

修士論文の和文要旨

研究科・専攻	大学院 情報理工学研究科 機械システム学専攻 博士前期課程		
氏名	叶 鶴松	学籍番号	1532026
論文題目	小児用筋電義手のための倍力機構に関する研究		
要旨	<p>筋電義手は、人間の筋肉から生じた微弱な電気信号を筋電センサーにより検知し、それをコントローラの入力信号として利用することで、人間が直感的にコントロールできる電動義手である。昨今、筋電義手の開発が盛んに行われており、高性能な筋電義手が既に市販されている。しかし、一般市場に流通している筋電義手の大半は、成人上肢切断者向けに開発されているものである。</p> <p>しかしながら、上肢切断者の中には、先天的あるいは後天的に手を失った小児も存在している。小児上肢切断者の日常生活に役立つ筋電義手のハードウェアに関する設計要件としては軽量・小型・高出力を兼ね備えることである。ABS樹脂と小型のアクチュエータを使用することによる軽量の筋電義手はすでに存在している。また、3Dスキャナーを利用して小児の手の形取りを行い、自然な手の外観を再現する小型の筋電義手も実現されている。しかし、重量と空間に対する厳しい制限により、出力が弱い問題がある。</p> <p>本研究の目的は、軽量・小型を兼ね備えるとともに、小児用筋電義手に実装可能な力増大機構(倍力機構)を開発することである。そこで筋電義手の重量と空間に対する制約条件を考慮したボールチェーン牽引倍力機構を開発した。従来のダイレクト駆動式筋電義手では5Nのピンチ力であったのに対し、この倍力機構が搭載された小児用筋電義手のピンチ力は14Nに達した。倍力機構の力学適応性を向上させるために、腱鞘機構を開発した。腱鞘機構を倍力機構と組み合わせることで、筋電義手の力学適応性が著しく向上した。最後に、筋電義手の四本指のMP関節の可動範囲を拡大して把持性能を向上させるために、アクチュエータを改良し、無限回転型ボールチェーン牽引腱鞘倍力機構を開発した。この機構は高出力、高い力学適応性を有した上で開き幅が拡大されたので、大きい物体を把持する際に良いパフォーマンスが期待される。</p> <p>開発した三種類の倍力機構が搭載された筋電義手と従来のダイレクト駆動式筋電義手の性能を比較するために、3人の被験者でPick and Place実験を行った。開発された倍力機構を搭載することにより、従来のダイレクト駆動式筋電義手より高い把持性能を得たことを実験結果から証明できた。</p>		

平成 28 年度 修士論文



小児用筋電義手のための倍力機構 に関する研究

主指導教員 横井浩史 教授

指導教員 明愛国 教授

電気通信大学 大学院情報理工学研究科 機械知能システム学専攻

学籍番号 1532026

叶 鶴松

提出年月日 平成 29 年 2 月 24 日

目次

第1章. 序論.....	1
1.1 背景.....	2
1.2 従来研究.....	5
1.2.1 軽量小型な小児用義手.....	5
1.2.2 高出力を有する小児用義手.....	7
1.2.3 まとめ.....	9
1.3 本研究の目的.....	10
1.4 本論文の構成.....	11
第2章.小児用筋電義手の設計要件.....	13
2.1 はじめに.....	14
2.2 ハードウェア側の制約条件.....	15
2.2.1 重量に対する制約条件.....	15
2.2.2 空間に対する制約条件.....	15
2.2.3 出力に対する制約条件.....	16
2.3 実用化を目指した筋電義手を設計する際に注意すべき要点.....	17
2.3.1 素材の選定.....	17
2.3.2 アクチュエータの選定.....	17
2.3.3 装飾用グローブの選定.....	19
2.3.4 爪の搭載.....	20
2.4 おわりに.....	22
第3章. 倍力機構の設計.....	23
3.1 はじめに.....	24

3.2	ワイヤ牽引倍力駆動式	25
3.2.1	機械メカニズム	25
3.2.2	シミュレーション	27
3.2.3	機械性能評価実験	32
3.2.4	結論	35
3.3	ボールチェーン牽引倍力駆動式	36
3.3.1	機械メカニズム	36
3.3.2	シミュレーション	39
3.3.3	機械性能評価実験	44
3.3.4	結論	46
3.4	ボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式	48
3.4.1	機械メカニズム	48
3.4.2	シミュレーション	51
3.4.3	機械性能評価実験	56
3.4.4	結論	58
3.5	無限回転型ボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式	59
3.5.1	機械メカニズム	59
3.5.2	結論	62
3.6	おわりに	63
第4章. 被験者評価実験		65
4.1	はじめに	66
4.2	実験環境	67
4.3	使用した筋電義手	70
4.3.1	識別部	70
4.3.2	ソケット部	71
4.4	実験方法	72
4.4.1	被験者	72
4.4.2	実験手順	72
4.5	実験結果	74
4.6	解析結果	86
4.7	おわりに	89

第5章.考察.....	91
5.1 はじめに.....	92
5.2 把持性能の評価.....	93
5.3 倍力機構の有効性.....	95
5.4 腱鞘倍力機構の有効性.....	96
5.4 無限回転型腱鞘倍力機構の有効性.....	97
5.5 おわりに.....	98
第6章. 結論と今後の展望.....	99
6.1 結論.....	100
6.2 今後の展望.....	101
謝辞.....	103
参考文献.....	105
研究業績.....	109

第1章 序論

1.1 背景.....	2
1.2 従来研究.....	5
1.2.1 軽量小型な小児用義手.....	5
1.2.2 高出力を有する小児用義手.....	7
1.2.3 まとめ.....	9
1.3 本研究の目的.....	10
1.4 本論文の構成.....	11

1.1 背景

手は人間が自然界で生存するために欠かすことのできない、高度に発達した運動器官である。手を通じて物体と接触したり移動させたりすることができる一方、手の姿勢と動きにより言語的な意味を表すこともできる。しかし、先天的あるいは後天的な原因で手を失った人が数多く存在している。2006年の厚生労働省の調査結果によると、日本の上肢欠損者は8万人以上存在している[厚生労働省 2008]。一方、中国では930万人以上をのぼる上肢欠損者が存在している[沈凌 2012]。

上肢欠損者は自身の日常生活の負担を軽減させるために、義手を使う。使用目的により、義手はFig. 1.1のように分類することができる。

- ・ 装飾義手：人の手の外見の再建を目的とした義手
- ・ 能動義手：ハーネスなどを介して装着者の身体運動を動力として開閉を行う義手
- ・ 作業義手：特定の作業を行うことに特化した装具を作業によって付け替えが可能な義手
- ・ 電動義手：モータなどの動力を用いて駆動する義手



Fig. 1.1 義手の分類

義手の最大の目的は、上肢欠損者の運動機能の再建と外見の再現だと考えられる。中島らの調査[中島 1999]によると、日本で製作された義手の約90%は装飾義手である。しかし、装飾用義手は人間の手と同様の自然な外見を再現できるが、手の運動機能の再建ができないという欠点がある。その一方、能動義手と作業義手は手の運動機能のある程度再建できるが、手と同様の自然な外観と動きを再現することが難しいという欠点がある。

近年で、筋電義手という種類の義手が開発されている。筋電義手とは、人間の筋肉が収縮する際に生じた電気信号をセンサにより検知し、それをマイクロコンピュータの入力信号として利用することで、人間が直感的にコントロールできる電動義手である。筋電義手は、能動義手と作業義手より優れた運動機能と自然な外見を兼ね備えるため、多く注目されている。筋電義手を使用することにより、上肢欠損者のQOL(Quality of Life)が向上すると期待されている。

筋電義手の開発が盛んに行われており、高性能な筋電義手が既に市販されはじめている。例えば、Touch Bionics 社製の iLimb hand, RSL Steeper 社製の Bebionic hand v2[Joseph 2013]などが有名である。これらの一般市場に流通している筋電義手の大半は、成人の上肢切断者向けに開発されている。

しかしながら、上肢切断者の中には、先天的あるいは後天的に手を失った小児も存在している。Gieleらの調査によると、10,000人の新生児の中で平均19.5~21.5人は先天性上肢欠損者である[Giele et al., 2001]。また、Forssbegらの研究によると、人間は0歳から8歳までの間が手の機能を学習する一番大事な時期である[Forssbeg et al., 1992]。彼らの実験では、乳幼児から成人までの被験者の把持力の安定性を評価するために、異なる重さの物体を持ち上げるときの上肢出力の安定性指標であるピークロードフォース率比を計測した (Fig. 1.2)。この値が低ければ低いほど出力の安定性が高いと考えられる。この図から、年齢の増加に伴い、人間の上肢出力が安定しに行く傾向がわかる。故に、子供の時期から筋電義手を使うことにより、身体的に筋電義手と適応しやすいと考えられる。

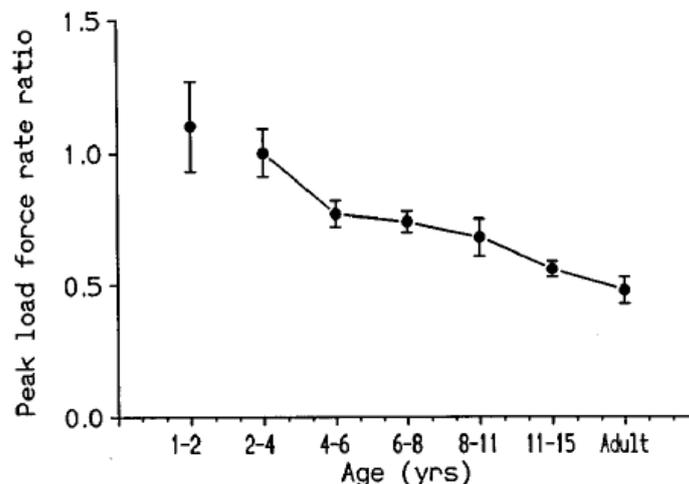


Fig. 1.2 年齢とピークロードフォース率比の関係図(Forssbeg et al., 1992 より抜粋)

現状の筋電義手は、小児上肢欠損者のニーズを満たせていない。ハードウェアの課題として、主に以下の三つ課題があると考えられる。一つ目の課題は、小児の手のサイズは成人に比べて遙かに小さいので、筋電義手の機械構造を設計する際に機械部品のサイズ、配置位置及びアクチュエータのサイズなどを考慮しないと、自然な手の外見を再現できなくなる点である。二つ目の課題は、小児の手の重量は成人に比べて軽いので、機械構造を設計する際に、軽い材料を使うと共に安全係数と耐久性を考慮しなければならない点である。三つ目の課題は、小児の成長スピードが早いので、使用される筋電義手も体の成長に応じて交換する必要がある点である。これらの原因により、小児用筋電義手の開発は成人用筋電義手より遅れていると考えられる。

筋電義手のハードウェアの開発では、多自由度化することにより人間の手の動きと同じ動作を実現できる義手を目指した開発が主流である。しかし、自由度の増加は義手の重量、サイズ、操作性、耐故障性、メンテナンスの容易さとトレードオフの関係にある。そのため、市販されている多自由度義手は小児上肢欠損者にとって重量が重くてサイズも大きいので、実用性に欠けているものが多い。従って、小児の日常生活シーンを想定すると、良好な操作性や耐故障性、安全性、メンテナンスの容易さが要求される。そのため、使用が簡便で且つ低価格の筋電義手を前提として、少数のアクチュエータを使用し、小児に適した低自由度義手の研究に着目した。

1.2 従来研究

低自由度義手に対して、重量およびサイズと出力の間にはトレードオフの関係がある。ハイパワーのアクチュエータを使用したり力増大機構（倍力機構）を搭載したりすることにより、義手が重くなって大型化になり、実用的でなくなる。一方、小型軽量を有する低自由度義手は出力が弱いという傾向がある。

1.2.1 軽量小型な小児用義手

義手は人間の身体に直接装着する機械である。故に、義手を設計する際に、使用者に身体の負担とストレスを感じさせないようにハードウェアを設計するのは重要だと考えられる。身体に負担を感じさせないためには、軽量化が必要である。ロボットハンドを設計する際に、材料としてアルミ合金やスチールなどの剛性が高い金属類を使うのが一般的である。しかしながら、金属製のロボットハンドは重量が重いので、小児の体に装着した場合には身体的な負担が大きいので、実用的でないと考えられる。そこで、安全性を保ったうえで軽量の材料を使うべきである。例えば、プラスチックやカーボン繊維などの軽量な材料を使う必要がある。

心理的なストレスを感じさせないためには、人の手に近い外見と感触が求められる。故に機械構造の外側に装飾用グローブを被せることが重要である。装飾用グローブはシリコン、塩化ビニールなどで作られたものが一般的である。本研究室ではエラストマー（*erastic polymer*）という伸縮性が高い高分子物質で作られた装飾用グローブを使う[矢吹ら 2014]。グローブの内部空間は極めて狭いので、機械構造を全部内部に収めるには工夫が必要である。

Fig. 1.2 に Joseph らが 2013 年当時に市販されていた義手と研究段階の義手のスペックをまとめて比較したグラフを示す[Joseph et al., 2013]。横軸はアクチュエータの数で、縦軸は義手本体の重量である。Fig. 1.2 から、アクチュエータの数が多ければ多いほど義手本体が重くなることがわかる。しかしながら、小児上肢欠損者、特に小児先天性上肢欠損者は筋力が弱いので、装着用ソケット、コントローラ、センサの重量を除き、ハンド自体だけで 300g 以上の重さがある場合、日常生活で快適に使用するのは不可能だと考えられる。故に、我々は実用的な小児用筋電義手を実現するために、アクチュエータ数が少なくても重量が軽い義手に注目する。Fig. 1.2 に示すように、アクチュエータ数が少ない義手は、主に一つのアクチュエータあるいは二つのアクチュエータで駆動される義手である。一つのアクチュエータを使用した義手の動作機能は主に抓み動作と開き動作しかできない。一方、二つのアクチュエータを使用した義手の場合は手の単純な開閉動作以外に多様な動作を実現する可能性がある。以下に図中の赤い線で囲んだ最も軽量な二台の義手について説明する。

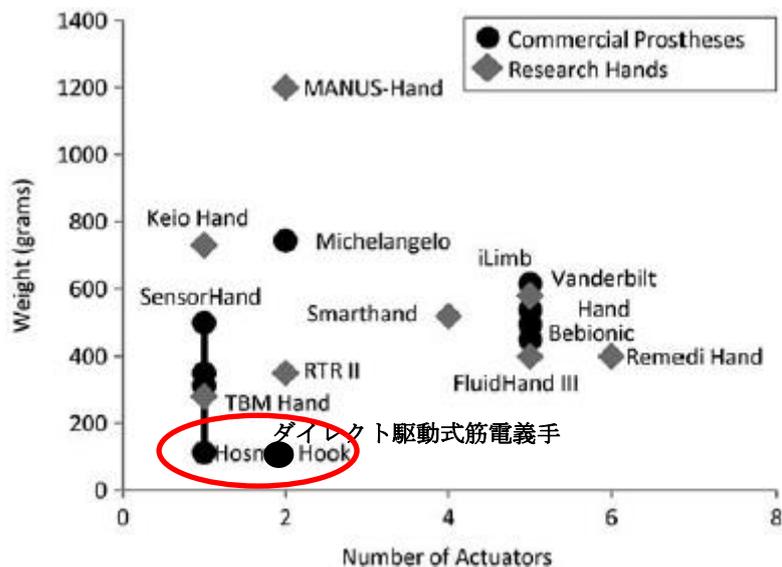


Fig. 1.2 義手のアクチュエータ数と重量の関係図 (Joseph et al., 2013 より抜粋)

Fig. 1.3aにHosmer社製の小児用能動義手を示す [Hosmer hook Co 2016]. アクチュエータ数は一つで、重量は99gである。動作原理としては、両肩に装着したワイヤを肩の動きにより引張って指の関節を動かす。軽量化は実現されたが、機械駆動構造の制限で自然な手の外見を再現できていない。また、Hosmer Hookは能動義手なので、出力の大きさは直接に小児の背筋と胸筋の筋力に左右される一方、装着する利便性が足りない。これらの原因により、持続的に使うのが困難だと考えられる。



(a) Hosmer Hook [Hosmer 2016] (b) ダイレクト駆動式筋電義手 [雍 2014]

Fig. 1.3 軽量小型化を有する義手

Fig. 1.3b は雍らが 2014 年に開発した小児用ダイレクト駆動式筋電義手である [Yong et al., 2014]. アクチュエータ数は二つで、重量は 97.3g である. 動作原理としては、一つ目のアクチュエータはサーボホーンを通じて親指と接続されており、アクチュエータであるサーボモータの回転軸の回転により、親指の拇指並立姿勢と拇指対立姿勢を実現する. 二つ目のアクチュエータは同じくサーボホーンを通じて示指に接続され、示指、中指、薬指と小指は一体化されているので、サーボモータの回転軸の回転により、四本の指を同時に屈曲・伸展させることができる. 重量を抑えるために、機械の骨組材料は全て軽量の ABS 樹脂を使用している. 軽量化の達成と同時に、骨組の外見もある程度小児の手に似た設計がなされているが、出力不足という問題が生じた. Fig. 1.4 に示すように、われわれは Biometric Ltd 社製のピンチメータを利用し、雍らが設計した小児用ダイレクト駆動式筋電義手のピンチ力のデータを計測した. 横軸は時間を表した軸で、単位は [s] である. 縦軸は力を表した軸で、単位は [N] である. 全部で 5 回の開閉動作を実施し、データを記録した. 図に示す通り、ピンチ力は 5 [N] 程度と非常に小さかった. 原らの研究によると、筋電義手は 20N 以上の力を発揮できるのが理想である [原ら 2011]. 理想値に比べてこの筋電義手の力が遙かに低いことがわかった.

前述したとおり、小児は好奇心が強く、物を触ったり持ち上げたりすることが多い時期であるので、人間にとって手の機能を学習する上で大切な時期である. もし義手自体の出力が不足していれば、把持できる物体の範囲が狭くなり、小児上肢切断者の運動能力の制限になる. 故に、軽量、小型が実現された小児用義手であっても、出力が不足しているので実用化に至らないと考えられる.

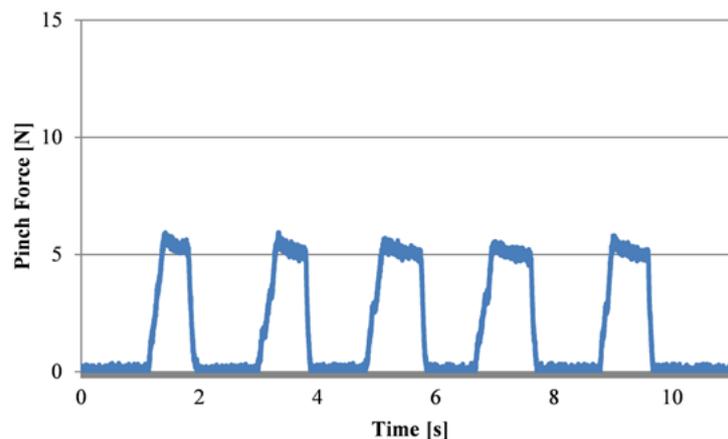


Fig. 1.4 ダイレクト駆動式の最大ピンチ力の実測値

1.2.2 高出力を有する小児用義手

出力の強弱は義手にとって一つの重要な指標である. ここで高出力な義手について紹介する. Fig1.5 は 2013 年当時に市販されていた義手と研究段階の義手の重量と力

の数値をまとめた図である [Joseph et al., 2013]. 横軸は握力またはピンチ力で, 縦軸は義手本体の重量である. 図から, 20 [N]以上の力を発揮できる義手は全体の半分しかないことがわかった. また, 出力の大きさと義手本体の重量との間には関係がないこともわかった. 次に, 図中の赤い線で囲んだ高出力な小児用筋電義手について説明する.

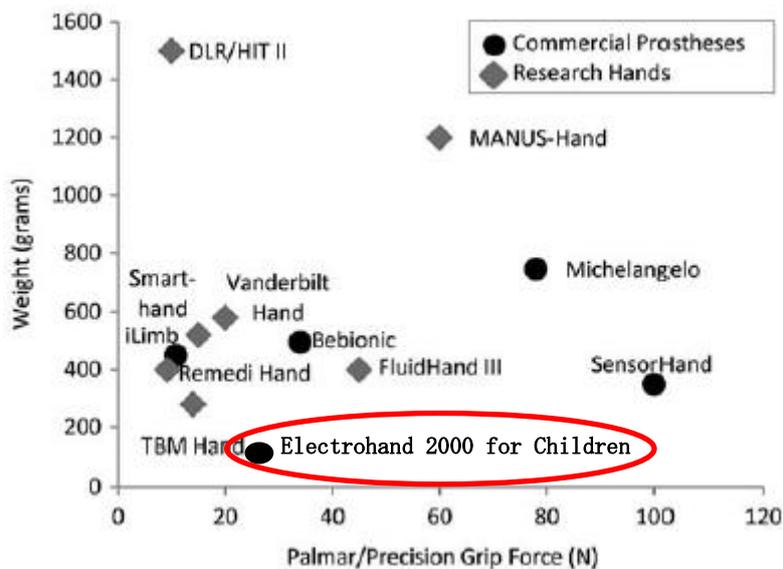


Fig. 1.5 義手の出力と重量の関係図 (Joseph et al., 2013 より抜粋)

Fig. 1.6 に Ottobock 社製の Electrohand 2000 小児用筋電義手を示す [Ottobock Co 2011]. 重量は 86g から 130g まで四種類があり, 対象年齢は, 1.5 歳から 3 歳, 3 歳から 6 歳, 5 歳から 10 歳, 8 歳から 13 歳である. 出力範囲は 8 [N] から 35 [N] までである. アクチュエータ数は一つで, 手の開閉動作しかできない. Fig. 1.6 に示すのは 3 歳~6 歳の小児向けのバージョンのスペックである. 小児の手のサイズは成長とともに大きくかわるので, この筋電義手はその点を考慮し, 小児の年齢層を細分化し, 異なるサイズの筋電義手を提供している. 故に, グローブを義手本体に付けたら違和感なく自然な外見を実現できる. また, プラスチック素材を使うことで, 軽量化も達成している. さらに, 出力も 20 [N] を超えているので, 実用的な義手であると考えられる. しかし, 軽量・小型・高出力を実現しているが, アクチュエータは一つしか搭載されていないので, 実現可能な動作数が少ないという問題点がある.



Fig. 1.6 Electrohand 2000 [Ottobock 2011]

1.2.3 まとめ

低自由度義手に対して、重量、サイズと力の間にはトレードオフの関係がある。特に小児向けの義手を設計する際に、この三つの設計要件のバランスを取ることが極めて重要である。しかし、成人用義手に比べ、研究段階または市販されている小児用義手の種類が少ないうえに、軽量化、小型、理想な出力を全て兼ね備えた実用的な小児用義手は少ない。

1.3 本研究の目的

本研究の目的は、実用化を目指し、軽量・小型を兼ね備えるとともに、小児用筋電義手に実装可能な倍力機構を開発することである。

小児用筋電義手を設計するために、重量、サイズ、外見、出力、アクチュエータ数と実現可能な動作数を総合的に考慮する。重量を抑えるために、軽量な材料を利用し、機械部品を設計する一方、強度解析で機械の安全性を保障する。

自然な外見を実現させるために、すべての機械部品を小児用グローブの中に収める必要がある。これを実現するために、3Dスキャナーを利用し、グローブの三次元画像データを撮り、グローブの空間制限範囲内で機械部品のCAD設計を行う。

十分な出力を発揮させるために、力増大機構（倍力機構）を設計し、数式モデルを立てて力学シミュレーションを行ったうえで機械寸法を決める。

1.4 本論文の構成

本章では, 研究背景と研究目的を示す.

第2章では, 実用可能な小児用筋電義手の設計要件について述べる.

第3章では, 本研究提案された倍力機構の設計過程について説明する.

第4章では, 性能を評価するために行われた被験者評価実験について述べる.

第5章では, 第4章から得た結果から考察を行う.

第6章では, 本論文のまとめと今後の展望について述べる.

第2章 小児用筋電義手の設計要件

2.1 はじめに.....	14
2.2 ハードウェア側の制約条件.....	15
2.2.1 重量に対する制約条件.....	15
2.2.2 空間に対する制約条件.....	15
2.2.3 出力に対する制約条件.....	16
2.3 実用化を目指した筋電義手を設計する際に注意すべき要点.....	17
2.3.1 素材の選定.....	17
2.3.2 アクチュエータの選定.....	17
2.3.3 装飾用グローブの選定.....	19
2.3.4 爪の搭載.....	20
2.4 おわりに.....	22

2.1 はじめに

本章では実用化を目指した小児用筋電義手の設計要件を明らかにする。

2.2 節では小児用筋電義手のハードウェアについての制約条件について述べる。

2.3 節では小児用筋電義手の実用化を実現するためにハードウェアを設計する際に特に注意すべき点について述べる。

2.4 節では本章のまとめである。

2.2 ハードウェア側の制約条件

小児用筋電義手のハードウェアを設計する際に、幾つかの制約条件が存在する。

ハードウェアにおいて最も重要なのは人が安全に使えることである。筋電義手は人間の身体に直接装着して使う特別な機械なので、機械部品と電子部品を設計する際に、人間に怪我または火傷をさせるリスクを最小限に抑えなければいけない。例えば、動力伝達機構の中に指が入らないように保護カバーを付ける、アクチュエータの長期高負荷使用による発火発煙現象を無くするために回路保護装置を入れるなどが考えられる。

小児上肢切断者が日常生活の中において、常に快適に使用するためには、自然な外見、軽量で、適切な出力を有するハードウェアの開発が要求される。

2.2.1 重量に対する制約条件

欠損者は筋電義手を装着する際に、断端部の一部分しか筋電義手のソケットと接触しない状態になっているので、筋電義手の負荷を感じやすい。特に小児の筋肉は発育期にあり、成人の力に比べて弱い。したがって、小児装着者の身体への負担を軽減させるために筋電義手全体の重量を軽くする必要がある。Kay らの研究では、切断者が筋電義手を使用する際に義手本体の重量が 370g 以下であれば自分にとって負担が少なく理想的だとされていた[H. W. Kay et al., 1972]。そこで本研究では義手本体の重量を 370g 以下に抑えることを重量の制約条件として設定する。

2.2.2 空間に対する制約条件

筋電義手を使用する上肢切断者は運動機能の回復を求めると同時に、自然な手の形の再現も求めている。手を失った人にとって、手の運動機能の喪失により生じた日常生活での不便さと社会生活で他人の異様な目線により感受したインフェリオリティーコンプレックスがある。故に、運動機能の再建より自然な手の形を重視する人が多い。故に、運動機能だけを重視した能動義手より、自然な外見だけを重視した装飾用義手は数多い上肢欠損者に選ばれる一つの理由であると考えられる。

装飾用義手は上肢欠損者の心理的な負担を軽減する効果があるが、運動機能が付いていないので、結局上肢欠損者は日常生活の中で不便さを感じる所が多く残されている。一方、能動義手は肩、胸辺りの筋肉の動きにより生じた変位を利用して動力伝達部品を駆動し、手先の関節を動かす。しかし、肩、胸周りに装着する動力伝達部品の大型化と複雑化により、自然な外見を有するのが難しい。上肢欠損者は能動義手を装着し、社会生活を送る中で心理的なストレスを感受し易くなると考えられる。

筋電義手は能動義手と違い、アクチュエータは上肢切断者の肩や胸などの筋肉ではなく、モータやポンプなどである。故に、アクチュエータと動力伝達部品を全て手の中

に収めることが可能になり, 義手の運動機能と外見に対する要求を同時に満たすことができる. 本研究では, 運動機能と自然な手の外見を有する小児用筋電義手を設計するために, 義肢装具会社に依頼し, 子供の手の形取りを行って, グローブを作成した[矢吹ら 2016]. 次に, Fig. 2.1に示すようにグローブを3Dスキャナー(a)に置き, グローブの三次元画像データを取得した(b). 最後に, データをCADに導入し, グローブの空間制約範囲内で機械部品の寸法とアクチュエータの位置を決める(c). これらの設計ステップにより, 運動機能と自然な外見を有する小児用筋電義手の開発を実現できる.

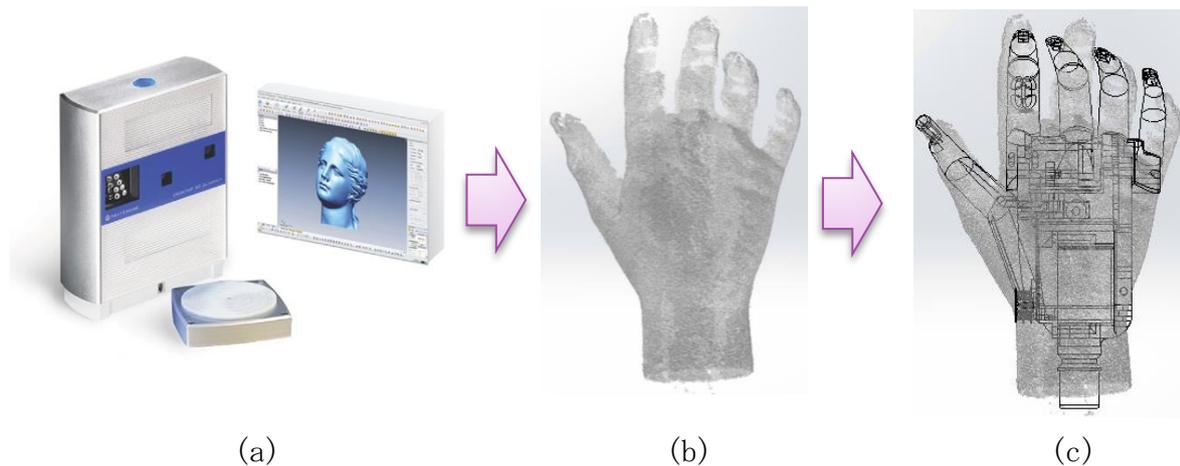


Fig. 2.1 空間制限範囲を可視化する過程

2.2.3 出力に対する制約条件

義手の出力は性能を評価する重要な指標の一つである. 日常生活の中で, 上肢欠損者はよく義手を使って物体を把持したり, 移動したりする. その過程の中で義手の出力の強弱により物体を操る能力は影響を受ける. 例えば重い物体を持ち上げる時に強い握力が必要である一方, 材質が柔らかい紙コップなどを持ち上げる時には, 弱い力で持ち上げなければならない. 故に, 把持物体の特性の違いにより義手をコントロールして適切な力を出すことが理想である. その中で, 筋電義手の最大出力は出力レンジを評価する重要な指標である. 本研究では, 設計された小児用筋電義手の最大出力は従来の小児用ダイレクト駆動式筋電義手[Yong et al., 2014]より高い値を制約条件にした. それと同時に, 原らの研究に述べられた筋電義手の理想出力である 20N を目指して筋電義手を設計する[原ら 2011].

