

筋電肩義手のための体幹筋電による 操作法と全軸干渉型ロボットアーム

君塚 進

電気通信大学大学院情報理工学研究科

博士（工学）の学位申請論文

2021年6月

筋電肩義手のための体幹筋電による 操作法と全軸干渉型ロボットアーム

博士論文 審査委員会

主査 姜 銀来 准教授

委員 横井 浩史 教授

委員 金森 哉吏 教授

委員 明 愛国 教授

委員 東郷 俊太 准教授

委員 加藤 龍 准教授

目次

第1章 緒言	1
はじめに	2
第2章 背景と目的	4
2.1. 義手の歴史と機能的分類	5
2.1.1. 義手の歴史	5
2.1.2. 機能に応じた義手の分類	7
2.1.3. 欠損部位に応じた電動義手	9
2.2. 電動肩義手	11
2.2.1. 電動肩義手の歴史	11
2.2.2. 電動肩義手に要求される機能	12
2.2.3. 電動肩義手の先行研究	15
2.2.4. 電動肩義手の課題	18
2.3. 研究目的	19
第3章 直感操作型4自由度筋電肩義手システムの開発	22
3.1. 4自由度筋電肩義手システムの開発要件	23
3.2. 4自由度筋電肩義手システムの構成要素	23
3.2.1. ソケットおよび支持部	24
3.2.2. ロボットアーム	25
3.2.3. 柔軟防水乾式筋電センサ	25
3.2.4. コントローラ	26
3.2.5. ロボットハンド	26
3.4. 筋電肩義手に適した筋電計測箇所同定実験	30
3.4.1. 被験者	30
3.4.2. 実験機器	30
3.4.3. 実験条件	31

3.4.4.	解析手法	32
3.4.5.	解析結果	34
3.4.6.	考察	36
3.5.	4自由度筋電肩義手の性能評価実験	36
3.5.1.	被験者	36
3.5.2.	実験条件	36
3.5.3.	実験環境	38
3.5.4.	実験結果および考察	40
3.6.	まとめ	42
第4章	全軸ワイヤ干渉駆動機構を用いた8自由度筋電肩義手システムの開発	43
4.1.	開発目的	45
4.2.	課題	46
4.3.	アプローチ	47
4.4.	全軸ワイヤ干渉駆動機構	49
4.4.1.	最適干渉行列の設計法	50
4.4.2.	全軸ワイヤ干渉駆動機構の制御法	53
4.5.	筋電肩義手へ応用する多自由度アームの設計要件	54
4.5.1.	ワイヤ経路の設計要件	55
4.5.2.	方向転換プーリーの配置問題に対する集合論による解法	55
4.6.	8軸ワイヤ干渉駆動機構アームの設計開発	64
4.6.1.	最適干渉行列の設計	66
4.6.2.	方向転換用プーリーの設計開発	68
4.6.3.	肩部（屈曲伸展，外転内転）の設計開発	69
4.6.4.	上腕（外旋内旋）・前腕部（回内回外）の設計開発	72
4.6.5.	肘部の設計開発	74
4.6.6.	手首（撓屈尺屈）の設計開発	75
4.6.7.	手首（掌屈背屈）および手の開閉部の設計開発	77

4.6.8.	8軸ワイヤ干渉駆動機構アームの構築.....	78
4.6.9.	8軸ワイヤ干渉駆動機構アームをソケットへ装着するための機構設計	79
4.6.10.	8自由度筋電肩義手システムの構築.....	80
4.7.	性能評価実験.....	82
4.7.1.	ワイヤ干渉による各関節の独立駆動の検証実験.....	82
4.7.2.	繰り返し精度の評価実験.....	92
4.7.3.	関節トルクの評価実験.....	98
4.7.4.	肩義手の制御および動作パターンの生成.....	102
4.7.5.	ARAT 実験.....	103
4.8.	日常生活動作の実行実験.....	109
4.9.	まとめ.....	111
第5章	結言.....	113
5.1.	おわりに.....	114
5.2.	本研究の成果.....	115
5.3.	今後の課題.....	116

目次

図 2-1	欠損部位による義手の分類	9
図 2-2	ヒューマノイド・ロボットアーム	16
図 3-1	4 自由度筋電肩義手システム構成	24
図 3-2	ソケット	25
図 3-3	柔軟防水乾式筋電センサ	26
図 3-4	ロボットハンド	27
図 3-5	個性適応制御	28
図 3-6	筋電識別の学習フローチャート	29
図 3-7	義手の動作手順フローチャート	29
図 3-8	電極配置図	31
図 3-9	筋電計測動作	32
図 3-10	平均累積寄与率	34
図 3-11	主成分負荷量	35
図 3-12	4 自由度筋電肩義手の動作手順例	37
図 3-13	Pick&Place 実験環境	39
図 3-14	Pick&Place 成功回数	41
図 3-15	肩離断者による実験風景	41
図 4-1	モータの出力重量比	46
図 4-2	8 自由度アームの機構例	47
図 4-3	ワイヤ干渉駆動機構	48
図 4-4	全軸ワイヤ干渉駆動機構	50
図 4-5	ワイヤとプーリおよび発生する回転方向の関係	51
図 4-6	プーリのパラメータの定義	56
図 4-7	円盤 0 と円盤 1 の関係	57
図 4-8	2 次元平面における共通接線の引き方	58
図 4-9	8 自由度電動肩義手用アームの全体像 (3DCAD)	65
図 4-10	ワイヤ経路の模式図	67
図 4-11	肩 2 関節機構	70
図 4-12	肩部のワイヤの張り方	71
図 4-13	軸方向回転機構	73
図 4-14	肘関節機構	74
図 4-15	手首リンク機構	76
図 4-16	手首関節および手の開閉機構	77
図 4-17	8 自由度電動肩義手用ロボットアームの全体像 (実機)	78

図 4-18	8 自由度電動肩義手用アーム (装着用)	80
図 4-19	8 自由度筋電肩義手システム	81
図 4-20	各関節の独立駆動の検証実験環境	83
図 4-21	肩関節の屈曲伸展動作	84
図 4-22	肩関節の屈曲動作による各関節の変位	84
図 4-23	肩関節の外転内点動作	85
図 4-24	肩関節の外転動作による各関節の変位	85
図 4-25	上腕の外旋内旋動作	86
図 4-26	上腕の内旋動作による各関節の変位	86
図 4-27	肘の屈曲伸展動作	87
図 4-28	肘の屈曲動作による各関節の変位	87
図 4-29	前腕の回内回外動作	88
図 4-30	前腕の回内動作による各関節の変位	88
図 4-31	手首の撓屈尺屈動作	89
図 4-32	手首の撓屈動作による各関節の変位	89
図 4-33	手首の掌屈背屈動作	90
図 4-34	手首の掌屈動作による各関節の変位	90
図 4-35	手の開閉動作	91
図 4-36	手の開閉動作による各関節の変位	91
図 4-37	繰り返し精度評価のための実験環境	93
図 4-38	マーカ一設置個所	93
図 4-39	繰り返し動作軌道	94
図 4-40	繰り返し動作の経路 (無負荷)	94
図 4-41	繰り返し動作の経路 (500 [gw] 負荷)	95
図 4-42	繰り返し動作の経路 (合同)	95
図 4-43	繰り返し動作の経路 (1 時間)	97
図 4-44	モータトルク確認のための実験環境	99
図 4-45	モータトルク測定の結果	99
図 4-46	8 軸ワイヤ干渉駆動機構アームの出力確認のための実験環境	100
図 4-47	ARAT 実験の物品および実験環境	105
図 4-48	マーカ一設置個所 (ソケット)	106
図 4-49	Grasp 課題の動作の経路	107
図 4-50	Grip 課題	108
図 4-51	Gross movement 課題	109
図 4-52	日常生活動作 (ドアの開閉)	110
図 4-53	日常生活動作 (水を口元に運ぶ動作)	111

表目次

表 2-1	電動肩義手とロボットアーム	16
表 3-1	各被験者の適正筋電計測箇所	35
表 3-2	被験者動作と肩義手の動作対応パターン	37
表 4-1	プーリ配置問題における制約条件	59
表 4-2	開発した 8 軸ワイヤ干渉駆動機構アームのスペック	79
表 4-3	繰り返し精度の最大誤差	96
表 4-4	繰り返し精度の最大誤差 (1 時間)	97
表 4-5	8 軸ワイヤ干渉駆動機構アームの各関節における出力	101
表 4-6	ARAT 実験課題	104
表 4-7	Grasp 課題における肩義手ごとの標準偏差	107

第1章 緒言

はじめに.....2

はじめに

本論文では、肩離断者の社会復帰へ貢献する直感的な制御が可能な軽量多自由度の筋電肩義手システムの開発を主題とし、第一に体幹部の筋電信号を用いた直感操作型筋電肩義手システムを開発する。第二に、軽量多自由度なロボットアームを実現するため、全軸ワイヤ干涉駆動機構による肩義手ロボットアームを開発する。最終的に2つを8自由度筋電肩義手システムへと統合し、日常生活動作の評価について述べる。

現在、一般に普及している肩義手の多くは装飾用肩義手もしくは能動肩義手である。装飾用肩義手は、外観の再建を目的とした肩義手であり、指や肘などの関節を能動的に可動させることはできない。能動肩義手は、ハーネスとケーブルを用い、体幹部の動作を機械的に伝達させることで、手先具や肘を能動的に可動させることが可能である。従って、欠損した腕の運動機能の再建を求める場合、能動肩義手の使用が検討される。能動肩義手は機構が簡単で軽量なため、容易に扱うことができる。しかし、体幹部（主に肩甲骨）の能動的な動作を動力とするため、一般的に再建できる関節自由度は肘と手先具の2自由度のみであり、協調動作も困難である。また、女性や高齢者など筋力の少ない使用者には重量物の把持などの動作が困難だと考えられる。そこで新たに電動肩義手の研究開発が進められている。電動肩義手は、各関節をモータなどのアクチュエータで駆動させるため、複数の関節自由度の再建が可能である。また、各種センサから計測された信号に基づいて制御を行うため、複数関節を協調動作させることも可能である。しかし、複数の関節自由度を再建するために複数のアクチュエータを搭載すると、その分電動肩義手の重量も増加してしまう。また、複数のアクチュエータを制御するために必要な入力信号も増加するため、制御が複雑化し操作が難しくなるという問題があった。

そこで、本研究では、直感的な制御が可能な軽量多自由度の筋電肩義手システムの開発を目標とし、以下の段階に分けて研究を行った。

研究の第1段階として、電動肩義手の関節自由度を低減することで、低重量で直感操作が可能な4自由度筋電肩義手システムを開発した。開発した4自由度筋電肩義手システムの評価として、肩離断者と健常者で、壁面に貼り付けたボールを水平及び垂直方向に恥移動させる、ピックアンドプレース実験を行い、開発した4自由度筋電肩義手の操作性を検証した。

研究の第2段階として、全軸ワイヤ干涉駆動機構を用いることで、関節自由度を増やしつつ重量の増加を抑えた軽量多自由度な8自由度筋電肩義手用ロボットアームを設計開発した。開発した8自由度筋電肩義手用ロボットアームの評価として、

各関節の独立動作の確認，複数関節の協調動作と繰り返し精度の評価，干渉駆動機構の関節における出力の確認を行い，全軸ワイヤ干渉駆動機構を用いた 8 自由度筋電肩義手用ロボットアームの有効性を検証した．

最後に，開発した直感操作型の 4 自由度筋電肩義手システムと軽量多自由度な肩義手用ロボットアームの統合を行い，軽量多自由度で直感操作を可能とする 8 自由度筋電肩義手システムを試作開発した．試作開発した 8 自由度筋電肩義手システムでは，動作をパターン化することで関節自由度に対して操作自由度の低減し，直感的な操作を可能とした．試作開発した 8 自由度筋電肩義手システムの評価として，麻痺患者の上肢機能評価に用いられる ARAT (Action Research Arm Test) を参考とした評価実験を行い，肩義手の上肢機能を確認した．また，多自由度となって可能となった日常生活動作を実行可能であることの確認を行い，軽量多自由度で直感操作を可能とする 8 自由度筋電肩義手システムの有効性を検証した．

電動肩義手の先行研究では，主に関節自由度の増加と，増やした関節自由度の制御法に焦点が当てられていた．本研究の新規性は，関節自由度を低減することでロボットアームの軽量化と直感操作性の付与を両立させた電動肩義手システムを構築した点，全軸ワイヤ干渉駆動機構を肩義手用アームの設計に適用し，低重量で多自由度の肩義手用アームを開発した点，加えて，操作自由度を抑えることで，軽量多自由度な直感操作型肩義手システムの有効性を検証した点にある．

本論文の構成は，5 章からなり，各章の概要は以下のとおりである．

第 1 章では，緒言として，本論文の概要および論文構成について述べる．

第 2 章では，本論文の背景と目的のため，義手の歴史と義手の機能・欠損部位による種類，電動肩義手の歴史と先行研究，電動肩義手の要求機能，研究目的について述べる．

第 3 章では，直感的操作型肩義手システムについて述べる．開発した直感操作型肩義手の構成，筋電位計測位置の同定手法，直感操作型肩義手の評価実験について述べる．

第 4 章では，全軸ワイヤ干渉駆動機構を用いた電動肩義手用アームの設計と開発について述べる．電動肩義手用アーム開発の要件と課題，それらを解決するためのアプローチについて述べる．開発した電動肩義手用アームについて，評価実験と結果と考察を述べる．

第 5 章では，まとめと今後の展望について記述する．

第2章 背景と目的

2.1. 義手の歴史と機能的分類.....	5
2.1.1. 義手の歴史.....	5
2.1.2. 機能に応じた義手の分類.....	7
2.1.3 欠損部位に応じた電動義手.....	9
2.2. 電動肩義手.....	11
2.2.1. 電動肩義手の歴史.....	11
2.2.2. 電動肩義手に要求される機能.....	12
2.2.3. 電動肩義手の先行研究.....	15
2.2.4. 電動肩義手の課題.....	18
2.3. 研究目的.....	19

第2章 背景と目的

本章では、本論文の研究背景を述べた上で、研究目的を示す。2.1節では、義手の歴史とその機能的分類について述べる。2.2節では、義手の中でも最も課題の多い電動肩義手について、歴史と要求される機能を述べ、先行研究と残った課題を示す。2.3節では背景を踏まえた研究目的を述べる。

2.1. 義手の歴史と機能的分類

本節では、義手全体の歴史とその機能的分類を述べる。2.1.1.項では、義手の歴史を紹介する。2.1.2.項では、機能に応じた義手の分類を示す。2.1.3.項では、欠損部位に応じた電動義手について紹介する。

2.1.1. 義手の歴史

義手とは、欠失した上肢の外観または機能を代償するために身体に装着し、使用する人工の手指である。義手の歴史は、そのニーズが生まれる戦争と切っても切れない関係にある。しかしながら、近年においては、先天性の欠損や事故による欠損など、戦争以外の要因で義手を必要とする場合がある。本節では近年に至るまでの義手の歩みの一部を紹介する。

義手の歴史は古く、古代エジプト（紀元前330年頃）のミイラが外観を再建するための装飾用前腕義手をつけていたことが確認されている。また、第二次ポエニ戦争（紀元前219～201年）では、ロック機構の付いた鉄製の前腕義手を装着した將軍の記述が残されており、紀元前から既に義手が戦争と深く結びついていたことを示している（高橋，2011）。鉄製義手は中世においても確認されており、最も有名なものはゲーテの戯曲である「鉄の手ゲッツ・フォン・ベルリヒンゲン」内で発表された、中世ドイツの騎士ゲッツ・フォン・ベルリヒンゲンの義手である。ゲッツの義手は、ゲッツ本人が機構を考案し、1509年にお抱えの武器鍛冶に作らせたとされている。後に推定されたゲッツの義手は受動的に指の開閉が可能であり、それぞれの指も細かく曲げることができたとされている。また、義手の内部に仕込まれたゼンマイバネにより指を一定の所でロックすることができ、手首の掌背屈も可能であったとされる。ゲッツの義手は鋼鉄製であり、重量は1.5 [kgw]、内蔵されるバネの

力は全て合わせると 300 [kgf] もあったとされている。ゲッツの鉄製義手の前後の時代には武器鍛冶により製作されたと思われる鉄製義手が騎士の遺体と共に発見されている。このことから、中世において義手は戦争により負傷した者が、再び戦場に戻るために使用していたことがうかがえる。これらの鉄製義手は全て単純な機構で、物を握らせる程度のことはできても能動的に動かすことはできなかった。

使用者が能動的に動かすことのできる義手が発明されたのは十八世紀末頃と言われている。一般に知られた、能動的に動かすことのできる最初の義手は、1818年にベルリンの歯科医で外科機械製作者でもあったバリーフによって作られた。バリーフの義手は常時手が握られた状態にあり、手を開くときは内蔵された腸線を引っ張ることで、手を開くことができた。腸線は使用者の肩や肘と繋がっており、肘を伸ばすと手が開く機構になっている。これは今日の「能動義手」と呼ばれる義手と同じ機構である。しかしながら、能動的に手を動かせるようになってもヒトの手と同様に仕事を行うことは非常に困難である。そこで、ヒトの健常手のような細やかな作業性や汎用性を捨て、単一の作業のみに特化した義手が十九世紀に考案され、「作業義手」と名付けられた。その時代における作業義手は、主に農耕作業など重労働向けで、鍬やシャベルを義手に取り付けることが可能であった。今日でも作業義手（作業用義手）は比較的多く普及しており、目的の作業によってさまざまな機構や形状を有している。この頃になって義手は戦争に復帰するためでなく、社会に復帰するための役割を持ち始めたといえる。

第一次世界大戦は人類が初めて体験した総力戦であり、多くの死傷者と身体欠損者を生み出した。義肢を必要とする切断者はヨーロッパだけで 30 万人に達したと言われ、義肢の需要が高まったことにより、義肢の研究は目覚ましい発展を遂げた。また 1921 年ジュネーブにおいて、第一次世界大戦において数多くの欠損者を出したイギリス、フランス、オーストリア、ドイツ、イタリア、ポーランドの代表が集まり国際保護機関と国際赤十字に、義肢に関する国際的な情報交換のための書物の出版、および研究体制の確立などを依頼した。

第二次世界大戦後の 1945 年、リヒテンシュタインにおいて断端部の筋肉を動かすことでスイッチを切り替え、手を握った際の感覚を使用者にフィードバックできるワドゥツ義手が開発された（武智秀夫，1988）。同時期のアメリカでは、International Business Machines（IBM）社においてスイッチによる選択式の電動義手が考案された。生体信号の一種である筋電図を、義手操作のためのスイッチとして用いた「筋電義手」は、イギリスで 1955 年にバッチィらによってはじめて開発された。その後、電動モータを動力源とし、断端部の筋電図によって制御する前腕用筋電義手が 1962 年にソ連で開発され、実用化された。その他、電気以外の動力を用いた義手として、圧縮炭酸ガスを使った体外力源義手が、西ドイツのハイデルベルグ

大学で 1952 年に開発された（武智秀夫，1988；川村義肢株式会社）。この体外力源義手は，ガスを管でふいごに送り，弁の開閉によって義手の指や肘を動かすものである。体外力源義手の製作には工学的知見や技術が必要であり，医師や義肢製作者だけで体外力源義手を製作することは非常に困難であった。従って，工学の知見や技術を有するエンジニアの関与が必要となる。また，体外力源義手を実際に欠損者が実用するためには，医師や義肢製作者など医学知識を有するスタッフが関与しなければならない。武智によると，このようなきっかけから医学と工学が組み合わせられた，リハビリテーション工学と呼ばれる分野が生まれたとされる。

以上より，義手の歴史とその発展には，紀元前から戦争と密接な関係があり，中世においては負傷により戦場を離れた兵士が再び戦場に戻るために義手は使用された。その後，能動義手や作業義手が考案され，欠損者が社会へ復帰するために義手が活用されるようになった。第一次世界大戦後は，戦傷者へ円滑に義手を支給するために各国で義肢装具の研究開発機関が設置され，国際的に欠損者への対応が考慮されるようになった。そして第二次世界大戦以降は，医学と工学の学際分野であるリハビリテーション工学が興り，筋電義手や体外力源義手の実用化が進んできた歴史がある（Resnik et al., 2012；大庭潤平ら，2017）。

2.1.2. 機能に応じた義手の分類

義手はその機能によって装飾用義手，作業用義手，能動義手，動力義手（電動義手）に大別される。以下にそれぞれの義手の概要を示す。

・装飾用義手：

欠損した部位の外観の再建を目的とした義手のことを指す。外観のみを再現するため，指や肘などの関節を動かすためには外部から力を加える必要がある（例：残存する手を使って義手の指を曲げる）

・作業用義手：

外観の再建を重要視せず，様々な作業を行うことを目的とした義手のことを指す。作業内容によって手先具を変更することができる。装飾用義手と同様，手先具などの操作には外部からの力を必要とする。

・能動義手：

使用者の身体動作を動力として、義手の手先具や肘関節などの可動部分を動作させることで、手や腕の運動機能を再建することを目的とした義手のことを指す。ワイヤで身体と義手を繋ぎ、身体動作（例：胸を張るなど）でワイヤを引っ張ることで手先や肘関節を動かすことができる。

・動力義手（電動義手）：

義手の手先具や肘関節などの可動部分を動作させるための動力として、空気圧アクチュエータや電動モータなどの駆動源を用いる義手の総称（現在、動力義手のほとんどは電動モータを駆動源とする電動義手であるため、本論文では注釈のない限り電動義手として表記する）。能動義手と同様、手や腕の運動機能を再建することを目的とした義手のことを指す。

上記の義手の中で、能動義手と電動義手は他2つの義手とは異なり、使用者が義手を能動的に動作させることが可能である。能動義手は使用者の残存する身体部位の動作を駆動源とするため、義手の出力が使用者の筋力に依存してしまう。従って、使用者が子供や女性、高齢者など筋力の少ない、もしくは衰えた人の場合、義手が十分な出力を発揮できない恐れがある。また、一般的な能動義手においては、肩甲帯と体幹の動きをハーネス・コントロールケーブルシステムによって伝達し、義手の手先具を操作する。従って、一般的な能動義手の操作箇所は1箇所もしくは2箇所に限られ、2箇所を操作できる場合でも、2箇所の操作を同時に行うことはできず、1箇所ずつの操作となってしまう。

一方電動義手は、動力源を電動モータとすることで、義手の出力が使用者の筋力に依存せず十分な駆動力を発揮することができる。また、複数箇所を同時に動作させることも可能である。作業療法士など、上肢切断のリハビリテーションの関係者を対象としたアンケートでも筋電義手の有用性が高く評価されている（加倉井ら、2001）。以上の事から、ヒトの腕の機能を再建するうえでは上述した4種の義手のうち電動義手への期待が高まっている（Metzger et al., 2012）。

2.1.3 欠損部位に応じた電動義手

義手は使用者の欠損した部位によって処方される義手が異なる（陳，2010）。欠損部位に対応した電動義手について，その特徴と性質をまとめる．図 2-1 に欠損部位に対応する電動義手の分類を示す．

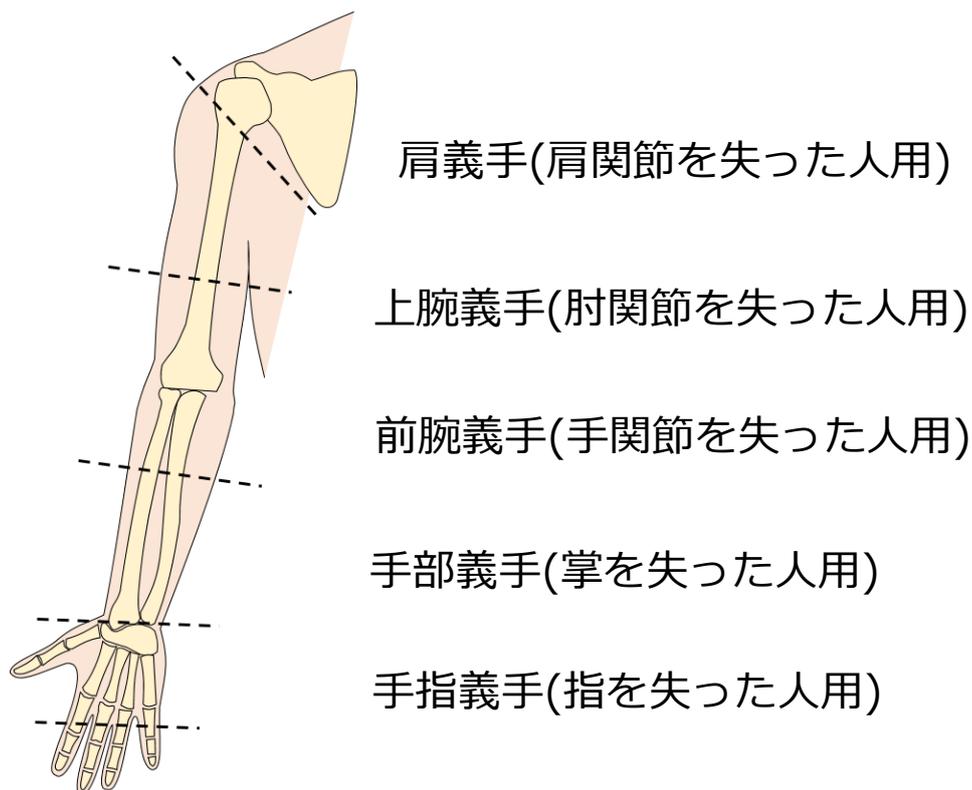


図 2-1 欠損部位による義手の分類

図 2-1 より，欠損した部位に対応する義手として電動手指・手部義手（村井ら，2019；i-digits quantum, Touch Bionics 社），電動前腕義手（Michelangelo Hand, Ottobock 社），電動上腕義手（Kundu and Kiguchi, 2008），電動肩義手（Troncossi et al., 2009）が研究，開発されてきた．それぞれ手指，手部，手首，肘，肩を欠損した人のための電動義手であり，欠損した部位の形態や機能を代償することを目的としている．電動義手はその性質上，電動モータを制御するための，制御信号を必要とする．使用される制御信号にはいくつか種類があるが，今日よく使用される制御信号として筋電信号が挙げられる（Parker et al., 2006；Belter et al., 2013；Farina et al., 2014）．筋電信号とは，筋肉が伸縮する際に発せられる微弱な生体電位である．欠損した部位の動作に対応した筋電信号を制御に用いることで，欠損した部位を動作

させる感覚で電動義手を制御することが可能となる。以降筋電信号を制御信号とする電動義手を筋電義手と表記する。

電動手指・手部義手は指や掌の一部を欠損してしまった人のための電動義手であり、欠損した指の屈曲伸展機能や手の把持機能の再建を目的とする電動義手である。義手の機能として最も重要なものが手指の開閉による把持機能である。把持機能によってヒトは様々な物を掴み、引き寄せ、運搬し、操作することができる。従って、把持機能に直接影響する手指の再建は非常に重要といえる。しかし、ヒトの手指関節は数が多く、欠損した手指関節全ての運動機能を再建するためには相当数のモータを必要とする。また、前述した通り、筋電信号などによってモータを制御する場合、筋電信号を取得するためのセンサなども必要になるため、全ての手指関節を再建することは非常に困難である。従って、一般的な電動手指義手は、手の開閉動作のみを再建したものが多（村井ら，2019）。

電動前腕義手は、手指関節に加え手首関節を欠損した人のための電動義手であり、手指の機能に加えて手首の形態や機能を代償する必要がある。手首の運動機能は、手首の掌屈背屈、撓屈尺屈、回内回外の3動作である。健側前腕長の5から8割以上が残存している場合、回内回外の運動機能は多少残存しているが、健側前腕長が5割を下回る場合は回内回外の運動機能の残存は期待できない。また、健側前腕長が3割を下回る場合、残存する肘関節の可動域を十分に確保できないため、肘継手を別に必要とする。手の開閉動作に加えて上記の3動作を電動前腕義手に組み込むことは困難であり、一般的な電動前腕義手では、手の開閉動作のみをモータによって動作させ、手首の回内回外などの動作は受動機構によって構築している場合が多い（Michelangelo Hand，Ottobock社）。

電動上腕義手は、手指や手首の関節に加え肘関節を欠損した人のための電動義手であり、手指や手首関節の運動機能に加えて肘関節の形態や運動機能を代償する必要がある。電動上腕義手は手部を電動、肘部を能動義手としたハイブリッド型として構成する例も報告されている。

電動肩義手は、手先から肩関節までの腕全体を欠損した人のための電動義手であり、腕全体の形態や運動機能を代償する必要がある。電動肩義手は上述した電動義手の全ての機能を合わせ持ち、なおかつ肩の屈曲伸展、外転内転、外旋内旋の3動作を再建する必要がある。また、電動肩義手の使用者は腕を全損しているため、電動肩義手を制御するための筋電信号を腕以外の部位から取得する必要がある。加えて制御部位が増えたことでより多くの制御信号が必要になるため、制御も複雑になる。そのため、電動上腕義手と同様に手部のみ電動もしくは肘のみ能動機構や受動機構としたハイブリッド型の肩義手の構成例が報告されている（横山ら，2009；

Troncossi et al., 2009) .

