカルの原理に基づき、片側の容器に圧力が加かった際にもう一つの容器に空気が流れ膨張し、圧力が抜けると容器自体の弾性力により元の形状に戻るといった特性をもつ。この仕組みを利用することで、簡易かつ低遅延な圧力伝達を実現できると考えた。また、筋電義手の駆動方式として、空気圧を利用して収縮・弛緩する特性を持ち、指の動きが対象物の形状に適応しやすいマッキベン型人工筋肉を用いる。筋電位計測によって得られた信号に基づいて空気圧制御を行い、指の動作を制御する。

1.2.4 研究の意義

本研究は、把持状態の圧覚フィードバックを空気圧により低遅延で提示する点に新規性がある。これにより、使用者は視覚に依存せず把持状態を確認でき、作業効率の向上が期待される。また、

Body augmentation interface using biologic signals ～ASHURA～

筋電位に基づく直感的な制御と組み合わせることで、従来の装飾義手や能動義手では困難であった精密な操作の実現が期待される。

第 2 章 関連技術とその活用法

2.1 筋電位

筋電位とは、筋細胞の膜上で生じる活動電位で、筋収縮に伴って観測される電気信号である。筋細胞は、運動神経からの電気刺激を受けると、細胞膜に存在する電位依存性ナトリウムチャンネルが開口し、細胞外からナトリウムイオン (Na^+) が急速に流入する。この結果、静止状態で大きな電位差が保たれていた細胞膜において、 Na^+ の流入により膜内外の電位差が大きく減少する方向に変化し、脱分極が生じる。続いて、電位依存性カリウムチャンネルが開き、カリウムイオン (K^+) が細胞外に流出することで、膜電位は元の状態へと回復する過程である再分極が起こる。このような電位変化は筋細胞の表面に沿って伝導し、神経刺激が筋全体へと広がっていく。同時に、脱分極は筋細胞内の筋小胞体に作用し、カルシウムイオン (Ca^{2+}) の放出を引き起こす。放出された Ca^{2+} はトロポニンに結合し、ミオシンとアクチンの相互作用を可能にすることで筋収縮が開始される。これらの一連の過程に伴い発生する電氣的信号は、皮膚表面に配置した電極によって検出され、筋電位として記録される。

2.2 筋電位計測

筋電位の計測には、侵襲的手法と非侵襲的手法の 2 つが存在する。侵襲的手法では、針電極を直接筋肉内に刺入し、刺入部位周辺の筋繊維から発生する活動電位を計測する。この方法は、局所的かつ高精度な筋電位の取得が可能であり、ノイズの影響も少ない。一方で、電極の刺入や筋収縮時に痛みを伴い、対象者への負担が大きくなる。また、広範囲の筋活動を計測するためには、複数部位への電極挿入が必要となる。本グループでは、被験者への負担を避けるため、非侵襲的手法である表面筋電位計測を採用した。これは皮膚表面に 2 つの電極を筋繊維に沿って貼付し、その間の電位差として筋電位を計測する方法である。この手法は痛みがなく、比較的広範囲の筋活動を一括して取得できる利点があるが、皮膚・皮下組織を通じて信号を取得するため、ノイズの混入や信号の微弱化といった課題が生じる。そこで本研究では、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信号処理回路を用い、同相ノイズや低周波成分を除去するとともに信号の増幅と平滑化を行った。これにより、筋電位信号から筋収縮の有無や強さを反映した時間的に滑らかな信号を抽出し、義手の制御に利用可能な筋活動量として出力できるようにした。

2.2.1 アクティブ電極

筋電位の計測では、皮膚のインピーダンスが高いため、筋電位という微弱な電気信号が電極 - 回路間で減衰しやすく、外来ノイズの影響を受けやすいという問題がある。インピーダンスとは、抵抗成分とリアクタンス成分を合わせた量であり、電気信号の伝わりにくさを表す指標である。このような皮膚由来の高インピーダンスの影響を低減するため、本グループではアクティブ電極を用いた。アクティブ電極は、電極直後にオペアンプを配置した高入力インピーダンス回路を内蔵しており、皮膚表面で生じる電圧信号をほとんど負荷をかけずに受け取ることができる。その結果、皮膚

インピーダンスによる信号振幅の低下やノイズの重畳が抑えられ、筋収縮に伴う電位変化を電圧信号としてより忠実に回路へ伝達できるようになる。アクティブ電極の回路図を図 2.1 に示す。

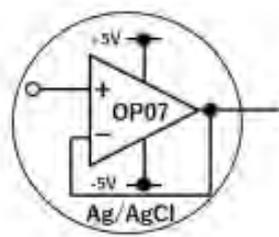


図 2.1 アクティブ電極

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て出力する回路である。筋電位を計測する際には、周囲の電子機器や電源線などから同相ノイズが混入することがある。同相ノイズとは、2つの入力端子に共通して現れ、同じ大きさで現れるノイズ成分のことであり、主に商用電源に由来する50Hzの電磁誘導によって発生する。このような誘導ノイズは、2つの電極で同時に測定され、信号の精度を損なう要因となる。今回の計測では、差動増幅器を用いることで、2つの電極で同時に検出される同相ノイズを除去し、筋電位の差動成分のみを正確に得ることが可能となった。差動増幅器の回路図を図 2.2 に示す。