2.3 実用化を目指した筋電義手を設計する際に注意すべき要点

上記に述べた制約条件を全て満たした上で、小児用筋電義手を設計したとしても実用可能性は低いと考えられる。本節では筋電義手の実用化を目指してハードウェアを設計する際に注意すべき幾つかの要点について述べる。

2.3.1 素材の選定

義手のハードウェアを設計する際にまずは機械部品の材質を決めなければならない。よく使われる素材は概ね3種類に分けることができる。一つ目はアルミニウム合金類である。二つ目は鉄、銅、マグネシウム、チタンなどのその他金属類である。三つ目はプラスチック、木、ゴムなどの非金属類である。

アルミニウム合金は金属の中では軽量で目的に合致する種類が多く加工も容易にできるといった点が評価されている。しかし、局所的に高強度を得たい場合はアルミ合金では不適切な場合がある。そこで他金属類の中から強度が強い金属を選ぶ。しかし重量が重くなることが多い。ところで、近年来3Dプリンターの進歩で、機械部品をプリントするセル生産方式が流行り始めて来た。その中にABS樹脂、ナイロンなどの非金属類を原材料として積層造形する方法は主流である。

前述のように筋電義手は人間の身体に装着する機械である。人間の身体には個性があるので、筋電義手も使用者の身体的特徴と要望に応じて設計しなければいけない。特に小児の身体と運動能力は成長が早いので、それに従って筋電義手ハードウェアのバージョンアップを常に行わないと小児の日常生活に支障を与える恐れがある。故に、コスト削減と製造効率を考慮すると3Dプリンターによるセル生産方式は筋電義手の生産に一番適していると考えられる。本研究ではABS樹脂を原材料として材料押出堆積法(FDM)で部品をプリントするタイプの3Dプリンタを使用する。下記のABS樹脂の材質表 Table. 2.1 に示すように、密度と強度に関して良い特性を持っている。

Table. 2.1 ABS樹脂の材質表

密度	1020kg/m ³	引張強さ	40MPa
ポアソン比	0.394	せん断強さ	318.9MPa
弾性率	2000MPa	曲げ強さ	58MPa

2.3.2 アクチュエータの選定

筋電義手を動かすにはアクチュエータが必要である。アクチュエータは駆動方式により主に3種類に分けることができる。その3種類は電気式、油圧式と空気圧式と呼ばれる。

電気式の動作原理としては、直流電圧または交流電圧で固定子の発生する回転磁界によって、永久磁石の回転子を回転する。電気式アクチュエータは制御が容易で即応性に優れ、小型軽量で高出力を有する電気式アクチュエータも市販されている。

油圧式の動作原理としては、油圧によりピストンまたはポンプを動かし、直線運動または回転運動を実現させる。高圧化により大きな力の発生が可能で、また、高精度の位置決めや速度制御がしやすい特長を持つ。しかし、油圧アクチュエータのメンテナンスは手間がかかる一方、設備の大型化と重量化により大型の機械システムでしか使われていない現状が続いている。

空気圧式の動作原理としては：空気を圧縮膨張させることにより、ピストンまたはポンプを動かし、直線運動または回転運動を実現させる。空気の性質により、過負荷の時でも安全に使用できるという利点がある。使用された空気は大気中に放出できるため、油圧アクチュエータのようにオイルを回収するための配管が必要ない。しかし、空気圧アクチュエータの出力はコントロールが難しいという特徴があり、特に高速域では位置制御と速度制御が困難である。

小児用筋電義手の三つの制約条件を考慮したうえで三種類のアクチュエータを比較すると、電気式アクチュエータが一番理想的だと考えられる。本研究で使用するのは Fig. 2.2 に示す二種類のサーボモーターである。



Hyperion Atlas Digital Servo

GWSサーボ

Fig. 2.2 小児用筋電義手に適したサーボモーター

Table 2.2 は本研究で使用した二種類のサーボモーターの詳細スペックである。小児用筋電義手のグローブに収納できるほど小型である。また、この二種類のサーボモーター

ターはそれぞれ約 3000 円の価額で市販されており、経済性も十分優れていると考えられる。

Table. 2.2 サーボモーターのスペック

	Hyperion Atlas Digital Servo (型番:HP-DS095-FMD)	GWSサーボ (型番:MICRO/2BBMG/F)
重量(g)	18.3	28
長さ(mm)	31.5	28
幅(mm)	9.5	14
高さ(mm)	41.7	29.8
稼働範囲(°)	140	140
ダイナミックトルク(N-mm)	392	529

2.3.3 装飾用グローブの選定

前述の通り、義手の目的は上肢切断者の運動機能を再建するだけでなく、自然な手の外観を再現することも極めて重要な目的である。筋電義手では、グローブに対する要求は主に三つがあると考えられる[矢吹ら 2016]。一つ目は、自然な外観を有すること。二つ目は、内蔵された機械部品または電子部品を保護できること。三つ目は、把持機能を拡張すること。Fig. 2.3 に示すグローブは、本研究の筋電義手に使用した熱可塑性スチレン系エラストマーグローブである。左から赤ちゃん筋電義手用、小児筋電義手用、成人筋電義手用である。



Fig. 2.3 見た目の自然さを追及したグローブ

上記に述べた三つの設計要件を満たしたグローブを作るために、材質に着目しなければいけない。Table 2.2 に示すように、タナック株式会社に依頼し、義手用グローブに使われた四種類の主流の材料の物性を比較した。天然ゴムのグローブはきつい匂いが強いという弱点があるので、子供がその匂いを受け止めにくいリスクが高いため、実用化できないと考えられる。シリコン樹脂のグローブは値段が高く、耐摩耗性が高いため、自然な外観を保つために、頻りに交換しなければならない。故に上肢切断者にかかる経済負担が大きい。また、上肢切断者の子供が自力でグローブを交換することが難しいので、メンテナンス性が悪いと考えられる。塩ビのグローブについて、硬くて伸びの性能が悪いので、義手を動かして姿勢を保持するためにアクチュエータが消費するエネルギーが多く、指の動きを制限することになる。バッテリーの使用時間とアクチュエータの寿命を減らすリスクが高い。最後に、熱可塑性スチレン系エラストマーの硬度は上記の三種類の材質より柔らかく、価格も相対的に低い、ほかの性能も相対的に良いのがわかった。従って本研究では熱可塑性スチレン系エラストマーで作られたグローブを使用した。

Table 2.3 グローブの性能表(矢吹ら 2016 より抜粋)

材質	天然ゴム	シリコン樹脂	ポリ塩化ビニル樹脂(塩ビ)	熱可塑性スチレン系エラストマー(TSE)
硬度	JIS-A 10~100°	JIS-A 20~70°	JIS-A 50~100	JIS-A 0~70
価格 (シリコンを100)	25	100	80	50
耐衝撃性	○	○	-	○
耐摩耗性	○	×	○	-
加工・成形	△	○	○	○
伸び	△	△	×	○
刺激性	×	○	○	○

2.3.4 爪の搭載

本小節は精密把持と自然な手の外見を実現するために不可欠な爪について述べる。Jing らは小さい物体や薄い物体の把持を可能にするために、ABS樹脂で作られた爪

とグローブ, 指先端部を一体化する方法を考案し, 爪機能による把持機能の安定化を図った (Fig. 2. 4) [Jing et al., 2014]. 具体的には, 熱可塑性スチレン系エラストマーグローブを爪部材 (ABS 樹脂) と指部骨格部品を用いて挟み込み, ピンを用いて両部品を固定することにより, 熱可塑性スチレン系エラストマーグローブを爪部材と指先端部品により固定する方法を開発した. このように, 2つの部品でグローブを挟み込むことに成功し, メンテナンス性確保することに成功した. また, 爪を有することにより, ビーズや USB メモリーなど小さい部品に対する把持性能が向上した. これは小児用筋電義手の実用化に役立つと考えられる.

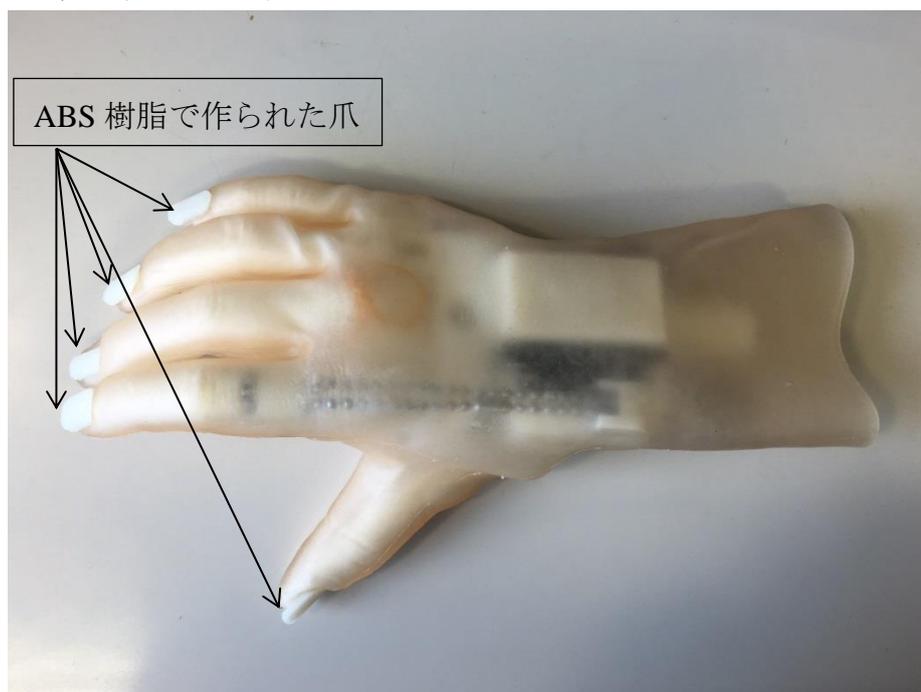


Fig. 2. 4 小児用筋電義手に付けた爪

2.4 おわりに

本章では, 小児用筋電義手の制約条件を明らかにし, 実用化を実現させるための設計要件について述べた.

2.2 節では小児用筋電義手の重量制約範囲, 空間制約範囲及び出力制約範囲について述べた.

2.3 節では小児用筋電義手の実用化を実現するために考えなければいけない機械部品の素材, アクチュエータの選び, グローブの素材及び爪構造の装着方法について述べた.

第3章 倍力機構の設計

3.1 はじめに.....	24
3.2 ワイヤ牽引倍力駆動式.....	25
3.2.1 機械メカニズム.....	25
3.2.2 シミュレーション.....	27
3.2.3 機械性能評価実験.....	32
3.2.4 結論.....	35
3.3 ボールチェーン牽引倍力駆動式.....	36
3.3.1 機械メカニズム.....	36
3.3.2 シミュレーション.....	39
3.3.3 機械性能評価実験.....	44
3.3.4 結論.....	46
3.4 ボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式.....	48
3.4.1 機械メカニズム.....	48
3.4.2 シミュレーション.....	51
3.4.3 機械性能評価実験.....	56
3.4.4 結論.....	58
3.5 無限回転型ボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式.....	59
3.5.1 機械メカニズム.....	59
3.5.2 結論.....	62
3.6 おわりに.....	63

3.1 はじめに

本章では本研究で開発した倍力機構について述べる.

3.2 節では,ワイヤ牽引倍力駆動式小児用筋電義手の設計について述べる.

3.3 節では,ボールチェーン牽引倍力駆動式小児用筋電義手の設計について述べる.

3.4 節では,ボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式小児用筋電義手の設計について述べる.

3.5 節では,無限回転型ボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式小児用筋電義手の設計について述べる.

3.2 ワイヤ牽引倍力駆動式

1.2.1 節の Fig. 1.3(b) で述べたように、我々は軽量小型な二自由度の小児用筋電義手を開発した途中で、出力不足の問題が明らかとなった。実際に9歳の先天性上肢欠損の男児に引き渡して使用してもらった際に、「力が弱くて使用し辛い」とのコメントがあった。

故に、我々は小児用筋電義手の軽量化と自然な外見を維持すると同時に強い力を発揮できる力増大機構（倍力機構）を開発した。

3.2.1 機械メカニズム

本小節では本研究で最初に考案したワイヤ牽引式の倍力機構の機械メカニズムについて説明する。まずは Fig. 3.1 に示す機構の全体図について説明する。左図は倍力機構を搭載した小児用筋電義手の側面図で、右図は裏面図である。

まずは左図に示すように、この小児用筋電義手には二つのアクチュエータを搭載した。右側のサーボモータのサーボホーンを直接親指のボディに固定し、そのサーボモータの回転により親指の拇指対立と拇指並立の姿勢を実現できた。

四指は一体化しているので、ワイヤの牽引により MP 関節を回転中心とし、屈曲伸展することができた。具体的には、ワイヤ A の端部とワイヤ B の端部を左側のサーボモータのシャフトの上に固定した。ワイヤ B とワイヤ C は圧縮バネに繋がれた。ワイヤ A とワイヤ C を示指の PIP 関節に固定した。動作原理としては、サーボモータの時計回り方向

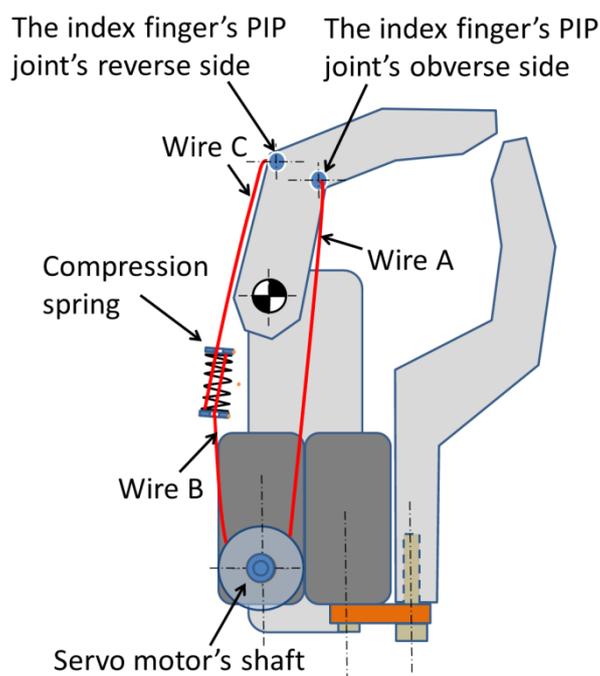


Fig. 3.1 ワイヤ牽引式倍力筋電義手の全体図

の回転により、ワイヤAを巻き込むことで、ワイヤAを引っ張り、MP関節を回転中心として四指を屈曲させる。また、伸展動作を行う際にはサーボモータの回転軸が反時計回り方向に回り、四指を伸展させる。

次に伝動部品であるワイヤとサーボモータの主軸との繋ぎ方について説明する。本研究で使用したワイヤは釣りで使われるナイロン製ワイヤである。Fig. 3.2に示すように、まずはサーボモータの主軸にプラスチック製のプーリーを付ける。その後にワイヤをプーリーの上に複数回廻してワシヤーとネジで固定する。最後にワイヤをプーリーから拔出して示指の裏のPIP関節に付ける。サーボモータの主軸の回転により、ワイヤを牽引し、四指を屈曲、伸展させる。

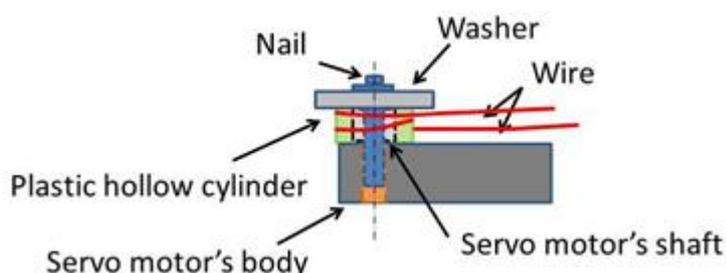


Fig. 3.2 ワイヤと主軸の固定端の詳細図

次はワイヤBとワイヤCを繋いだ圧縮バネの役割について説明する。Fig. 3.3に示すように、示指の裏側には一つの圧縮バネが設置されている。ワイヤBは圧縮バネの中を貫通し、片側に繋いで固定する。一方、ワイヤCは反対側から圧縮バネを貫通し、片側に繋いで固定する。このバネを付けることにより、四指が屈曲、伸展する際に両側のワイヤのテンションのバランスを取ることができると考えられる。もしこのバネを付けなければ、両側のワイヤのテンションが弱すぎることにより四指が振動する恐れがある。また、両側のワイヤのテンションが強すぎることにより関節がロックされてしまう恐れもある。故に圧縮バネを付けて有害抗力をオフセットできた。



Fig. 3.3 オフセット作用がある圧縮バネの詳細図

最後にこのワイヤ牽引式倍力機構の特性について述べる。Fig. 3.4に、倍力機構の原理図を示す。左図に示すように、四指が伸展姿勢の状態の時、屈曲側のワイヤとMP関節回転軸の間の法線距離が短いである。しかし、サーボモータの回転軸が時計回り方向に回転すればするほど、屈曲側のワイヤとMP関節回転軸の間の法線距離は次第に長くなる。一方、サーボモータのトルクとワイヤに囲まれたプラスチック製プーリーの半径は

変わらないので、トルクの公式： $F = \frac{\tau}{L}$ により、サーボモータからワイヤに伝わる牽引力は常に一定であり、故に屈曲すればするほど MP 関節の屈曲方向の回転トルクも大きくなる。MP 関節の回転軸から指先までの距離が変わらないので、原理的には指先の力が大きくなる。

この倍力機構の特性により、指先の力は伸展姿勢の時に弱く、屈曲すればするほど力が強くなる。また、指先の出力は一定ではなく、姿勢の変化により出力が変わる。故にこの特性を十分に理解したうえで機構の詳細な寸法と部品の配置位置を設計しなければ理想的な出力特性が得られにくいと考えられる。

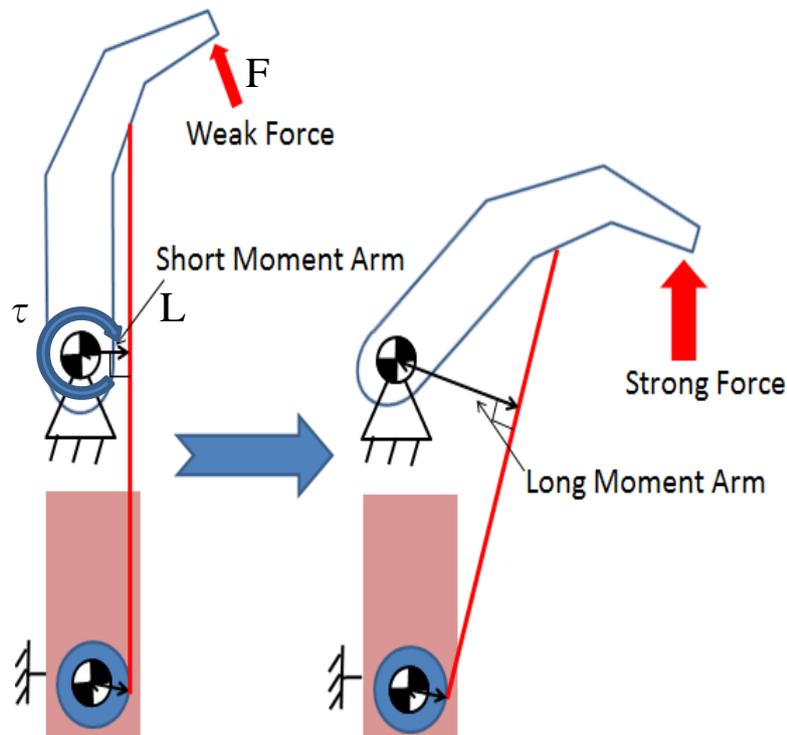


Fig. 3.4 倍力機構の原理図

3.2.2 シミュレーション

自然な外見と十分な出力を兼ね備える小児用筋電義手を設計するために、倍力機構と義手本体のモデリングを行い、アクチュエータの配置位置、ワイヤの配置位置及び出力に影響する幾つかの機械寸法を適切に決める必要がある。本小節ではこのモデリングの過程と Matlab(R)で行ったシミュレーション及び関連要素の最適化結果について説明する。

3.2.1 節で説明したように、倍力機構の出力に影響を与える要素は二つある。一つ目はワイヤ A の引張力である。二つ目はワイヤ A と MP 関節の回転中心点との間の法線距離である。ワイヤ A の引張力に影響を与えるのは、アクチュエータであるサーボモータ

自身のダイナミックトルクとプラスチックプーリーの半径である。ワイヤ A と MP 関節の回転中心点との間の法線距離に影響を与えるのは、サーボモータと MP 関節の回転中心点及びワイヤの固定位置との間の相対位置である。また、法線距離は四指の動きにより変動するので指先の出力は四指の動きにより増減する。故に倍力機構の出力に影響する機械要素をモデル化してシミュレーションを行い、定量的に出力範囲を分析してから機械設計を行う必要がある。また、Fig. 3.4 は倍力機構が搭載された筋電義手のモデリング図である。この図は Fig. 3.1 左図の中に倍力機構の出力に影響する機械寸法に基づいて作成した。モデリング図中の英語表記は下記のとおりである。

0: サーボモータの回転中心点

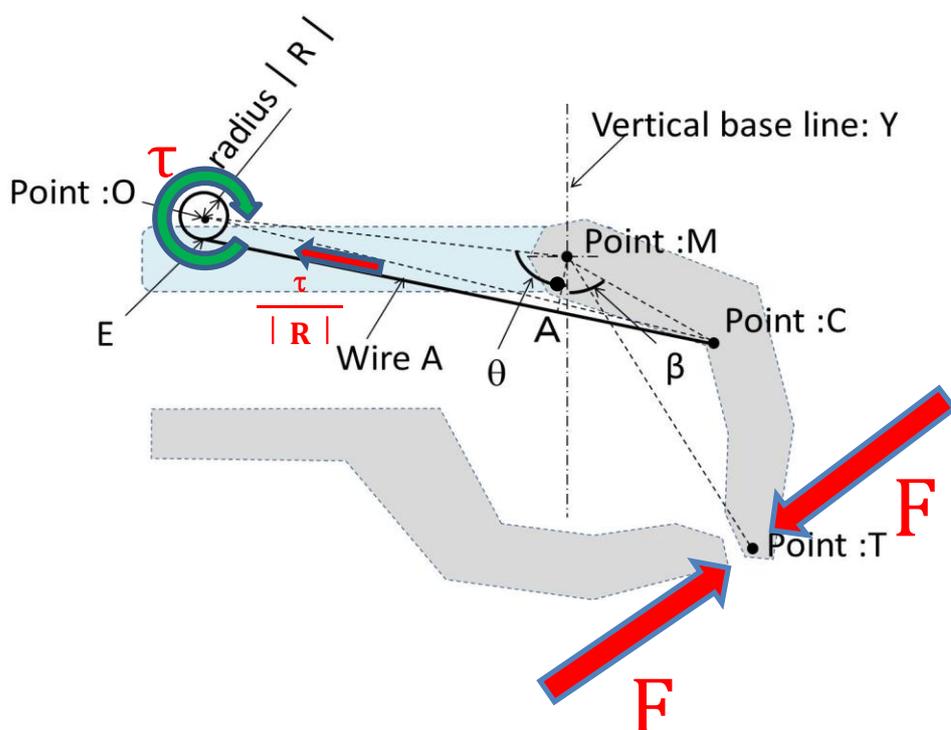


Fig. 3.4 倍力機構のモデリング図

- | R | : プラスチックプーリーの半径
- E: ワイヤとプラスチックプーリーの接点
- M: MP関節の回転中心点
- T: 示指の端点
- C: ワイヤAと示指の節点
- Y: 垂直基準線
- θ : 垂直基準線YとMO線との間の夾角
- β : 垂直基準線YとMC線との間の夾角
- A: MP関節の回転中心点からワイヤAまでの垂線とワイヤAとの節点
- τ : サーボモータのダイナミックトルク

Fig. 3.4 に示すように、サーボモータの回転により、ワイヤ A に与える引張力 F_{wire} を数式で表現すると下記の式(1)のようになる。

$$F_{wire} = \frac{\tau}{|R|} \quad (1)$$

次にワイヤ A に与える引張力により四指を回す。MP 関節の回転中心点に伝達した回転トルク τ_{MP} の大きさは下記の式(2)のような形で表現できる。

$$\tau_{MP} = F_{wire} |MA| \quad (2)$$

$|MA|$ は MP 関節の回転中心点からワイヤ A までの垂線の長さである。

最後に、義手の示指の先に伝達した力の大きさは、下記の式(3)のような形で表現できる。

$$F = \frac{\tau_{MP}}{|TM|} \quad (3)$$

上記の三つの方程式の中で、 $|MA|$ だけが四指の姿勢により変化する。故に、 $|MA|$ を四指の角度情報を表す角度変数 β で表現する。

$|MA|$ を三角関数の関係に従って分解すると、下記の式(4)になる。

$$|MA| = \left\{ \frac{|MO| \sin(\theta+\beta)}{|CO|} \left(1 - \frac{|R|^2}{|CO|^2} \right)^{\frac{1}{2}} + \left[1 - \frac{|MO|^2 \sin^2(\theta+\beta)}{|CO|^2} \right]^{\frac{1}{2}} \frac{|R|}{|CO|} \right\} |MC| \quad (4)$$

$|CO|$ はワイヤ A と示指の節点からサーボモータの回転中心点までの距離である。これを分解すると、下記の式(5)のようになる。

$$|CO| = \left(|MC|^2 + |MO|^2 - 2 |MC| |MO| \cos(\theta+\beta) \right)^{\frac{1}{2}} \quad (5)$$

上記の式(1)から式(5)までまとめると下記の式(6)のようになる。

$$F = \frac{\tau}{|R|} \left\{ \frac{|MO| \sin(\theta+\beta)}{|CO|} \left(1 - \frac{|R|^2}{|CO|^2} \right)^{\frac{1}{2}} + \left[1 - \frac{|MO|^2 \sin^2(\theta+\beta)}{|CO|^2} \right]^{\frac{1}{2}} \frac{|R|}{|CO|} \right\} \frac{|MC|}{|TM|} \quad (6)$$

式(6)は倍力機構における指先力に影響を与える距離と角度に関するパラメータを一つの式で表した算式である。

次に式(6)を用いて Matlab(R) 上でシミュレーションを行う。このシミュレーションの目的は自然な外見を有する小児用グローブの空間制限範囲を超えないうえで、強い力を発揮できるような倍力機構の機械寸法を決めることである。これらの機械寸法とは即ち式(6)の中のパラメータである。ところで、式(6)のパラメータは

τ , $|R|$, $|TM|$, $|MC|$, $|MO|$, θ , β の七つがある。シミュレーションを簡単化し、計算量を減らすために、この中の幾つかのパラメータをシミュレーション前に決めた。第二章に紹介したダイナミックトルクが 392N・mm である Hyperion Atlas Digital Servo アクチュエータを使用するので、 τ の値は既知である。また、 $|TM|$ は示指の端点から MP 関

節の回転軸までの距離である。グローブの指部分の形状と MP 関節の位置及び四指の自然な姿勢をそのまま維持するために、 $|TM|$ もシミュレーションを行う前に決められた。また、 $|MC|$ は MP 関節の回転軸からワイヤ A と示指の節点までの距離である。しかし、グローブの指内部の空間は非常に狭いので、この節点の位置を指の上で任意に移動した場合、ワイヤ自体とグローブの内部が干渉してしまい、グローブを傷つけるかまたは強い有害抗力を生じるリスクが高いと考えた。実験を通じて PIP 関節に節点を付ければぎりぎり干渉しないことがわかり、 $|MC|$ を CAD で測った値を、シミュレーションを行う前に決めた。最後に、 β は四指の現在位置を表す変数であり、本研究は後で紹介するピンチメータというピンチ力を測る計測器で出力を評価するので、シミュレーションを行う際にも四指がピンチメータに接触した状態の角度情報を代入して計算する。故に β もシミュレーションを行う前に決めた。

本シミュレーションでは残された θ 、 $|R|$ と $|MO|$ のこの三つのパラメータの可変範囲を一つずつ決めてから静力学シミュレーションを行った。結果は Fig. 3.5 に示す。三つのパラメータの可変範囲は x, y, z 軸に記した。色の違いはピンチメータに接触した際の最大ピンチ力の理論値を表している。青ければ青いほどピンチ力の理論値が弱い一方、赤ければ赤いほどピンチ力の理論値が強い。この図からわかったのは以下の通りである、プラスチックプーリーの半径である $|R|$ が小さければ小さいほどピンチ力の理論値が上がる。垂直基準線 Y と MO 線との間の夾角である θ が小さければ小さいほどピンチ力が上がる。最後に、MP 関節の回転中心点からサーボモータの回転中心点までの距

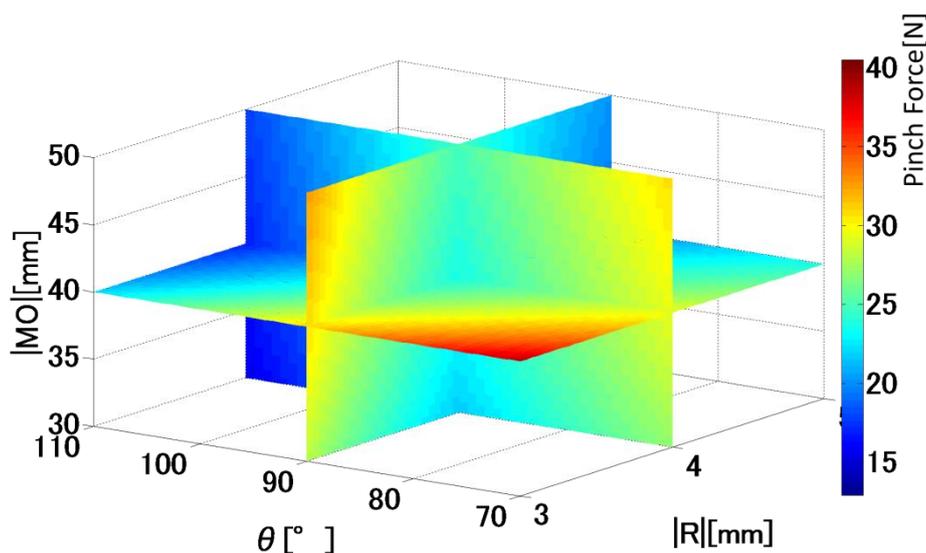


Fig. 3.5 シミュレーションの結果フィギュア

離 $|MO|$ が長ければ長いほどピンチ力の理論値が上がる。しかし、 z 軸の色の变化を観察

するとわかるのは、 $|MO|$ の変動によりピンチ力の理論値の大きさに与える影響は $|R|$ と θ の変動によりピンチ力の理論値の大きさに与える影響より遙かに弱いことである。