以上より、欠損部位が体幹部の近位になるほど再建する運動機能は増加し、増加した運動機能を制御するための制御信号も増加するため、上記の電動義手のなかでも電動肩義手の製作が最も困難であると考えられる。

2.2. 電動肩義手

本節では、電動義手の中でも最も再建しなければならない部位が大きい、電動肩義手について述べる。2.2.1. 項では、電動肩義手開発の歴史を述べ、2.2.2. 項にて電動肩義手に要求される機能を述べる。2.2.3. 項で電動肩義手の先行研究を示し、2.2.4. 項で電動肩義手の課題を述べる。

2.2.1. 電動肩義手の歴史

本項では、電動肩義手の歴史について簡単に述べる。

世界で初めて外力を動力とする義手が発表されたのは、1877年の Dalisch の上腕義手であった。Dalisch の動力義手は、動力として空気圧を使用していた。1919年に電流を動力源とした義手が Schlesinger によって開発された（武智秀夫，1988）。これが後の電動義手の先駆けとなる研究であった。第二次世界大戦後、小型（モータが開発されたことにより電動義手の研究は進み、1949年に Heinz Laumer と Herald Danklefsen によって小型モータで駆動する電動義手が開発された。電気以外を動力源とする義手の研究も進み、1952年に Hafner によって圧縮炭酸ガスの圧力で動作するガス圧義手が開発された（武智秀夫，1988）。その後、サリドマイド薬禍障害児の発生を契機に動力義手の研究は発展していった。1962年にソ連でモータを駆動源とし、筋電位によって制御する前腕筋電義手が実用化された。

日本国内では、サリドマイド薬禍（1950年代後半～1960年代初頭）によって四肢短縮などの障害をもって生まれたサリドマイド薬禍障害児のために、当時の厚生省（現厚生労働省）によって厚生省動力義手実用化特別研究班が発足され、電動義手の研究が開始された。このプロジェクトが日本で最初に取り組まれた、福祉用具の開発事業であるといわれている（大塚，2015）。その後、各地の大学などでも研究が進められ、多くの電動義手や制御方法が開発された。その1つが東京大学の山口

らによって開発された日本最初期の電動肩義手である Tokyo Hand である (大塚, 2015) . 東京大学の研究班 (山口・船久保ほか) の電動肩義手は, 肘継ぎ手と前腕の回内・外およびターミナルデバイス (手部) の開閉の 3 自由度が電動化され, 肩継ぎ手も他動的に動かすことができた. 制御方法は, 残存指でジョイスティックを動かすことで, 各継ぎ手の個別動作のみでなく, 複合動作も実行可能であった. しかし, 装着する児童にとって義手の重量が過大であったため, 結局電動肩義手は長期には使用されなかった (大塚, 2015) .

2.2.2. 電動肩義手に要求される機能

本項では, 電動肩義手に求められる要求機能を以下にまとめる.

・重量

電動肩義手に限らず, 義手全般はその性質上, 使用者の身体に装着した状態での使用が一般的である. 片側前腕切断者を対象としたアンケートでも, 回答者の約半数が電動義手のことを「重そう」だと考えており, 電動義手の改善点として約 3 割が重量軽減を希望している (岡本ら, 2001) . また, 田中らによる研究によって, 義手の重量が過度に大きいと使用者の負担とになってしまい, 使用頻度の低下もしくは使用の中止に繋がる恐れが挙げられている (田中ら, 2017) . 従って, 電動肩義手の重量は使用者の負担とならないよう, ヒトの腕の重量と同等もしくはそれ以下に抑えることが求められる. バイオメカニクス研究によれば, 上腕, 前腕, 手を含んだ片腕全体の重量は, 平均的に体重の 5[%]であるといわれている [Winter, 2004] . 従って, 体重 60 [kgw]の成人を想定すると, 片腕の重量は約 3[kgw]である. 従って, 電動肩義手の重量は片側 3 [kgw]以下が望ましい.

・サイズ

電動肩義手に限らず, 義手全般は欠損した身体部位の機能を再建する目的で使用される. 従って, 義手のサイズは欠損した身体部位のサイズと同程度であることが求められ, 理想的には使用者の体形に合わせたオーダーメイドが望ましい. 本研究では, 著者である青年男性 1 名の腕のサイズ (上腕囲 32 [cm], 上肢長 79.5 [cm]) を基準とした. AIST 人体寸法データベース 1991-92 によると, 日本の青年男性の上腕囲の平均は約 28 [cm]で, 最大値は約 35 [cm]である. また, 日本の青年男性の上

肢長の平均は約 74 [cm]で、最大値は約 82 [cm]である。従って、基準とした著者の腕のサイズは、日本の青年男性の腕のサイズの標本平均を上回るものの、標本には含まれる。

・自由度

ロボティクスにおいて、駆動する関節の数を関節自由度と定義する。理想的には、電動肩義手は腕全体の関節自由度を再建できることが望ましい。一方でヒトの腕は、肩および手首の関節が、3 自由度を持ち、肘が屈曲伸展の 1 自由度を持つとされる。ヒトの手先は、モデル化の仕方により自由度が変わるが、例えば 5 指だけで 23 自由度を持つモデル（ロボットハンド）もある（Deshpande et al., 2013）。すなわち手先まで含めると、片腕 30 自由度を持ち得る。従って、すべての関節自由度を再現する場合には、アクチュエータの数が増え、前述した重量が増加してしまう。腕運動を再建する自由度を保持しながらも、重量を軽くしなければならないトレードオフの問題を考慮する必要がある。

・制御手法

電動肩義手は動力としてモータを用いるため、モータを制御するための制御信号を必要とする。本研究では、電動肩義手の制御信号として、今日よく使用される筋電信号を制御信号として用いる。

筋電を制御入力とした電動義手、すなわち筋電義手の制御法としては、筋電信号の振幅（Dorcas and Scott, 1966）や変化率（Childress, 1969）に応じて手先を開閉させる手法が古くから提案されてきた。このような手法は、入力値に対する義手の動作が、閾値によって決定される場合は閾値制御、入力値が連続値として動作に反映される場合は比例制御と呼ばれてきた。このような方法は、安定して筋電義手を制御することができるが、制御できる自由度が少ないという問題があり（Hudgins et al., 1993 ; Zecca et al., 2002），制御しなければならない自由度の多い電動肩義手には適していないと考えられる。

近年、電動義手へ利用するために、パターン認識（Oskoei and Hu, 2007 ; Scheme and Englehart, 2011）や回帰（Hahne et al., 2014 ; Jiang et al., 2014）の手法を用いた学習制御法が精力的に開発されている。学習制御法は、少ない筋電センサの情報源から多くの動作パターンを出力することができ、使用者への負担が小さい（Kato et al., 2006）。従って、同手法を筋電肩義手へ適用することが適切であると考えられる。

しかしながら、筋電肩義手の使用者は腕全体を欠損しているため、筋電信号を腕以外から取得する必要がある。また、どのような学習制御法を使うにしろ、安定した制御には安定した筋電計測が必要であることが数多く報告されている (Biddiss and Chau, 2007 ; Jiang et al., 2012 ; Atzori and Müller, 2015) 。従って、筋電を安定して計測するための腕以外の身体部位の選定、筋電センサの開発、直感的に筋電肩義手を制御するための学習制御法の適用が求められる。

・筋電センサ

電動肩義手の制御入力として、筋電信号を取得するためには筋電センサが必要となる。筋電センサには侵襲型および非侵襲型があり、それぞれに長所と短所がある。侵襲型の筋電センサは、筋肉もしくは皮下組織に電極を埋め込み、筋電信号を直接計測することができる (Weir et al., 2009 ; 大西, 2010 ; Lewis et al., 2013 ; Hahne et al., 2016) 。単一の筋の筋電信号を正確に計測できる利点があるが、体内に電極を埋め込む必要があるため、使用者の負担が大きいかことや長期使用時の安全性などに問題があり、電動肩義手などの長期間毎日使用するシステムには向いていない。一方で、非侵襲型の筋電センサは、皮膚表面に電極を配置し、皮膚表面に伝播してきた筋電信号を計測する。非侵襲型の筋電センサは侵襲型の筋電センサと比べて、皮膚と筋肉の間に皮下組織や脂肪が介在するため、単一の筋肉からの筋電信号を正確に取得することが困難であるが、安全であり使用者への負担が小さいため、長期間毎日の計測にも適している。

一般的に、非侵襲型の筋電センサにおいては、皮膚と接触する電極は湿式電極と乾式電極の2つに大別される。湿式電極は、銀/塩化銀 (Ag/AgCl) の導電性ジェルが塗布された電極であり、乾式電極に比べて安定して筋電信号を計測することができる (Stegeman and Hermens, 2007 ; Searle and Kirkup, 2000) 。しかしながら、湿式電極はジェルの乾燥のにより、使い捨てで使用する必要があるため、実験室実験での使用には適しているが、毎日の使用には負担がかかる。そこで多くの筋電義手システムでは、筋電センサとして乾式電極が用いられている。乾式電極は表面に金属が露出しており、金属が肌と接触する (Searle and Kirkup, 2000 ; Chi et al., 2010) 。使用者に金属アレルギーがある場合や、長期間使用すると肌に跡が残ることなど、センサの硬さに起因した問題がいくつか残っている。そこで、研究者は柔らかい筋電センサを多く開発してきた (Leferriere et al., 2011 ; Takamatsu et al., 2015 ; Posada-Quintero et al., 2016 ; Pani et al., 2016 ; Jiang et al., 2017a ; Jiang et al., 2017b) 。これらの筋電センサは、皮膚と接触する部分が柔軟であるため、装着の負担が非常に小さい利点がある。しかしながら、筋電義手システムの一部として筋電センサを用いる

場合、体動や環境との接触による外乱が筋電センサに加わり、筋電計測が不安定化する問題がある。このような外乱による筋電計測の不安定化は、パターン認識制御の性能を低下させてしまう (Hargrove et al., 2006 ; Young et al., 2011 ; Young et al., 2012) 。従って、電動肩義手に適した筋電センサは、乾式電極を備えた非侵襲型の筋電センサで、汗や乾燥による皮膚状態の変化および体動ノイズに対してロバストであることが求められる。

2.2.3. 電動肩義手の先行研究

先行研究として開発されてきた電動肩義手および関連するロボットアームの主なスペックを表 2-1 にまとめる。先行研究として電動肩義手だけでなく、ロボットアームを考慮する理由として、電動肩義手用アームとロボットアームの境界がとても曖昧であることが挙げられる。もちろん、工場で車の組み立てや塗装などを行う大型の産業用ロボットアームを電動肩義手用アームとして使用することは不可能である。しかしながら、十分に小型軽量なロボットアームであれば、電動肩義手用アームとして使用可能と考えられる。例として姜らによって開発された、ヒューマノイド・ロボットアームが挙げられる (図 2-2, 姜ら, 2020 ; Li et al., 2020) 。姜らによって開発された、ヒューマノイド・ロボットアームは腕 7 自由度, 手先 1 自由度の計 8 自由度を有し, 片腕の重量約 2.2 [kgw] で, サイズもヒトの腕と大差ない。従って, ロボットアームでも電動肩義手用アームとして使用できる可能性を考慮し先行研究としてそのスペックを比較する。

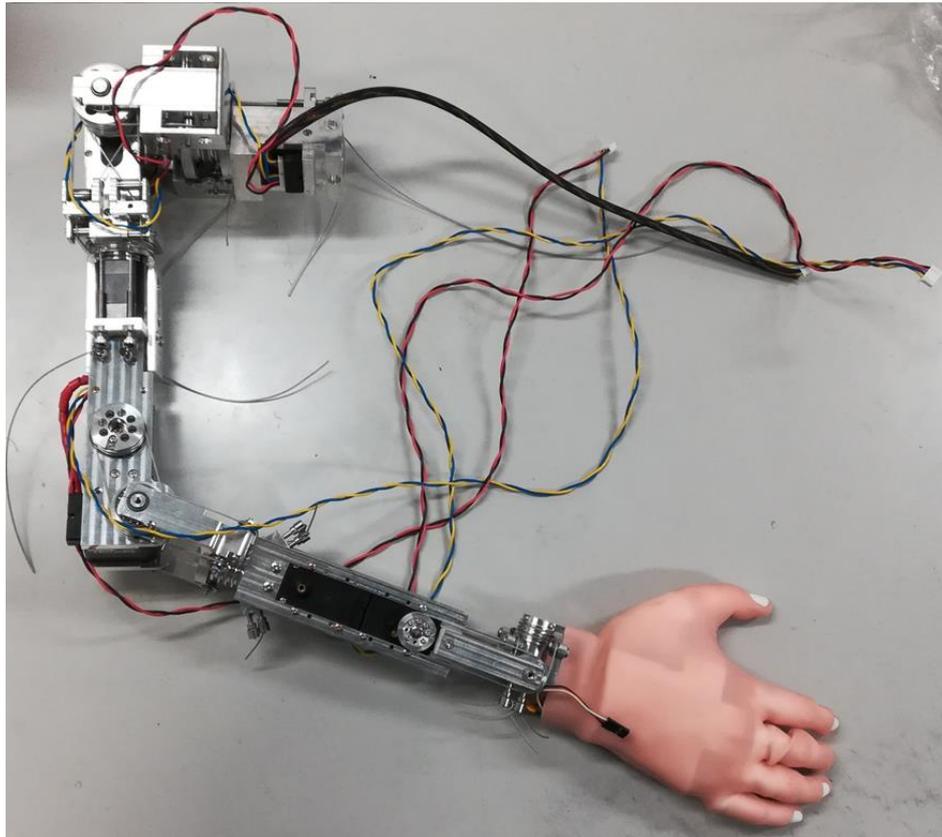


図 2-2 ヒューマノイド・ロボットアーム

表 2-1 電動肩義手とロボットアーム

	種別	自由度	重量 [kgw]	可搬重量 [kgf]	制御手法
Luke arm	電動肩義手	10	4.7	5	EMG(TMR) 圧力センサ 加速度センサ …etc
Low-cost 7Dof Prosthetic	電動肩義手	7	1.7	0.5	-
UR3	ロボットアーム (産業用)	6	11	3	-
Single-arm Yumi	ロボットアーム (産業用)	7	9.5	0.5	-
KINOVA Gen3 Lite	ロボットアーム (サービス用)	6	5.4	1	-
Udero	ロボットアーム (サービス用)	7	4.5	1	-

電動肩義手の先行研究として、世界的に成果をあげてきたのが Luke arm である (Johannes et al., 2011) . Luke arm はアメリカの DARPA (Defense Advanced Research Projects Agency) によって開発された、傷病軍人用の電動肩義手である. 2014 年にはアメリカで保険適用もされており、現在世界で最も高性能で信頼された電動肩義手だと考えられる. しかし、傷病軍人用であるためか、重量は片腕 4.7 [kgw] と重く、長時間の装着には相当の体力と筋力が必要と考えられる.

Leal-Naranjo らによって、3D プリンタを使用した軽量の電動肩義手が開発された (Leal-Naranjo et al., 2018) . 重量が片腕約 1.7 [kgw] と非常に軽量であるが、その分把持可能な重量が、500 [gw] と小さい.

ロボットアームはその用途別に産業用ロボットとサービスロボットに大別できる. 産業用ロボットは工場などで人の代わりに物品の搬送や製品の組み立てを行うロボットであり、JIS において「産業オートメーション用途に用いるため、位置が固定又は移動し、3 軸以上がプログラム可能で、自動制御され、再プログラム可能な多用途マニピュレータ」と定義されている (芳司ら, 2012) . サービスロボットは、生活支援など産業自動化の用途に用いられないものを指す. 従ってサービスロボットに分類されるロボットアームが、その用途として電動肩義手用アームに近いと考えられる. しかし、産業用ロボットにも比較的小型軽量のロボットアームが存在するため、ここでは比較として産業用とサービスロボットアームをそれぞれいくつか示す. また、ロボットアームは機構的にもいくつか分類分けすることができ、垂直多関節型や水平多関節型、パラレルリンク型などがある. 電動肩義手用アームとして適しているのは、ヒトの腕の構造と近いとされる、垂直多関節型のロボットアームである. よってここでは垂直多関節型のロボットアームについていくつか説明する.

小型軽量の産業用ロボットアームとしては、UR3 (UNIVERSAL ROBOTS 社) や Single-arm Yumi (ABB 社) が開発されてきた. 両ロボットアームともヒトと協働作業するためのロボットアームであり、ハンド部分を含めない自由度は 6 から 7 自由度と、ヒトの腕と同程度となっている. 産業用ロボットアームの中では非常に小型軽量のタイプであるが、それでも重量は 10 [kgw] 前後あり、可搬重量も 3 [kgw] 程度とヒトの腕と比べると強いとはいえない.

サービス用ロボットアームとしては、KINOVA Gen3 Lite (KINOVA 社) や Udero (テクノツール社) が開発されてきた. KINOVA Gen3 Lite は教育・研究用のロボットアームであり、Udero は日常生活支援用のロボットアームである. 両ロボットアームは肩義手用に開発されてきたわけではないが、産業用ロボットアームと比べると肩義手に近いといえる. 特に Udero は、身体の不自由なヒトの補助を目的としたロボ

ットアームであり，身体障害者の自立支援という意味で，肩義手との親和性は高いといえる．しかしながら，重量は 5 [kgw]程度と健常腕より重く，可搬重量は 1 [kgw]であり，ヒトの腕と比べると弱い．

これらのロボットアームは肩義手のように使用者が常時身に着けるウェアラブルな使用を考慮した設計をしていない．従って単純な重量や出力だけで電動肩義手と優劣を比較するものではない．しかし，当然ながらそうしたロボットアームを肩義手用アームとしてそのまま流用することが困難であることがわかる

2.2.4. 電動肩義手の課題

前述した先行研究の課題として，まず重量の問題が挙げられる．産業用・サービス用ロボットアームはもとより，DARPAによって開発された Luke armは多くの自由度を有しているが，戦争により義手を必要とする傷病軍人のためというコンセプトのせいか，総重量が 4.7 [kgw]と非常に重い．2.2.2 項でも述べたように，身体に装着するロボットアームは，健常な腕の重量と同等あるいは軽量である必要がある．体重が 60 [kgw]の成人男性の場合，片腕の重量は約 3.0 [kgw]である (Winter, 2004) . 従って，健常腕を超える重さのロボットアームを身体に装着することは，装着者へ非常に大きな負担を強いると推察される．また一般的に，軽量のロボットアームの場合は，出力が小さく軽いモータを使うため，発揮力が小さくなってしまう問題もある．

Luke armの制御方法は，筋電情報を使った方法や，加速度情報を使った方法，物理スイッチを使った方法などいくつか存在する．それらの中でも，TMR (Targeted muscle reinnervation) 手術 (Kuiken et al., 2009 ; Souza et al., 2014 ; Kuiken et al., 2017 ; Dumanian et al., 2019) を伴った，表面筋電位による制御方法が大きな成功を収めている (Kuiken et al., 2007 ; Zhou et al., 2007 ; Huang et al., 2008 ; Simon et al., 2011 ; Hargrove et al., 2017) .

TMR 手術とは，欠損する前の腕運動に関連する筋肉に繋がっていた運動神経を，残存した大胸筋に移植する手術である．これにより，腕を動かす感覚で体幹部の筋肉を動かすことができるようになる．体幹部の表面筋電位を，肩義手の制御入力に用いることで，欠損した腕を動かす感覚で肩義手の制御が可能となる．元の腕を動かす感覚で筋電肩義手を制御できるため，この制御方法は非常に直感的な制御方法といえる．しかしながら，TMR 手術は外科手術であり，当然入院や術後の回復期間，その後の長期のリハビリテーションも必要になる．Miller らの報告によれば，9ヶ月

の安静期間と 100 時間の練習時間が必要である (Miller et al., 2008) . 従って, TMR 手術を伴った筋電制御法は, 優れた手法ではあるが, 使用者への負担も相応に大きい方法といえる (Kuiken et al., 2004 ; Cheesborough et al., 2015) .

別の電動肩義手の制御方法としては Johansen らによる舌を使った制御方法 (Johansen et al., 2012) や Mainardi らや Sahar らによる音声を使った制御 (Mainardi and Davalli, 2007; Sahar et al., 2019) なども提案されている. 両手法とも TMR 手術を伴った筋電制御法と比べて簡単に使用することができ, 使用者にかかる負担も少ないと考えられる. しかしながら, 両手法とも口 (舌) すなわち本来腕を動かすことと関係のない身体部位を制御に用いるため, 電動肩義手の制御中はそれらの部位の本来の運動機能を著しく損なう可能性がある. 例えば, 舌で電動肩義手を制御している最中に食事を行うことは不可能であるし, 電動肩義手を制御しているときに会話することも不可能である. 従って, 両制御手法は, 電動肩義手を制御するために他の身体部位の運動機能を犠牲にした代償動作を要求する点に課題がある. また, 腕運動と関係のない身体部位で電動肩義手を動かす制御は直感的とはいえず, 使用者が違和感なく腕を動かせるようになるためには長期のトレーニングが必要になってしまう.

以上より, Luke arm など優れた電動肩義手が過去に存在するが, 重量に問題がある. 軽量の電動肩義手の場合には出力が劣ってしまう問題もある. また, TMR 手術を伴った大胸筋による優れた制御方法もあるが, 使用者への負担が大きい. TMR 手術を伴った筋電制御以外の制御方法は代償動作が必要であり, 直感的とはいづらい. 従って, これらの課題を解決するには, 低重量でありながら高出力を発揮可能であり, TMR 手術を伴わなくても直感的な制御を可能にする電動肩義手システムの開発が必要である.

2.3. 研究目的

2.1. 節では, 義手の歴史と種類について説明し, 電動肩義手の開発された背景について述べた. 2.2. 節では, 電動肩義手の歴史, 電動肩義手に要求される機能, 電動肩義手に関する先行研究について述べた. 前節までの内容を踏まえ, 筋電肩義手システムに対する要求事項を以下に列挙する.

要求事項

1. 筋電肩義手の片腕の重量が 3 [kgw]以下

2. 筋電肩義手の上腕囲が 32 [cm]，上肢長が 79 [cm]を目標
3. 健常腕における腕 7 自由度，手 20 自由度以上の中から，重量とのトレードオフ問題を考慮しながらも，腕運動を再建できる自由度を保有
4. 筋電を安定して計測可能な腕以外の身体部位の選定，直感的に筋電肩義手を制御するための学習制御法の適用
5. 汗や乾燥による皮膚状態の変化および体動ノイズに対してロバストである乾式電極を備えた，非侵襲型の筋電センサ

これらの要求事項を踏まえ，本研究の目的は，健常腕と同等の重量（片腕 3[kgw]以下），サイズ（上腕囲 32[cm]，上肢長 79.5[cm]）で，腕の運動機能を再建するために複数の自由度を保有した筋電肩義手の開発，および非侵襲型で皮膚状態の変化や体動ノイズに対してロバストな筋電センサの開発，腕以外で筋電を安定して計測可能な身体部位の選定し，直感的に筋電肩義手を制御するための学習制御法を開発した筋電肩義手に適用することである。

上記の目的を達成するための課題を以下に挙げる。

課題

1. 複数の関節自由度を保有するには，複数のアクチュエータが必要になり，アクチュエータの数が増加すれば筋電肩義手の重量やサイズも増加してしまう。
2. 複数の関節自由度を制御するためには，複数の制御信号が必要となり，制御信号が増加すれば操作性が低下してしまう。TMR 手術による制御は上記の問題を解決しているが，外科手術が必要なため，使用者への負担が大きい。

課題 1 は要求事項 1，2，3，課題 2 は要求事項 4，5 に関連する課題である。本研究では，これらの課題を解決した筋電肩義手システム，すなわち，TMR 手術や長期の訓練なしで直感的な操作を可能とする，低重量多自由度な筋電肩義手システムを開発することを研究目的とする。本研究では，上記の研究目的を達成するため，以下の 3 段階に分けて研究を行った。

研究の第 1 段階では，健常腕から関節自由度を減らした 4 自由度筋電肩義手システムを開発した。筋電肩義手として最低限必要な関節自由度を保有しつつ，他の関節自由度を削減することで，腕の運動機能を再建しながら必要となる制御信号を減

らし、長期間の訓練なしで直感的な操作を可能とする制御手法を提案した。

研究の第2段階では、腕7自由度に手の開閉を加えた8自由度の筋電肩義手アームを開発した。健常腕と同数の関節自由度を保有しつつ、重量やサイズの増加を抑えるため、全軸ワイヤ干渉駆動機構を用いた筋電肩義手アームの構築を提案した。

最後に、研究の第3段階では、本研究の目的である「TMR手術や長期の訓練なしで直感的な操作を可能とする、低重量多自由度な筋電肩義手システムを開発」を達成するため、研究の第1段階で提案した制御手法を用いて、研究の第2段階で開発した筋電肩義手アームを制御した。

本論文では、研究の第1段階を第3章に、研究の第2段階および第3段階を4章にそれぞれ記す。

第3章 直感操作型 4 自由度筋電肩 義手システムの開発

3.1.	4 自由度筋電肩義手システムの開発要件	23
3.2.	4 自由度筋電肩義手システムの構成要素	23
3.2.1.	ソケットおよび支持部	24
3.2.2.	ロボットアーム	25
3.2.3.	柔軟防水乾式筋電センサ	25
3.2.4.	コントローラ	26
3.2.5.	ロボットハンド	26
3.4.	筋電肩義手に適した筋電計測箇所同定実験	30
3.4.1.	被験者	30
3.4.2.	実験機器	30
3.4.3.	実験条件	31
3.4.4.	解析手法	32
3.4.5.	解析結果	34
3.4.6.	考察	36
3.5.	4 自由度筋電肩義手の性能評価実験	36
3.5.1.	被験者	36
3.5.2.	実験条件	36
3.5.3.	実験環境	38
3.5.4.	実験結果および考察	40
3.6.	まとめ	42

第3章 直感操作型4自由度筋電肩義手システムの開発

前章では、義手の歴史と分類、電動肩義手の先行研究を述べ、筋電肩義手における課題と研究目的を述べた。本章では、研究目的である、直感操作が可能な電動肩義手システムの開発をするために、TMR手術を必要とせず、長期間の訓練無しで使用可能な、4自由度筋電肩義手システムの開発について述べる。本章で開発する筋電肩義手は、アクチュエータにより駆動するロボットの身体自由度を削減することで、研究目的を達成することを目指す。3.1.節では4自由度筋電肩義手の開発要件を示す。3.2.節では、開発した4自由度筋電肩義手システムのハードウェアの詳細を、3.3.節ではソフトウェアの詳細を述べる。3.4.節では、筋電肩義手の操作に適した、筋電を計測する体幹部を同定するために行った多点筋電計測実験について述べる。3.5.節では、開発した4自由度筋電肩義手システムの性能評価実験について述べる。最後に、3.6.節では本章のまとめを述べる。

3.1. 4自由度筋電肩義手システムの開発要件

本章では、手術を必要とせず、長期間の訓練なしに使用可能な直感操作型筋電肩義手システムの開発を目的とする。本章で開発する直感操作型筋電肩義手の自由度は、日常生活において最低限必要であると考えられる物品の把持・移動機能を実現するため、肩・肘・手先（拇指・四指）にサーボモータを内蔵した、4自由度とする（4自由度では矢状面上での動作しかできないが、横断面上での動作を体幹の動作によって補うことで物品の把持・移動が可能となる）。また、直感的な制御を行うため体幹部の筋電を制御信号とした個性適応制御を用いる（本研究では、喪失した本来の腕を動作させる筋、もしくはその筋と近い役割を持つ筋の筋電情報によって対応した肩義手の部位が動作させることを「直感的操作」と定義する）。以下開発した4自由度直感操作型筋電肩義手システムのメカニクスの構成要素および制御手法について説明する。

3.2. 4自由度筋電肩義手システムの構成要素

図 3-1 に、開発した4自由度筋電肩義手システムの全体像を示す。開発した筋電肩義手システムはソケットおよび支持部、ロボットアーム、筋電センサ、コントローラ、ロボットハンドの5つの要素から成る。ロボットアームおよびロボットハン