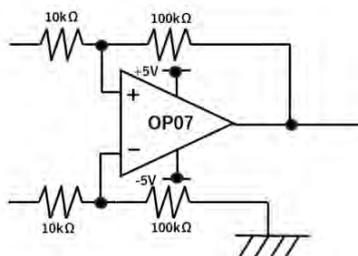


図 2.2 差動増幅器

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あり、設定したカットオフ周波数以上の交流信号成分を通過させ、カットオフ周波数以下の成分を減衰させる機能を持つ。特に20Hz未満の低周波成分には、体動や電極のずれなどによるノイズが多く含まれ、これが筋電位信号のSNを低下させる。筋電位測定の精度を向上させるために、カットオフ周波数を20Hzに設定した4次のハイパスフィルタを用いた。4次ハイパスフィルタの回路図を図 2.3 に示す。

2.2.4 非反転増幅器

非反転増幅器とは、入力信号と同じ極性のまま、信号を増幅して出力するオペアンプ回路である。入力インピーダンスが高く、信号源に負荷をかけにくいため、微弱な筋電位を歪みなく増幅す

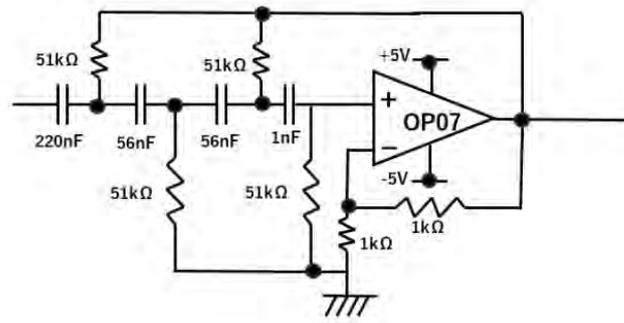


図 2.3 ハイパスフィルタ

るのに適している。本回路では、差動増幅器とハイパスフィルタで処理した信号を、非反転増幅器によって増幅を行った。非反転増幅器の回路図は図 2.4 に示す。

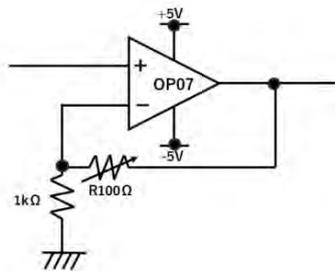


図 2.4 非反転増幅器

2.2.5 半波整流器

半波整流器とは、交流信号の正または負の一方の極性のみを通過させ、他方を遮断する回路である。筋電位信号は交流成分を含むため、そのままでは Arduino では処理できない。Arduino のアナログ入力のダイナミックレンジは 0~5V であり、負の電圧を直接扱うことができないため、本回路では半波整流器を用いて、正の半周期のみを出力する処理を行った。これにより、負の電圧を含む筋電位信号を Arduino で安全に読み取ることが可能となった。半波整流器の回路図は図 2.5 で示す。

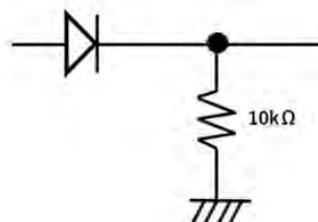


図 2.5 半波整流器

2.2.6 積分回路 (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あり、設定したカットオフ周波数以下の交流信号成分を通過させ、カットオフ周波数以上の成分を減衰させる機能を持つ。筋電位信号は整流後も高周波成分を含むため、筋電位の強弱を定量的に評価するためには、時間的な積分による平滑化が必要となる。そこで、積分回路としてローパスフィルタを用いることで、整流後の筋電位信号から筋活動の強度を反映した振幅包絡を抽出した。この処理によって得られる信号は、筋電位の瞬時的な変動ではなく、筋収縮の強さに対応したゆるやかな電圧変化として表される。振幅包絡は筋活動量を定量的に表す情報であるため、閾値判定などの制御処理に直接利用しやすい。その結果、義手の開閉動作を筋活動の強度に基づいて安定して制御することが可能となった。積分回路の回路図を図 2.6 に示す。

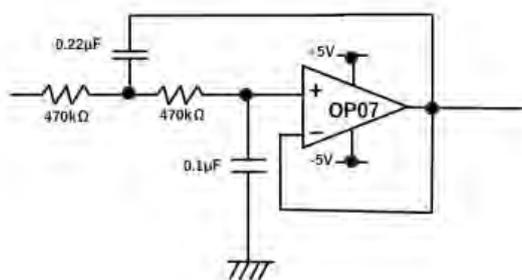


図 2.6 積分回路

2.2.7 電源回路

本回路では、オペアンプやマイコンなどの電子部品が安定して動作するよう、±5V の電源を供給する電源回路を構成した。市販の AC アダプタやバッテリーから得られる電圧はそのままでは変動が大きいため、入力電圧を安定化させる目的で三端子レギュレータを使用した。正電圧用と負電圧用のレギュレータをそれぞれ用いることで、+5V と-5V の双電源を生成し、回路に安定した電力を供給している。この構成により、電圧変動やノイズの影響を抑え、精度の高い計測と動作制御が可能となった。実際に製作した電源回路は図 2.7 のようになった。回路図は図 2.8 で示す。

2.3 筋電位測定回路

筋電位を義手の制御に利用可能な筋活動量として計測するため、本プロジェクトではアクティブ電極と信号処理回路を組み合わせた筋電位測定回路を製作した。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、紫外線で硬化するレジンで固定したものである。測定回路は、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ており、抵抗やコンデンサ、オペアンプ、可変抵抗、ダイオードを配線図を基に、はんだ付けして製作した。実際に製作した筋電位測定回路は図 2.9 のようになった。回路図は図 2.10 で示す。