シミュレーション結果を参考しながらアクチュエータと機械構造がグローブの3次元画像の空間制限範囲を超えないように配置位置を決定し、CAD で出力に関連する機械寸法を測った。測られた機械寸法を Table. 3. 1 に記した。

Table.3.1 ワイヤ牽引倍力駆動式の機械寸法

重量(g)	85.2
τ (N * mm)	392.0
$ TM $ (mm)	70.7
β (°)	30.0
θ (°)	97.0
$ MC $ (mm)	26.1
$ MO $ (mm)	42.8
$ R $ (mm)	4.0
最大ピンチ力Fの理論値(N)	21.5

Table. 3. 1 の値を式(6)に代入したら算出された最大ピンチ力Fの理論値は21.5Nである。この値はシミュレーションの全部結果の中で一番高い値ではないが、グローブの空間制限範囲とサーボモータの配置位置に対する構造的な制限を考慮したうえで、この出力値は理想的だと考えられる。

続いて四指を屈曲させて指先が物体と接触した際に、ABS樹脂でできた示指のPIP関節がワイヤの牽引力に耐えられるかどうかを検証するために、CAE強度解析を行った。本CAE強度解析はSolidworks(R)のCAEツールを利用して行った。ABS樹脂は弾塑性素材であるが、弾塑性素材のCAE解析が複雑で専用のCAEソフトウェアを使って解析する必要がある。ソフトウェア環境と解析の簡単化を考慮したうえで、線形応力解析で四指の応力分布を解析することに決めた。式(1)によると、ワイヤの引張力の理論値は98Nであるので、その値をシミュレーションの条件として代入し、得た応力分布図をFig. 3. 7 に示す、示指の指先に障害物と接触した状態での応力分布を解析するために、指先とMP関節の回転軸を固定するように設定した。

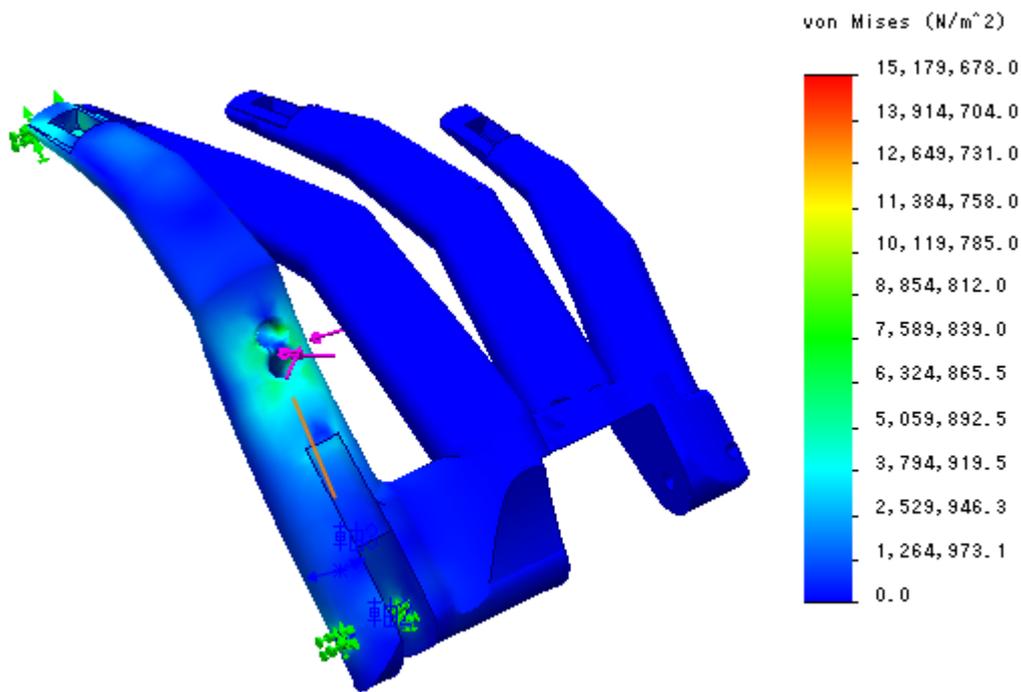


Fig. 3.6 四指の CAE 解析 (ワイヤ牽引倍力駆動式)

四指は3Dプリンターで造形した。材質はABS樹脂である。使用したABS樹脂の曲げ強さは58MPaである。線形応力解析を行った結果としては：ワイヤと示指が接続した穴の周りにかかる最大応力は凡そ15.18Mpaである。いわゆるワイヤが四指に掛ける最大応力が曲げ強さの1/3程度しかないので、機構自体は十分安全であることを確認した。

3.2.3 機械性能評価実験

決めた機械寸法に従い CAD で機械部品の図を描いた。それらの部品の CAD データを STL データに変換し、3D プリンターを用いてプリントアウトした。Fig. 3.6 に示すように、左図は設計したワイヤ牽引式倍力機構が搭載された小児用筋電義手の CAD 図である。右図は実機の写真である。



Fig. 3.7 ワイヤ牽引式倍力機構が搭載された小児用筋電義手の CAD 図と実機写真

この筋電義手に使用した親指と四指を駆動するサーボモータは Hyperion Atlas Digital Servo(型番: HP-DS095-FMD)である. 詳細なスペックは第二章の 2.3.2 節で紹介した. ワイヤの両端を直接親指の PIP 関節周辺に固定するのは難しいので, PIP 関節に二つの穴を開けた. 二つの穴に一本の針金を入れて二重に巻いて固定する. その後にワイヤの両端を別々に PIP 関節の両側に繋いだ. これでワイヤを PIP 関節に固定することができた.

次に, 作製した実機の実際の指先のピンチ力を計測するために, ピンチ力計測実験を実施した. この実験では Fig. 3.8 の左図に示す Biometrics 社製の精密ピンチメータ P200 を用いた.

実験方法としては, 健常者の被験者一人は筋電義手を腕に装着し, 自身の筋電で義手を動かしてピンチメータにアプローチし, 筋電義手のサーボモータの最大トルクが出るまで摘まみ続けた. その後に筋電で義手をコントロールしてピンチメータから離れた. また上記の動作を四回行った. 合計五回の時間-ピンチ力のデータを取ってグラフ化した. 実験風景は Fig. 3.8 の右図に示すとおりである. 実験結果は Fig. 3.9 に示す.



Fig. 3.8 ピンチメータの写真とピンチ力の実験シーン

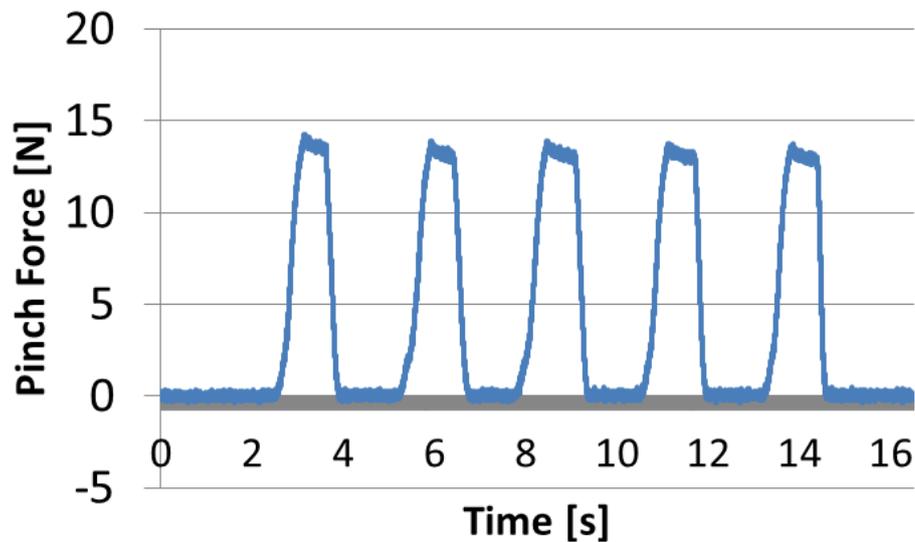


Fig. 3.9 ピンチ力計測実験の結果図

横軸は時間軸であり、縦軸はピンチ力の軸である。この結果から実機のピンチ力の最大値は15N程度であることが分かった。第1章Fig. 1.4に紹介された同じアクチュエータを使用したYongらが設計したダイレクト駆動式小児用筋電義手のピンチ力より10N程度高いのがわかった。しかし、シミュレーション計算から得られたピンチ力の理論値は21.5Nである。理論値と実際値の誤差を生み出す原因について幾つかの可能性を考案した。

- A) 計測誤差, 製造誤差及び計算誤差
- B) サーボモータ実際のトルクとスペックに記されたトルクが合わない
- C) 回転ジョイント部分の摩擦力
- D) プーリー上の重なったワイヤの間の摩擦力

- E) ワイヤとプーリーの間の摩擦力
- F) ワイヤの弾性伸びによって生じる抵抗力
- G) 背側の圧縮ばねの抵抗力
- H) グローブの抵抗力

3.2.4 結論

ワイヤ牽引式倍力機構が搭載された小児用筋電義手は従来研究の Yong らが設計した二自由度小児用筋電義手より強い出力を発揮できたことがわかったが、ワイヤの柔らかく、伸縮性がある物性により機構自体のメンテナンス性と安定性が低いことがわかった。また、ポテンシオメータをサーボモータから取り出して外部に設置するのはハンドの挙動を不安定化する原因の一つだと考えられる。故に、機械安定性が高い倍力機構の改良開発が必要だと考えられる。

3.3 ボールチェーン牽引倍力駆動式

ワイヤ牽引駆動式倍力機構の不安定性問題を解決するために、我々は機構の改良設計を行った。その際、ワイヤよりも剛性が高い材質を使って機構の安定性を向上させることを考えた。剛性が高い牽引物として、ピアノ線、ボールチェーンを考えた。ピアノ線は剛性が高いが、サーボモータの回転軸に固定するのが難しいと考えた。次にボールチェーンを考える。ボールチェーンはチェーンの一種であり、複数の金属ボールが金属棒で繋がっているため、剛性がある一方、最小曲げ半径は5mmである。また、サーボモータの上に固定したプーリーの側面に溝を開けてボールチェーンを牽引することが可能だと考えた。この特性を活かして倍力機構に搭載し、良い機械安定性と高い出力を有する小児用筋電義手を作製可能になると考えた。

3.3.1 機械メカニズム

本小節では提案したボールチェーン牽引式倍力機構が搭載された小児用筋電義手について紹介する。

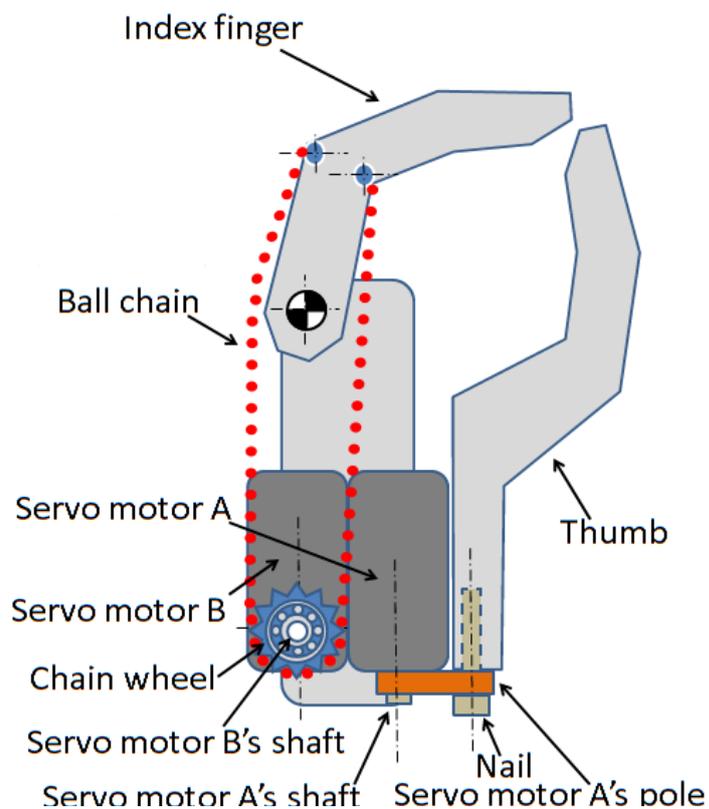


Fig. 3.10 ボールチェーン牽引式倍力筋電義手の全体図

Fig. 3.10 はボールチェーンを用いて牽引する倍力機構が搭載された小児用筋電義手の全体図である。この筋電義手は二つのサーボモータを搭載している。右側のサーボ

モータ A のサーボホーンを直接親指の骨組に取り付けており、親指の拇指対立動作と拇指並立動作を実現できる。一方、左側のサーボモータ B の回転軸が MP 関節の回転軸と並行の関係にある。シャフトの上に特別に設計されたチェーンホイールを付け、そのチェーンホイールの上に二本のボールチェーンを回して示指の PIP 関節に固定した。サーボモータ B のシャフトの時計回り方向の回転により、四指を同時に屈曲させることができる。シャフトの反時計回り方向の回転により、四指を同時に伸展させることができる。また、チェーンホイールが回される途中におけるボールチェーンの脱線を防止するために、チェーンホイールの周りにボールチェーンと干渉しないようにカバー部品を設計して固定した。

Fig. 3.11 は実際に使用したボールチェーンの写真とそれのパーツごとの名称の表記図である。ボールとボールの間はリンクにより接続されており、ボールと隣のボールの中心距離はピッチと呼ばれる。また、ボールの直径をボール径と呼ぶ。

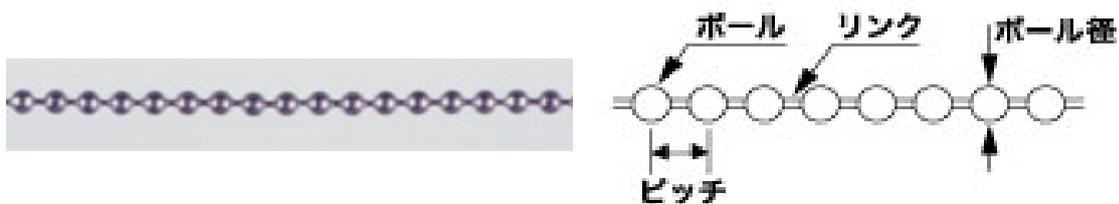


Fig. 3.11 ボールチェーン

この倍力機構に使用したボールチェーンのスペックを Table. 3.2 にした。製造会社は YKK 株式会社である。

Table.3.2 ボールチェーンの主要スペック (YKK 社製)

材質	St
ボール径(mm)	2.3
ピッチ(mm)	3.09
引張強さ(≥ N)	59
最小曲げ半径(mm)	5

倍力機構の機械特性により、機構の最大出力をできる限りに発揮させるために、ボールチェーンの最小曲げ半径をできる限りに小さく抑える必要がある。しかし、最小曲げ半径が小さければ小さいほど引張強さも小さくなる傾向があるので、もし適切でないボールチェーンを選んで倍力機構に搭載した場合、使用する途中でボールチェー

ンが切れる恐れがある. 適切なボールチェーンを選ぶために, 倍力機構の力学公式を用いる. 式 (1) によると,

$$\frac{\text{サーボモータのダイナミックトルク } \tau}{\text{チェーンホイールの回転半径 } |R|} = \text{ボールチェーンに掛ける引張力 } F_{\text{wire}} \quad (7)$$

本機構で使用したアクチュエータはGWSサーボ (型番: MICRO/2BBMG/F) である. このアクチュエータはワイヤ牽引倍力駆動式小児用筋電義手に使われた Hyperion Atlas Digital Servo (型番: HP-DS095-FMD) よりダイナミックトルクが高く, 529 N·mm である. その一方, 頑丈な金属ギアが使われているので安定性が高い.

前述のように, 倍力機構の最大出力を十分発揮させるために, ボールチェーンの最小曲げ半径をできる限り抑えることが大事である. 故に, チェーンホイールの回転半径 $|R|$ をボールチェーンの最小曲げ半径に近付けるのが理想だと考えた.

最後に, 機構の空間制限範囲と YKK 社製のボールチェーンシリーズの寸法を比べたうえで, Table. 3.2 に示す型番のボールチェーンの寸法が一番適切であることがわかった. しかし, 式(7)によると, ボールチェーンに掛ける引張力 $F_{\text{wire}}=105.8\text{N}$ である. この値はボールチェーンの引張強さを遙かに超えていた. 実際に一本のボールチェーンを機構に搭載した所, ボールチェーンがすぐに切れたことを確認した. この問題を解決するために, 二本のボールチェーンを並行の位置関係でチェーンホイールの上に回して引張力を分散することができれば一本あたり 52.9N の負荷しか掛からないので引張強さの範囲内である. そこで我々はボールチェーンのボール径と最少曲げ半径及びサーボモータの回転軸の寸法, 指の寸法と位置関係を参考にしながら Fig. 3.12 のようなチェーンホイールを設計した.

Fig. 3.12 の左図は設計されたチェーンホイールの CAD 図である. 二列の溝があり, 二列のボールチェーンをその中に嵌め込んで巻き込む. 右図は寸法図である. Table. 3.3 はこのチェーンホイールの主要スペックである.

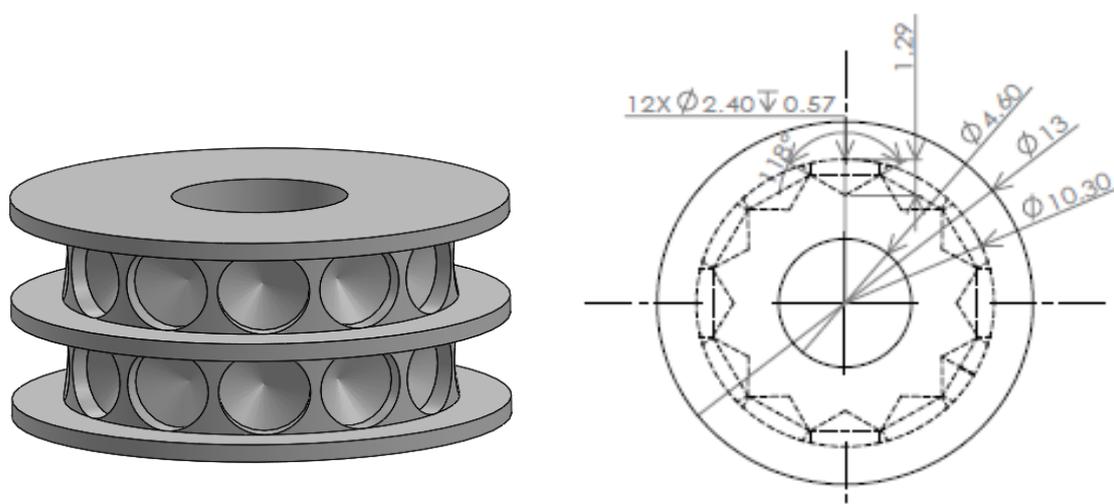


Fig. 3.12 チェーンホイール

Table.3.3 チェーンホイールの主要スペック

材質	A2024
列数	2

3.3.2 シミュレーション

本小節はボールチェーン牽引倍力駆動式の小児用筋電義手のハードウェアを設計する際に必要なシミュレーションについて述べる。

ボールチェーン牽引倍力機構の駆動原理はワイヤ牽引倍力機構の駆動原理と同じなので、3.2.2 に示すモデルをそのまま用いてシミュレーションを行い、機械寸法を決めた。使用した小児装飾用グローブは前述と変わらないので、決めたボールチェーン牽引倍力駆動式の機械寸法がワイヤ牽引式と大きく変わっていない。寸法が変わったのはサーボモータのサイズの影響で回転軸の変位とチェーンホイールの寸法により生じた寸法の変更である。決めた機械寸法は Table3.4 に示す。

Table.3.4 ボールチェーン牽引倍力駆動式の機械寸法

重量(g)	110.2
τ (N * mm)	529.0
TM (mm)	70.7
β (°)	40.0
θ (°)	93.3
MC (mm)	30.7
MO (mm)	48.3
R (mm)	5.2
最大ピンチ力Fの理論値(N)	24.0

上記のパラメータを式(6)に代入すると最大ピンチ力Fの理論値は24Nに達した。機体全体の重量は110.2gであるので、第2章の2.2.1節に述べた小児用筋電義手の重量に対する370g以下の制限要求を満たした。

3.2.1 で紹介されたように、ワイヤ牽引倍力駆動式はサーボモータに内蔵されたポテンシオメータを取り出してMP関節の回転軸に設置し、サーボモータの無限回転を実現した。しかし、ワイヤ牽引倍力駆動式小児用筋電義手の実機を試作し、動作させた際に、サーボモータの挙動が非常に不安定であることを確認した。

原因としてはワイヤの両側のテンションがサーボモータの回転により急激にバラ

ンスを失い、指が一瞬早い回転スピードで回転したらポテンシオメータが急激的に回転され、ポテンシオメータのフィードバック信号がサーボモータの内部のICにより検知され、ポテンシオメータの過回転を無くすために、IC がサーボモータを反対方向に回そうとしていて、反転させる電流をモータに送る。故に、モータは反転されてまた上記と同じように過回転するので、結果としては正転反転の繰り返しになる。この振動現象により、両側のワイヤを無理矢理に負荷を掛けて緩みの深刻化を加速させると考えられる。

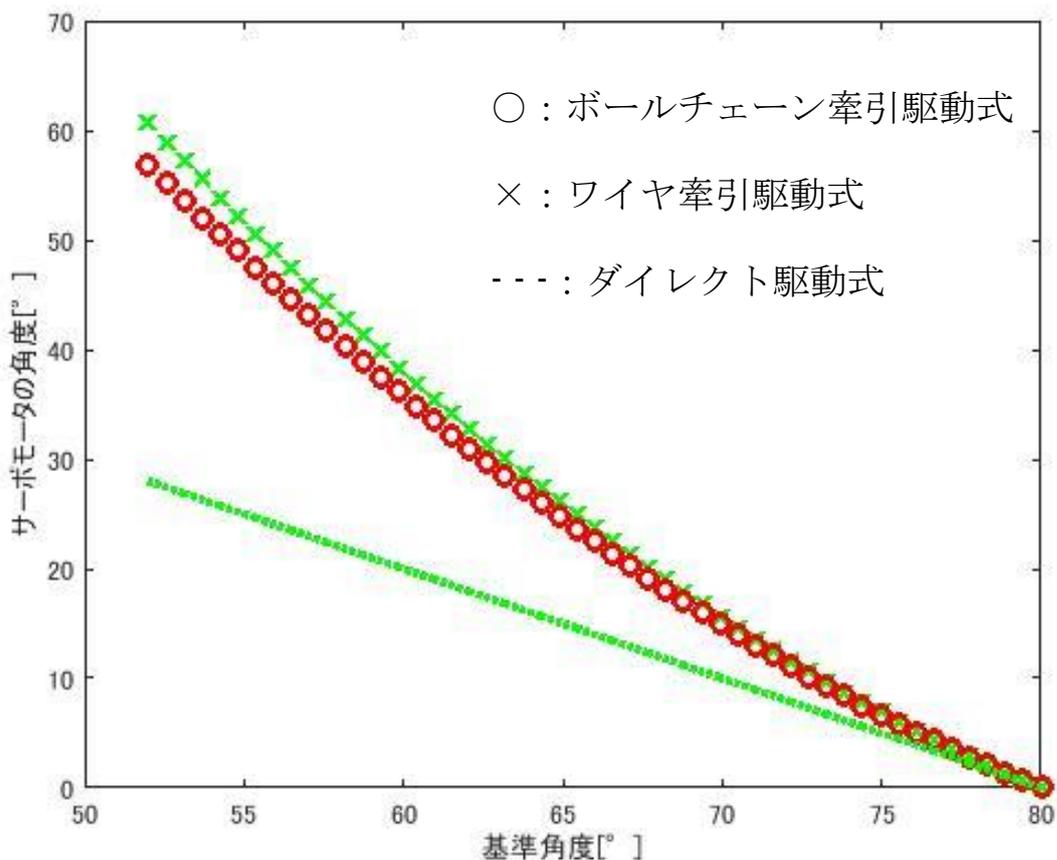


Fig. 3.13 MP 関節基準角度とサーボモータ角度の関係

故に、本章で紹介したボールチェーン牽引倍力駆動式はこのような不安定現象を無くすために、ポテンシオメータを取り出して無限回転させることをやめた。

使用したサーボモータの回転角度範囲は 0° から 140° であるので、この限られたサーボモータの回転範囲内ではボールチェーンを駆動し、四指を屈曲、伸展させることができるかどうかを判断するために、Fig. 3.14 のシミュレーションを行った。横軸は MP 関節の基準角度であり、縦軸はサーボモータの回転角度を示す。四指は伸展から握り込むまでの基準角度は 80° から 50° 近くまで変わることが CAD で計算してわ

かった. 丸い線は Table3.4 のスペックに従って設計したボールチェーン牽引倍力駆動式小児用筋電義手の MP 関節基準角度とサーボモータ角度の関係を示す. ×線は Table3.1 のスペックに従って設計したワイヤ牽引倍力駆動式の MP 関節基準角度とサーボモータ角度の関係を示す. 点線は Hyperion Atlas Digital Servo(型番: HP-DS095-FMD) をダイレクトで四指を動かすダイレクト駆動式小児用筋電義手の MP 関節基準角度とサーボモータ角度の関係を示す. 倍力機構のパフォーマンスのみを評価するために, この三種類の小児用筋電義手の外見に関する機械寸法を統一した. 結果図から, ボールチェーン牽引倍力駆動式とワイヤ牽引倍力駆動式の小児用筋電義手を伸展姿勢から握り込み姿勢までに動かすために, サーボモータを 60° 程度回転しなければならなかった. 一方, ダイレクト駆動式小児用筋電義手を同様に駆動させるためには, サーボモータを 30° 程度回転する必要がある. 前述のように本研究で使用した二種類のサーボモータの最大回転範囲は 140° であるので, ボールチェーン牽引倍力機構を搭載した小児用筋電義手の四指を屈曲, 伸展させるのに充分であると考えられる.

その後にボールチェーン牽引倍力機構を搭載した小児用筋電義手の指先の出力を評価するために, MP 関節基準角度と指先力の関係を示す力学シミュレーションを行った. Fig. 3.14 に示すように, 横軸は MP 関節の基準角度であり, 基準角度の数値が小さけ

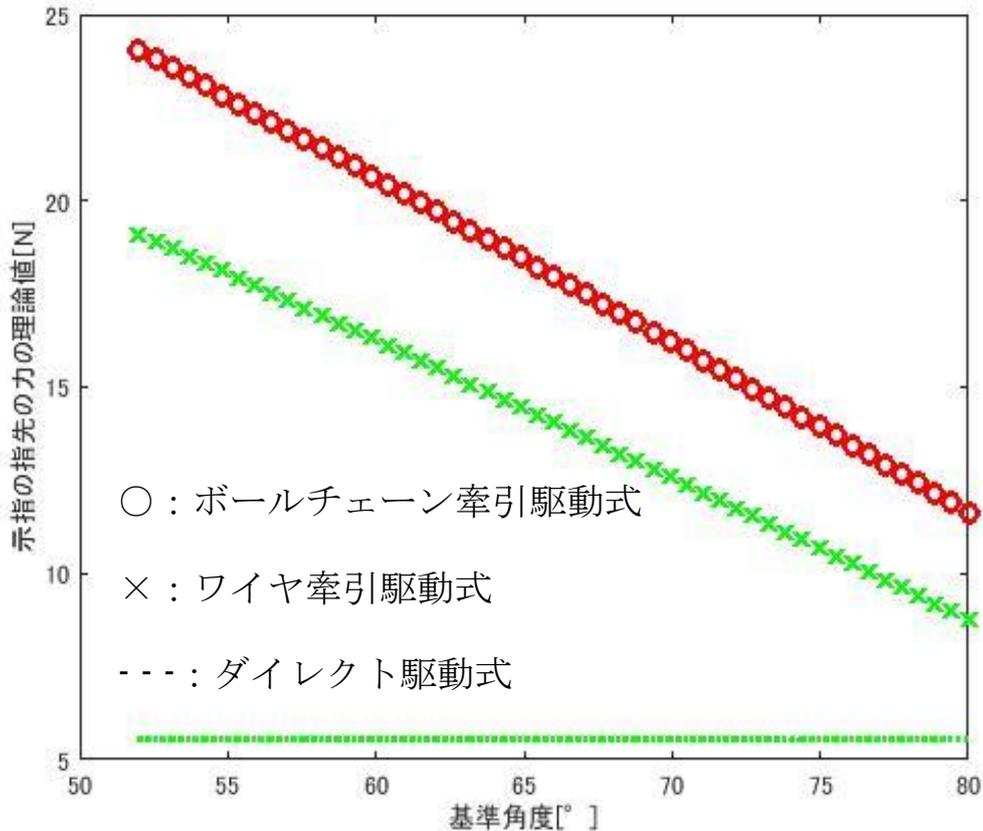


Fig. 3.14 MP 関節基準角度と指先力の関係

れば小さいほど四指が屈曲する. 一方, 数値が大きければ大きいほど四指が伸展する. また, 縦軸は指先の最大力を示す. 本シミュレーションはボールチェーン牽引倍力機構のパフォーマンスを評価するために, ワイヤ牽引倍力駆動式小児用筋電義手とダイレクト駆動式小児用筋電義手のパラメータを同様シミュレーションし, 三種類の筋電義手の基準角度と指先の力の関係を同じ図に載せた.

図から, ボールチェーン牽引駆動式とワイヤ牽引駆動式の指先の力は屈曲すればするほど大きくなる一方, 伸展すればするほど小さくなることがわかった. また, ボールチェーン牽引駆動式に使用したサーボモータのダイナミックトルクはワイヤ牽引駆動式に使用したサーボモータより高いので, 基準角度に限らずボールチェーン駆動式の指先の力はワイヤ牽引駆動式より強いことがわかった. 一方, ダイレクト駆動式は基準角度の変化によらず指先の力が一定であった. その値はワイヤ牽引駆動式とボールチェーン牽引駆動式より弱いことがわかった. 故に, ボールチェーン牽引倍力機構が搭載された小児用筋電義手の出力はこの三種類の筋電義手の中で一番高いことがわかった.