ド部にそれぞれ2つずつ、計4つのサーボモータを搭載しており、機械自由度は4である。以下では、開発した4自由度筋電肩義手システムの構成要素について詳しく説明する。

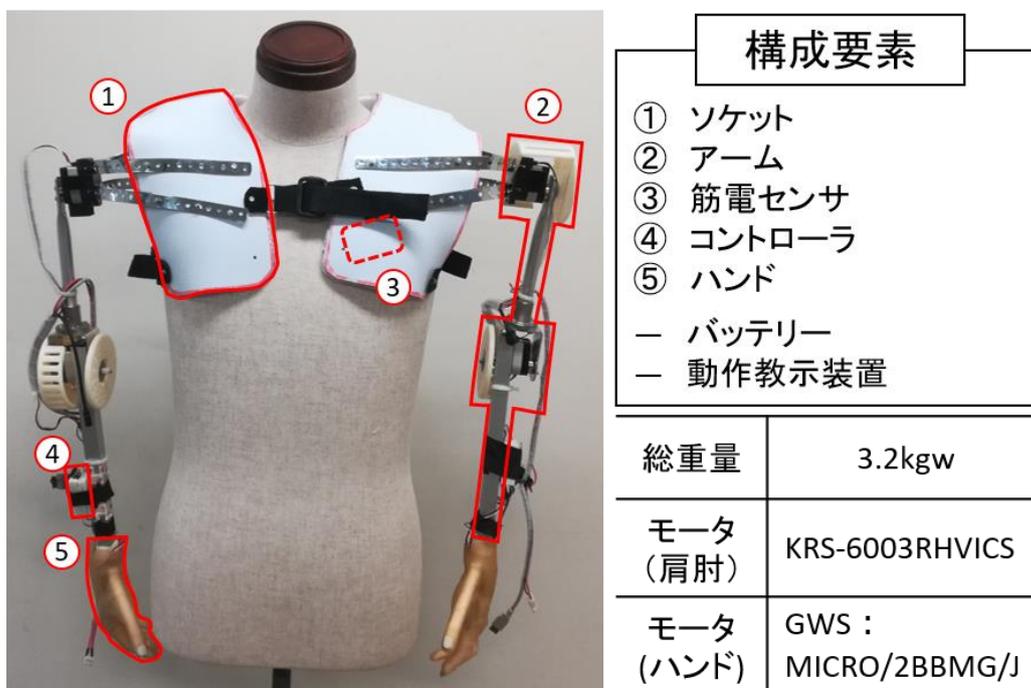


図 3-1 4 自由度筋電肩義手システム構成

3.2.1. ソケットおよび支持部

ソケットとは、義手システムにおいて断端部を収納する装具であり、義手を使用者の身体に固定する役割を持つ。肩義手の場合、断端部である肩口から身体の反対側面にベルトを回して固定する形が一般的である。支持部とは、ソケットと肩継手（ロボットアーム）を接続する部品である。ソケットはその特性上、使用者の断端部に合致する必要があるため、専門の義肢装具士が使用者の体型や断端部の形状を精査したうえで製作する。本研究では、両肩離断者のために義肢装具士が製作した両肩離断者用ソケット（図 3-2 図 3-2 左）に加え、健常者による実験を行うための健常者用ソケット（図 3-2 右）を代表被験者 1 名の肩の型を取り製作した。また、ソケットとロボットアームをつなぐ支持部は、アルミ製のユニバーサルフレームを加工して作成した。ソケットと支持部の重量は片側で約 350 [gw]である。



図 3-2 ソケット

3.2.2. ロボットアーム

4自由度筋電肩義手システムにおけるロボットアームは、ソケットとハンドを繋ぐ部分（ヒトの腕に対応させると肩口から手首までの部分）およびその部品群を指す。アームは肩関節と肘関節にサーボモータ（KRS-6003RHVICS, 近藤科学株式会社, 日本）を一つずつ配置したダイレクトモータ駆動機構を持つ。上腕の長さ（肩のモータ軸から肘のモータ軸までの直線距離）と前腕の長さ（肘のモータ軸から手首までの直線距離）はともに 23 [cm]で、材料にはアルミパイプを用いた。重量は片側約 750 [gw]である。

3.2.3. 柔軟防水乾式筋電センサ

体幹からの筋電を安定して計測するために、柔軟防水乾式筋電センサを開発した。図 3-3 に示す筋電センサはアンプ（AD620, Analog Devices, Inc., アメリカ合衆国）を利用した差動増幅回路から成り、柔軟性と防水性を備えている。センサ電極には、カーボン粉末を 4%配合した導電性シリコーンをのせた金属布（1.5×2 [cm]）に直径 0.4 [mm]の金メッキ線をのせ、カーボン粉末を 2.6%配合した導電性シリコーンで覆って製作したハイブリッド電極を用いた（Togo et al., 2019）。導電性シリコーンを用いることで、肌の乾燥などによる計測ノイズを軽減できる。電極は体幹部に配置するため、汗による電極間の導通などの問題が考えられる。これを防止するため、筋電センサ全体をシリコーンで覆い防水性を付与し、電極間も 3 [cm]離すよう製作した。アンプ基盤以外が柔軟な素材でできているため、筋電センサが柔軟性を持ち、体幹にフィットすることで、安定に筋電を計測することが可能である。

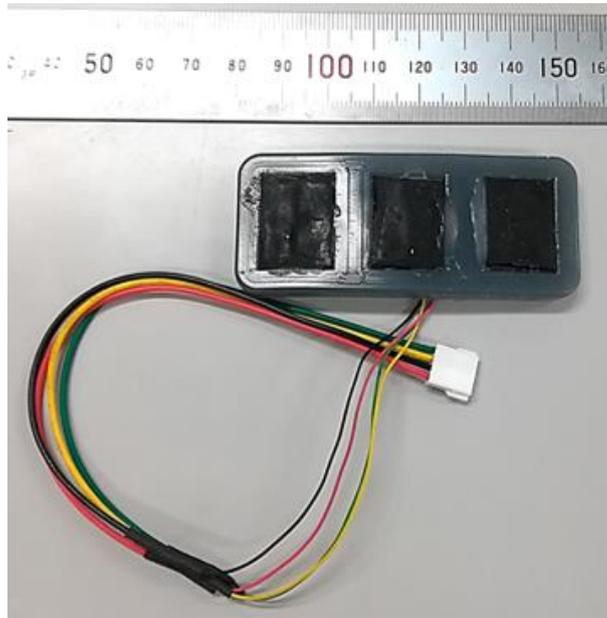


図 3-3 柔軟防水乾式筋電センサ

3.2.4. コントローラ

コントローラにはマイコン (SH72544R, ルネサスエレクトロニクス株式会社, 日本) を実装したマイコンボード (REK-0003, 協栄産業株式会社, 日本) を使用した。コントローラでは筋電センサの出力値から特徴量を抽出し, ニューラルネットワークによって動作意図推定を行う。具体的な情報処理方法については後述する。動作教示装置とコントローラは Bluetooth モジュール (Bluetooth Mate Silver WRL-12576, SparkFun Electronics, アメリカ合衆国) を介して相互通信が行われる。動作教示装置には Android タブレット (MediaPad T1 7.0, Huawei, 中華人民共和国) を使用した。動作教示装置は筋電パターンに対応する肩義手の動作のラベル情報をコントローラに送る。その後の学習の処理およびサーボモータの制御は全てコントローラ上で行う。

3.2.5. ロボットハンド

図 3-4 に示すロボットハンドとして, 我々のグループで開発した, 日常生活動作の約 85% (Cipriani et al., 2010) を達成可能な把持姿勢を実現する 2 自由度義手ハンドである (Jing et al., 2014 ; 星川ら, 2015 ; Hoshigawa et al., 2015) 。 義手として使用

する際には、図 3-1 および図 3-4 (右) に示すように、エラストマー製のグローブを被せた (矢吹ら, 2016 ; Yabuki et al., 2019) . エラストマー製のグローブはハンドの外観を人の手に近づけ、またその摩擦でハンドの把持性能を向上させる. 重量はハンドが約 130 [gw], グローブが 60 [gw]である.

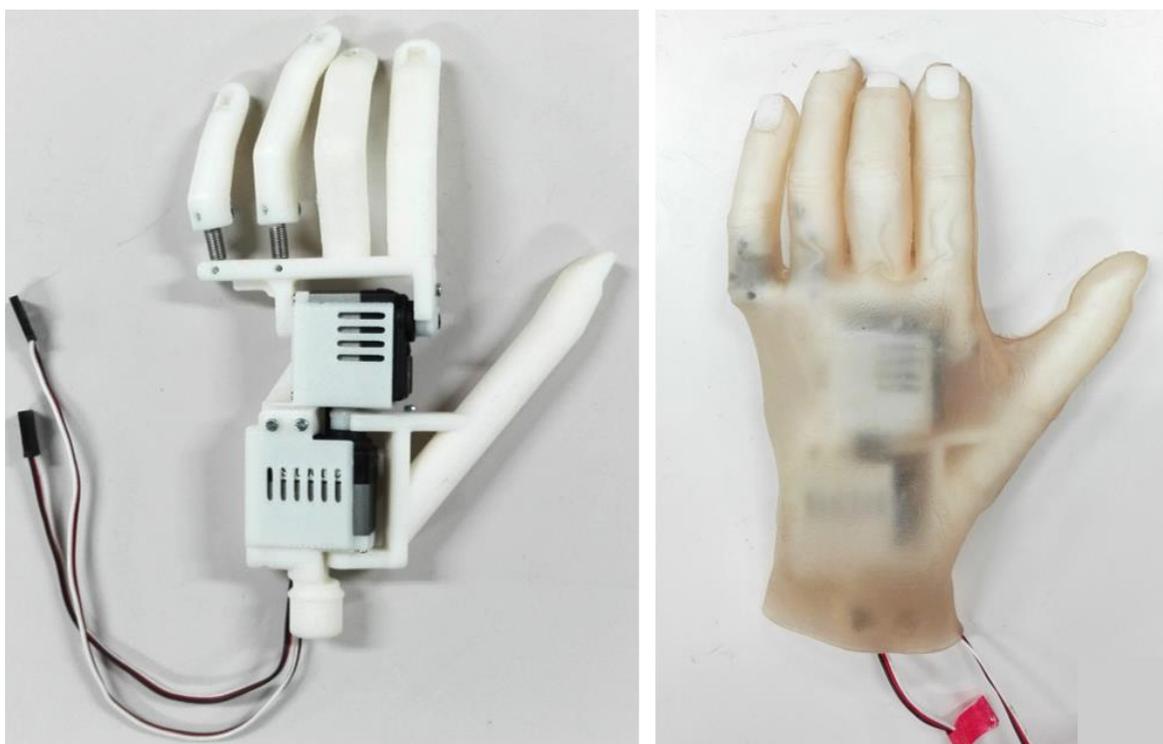


図 3-4 ロボットハンド

3.3. 4 自由度筋電肩義手システムの制御方法

本研究では、使用者の身体動作時における筋電パターンと肩義手の動作を対応付けるために、人工ニューラルネットワーク (ANN) を制御に使用した (個性適応制御 ; Kato et al., 2006) (図 3-5) . 筋電肩義手システムを使用する前に、動作教示装置を用いて、使用者の身体動作と筋電肩義手の動作をラベル付けする. コントローラは、使用者の身体動作から筋電を常に取り得し、高速フーリエ変換 (FFT) することで、8つの周波数領域の特徴ベクトルを抽出し続ける. その後、抽出した特徴量を入力信号とした際に、動作ラベルが出力される ANN の学習が行われる (図 3-6) . 人工ニューラルネットワークとして、フィードフォワード型の3層ニューラルネットワークを用いた. 各層のニューロン数はそれぞれ、入力層が 24 (3チャンネル×特徴量8) , 中間層が 32, 出力層が 6 である. 上記の制御手法はセンサ数以上の動作識

別が可能であり，メカニクスの変更にも柔軟に対応することができる．また，振幅値を用いた閾値制御などと比べて誤動作を低減できる利点がある．5人の成人男性に対して行った上記の制御システムの教示時間に関する予備実験の結果より，教示時間の平均は73.4 [s]と非常に短かった．従って，提案システムは装着後長期の訓練なしで使用可能であると言える．図 3-7 に義手の動作手順のフローチャートを示す．

本研究では，操作の簡易化ならびに安定化を図るために，操作自由度を低減した．まず，筋電により実現する動作をアームの挙上・下垂（肩・肘の協調動作）およびハンドの開閉の4動作とした．次に，操作の間に切替動作を設けた．これにより，2つの動作への指示と1つの切替信号で4つの動作を制御できる．また，特に手の開閉の誤動作を低減することができる．これらの要求（3つの信号が必要）を満たすために，使用者の体幹に2点，頭部（頬）に1点の筋電センサをとりつけ，筋電を計測した．しかし，体幹部は広範囲に筋が広がっており，筋電計測に適した箇所の特特定が難しい．そこで本研究では，あらかじめ多点計測による体幹部における適正筋電計測箇所の特特定を行った．

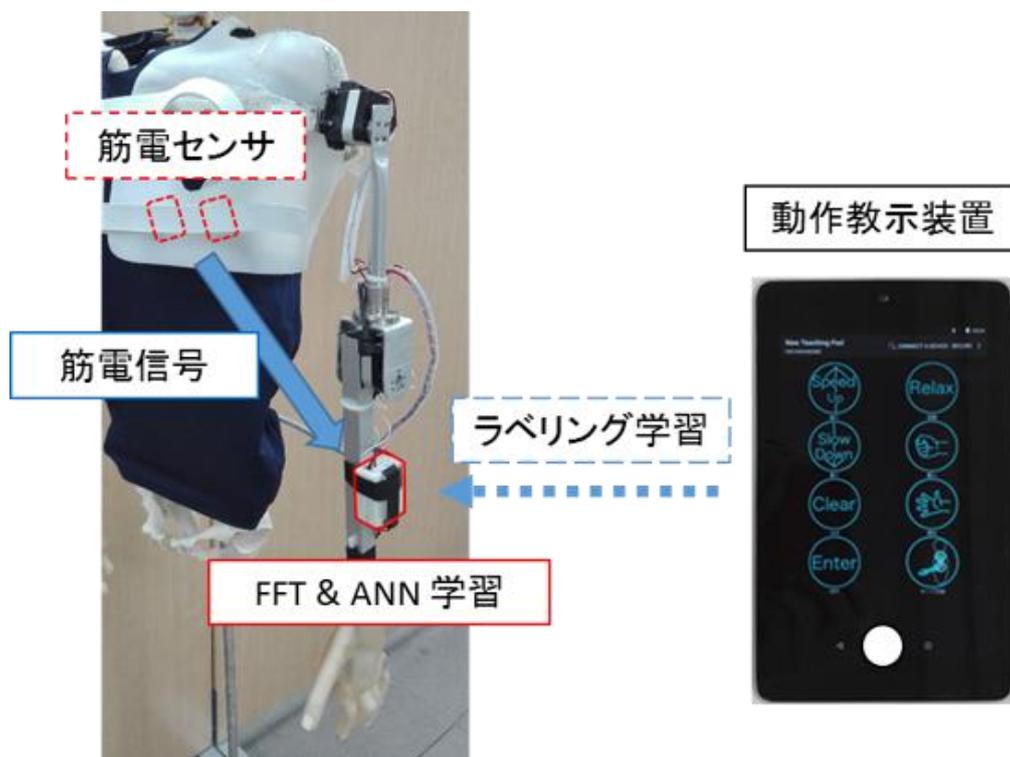


図 3-5 個性適応制御

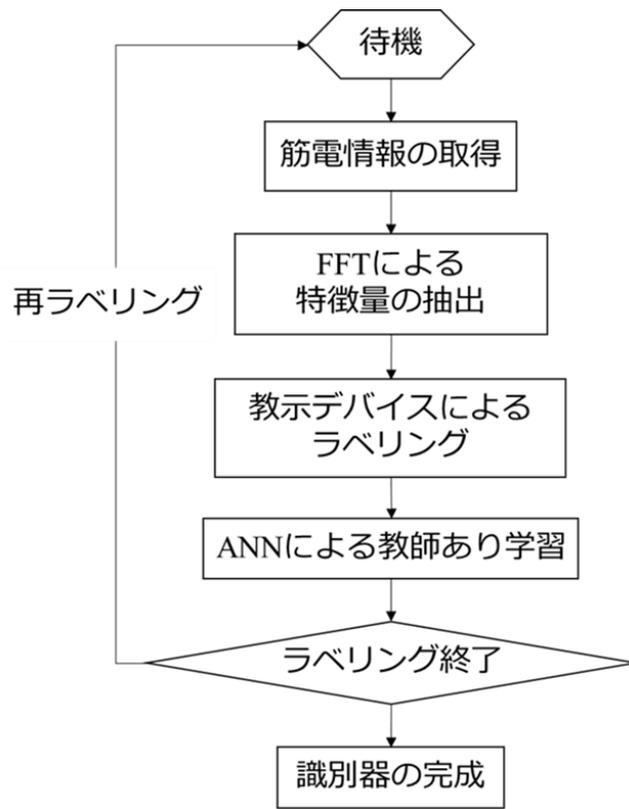


図 3-6 筋電識別の学習フローチャート

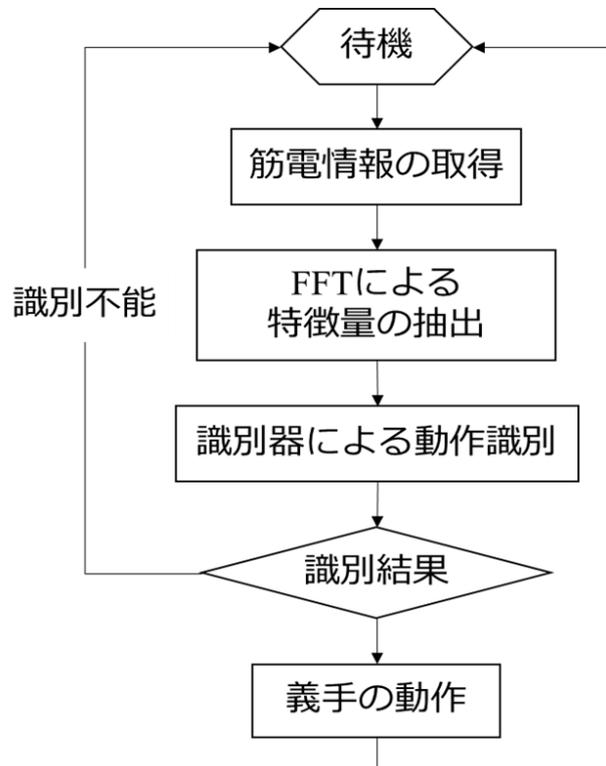


図 3-7 義手の動作手順フローチャート

3.4. 筋電肩義手に適した筋電計測箇所と同定実験

一般的に筋電を計測する場合、まず計測したい筋の筋配置を解剖学的に確認し、その後、被計測者の体格・筋量・脂肪量などを考慮し、特定の筋の筋電を計測しやすい箇所に電極を配置する。しかし、体幹部では広範囲に同一の筋が分布しているため、筋電を計測しやすい箇所を見つける必要がある。そこで本研究においては、体幹部の適正な筋電計測箇所を特定するために、筋電の多点計測を行った。

3.4.1. 被験者

被験者は健常な成人男性 5 名 (20 代 4 名, 50 代 1 名) である。50 代男性は、実際に肩義手を使用する両肩離断者が 50 代であるためリクルートした。本実験は電気通信大学の倫理委員会において承認されており (管理番号 10006(4) 号), 被験者から書面によりインフォームドコンセントを得たうえで実験を行った。

3.4.2. 実験機器

センサ電極は 1 から 16 まで番号を振り、右肩近辺に配置した。図 3-8 に電極配置図を示す。電極は第 5 肋骨から肩甲骨下部にかけて筋線維方向に沿ってグリッド状に配置した。貼付位置については、身体部位別に、1 から 5 番を胸部, 6, 7 番を肩, 8 から 15 番を背部, 16 番を脇腹と定義した。ボディーグラウンドは一括して肘または鎖骨より計測した。筋電センサには AD620 を利用した差動増幅回路 (株式会社エルフォエンジニアリング, 日本) を、筋電を安定して測定するために、電極パッドは湿式電極 (バイオロード心電図電極, GE Healthcare, アメリカ合衆国) を用いた。電極間距離は 2 [cm] に設定した。データの取得には計測用ソフトウェア C-LOGGER および複数チャンネルに対応した I/O ユニット (AIO-163202FX-USB, 株式会社コンテック, 日本), ユニットと電極を繋ぐ集積ボードを使用した。サンプリングレートは 2000 [Hz] とした。

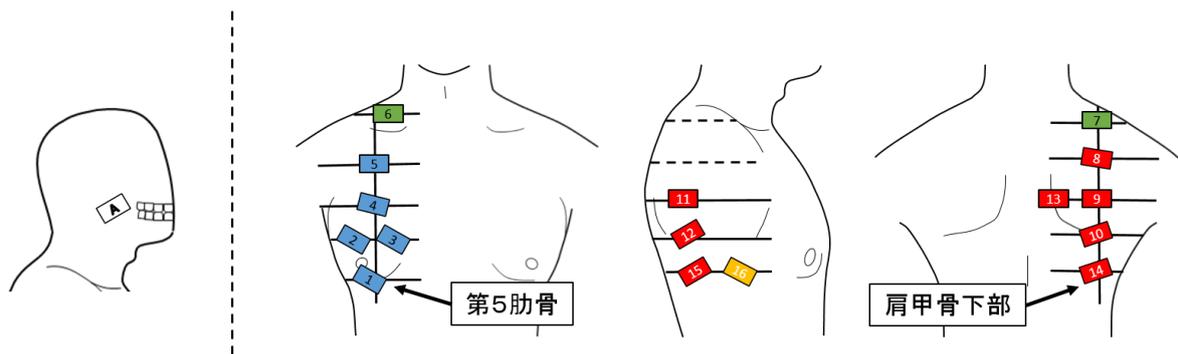


図 3-8 電極配置図

3.4.3. 実験条件

被験者の肩近辺の筋電を計測するための動作を図 3-9 に示す。肩近辺の筋は個別に随意的に動かすことは稀である。したがって、被験者によっては肩近辺の筋を動かす方法が分からない場合が考えられる。そこで本研究では、図 3-9 に示す動作を被験者に実行してもらうことで、肩近辺の筋全てから筋電を計測した。具体的には、矢状面内で安静状態の肩 (0) を中心として、前方向から 45° 刻みの各方向へ反時計回りに肩を突き出し (0-1, 0-2, ..., 0-8), 戻す動作 (8 動作) と安静 (1 動作) を被験者に口頭説明と動作をして見せることで教示した。動作間隔は 2 [s] に設定し、被験者にはメトロノームを用いて教示した。一周 1 セットとして計 5 セットの動作の計測を行った。

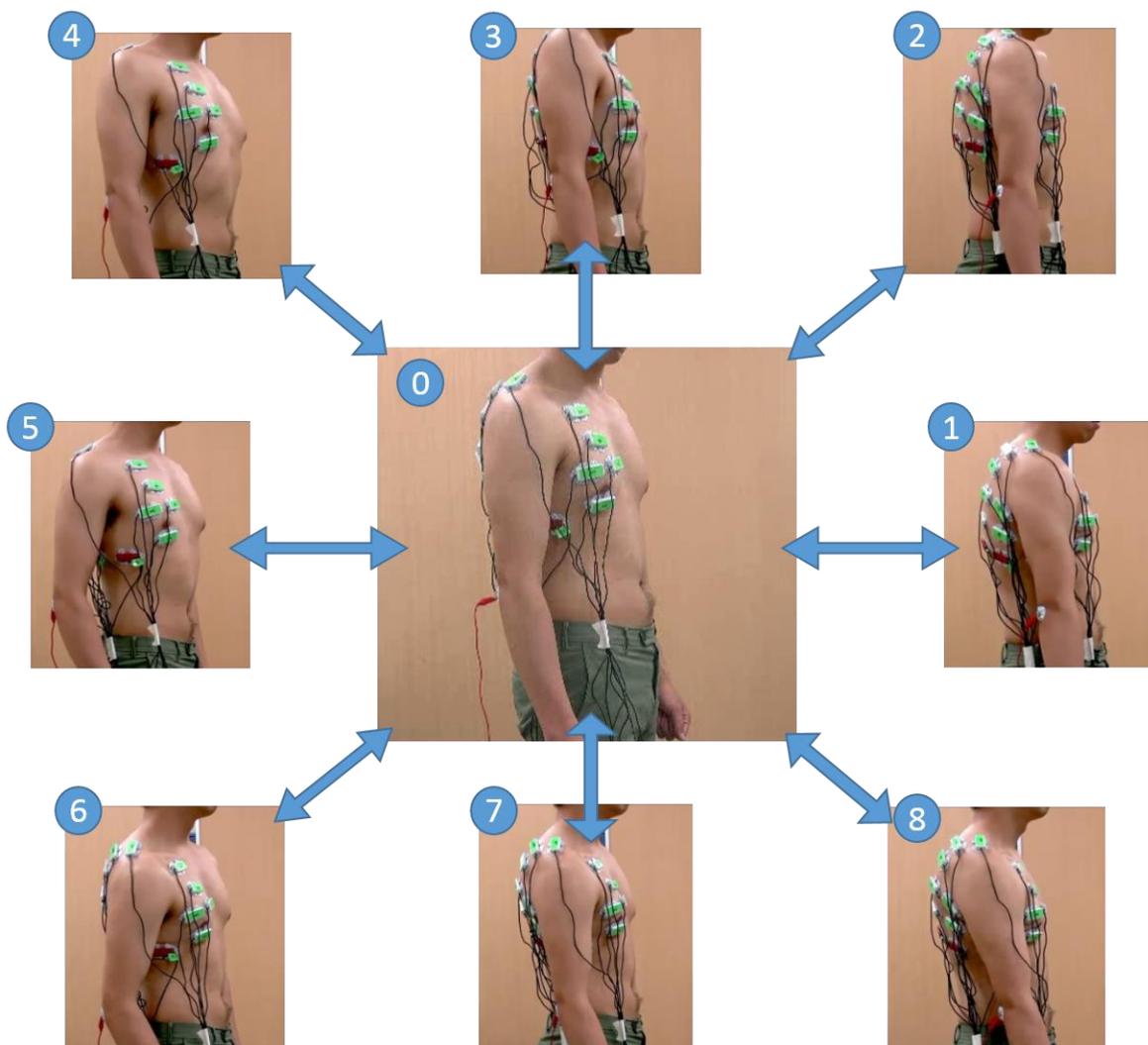


図 3-9 筋電計測動作

3.4.4. 解析手法

本研究では、多点計測により得られた筋電データから適正筋電箇所を求める手法として主成分分析を用いた (Jolliffe, 2002) . また、解析ソフトとして MATLAB を使用した.