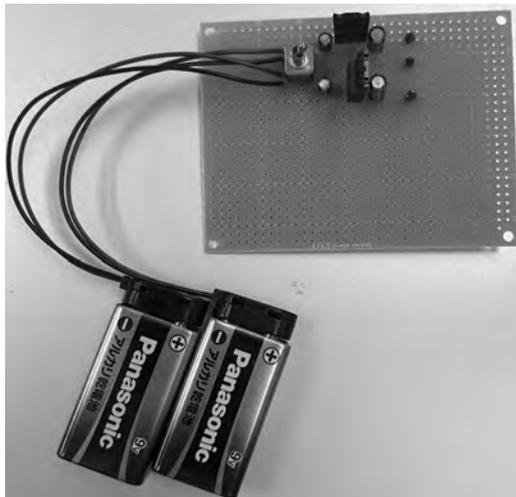


図 2.7 電源回路

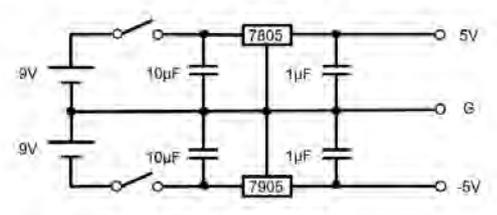


図 2.8 回路図

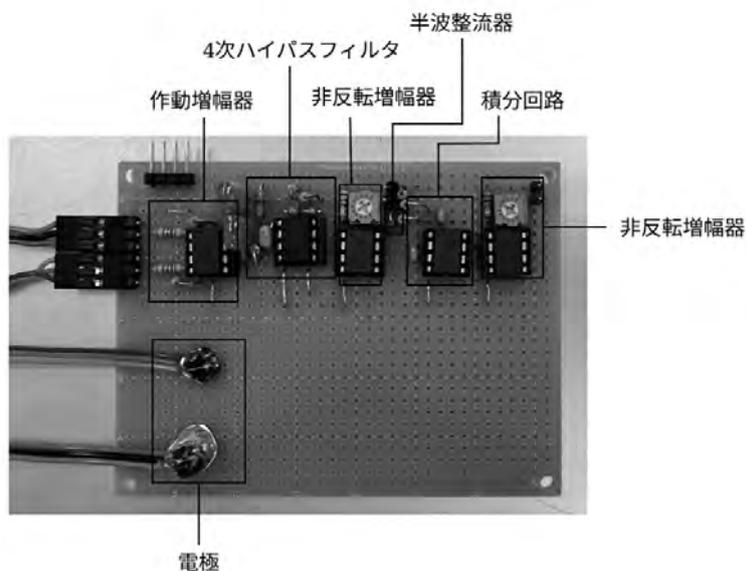


図 2.9 筋電位測定回路

2.4 制御回路

2.4.1 制御プログラム

本グループでは、筋電位の大きさに応じて義手が「開く」「握る」の二つの動作を行う制御プログラムを作成した。筋電位測定回路によって処理されたアナログ信号を Arduino に入力し、A/D 変換によって数値化する。得られた信号が設定した閾値を超えているかどうかによって、状態を二つに分類する。義手が開く状態であり、このとき電磁弁を閉じて空気圧の供給を止める。もう一つは義手が握る状態で、電磁弁を開放して空気圧を供給する。これにより、使用者の筋電位による直感的な開閉制御を実現した。

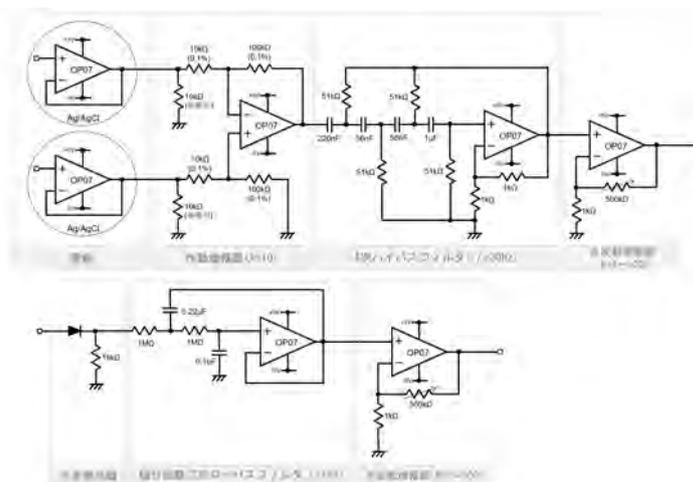


図 2.10 回路図

2.4.2 Arduino

本グループでは、筋電位信号の処理と義手の制御を行うために、Arduino Uno を使用した。Arduino Uno は、扱いやすくプログラミングが容易なマイコンボードであり、アナログ信号をデジタル値に変換可能な A/D 変換機能を備えている。筋電位測定回路から得られるアナログ電圧信号を Arduino Uno に入力し、この A/D 変換機能によって数値化することで、筋肉の活動強度をデジタル信号として把握できるようにした。変換されたデータは、義手の動作制御に必要な判断基準として用いられている。