設計したボールチェーン牽引倍力機構を搭載した小児用筋電義手とダイレクト駆動式筋電義手の屈曲スピード特性を比較するためにシミュレーションを行った. Fig. 3.15 に示すように, 横軸は四指の角度を表す β であり, 左側は屈曲姿勢方向, 右側は伸展姿勢方向である. 縦軸は MP 関節の瞬時角速度を表す. 赤い線は Table. 3.4 のパラメータに合わせて設計したボールチェーン牽引倍力駆動式倍力筋電義手のシミュレーション結果で, 青い線は同じアクチュエータを使ったダイレクト駆動式筋電

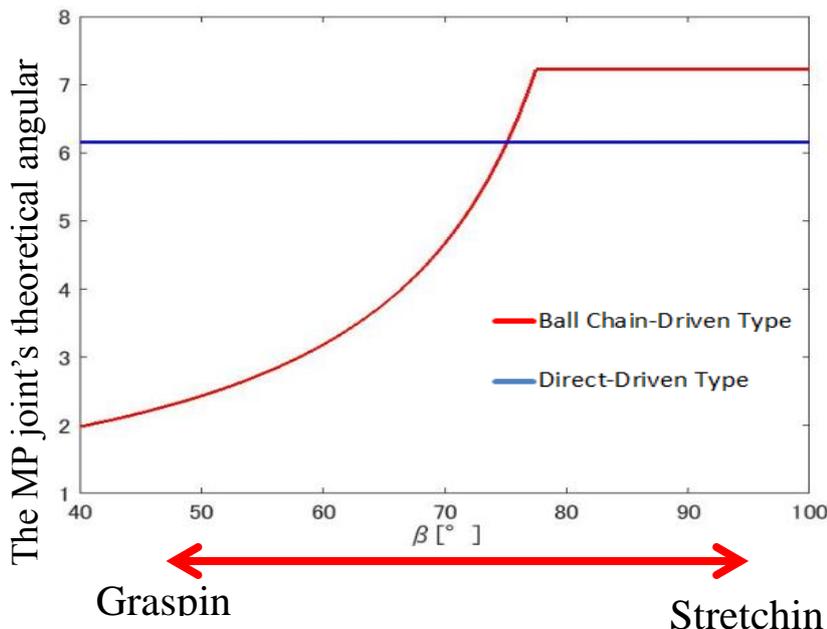


Fig. 3.15 姿勢と MP 関節角速度の関係

義手のシミュレーション結果である。

図から、本小節で設計したボールチェーン牽引倍力駆動式筋電義手は屈曲すればするほど MP 関節の屈曲スピードが下がる一方、ダイレクト駆動式筋電義手は四指の姿勢によらず一定の屈曲スピードを保つことができたことがわかった。また、ボールチェーン牽引倍力駆動式筋電義手は屈曲し始めた際にはダイレクト駆動式筋電義手より早い一定の屈曲スピードで屈曲できるが、ある角度を超えたら屈曲スピードが急に下回りはじめ、最後にダイレクト駆動式筋電義手の三分の一程度まで下がることがわかった。これにより、ボールチェーン牽引倍力駆動式倍力筋電義手の把持効率が低下する原因であると考えられる。

ボールチェーン牽引倍力駆動式小児用筋電義手の出力が高いので、ボールチェーンに沿った引張力を直接負担する示指の PIP 関節部分とチェーンホイールがその負荷に耐え、安全に稼働できるかどうかを評価する必要がある。

Solidworks (R) の応力解析ツールを使って示指の PIP 関節部分とチェーンホイールのシミュレーションを行った。結果は Fig. 3.16 と Fig. 3.17 に示す。式(1)によると、ボールチェーンにかかる引張力は 101.7N である。前述のようにボールチェーンの引張強さを超えないように二本のボールチェーンが並列に並べられてサーボモータの負荷を分担するので、理想状態では示指とチェーンホイールは二本のボールチェーンの引張力を均一に分担するはずである。

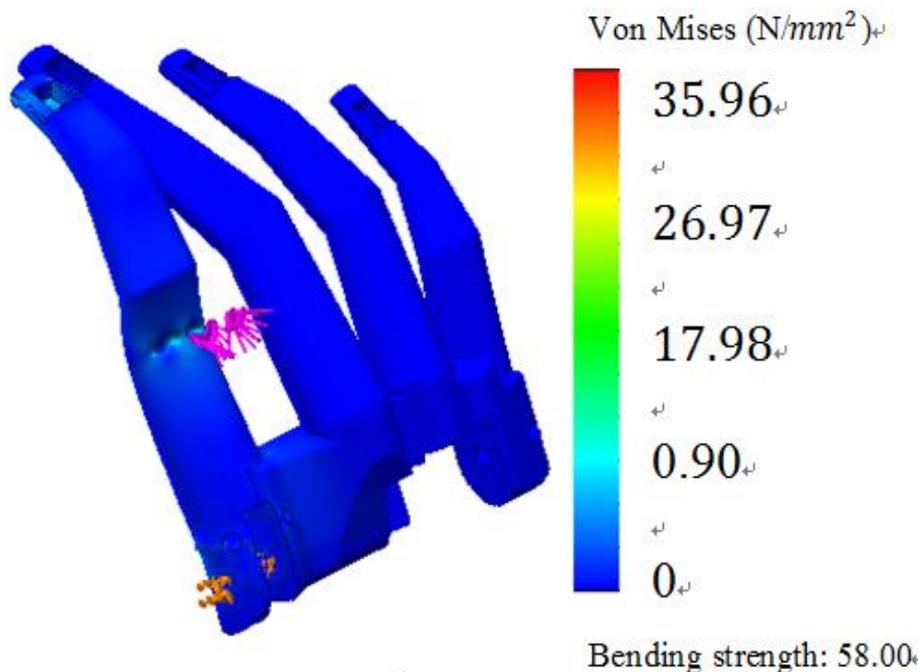


Fig. 3.16 四指の CAE 解析 (ボールチェーン牽引倍力駆動)

Fig. 3.16 に示すように、示指の指先が障害物と接触した状態における応力分布を解析するために、指先と MP 関節の回転軸を固定するように設定した。二本のボールチェーンを PIP 関節と繋げるために、示指の PIP 関節の所に二つの穴を開けた。穴に一

つずつ 50.85N の力を負荷するように設定した. 得た結果として, 最大応力は 35.96MPa で, 使用したABS樹脂の曲げ強さは58MPaである. 故に四指は理論上, ボールチェーンの引張力に耐えられることがわかった.

続いてチェーンホイールの応力解析を行った. Fig. 3.17 に示すように, チェーンホイールの上に二列の溝があり, 別々に 50.85N の力でボールチェーンを引張る. ボールチェーンの引張力はチェーンホイールの接線方向で全て一つの溝の縁側にかかると仮定し, 図のようにシミュレーションを行った. 結果としては, チェーンホイールにかかる最大応力は 35.37MPa である一方, チェーンホイールの材料として使用した型番が A2024 のアルミ材の降伏応力は 75.83MPa である. 故にチェーンホイールは理論上, 十分な安全性があると言える. シミュレーション結果から, チェーンホイールがボールチェーンを引張って四指を安全に動かせることがわかった.

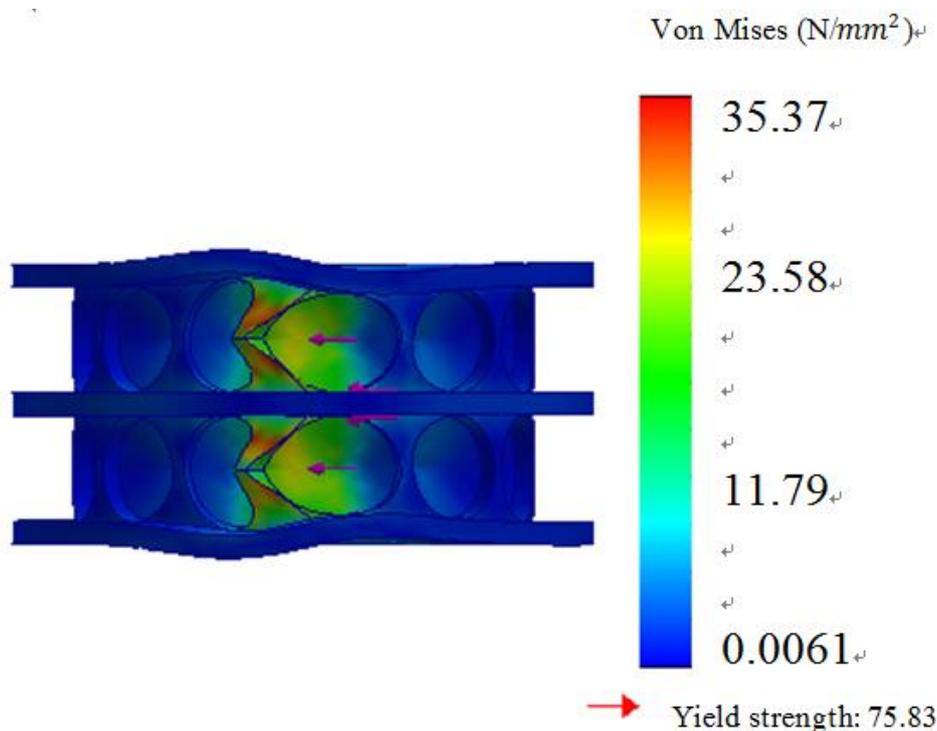


Fig. 3.17 チェーンホイールの CAE 解析

3.3.3 機械性能評価実験

シミュレーションにより得られた適切な機械寸法に従い CAD で機械部品の図を描いた. それらの部品の CAD データを STL データに変換し, 3D プリンターを用いてプリントアウトした. 部品の材質は ABS 樹脂である. Fig. 3.18 に示すように, 左図は設計したワイヤ牽引式倍力機構が搭載された小児用筋電義手の CAD 図である. 右図は実機の写真

である。親指を駆動するために使用したアクチュエータは Hyperion Atlas Digital Servo（型番：HP-DS095-FMD）である。チェーンホイールを駆動するために使用したアクチュエータはGWSサーボ（型番：MICRO/2BBMG/F）である。

チェーンホイールの側面に付ける二本のボールチェーンが脱線しないようにするために、チェーンホイールのサイズに合わせてカバー部品を設計してサーボモータに付けた。また、二本のチェーンホイールを示指に固定するために、左図に示すように示指のPIP関節の部分に四つの穴を開けた。並列状態になっている二本のボールチェーン間のテンションバランスを取るために、ボールチェーンと穴の繋ぎ方及び穴の開け方を工夫した。右図に示すように、一本のボールチェーンを片側の穴を貫通し、隣の穴から貫通して戻ってくるようにボールチェーンと示指を固定した。つまり一本のボールチェーンが並列に並ぶ状態になった。この二本のボールチェーンを適宜な位置でチェーンホイールに嵌め込んでカバー部品を固定した。最後に二本のボールチェーンを示指のPIP関節の裏側の残った二つの穴に前述と同じような方法で貫通したらボールチェーンコネクタで繋げた。これにより、たとえ片方のボールチェーンだけがテンションが強い場合においても、ボールチェーンが自動的に並列の二つの穴の間でずれ、テンションのバランスを取ることができた。

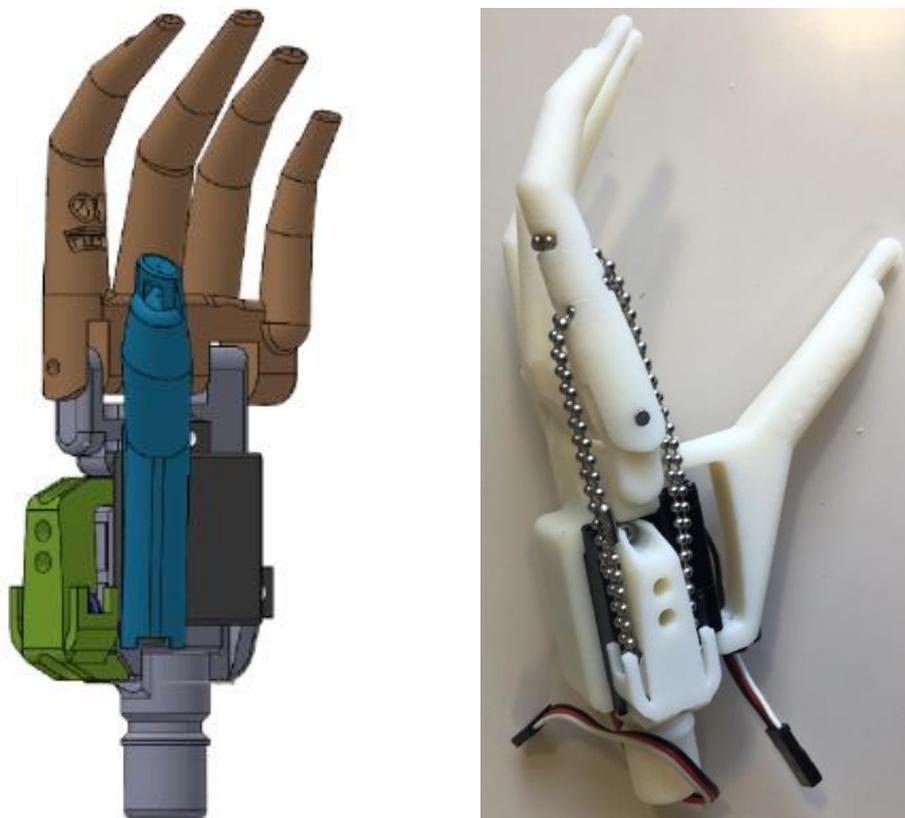


Fig. 3.18 ボールチェーン牽引式倍力機構が搭載された小児用筋電義手のCAD図と実機写真

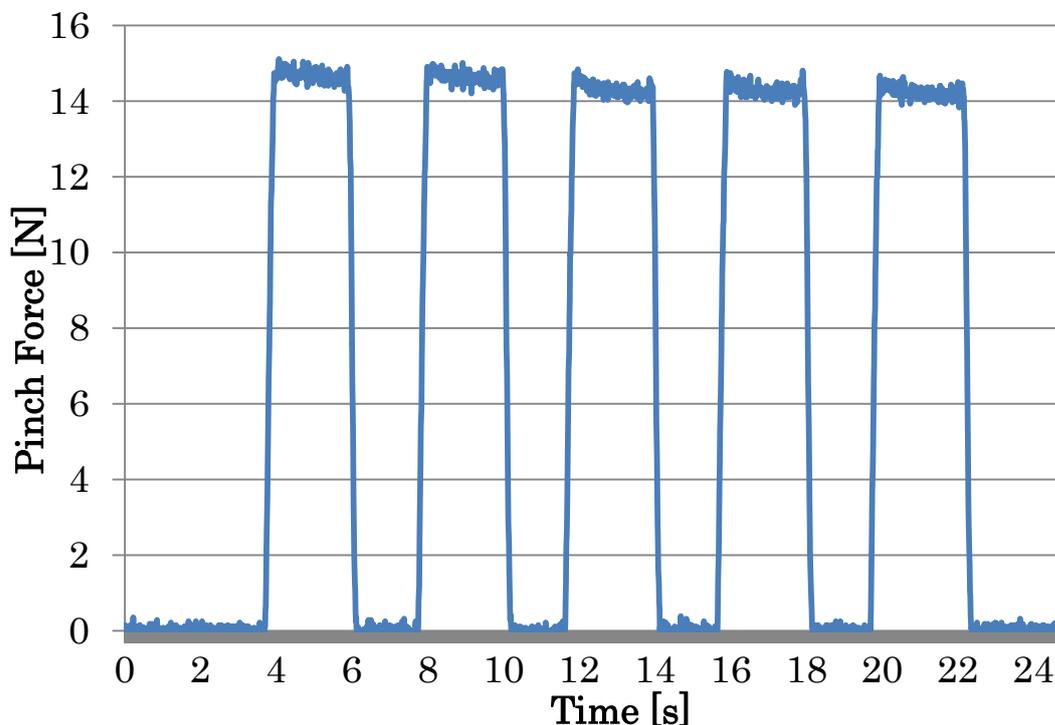


Fig. 3.19 ピンチ力計測実験の結果図

最後に、ボールチェーン牽引式倍力機構の性能を評価するために、3.2.3 小節で示したピンチ力計測実験を行った。結果は Fig. 3.19 に示すように、最大ピンチ力は凡そ 14N に達したことがわかった。実際の実出力値と理論の実出力値との間の差を生み出す原因について幾つかの可能性を考案した。

- A) 計測誤差, 製造誤差及び計算誤差
- B) サーボモータ実際のトルクとスペックに記されたトルクが合わない
- C) 回転ジョイント部分の摩擦力
- D) ボールチェーンとプーリーの間の接線方向以外の分力
- E) グローブの抵抗力

3.3.4 結論

ボールチェーン牽引式倍力機構を搭載した小児用筋電義手は従来研究の Yong らが設計した二自由度小児用筋電義手より強い出力を発揮できた。また、ワイヤ牽引式倍力機構よりも機構安定性が良いことがわかった。

しかし、倍力機構は四指を屈曲すればするほど指先の力が強くなり、伸展すればす

るほど指先の力が弱くなる性質を持っている。倍力機構のこの特性が原因で、ユーザは自分の意識で指先の出力をコントロールするのが難しい。故に、倍力機構の力学適応性が足りないという欠点がある。

3.4 ボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式

力学適応性は非常に広義の概念である。例えば、自動車の内部に搭載されたオートトランスミッション(AT)は車速やエンジンの回転速度に応じて変速比を自動的に切り替える機能を備えているので、負荷に応じて自動的に出力軸のトルクを調節することができる。ギアチェンジできない車に比べてATが備えている車のほうは力学適応性が格段に良いと考えられる。ボールチェーン牽引駆動式倍力機構の力学適応性を向上させるために、機構の改良設計に着手した。

本研究では、筋電義手の握りスピードと握力が外部負荷の有無に応じて自動的に調節できるかどうかの性能を狭義の力学適応性と定義する。前述のボールチェーン牽引駆動式倍力機構は四指を駆動する際に、屈曲すればするほどモーメントアームが長くなるので、握力もそれに従って強くなる。一方、伸展すればするほどモーメントアームが短くなるので、握力もそれに従って弱くなる。このような機構的な性質のせいで、ユーザは筋電義手指先の出力をコントロールし難い。故にボールチェーン牽引駆動式倍力機構の力学適応性は不足していると考えられる。

倍力機構の改良設計を行う際に、力学適応性が高いと考えられる人間の手の生体構造を参考にした。Fig. 3.20の左図に示すように、人間の手の指関節を動かすためには腱が必要である。腱は筋肉の収縮により牽引されて指関節を動かす。ボールチェーン牽引駆動式倍力機構の場合では、サーボモータは人間の筋肉の役割をし、ボールチェーンが腱の役割をしている。人間の指関節ごとに腱鞘と呼ばれる生体構造が存在している。腱鞘はトンネルのような中空構造体になっており、腱がその中を通過して指先端の骨に固定されているのに対し、腱鞘が指関節と隣接する骨に固定されている。腱鞘は腱と指関節の距離を制限することにより、指関節を早いスピードで屈曲させることができる。一方、腱鞘は弾性体なので、外部負荷が高い場合は腱に高い負荷が伝わり、腱鞘を拡張させることができるので、強い力を発揮できる。このような特性を有する腱鞘は指の力学適応性に不可欠な役割を働いていると考えられる。

本小節は人間の指に内蔵された腱鞘の原理を参考にし、ボールチェーン牽引駆動式倍力機構に搭載された人工腱鞘機構の設計、シミュレーション及び性能評価実験について述べる。

3.4.1 機械メカニズム

Fig. 3.20の左図は人間の手の指の側面図である。人間の指にはPIP関節、PIP関節、MP関節がある。腱は先端の骨に固定されている。PIP関節とPIP関節の間、PIP関節とMP関節の間、MP関節の部分にそれぞれ腱鞘が存在している。腱は筋肉に牽引されたPIP、PIP、MP関節が同時に駆動される。指の機械モデリングは右図に示すよう

に, PIP, PIP, MP 関節をそれぞれ回転ジョイントに仮定し, 腱を一本の柔軟なワイヤで仮定し, 腱鞘をそれぞれ引張バネに仮定できる. 図に示すように, ワイヤが牽引されたら引張バネが延ばされるので, 腱鞘に似た作用を発揮できると考えられる. 故に, 腱鞘機構を引張バネで実現する.

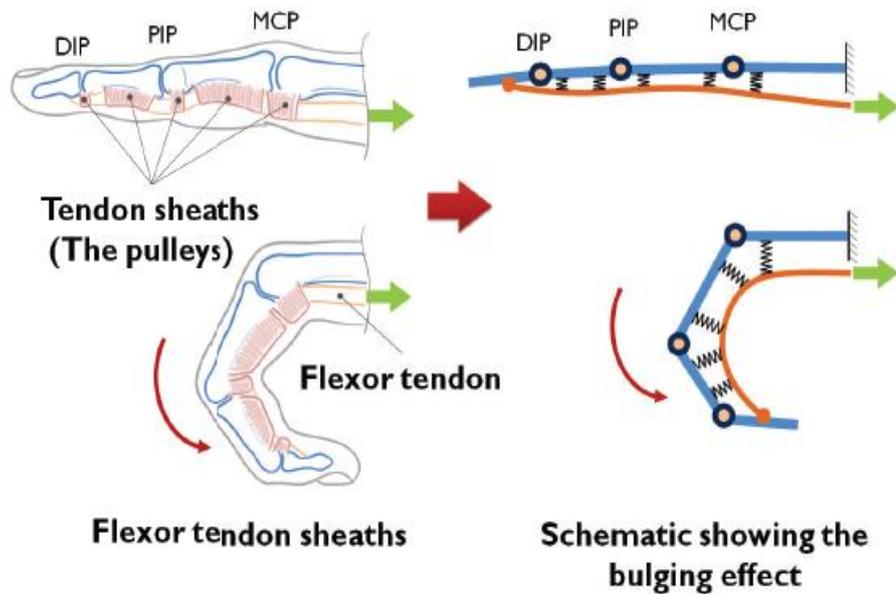


Fig. 3.20 人間の指に内蔵する腱鞘及びそのモデリング

Fig. 3.21 は腱鞘機構が搭載されたボールチェーン牽引駆動式倍力小児用筋電義手の全体図である. この筋電義手には二つのサーボモータが搭載されている. 右側のサーボモータ A のサーボホーンを直接親指の骨組に付けており, 親指の拇指対立動作と拇指並立動作を実現できる. 一方, 左側のサーボモータ B の回転軸が MP 関節の回転軸と並行の関係になっている. サーボモータのシャフトの上にはボールチェーンのサイズに合わせて設計したチェーンホイールが付けられ, そのチェーンホイールの上に二本のボールチェーンが嵌め込まれ, ボールチェーンが示指の PIP 関節に固定される. サーボモータ B のシャフトの時計回り方向の回転により, 四指を同時に屈曲させることができる. シャフトの反時計回り方向の回転により, 四指を同時に伸展させることができる. また, MP 関節の回転軸と掌側のボールチェーンの間には引張バネが設置されており, 人工腱鞘の役割をする. 前述のようにボールチェーンが二本並列の状態になっているので, 引張バネもそれに合わせて二本を並列的に MP 関節に設置し, ボールチェーンを同時に引掛ける.

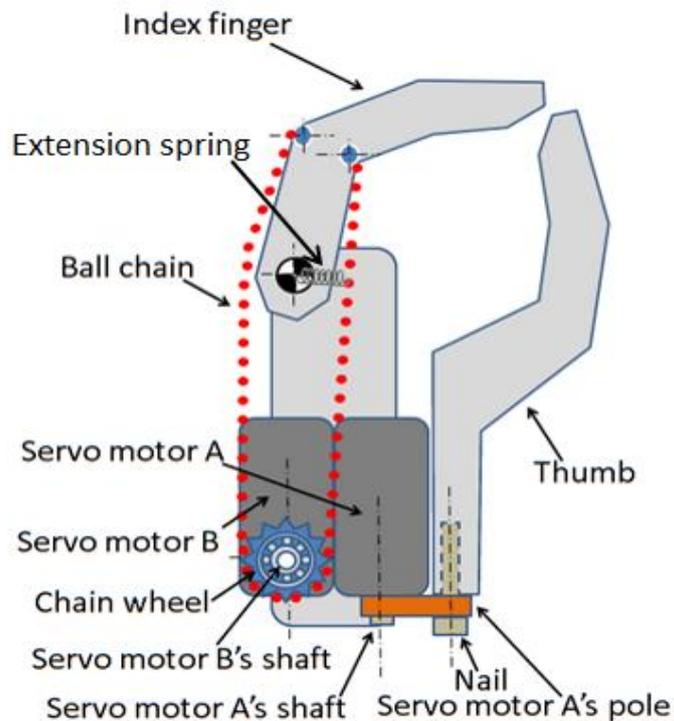


Fig. 3. 21 腱鞘機構が搭載されたボールチェーン牽引式倍力筋電義手の全体図

次に引張バネを用いて仕上げた腱鞘機構をボールチェーン牽引式倍力機構に搭載した場合の筋電義手の動きを図で説明する. Fig. 3. 22(a)において, 赤いラインはボールチェーンを意味し, 上の回転軸は MP 関節の回転軸で, 下の回転軸はサーボモータのシャフト回転軸である. 掌側のボールチェーンは PIP 関節とチェーンホイールに接続しており, チェーンホイールの回転により指を駆動する. ボールチェーンと MP 関節の間には腱鞘機構 (引張バネ) がセットされている. この状態は四指の伸展姿勢だと仮定する. 続いて Fig. 3. 22(b)に示すように, チェーンホイールはボールチェーンを引張って四指を屈曲させる際に, 外部の抵抗力が無いまたは弱い場合に, 腱鞘機構はボールチェーンと MP 関節の回転軸との間のモーメントアーム長さを制限できる. モーメントアームの長さは腱鞘機構が付いてない場合と比べて短い. 故に, 四指を小トルクで, 高速に屈曲させることができる. 一方, Fig. 3. 22(c)に示すように, 四指が屈曲した際に, もし外部の抵抗力が強くなった場合, ボールチェーンによる腱鞘機構である引張バネに掛ける力も強くなるので, 引張バネが図のように長く伸ばされる. このとき, モーメントアームの長さは Fig. 3. 22(b)に比べて長くなるので, 指先の力も Fig. 3. 22(b)に比べて強くなる. これにより, 外部抵抗力の強弱に合わせて指先の力を自動的に調節できる. 腱鞘機構によって, 倍力機構の力学適応性が向上する.

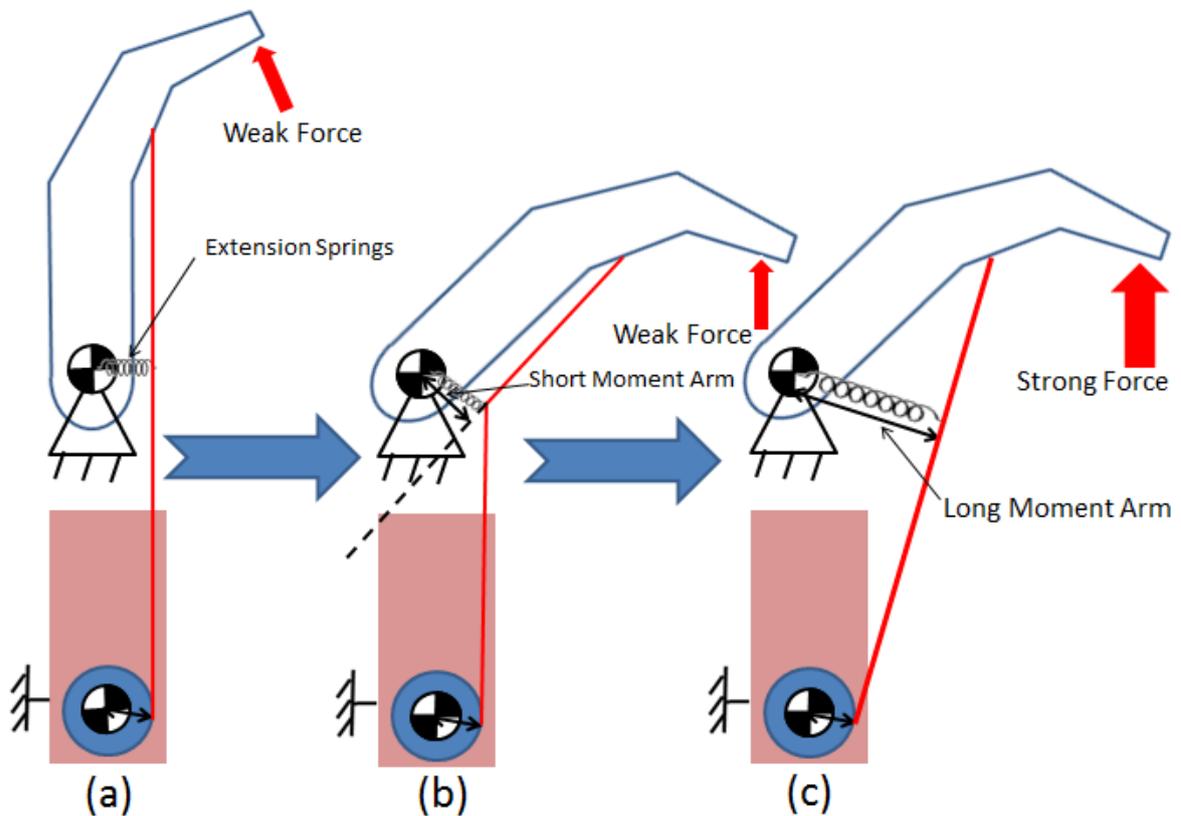


Fig. 3.22 腱鞘機構が搭載された倍力機構の原理図

3.4.2 シミュレーション

腱鞘機構を倍力機構に搭載することにより、筋電義手の力学適応性を向上できることは前小節で説明した。本小節は既存のボールチェーン牽引式倍力機構の力学適応性を十分に発揮させるために、腱鞘機構を搭載した倍力機構をモデル化し、シミュレーションに基づいてシステムの力学適応性を十分に発揮できる人工腱鞘を選定する方法について説明する。

腱鞘機構のコア部品は MP 関節回転軸と屈曲側のボールチェーンの間に設置された引張バネである。引張バネの自由長さ、許容長さ、弾性係数、初期張力、倍力機構との位置関係は機構全体の最終的な力学パフォーマンスに直接影響を与える。故に、引張バネが搭載された倍力機構全体をモデル化し、引張バネと倍力機構の力学関係を分析することが重要である。シミュレーションでは主に腱鞘機構の安全性と有効性に着目する。安全性については引張バネの許容長さ範囲内で稼働させることを目指す。有効性については指先の出力範囲を大きくすることを目指す。この二つの要件に着目し、市販されている引張バネから倍力機構に実装可能な型番を選定する。