主成分分析は多変量解析の一手法である. 多数の変量からなる元データの相関をなくし、主成分と呼ばれる変量によって元データより低次元で元データの特徴を表現できる. サンプルサイズ $N \in \mathbb{N}$ で $K \in \mathbb{N}$ ch からなる筋電計測データ $X \in \mathbb{R}$ を標本集合と考える (本研究において $K=16$) . ある ch の筋電データの平均を $\mu \in \mathbb{R}$ とすると標本集合の共分散行列 $R \in \mathbb{R}$ の (i,j) 要素 r_{ij} は次式で表される ($i,j=1,2,\dots,K$) .

$$r_{ij} = \frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^N (X_{in} - \mu_i)(X_{jn} - \mu_j) \quad \cdots(3.1)$$

行列 R について，その固有値 $\lambda \in \mathbb{R}$ を満足する固有ベクトル $\psi \in \mathbb{R}$ が主成分となる．

$$R\psi = \lambda\psi \quad \cdots(3.2)$$

本研究では，多点計測により得られた 16 次元分の筋電データを主成分分析にかけ，16 の主成分を求めた．第 $m \in \mathbb{N}$ 主成分の寄与率 $C_m \in \mathbb{R}$ および第 m 主成分までの累積寄与率 $P_m \in \mathbb{R}$ は以下の式で表される．

$$C_m = \frac{\lambda_m}{tr(R)} \quad \cdots(3.3)$$

$$P_m = \sum_{i=1}^m C_i = \frac{\sum_{i=1}^m \lambda_i}{tr(R)} \quad \cdots(3.4)$$

本研究では，各主成分の寄与率の累積から 2 つの主成分で元の筋電データの説明が 80%以上可能か検証した．第 m 主成分における $k \in \mathbb{N}$ ch の主成分負荷量 $f \in \mathbb{R}$ は次式で表される．

$$f_{mk} = \frac{\sqrt{\lambda_m} \psi_m}{r_{kk}} \quad \cdots(3.5)$$

主成分負荷量が最も大きい値を示す電極位置を適正筋電計測箇所 $A \in \mathbb{R}$ とすると，第 m 主成分における適正筋電計測箇所 A は次式で表される．

$$A_m = \arg \operatorname{argmax}_k (f_{mk}) \quad \cdots(3.6)$$

以上の式より，求めた 2 つの主成分に対して最も寄与している電極位置を主成分負荷量から特定した．これにより，多点計測で得られた筋電データを主成分分析にかけることで適正筋電計測箇所を求めた．

3.4.5. 解析結果

全被験者の平均累積寄与率のグラフを図 3-10 に、代表被験者 1 名(被験者 1)の主成分負荷量と電極貼付位置のグラフを図 3-11 に示す。また、全被験者各自の第 1, 第 2 主成分において最も強い影響力を持っていた電極貼付位置を表 3-1 にまとめる。

図 3-10 において、細い実線は 20 代被験者の 5 試行分の実験結果の平均累積寄与率であり、点線は 50 代被験者の平均累積寄与率である。破線が全被験者の平均累積寄与率であり、主成分 2 つで 80%を超えたことを確認した(平均 84%)。また、図 3-10 が示すように、50 代被験者と全被験者平均の累積寄与率の値は近い値を示した。

図 3-11 および図 3-8 より、第 1 主成分では胸部に、第 2 主成分では背部に寄与率の高い電極が多いことがわかった。また表 3-1 より、被験者全体でも上記の傾向が強いことがうかがえた。被験者 3, 4 についても第 3 主成分で背部が適正筋電計測箇所であった。

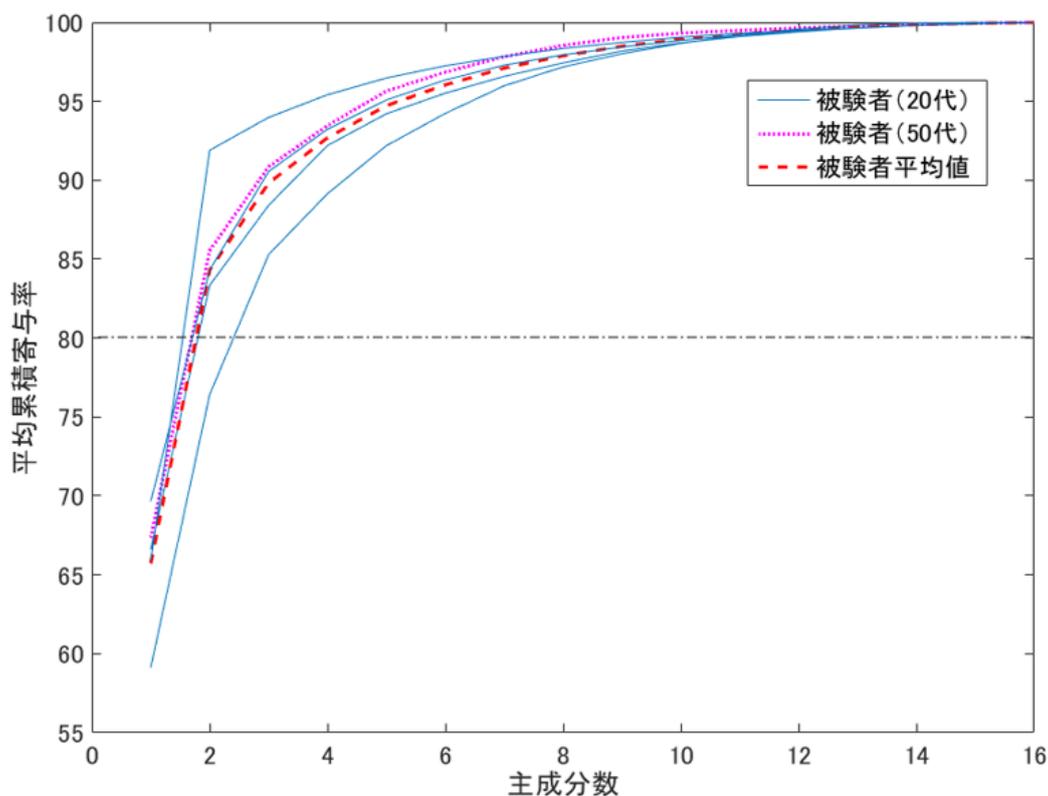


図 3-10 平均累積寄与率

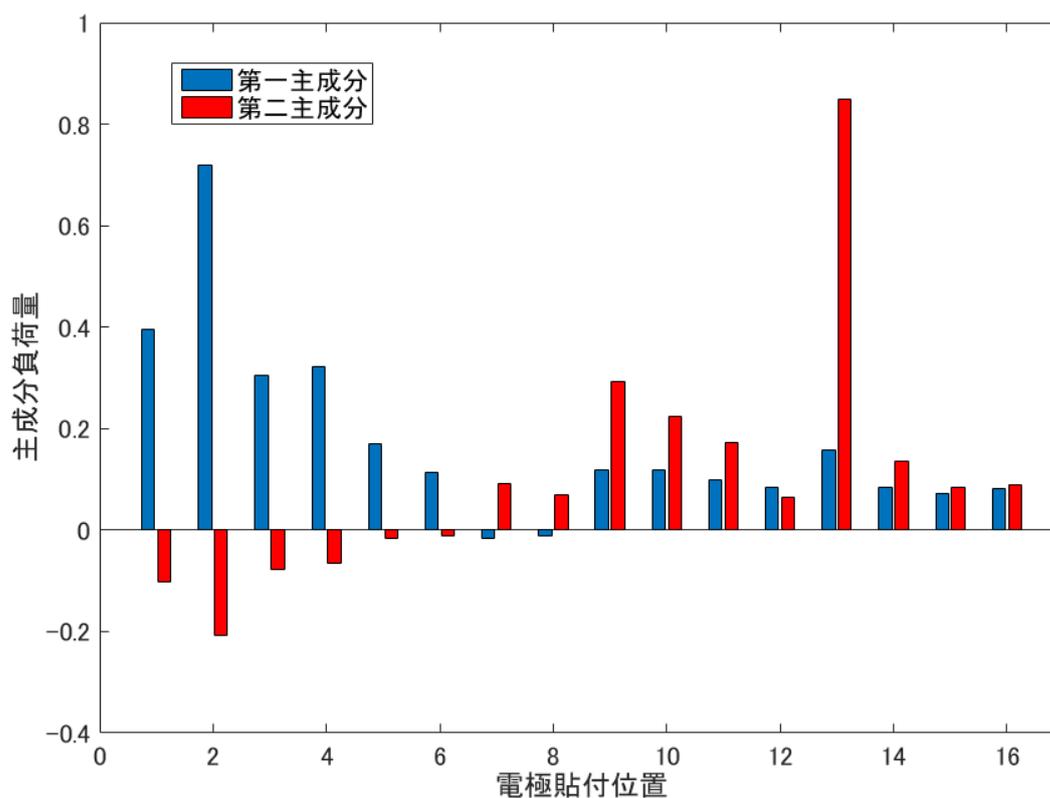


図 3-11 主成分負荷量

表 3-1 各被験者の適正筋電計測箇所

	第 1 主成分	第 2 主成分	
被験者 1	胸部(2)	背部(13)	
被験者 2	胸部(2)	背部(12)	
被験者 3	肩(6)	胸部(1)	
被験者 4	胸部(3)	肩(7)	
被験者 5 (50代)	胸部(4)	背部(8)	
胸部 : 1~5	肩 : 6・7	背部 : 8~15	脇腹 : 16

3.4.6. 考察

図 3-10 より，20 代被験者と 50 代被験者の平均累積寄与率が近い値を示したことから，年齢による差は少ないと考えられる．また，全被験者の累積寄与率の平均値が第 2 主成分までで 80%を超えたことから，2 つの主成分で体幹部の動作説明が十分可能であると言える．図 3-11 および図 3-8 より，第 1・2 主成分でそれぞれ胸部・背部の電極の寄与率が高いことから，第 1・2 主成分ではそれぞれ胸筋・背筋の筋電が支配的であると考えられる．また，表 1 の結果より，肩義手の制御は体幹部の 2 チャンネル分の筋電で可能であり，その電極配置は胸部と背部が適していると考えられる．

以上より，体幹部の胸部と背部の 2 チャンネル分の筋電を用いることで，肩義手の制御は十分可能であると考えられる．また，全被験者の平均と 50 代被験者の累積寄与率の結果が近い値を示したことから，上記の結果を 50 代の両肩離断者にも適用できるのではないかと考えられる．

3.5. 4 自由度筋電肩義手の性能評価実験

3.5.1. 被験者

被験者は健常な成人男性 4 名 (20 代) および両肩離断者 1 名 (50 代) である．本実験は電気通信大学の倫理委員会において承認されており (管理番号 10006(4)号)，被験者から書面によりインフォームドコンセントを得たうえで実験を行った．

3.5.2. 実験条件

肩義手の動作は，肩肘が連動したアームの挙上・下垂およびハンドの握り・開き動作である．電極は前章で特定した体幹部の適正筋電計測箇所の胸部・背部 (図 3-8 の 2, 13) に加え，動作の切替に用いる頬 (図 3-8 の A) を含めた 3 箇所に配置した．被験者の動作と肩義手の動作の対応表を表 3-2 に示す．表 3-2 に示す通り，肩義手の動作は胸部 (肩の水平内転) と背部 (肩の水平外転) の動作がそれぞれ 2 種類の動作に対応する．胸筋および背筋の収縮は，それぞれ屈曲，伸展に対応してお

り，肩義手の挙上・閉手および下垂・開手はそれぞれ関節の屈曲，伸展動作に対応している．本研究では関節空間での対応付けを考え，肩義手の挙上・下垂動作に肩の水平内外転に対応付けした．2種の動作の切替は頬（図 3-8 の A）に配置したセンサにより噛み締める動作を計測して行う．これにより適正筋電計測箇所である胸部と背部の動作で4動作を行うことができる．具体的な動作例として“アームを挙上，後にハンドを握り，アームを下垂”する手順を図 3-12 に示す．頬の動作によって切替を行うことで，その後の肩義手の動作はアームの下垂もしくはハンドを握る動作に限定される．これにより把持移動動作中にハンドが開くことがなく，物を落とす事故などを防止することが可能である．動作教示は被験者に対応表の上から順に力を入れてもらい，実験者がタブレットを操作して行った．

表 3-2 被験者動作と肩義手の動作対応パターン

被験者動作	肩義手動作
肩の水平内転	腕の挙上 or ○閉手○
肩の水平外転	○開手○ or 腕の下垂
噛みしめ	動作の切替

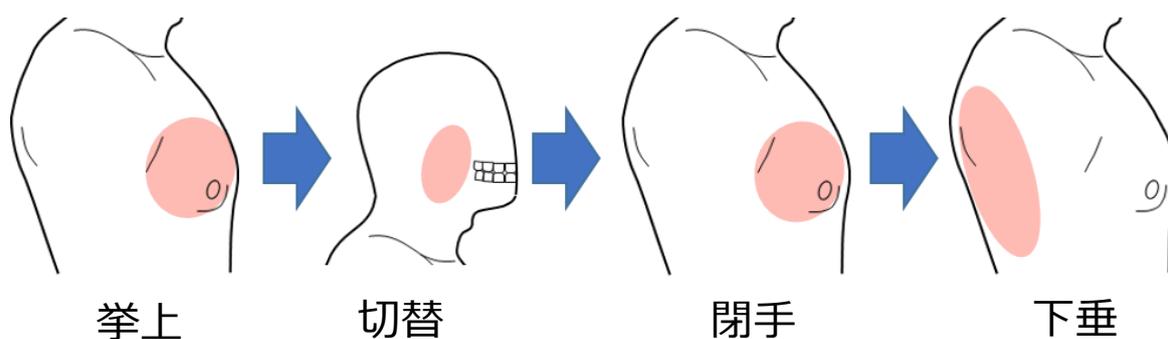
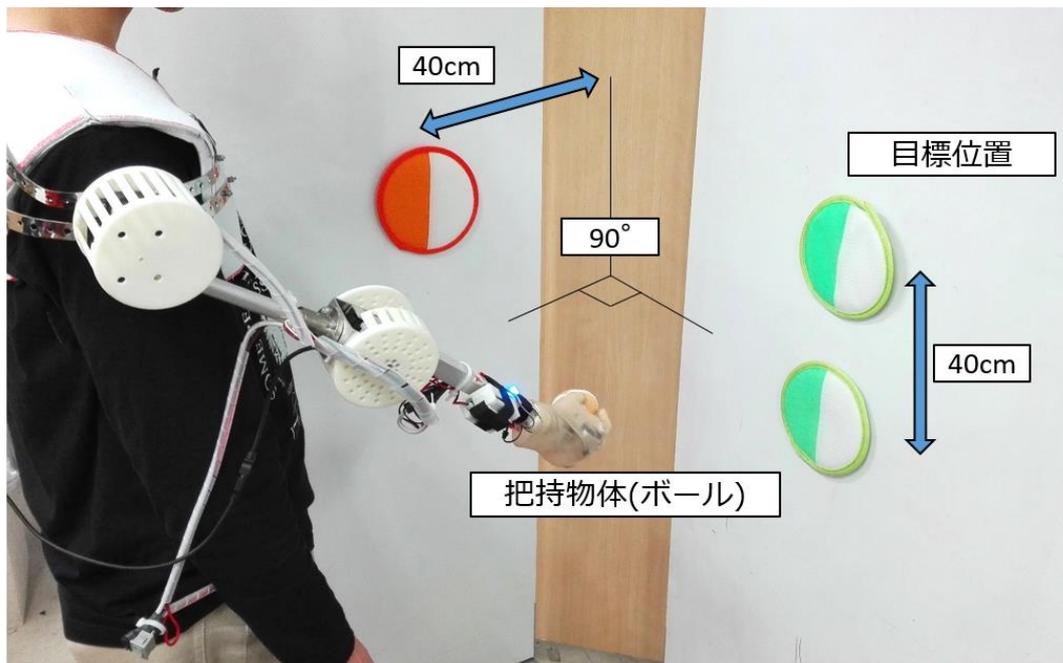


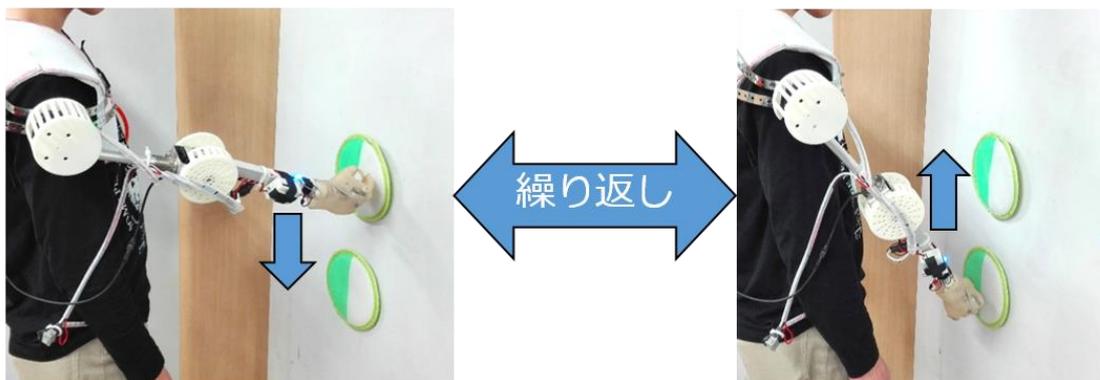
図 3-12 4自由度筋電肩義手の動作手順例

3.5.3 実験環境

検証実験は、一定時間内における物体の把持・移動動作を行った。図 3-13 に実験環境および実験動作を示す。図 3-13(a)に示すよう、垂直な壁面に 40 [cm]の間隔を空けて目標位置（的：面ファスナー、直径約 18 [cm]）を垂直に 2 箇所配置した。上部の的は被験者の胸の高さに合わせた。上部の的から左に 90 度向きを変え、壁面から 40 [cm]の間隔を空けた同じ高さの的をもう 1 箇所配置した。実験動作は配置した的の間での物体（ボール、直径約 6 [cm]、10 [gw]）の把持および解放を含む垂直移動（図 3-13(b)）と平行移動（図 3-13(c)）である。ボールの初期位置は上部の的の中心とし、肩義手は手を開き体の真横に下した状態を初期位置とした。実験時間は 1 試行につき 1 分間で、動作毎に各 5 試行分、全 10 回行った。



(a) 実験環境



(b) 実験動作 (垂直移動)



(b) 実験動作 (平行移動)

図 3-13 Pick&Place 実験環境

3.5.4. 実験結果および考察

全被験者の動作の成功数（ボールを掴んで的から外し，もう一方の的へボールを着け，手を離れた回数）の平均を図 3-14 に示す．図 3-14 より，全被験者が垂直移動では試行平均 1 回以上（全被験者平均 2.08 回），平行移動では試行平均 2 回以上（全被験者平均 3.12 回），動作を成功させることができた．

図 3-14 より，肩義手を被験者全員が適正筋電計測箇所を用いた筋電制御で動作させることができた．また，図 3-15 に示すように両肩離断者も健常者と同じ実験を行うことができた．先行研究において，TMR 手術を用いて筋電肩義手を制御できるようになるまで，9 ヶ月間の安静期間と 100 時間の練習時間が必要であると報告されている（Miller et al., 2008）．一方我々の開発した 4 自由度筋電肩義手システムは，多点計測により求めた体幹部の適正筋電計測箇所を制御に用いることで，直感的操作が可能な使用者の動作と肩義手の動作の対応付けを学習させることができたといえる．

Miller らは，TMR 手術を受けた被験者による 3 自由度義手と 6 自由度義手を使用した垂直方向に対する物体の把持および移動実験を行った（Miller et al., 2008）．その結果，それぞれの義手で物体 3 個の移動にかかった時間は 3 自由度義手で 79.2 ± 14.3 [s]，6 自由度義手で 58.0 ± 9.2 [s]であった．本研究で行った両肩離断者による実験では，60 秒間に平均して 3 回の把持移動に成功している．以上の結果より，本研究で開発した 4 自由度筋電肩義手システムは TMR 手術を用いた制御による 6 自由度義手と同等の結果を得られたと考えられる．

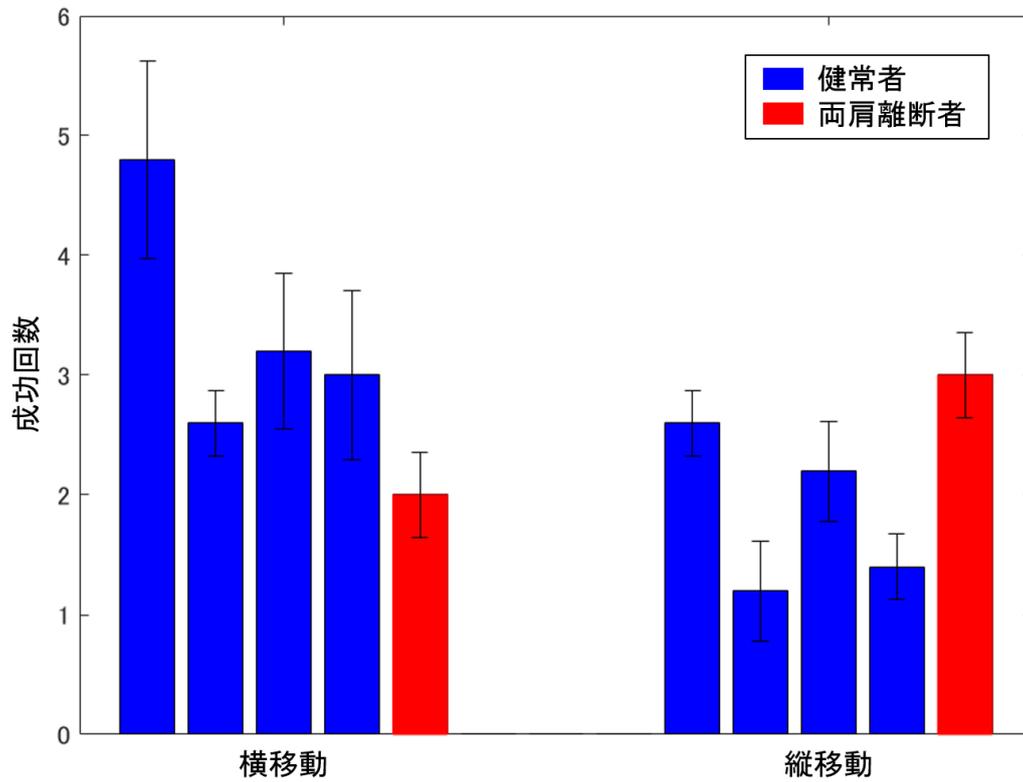


図 3-14 Pick&Place 成功回数

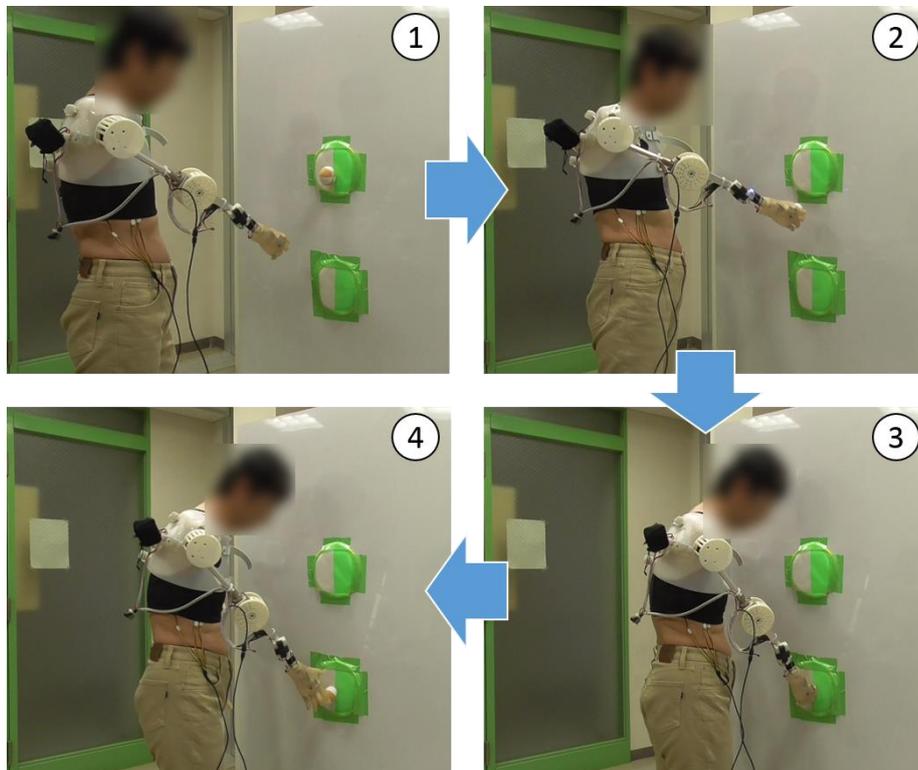


図 3-15 肩離断者による実験風景

3.6. まとめ

本章では，手術を必要とせず，長期間の訓練なしに使用可能な体幹部の筋電を制御に用いた筋電肩義手の開発を目的とし，ソケット，2自由度ロボットアーム，2自由度ロボットハンド，個性適応制御が実装されたコントローラ，柔軟防水乾式筋電センサを組み合わせることで，4自由度筋電肩義手システムの開発を行った．また，多点計測により体幹部から筋電肩義手の制御に用いる筋電を計測するのに最も適した箇所の特定制を行った．特定した箇所の筋電を用いて筋電肩義手の動作検証実験を行った．これらの結果，体幹部より2点の適正筋電計測箇所は胸部と背部であることを特定し，極めて短時間の学習で筋電肩義手を操作することができた．性能評価実験では，健常者および両肩離断者共に1分間で，垂直方向に平均2.08回，水平方向に平均3.12回ボールの把持移動が可能であることが示された．

以上により，本章の目的であった，手術を必要とせず，長期間の訓練なしに使用可能な体幹部の筋電を制御に用いた筋電肩義手システムを開発することができたといえる．また目標であった物品の把持移動機能を実現することもできた．しかしながら，ロボットハードウェアの制約から，日常生活動作の達成には至っていない．本章の結果より，柔軟防水乾式筋電センサと個性適応制御を実装したコントローラによって，長期間の訓練なしに筋電肩義手を操作することができたため，ロボットハードウェアを多自由度化し，置き換えることで，日常生活動作を実行できる筋電肩義手システムが構築できると考えられる．次章では，軽量高出力化を達成できる干渉駆動機構を利用した，筋電肩義手のためのロボットアームを開発し，4自由度筋電肩義手システムのハードウェア部分を置き換えることで，多自由度筋電肩義手システムを実現する．

第4章 全軸ワイヤ干渉駆動機構を用いた 8 自由度筋電肩義手システムの開発

4.1. 開発目的	45
4.2. 課題	46
4.3. アプローチ	47
4.4. 全軸ワイヤ干渉駆動機構	49
4.4.1. 最適干渉行列の設計法	50
4.4.2. 全軸ワイヤ干渉駆動機構の制御法	53
4.5. 筋電肩義手へ応用する多自由度アームの設計要件	54
4.5.1. ワイヤ経路の設計要件	55
4.5.2. 方向転換プーリーの配置問題に対する集合論による解法	55
4.6. 8軸ワイヤ干渉駆動機構アームの設計開発	64
4.6.1. 最適干渉行列の設計	66
4.6.2. 方向転換用プーリーの設計開発	68
4.6.3. 肩部（屈曲伸展，外転内転）の設計開発	69
4.6.4. 上腕（外旋内旋）・前腕部（回内回外）の設計開発	72
4.6.5. 肘部の設計開発	74
4.6.6. 手首（撓屈尺屈）の設計開発	75
4.6.7. 手首（掌屈背屈）および手の開閉部の設計開発	77

4.6.8.	8軸ワイヤ干渉駆動機構アームの構築.....	78
4.6.9.	8軸ワイヤ干渉駆動機構アームをソケットへ装着するための機構設計	79
4.6.10.	8自由度筋電肩義手システムの構築.....	80
4.7.	性能評価実験.....	82
4.7.1.	ワイヤ干渉による各関節の独立駆動の検証実験.....	82
4.7.2.	繰り返し精度の評価実験.....	92
4.7.3.	関節トルクの評価実験.....	98
4.7.4.	肩義手の制御および動作パターンの生成.....	102
4.7.5.	ARAT 実験.....	103
4.8.	日常生活動作の実行実験.....	109
4.9.	まとめ.....	111

第 4 章 全軸ワイヤ干渉駆動機構を用いた 8 自由度筋電肩義手

システムの開発

前章では、ソケット、2 自由度ロボットアーム、2 自由度ロボットハンド、個性適応制御が実装されたコントローラ、柔軟防水乾式筋電センサを組み合わせることで、長期間の訓練無しで使用可能な、4 自由度筋電肩義手を開発した。壁面に取り付けたボールの把持移動動作を達成することができたが、日常生活動作の再建には至らなかった。そこで、本章では 4 自由度筋電肩義手システムのハードウェア部分を多自由度のロボットアームに置き換えることで、多自由度筋電肩義手システムを構築することを目指す。そのために、軽量高出力を達成可能なワイヤ干渉駆動機構を導入する。

ワイヤ牽引によって干渉駆動機構を実現するワイヤ干渉駆動機構を用いて、8 自由度を持つロボットアームを開発する。ソケット、個性適応制御が実装されたコントローラ、柔軟防水乾式筋電センサと組み合わせることによって、8 自由度筋電肩義手システムを構築し、飲水動作および扉開け動作の日常生活動作の達成を目指す。4.1 節では 8 自由度筋電肩義手の開発目的を示す。4.2 節では 8 自由度筋電肩義手を開発するうえでの課題を示す。4.3 節では課題解決のためのアプローチについて詳細を、4.4 節では機構の詳細を述べる。4.5 節では 8 自由度筋電肩義手の設計要件を示す。4.6 節では 8 自由度筋電肩義手の設計開発および組み立てについて詳細を述べる。4.7 節では開発した 8 自由度筋電肩義手の性能評価実験について述べる。最後に、4.8 節では本章のまとめを述べる。

4.1. 開発目的

3 章において、体幹部の表面筋電位を用いて短時間で直感的に操作することのできる 4 自由度筋電肩義手システムを開発した。しかし、4 自由度筋電肩義手では矢状面上での動作しか行うことができない。ヒトの腕と同様に 3 次元空間上で自由な動作を可能にするためには肩義手の自由度を増やす必要がある。しかし、自由度を増設することで肩義手の重量が増加し、使用者に負担をかけることは望ましくない。そこで本章では、ヒトの腕と同様な 7 自由度に手の開閉動作を加えた 8 自由度を持ちつつ、軽量の筋電肩義手の開発を目的とする。

4.2. 課題

8自由度の軽量な筋電肩義手を開発するうえで大きな課題となるのが、使用するモータの出力と重量である。一般にモータは出力が向上するほど重量が増加する傾向にある。図 4-1 に市販モータの出力と重量の関係を示す。図 4-1 より、モータの出力と重量はトレードオフの関係にあるといえる。また、自由度とモータ数は基本的に同数であるため、多自由度の肩義手には多数のモータが必要となる。従って、高出力のモータを使用すれば、比例して肩義手の重量も増加することになる。しかし、以下の理由により多自由度肩義手には高出力のモータを必要とする。

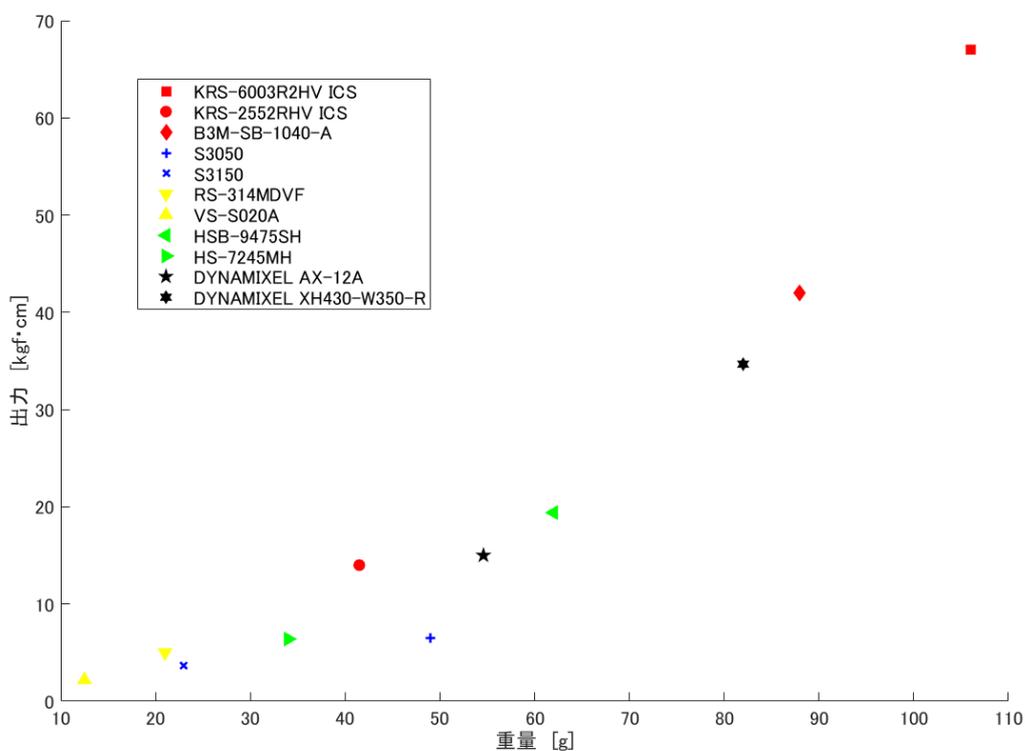


図 4-1 モータの出力重量比

図 4-2 に 8 自由度アームの機構例を示す。図 4-2 は簡単のため 8 自由度で矢状面上でのみ動作可能な平面機構とした。この 8 自由度アームが図 4-2 に示すように水平に伸展している状態のとき、アーム根元側のモータが必要とする出力トルクを求める。リンクの長さは L [m]、リンクの重量は m [kg] で重心はリンクの中心にあるとする。アーム先端は把持物体を含め H [kg] とする。また、アームは各関節にモータを配置したダイレクトモータ駆動とし、 M [kg] のモータが配置されているものとす