2.4.3 リレーモジュール

本グループでは、Arduino からの制御信号で電磁弁を操作するためにリレーモジュールを使用した。リレーモジュールは、マイコンの出力する低電圧・低電流の信号を用いて、より高電圧・高電流の機器を安全に ON/OFF 制御するための装置である。Arduino のデジタル出力ピンからリレーモジュールに信号を送ることで、電磁弁の開閉を電氣的に切り替えることができる。このようにして、使用者の筋電位に応じた義手の動作制御を実現した。

2.4.4 電磁弁

電磁弁とは、電気信号によって空気の流れを切り替える空気圧制御用の装置である。3ポート電磁弁 (USG3-6-1-B-DC12V, CKD) を用い、圧縮空気の供給および排気を切り替える ON / OFF 制御を行った。Arduino からの制御信号はリレーモジュールを介して電磁弁に入力され、電磁弁が解放時にはマッキベン型人工筋肉へ圧縮空気が供給され、閉鎖時には空気の供給が停止される。これにより、義手の「握る」「開く」という二つの動作を切り替えている。

2.4.5 エアタンク

エアタンクとは、空気を圧縮し、その圧縮された空気を空気圧機器へ供給するための装置である。本グループでは、SR-035 というエアタンクをマッキベン型人工筋肉を動作させるための圧縮空気源として使用した。エアタンクによって一定の空気圧を安定して供給することで、義手の滑ら

かで柔軟な動作を実現している。

2.5 マッキベン型人工筋肉

本製作物では、筋電義手の指を動かすためにマッキベン型人工筋肉を用いた。マッキベン型人工筋肉は、主にチューブ、スリーブから構成される。チューブには弾性を持つゴムやシリコンなどの素材が使用され、その外側には格子状に編み込まれた繊維製のスリーブで覆われている。空気圧を注入すると、チューブが膨らむと同時に長軸方向に収縮し、力を発生させる。我々はこのマッキベン型人工筋肉を作成し、その収縮によって PE ラインを引くことで、指の屈曲および伸展を行う構造とした。

2.5.1 マッキベン型人工筋肉の作成

マッキベン型人工筋肉を製作するにあたり、図 2.11 および図 2.12 に示すような編組チューブと、シリコン製のゴムチューブを採用した。シリコン素材を選定した理由は、高い収縮率と耐久性を有しているためである。製作手順としては、まず編組チューブにゴムチューブを挿入し、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ることで、気密性を確保した。そして、チューブのそれぞれ両端を結束バンドで固定した。マッキベン型人工筋肉のサイズは直径 7mm、長さ 30cm とし、手の大きさに最適化したマッキベン型人工筋肉を図 2.13 に示す。これに空気を送ることで 2cm の収縮が確認できた。



図 2.11 シリコンチューブ



図 2.12 編組チューブ

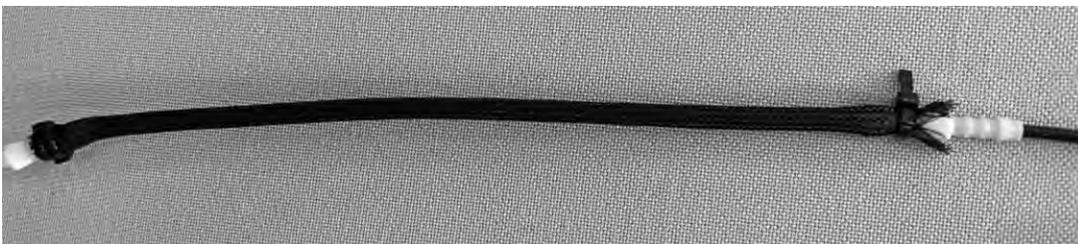


図 2.13 マッキベン型人工筋肉

2.5.2 マッキベン型人工筋肉の収縮原理

シリコンチューブの内部に空気圧を注入すると、チューブは外径方向に膨張し、繊維構造の繊維軸方向にそって分子が並ぶ構造異方性によってチューブは長軸方向に収縮し、その収縮力がけん

引力として外部へと伝達される。これにより、物体を引っ張る運動が実現される。

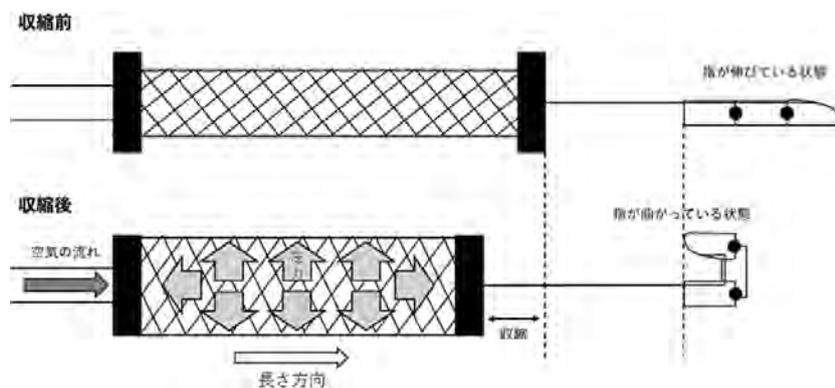


図 2.14 マッキベン型人工筋肉の収縮原理

2.6 成果物の設計

2.6.1 3D モデリング

今回我々は、コンピュータを利用して立体構造物の設計支援を行う 3 次元 CAD (Computer-Aided Design) ツールを用いて、筋電義手の筐体設計を行った。この際には、Autodesk 社が提供している高機能なクラウドベースの 3 次元 CAD ソフトウェアである Fusion 360 を使用した。