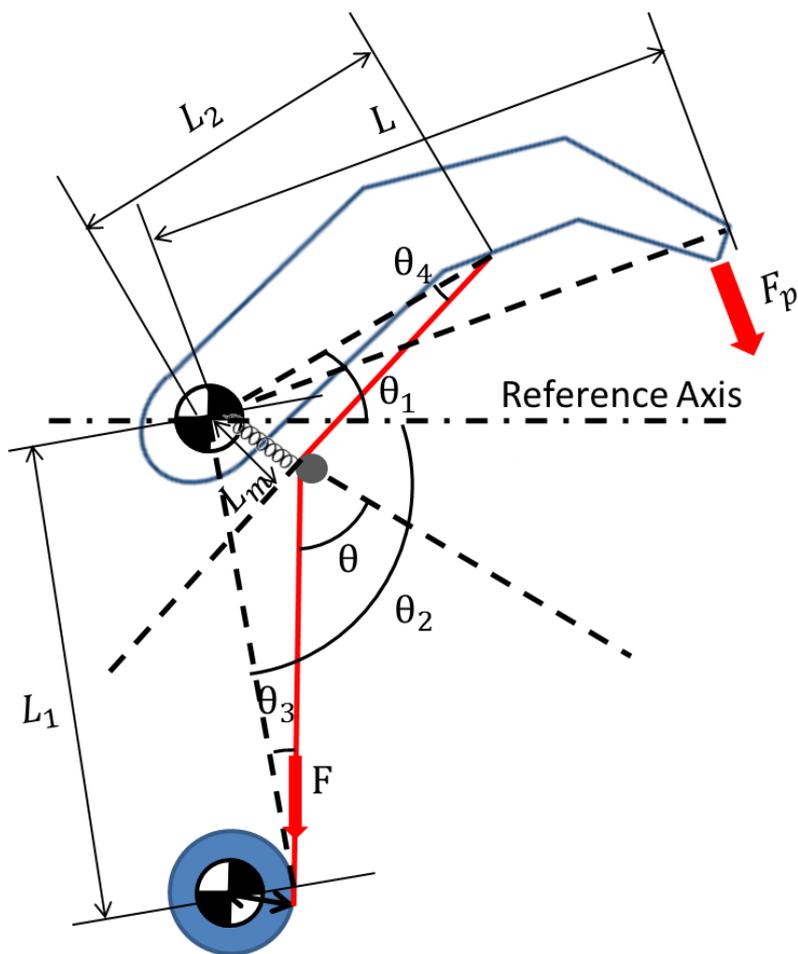


Fig. 3.23 腱鞘機構が搭載された倍力機構のモデル

Fig. 3.23 に示すように、倍力機構のチェーンホイール、ボールチェーン、示指の側面図と腱鞘機構の引張バネをモデル化した。図に示す記号の意味は下記の通りである。

- L: MP 関節の回転軸から示指指先までの距離
- L_1 : MP 関節の回転軸からチェーンホイールの右側までの接線距離
- L_2 : MP 関節の回転軸から示指の PIP 関節辺りのボールチェーン固定点までの距離
- L_m : MP 関節の回転軸からボールチェーンの延長線までの垂線距離
- θ : ボールチェーンと引張バネの延長線との夹角
- θ_1 : 水平基準線と L_2 線との夹角
- θ_2 : 水平基準線と L_1 線との夹角
- θ_3 : ボールチェーンと L_1 線との夹角
- θ_4 : ボールチェーンと L_2 線との夹角
- F: サーボモータがボールチェーンに伝わる牽引力

F_p : 示指指先の力

腱鞘機構が搭載された倍力機構のモデルを参考にし、示指指先の力を求めるために、式(7)を求めた。

$$F_p = F * \frac{L_m}{L} \quad (7)$$

式(7)から、示指指先の力は F 、 L_m 及び L と関係がある。しかし、式(1)により、 F の大きさは使用したサーボモータのダイナミックトルクとチェーンホイールの寸法により既に決められた定数である。また、 L も設計された指の形状により決められた値なので、指先出力の変化範囲に影響を与えられるのは L_m だけであることが分かる。

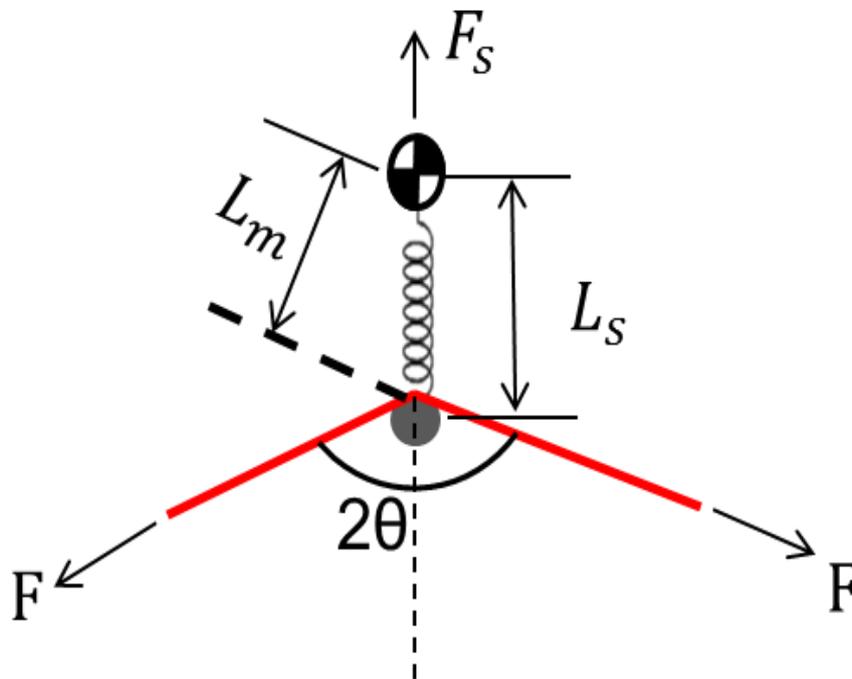


Fig. 3.24 腱鞘機構のモデル

L_m の大きさに影響を与えるパラメータを探すために、腱鞘機構をモデル化し、ボールチェーンと引張バネとの間の力学関係を求めた。モデルは Fig. 3.24 に示した。赤い線はボールチェーンを意味し、引張バネの一端をボールチェーンに引掛けてあり、もう一端を MP 関節の回転軸に引掛けてある。モデルを簡単化するために、ボールチェーンと引張バネの間の摩擦力をゼロだと仮定する。 L_s は引張バネの長さである。三角関数の関係によると：

$$L_m = L_s * \sin \theta \quad (8)$$

引張バネの公式によると、 L_s を求めるために式(9)を利用する。

$$L_s = L_f + \frac{F_s - F_f}{k} \quad (9)$$

式の中の符号の意味は下記の通りである：

L_f : 引張バネの自由長さ

F_s : 引張バネに掛ける引張力

F_f : 引張バネの初張力

k : 引張バネのばね定数

L_f , F_f , k の値は引張バネの特性を表す定数である一方, F_s だけが外力の変化に依存する変数である. Fig. 3. 24で示したボールチェーンと引張バネの力に関するつり合い関係による, 式(10)のような関係となった.

$$F_s = 2 * F * \cos \theta \quad (10)$$

F_s は F と θ の変化により影響されることがわかった. 式(1)により, F の大きさは使用したサーボモータのダイナミックトルクとチェーンホイールの寸法により既に決められた定数である. 故に, F_s の大きさは θ の変化により変わることになる.

式(7)から式(10)によると, F_p の変化範囲を決めるのは θ であることがわかった. θ を求めるために, Fig. 3. 23に示す角度の幾何関係による式(11)を得た.

$$\theta = \frac{\theta_1 + \theta_2 + \theta_3 + \theta_4}{2} \quad (11)$$

θ の値は $\theta_1, \theta_2, \theta_3$ と θ_4 の値により影響されることがわかった. $\theta_1 + \theta_2$ は四指の姿勢を表す角度であるので, 腱鞘倍力機構の安全性と有効性を評価する際に, 引張バネが最大限に伸ばされるつまみ姿勢の時の角度に設定したほうが良いと考えられる. 故に, シミュレーションを行う前に CAD でつまみ姿勢の時の $\theta_1 + \theta_2$ の値を測ってそれを定数として数式に代入する.

続いて θ_3 と θ_4 の値を求めるために三角関数の関係に従って式(12)と式(13)を得た. θ_3 の値は L_s, θ と L_1 により影響される一方, θ_4 の値は L_s, θ と L_2 により影響されることが分かった. L_1 と L_2 はボールチェーン牽引駆動式倍力機構のハードウェアを設計する初期に決められた値なので, ここを定数と考える. 故に, θ_3 と θ_4 の値は L_s と θ の値の変化により変わると考えられる.

$$\theta_3 = \sin^{-1} \left[\frac{L_s * \sin(180 - \theta)}{L_1} \right] \quad (12)$$

$$\theta_4 = \sin^{-1} \left[\frac{L_s * \sin(180 - \theta)}{L_2} \right] \quad (13)$$

式(11)から式(13)によると, θ の変化範囲を決めるのは L_s と θ の値であることがわかった. 前述の通りに, 本シミュレーションの目的は腱鞘機構の安全性と有効性を評価するために, F_p と L_s との関係を明らかにすることが必要である. Matlab で式(7)~式(13)を連立し, F_p と L_s の関係式を求めることができた.

L_s の変化範囲を L_f から L_{\max} までに設定した. L_{\max} は $\theta = 90^\circ$ の際の L_s の長さである. 求め方を式(14)に示した.

$$L_{\max} = L_1 * \sin \left\{ \sin^{-1} \left[\frac{L_2 * \sin(\theta_1 + \theta_2)}{\sqrt{L_1^2 + L_2^2 - 2 * L_1 * L_2 * \cos(\theta_1 + \theta_2)}} \right] \right\} \quad (14)$$

力のつり合い関係によると、 L_s が L_{\max} に達するのは無限大のFが必要である。しかし、式(1)により、Fの大きさは使用したサーボモータのダイナミックトルクとチェーンホイールの寸法により既に制限されたので、 L_s の値が L_{\max} に達するまでにサーボモータのトルクが限界になってしまい、回転が止まるはずである。 L_s の値が L_{\max} に接近すればするほど指先出力の変化範囲が広がるので、腱鞘機構の有効性が高くなることを意味していると考えられる。一方、 L_s の値が大きくなって引張バネ自体の許容長さ L_a を超えた場合は破壊されるリスクもあるので腱鞘機構の安全性が下がることを意味する。故に、シミュレーションを行い、腱鞘機構の有効性と安全性を同時に満たす引張バネを選定することが重要である。

小児用筋電義手のグローブに内蔵できる腱鞘機構を設計するために、市販されている三種類の小型引張バネを探した。この三種類の引張バネのスペックは Table. 3.5 に示した。

Table.3.5 シミュレーションに用いた引張バネのスペック

型番	DE178	HP032-011-0.32	DE248
自由長さ: L_f (mm)	5.8	11	6.5
許容長さ: L_a (mm)	7.2	13.6	7.3
ばね係数: k (N/mm)	0.78	0.261	2.092
初張力: F_f (N)	0.58	0.38	1.42

この三種類の引張バネの L_f , k, F_f をそれぞれ式(9)に代入し、Matlab でシミュレーションを行うと Fig. 3.25 のような F_p と L_s の関係図を得た。グラフに示すのは四指がつまみ姿勢の際に、ボールチェーンの牽引力が0Nから最大力である101.7Nまでに増加する間の、三種類の引張バネの L_s と F_p の関係である。

グラフの縦軸と引張バネの曲線からわかったことは：緑線で表す引張バネを腱鞘機構として使う場合に F_p の変化範囲が三種類の引張バネの中で一番広いことである。赤い線で表す引張バネを腱鞘機構として使う場合には、 F_p の変化範囲が三種類の引張バネの中で一番狭い。故に、有効性を評価する場合は、緑線で表す引張バネを腱鞘機構として利用するのが一番良いと考えられる。

一方, グラフの横軸と引張バネの曲線からわかったことは, 青い線と赤い線で表す引張バネの L_s の最大値はそれぞれの許容長さを超えたが, 緑線で表す引張バネの L_s の最大値はその許容長さの範囲内であることがわかった. 故に, 安全性を評価する場合は, 緑線で表す引張バネを腱鞘機構として利用するのが一番良いと考えられる.

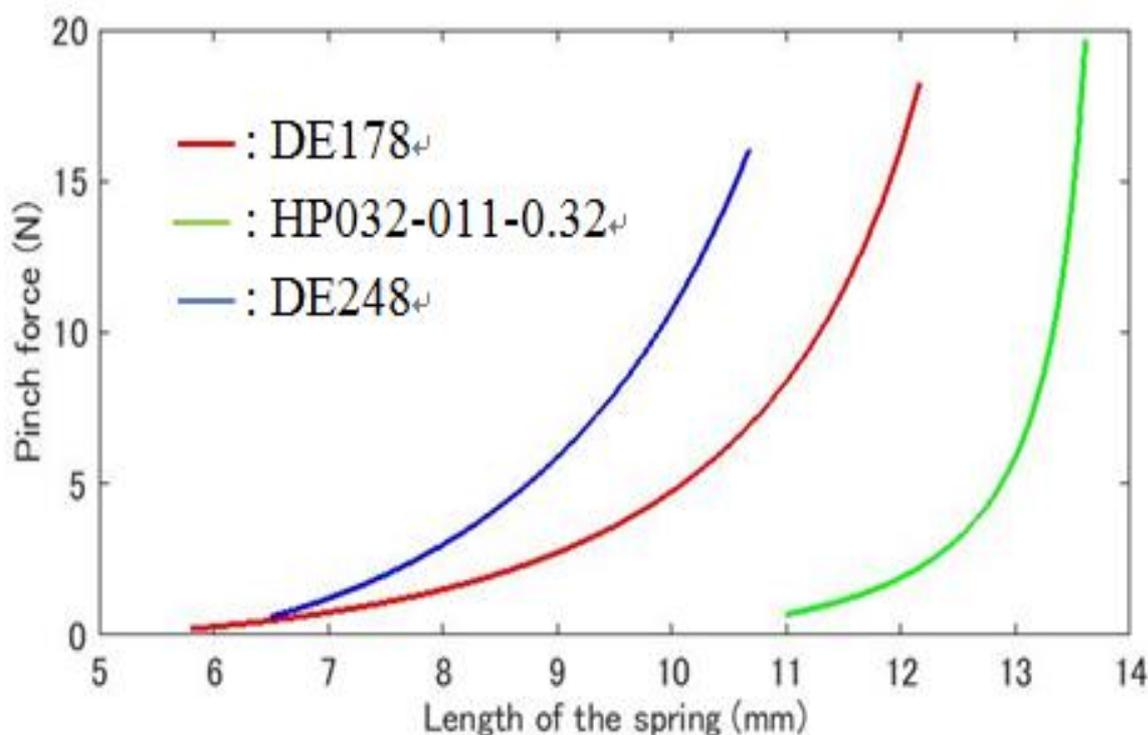


Fig. 3.25 シミュレーションで得た F_p と L_s の関係図

上記のシミュレーションの結果に従い, 良好な有効性と安全性を兼ね備える, 型番が HP032-011-0.32 の引張バネを腱鞘機構に搭載することに決めた.

3.4.3 機械性能評価実験

シミュレーションにより得られた腱鞘機構に適切な型番の引張バネの機械寸法を参考にし, CAD で腱鞘機構を搭載するための機構改良を行った. 設計した腱鞘機構が搭載された筋電義手を Fig. 3.26 に示した, 左図は CAD 図である. 右図は実機の写真である. 倍力機構部分の機械寸法は前小節のボールチェーン牽引倍力機構の機械寸法と同じで, 親指を駆動するために使用したアクチュエータは Hyperion Atlas Digital Servo (型番: HP-DS095-FMD) である. チェーンホイールを駆動するために使用したアクチュエータは GWS サーボ (型番: MICRO/2BBMG/F) である. 腱鞘機構のコア部品である引張バネをボールチェーンと MP 関節の回転軸の間に固定するために, 示

指 MP 関節の回転軸の所にシャフトを露出し, 二本の引張バネをそれぞれシャフトに上に引掛ける. 引張バネの反対側をそれぞれ二本のボールチェーンのリンクに引掛ける. これにより, 腱鞘機構を搭載することに成功した.



Fig. 3.26 ボールチェーン牽引腱鞘倍力機構が搭載された小児用筋電義手の CAD 図と実機写真

作製したボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式小児用筋電義手の力学適応性を確認するために, 検証実験を行った. 本実験は腱鞘機構が搭載された状態の小児用筋電義手と搭載されなかった状態の小児用筋電義手のピンチメータにアプローチする際の時間対指先のピンチ力のデータを取った. サーボモータの回転スピードと計測し始める時点の指姿勢は同じで, サーボモータが回転し始めてから指先がピンチメータに接触するまでの時間の長さにより筋電義手の物体にアプローチスピードの速さを評価した. 一方, ピンチメータと接触してからピンチ力が最大値までに達する時間の長さにより義手の出力分解能を評価した. アプローチスピードと出力分解能を総合的な評価により腱鞘機構の力学適応性を評価する. 結果はFig. 3.27に示した. ラインAは腱鞘機構が搭載されなかった状態の小児用筋電義手の時間対ピンチ力の実測データ, ライン B は腱鞘機構が搭載された状態の時間対ピンチ力の実測データである. 図を観察したらわ

かったのはラインBがラインAより0.2秒程度早くピンチメータに接触した。また、ピンチメータと接触してから力が最大値に達するまでにかかる時間はラインBより0.2秒程度早かった。これにより、腱鞘機構を搭載することにより筋電義手の力学適応性が向上させられたことが実証された。

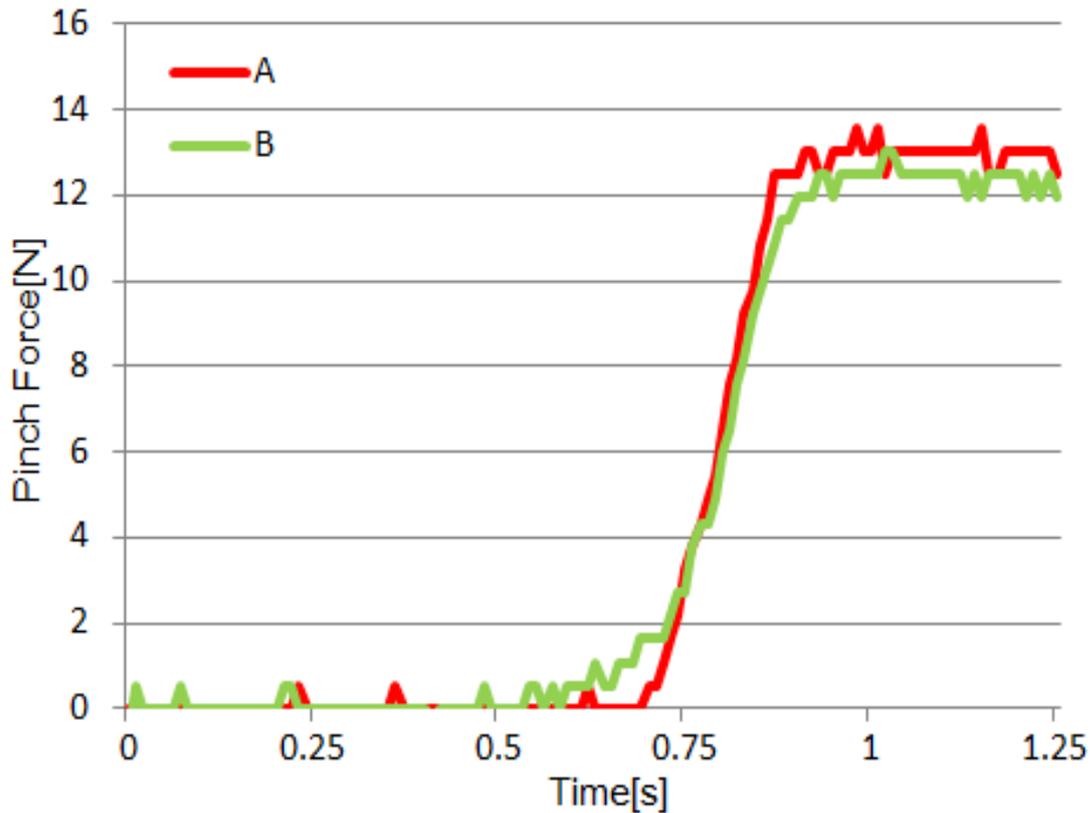


Fig. 3.27 力学適応性検証実験の結果

3.4.4 結論

腱鞘機構が搭載されたボールチェーン牽引式小児用筋電義手は従来研究の Yong らが設計した二自由度小児用筋電義手より出力が高い一方、ワイヤ牽引式倍力機構より機構安定性が高いと同時にボールチェーン牽引式倍力機構より力学適応性が高いことがわかった。

3.5 無限回転型ボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式

小児用筋電義手のサイズは成人の手のサイズと比べて小さいので、太い物体を把持する際に握めない可能性がある。一方、使用したサーボモータの回転範囲が 140° しかないので、Fig. 3.13 のシミュレーションに示すように、倍力機構を駆動する際に MP 関節の回転範囲はダイレクト駆動式を駆動する際の MP 関節の回転範囲と比べたら $1/2$ 程度しかない。その上にボールチェーンの弛みをオフセットするために MP 関節の回転範囲がさらに狭くなる。故に、手の開き幅を拡張させる必要がある。本小節では MP 関節の回転範囲を拡大する機構について説明する。

3.5.1 機械メカニズム

Fig. 3.28 に示すように、左図はボールチェーンを駆動するサーボモータが無限回転可能な無限回転型ボールチェーン牽引腱鞘倍力機構が搭載された小児用筋電義手の CAD 図である。右図は実機写真である。ボールチェーンを駆動するサーボモータの稼働

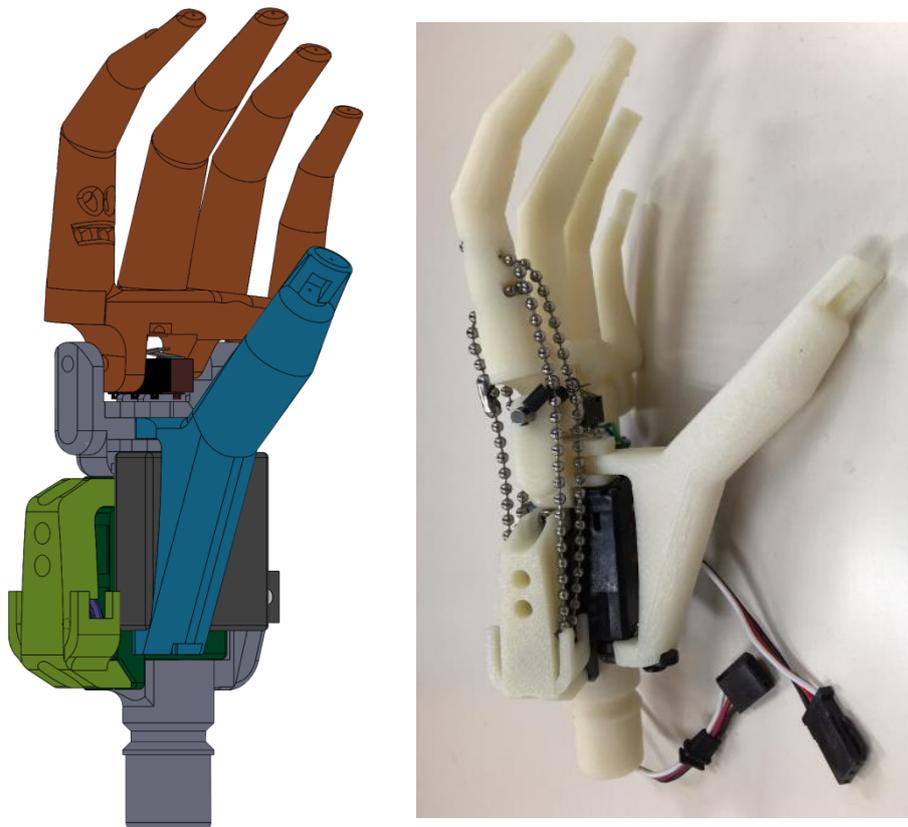


Fig. 3.28 無限回転型ボールチェーン牽引腱鞘倍力機構が搭載された小児用筋電義手の CAD 図と実機写真

範囲を拡張させるために、モータ内部の回路を改造した。

本来、サーボモータはPWM制御法で駆動する。内部制御回路が外部のコントローラから入力したPWM信号とサーボモータの回転軸の位置情報を表すポテンシオメータの電圧値を回路内部で処理して比較し、内蔵されたDCモータを回転させ、ポテンシオメータの電圧値がサーボモータの出力軸の角度の変化により変わり、PWM信号で指定された目標電圧値と同じ値に達したらDCモータの回転が停止する仕組みである。

サーボモータをDCモータと同じように無限回転できるようにするために、われわれはPWM制御法の代わりにヒステリシス制御法でモータを駆動することとした。具体的にはサーボモータのポテンシオメータを基板から外し、その代わりに二つの2kΩ抵抗を並列的に三つの入力ピンに半田付けし、これにより制御回路に入力するサーボモータの回転軸の角度情報を表す電圧値は回転軸の回転によらず中間値に維持される。その後外部のコントローラから入力したPWM信号で指定された目標電圧値に近付けるように、制御回路はサーボモータのケースに内蔵されたDCモータを回転させる。しかし回転軸の角度情報を表す電圧値は変わらないので、DCモータが止まらずに回転し続ける。一方、外部のコントローラから中間値のPWM信号を入力した際にはDCモータの回転が止まる。以上が無限回転可能なサーボモータの駆動原理である。

上記のサーボモータをFig. 3.28に示したように搭載し、ボールチェーンを牽引することにより四指を駆動する。サーボモータは無限回転できるので、MP関節の回転範囲が従来と比べて拡大されると予想される。サーボモータの無限回転が原因でMP関節の過伸展と機械的な干渉破壊のリスクも生じた。それを防止するために、MP関節の回転範囲を制限する機構を設置する必要があると考えられる。われわれは二つのリミットスイッチ(型番:D2F-L-D オムロン社製)をMP関節の回転軸周りに設置した(Fig. 3.28)。二つのリミットスイッチは並列の関係でDCモータの電源線に接続されていて、スイッチごとに一個のダイオードが接続されている。二つのダイオードの向きは反対方向になっている。故に、屈曲側の回転範囲を制限するリミットスイッチが押された時にサーボモータが時計回り方向に回転できなくなるが、反時計回り方向に回転できる。また、伸展側の回転範囲を制限するリミットスイッチが押された時にサーボモータが反時計回り方向に回転できなくなるが、時計回り方向に回転できる。これでリミットスイッチを押すレバーの形の機械寸法を設計すればMP関節の最大開き幅と最大閉じ幅を指定できる。

Fig. 3.29に示したのはMP関節が指定範囲まで屈曲させた時にリミットスイッチが押された臨界状態の筋電義手の側面横断面図である。四指を過屈曲させないように図に示す姿勢の時に止まらせた。一方、Fig. 3.30に示したのはMP関節が指定範囲まで伸展させた時にリミットスイッチが押された臨界状態の筋電義手の側面横断面図である。四指を過伸展させないように図に示した姿勢の時に止まらせた。これにより、開き幅は102.61mmまで拡張されたのを確認した。

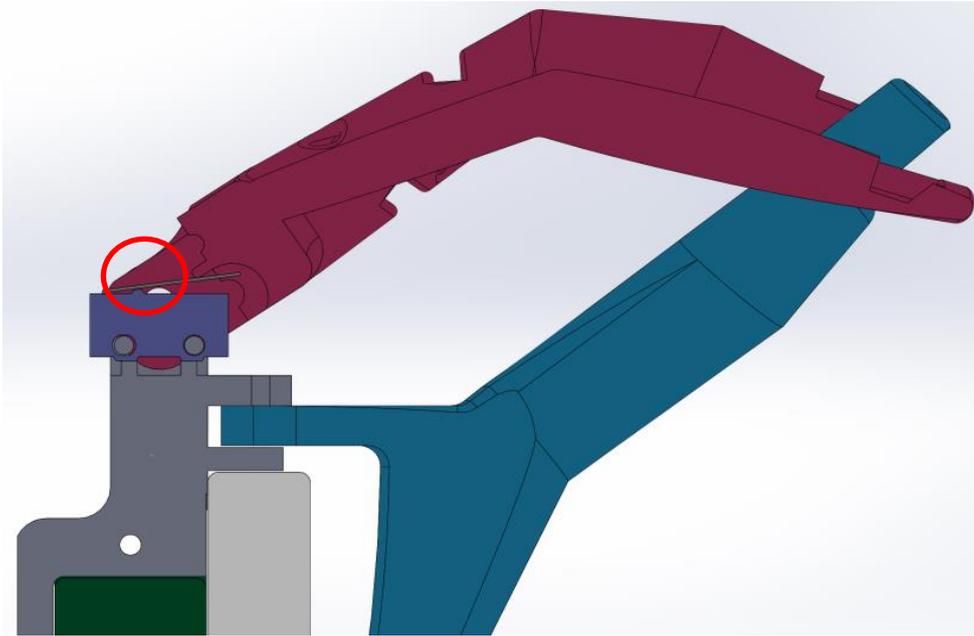


Fig. 3.29 MP 関節が屈曲する際にリミットスイッチが押された瞬間の側面横断面図

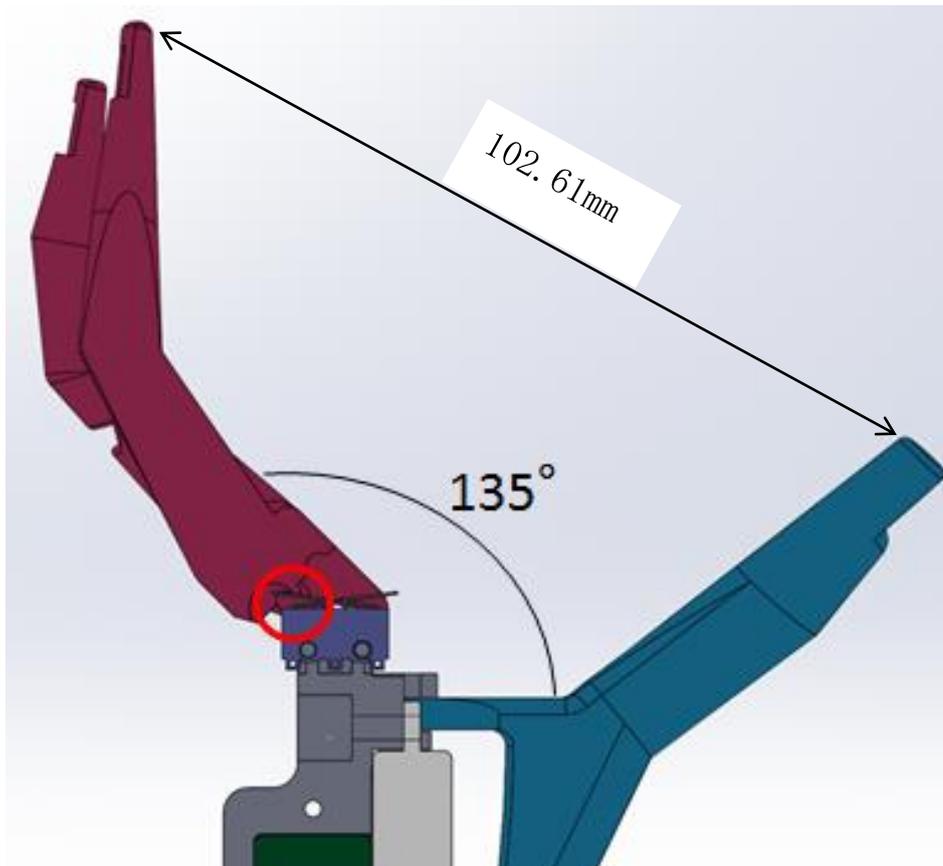


Fig. 3.30 MP 関節が伸展する際にリミットスイッチが押された瞬間の側面横断面図

3.5.2 結論

アクチュエータに無限回転機能を追加したボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式筋電義手は従来のボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式筋電義手の性能を保った上で MP 関節の回転範囲が拡大された. これにより把持性能の向上が期待される.