る．重力加速度を g [m/s^2]とする．以上より，アーム根元側のモータに求められる出力トルクは次式のようなになる．

$$\tau = 2HgL + MgL + 2mgL \quad \dots(4.1)$$

式 (4.1) より，図 4-2 に示す 8 自由度アームでは，アーム根元側に配置されたモータが手先側に配置されたモータやリンクの重量受け持つ必要がある．従ってアーム根元側に配置するモータは高出力を必要とし，モータの出力重量の関係上モータの重量が増加することでアーム全体の重量も増加することとなる．また，多自由度になるほどモータ数やリンクが増加するため，アームの根元側に配置されるモータに必要となるトルクは増加し，アーム全体の重量も増加することになる．よって，軽量多自由度な肩義手を開発するにはモータの出力と重量のトレードオフの関係を解決する必要がある．

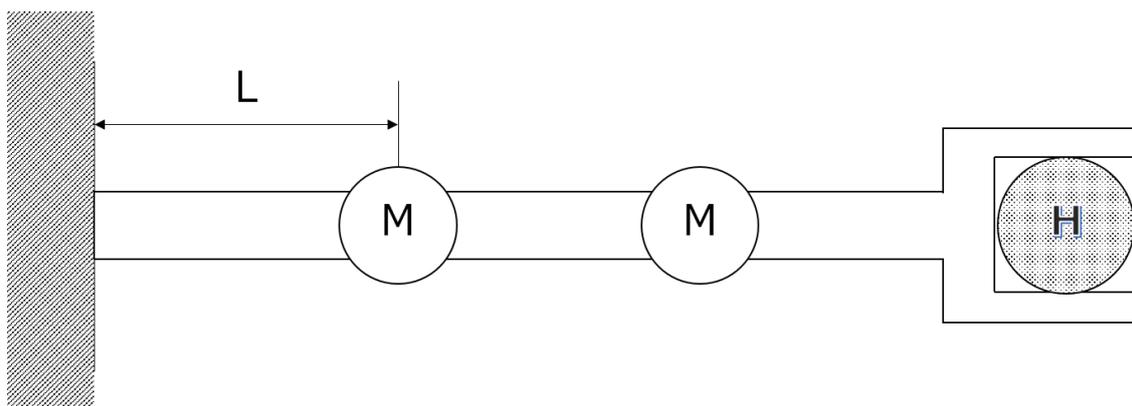


図 4-2 8 自由度アームの機構例

4.3. アプローチ

前述した課題，すなわち重量出力のトレードオフ問題の解決策として，アクチュエータの軽量化，材料の軽量化，出力分配機構の工夫による機構の軽量高出力化がこれまで研究されてきた．

アクチュエータの軽量化研究として，遠山らは軽量高出力な超音波モータの開発を行った．しかし，遠山らが開発した超音波モータは軽量で高い出力を発揮できるものの，出力の上限値は低く，その上限値以上の負荷がかかる恐れがある肩義手への使用には適さないと考えられる．

材料の軽量化研究として、Leal-Nanjo らは、3D プリントを使った作成した樹脂素材を用いることで、軽量な電動肩義手を開発した (Leal-Naranjo et al., 2018) . 開発した電動肩義手は、重量が 1.7 [kgw]と、健全な人腕よりも軽量であるものの、把持可能な重量が 500 [gw]と非常に小さく、肩義手による重量物の把持が困難である。

出力分配機構の研究としては、広瀬らが複数のアクチュエータ出力を一つの関節で干渉させることで、直駆動よりも高出力を達成可能とする干渉機構を提案した (広瀬ら, 1989) . また、駆動方法を直駆動からワイヤ牽引へと発展させた、ワイヤ干渉駆動機構も提案されている (広瀬ら, 1990 ; Hirose and Ma, 1991 ; Ma et al., 1993) . ワイヤ干渉駆動機構は、出力が関節内で干渉することで高出力を達成可能な機構である。また、目標出力に対して直駆動よりも小さなモータを使うことができるので、機構の軽量化も達成可能である。ワイヤ干渉駆動機構は、図 4-3 に示すように複数のアクチュエータ出力を相互に干渉させることで、関節を共同駆動する機構である。前節において示した通り、アーム根元側の関節ほど高い出力が必要になるため、根元側の関節のみ 2 つのモータがワイヤとプーリーを介して共同駆動させる機構となっている。また、ワイヤ駆動の利点としてモータを駆動部から離して配置できるためアームの駆動に関してはモータの重量を気にする必要がない。これにより、図 4-2 のようにアームの根元側のモータにだけ高い負荷がかかることなく、負荷を全体のモータに分散させることで各モータの出力を抑え、機構全体の軽量化も図ることができる。

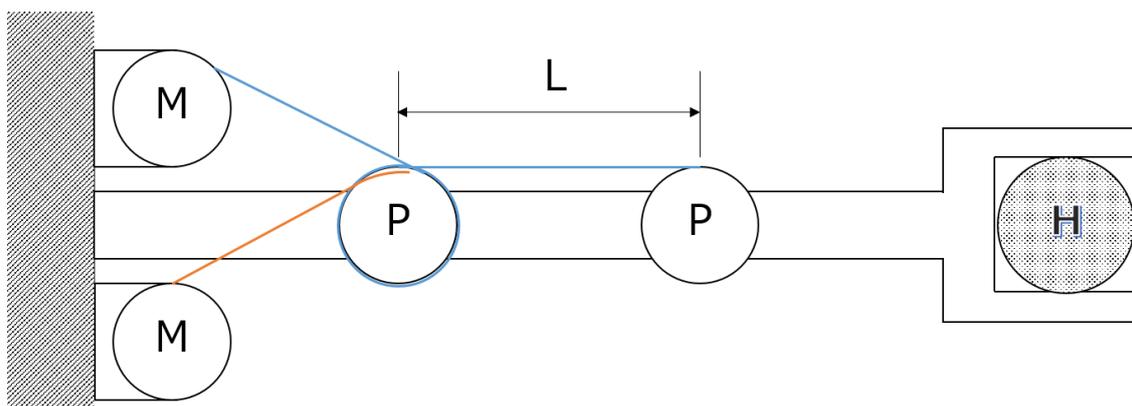


図 4-3 ワイヤ干渉駆動機構

ここで、簡単化のため関節のモーメントアームは 1 とした。広瀬らの考案したワイヤ干渉駆動機構の特徴としては、基部で大きなトルクを発生させるため、干渉行列が三角行列の形となる。基部でのトルクが大きくなるため、非常に長いロボットアームに対して有効であり、最大 10[m]のロボットアームをはじめ、いくつかのロボッ

トアームに適用されてきた（横井ら，1993；Horigome et al., 2014；Horigome et al., 2016；堀米ら，2017；遠藤ら，2019）。しかしながら，図 4-3 を見てもわかる通り，アームの手先側の関節は 1 つのモータの出力のみで動作しており，手先で高い出力を出そうと考えれば，高出力なモータを使用しなくてはならない．電動肩義手への適用を考えると，手先での作業や重量物の把持が想定されるため，高い出力が必要と考えられる．

姜らの開発したヒューマノイド・ロボットアームは，ワイヤ干渉駆動機構をロボットアームの，肩，肘，手首のそれぞれのモジュールに適用することで，軽量高出力化とメンテナンス性の向上を達成した（姜ら，2020；Li et al., 2020）．しかしながら，手先は直駆動のグリップであり，高い把持力を達成するには，重いモータを手先に搭載する必要がある．

そこで本研究では，広瀬らによるワイヤ干渉駆動機構を参考に，軽量多自由度な電動肩義手を開発するための機構として，全てのアクチュエータ出力が全ての関節に干渉する，全軸ワイヤ干渉駆動機構を提案する．

4.4. 全軸ワイヤ干渉駆動機構

前節で説明した広瀬らによるワイヤ干渉駆動機構は，根元側の関節でしか出力が多く干渉せず，手先側の出力を向上させるためにはモータの高出力化が必要であった．そこで本研究では，根元側だけで干渉させていたワイヤ張力を全ての関節で干渉させる全軸ワイヤ干渉駆動機構を提案する．全軸ワイヤ干渉駆動機構の簡易図を図 4-4 に示す．

全軸ワイヤ干渉駆動機構は全てのワイヤ張力を全ての関節において相互に干渉させることで共同駆動させる機構である．そのため，どの関節においても全てのモータの出力を合算することができ，結果として個々のモータの出力を低減し，低重量のモータを使用することができる．また，ギア比やプーリー比，動滑車を使った倍力機構などと異なり，ワイヤの牽引スピードを落とすことなく，関節トルクを増大させることができる点にもメリットがある．さらに，単一のアクチュエータ出力が全ての関節に作用するため，いずれかのアクチュエータあるいは張力伝達機構が故障した場合においても，関節が全く動かないということがなくなるため，故障に対するロバスト性も有する．一方で，全軸ワイヤ干渉駆動機構のデメリットとしては，

全てのワイヤを各モータから機構全体（根元から手先まで）に張り巡らせる必要があるため、機構が複雑になることが挙げられる。また、張力を伝達させるワイヤ自体が長くなるため、ワイヤの伸びの影響を受けやすくなる。

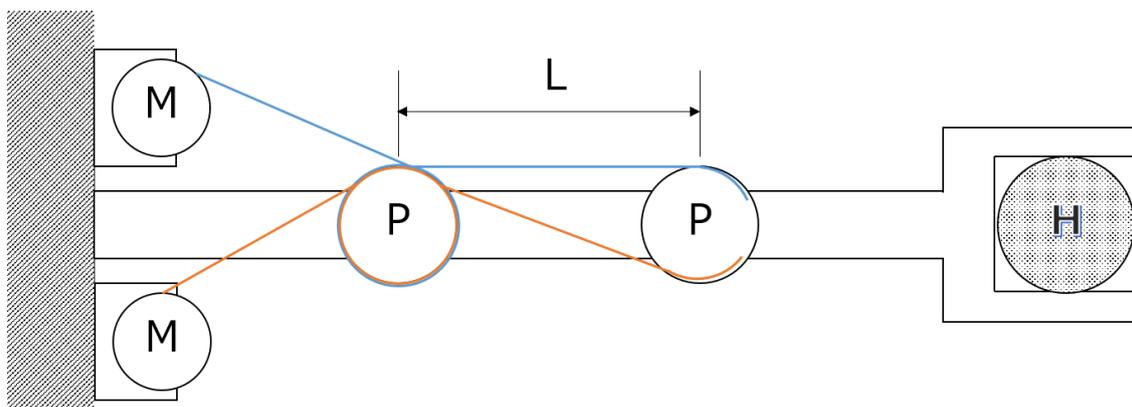


図 4-4 全軸ワイヤ干渉駆動機構

4.4.1. 最適干渉行列の設計法

ワイヤ干渉駆動機構は、ワイヤとプーリーによってアクチュエータ出力を各関節に分配する機構である。従って、干渉駆動機構、特に全軸ワイヤ干渉駆動機構を設計するには、アクチュエータ出力と関節トルクの間の変換関係、すなわち干渉行列を適切に設計する必要がある。以下では、全軸ワイヤ干渉駆動機構を構築するための、最適干渉行列の設計法（東郷ら，2019）について示す。

$n \in \mathbb{N}$ 個の関節と $m \in \mathbb{N}$ 個のアクチュエータから成る干渉機構系を考慮する。このとき、 $j \in \mathbb{N}$ 番目のアクチュエータにより生じる張力 $T_j \in \mathbb{R}$ を、プーリーを使って各関節に分配することで、 $i \in \mathbb{N}$ 番目の関節にモーメントアーム（プーリーの半径） $r_{ij} \in \mathbb{R}$ が作用し、トルク $\tau_{ij} \in \mathbb{R}$ を生成する。本研究では、問題を単純化した上で全軸ワイヤ干渉駆動機構系を設計するために、下記の条件を導入する。

- ・条件 1 : j 番目のアクチュエータにより生成される一定の張力 $\pm T_j$ を各関節に分配する。
- ・条件 2 : 全てのアクチュエータは同一の出力を生成する ($T_j = T_k, j \neq k$) .
- ・条件 3 : i 番目の関節内でのモーメントアームはプーリーの半径 r_i で一定とする。

- ・条件4：関節の数とアクチュエータの数は等価であるとする ($m = n$) .
- ・条件5：1つのアクチュエータ出力が全ての関節 j に分配される.
- ・条件6：すべての関節をそれぞれ独立に駆動させることができる.

条件1は、図 4-5 に示すように、1つのアクチュエータから反対方向に2本のワイヤを伸ばすことで、達成できる。これは、条件4を達成するためにも必要な条件である。条件2および3に関しては、本研究では比較的安価で制御が簡易な同一のサーボモータを適用できるようにするために設けた。トルク制御が可能な高性能のアクチュエータを考慮する場合にはこれらの条件は緩和される。また条件3に関して、関節内においては同一の半径のプーリーを用いなければならないが、関節間では異なる半径のプーリーを用いても良い。条件4に関して、アクチュエータ数が関節数よりも多い場合は冗長駆動機構、少ない場合は劣駆動機構を構成するが、本研究では考慮しない。条件5および6がまさに、全軸干渉駆動機構の要求そのものを示している。劣駆動機構を考慮する場合には条件6が緩和される。

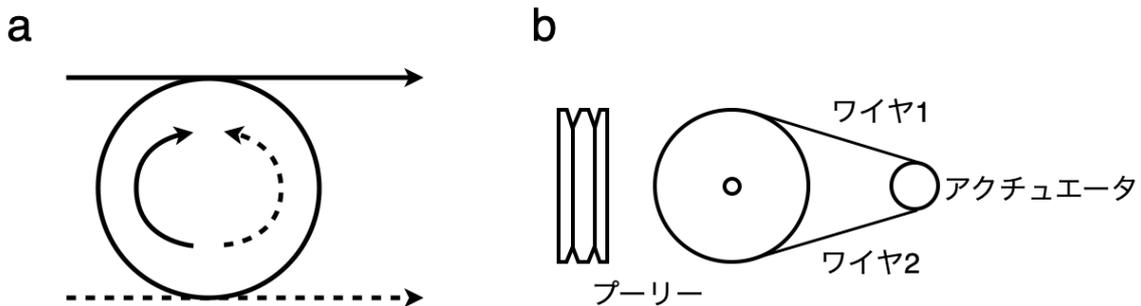


図 4-5 ワイヤとプーリーおよび発生する回転方向の関係

条件1, 3, 4より, n 軸干渉駆動機構において, 各関節に作用するワイヤ張力 $\mathbf{T} \in R^n$ および各関節で発生する関節トルク $\boldsymbol{\tau} \in R^n$ の関係は以下の式ようになる.

$$\boldsymbol{\tau} = \text{diag}(r_1, r_2, \dots, r_n) \mathbf{H} \mathbf{T} \quad \dots (4.2)$$

ここで, $\mathbf{H} \in \mathbb{Z}^{n \times n}$ を干渉行列とする. 条件1, 4, 5より干渉行列 \mathbf{H} は, 要素が1または-1のいずれかである n 次正方行列である. ここで, 同一のワイヤ張力に対して, 各関節を駆動する関節プーリーに対するワイヤの巻方向を変えることで, 発生する関節トルクの正負方向を変えることができる. すなわち, 干渉行列 \mathbf{H} の要素 1 および -1 はワイヤの巻方向に依存して変化する, ワイヤ張力により発生する関節トルクの方角を示す. なお, 条件5が緩和される場合には, 干渉行列 \mathbf{H} の要素に 0 が

入りうる。また、干渉行列 H の i 行目の横ベクトルは、関節 i において、ワイヤ張力が干渉する方向を示している。

また、条件 1 および 2 より、

$$\mathbf{T} = \mathbf{U}\mathbf{T} \quad \dots (4.3)$$

とおくことができる。ここで、 $\mathbf{U} \in \mathbb{Z}^n$ を張力方向ベクトルとする。張力方向ベクトル \mathbf{U} は、要素が 1 または -1 のいずれかの n 次元縦ベクトルである。

以下では、これらの条件下において、最適な干渉行列 $H^* \in H$ を求める。ここで、最適干渉行列 H^* とは、全ての関節において、干渉の結果最大の関節トルクを発揮可能な干渉行列である。条件 1, 2, 4, 5 および、簡単化のため全ての関節プーリーの半径およびワイヤ張力を 1 とすると、各関節において干渉の結果生じさせることのできる最大の関節トルクは、 $\pm n$ である。従って、式 4.2, 式 4.3, 条件 6 より、 H_i^* と \mathbf{U} の内積が $\pm n$ 、それ以外の k 行 ($k \neq i$) との内積が 0 のとき、 H_{ij}^* の第 i 行にて、最大の関節トルク $\pm n$ 、その他の行で 0 が生成される。定義より、 H^* および \mathbf{U} の要素はどちらも 1 か -1 である。従って、 H_i^* ベクトルと \mathbf{U} ベクトルが平行かつ H_k^* ($k \neq i$) と \mathbf{U} が直交する必要がある。 \mathbf{U} ベクトルは H_i^* と平行であるので、 H_k^* が \mathbf{U} と直交することは、 H_k^* が H_i^* と直交することと等価である。条件 6 より、全関節においてこの最大トルクを発揮可能とするには、 i が 1 から n のすべての場合において、上記の性質を満たす必要がある。

以上をまとめると、最適干渉行列 H^* が満たすべき条件は、要素が 1 か -1 のいずれかであり、かつ各行がお互いに直交する正方行列である。このような行列はアダマール行列 (Hadamard matrix) として知られている。従って、最適干渉行列 H^* はアダマール行列と等価である。

ここで、アダマール行列を定義可能な次数は、 $n_h = \{1, 2, 4, 8, \dots (4 \text{ の倍数})\} \in \mathbb{N}$ である。従って、最適干渉行列 H^* を設計できるのは、関節およびアクチュエータの数が n_h のときのみである。ちなみに、全ての 4 の倍数の次数に対してアダマール行列が存在するかどうかは、アダマール予想と呼ばれる、数学における未解決問題である。また、 $n = 2^k (k \in \mathbb{N})$ の場合は、シルベスターの生成法 (Sylvester, 1867) から、下記のようにアダマール行列を生成可能である。

$$\begin{aligned}
H_1 &= [1] \\
H_2 &= \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ 1 & -1 \end{bmatrix} \\
H_4 &= \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & -1 & 1 & -1 \\ 1 & 1 & -1 & -1 \\ 1 & -1 & -1 & 1 \end{bmatrix} \quad \dots (4.4) \\
H_{2^k} &= \begin{bmatrix} H_{2^{k-1}} & H_{2^{k-1}} \\ H_{2^{k-1}} & -H_{2^{k-1}} \end{bmatrix}
\end{aligned}$$

なお、数学的には、 k を無限大にすることで、 n が無限大になるため、無限大個のアクチュエータを用いれば、無限大自由度の各関節で無限大の関節トルクを生成可能である。

以上より、最適干渉行列 H^* がアダマール行列と等価であり、関節およびアクチュエータの数が $n + 2^k$ の場合、シルベスターの生成法によって、最適干渉行列 H^* を設計できることがわかった。

4.4.2. 全軸ワイヤ干渉駆動機構の制御法

ここでは、全軸ワイヤ干渉駆動機構の制御手法について述べる。全軸ワイヤ干渉駆動機構において、アクチュエータと関節トルクの関係は、以下の式で表される。

$$\tau = RH^*T \quad \dots (4.5)$$

ここで、 $R = \text{diag}(r_1, r_2, \dots, r_n)$ であり、 H^* が最適干渉行列である。全軸ワイヤ干渉駆動機構では、ワイヤ張力、すなわちアクチュエータ出力は、変換行列 RH^* によって関節トルク τ に変換される。従って、所望の関節トルクを生成するには、 RH^* の逆行列を求める必要がある。 R と H^* の逆行列は以下のように簡単に求めることができる。 R は要素が非ゼロの対角行列であり、 $R^{-1} = \text{diag}(1/r_1, 1/r_2, \dots, 1/r_n)$ である。また、最適干渉行列 H^* は、アダマール行列の性質により、 $H^*H^{*T} = nI$ (I は単位行列)である。従って、 $H^{*-1} = (1/n)H^{*T}$ である。以上により、簡単に目標関節トルクから、目標ワイヤ張力を計算することができる。

なお、トルク制御ではなく位置制御のモーターをアクチュエータとして用いる場合は、ワイヤ張力 T 、関節プーリー半径 R 、関節トルク τ をそれぞれ、ワイヤ牽引量

xl , 関節プーリ半径の逆数 R^{-1} , 関節角度 θ に置き換えることで, 上記の理論をそのまま適用できる. すなわち, 動力学を考慮すると, 全軸ワイヤ干涉駆動機構は n 個のアクチュエータを用いた場合に, 各関節で単一のアクチュエータで生成できる関節トルクの n 倍の関節トルクを発揮可能である. 一方, 静力学を考慮すると, 全軸ワイヤ干涉駆動機構は, 単一のアクチュエータで牽引した場合の関節角度の n 倍, 関節角度が曲がる. すなわち, 目標の単一の関節角量に対して, 単一のアクチュエータを使った場合の $1/n$ のワイヤ巻取り量で達成可能となる.

4.5. 筋電肩義手へ応用する多自由度アームの設計要件

本節では, 筋電肩義手に応用するための多自由度アームの設計要件について述べる. 開発する多自由度アームの自由度は, 肩 3 自由度, 肘 1 自由度, 手首 3 自由度, 手 1 自由度の合計 8 自由度とする. これはヒトの腕と同じ 7 自由度に手の握り開きの 1 自由度を加えた数であり, これにより 3 次元空間上での自由な物体の把持および移動が可能になる. 従って, 本研究では全軸ワイヤ干涉駆動機構の一例として, 8 軸ワイヤ干涉駆動機構アームを開発する.

8 軸ワイヤ干涉駆動機構アームの重量は, 成人男性の片腕の重量である 3 [kgw] 以下を目標とする. 可動域は肩を中心として肩義手の全長を半径とした球体, その前方の半球の肩義手が収まる部分とした. また, 健全なヒトの関節の動きに近づけるため, 肩および手首部分の自由度を同一軸上に配置した. 出力は手先に 5[kgw] の荷重がかかった状態で肘の屈曲が可能であるものとする. 筋電肩義手としての使用するため, 8 軸ワイヤ干涉駆動機構アームのモータやコントローラなどが, 筋電肩義手システムの機構やソケットなどと一体化して, ウェアラブルなシステムとして完成させる.

本研究では, 第一にワイヤ牽引用のモータを台座に固定した, 8 軸ワイヤ干涉駆動機構アームを作成し, ワイヤ干涉駆動機構アームとしての性能評価を行う. 第二に, ワイヤ牽引用のモータを, アーム本体の肩基部に集約させ, ソケット, 個性適応制御が実装されたコントローラ, 防水柔軟乾式筋電センサと組み合わせることによって, 8 自由度筋電肩義手システムの構築を行い, 日常生活動作の評価実験を行う.

4.5.1. ワイヤ経路の設計要件

8軸ワイヤ干渉駆動機構では、各モータが牽引する全16本のワイヤを肩から手先まで機構内を張り巡らせる必要がある。目標とする8軸ワイヤ干渉駆動機構、すなわち干渉行列の数学表現を機構表現するために、ワイヤ経路を設計する必要がある。4.4節で示したように各関節は、同一半径の関節プーリーにかかるワイヤ張力を関節トルクへ変換することで駆動する。特定のモータが牽引するワイヤを、各関節プーリーにおいてどちらの方向にルーティングするべきか、すなわち正負どちらの関節トルクを発生させるべきかは、干渉行列(式4.4)を参照することで設計できる。残る問題は、各関節を駆動するプーリー(関節プーリー)間のワイヤ経路をどのように設計するかである。2つの関節プーリー同士の相対位置によっては、直接ワイヤを張ることができないため、ワイヤの方向転換のためにプーリー(方向転換プーリー)を適切に配置しなければならない。適切な方向転換プーリーの設計なしでは、摩擦によるエネルギー損失の発生や、駆動中にワイヤがプーリーから外れるなどの問題が起こる。以下では、方向転換プーリーの配置問題に対して、集合論による解法を示す。

4.5.2. 方向転換プーリーの配置問題に対する集合論による解法

方向転換プーリーの配置問題を集合論により記述するために、下記の条件を設定する。

- ・条件1：各関節プーリーのパラメータは既知とする。
- ・条件2：3次元ユークリッド空間上においてプーリーは半径 r 、厚み 0 の円盤と等価とする。
- ・条件3：2つのプーリー間にワイヤを張ることは、2つの円盤間に共通接線を引くことと等価とする。

条件2に関して、本研究で考慮するプーリーのパラメータを図4-6に示す。溝のパラメータ f 、 g を考慮した場合においても、プーリーからワイヤが最も外れにくい条件は、ワイヤが溝方向と平行となるとき、すなわち半径 r 、厚み 0 の円盤に近似した

際の接戦と等価になる．条件 3 に関しては，ワイヤのたるみを見無視し，理想的な張力がワイヤにかかっている静止状態を表現する．

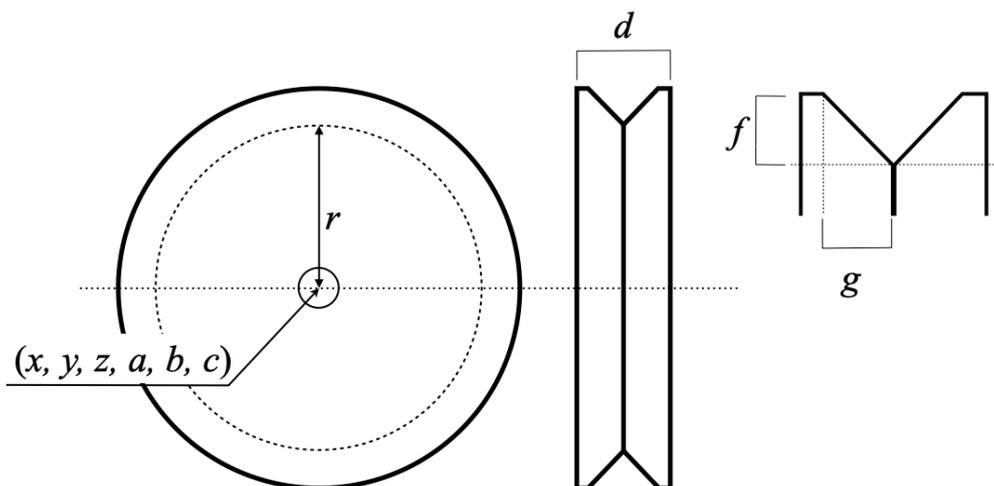


図 4-6 プーリのパラメータの定義

上記の条件下において，ワイヤ干渉駆動機構の関節プーリー0 およびプーリー1 の間にワイヤを張ることは，3次元ユークリッド空間上の円盤0および円盤1の間に共通接線を引くことと等価である．ただし，3次元ユークリッド空間上の任意の2枚の円盤間に共通接線が引けるかどうかは自明ではない．下記のアルゴリズムに従って共通接線が引けるかどうかを判定し，引けなければ追加の円盤（方向転換プーリー）I, II, III, …を追加する必要がある．

半径 $r_i \in \mathbb{R}$ ，三次元ユークリッド空間上の中心位置 $\mathbf{p}_i = \{x_i, y_i, z_i\} \in \mathbb{R}^3$ ，法線ベクトル $\mathbf{q}_i = \{a_i, b_i, c_i\} \in \mathbb{R}^3$ によって定義される円盤 D_i の集合を $\mathcal{D} \in \mathbb{R}^7$ と定義する．図 4-7に示すように，円盤0($D_1 \in \mathcal{D}$) および円盤1($D_2 \in \mathcal{D}$)を定義する．ここで円盤0と接線を共有する円盤群 $\mathcal{D}_A \subset \mathcal{D}$ を図 4-7(b)のように定義する．また，与えられた円盤および円盤群から接線を共有する円盤群を求める関数 $SD()$ を下記のように定義する．