2.6.2 3D プリンタ

3D プリンタとは、デジタルデザインデータを基に三次元オブジェクトを物理的に作成する装置である。この技術は積層造形 (Additive Manufacturing) とも呼ばれ、材料を層ごとに積み重ねて形状を構築する方式である。本製作では、3D モデリングを行った後に 3D プリンタを用いて、製作物の組み立てに使用する各種パーツの造形を行った。

2.6.3 義手のモデリング

義手のモデルを Fusion 360 を用いて作成した。各部品寸法の寸法は表 2.1 に示す。図 2.15 は指のモデルであり、伸展機構の調整を容易にするため、爪甲側に複数の直径 2 mm の穴を設けている。図 2.16 は、指を取り付けるための指支持部品と、糸を経由させる支持部品である。各部品の前方には滑車をはめ込む構造を設け、糸による制御がより滑らかに行えるように設計した。なお、滑車には図 2.17 の NT 型網戸用の戸車を使用した。図 2.18 は手のひら部分のモデルである。裏側には、図 2.16 の部品を内部に収めることで、空間を効率的に活用した構造となっている。表側には後述する感覚受容部となる容器をはめ込むための空間を設けた。また、その容器につながるチューブを手の裏側に通すため、手首に直径 15 mm の穴を設けている。そして、各部品にはモデリングの段階で直径 4.5mm の穴を設け、M4 サイズの鍋小ねじを用いて固定・結合している。



図 2.15 指部品

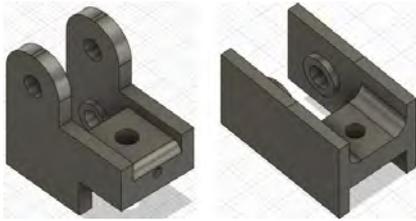


図 2.16 指支持部品 (左), ワイヤ支持部品 (右)

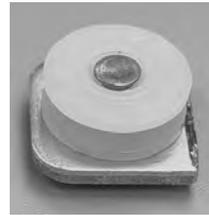


図 2.17 使用した滑車

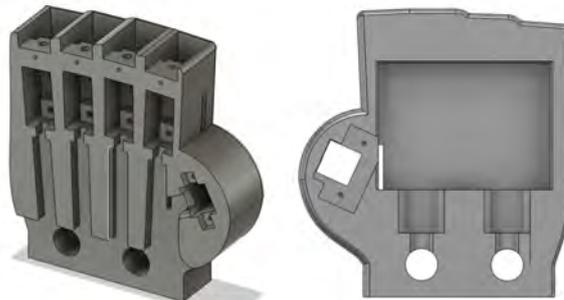


図 2.18 手のひら部品

表 2.1 各部品の寸法

部品名	縦 [mm]	横 [mm]	奥行 [mm]
指部品	124	15	15
指支持部品	30	17.5	30
ワイヤ支持部品	15	15	26
滑車	5	15	15
手のひら部品	133	125	33

2.6.4 義手の印刷と組み立て

各部品を 3D プリンタで造形するため、まず Fusion 360 で作製した各パーツを STL ファイルとして出力した。次に、それらの STL ファイルを 3D プリントサポートソフトウェアである Z-SUITE に取り込み、パーツの配置角度や高さの調整、およびサポート材の設定を行った。設定完了後、データを Z-SUITE に最適化されたコードファイルとして保存し、3D プリンタ「Zortrax M300 Plus V2」を用いて印刷を行った。印刷完了後、出力された各パーツを組み立て、義手の部分を作製した。

2.7 屈曲・伸展の構成

義手の指を屈曲・伸展させるための動力源として空気圧を用いた。指を屈曲させるための素材には、引張強度が高く、軽量かつ低伸度である PE ラインを採用した。PE ラインは指先の腹側に固定され、指の腹側に沿って義手内部を通し、手のひら内部の滑車を経由して、手の甲側から出た先端をマッキベン型人工筋肉の一端に接続している。屈曲時には、エアタンクからマッキベン型人工筋肉に空気が送られ、人工筋肉が収縮する。その結果、人工筋肉に接続された PE ラインが引かれ、指が屈曲する構造となっている。一方、屈曲した指を伸展させるための素材には、コスト面および扱いやすさに優れた幅 7 mm の平ゴムを用いた。平ゴムは指先の爪甲側に 2.4 mm の木ねじで固定され、伸ばした状態で各指の背側から義手の第 3 関節部にかけて取り付けられている。指が屈曲状態にある際、エアタンクからの空気が抜けると、平ゴムの弾性力によって指が自動的に伸展する仕組みである。

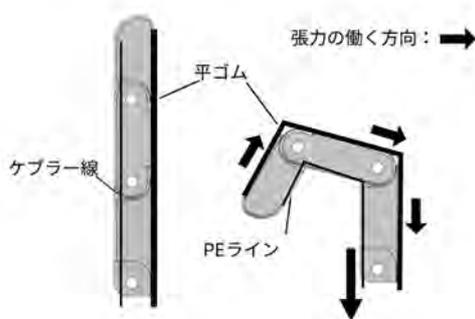


図 2.19 屈曲・伸展の構成

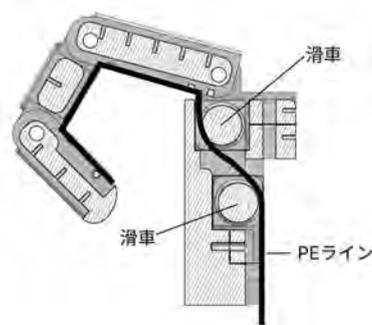


図 2.20 滑車を組み込んだ構造

2.8 フィードバック装置

2.8.1 パスカルの原理を利用した基本構造

図 2.21、図 2.22 に本システムの基本構造を示す。二つの容器はナイロンチューブによって接続され、内部は空気を満たされた密閉系を構成している。一方の容器が外力によって圧縮されると、内部空気の圧力が上昇し、チューブを介してもう一方の容器へと伝達される。その結果、反対側の容器が膨張する。このように、一方を押す操作が他方の変形として現れる構造となっている。この圧縮される容器を感覚受容部、それにより膨張する容器を感覚提示部としてフィードバック装置に