3.6 おわりに

本章では, 本研究で開発された筋電義手のメカニズムについて説明した.

3.2 節では, ワイヤ牽引倍力駆動式小児用筋電義手の設計について述べた.

3.3 節では, ボールチェーン牽引倍力駆動式小児用筋電義手の設計について述べた.

3.4 節では, ボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式小児用筋電義手の設計について述べた.

3.5 節では, 無限回転型ボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式小児用筋電義手の設計について述べた.

第4章 被験者評価実験

4.1 はじめに.....	66
4.2 実験環境.....	67
4.3 使用した筋電義手.....	70
4.3.1 識別部.....	70
4.3.2 ソケット部.....	71
4.4 実験方法.....	72
4.4.1 被験者.....	72
4.4.2 実験手順.....	72
4.5 実験結果.....	74
4.6 解析結果.....	86
4.7 おわりに.....	89

4.1 はじめに

本章では，設計した筋電義手の把持性能を定量的に評価するために実施した健常者による Pick and Place 実験について述べる．

4.2 節では，評価実験の環境について述べる．

4.3 節では，本実験で使用した筋電義手の説明を行う．

4.4 節では，被験者や実験内容の説明を行う．

4.5 節では，Pick and Place 実験結果を記載する．

4.6 節では，実験結果の解析を行い，その結果を記載する．

4.2 実験環境

第三章で紹介した筋電義手の把持性能を定量的に評価するために、Pick and Place 実験[星川 2015]を行った。具体的には、机の上に一辺 150mm の二つの正方形の領域を 500mm 離して設置し、被験者は片側に置かれている物体を筋電義手で把持し、もう一方の領域へ移動し、置かれた姿勢と同じ姿勢で置くという一連の動作を往復で 30 秒間行った。実験者は目視でタスクの成功数及び失敗率を計測した。物体を移動させるときに、物体が机の表面と接触するのを避けるために、2つの領域の間に高さ 80mm のスポンジ製の障害物を設けた。また、物体を置いた後に、筋電義手を物体から離して再度アプローチを行う前に区切りを付けるために、領域の隣にスイッチを設け、物体を置くごとに毎回スイッチを押すというタスクを設けた。評価実験の環境の概要図を Fig. 4.1 に載せた。

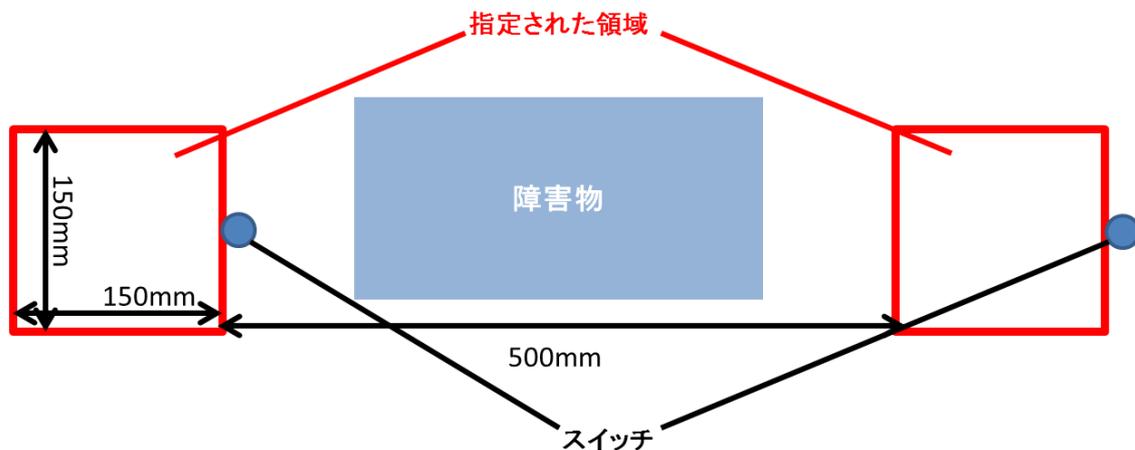


Fig. 4.1 Pick and place 実験環境の概要図

本実験結果から、30 秒間の制限時間範囲内で筋電義手をコントロールし、指定した物体を把持、移動、解放の一連のタスクを行った際の「成功数」と「成功率」を評価項目とした。時間制限範囲内の成功数を計測することにより、筋電義手を使って特定の物体にアプローチする時の容易さを定量的に評価することができる。一方、成功率を計測することにより、特定物体にアプローチする時の正確さを定量的に評価することができる。また、制限時間内で繰り返し同じタスクを行うことで、偶然成功したときの影響を小さくすることができる。

この実験法では筋電義手の日常生活動作における把持性能を評価するため、把持物体として日用品を用いることにした。また、筋電義手だけの把持機能の評価のために、両手で扱わなければ把持できないものは除き、片手で持てるものを選定し、似たような形状や寸法の物体を除外した。選定した把持物品の写真は Fig. 4.2 に示した。



Fig. 4.2 選定された把持部品の写真

選定された把持部品は合計 23 種類ある. 同じ物体でも把持姿勢によって二種類に分けられる場合がある. 例えばペットボトルを把持する際に引掛け把持と側面把持の二つのアプローチ姿勢があると考えられる. 把持物体によるアプローチ姿勢を考慮し, 23 種類の把持物体に対して合計 31 種類の把持姿勢を決めた. 把持物体それぞれのパラメータは Table. 4.1 に示した.

Table.4.1 選定した把持物品のパラメータ

把持物品	重さ [g]	把持部幅 [mm]	高さ [mm]	横幅 [mm]
ボトル(500ml)引搔け	529	66.6	207.0	66.6
茶碗(把持のみ)	133	2.6	54.8	119.9
皿(把持のみ)	246	2.8	21.7	184.0
太マジックペン	26	18.7	18.7	140.2
プラコップ(淵)	49	2.3	84.4	71.7
単1電池(両端)	142	57.8	33.4	57.8
湯呑(淵)	174	4.8	93.6	69.4
単3電池(両端)	23	48.6	14.1	48.6
大学ノート	137	4.3	4.3	251.0
プラコップ(側面)	49	15.5	84.4	71.7
デジタルカメラ	113	55.6	18.8	93.7
ボトルキャップ(側面)	2	30.3	15.0	30.3
紙パック(500ml)引搔け	532	2.3	138.4	74.1
コイン	6	2.1	2.1	24.0
歯ブラシ	13	12.9	7.2	108.4
単3電池(側面)	23	14.1	14.1	48.6
紙パック(500ml)側面	532	74.1	138.4	74.1
スポンジボール	31	70.2	70.2	70.2
湯呑(側面)	174	69.4	93.6	69.4
単4電池(側面)	11	10.2	10.2	42.7
ボールペン	9	10.9	10.9	35.0
果物ナイフ(柄)	51	18.8	10.9	94.4
積み木玉	23	40.6	40.6	40.6
ボトル(500ml)側面	529	66.6	207.0	66.6
鍵	9	1.6	1.6	62.8
茶碗(使用前提)	133	2.6	54.8	119.9
単4電池(両端)	11	42.7	10.2	42.7
皿(使用前提)	264	2.8	21.7	184.0
消しゴム	18	24.1	10.6	58.3
ビー玉	6	17.0	17.0	17.0
カード	5	0.7	0.7	85.8
単1電池(側面)	142	33.4	33.4	57.8

4.3 使用した筋電義手

本 Pick and Place 実験では第三章で述べたダイレクト駆動式, ボールチェーン牽引倍力駆動式, ボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式と無限回転型ボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式の四種類の筋電義手の把持性能を評価した. ワイヤ牽引倍力駆動式筋電義手は低い機構安定性が原因で, Pick and Place 実験を行うことができなかった.

本節では, 実験で使用した筋電義手の識別部, ソケット部について説明する.

4.3.1 識別部

筋電義手を制御するために, 操作者は筋電計測用の電極とセンサを装着し, 手の動作をイメージしながら意図的に筋肉を収縮させ, その際に生じた表面筋電位をセンサで計測する. 操作者はインターフェイスデバイスを通じて筋電情報をコントローラに入力し, 計測された筋電情報は高速フーリエ変換され, 周波数の特徴ベクトルが抽出される. 抽出された特徴ベクトルに基づいて, ニューラルネットワーク(ANN)を使用した識別を行う [Kato 2002]. これにより, 入力された筋電位に対して動作の識別を行い, 対応した動作コマンドを義手に送信することで, 操作者の意図に合わせて義手を動かすことができる(Fig.4.3). 筋電位の解析およびモータ制御に用いたコントローラは, SH72544R ((株) ルネサス エレクトロニクス製) である.

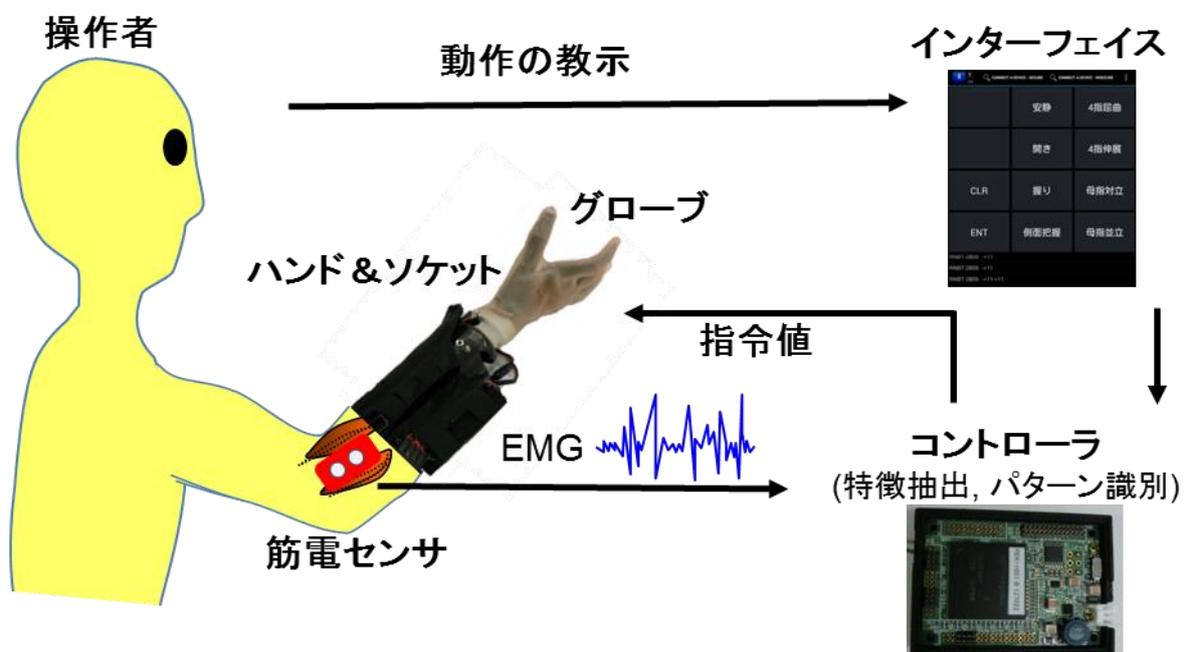


Fig. 4.3 識別システム

4.3.2 ソケット部

次にソケット部について説明する．本章の Pick and Place 実験では，筋電義手の操作者である健常者の手に適応できるように，Fig. 4.4 に示されたように健常手に固定できるソケットを用意した．



Fig. 4.4 ソケット部

このソケットはカーボン繊維の材料で作られており，軽量性と頑丈性の両立が図られている．また，このソケット部にコントローラであるマイコンやバッテリーなどを配置した．バッテリーには7.4V を出力できる2セルのリチウムポリマーバッテリーを使用した．

4.4 実験方法

本節では、Pick and Place 実験における被験者と実験内容について説明する。

4.4.1 被験者

本実験には、以下の3人の被験者が参加した。

- 健常者1：20代女性（筋電義手を使ったことがない）
- 健常者2：20代男性（筋電義手をたまに使う）
- 健常者3：20代男性（筋電義手をよく使う）

本実験では、被験者がインターフェイスデバイスを通じて筋電義手に教示を行い、筋電信号と筋電義手の動作を結び付け、思い通りに操作ができると被験者自身が判断するまで教示を行わせた。この実験は国立大学法人電気通信大学の倫理審査(No.10006(4))の許可を受けたうえで行った。

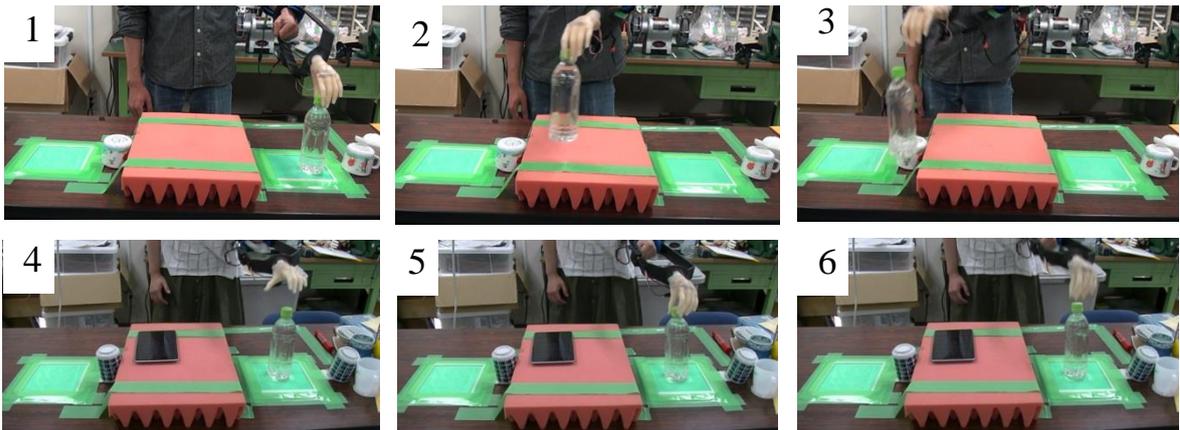
4.4.2 実験手順

被験者3人は一人ずつダイレクト駆動式、ボールチェーン牽引倍力駆動式、ボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式、無限回転型ボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式の順番で筋電義手を使い、三人で合計12回のPick and Place実験を行った。

本実験では Fig. 4.5(a)の(1)から(3)までのように、物体を把持して一つの領域から隣の領域まで移動させることができれば成功とし、Fig. 4.5(b)の(1)から(3)までのように途中で落とす、または(4)から(6)までのように把持する際に失敗して持ち上げられないときを失敗とする。



(a)



(b)