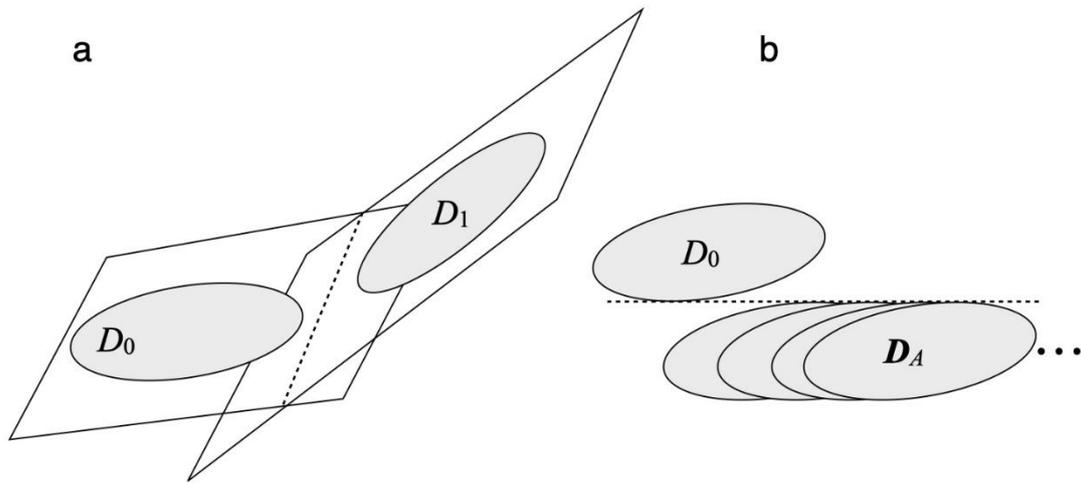


図 4-7 円盤 0 と円盤 1 の関係

$$D_A = \text{SD}(D) \text{ (Search Disc-space)} \quad \dots (4.6)$$

ここで、 D_A と D_1 の積集合を $D_{A,1} \subset D$ として以下のように計算する。

$$D_A \cap D_1 = D_{A,1} \quad \dots (4.7)$$

ここで、 $D_{A,1}$ が空集合 ϕ ではない場合、少なくとも1つの共通接線が引ける。すなわち、方向転換プーリー無しで直接ワイヤを張ることができる。ここで、線の集合を L と定義し、円盤1と円盤2の接線集合を $L_{1,2}$ と定義する。 $D_{A,1}$ が空集合 ϕ の場合、追加円盤 I ($D_1 \in D$)を考慮する必要がある。また、 $D_{A,1}$ が空集合 ϕ でない場合においても、共通接線が干渉行列 H の要求を満たさない場合がある。この場合にも追加円盤 D_1 が必要となる。

例えば2つの円盤が共に同一の2次元平面上にある場合、図 4-8 に示すように4本の共通接線を引くことができる。それぞれの接線ベクトルを $L_{i, i-1, 1}$ から $L_{i, i-1, 4}$ と定義する。干渉行列に基づいた円盤間の共通接線の引き方には次の2通りがある。1つは、干渉行列 H の符号の組、すなわちワイヤを牽引するモーターを正方向に回転させたときに引かれるワイヤによって発生する関節トルクの方角の組から決定される。もう1つは干渉行列の逆符号の組 ($-H$)、すなわちワイヤを牽引するモーターを負方向に回転させたときに引かれるワイヤによって発生する関節トルクの方角の組から決定される。図 4-8 に示す例の場合、平行に共通接線を引くパターンかクロスして共通接線を引くパターンかが干渉行列 H から決定される。具体的には、干渉行列 H の $H_{i, j}$ 要素とワイヤの張力方向ベクトル U_j の積、および $H_{i-1, j}$ 要素と U_j 要素の積それぞれの符号の組によって決まる。 $H_{i, j}$, $H_{i-1, j}$, U_j の要素はそ

それぞれ 1 か -1 かのいずれかであり，組み合わせは下記のようになる。

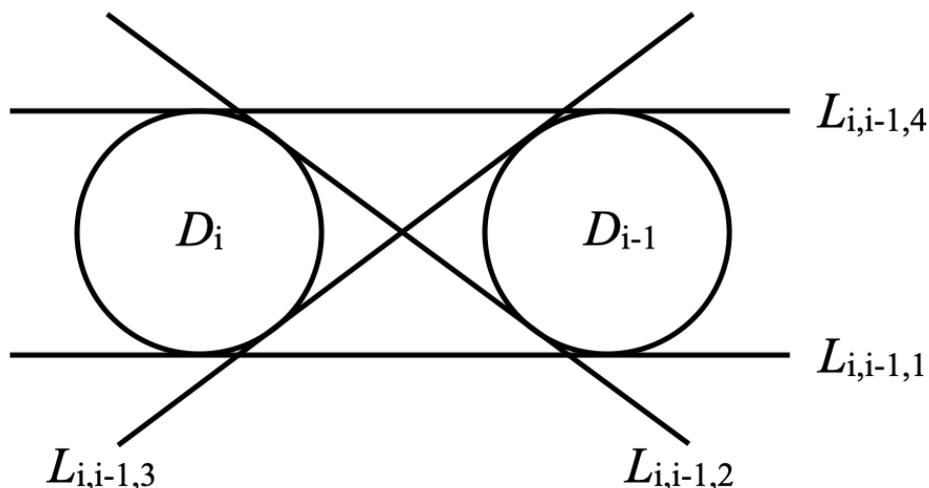


図 4-8 2次元平面における共通接線の引き方

$$[H_{i-1,j}U_j, H_{i,j}U_j] = \{[1, 1], [1, -1], [-1, 1], [-1, -1]\} \quad \dots (4.8)$$

ここで反時計回りを正とし，円盤の中心から接点へ向かうベクトルを $r_{i,1}$ から $r_{i,4}$ と定義し，それぞれの接線ベクトルとの外積，およびそれと法線ベクトルの内積の符号を計算すると下記のようになる。

$$[\text{sign}((r_{i,l} \times L_{i,i-1,l})q_i), \text{sign}((r_{i,l} \times L_{i,i-1,l})q_i)] \quad \dots (4.9)$$

$$= \{[1, 1], [1, -1], [-1, 1], [-1, -1]\}$$

よって，式 4.8 および式 4.9 から，干渉行列 H と引くべき接線の対応関係を決めることができる。2つの円盤が同一平面内であれば，すべての種類の接線を引ける可能性があるが，3次元空間内ではそれは自明ではない。上記のような干渉行列の要求を満たしているかどうかを確認する操作を $|\cdot|_H$ とし，解円盤空間 D において干渉行列の要求を満たす接線が引けるかどうかを判定するブール関数を $|D|_H$ とする。

実問題においては，様々な制約条件により接線が引けない場合が考えられる。方向転換プーリーの配置問題の場合，表 4-1 に示すような制約条件が考えられる。条件 1 より，2つの円盤（関節プーリー）に関する変数，すなわち半径，中心位置，法線は既知であるので，関節の機構やプーリー間の相対的位置関係により，障害物

による禁止領域 $C \subset \mathbb{R}$ を定義することができる。従って、解として引きうる接線が障害物にぶつかるかどうか、すなわち禁止領域 C を接線が通るかどうかを判定する必要がある。ここで便宜上、禁止領域 C を線群 L_{EX} で近似する。

表 4-1 プーリ配置問題における制約条件

制約条件	属性	変数
円盤		半径 r
		中心位置 (x,y,z)
		法線 (a,b,c)
接線	起点	方向 L_s
	経由点	方向 L_v
	終点	方向 L_e
障害物など	禁止領域	空間 C

$$C \doteq L_{EX} \quad \dots (4.10)$$

解候補の円盤空間 D_{i1} では引くことのできる共通接線空間は $L_{1,2}$ である。そして、共通接線空間 $L_{1,2}$ の中から不能解を下記のように削除する。

$$\tilde{L}_{01} = L_{1,2} \cap \overline{L_{EX}} \quad \dots (4.11)$$

ここで、 \tilde{L}_{01} が空集合 ϕ でない場合は、共通接線を引くことができる。空集合である場合は、共通接線を引くことができないので、追加円盤 D_i が必要となる。上記の解候補の円盤空間がとりうる共通接線が禁止領域を通らないかどうかを判定する操作を $|\cdot|_{L_{EX}}$ とし、解円盤空間 D 内において、禁止領域 C を通らずに接線が引けるかどうかを判定するブール関数を $|D, C|_{L_{EX}}$ とする。また、禁止領域 C を考慮しながら解円盤空間 D 内で解の接線集合 $L_s \in L$ を求める関数 $SCTL()$ を下記のように定義する。

$$L_s = SCTL(D, C) \text{ (Search Common Tangent Line)} \quad \dots (4.12)$$

次に、追加円盤（方向転換プーリー） D_1 を導入する方法を述べる．ここで円盤 D_2 と接線を共有する円盤群 $D_B \subset D$ を定義し、以下の共通円盤群 $D_{AB} \subset D$ を求める．

$$D_A \cap D_B = D_{AB} \quad \dots (4.13)$$

ここで、 D_{AB} が空集合 ϕ ではない場合、少なくとも1つの追加円盤 $D_1 \in D_{AB}$ を定義することができる．一方、 D_{AB} が空集合である場合、あるいは引ける共通接線が干渉行列の要求を満たさない場合、円盤および接線が障害物と接触する場合はさらなる追加円盤が必要となる．

次に追加円盤を配置するために、追加円盤に対して制約条件を設けない、緩和問題を考える．球の集合を $S \subset \mathbb{R}$ 、平面の集合を $P \subset \mathbb{R}$ と定義する．円盤 D_1 と円盤 D_2 が含まれる面 P_1 ($D_1 \in P_1 \in P$) および P_2 ($D_2 \in P_2 \in P$) を定義する．面 P_1 および P_2 の両方に接する球の集合を $S_{1,2} \subset S$ と定義する．また、円盤 D_1 と D_2 に共通する接平面を $P_{1,2} \subset P$ と定義する．ここで、球集合 $S_{1,2}$ および接平面集合 $P_{1,2}$ に関して以下が成り立つ．

- ・面 P_0 および P_1 の両方に接する球は、緩和問題においては無限個存在する．
- ・3次元空間上の2つの円盤間では、必ず共通接平面を定義できる．

ここで、 $S_{1,2}$ と $P_{1,2}$ の積集合によって、追加円盤の解空間 D_{AB} を求めることができる．

$$S_{1,2} \cap P_{1,2} = D_{AB} \quad \dots (4.14)$$

また上記から、緩和問題においては必ず $D_{AB} \neq \phi$ となる．従って、緩和問題では1つの追加円盤で必ず2つの円盤間を接線で繋ぐことができる．

次に、実問題へ適用するための制約条件を考慮する（表 4-1）．このとき、接線に関する制約を考慮することができる．それに追加して、緩和問題における D_{AB} の集合から定義される追加円盤 D_1 が禁止領域に含まれる場合を考慮する必要がある．ここで便宜上、禁止領域 C を円盤群 D_{EX} で近似する．

$$C \doteq D_{EX} \quad \dots (4.15)$$

よって、以下の論理演算により D_{AB} から不能解を削除することで最終的な解候補の円盤空間 $D_{CS} \subset D$ を定義する.

$$D_{CS} = D_{AB} \cap \overline{D_{EX}} \quad \dots (4.16)$$

上記のような禁止領域 C 内に追加円盤が存在するかどうかを確認する操作を $|\cdot|_{D_{EX}}$ とし、解円盤空間 D 内において禁止領域 C に干渉せずに追加円盤を配置できるかどうかを判定するブール関数を $|D, C|_{D_{EX}}$ とする. また、式 4.16 において $D_{AB} = \overline{D_{EX}}$ の場合、 D_{CS} は空集合 ϕ となるので、制約条件付問題の場合、 $D_{AB} = \phi$ となりうる.

D_{CS} が空集合 ϕ でない場合、接線が引けるかどうかの判定を行い、引くことができる場合には追加円盤 D_I を定義できる. また、 D_{CS} が空集合 ϕ の場合、あるいは所望の接線が引けない場合には、さらなる追加円盤 D_{II} が必要となる.

次に、さらなる追加円盤 D_{II} が必要な場合の処理を述べる. まず、第一の追加円盤 D_I を配置可能な円盤群 D_A の部分集合 \tilde{D}_A を求める.

$$\tilde{D}_A = D_A \cap \overline{D_{EX}} \quad \dots (4.17)$$

そして、 \tilde{D}_A 内に解の候補として存在する D_I と接線を共有する円盤群 $D_\alpha \subset D$ を定義する.

$$D_\alpha = SD(\tilde{D}_A) \quad \dots (4.18)$$

D_α と D_B の共通円盤群を $D_{\alpha B}$ として下記のように計算する.

$$D_{\alpha B} = D_\alpha \cap D_B \quad \dots (4.19)$$

ここで、 $D_{\alpha B}$ が空集合 ϕ でなければ、第二の追加円盤 D_{II} は $D_{\alpha B}$ 内に解の候補が存在しており、第一の追加円盤 D_I の解候補は \tilde{D}_A 内に存在している. 従って、解候補空間 D_{CS} を空集合とし、解候補空間との和集合を下記のように計算する.

$$D_{CS} \leftarrow D_{CS} \cup \tilde{D}_A \quad \dots (4.20)$$

その後、条件判定の $|D_{\alpha B}|_B$, $|D_{\alpha B}|_{Lex}$, $|D_{\alpha B}|_{D_{EX}}$ を実行し、全ての条件を満たせば共通接線を引くことができる. 従って、禁止領域を除いた $D_{\alpha B}$ と解候補空間との和集合を

求める.

$$D_{CS} \leftarrow D_{CS} \cup (D_{\alpha B} \cap \overline{D_{EX}}) \quad \dots (4.21)$$

式 4.20 および式 4.21 の手続きにより，解空間内には第一および第二の追加円盤両方の解候補が含まれることになる．一方，接線を引く条件を一つでも満たさない場合は，追加円盤 D_{III} を同様に定義し，最終的な追加円盤が全ての条件を満たすまで以上の操作を繰り返す．

最後に，解候補空間 D_{CS} 内に存在する追加円盤のパラメータを最適化し，最適円盤集合 $D_s \subset D$ を求める．最適化すべきパラメータは追加円盤の中心位置，方向，半径である．これらのパラメータ群を Q と定義する．コスト関数 E を例えば下記のように， Q によって計算される接線 L の L2 ノルムの和で定義する．

$$LE(Q) = \sum \|L(Q)\|_2 \quad \dots (4.22)$$

制約条件は機構的な制約および解円盤候補群から決定され， $\text{const}(D_{CS}, C)$ で示すこととする．最適追加円盤のパラメータ Q^* を解円盤集合 D_s とし，下記の制約条件付き最適化問題を解くことで求める．

$$D_s = Q^* = \text{argmin}(E(Q)) \text{ s.t. } \text{const}(D_s, C) \quad \dots (4.23)$$

そして，求めた解円盤集合 D_s と SCTL 関数を用いることで解接線集合 L_s を下記のように計算することができる．

$$L_s = \text{SCTL}(D_s, C) \quad \dots (4.24)$$

以上全ての操作を擬似コードとして **Algorithm 1** に示す．

Algorithm 1: Pulleys Configuration Problem	Reference
1 function Solve_Pulleys_Configuration(D_0, D_1, C)	
2 $D_A \leftarrow \text{SD}(D_0)$	Def. 4.6
3 $D_{A1} \leftarrow D_A \cap D_1$	Eq. 4.7
4 if $D_{A1} \neq \varnothing$ then	
5 if $ D_{A1} _H \cap D_{A1}, C _{Lex} \neq \text{false}$	
6 $L_s \leftarrow \text{SCTL}(D_{A1}, C)$ (Tangent lines can be defined)	Def. 4.12
7 return	
8 end if	
9 end if	
10 $D_B \leftarrow \text{SD}(D_1)$	Def. 4.6
11 $D_{AB} \leftarrow D_A \cap D_B$	Eq. 4.13
12 $D_{EX} \leftarrow \text{approximate}(C)$	Eq. 4.15
13 $D_{cs} \leftarrow \varnothing$	
14 if $(D_{AB} \neq \varnothing) \cap (D_{AB} _H \cap D_{AB}, C _{Dex} \cap D_{AB}, C _{Lex} \neq \text{false})$ then	
15 $D_{cs} \leftarrow D_{AB} \cap \overline{D_{EX}}$	Eq. 4.16
16 else	
17 while do	
18 $\tilde{D}_A \leftarrow D_A \cap \overline{D_{EX}}$	Eq. 4.17
19 $D_\alpha \leftarrow \text{SD}(\tilde{D}_A)$	Eq. 4.18
20 $D_{\alpha B} \leftarrow D_\alpha \cap D_B$	Eq. 4.19
21 $D_{cs} \leftarrow D_{cs} \cup \tilde{D}_A$	Eq. 4.20
22 if $(D_{\alpha B} \neq \varnothing) \cap (D_{\alpha B} _H \cap D_{\alpha B}, C _{Dex} \cap D_{\alpha B}, C _{Lex} \neq \text{false})$	
23 then	Eq. 4.21
24 $D_{cs} \leftarrow D_{cs} \cup (D_{\alpha B} \cap \overline{D_{EX}})$	
25 break while	
26 else	
27 $\alpha \leftarrow \beta, A \leftarrow \alpha$ (Upgrading index)	
28 end if	
29 end while	
30 end if	
31 $D_s \leftarrow \text{Optimize}(D_{cs}, C)$ (Solve conditioned optimization problem)	Eq. 4.23
32 $L_s \leftarrow \text{SCTL}(D_s, C)$ (Tangent lines can be defined)	Eq. 4.24
33 return	

4.6. 8軸ワイヤ干渉駆動機構アームの設計開発

前節までの議論を踏まえ、8軸ワイヤ干渉駆動機構アームの設計開発を行った。図4-9に全軸ワイヤ干渉駆動機構による8自由度肩義手の3DCADによる全体像を示す。3D-CADソフトとして、SOLIDWORKS2020（Dassault Systèmes SOLIDWORKS Corp, アメリカ合衆国）を用いた。また、設計要件を満たすため、特に設計を工夫した各部位をそれぞれ図4-11から図4-16に示す。以下では、8軸ワイヤ干渉駆動機構アームを用いた最適干渉行列の設計、および各身体部位に応じた設計に関する詳細を述べる。

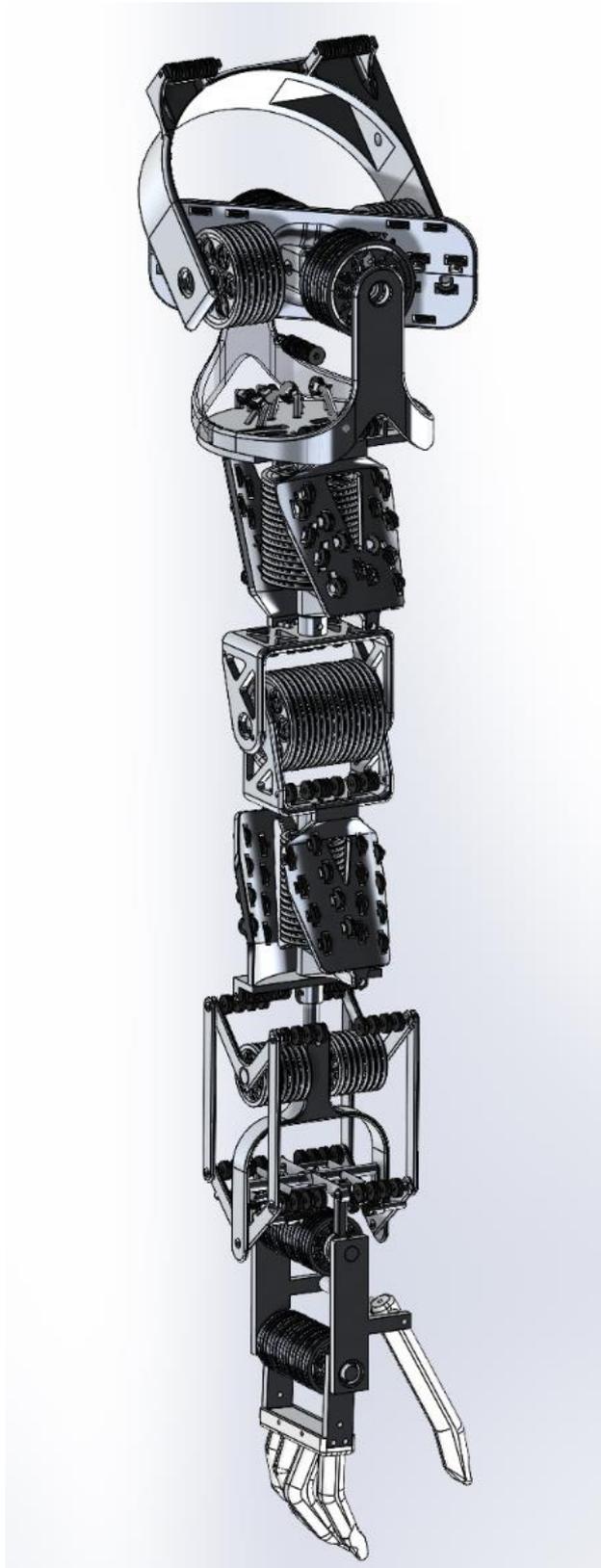


図 4-9 8 自由度電動肩義手用アームの全体像 (3DCAD)

4.6.1. 最適干渉行列の設計

本項では，8軸ワイヤ干渉駆動機構のための最適干渉行列 H_8^* の設計について述べる．4.4.1.節で説明した，シルベスターの生成法を用いて，以下のように8行8列のアダマール行列，すなわち最適干渉行列 H_8^* を求めた．

$$H_8^* = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & -1 & 1 & -1 & 1 & -1 & 1 & -1 \\ 1 & 1 & -1 & -1 & 1 & 1 & -1 & -1 \\ 1 & -1 & -1 & 1 & 1 & -1 & -1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & -1 & -1 & -1 & -1 \\ 1 & -1 & 1 & -1 & -1 & 1 & -1 & 1 \\ 1 & 1 & -1 & -1 & -1 & -1 & 1 & 1 \\ 1 & -1 & -1 & 1 & -1 & 1 & 1 & -1 \end{bmatrix} \quad \cdots(4.24)$$

以下では，得られた最適干渉行列 H_8^* に基づいて，各関節を通るワイヤの向きを設計した．図4-10に，8個のアクチュエータから伸びる16本のワイヤが，各関節のプーリーをどのように通るのかを模式的に示した．最適干渉行列の行，すなわち横ベクトルは，一つの関節内において，ワイヤ張力がどのように干渉するのかを示しており，最適干渉行列の列，すなわち縦ベクトルは，1つのアクチュエータ出力が，各関節のプーリーをどちら向きに通るのかを示す．干渉行列の各縦ベクトルは，各モータを正方向に回転させたときに牽引されるワイヤの経路を示しており，モータを負方向に回転させたときに牽引されるワイヤの経路は， $-H_8^*$ の各縦ベクトルに対応する．従って，計16種類のワイヤ経路が存在する．

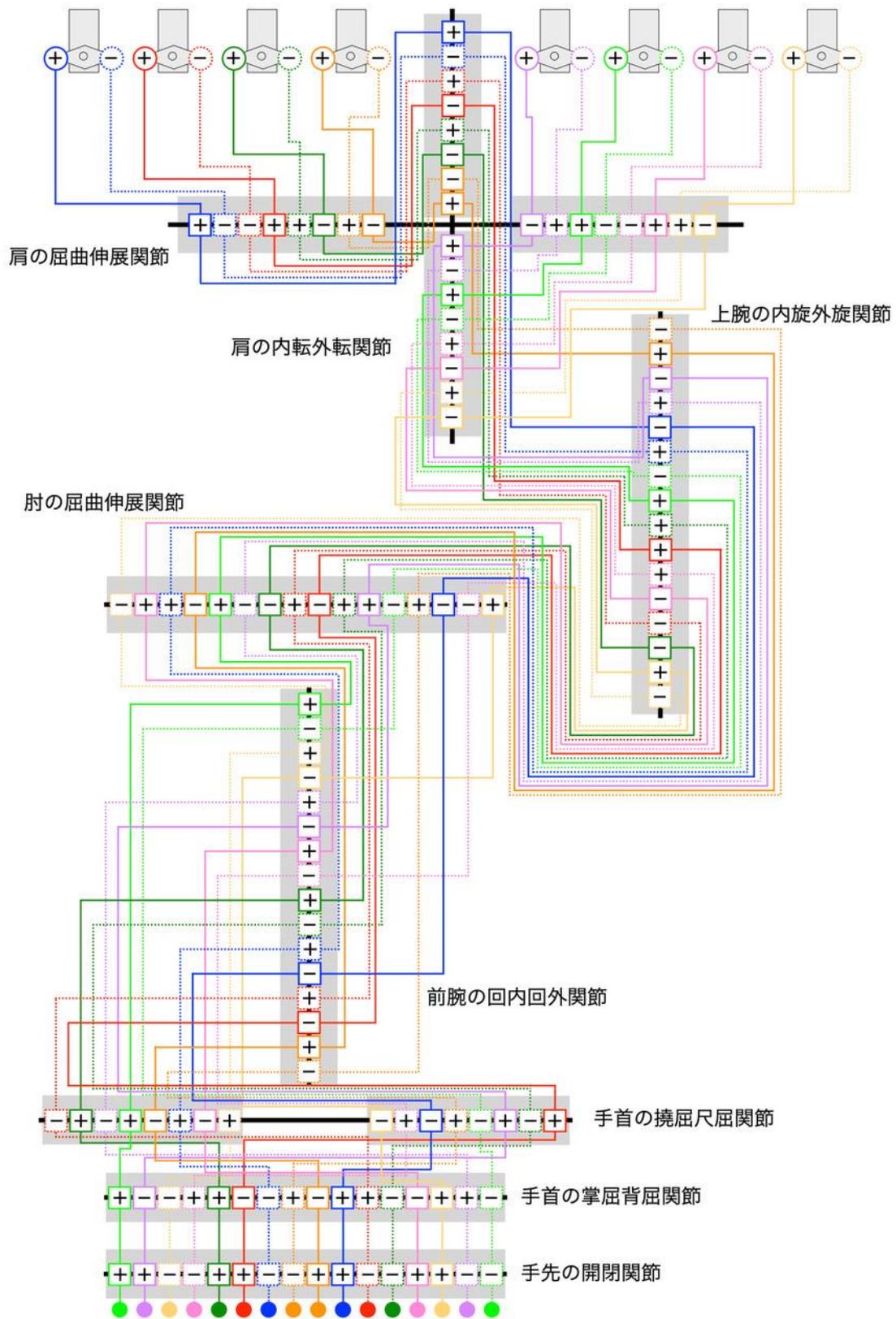


図 4-10 ワイヤ経路の模式図

4.6.2. 方向転換用プーリーの設計開発

前項で最適干渉行列 H_g^* を設計することができ、各ワイヤの関節プーリーに対する経路を設計することができた。次に必要なのは、ワイヤの方向転換プーリーの配置問題を解くことである。4.5.2.節で示した方向転換プーリーの配置問題に対するアルゴリズムを参考にし、方向転換プーリーを各部に配置した。なお、配置問題はの解き方は以下の手順とした。

手順1. ヒトの腕を参考に関節自由度、リンク長、関節プーリー径を決定する。

手順2. 各関節をワイヤ牽引で駆動させるための機構（後述する手首リンク機構等）を設計する。

手順3. 最適干渉行列 H_g^* を参照し、各関節において、牽引用ワイヤを正負どちらの方向でプーリーに巻きつけるかを定める。

手順4. 関節の回転軸方向に対して、発生するトルク、すなわちワイヤが関節プーリーを牽引する正負方向が均等に配置されるべき箇所（後述する、上腕の外旋内旋、前腕の回内回外、手首の撓屈尺屈関節）を参考に、最適干渉行列 H_g^* の行を入れ替えて、牽引用ワイヤの経路を確定する。なお、最適干渉行列 H_g^* は、アダマール行列の特性から、行を自由に入れ替えることができる。

手順5. 各関節間のワイヤ経路間に方向転換プーリーを配置する。このとき、実装を単純化する観点から、方向転換プーリーは全て同一のプーリー（直径10[mm]、厚さ3[mm]）を使うこと、方向転換プーリーは可能であれば同一軸上にならぶこと、方向転換プーリーの配置箇所がヒト腕の外観から大きく逸脱しないこと、ワイヤ同士が互いに接触しないことを制約条件として考慮し、3D-CAD上において手動で方向転換プーリーを配置していった。