応用した。

これにより、圧覚で物体を把持している情報を表現され、使用者は物体の接触状態を認識することが可能となる。



図 2.21 物体の把持前

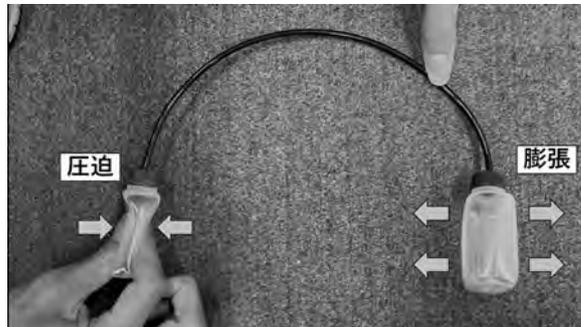


図 2.22 物体の把持後

2.8.2 空気伝達機構，感覚受容部

感覚受容部には、図 2.23 のポリエチレン製容器を用いた。容器は義手の手のひらの表に配置され、物体を把持した際に物体との接触圧によって圧縮される。これにより容器内の空気が加圧され、ナイロンチューブを通じて感覚提示部へ送られる仕組みとなっている。本機構は、センサや電源を必要とせず、機械的かつ受動的に圧力を発生させることが可能である。



図 2.23 ポリエチレン容器

2.8.3 感覚提示部

感覚提示部には、感覚受容部として使用した容器と同一構造の容器を用いた。図 2.24 に示すように、本研究では容器を伸縮バンドに取り付け、使用者の上腕を挟み込む形で装着する構造とした。この取付方法は、把持時に生じる圧覚フィードバックをより明確に知覚させることを目的としている。皮膚の片側のみを圧迫する場合と比べ、腕を挟むように配置することで、容器の膨張による圧力が集中して作用し、圧力刺激を感じやすくなる。

なお、感覚提示部として、細い棒状の部材により上腕を局所的に圧力を加える方式も検討した。しかし、刺激面積が小さいため圧力の有無を十分に知覚しにくいこと、および駆動機構の追加による装置構造が複雑化することから、本研究では構造が比較的単純で、かつ広い接触面積による安定した圧覚提示が可能な空気圧方式を採用した。



図 2.24 感覚提示部

2.8.4 土台

義手、マッキベン型人工筋肉、フィードバック装置を一体化した装置として扱うため、我々は使用者に装着可能な図のような装着型土台を製作した。土台の素材としては MDF を用いて、加工にはレーザーカッターを使用した。装着時の安定性向上を目的として、腕と接触する外周部のみを積層し厚みを持たせ、装着には伸縮バンドを用いた。義手と土台の結合には、ステーと 2.5 mm の木ねじを用いた。また、図 2.25 のような固定部品を 3D プリンタで製作し、土台に組み込むことでマッキベン型人工筋肉とフィードバック装置のチューブを固定した。

本デバイス全体の質量や重量感についての定量的な評価は行っていない。しかし、装着型デバイスにおいて重量物が先端側に偏ると、装着時の安定性が低下し、使用者に違和感を与える可能性があることを考慮した。そこで、重量分布そのものの最適化ではなく、装着バンドの配置に着目した設計を行った。具体的には、義手およびマッキベン型人工筋肉を含む装置全体を安定して保持できるよう、伸縮バンドの取り付け位置を調整し、前腕部にかかる荷重を分散させる構造とした。