Fig. 4.5 Pick and Place 実験の成功例と失敗例

4.5 実験結果

本節では、三人の被験者が行った Pick and Place 実験の結果を載せる。青い線は成功数,赤い線は失敗数を表す。

Table.4.2 被験者 1+ダイレクト駆動式

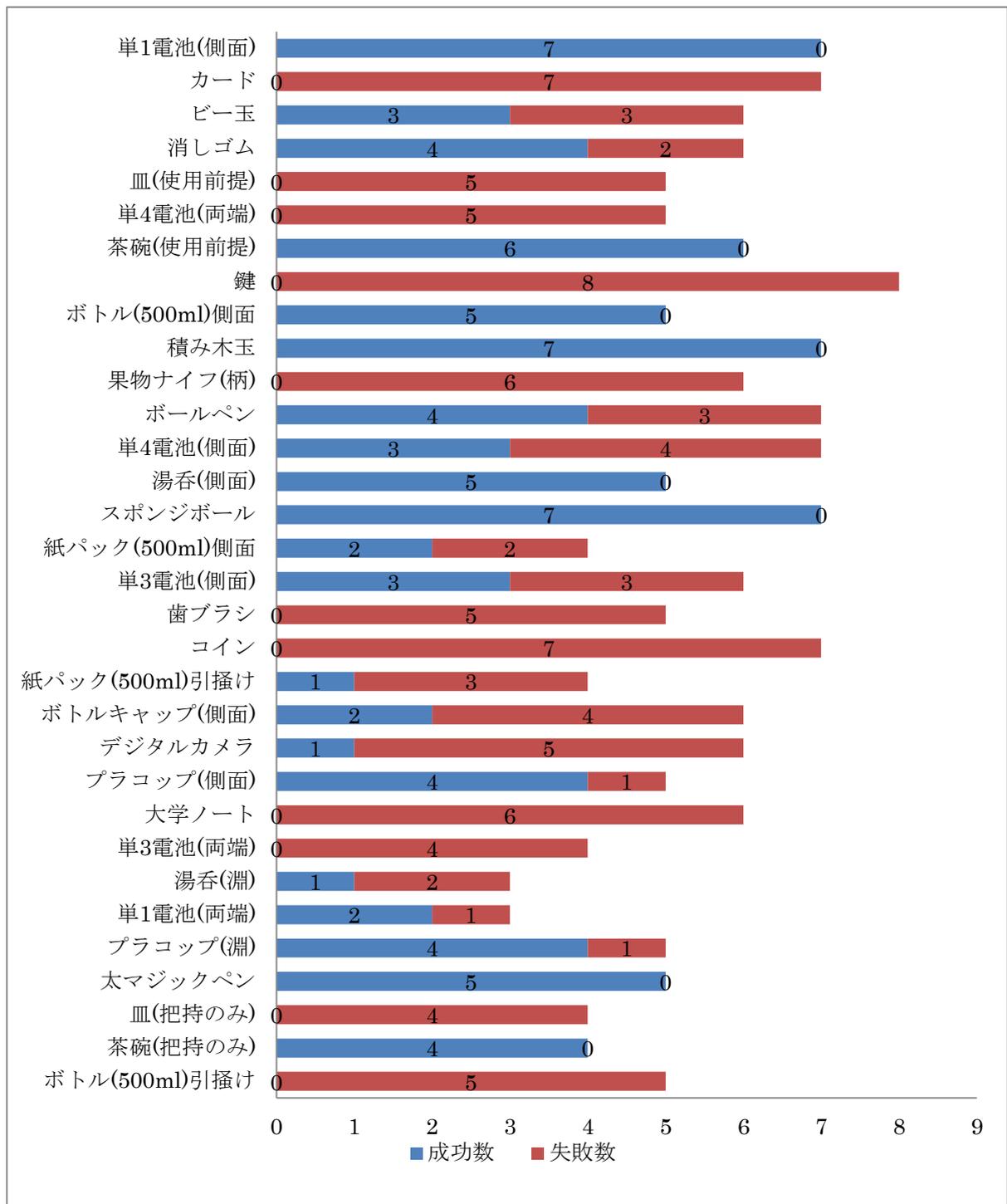


Table.4.3 被験者 1+ボールチェーン牽引倍力駆動式

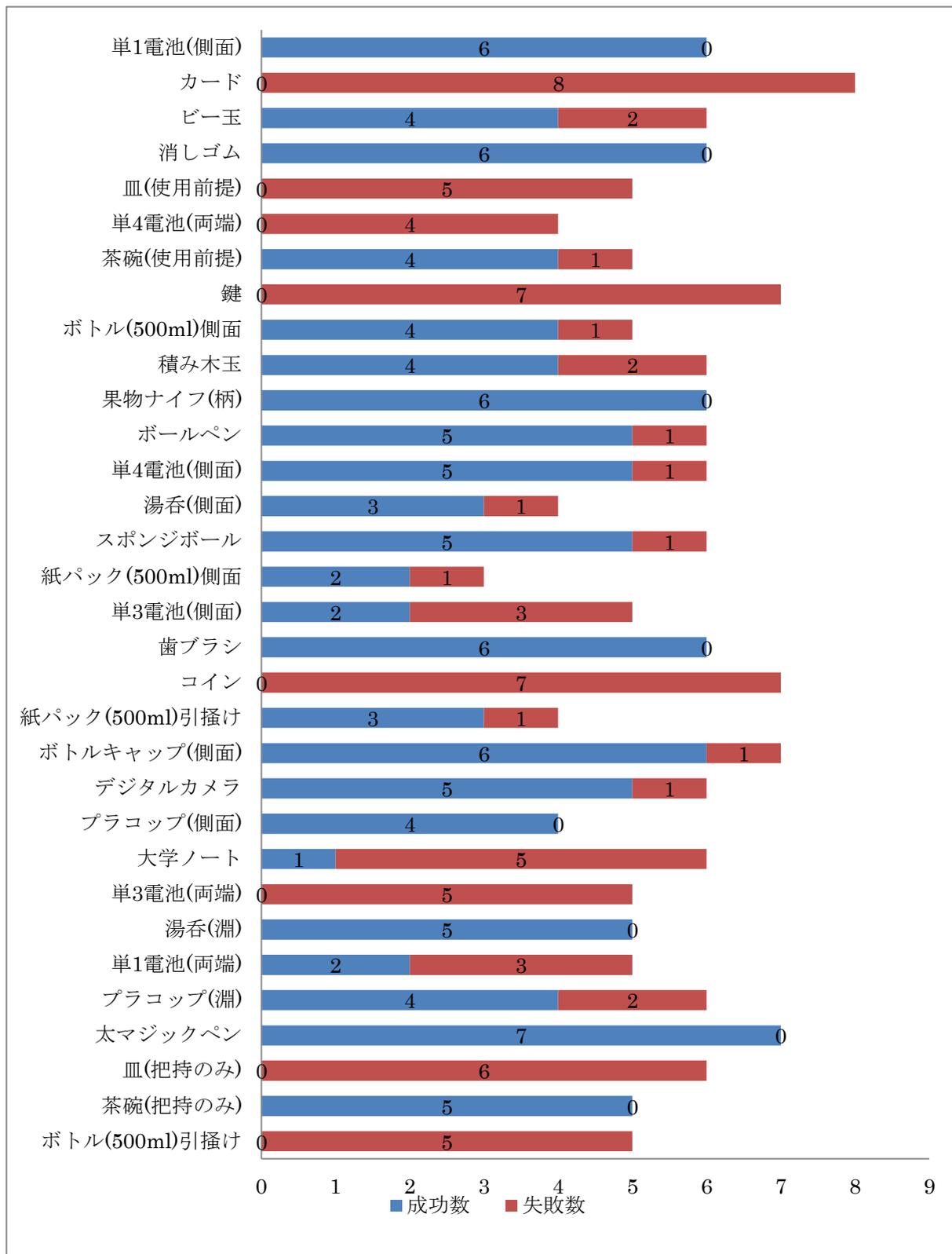


Table.4.4 被験者 1+ボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式

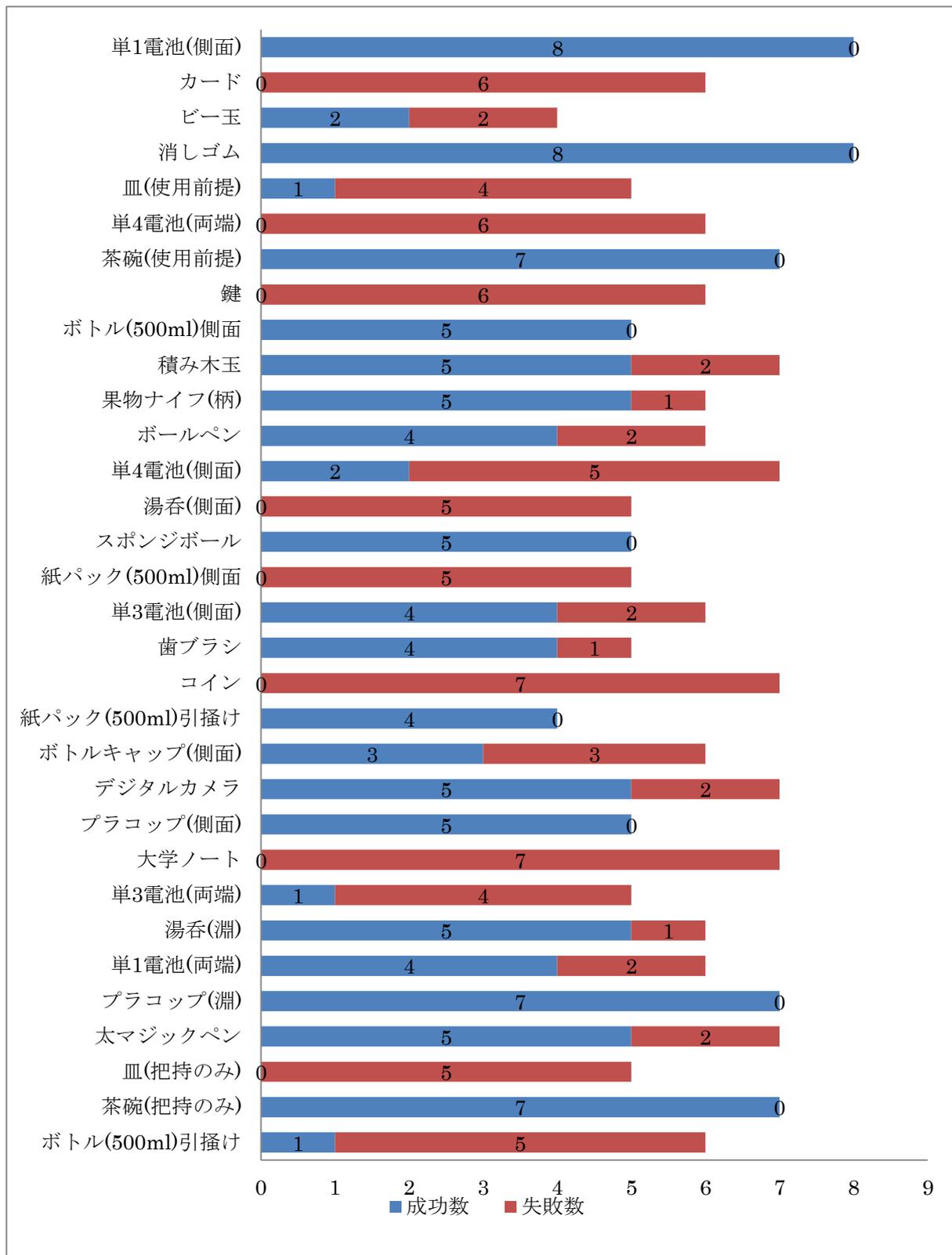


Table.4.5 被験者 1+無限回転型ボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式

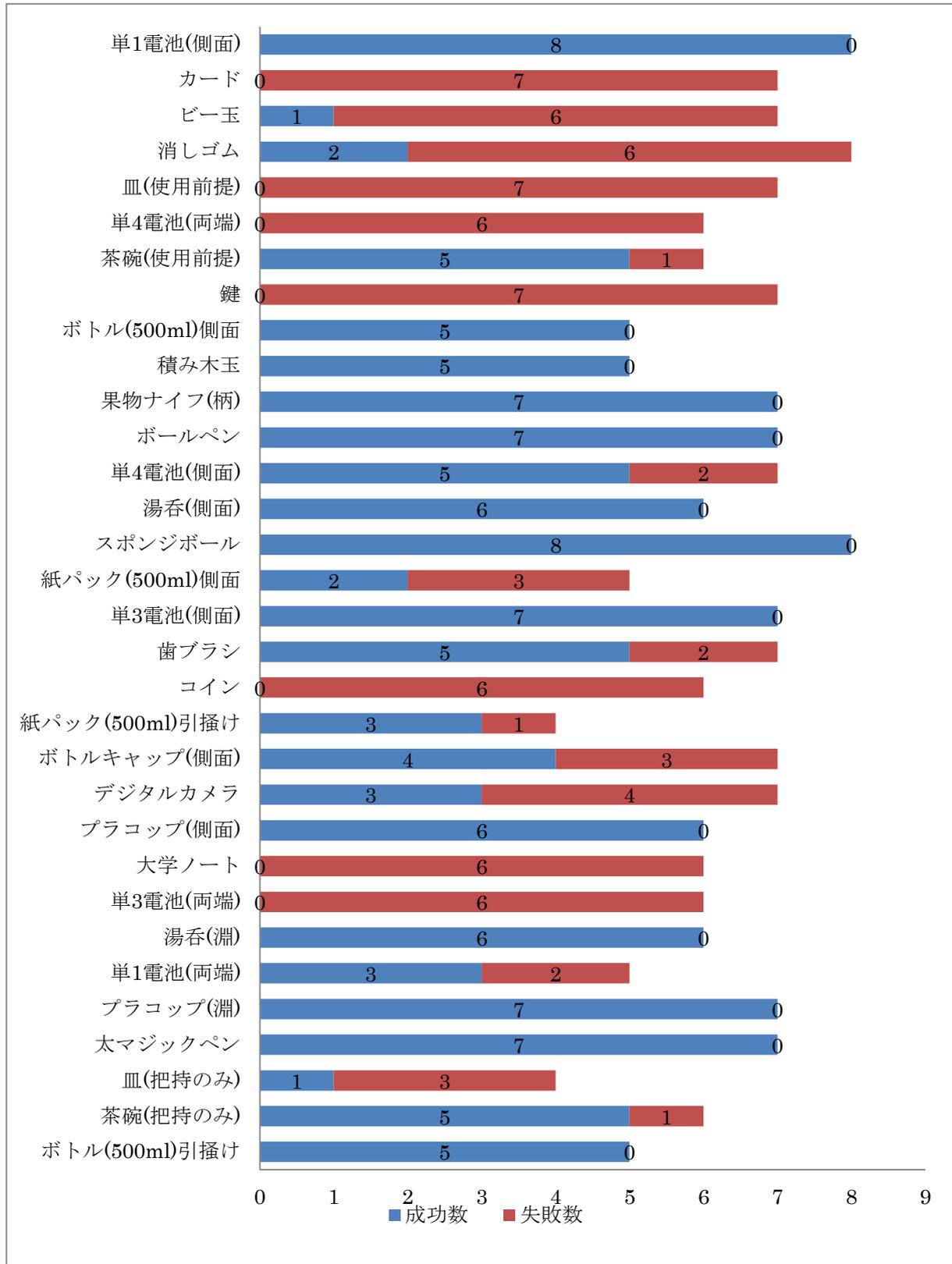


Table.4.6 被験者 2+ダイレクト駆動式

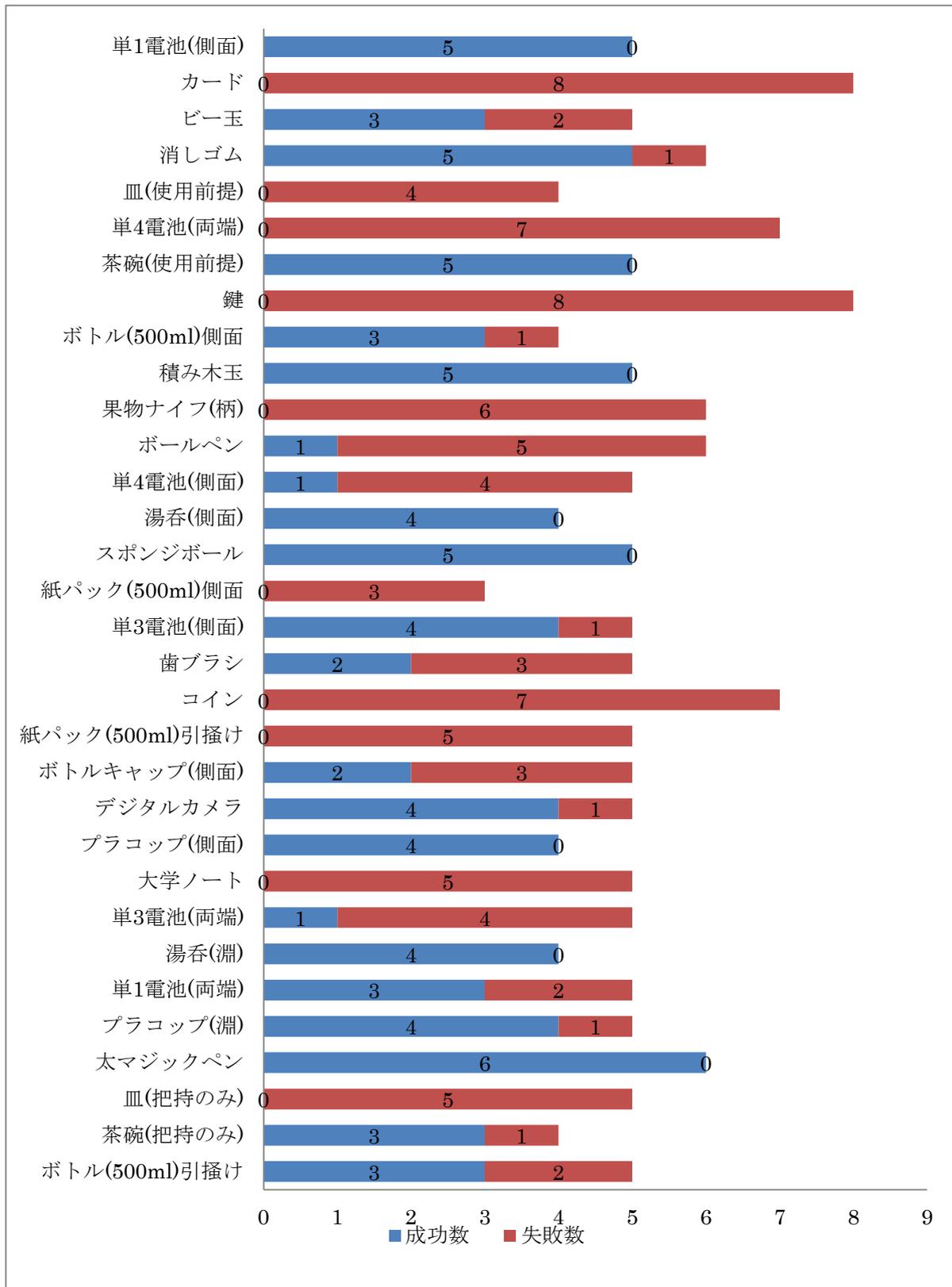


Table.4.7 被験者 2+ボールチェーン牽引倍力駆動式

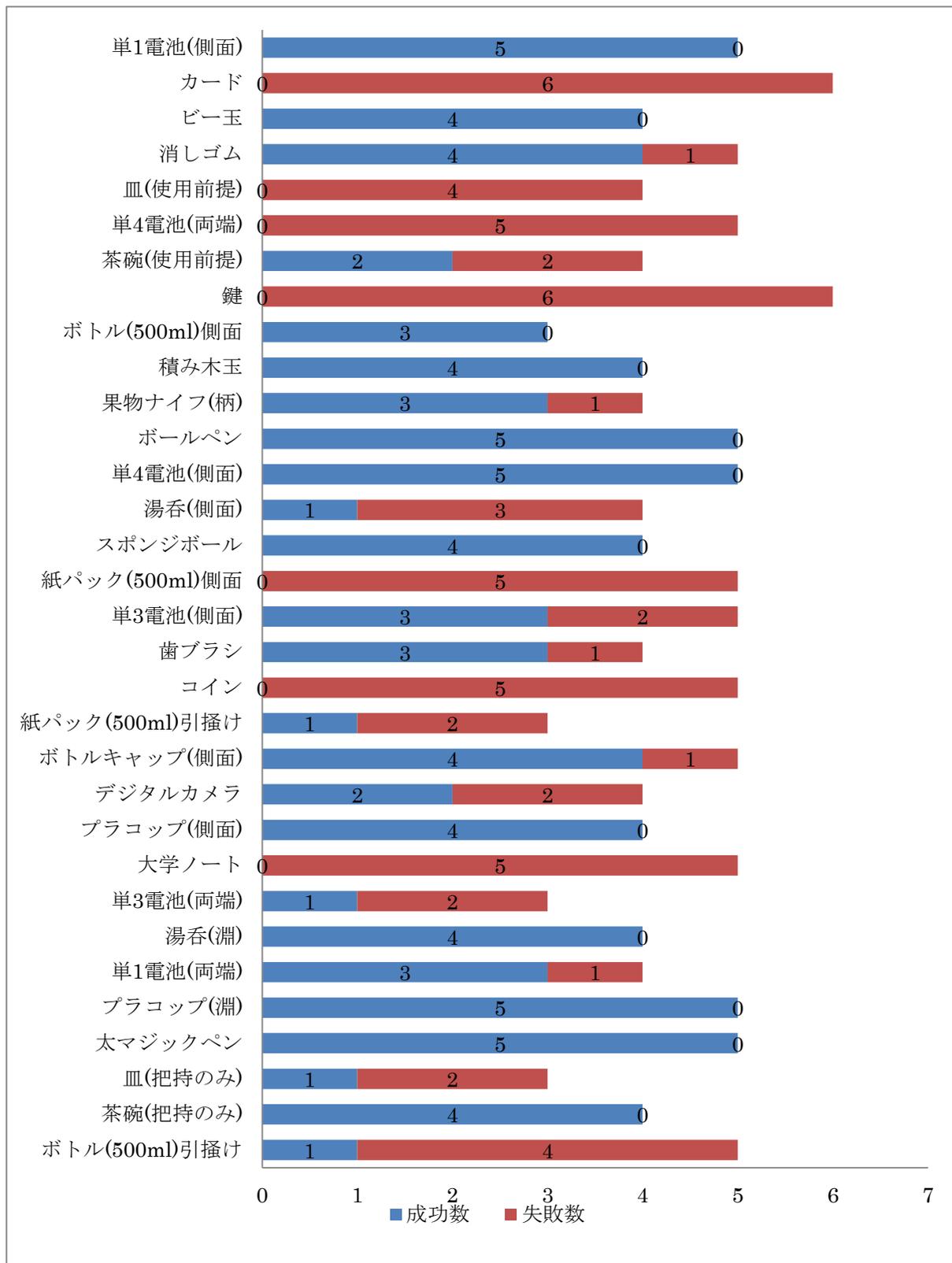


Table.4.8 被験者 2+ボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式

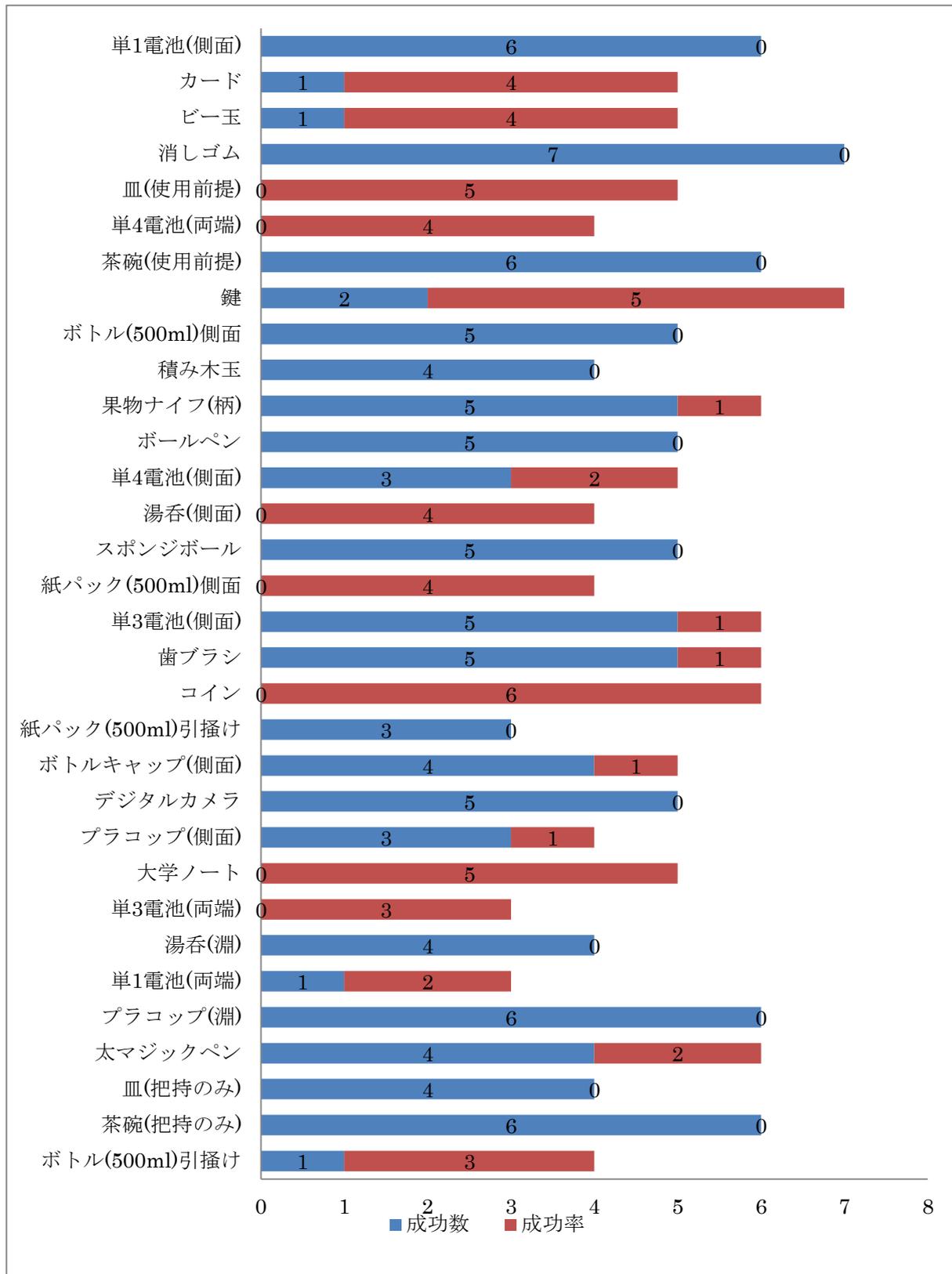


Table.4.9 被験者 2+無限回転型ボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式

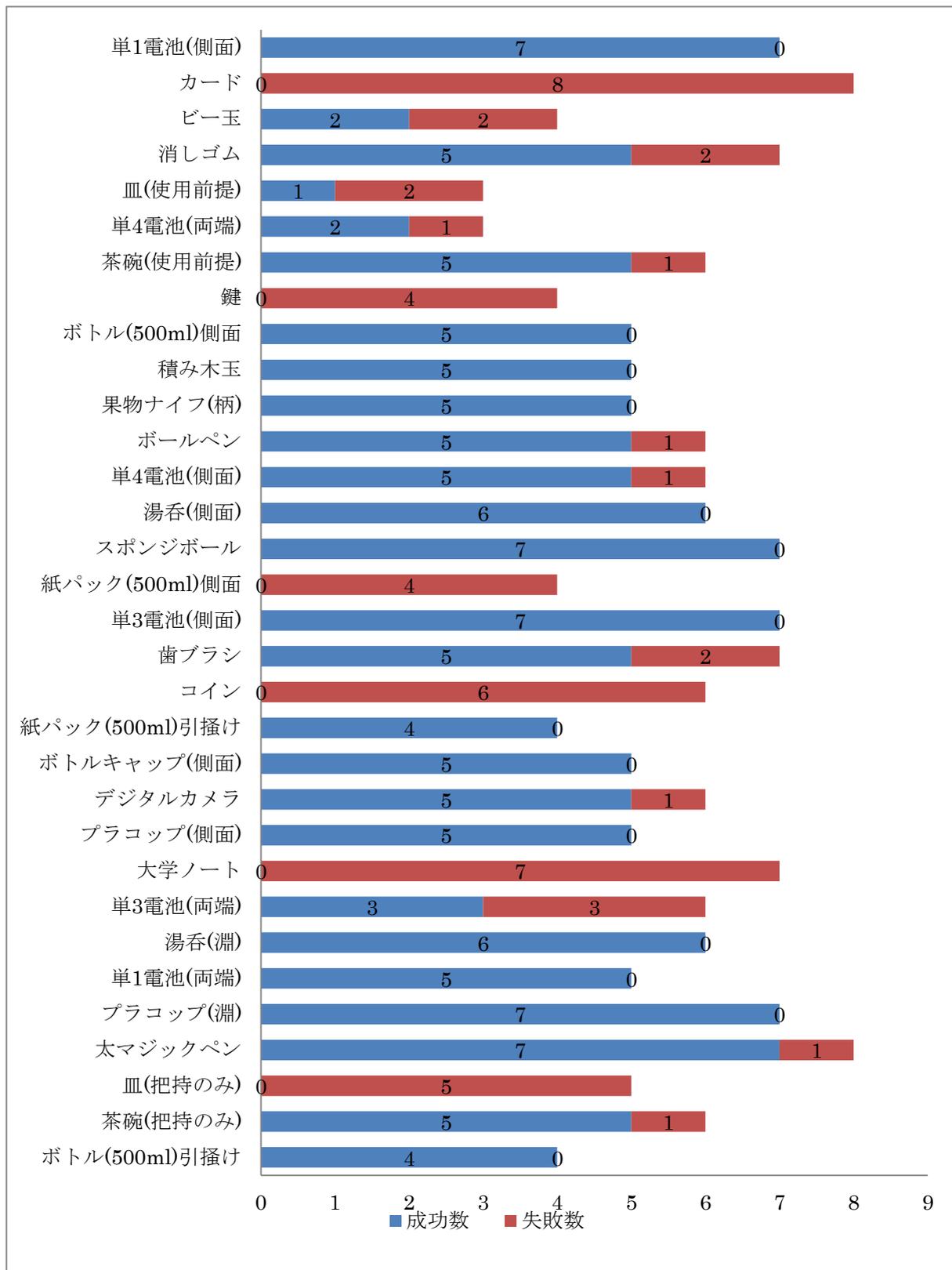


Table.4.10 被験者 3+ダイレクト駆動式

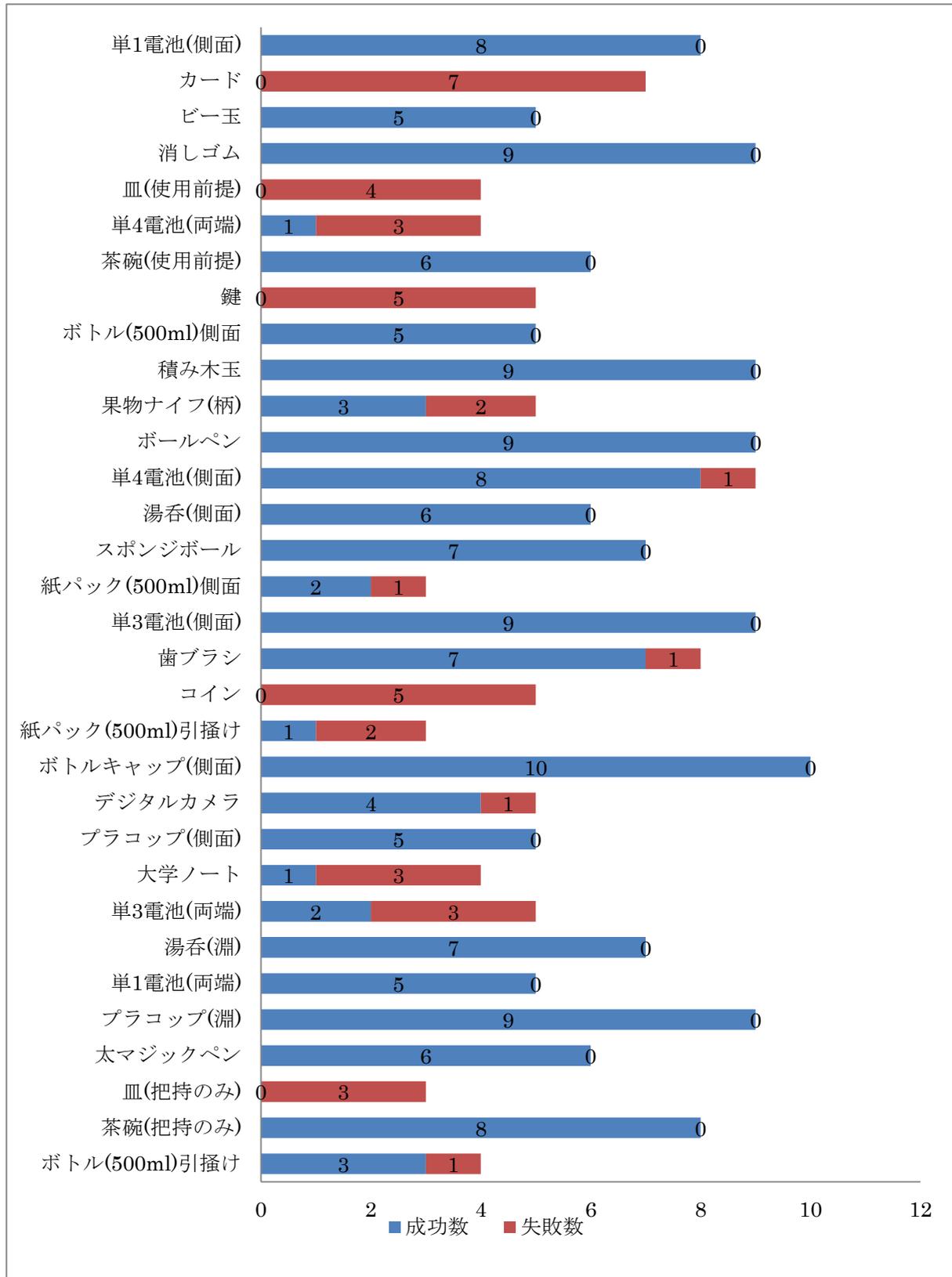


Table.4.11 被験者 3+ボールチェーン牽引倍力駆動式

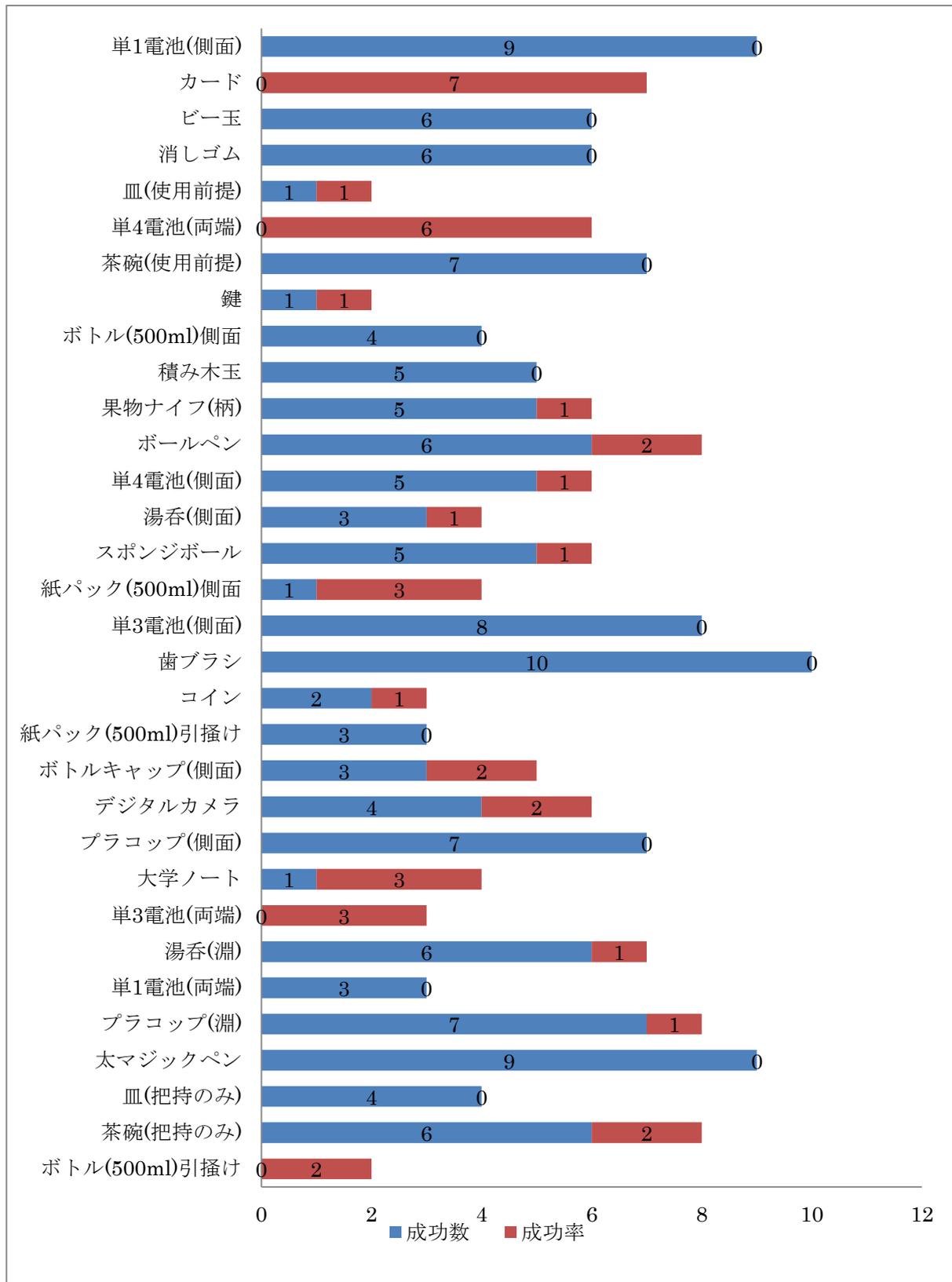


Table.4.12 被験者 3+ボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式

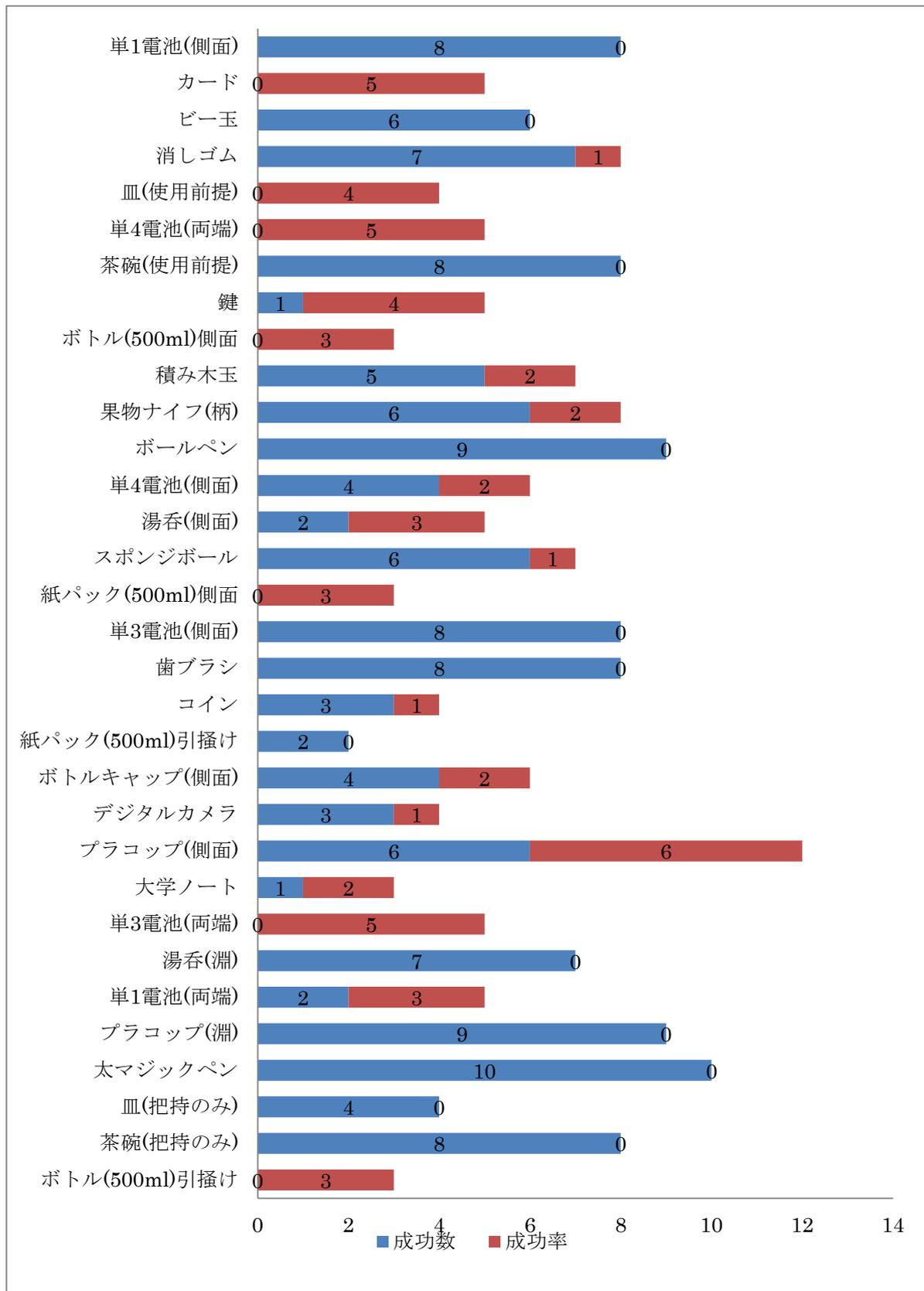
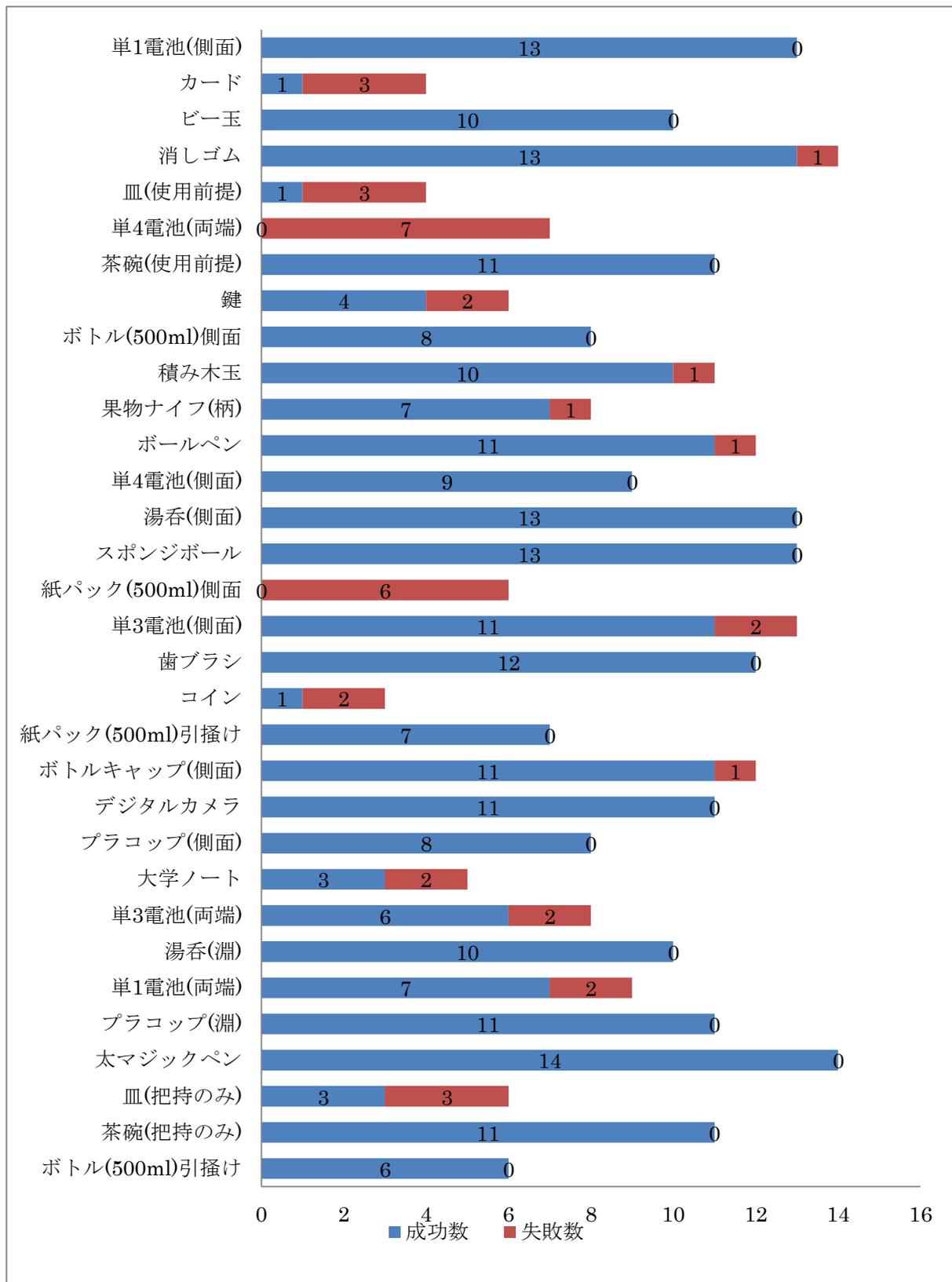


Table.4.13 被験者 3+無限回転型ボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式



4.6 解析結果

4.5 小節の実験結果に基づいて四種類の筋電義手自体の把持性能を定量的に評価するために、三人の被験者が筋電義手を操作する際に生じた個人差の影響を抑える必要がある。故に、筋電義手の種類ごとに Pick and Place 実験の結果を被験者間で平均した。