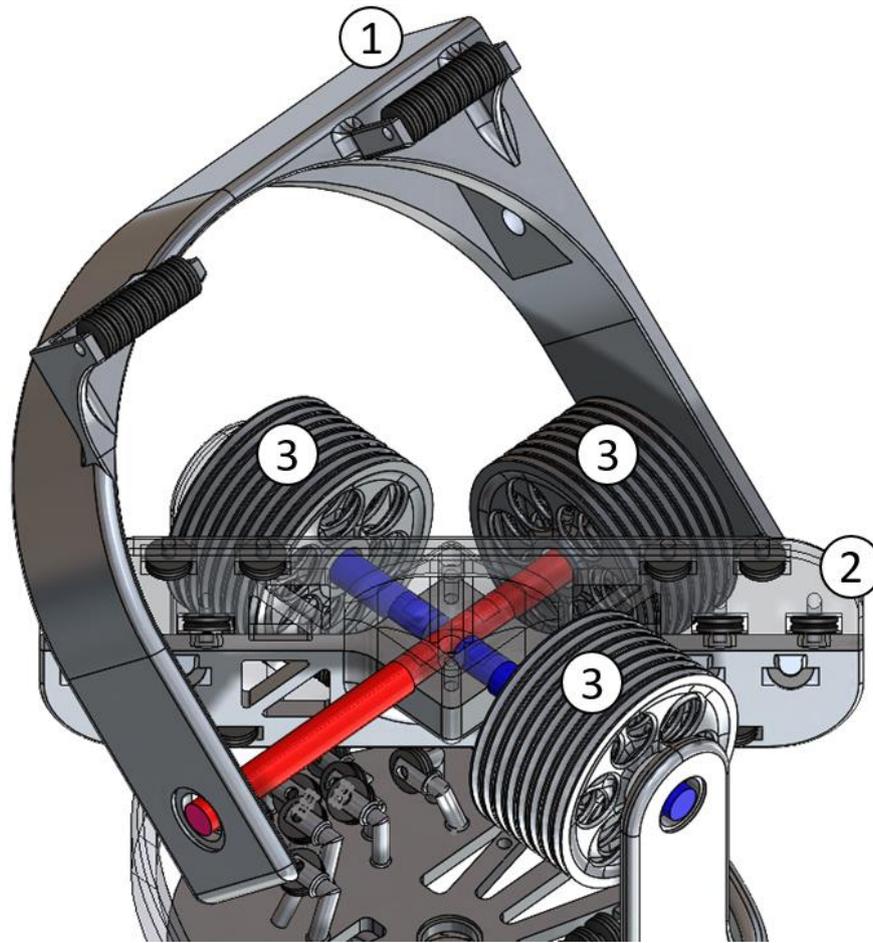
手順6. 配置した方向転換プーリーを身体に固定するためのパーツを設計する。

以上の手順により、最適干渉行列 H_g^* を機構表現することができる。以下の節では、設計したロボット身体各部位の詳細について述べる。

4.6.3 肩部（屈曲伸展，外転内転）の設計開発

ヒトの肩関節は球関節であり，肩関節のみで上腕を前方に挙げる動作（伸展）と下げるもしくは後方に挙げる動作（屈曲），体側面に上腕を挙げる動作（外転）と下げる動作（内転）および上腕を軸として内外に回転させる動作（外旋・内旋）の計 3 自由度を実現している．一般的なロボットアームでは，これらの自由度を分解し，別々の関節として設計することが多い．しかしながら，ヒトが装着して使用することを目的とした筋電肩義手用ロボットアームでは，設計の前提としてヒトの腕の大きさから逸脱してはならないという制約が存在する．従って，ヒトの肩関節が占める体積部分にロボットアームの 3 つの関節を設計することは一般的に困難である．また，仮に肩関節を 3 つの単関節に分けて筋電肩義手用ロボットアームを設計した場合，肩の屈曲伸展もしくは外転内転のどちらかが肩の根元ではなく上腕の途中から行われることになり，ヒトの腕を模したロボットアームとしては，不自然な動作になってしまう．そこで本研究では，肩関節の 3 自由度のうち上腕の外旋・内旋を除いた肩の屈曲伸展と外転内転の 2 自由度（矢状面上および冠状面上での腕の上下動作）を同一軸上で再現可能な機構を設計した（図 4-11）．ロボットアームの肩関節の 3 自由度を 2 自由度と 1 自由度に分割することで，ヒトの腕の体積から大きく逸脱することなくロボットアームの肩関節を構成可能になり，肩関節の動作もヒトの腕の動作により近づけることができる．

図 4-11 に肩の屈曲伸展と外転内転を同一軸上で実現するために設計した機構を示す．1 本の長軸（赤）と 2 本の短軸（青）で十字を作り，それを斜めに分けるように上下一対のフレーム（十字ホルダー）で挟み込んで固定した．十字ホルダーから突き出た 4 本の軸に動力伝達用の関節プーリー（肩用プーリー：半径 25 [mm]）を 8 個ずつ通した．十字ホルダーにはワイヤを通すための方向転換用プーリーとして，溝付きベアリングが設置されている．図 4-12 に実際に肩部にワイヤを張ったときの写真を示す．肩アーチから長軸の肩用プーリーに巻かれたワイヤは十字ホルダーに設置されたベアリングを通して短軸の肩用プーリーに巻かれる．以上の機構により同一軸上で肩の屈曲伸展と外転内転の 2 自由度を実現することができる．



	部材名称	注釈
①	肩アーチ	ソケットと肩義手用アームの接続部
②	十字ホルダー	長軸と短軸を上下で挟み込んで固定
③	肩用プーリー	半径 25mm

図 4-11 肩 2 関節機構

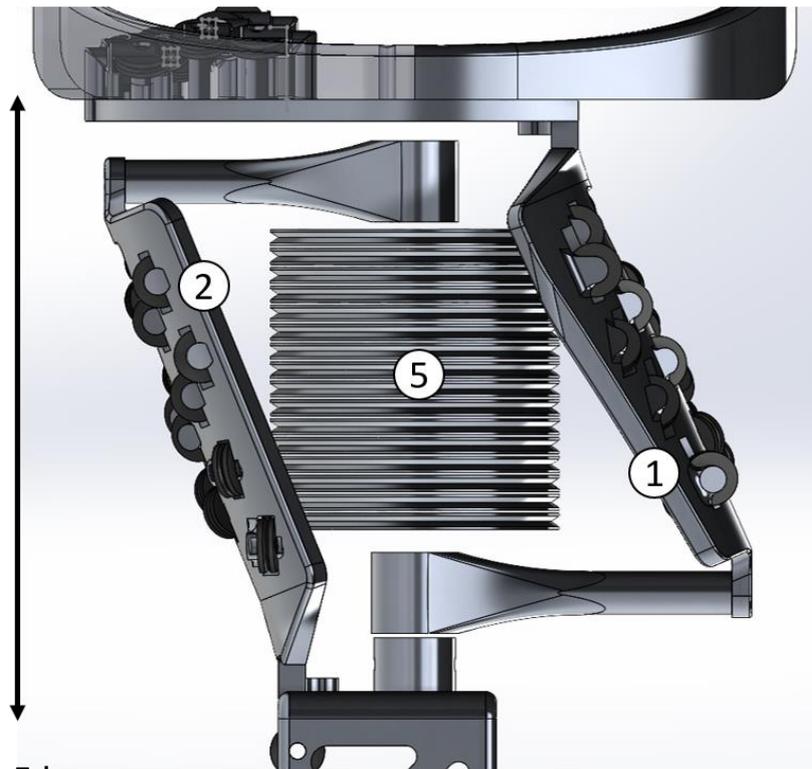


図 4-12 肩部のワイヤの張り方

4.6.4. 上腕（外旋内旋）・前腕部（回内回外）の設計開発

健常なヒトの腕であれば、肩関節において同一軸上で実現されていた上腕の軸方向の回転動作（外旋内旋）を本研究では単関節として分けて実現する。また、前腕の軸方向の回転動作（回内回外）も本研究では同一の機構となるため、合わせて示す。図 4-13 に上腕の外旋内旋、および前腕の回内回外を実現するために設計した機構を示す。上腕であれば肩部と肘を繋ぐ軸に、前腕であれば肘と手首機構を繋ぐ軸にそれぞれ関節プーリー（腕部用プーリー：上腕部の半径 25 [mm]、前腕部の半径 15 [mm]）を配置した。上腕および前腕の軸に配置した腕部用プーリーは、肩部や肘、手首関節に配置した関節プーリーと直交する。従って、上腕および前腕に配置した腕部用プーリーにワイヤを通すためには、最低でも 2 度ワイヤの方向を直角に曲げる必要があった。そこで、図 4-13 ①～④に示すような方向転換用プーリーを配置するためのベアリングケースを設計した。ベアリングケースの形状は、4.6.2. 項に示した制約条件を考慮し、軸方向に歪曲させ前後に傾斜をつけた。ベアリングケースは上腕肩側ベアリングケース、上腕肘側ベアリングケース、前腕肘側ベアリングケース、前腕手側ベアリングケースの計 4 種類を設計した。4 種類のベアリングケースは上述したフレームの形状を維持しつつも、上腕および前腕の腕部用プーリーの大きさや、前後の関節プーリーの配置によって、傾斜や方向転換用プーリーの配置が変動するため、それぞれが別個の設計となっている。

肩



肘

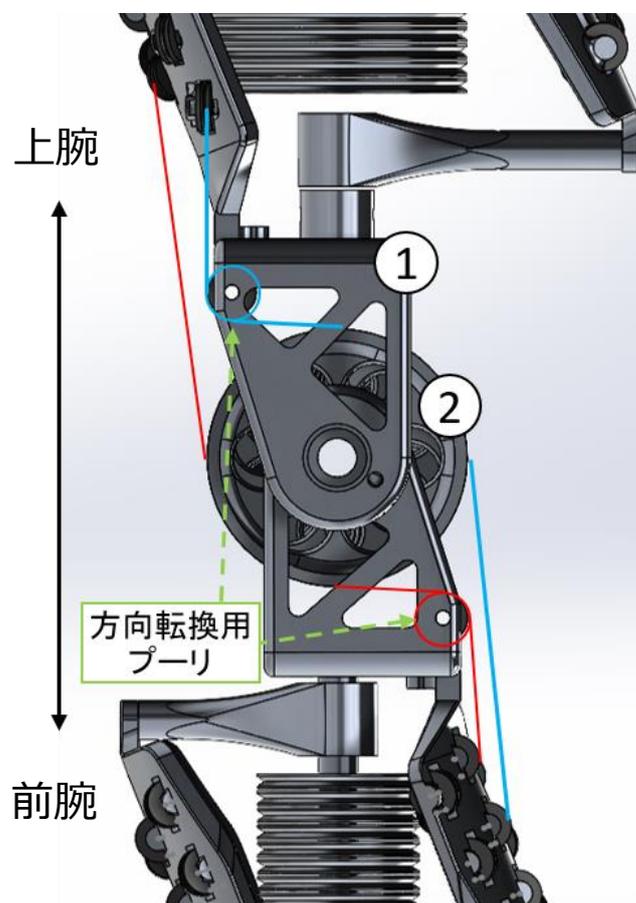


	部材名称	注釈
①	上腕肩側ベアリングケース	方向転換用プーリが16個収まる
②	上腕肘側ベアリングケース	同上
③	前腕肘側ベアリングケース	同上
④	前腕手側ベアリングケース	同上
⑤	腕部用プーリー	上腕(半径 25 mm), 前腕(半径 15 mm)

図 4-13 軸方向回転機構

4.6.5. 肘部の設計開発

肘関節は屈曲伸展の1自由度のみを持つ関節である。図 4-14 に設計した肘部の機構を示す。肘部の方向転換用プーリは上腕側と前腕側とが対角になるよう配置した。これにより、肘部において全てのワイヤが一度ずつ方向転換用プーリを通ることになり、方向転換によってワイヤにかかる摩擦などが一部のワイヤに偏ることを防ぐことができる。また、方向転換用プーリを対角に配置することで、肘の屈曲角度を確保することができる。



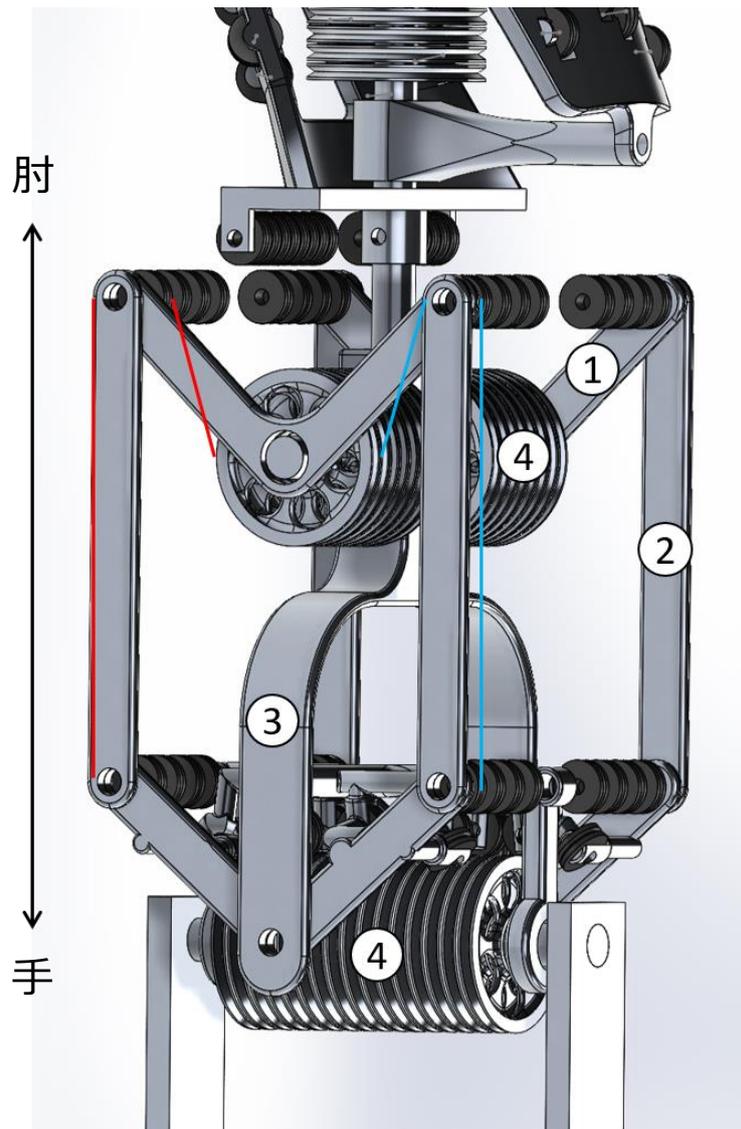
	部材名称	注釈
①	肘接手	上腕と前腕を繋げる1自由度の接続部
②	肘用プーリ	半径 25 mm

図 4-14 肘関節機構

4.6.6. 手首（撓屈尺屈）の設計開発

ヒトの手首の関節（手関節）は橈骨手根関節など複数の関節からなる複関節であり、手首の撓屈尺屈と掌屈背屈の 2 自由度を実現している。一般的なロボットアームでは、前腕の回内回外など他の関節の動作で補正が利き、非冗長系となるため、上記 2 自由度のうち片方が搭載されていない場合が多い。前述した肩関節と同様に、手首の撓屈尺屈と掌屈背屈を実現する関節を別々の関節として設計すると、ヒトの腕の挙動から離れてしまう。しかし、前腕は肩部や上腕と比べて更に体積が小さいため、肩と同様の設計を適用することも難しい。そこで本設計では、リンク機構を用いることでこの上記の 2 自由度を疑似的に同一軸上で実現可能な機構を設計した。

図 4-15 にリンク機構を用いて撓屈尺屈を実現するために設計した機構を示す。平行リンクを用いることで、関節プーリー（手首用プーリ：半径 15 [mm]）を配置する駆動軸が、関節軸の後方にあっても、その回転を平行リンク前方に伝えることができる。撓屈尺屈と掌屈背屈をするための軸は直交しており、さらに平行リンクを支持するフレーム（リンク支柱）を平行リンクの内側に設置する必要があるため、ワイヤは平行リンク外縁を通過させた。全軸ワイヤ干渉駆動機構では関節を駆動する際、複数のアクチュエータの出力を干渉させる。駆動させる対象の関節における干渉の結果、すなわちワイヤ張力の合計値が正の値になれば正方向に、負の値になれば負方向に関節は回転する。従って、リンク外縁にワイヤを通す場合、ワイヤ張力によって発生する関節トルクの正負方向が混在してしまうと、関節軸の回転方向と異なる力がリンクに対して発生し、その結果動作不良や機構の変形、破損に繋がる可能性がある。よってリンク外縁にワイヤを通す場合は正方向の関節トルクを発生させるワイヤ（青）と負方向の関節トルクを発生させるワイヤ（赤）を分ける必要がある。4.6.2. 節でも述べたように、上記の機構上の特性が、最適干渉行列 H_g^* を機構表現する際の制約条件となっている。

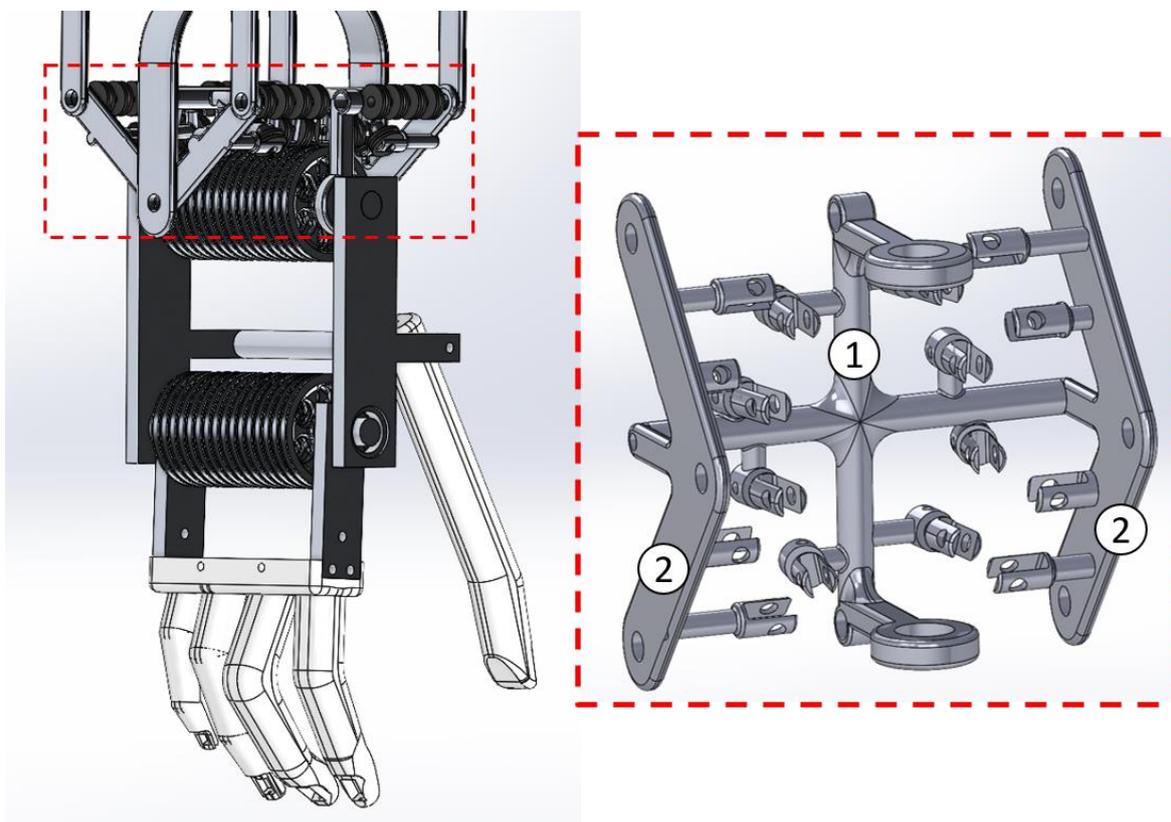


	部材名称	注釈
①	手首リンク短辺	ワイヤ経路確保するためブーメラン型
②	手首リンク長辺	厚さ 2 mm, 幅 10 mm, 長さ 100 mm
③	リンク支柱	軸と手首リンクを繋ぐ Y 字型の部材
④	手首用プーリ	半径 15 mm

図 4-15 手首リンク機構

4.6.7. 手首（掌屈背屈）および手の開閉部の設計開発

ヒトの手首の掌屈背屈を行う関節を，前述した平行リンク機構の前方部分に設計した．リンク外縁を通したワイヤを，リンク機構前方の手首用プーリー（半径 15 [mm]）に繋ぐため，図 4-16 に示すような独特なフレーム（手首ベアリングケース）を用いてワイヤの方向転換を行った．ハンド部分は母指と 4 指にフレームを分け，母指を固定し 4 指をまとめて軸に沿って動かす機構とした．母指および 4 指の形状は，3.2.5. 節で使用した，2 自由度義手ハンドの骨格を適用した（Jing et al., 2014 ; 星川ら，2015 ; Hoshigawa et al., 2015）．ハンドの開閉のための関節軸と，手首の掌屈背屈のための駆動軸は平行であり，ワイヤの方向転換も必要としないため，他の関節と比較してハンド部分は簡単な機構となった．



	部材名称	注釈
①	手首ベアリングケース(中)	掌屈背屈を行う手首用プーリが収まる
②	手首ベアリングケース(外)	手首リンク短辺の役割も兼ねる

図 4-16 手首関節および手の開閉機構

4.6.8. 8軸ワイヤ干渉駆動機構アームの構築

前述した肩，上腕，前腕，肘，手首およびハンドの機構を組み合わせて，筋電肩義手のための8軸ワイヤ干渉駆動機構アームを開発した．図 4-17 に開発したロボットアーム実機を表 4-2 にロボットアーム実機のスペックをそれぞれ示す．

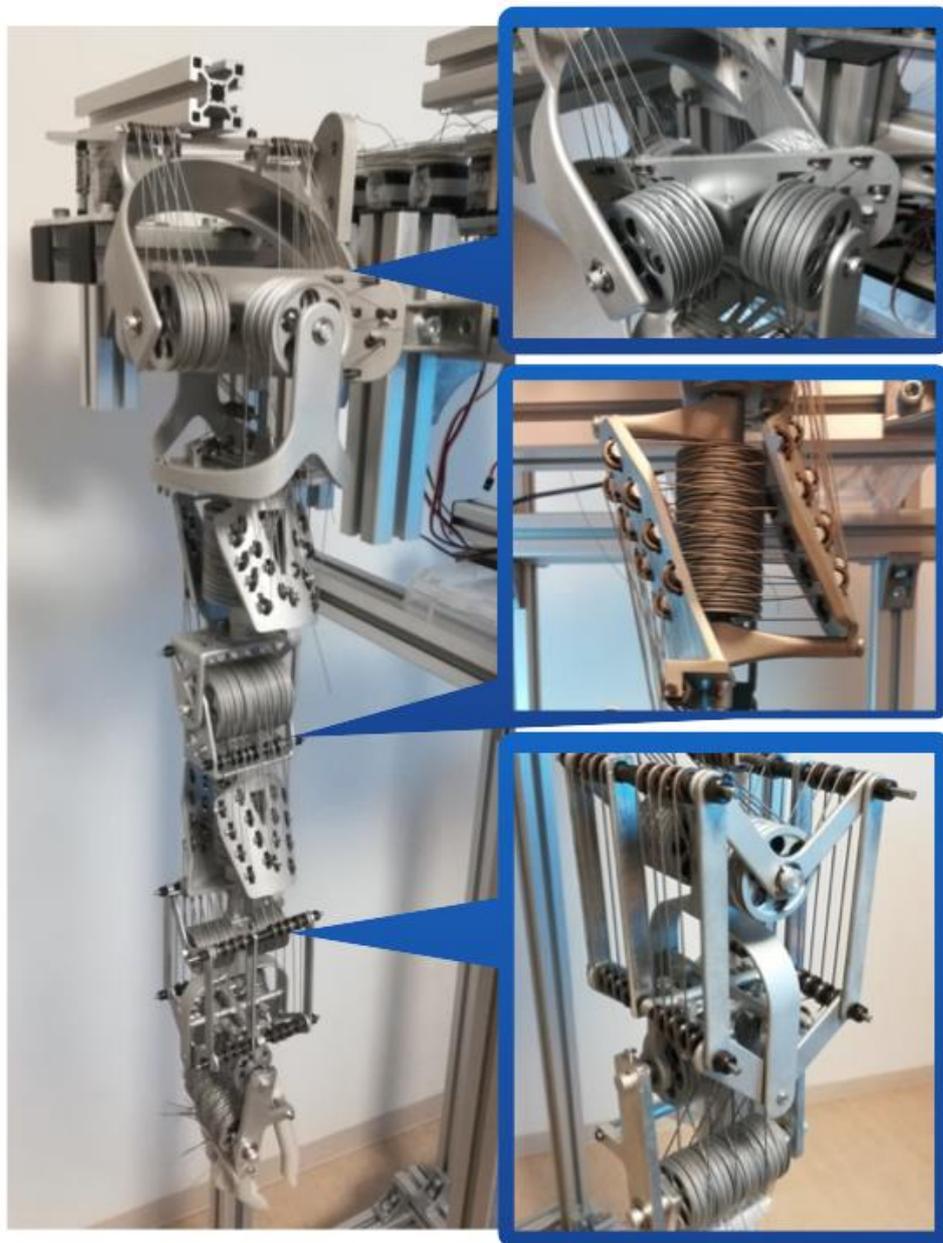


図 4-17 8自由度電動肩義手用ロボットアームの全体像（実機）

表 4-2 開発した 8 軸ワイヤ干渉駆動機構アームのスペック

自由度	8 自由度 (肩:3, 肘:1, 手首:3, 手:1)
重量	約 2.4[kgw] (モータを除く) (上腕:約 1.5[kgw], 前腕:約 0.9[kgw])
材質	アルミ合金, ABS 樹脂 (手先)
モータ	KRS6003RHV (67[kgf・cm])
ワイヤ	ナイロン被覆ステンレス $\phi 0.8$ ($\phi 0.6$)
プーリ半径	モータ:20[mm] 肩-肘:25[mm] 手首・ 手:15[mm]
サイズ	上肢長:約 70[cm] 上腕囲:約 30[cm]

上肢長約 70 [cm], アクチュエータを除いたアーム重量は 2.4 [kgw]であった. 牽引用のワイヤには, ナイロンコーティングのステンレスワイヤ $\phi 0.8$ (大阪コートロープ株式会社, 日本) を用いた. ワイヤを牽引するために, サーボモータ (KRS6003, 近藤科学株式会社, 日本) を用いた. 図 4-17 に示した 8 軸ワイヤ干渉駆動機構アームでは, サーボモータはアームを取り付けた土台上に設置されている. このシステムでは, 8 軸ワイヤ干渉駆動機構アームを筋電肩義手として使用することはできないが, 8 軸ワイヤ干渉駆動機構の動作検証および性能評価を行うことを目的としている.

4.6.9. 8 軸ワイヤ干渉駆動機構アームをソケットへ装着するための機構設計

図 4-18 に示した 8 軸ワイヤ干渉駆動機構アームはモータを外部に設置しており, 8 軸ワイヤ干渉駆動機構の動作検証および性能評価のための機体となっている. 図 4-18 にモータを内蔵した肩義手用アームとしての性能評価のための機体を示す (前述した肩~ハンドまでの機構および重量以外のスペック (表 4-2) に変更はなし). モータには KRS2572 (近藤科学株式会社製) を使用しており, モータを含む総重量は約 2.8[kgw]となっている.