これにより、重量物が先端側へ偏る構成であっても、装着時のずれや回転を抑制し、実使用における安定性を確保している。

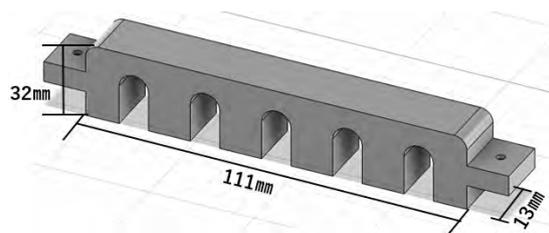


図 2.25 固定部品

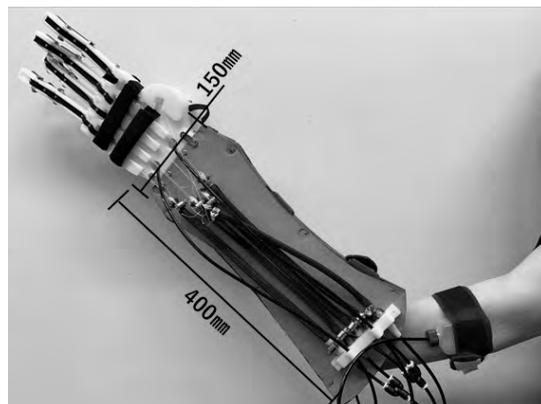


図 2.26 一体化した装置

第3章 結果

3.1 最終成果物

今回作成した制作物のシステム図を以下の図 3. 1 に示す。我々は義手の指を動かす動力源として空気圧を用いた。この義手では筋電位計測回路で得た筋電位信号を Arduino で処理し、リレーモジュールを介して電磁弁を制御している。そして電磁弁が開くことでエアタンクから空気がマッキベン型人工筋肉に送られ、人工筋肉が収縮する。さらに、人工筋肉に取り付けられた糸が引かれ、指を屈曲させる。屈折し、物体を把持したとき、掌に取り付けられた感覚受容器が圧迫される。その際に、中の空気が上腕に取り付けられている容器へ移動して、膨張する。これにより装着者は圧力を感じ取ることが出来る。しかし、物体の硬度や形状によって上腕にかかる圧力が十分に得られない場合があった。

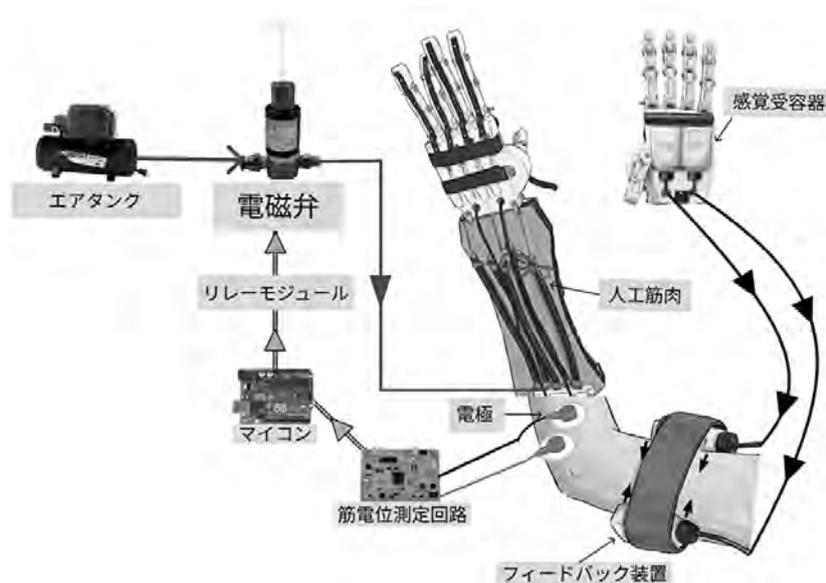


図 3.1 システム全体図

3.2 制作物を用いた検証の結果

本研究の目的に、「様々な物体を形状に沿って把持すること」と「物体をつかんでいることを直感的に認識できること」がある。この目的が達成されているかを判断するために制作物を用いて検証を行った。初めに目的の一つ目にある「様々な物体を形状に沿って把持すること」については、ピン、テニスボール、ワイングラスなどの形状が違うものを用意し、制作物で把持することができるかの検証を行った。電極を健常被験者の前腕に取り付け、物体に制作物を近づけた状態で筋電位を計測し、物体を把持できるかどうかを確かめた。この際、ピンを把持したときの様子を図 3. 2、テニスボールを把持したときの様子を図 3. 3、ワイングラスを把持したときの様子を図 3. 4 に示す。これらの図のように物体に沿って指が受動的に屈曲し、柔軟な把持が可能であることが確認できた。またこの一連の動作は複雑な動作を必要としていない。このことから複雑な制御を用いず

に柔軟な把持が可能である。次に目的の二つ目にある「物体をつかんでいることを直感的に認識できること」については、一つ目の検証の際に用意した物体を把持したときに装着者が圧力を感じることができるかの検証を行った。フィードバック装置と電極を健常被験者の前腕に取り付け、物体に制作物を近づけた状態で筋電位を計測し、物体の把持を行った。その際に装着者はフィードバック装置による上腕への圧力を感じることができたか確認を行った。その結果、装着者は把持を行った際に上腕に圧力を感じることができた。これらの検証から、対象物の形状に応じて柔軟に把持できることが確認された。また把持をした際に、圧力を感じられることから、視界外においても把持を認識できることが確認された。

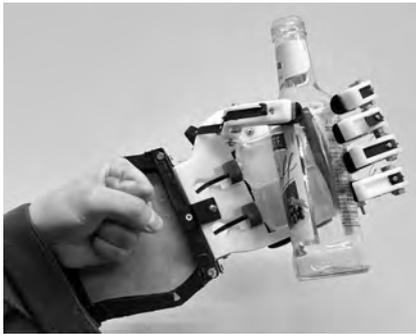


図 3.2 ビンを把持したときの様子

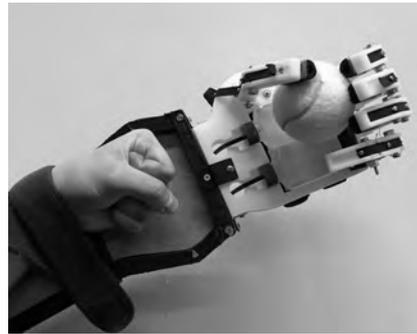


図 3.3 テニスボールを把持したときの様子



図 3.4 ワイングラスを把持したときの様子

第4章 考察

4.1 様々な形状の把持について

検証結果から、様々な形状の物体を、把持可能であることを確認した。加えて、指の付け根に滑車を導入することで、糸を引っ張った際に摩擦を減らすことが可能となった。マッキベン型人工筋肉を使用することで、空気圧で人工筋肉を膨張、収縮させることで力を分散しながら物体を把持することが可能となった。