本小節では 4.5 小節に載せた実験結果を上記の方法に従って平均化し、レーダーチャートの形で表現した。Fig. 4.6 に示すように、四種類の筋電義手の実験結果を四種類の色で表示した。黒い線はダイレクト駆動式、青い線はボールチェーン牽引倍力駆動式、緑線はボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式、赤い線は無限回転型ボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式を表す。レーダーチャートの軸は成功数を示している。実験結果を表す線で囲まれた面積が大きければ大きいほど成功数の合計が大きいことを意味する。四種類の筋電義手ごとの平均成功数と標準偏差を Table. 4.14 にまとめた。

Table.4.14 Pick and Place 実験の合計成功数

筋電義手タイプ	平均成功数(回) ±標準偏差 (回)
ダイレクト駆動式	104±44.19
ボールチェーン牽引倍力駆動式	107.33±28.15
ボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式	115±19.29
無限回転型ボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式	169±75.39

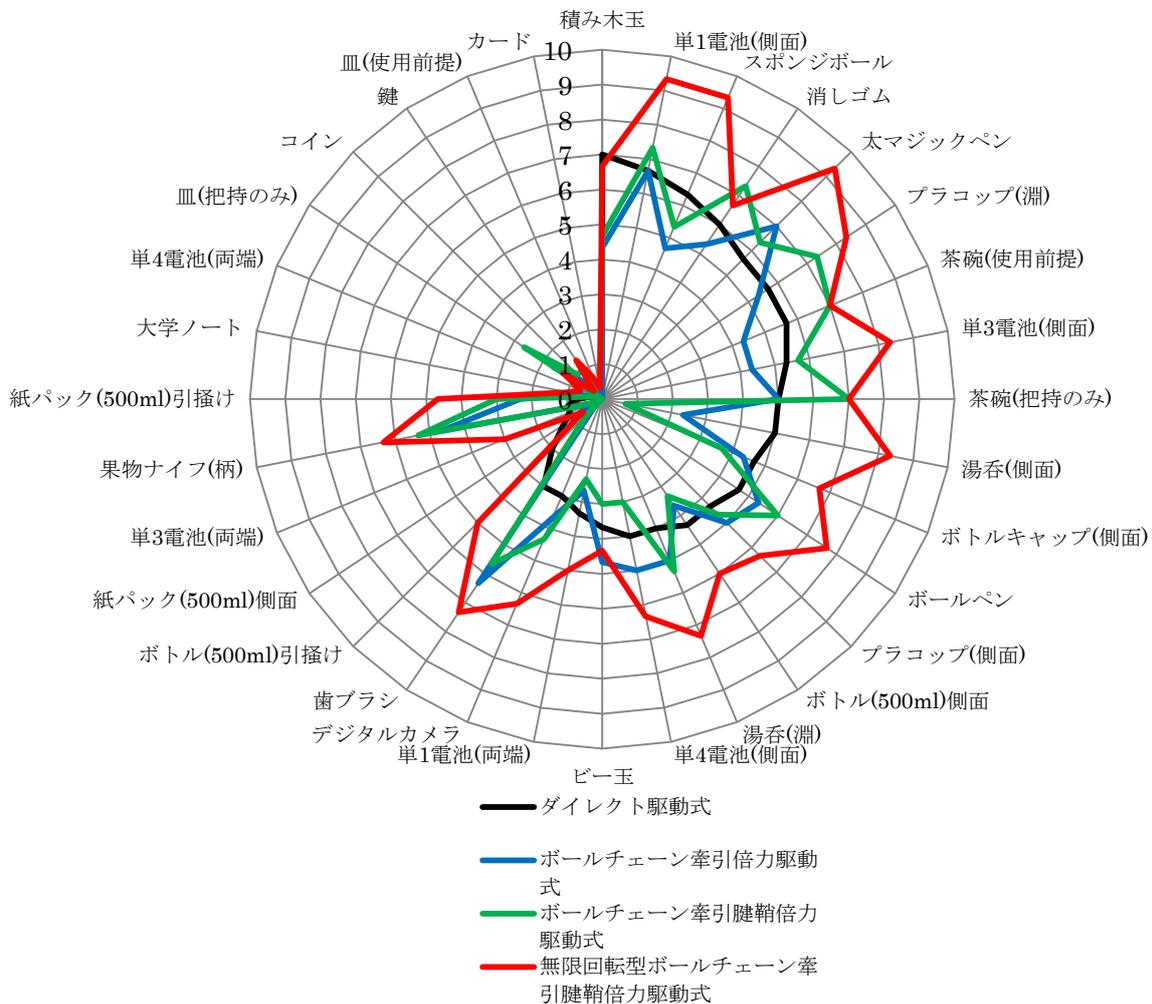


Fig. 4.6 成功率に関するレーダーチャート

次に四種類の筋電義手を用いた Pick and Place 実験の把持物体ごとの成功率を計算し, Fig. 4.7 に示すレーダーチャートを作成した. レーダーチャートの軸は成功率を示している. 成功率を表す軸は 0% から 100% に分けた. 四種類の筋電義手ごとの平均成功率を Table. 4. 15 にまとめた.

Table.4.15 Pick and Place 実験の平均成功率

筋電義手タイプ	平均成功率(%)
ダイレクト駆動式	57.88
ボールチェーン牽引倍力駆動式	64.79
ボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式	63.19
無限回転型ボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式	74.89

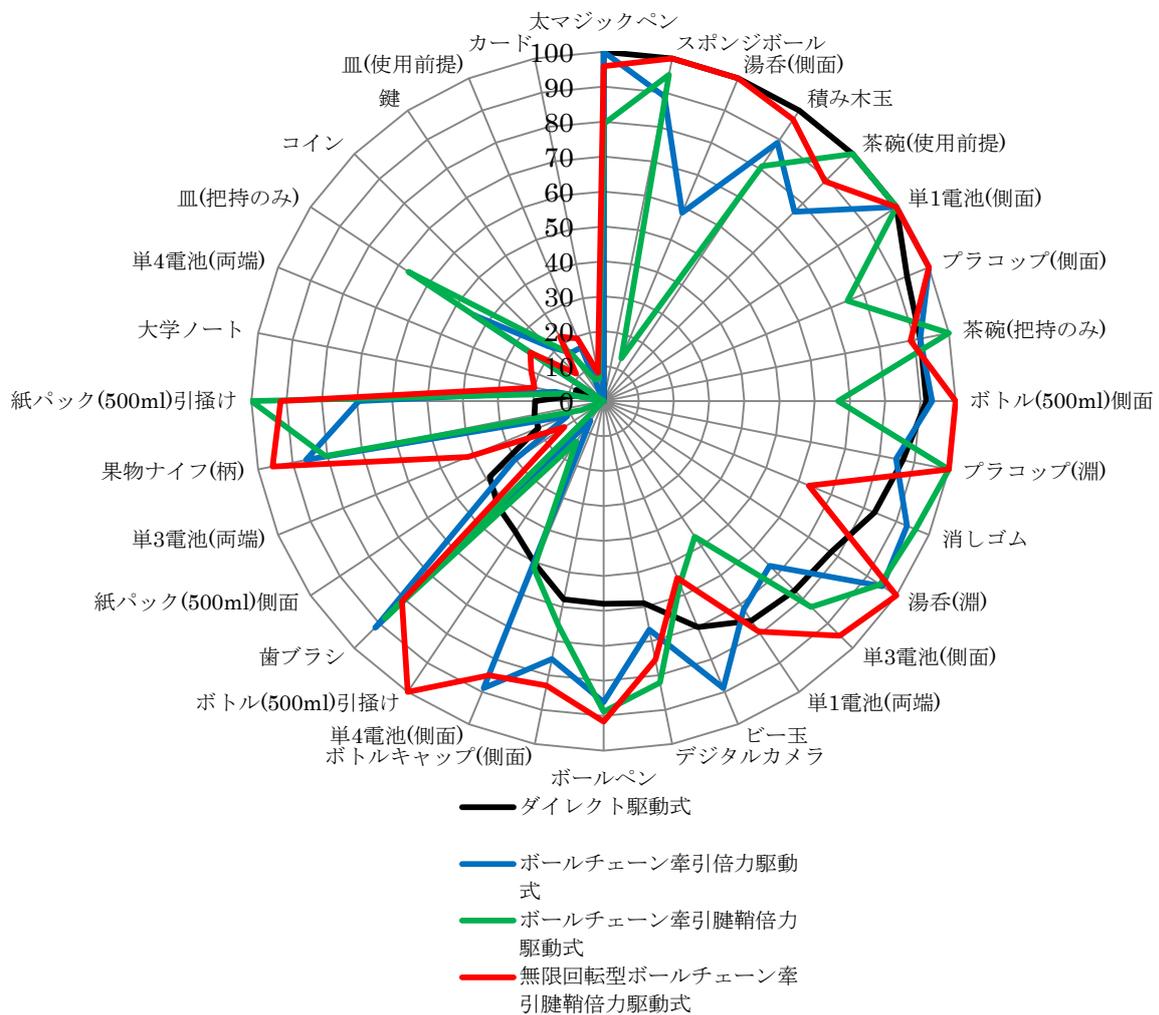


Fig. 4.7 成功率に関するレーダーチャート

次章は以上の解析結果に基づいて四種類の筋電義手の把持性能評価及び倍力機構の有用性について考察を行う。

4.7 おわりに

本章では、設計された筋電義手の把持性能を評価するために、健常者による Pick and Place 実験について述べた。

4.2 節では、Pick and Place 実験の実験環境について述べた。

4.3 節では、本実験に使用された筋電義手の説明を行った。

4.4 節では、被験者や実験内容の説明を行った。

4.5 節では、Pick and Place 実験結果を記載した。

4.6 節では、実験結果の解析を行い、その結果を載せた。

第5章 考察

5.1 はじめに.....	92
5.2 把持性能の評価.....	93
5.3 倍力機構の有効性.....	95
5.4 腱鞘倍力機構の有効性.....	96
5.5 無限回転型腱鞘倍力機構の有効性.....	97
5.6 おわりに.....	98

5.1 はじめに

本章では、前章の Pick and Place 実験で得られた結果から考察を行う。

5.2 節では、レーダーチャートを参考しながら設計された筋電義手の把持性能について考察を行う。

5.3 節では、筋電義手に搭載された倍力機構の有効性について評価する。

5.4 節では、筋電義手に搭載された腱鞘倍力機構の有効性について評価する。

5.5 節では、筋電義手に搭載された無限回転型腱鞘倍力機構の有効性について評価する。

5.2 把持性能の評価

第四章の Fig. 4.6 に示した四種類の筋電義手の成功数に関するレーダーチャートと Fig. 4.7 に示した成功率に関するレーダーチャートを比較し、各筋電義手の把持性能を評価する。従来のダイレクト駆動式筋電義手の成功数と成功率に関する実験結果を参考にして三種類の倍力機構が搭載された筋電義手の成功数と成功率を比較する。

まずは Fig. 4.6 で黒い線と青い線を比較する。ボールチェーン牽引倍力駆動式を表す青い線はダイレクト駆動式を表す黒い線より成功数が高い把持物体は太マジックペン、ボールペン、プラコップ(側面)、湯呑(淵)、単4電池(側面)、ビー玉、デジタルカメラ、歯ブラシ、果物ナイフ(柄)、紙パック(引掛け)、大学ノート、皿(把持のみ)、コイン、鍵、皿(使用前提)である。Fig. 4.7 で上記の把持物体の成功率に関する結果からわかったのは、太マジックペン以外の把持物体に対する把持成功率はボールチェーン牽引倍力駆動式のほうが高かったことがわかった。Table. 4.1 を参考にしてわかったのは、上記の把持物体の把持部の幅についてはデジタルカメラ以外、全て 1.6mm から 18.8mm の範囲内であった。

一方、Fig. 4.6 を参考にし、ボールチェーン牽引倍力駆動式において、ダイレクト駆動式より成功数が低い把持物体は、積み木玉、スポンジボール、消しゴム、プラコップ(淵)、茶碗(使用前提)、単3電池(側面)、湯呑(側面)、ボトルキャップ(側面)、ボトル(側面)、単1電池(両端)、ボトル(引掛け)、紙パック(側面)、単3電池(両端)、単4電池(両端)であった。Fig. 4.7 で上記の把持物体の成功率に関する結果から、消しゴム、ボトルキャップ(側面)、ボトル(側面)以外の把持物体に対する把持成功率はダイレクト駆動式のほうが高かったことがわかった。Table. 4.1 を参考にしてわかったのは、上記の把持物体の把持部幅についてはプラコップ(淵)、茶碗(使用前提)、単3電池(側面)以外は全て 24.1mm から 74.1mm の範囲内にあった。

上記の解析からわかったことは、ボールチェーン牽引倍力機構が搭載された筋電義手はダイレクト駆動式筋電義手より把持部幅が狭い物体を把持するのが上手である一方、把持部幅が広い物体を把持するのが苦手であることである。また、Table. 4.14 と Table. 4.15 からわかったのは、ボールチェーン牽引倍力駆動式の平均成功数と平均成功率は両方ともダイレクト駆動式より高いことである。故に、ボールチェーン牽引倍力駆動式筋電義手の把持性能はダイレクト駆動式筋電義手より良いと考えられる。

次に Fig. 4.6 でボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式の成功数を表す緑線に着目する。緑線は黒い線に比べて太マジックペン、ボールペン、プラコップ(側面)、湯呑(淵)、歯ブラシ、果物ナイフなどの把持部幅が狭い物体に対する成功数が高い一方、スポンジボール、湯呑(側面)などの把持部幅が広い物体に対する成功数が低いことがわかった。故に、ボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式は把持部幅が狭い物体を把持するのが上手である一方、把持部幅が広い物体を把持するのが苦手であると判断される。ま

た, Table. 4. 14 と Table. 4. 15 を参考するとわかったのは, ボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式の平均成功数はボールチェーン牽引倍力駆動式より高いが, 平均成功率ではボールチェーン牽引倍力駆動式より低かったことである. 故に, 同じ時間制限の中で, ボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式の試行回数はボールチェーン牽引倍力駆動式より多いことがわかった. 試行回数が増加した原因は腱鞘機構が搭載されたことにより, 義手本体の力学適応性が向上され, 低負荷状態での関節回転スピードが速くなり, 物体にアプローチする際にかかる時間コストが短縮されたことであると考えられる. 例えば Fig. 4. 6 を観察したら, 緑線は青い線に比べて消しゴム, プラコップ (淵), 茶碗 (使用前提), 茶碗 (把持のみ) のような把持部幅が狭い物体に対する成功数が高かったのが腱鞘機構の働きによる結果だと考えられる. という訳で, ボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式筋電義手の把持性能はボールチェーン牽引倍力駆動式筋電義手より良いと考えられる.

最後に Fig. 4. 6 で無限回転型ボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式の成功数を表す赤い線に着目する. スポンジボール, 湯呑 (側面) のような把持部幅が広い物体に対する成功数は前述の二種類の倍力駆動式筋電義手より格段と多くなった. さらに, 把持部幅が狭い物体に対する成功数も前述の二種類の倍力駆動式筋電義手とダイレクト駆動式筋電義手より多くなったことがわかった. Fig. 4. 7 を観察してわかったのは, 果物ナイフ, ボールペン, 歯ブラシなどの把持部幅が狭い物体に対する成功率が前述の二種類の倍力駆動式筋電義手と比べたらさほど変わらないのに対して, 湯呑 (側面) のような把持部幅が広い物体に対する成功率は格段に上がったことである. この結果から, 無限回転型ボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式筋電義手は把持部幅が広い物体を把持する能力が前述の二種類の倍力機構より高くなりかつ, 把持部幅が狭い物体を把持する能力が前述の二種類の倍力機構とほぼ変わらないことが推察される. 一方, Fig. 4. 6 から明らかとなった把持部幅が狭い物体に対する成功数が前述の二種類の倍力駆動式筋電義手とダイレクト駆動式筋電義手より多くなった原因としては, 無限回転型サーボモータの回転スピードが前述の二種類の倍力駆動式筋電義手とダイレクト駆動式筋電義手に搭載されたサーボモータより速かったことであると考えられる. 把持部幅が広い物体を把持する能力が高くなった原因は無限回転可能なサーボモータを搭載することにより, 義手の開き幅が従来の倍力駆動式筋電義手より広くなったためであると考えられる. また, Table. 4. 15 からわかったのは, 無限回転型ボールチェーン牽引腱鞘倍力駆動式筋電義手の平均成功率は前述の二種類の倍力駆動式筋電義手とダイレクト駆動式筋電義手を遙かに超えたので, 把持性能は本研究で開発した四種類の筋電義手の中で一番高いと考えられる.

5.3 倍力機構の有効性

本研究で開発したボールチェーン牽引倍力機構を筋電義手に搭載することにより、ピンチ力が従来のダイレクト駆動式筋電義手より2倍以上強くなったことがわかった。しかし、ボールチェーン牽引倍力駆動式機構の駆動原理の影響で、MP関節が屈曲すればするほど出力が強くなる一方、伸展すればするほど出力が弱くなる力学特性が存在した。Pick and Place実験の結果からわかったのは、ボールチェーン牽引倍力駆動式筋電義手はダイレクト駆動式筋電義手より把持部幅が狭い物体を把持するのが上手である一方、把持部幅が広い物体を把持するのが苦手ことである。

ボールチェーン牽引倍力機構の機械特性と Pick and Place 実験結果からわかったのは、ボールチェーン牽引倍力機構は筋電義手の出力をダイレクト駆動式より増強することで把持部幅が狭い物体に対する把持能力がダイレクト駆動式筋電義手より強くなった。しかし、ダイレクト駆動式筋電義手の実験結果と比べて把持部幅が広い物体に対する把持能力は増強されなかったのがわかった。また、倍力機構は筋電義手の力を増強させた代わりにMP関節の可動範囲を狭くしたので、把持部幅が広い物体を把持する時に開き幅が広いダイレクト駆動式筋電義手より把持性能が悪かったと考えられる。

5.4 腱鞘倍力機構の有効性

腱鞘機構を追加することにより,本研究で開発されたボールチェーン牽引腱鞘倍力機構は従来のボールチェーン牽引倍力機構より力学適応性が高くなった.前小節で述べたボールチェーン牽引倍力駆動式筋電義手より早いスピードで物体にアプローチすることができた.Pick and Place 実験の結果を観察してわかったのは,同じ実験制限時間内で腱鞘倍力機構が搭載された筋電義手の合計試行回数は倍力機構が搭載された筋電義手の合計試行回数より多かったことである.合計試行回数の増加は腱鞘倍力機構が有効であることを証明した.ただし,腱鞘倍力機構は5.3節で紹介した倍力機構と同じで,ダイレクト駆動式筋電義手と比べて把持部幅が狭い物体を把持するのが上手である一方,把持部幅が広い物体を把持するのが苦手であった.

5.5 無限回転型腱鞘倍力機構の有効性

ボールチェーン牽引腱鞘倍力機構のサーボモータを無限回転できるように改造し、無限回転型ボールチェーン牽引腱鞘倍力機構を実現した。この機構はボールチェーン牽引腱鞘倍力機構の機械特性を有した上で筋電義手の MP 関節の開き幅を拡大した。Pick and Place 実験の結果からわかったのは、この機構が搭載された筋電義手は 5.4 節で説明した倍力機構と同じようにダイレクト駆動式筋電義手より把持部幅が狭い物体を把持するのが得意である一方、把持部幅が広い物体を把持する際にもダイレクト駆動式筋電義手より上手になった。故に、無限回転型サーボモータの搭載は有効であることを証明した。

5.6 おわりに

本章では、前章の Pick and Place 実験で得られた結果から考察を行った。

5.2 節では、レーダーチャートを参考にしながら設計された筋電義手の把持性能について考察を行った。

5.3 節では、筋電義手に搭載された倍力機構の有効性について評価した。

5.4 節では、筋電義手に搭載された腱鞘倍力機構の有効性について評価した。

5.5 節では、筋電義手に搭載された無限回転型腱鞘倍力機構の有効性について評価した。

第6章 結論と今後の展望

6.1 結論.....	100
6.2 今後の展望.....	101

6.1 結論

近年, 上肢切断者の運動機能の再建と外観の再現を実現させるために, 筋電義手の開発が盛んに行われている. その中で小児上肢切断者向けの筋電義手の研究開発が注目されはじめている. 小児用筋電義手は一般の成人用筋電義手に比べて小型, 軽量であることが求められ, さらに強い把持力を発揮できることも期待される. しかし, 小型, 軽量化と高出力化の間にはトレードオフの関係が存在している. 本研究では小児用筋電義手向けの小型, 軽量, 高出力を兼ね備えた倍力機構を開発した.

本論文では, 以下のことを実現した.

- (1) ボールチェーン牽引倍力機構を開発し, 小児用筋電義手の小型化と軽量化を維持したうえで, 従来のダイレクト駆動式筋電義手より二倍以上高い出力を発揮可能とした.
- (2) 腱鞘機構が搭載されたボールチェーン牽引腱鞘倍力機構を開発し, 高出力を維持した上で小児用筋電義手の力学適応性を向上させた.
- (3) サーボモータが無限回転できるボールチェーン牽引腱鞘倍力機構を開発し, 小児用筋電義手の関節の可動範囲を拡大した. これにより, 高出力と良い力学適応性を維持したうえで義手の物体に対する把持能力を向上させた.

以上の結果から, 本論文で開発した倍力機構を筋電義手に搭載することにより, 従来のダイレクト駆動式より良い把持性能を発揮できることが実験的に明らかとなった. 本研究により, 小児用筋電義手の小型化・軽量化・高出力を達成できたので, 実用化が期待される.

6.2 今後の展望

本研究で開発された倍力機構は小児用筋電義手の厳しい空間制限と重量制限の中に機能できたので、小型・軽量・高出力の特性があると考えられる。この特性を活かし、多自由度筋電義手に応用することで、小型・軽量・高出力を有する多自由度筋電義手の開発に繋がることが期待される。

一方、サーボモータの電流供給回路に電流センサを搭載することにより、外部負荷の大きさを検知し、その情報を利用して力制御のプログラムを組むことにより、ユーザに対する腱鞘倍力機構の実際操作性を向上させることが期待される。

謝辭

本論文は、電気通信大学大学院 情報理工学研究科 機械知能システム学専攻 横井研究室において執筆されたものです。執筆においては多くの方々のご指導とご協力を賜りました。

はじめに、筆者の主旨導教員である電気通信大学 機械知能システム学専攻 教授 横井浩史 先生に心より感謝申し上げます。日本に居る三年間、先生には大変お世話になりました。研究がうまく進まない際に、いつも問題の所在を的確にご指摘して頂き、実践を通じて物事を探求する際にあるべき姿勢と楽しさを教えて頂きました。数々の言葉が心に響き、師父の恩を一生忘れず、深く感謝致します。

電気通信大学脳科学ライフサポートセンター 特任准教授 姜銀来 先生には、国際学会に投稿した論文の構成と英語を丁寧にチェックして頂いたお陰で、二年間に三つの国際学会で自分の研究成果をアピールすることができました。ありがとうございました。

電気通信大学 機械知能システム学専攻 助教 東郷俊太 先生には、本論文を作成する間に論理と日本語について丁寧に添削して頂き、ありがとうございました。

横井研究室の秘書である 矢吹佳子 様には、研究活動に使った機材の購入手続きや学会出張の書類の作成などたくさんの場面で手伝って頂きました。そのお陰で研究を円滑に進めることができたと思います。また、日本での生活に困った事や理解できなかったことなどについて熱心に相談に乗って頂き、公私ともにお世話になりました。深く感謝致します。

横井研究室の先輩の雍さん、迫田さん、山野井さん、村井さんには、経験と多様なアドバイスを頂き、ありがとうございました。同期の當金君、野櫻さん、上平君には、日々の切磋琢磨の中に成長させて頂き、ありがとうございました。後輩の日吉君、馮君、石君には、実験の手伝いをして頂き、ありがとうございました。

電気通信大学機械知能システム学専攻ものづくりセンターの齋藤悟様、本間製作所の本間均様には、特注部品を製作して頂き、ありがとうございました。

最後に、私をずっと支えてくださった両親に心から感謝致します。

2017年1月 叶 鶴松

参考文献

<和文文献>

[厚生労働省 2008]

厚生労働省社会・援護局障害保健福祉部企画課：“平成 18 年度身体障害者児・実態調査結果”，厚生労働省報道発表資料，2008

[沈凌 2012]

沈凌, 喻洪流：“国内外假肢的发展历程”，中国组织工程研究，2012

[中島 1999]

中島咲哉, 古川宏：“義手の処方、製作状況からみた実態”，日本義肢装具学会誌，1999

[矢吹 2014]

矢吹佳子, 星川英, 雍旭, 景暁バイ, 中村達弘, 棚橋一将, 石原正博, 關達也, 加藤龍, 横井浩史：“エラストマーゲルを用いた筋電義手のための装飾用グローブの開発”，第30 回日本義肢装具学会学術大会，p. 151, 2014

[原 2011]

原達矢, 川崎晴久, 毛利哲也：“手首に2 自由度有する高出力な筋電義手の開発”，日本機械学会，No. 113-1, 2011

[矢吹 2016]

矢吹佳子, 棚橋一将, 村井雄太, 毛利保寛, 叶鶴松, 中村達弘, 東郷俊太, 姜銀来, 加藤龍, 横井浩史：“筋電義手用グローブの開発と評価”，第37 回バイオメカニズム学術講演会，pp. 167-170, 2016

[星川 2015]

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，Vol. 27, No. 6, 2015

<英文文献>

[Joseph 2013]

T. Joseph, J. Belter, L. Segi, A.M. Dollar, R.F. Weir: "Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review," *Journal of Rehabilitation Research & Development*, vol.50, no.5, pp.599-618, 2013.

[Giele 2001]

H. Giele, C Giele, C Bower, M Allison.: "The incidence and epidemiology of congenital upper limb anomalies: A total population study," *The Journal of Hand Surgery*, vol.26, no.4, pp.628-634, 2001.

[Forssberg 1992]

H. Forssberg, H. Kinoshita, AC. Eliasson, RS. Johansson, G. Westling, AM. Gordon: "Development of human precision grip. II. Anticipatory control of isometric forces targeted for object's weight," *Experimental Brain Research*, vol.90, no.2, pp393-398, 1992.

[Hosmer hook 2016]

<http://hosmer.com/products/hooks/>

[Yong 2014]

X. Yong, X. Jing, Y. Jiang, H. Yokoi: "Tendon Drive Finger Mechanisms for an EMG Prosthetic Hand with Two Motors," 7th International Conference on BioMedical Engineering and Informatics, pp568-572, 2014

[OttoBock Co 2011]

<https://professionals.ottobockus.com/Prosthetics/Upper-Limb-Prosthetics/Myo-Hands-and-Components/Myo-Terminal-Devices/8E51-Electric-Hand-2000/Otto-Bock-Electrohand-2000/p/8E51>

[H.W. Kay 1972]

H.W. Kay, M. Rakic: "Specifications for Electromechanical Hands" , *Proceedings of the 4th International Symposium on the External Control of Human Extremities*, p137-55, 1972

[Jing 2014]

X. Jing, X. Yong, Y. Jiang, H. Yokoi, R. Kato: "A low-degree of freedom EMG prosthetic hand with nails and springs to improve grasp ability", 7th International Conference on BioMedical Engineering and Informatics, pp562-567, 2014

[Kato 2002]

R. Kato, D. Nishikawa, W. Yu, H. Yokoi, and Y. Kakazu: Evaluation of biosignal processing method for welfare assisting devices evaluation of EMG information extraction processing using entropy, Journal of Robotics and Mechatronics, vol.14, no.6, pp.573-580 , 2002

研究業績

国内学会：査読なし

- [1]. 馮翔, 叶鶴松, 横井浩史, 姜銀来, 東郷俊太: "安定な精密つまみを実現する低自由度ハンドの構築," 第 32 回ライフサポート学会大会 (LIFE2016), 仙台, 2016/09/06.(口頭発表)
- [2]. 君塚進, 叶鶴松, 日吉祐太郎, 谷直行, 馮翔, 田中洋平, 森下壮一郎, 東郷俊太, 姜銀来, 横井浩史: "多点計測手法を用いた肩周りの筋群における独立筋活動パターンの解析," 第 32 回ライフサポート学会大会(LIFE2016), 仙台, 2016/09/05.(口頭発表)
- [3]. 君塚進, 叶鶴松, 日吉祐太郎, 田中洋平, 東郷俊太, 姜銀来, 横井浩史: "多点計測手法を用いた肩周辺筋群の独立筋活動パターンの解析および適正計測個所の特定," 計測自動制御学会第 29 回自律分散システム・シンポジウム, 東京, 2017/01/31.(口頭発表)

国内学会：査読あり

- [1]. 矢吹佳子, 棚橋一将, 村井雄太, 毛利保寛, 叶鶴松, 中村達弘, 東郷俊太, 姜銀来, 加藤龍, 横井浩史:"筋電義手用グローブの開発と評価," 第 37 回バイオメカニズム学術講演会(SOBIM2016), pp.167-170,富山, 2016/11/12.(口頭発表)

国際学会：査読あり

- [1]. Yinlai Jiang, Shintaro Sakoda, Suguru Hoshikawa, Hesong Ye, Yoshiko Yabuki, Tatsuhiko Nakamura, Masahiro Ishihara, Takehiko Takagi, Shinichiro Takayama, and Hiroshi Yokoi: "Development and evaluation of simplified EMG prosthetic hands," The 2014 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics(ROBIO14), pp.1368-1873, Bali, Indonesia, February. 2014.(Oral session)
- [2]. Hesong Ye, Shintaro Sakoda, Yinlai Jiang, Soichiro Morishita, Hiroshi Yokoi: "Pinch-Force-Magnification Mechanism of Low Degree of Freedom EMG Prosthetic Hand for Children",37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC15), pp.2466-2469, Milano, Italy, August. 2015. (Oral session)
- [3]. Hesong Ye, Shintaro Sakoda, Yinlai Jiang,Soichiro Morishita,Hiroshi Yokoi:" Prosthetic Hand with Wire-Driven Force-Magnification Mechanism for Children," The International

Workshop on Modern Science and Technology 2016(IWMST16), pp.40-45, Taichung, Taiwan, November. 2016. (Oral session)

- [4]. Hesong Ye, Xiang Feng, Yoshiko Yabuki, Shunta Togo, Yinlai Jiang, and Hiroshi Yokoi: "Force-Magnification Mechanism with Artificial Tendon Sheath for Myoelectric Prosthetic Hand for Children," The 2016 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics(ROBIO16), pp.533-538, Qingdao, China, December. 2016. (Oral session)

特許

- [1]. 横井浩史, 叶鶴松, 姜銀来, 森下壮一郎, 迫田辰太郎, 電動義手のための過負荷防止機能付きワイヤードライブ倍力サーボ機構, 国立大学法人電気通信大学, 特願 2015-165296, 2014/12/04 出願, 日本, 2015/08/25 公開