4.2 動作不良の原因

本実験では元々動作ができていたが、中間発表の時点では筋電位が読めなくなった。これについて原因は、電極で読み取る筋電位にノイズが乗っていたことや、同じ電源で複数の機器を同時に使用すると、誘導ノイズが発生し筋電位計測が不安定になった事があげられる。そのため、筋電位計測回路の見直しと、ノイズを減らすために、設置部分の固定方法を変えて、設置部分のずれを減らしたところ計測することに成功した。加えて、電源を独立させ誘導ノイズを発生しないようにした。また Arduino のコード部分にも変更を加えており、正しい筋電位による信号かノイズによる不正確な信号かを見分けるために、正常値を記録しその値と急激な変化が起きているかを調べ、変化がなければその値を正常値とみなし、変化があればその後読み取る5回の信号と比較して同じであれば正常値とみなすコードを導入することで異常値による誤作動を減らす事に成功した。

4.3 フィードバック装置について

検証結果から、物体を把持することで上腕に圧力がかかり、視覚に頼らずに物体を握っているかどうかを認識できることが確認された。しかし、物体の硬度や形状によって上腕にかかる圧力が十分に得られない場合があることが明らかとなった。柔らかい物体や、接触面積が小さい形状の物体は掌にかかる圧力が弱くなるため、結果として上腕にかかる圧力も弱くなった。このフィードバックの強度は、装着者が把持を正確に認識するために不可欠である。圧力が弱い場合、装着者が把持しているにもかかわらず、把持していないと誤認してしまう可能性がある。この点を踏まえると、本研究の目的自体は達成しているものの、装着者にとって扱いやすい義手としては改善の余地が残ると考えられる。この問題は、感覚受容器の材質が硬いことや、感覚受容器の取り付け位置が適切でないことが原因として考えられる。したがって、感覚受容器の材質の変更や取り付け位置の再検討など、上腕に十分な圧力を伝達できるようフィードバック機構の構造を改善する必要がある。また、装着者が圧力を感じることができるとの検証においての評価が、義手使用者の主観的な感覚に依存している点にも課題がある。本来の評価には圧力の単位を明記したうえで、体のどの部分に圧力がかかったかを定量的に示す必要がある。しかし、本研究では「圧力を感じた」という主観的判断に基づいて評価しており、客観的なデータとしての信頼性が十分ではない。したがって、評価方法を定量的な計測手法に変える必要がある。

4.4 装着感について

製作した筋電義手は、装着自体は可能である。しかし使用性の観点から二つの課題が明らかとなった。一つ目は、安定性である。従来の義手では、最初に固定する強度を調節するため2人必要になるが、それ以降はハーネスの着脱のみで、義手の装着が可能であり、一人でも義手の装着が容易である。しかし、本研究で作成した義手では、マジックテープを用いて固定しているため、一人で完全に固定することは困難である。したがって、一人で装着を行うと腕に固定する力が十分ではない。その結果、安定性が低くなり、使用性に問題が生じてしまう。このことから一人での装着が容易ではないという課題を有している。二つ目は、義手全体が重い点である。マッキベン型人工筋肉を設置するため、土台に広い面積を必要とした結果、義手全体が重くなり、長時間の使用では装着者に負担が生じる可能性がある。これらの課題は、義手の扱いやすさに直接影響する要因である。本研究の目的は達成されたものの、装着者が日常的に使用することを想定した場合、操作性や快適性の面で改善の余地が残る。今後は装着がしやすく固定できる方法の再検討、土台素材の軽量化、構造の縮小化など設計の改善が必要である。

第 5 章 結論

本研究の目的は、様々な物体を形状に沿って把持でき、握ったことを使用者が視界外でも認識できる義手の開発である。マッキベン型人工筋肉を用いて、筋電義手を制作し、動作を成功させた。また、フィードバックシステムを用いて、物体を把持した際に、義手の装着者は把持したことを認識することができた。このことから、義手の操作を視覚外でも認識しながら使用することができた。これは手首を失った方々の生活において、義手の動作を視覚外で認識し、本来の手に近づいた動作が可能である。よって、本研究の目的は達成できたと結論付けた。しかし、装着のしにくさや義手の重量についての問題を解決することで、より実用的な技術へと発展させられると考える。

参考文献

- [1] 岡原 浩平, 岡原 浩平, 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」, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol.19,No.3, pp.349-355, 2014
- [2] 国立障害者リハビリテーションセンター, https://www.jstage.jst.go.jp/article/johokanri/58/12/58_887/_pdf/-char/ja(最終アクセス日:2025/7/11)
- [3] 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”, 国立研究開発法人 科学技術振興機構, 2016, pp887-899
- [4] 公益財団法人, 中谷財団, <https://storage.nakatani-foundation.jp/main/p/uploads/8c965e9a987cc81d7d0eaade76ac87e3-1.pdf>(最終アクセス日:2025/7/16)
- [5] 一般社団法人, 日本機械学会, <https://www.jsme.or.jp/jsme-medwiki/doku.php?id=17:1000151>(最終アクセス日:2025/7/17)
- [6] 森田 高州, 菊地 毅, 石井 千春, ” 筋電義手のための感覚フィードバック装置の開発”, ロボティクス・メカトロニクス講演会講演概要集, 2014 巻