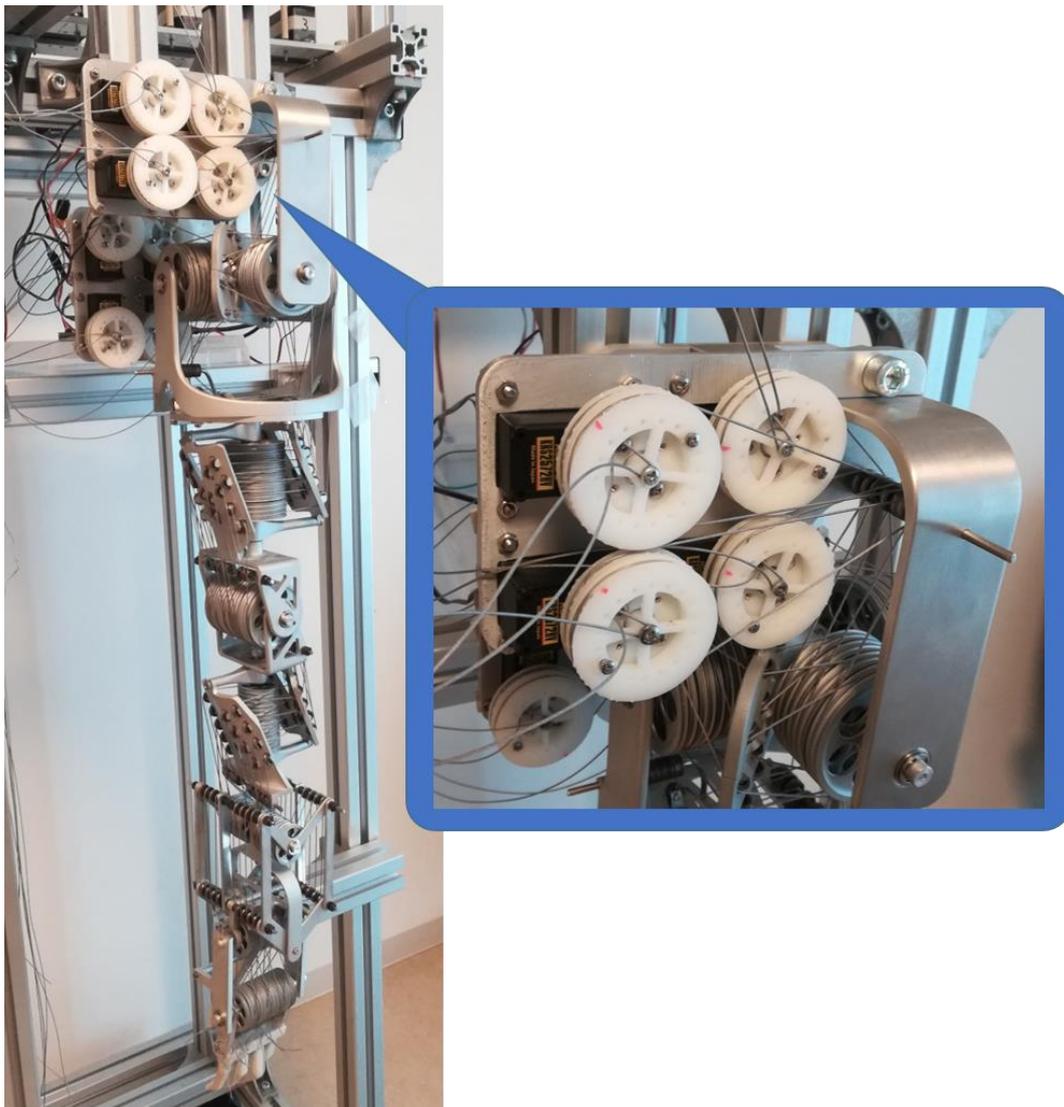


図 4-18 8自由度電動肩義手用アーム（装着用）

4.6.10. 8自由度筋電肩義手システムの構築

4.6.8. で構築した8軸ワイヤ干渉駆動機構アームに、4.6.9. で開発したソケット装着用の機構を適用することで、筋電肩義手へと応用可能な8軸ワイヤ干渉駆動機構アームを構築した。さらに、3章で示した4自由度筋電肩義手システムを元に、ソケット、8軸ワイヤ干渉駆動機構アーム、個性適応制御が実装されたコントローラ、柔軟防水乾式筋電センサを組み合わせることで、8自由度筋電肩義手システムを構築した（図 4-19）。システムの総重量は、約3[kgw]であった。



図 4-19 8 自由度筋電肩義手システム

構築した 8 自由度筋電肩義手システムの有効性を示すため、片麻痺患者の上肢機能評価に用いられる ARAT (Action Research Arm Test) を参考とした評価実験を行った。加えて、4 自由度筋電肩義手システムでは実行できなかった日常生活動作の実行実験も行った。日常生活動作の実行実験では、ADL としてコップに入った水を口元に持ってくる動作および、ドアの開閉動作に着目した。それぞれの動作生成および制御方法については、4.7.4. 項にて詳細を述べる。

4.7. 性能評価実験

本節では，8 軸ワイヤ干渉駆動機構アームのロボットアームとしての性能，およびそれを応用した 8 自由度筋電肩義手システムが日常生活動作を実行可能であることを実験により確認した。

4.7.1. ワイヤ干渉による各関節の独立駆動の検証実験

開発した 8 軸ワイヤ干渉駆動機構アームの理論では，各関節のうちある 1 つの関節のみを駆動させる場合，駆動させる関節では全てのモータ出力が合算され，それ以外の関節では出力が打ちけされる。すなわち，理想的な 8 軸ワイヤ干渉駆動機構が実現できていれば，ワイヤ張力は各関節で理論通りに干渉することで，任意の関節を独立に駆動でき，それ以外の関節は固定されるはずである。本項では，開発した 8 軸ワイヤ干渉駆動機構アームにおいて所望の関節のみが回転し，その他の関節が固定されることを実験において確認した。

図 4-20 に実験環境を示す。各関節の動作軌道および計測結果を図 4-21～図 4-36 に示す。8 軸ワイヤ干渉駆動機構アームを鉛直下側に伸ばした状態を初期姿勢（図 4-20（左））とし，単一の関節のみを回転させた状態を目標姿勢とした。初期姿勢における各関節の角度を 0 [deg] と定義した。各関節を初期姿勢から目標姿勢まで移動させ，同じ経路で初期姿勢まで戻る。本実験では上記の経路を Arduino による PWM 制御によって各サーボモータに目標角度を与えることで追従した。以上の軌道追従を 5 回繰り返す，初期姿勢と目標姿勢における各関節の角度変位を計測した。角度の計測は各関節の中心軸もしくはその周囲に紙製の分度器を設置し，目視により計測を行った。

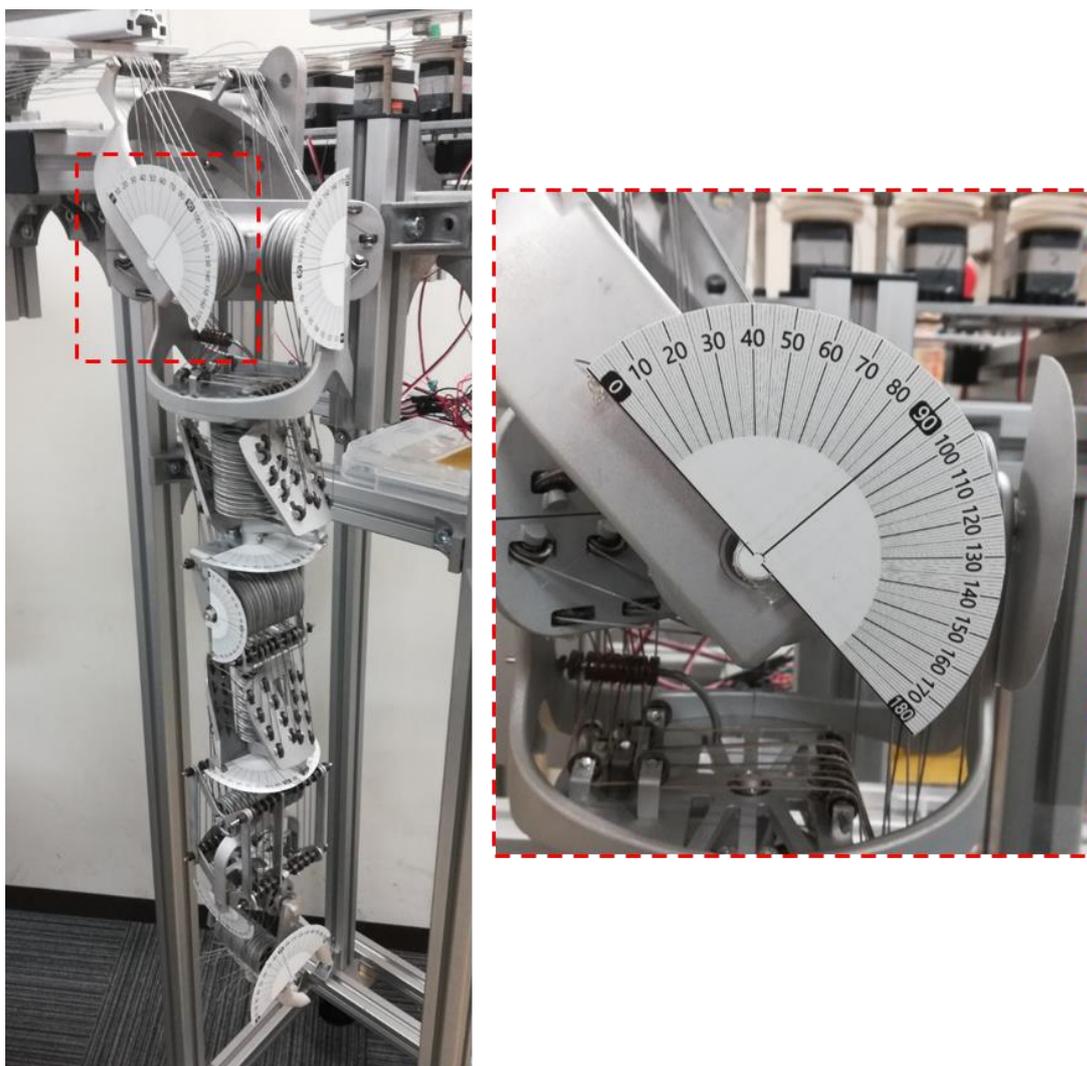


図 4-20 各関節の独立駆動の検証実験環境

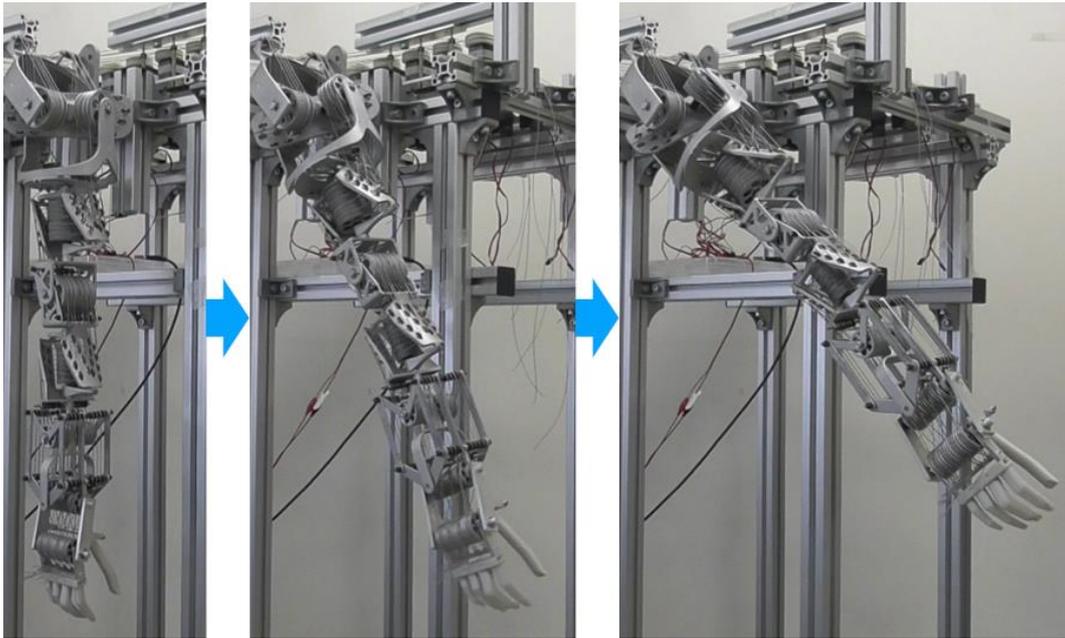


図 4-21 肩関節の屈曲伸展動作

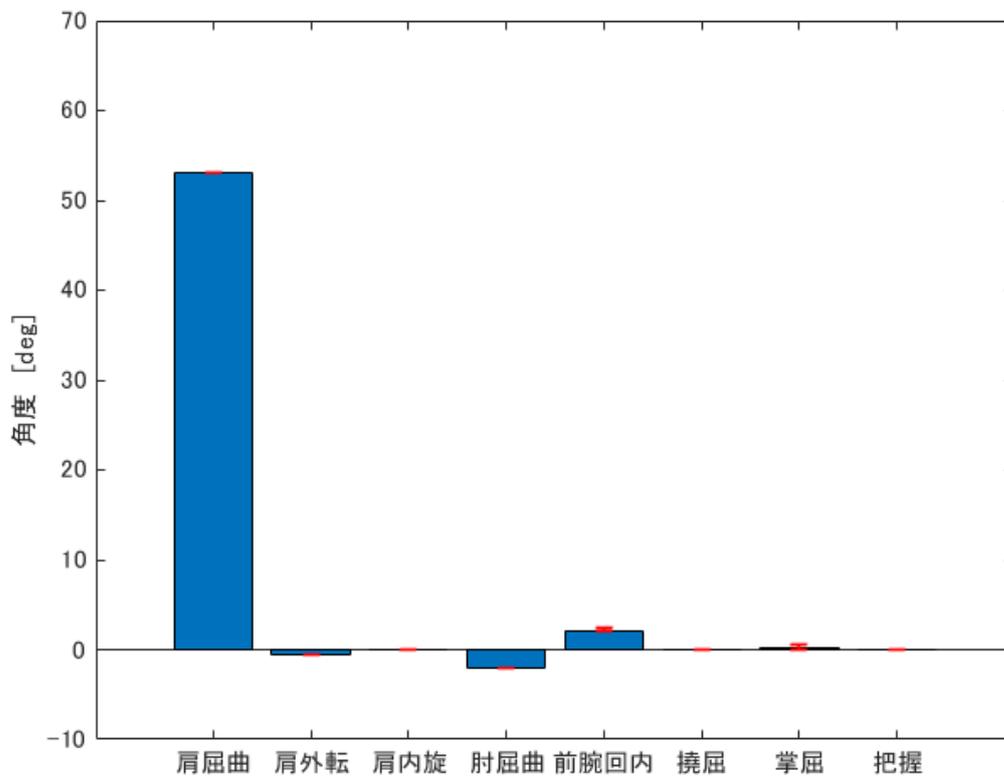


図 4-22 肩関節の屈曲動作による各関節の変位

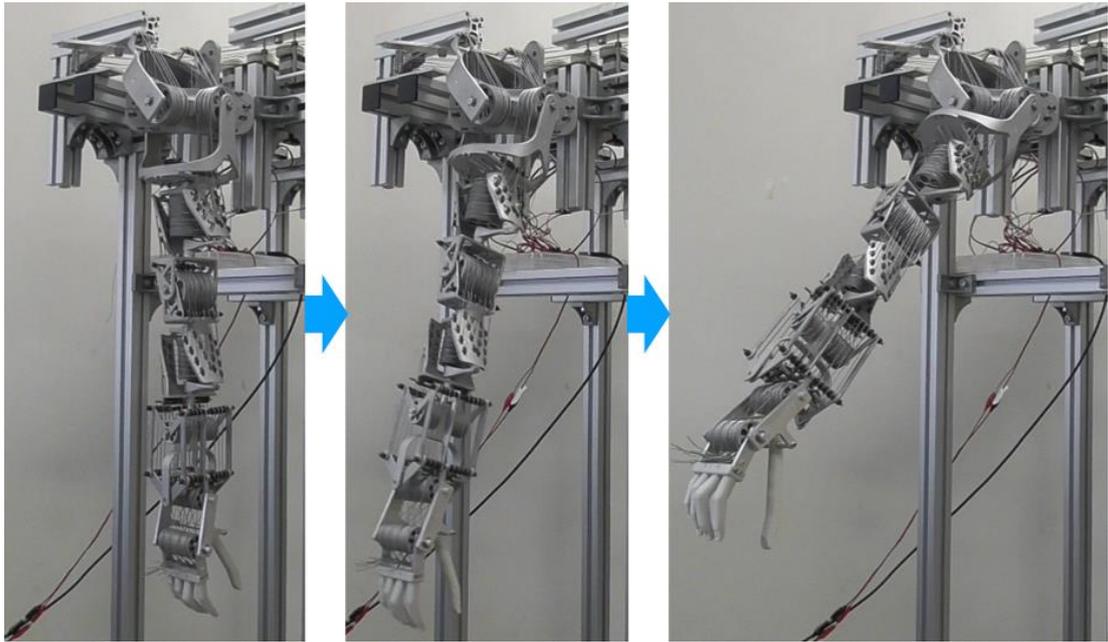


図 4-23 肩関節の外転内点動作

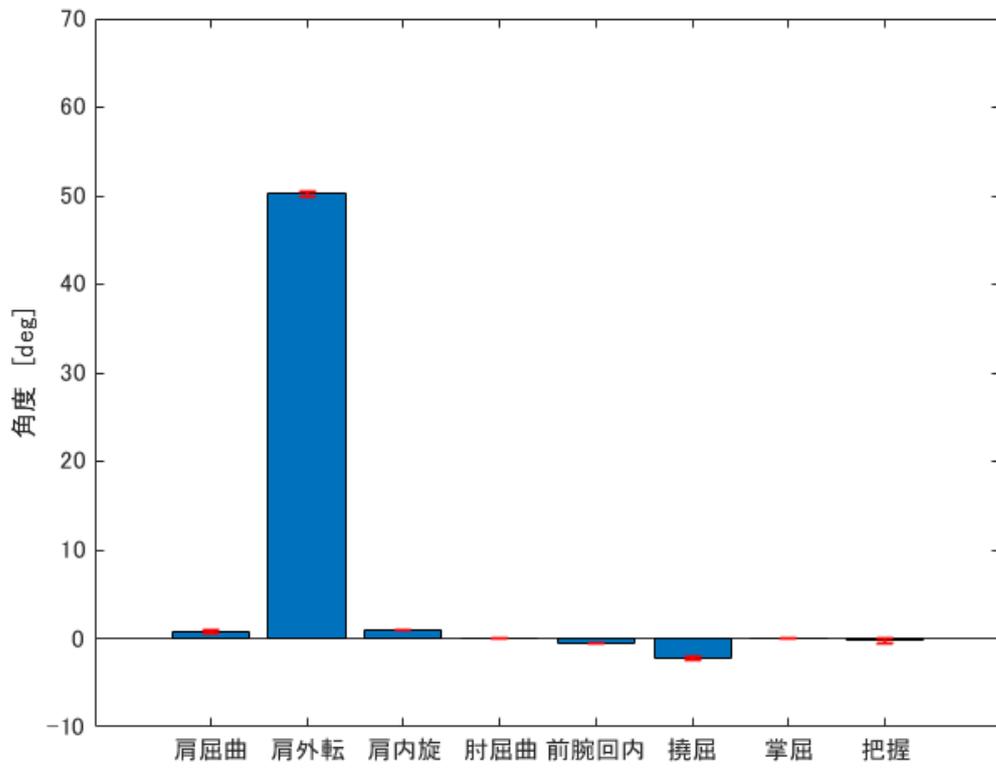


図 4-24 肩関節の外転動作による各関節の変位

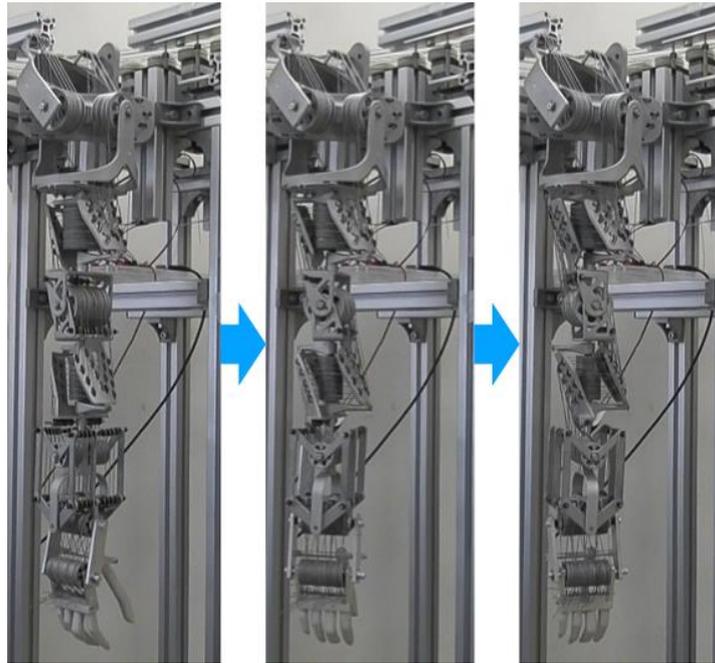


図 4-25 上腕の外旋内旋動作

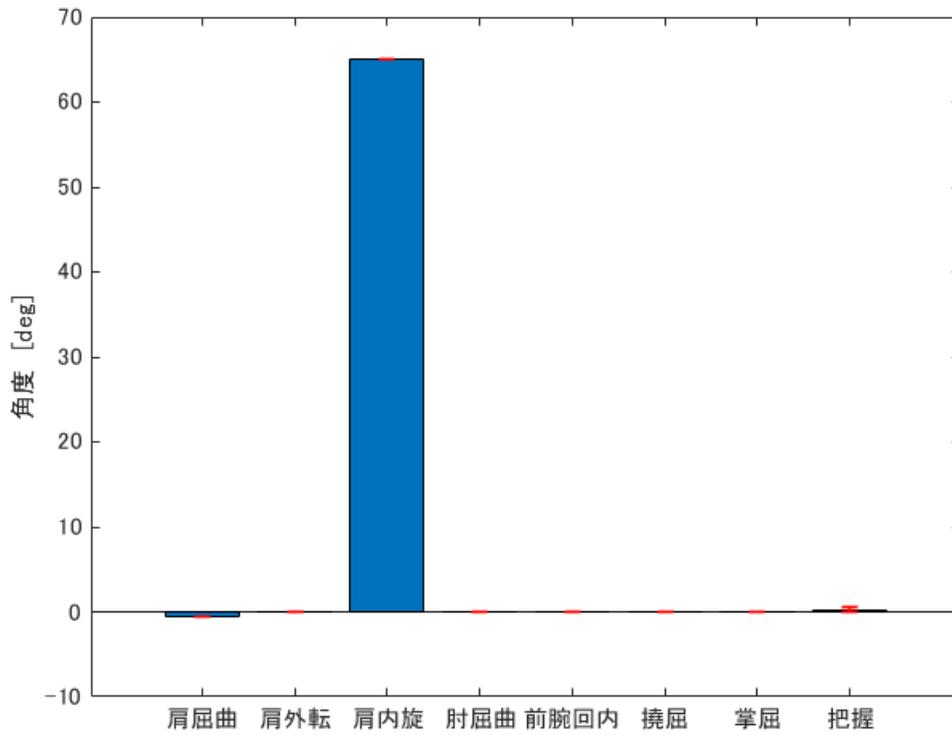


図 4-26 上腕の内旋動作による各関節の変位

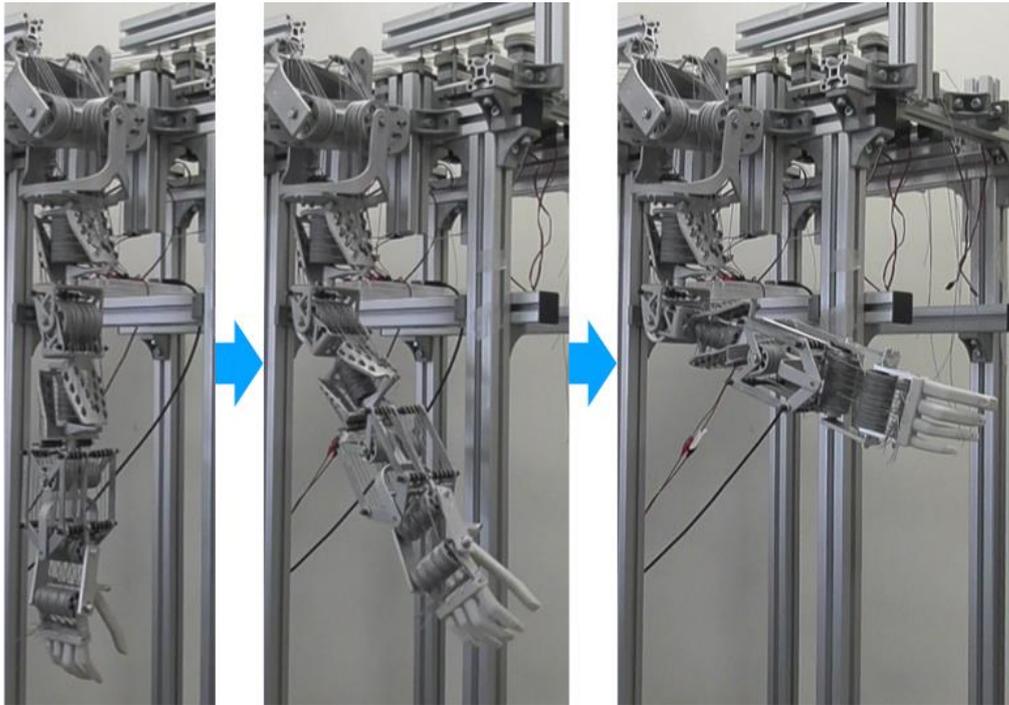


図 4-27 肘の屈曲伸展動作

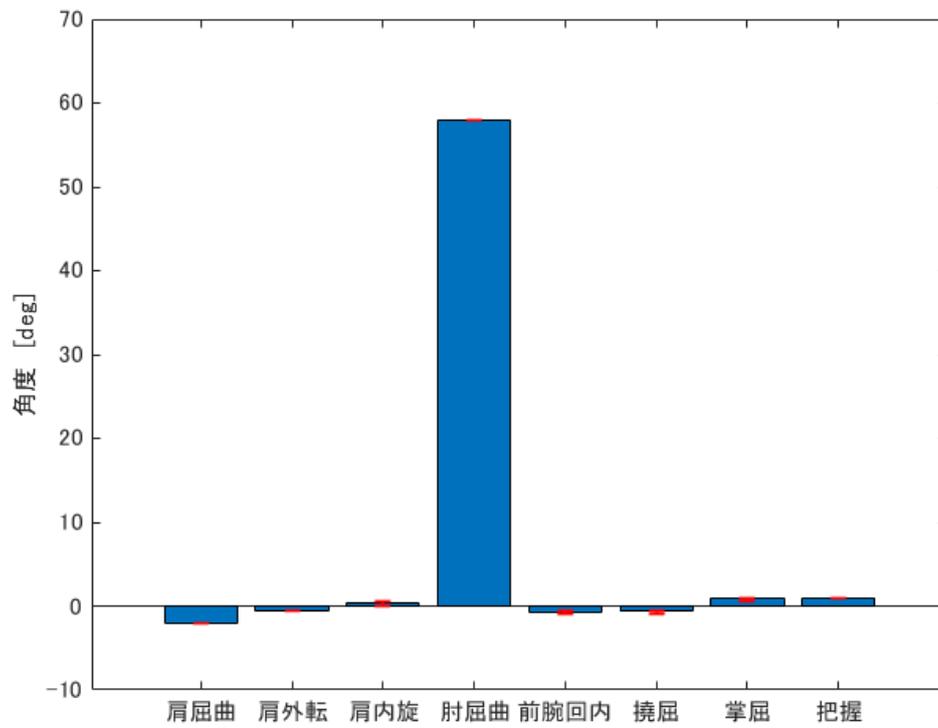


図 4-28 肘の屈曲動作による各関節の変位

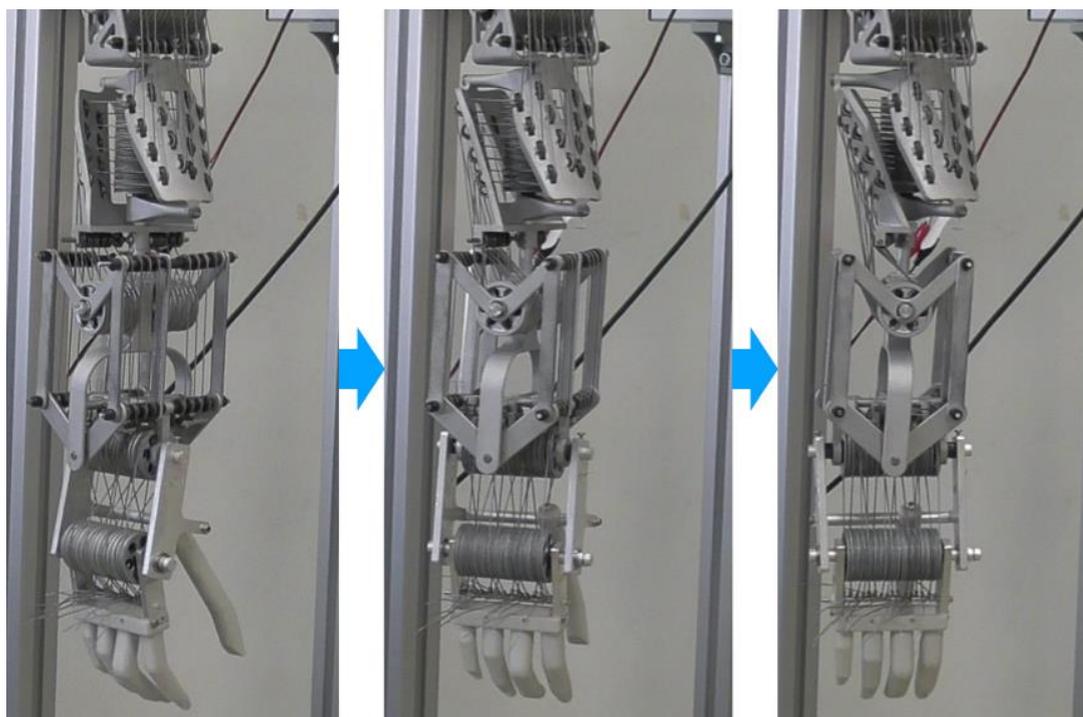


図 4-29 前腕の回内回外動作

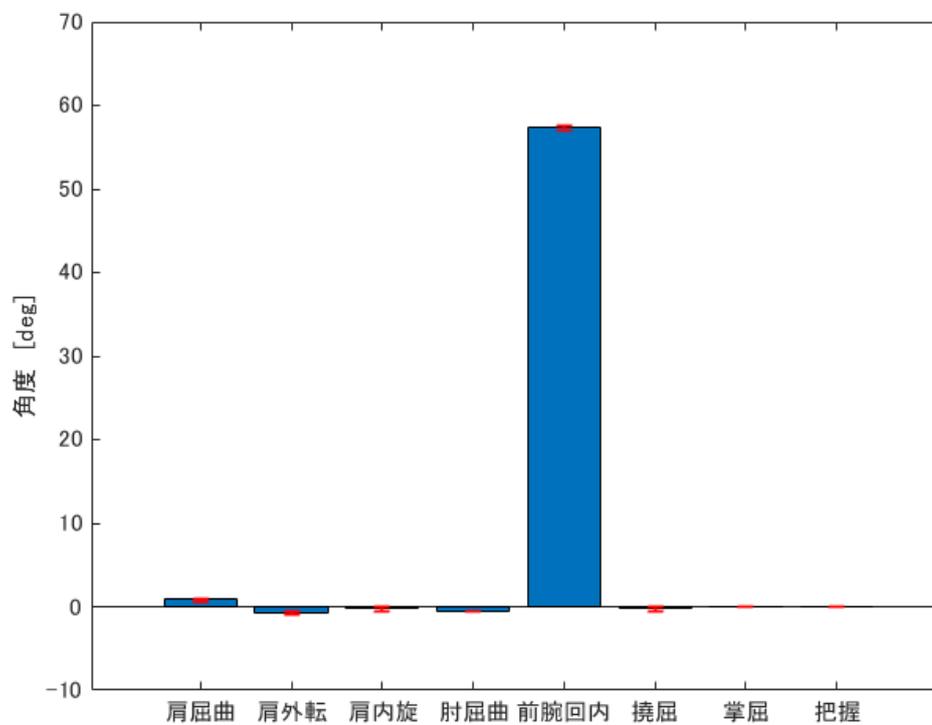


図 4-30 前腕の回内動作による各関節の変位

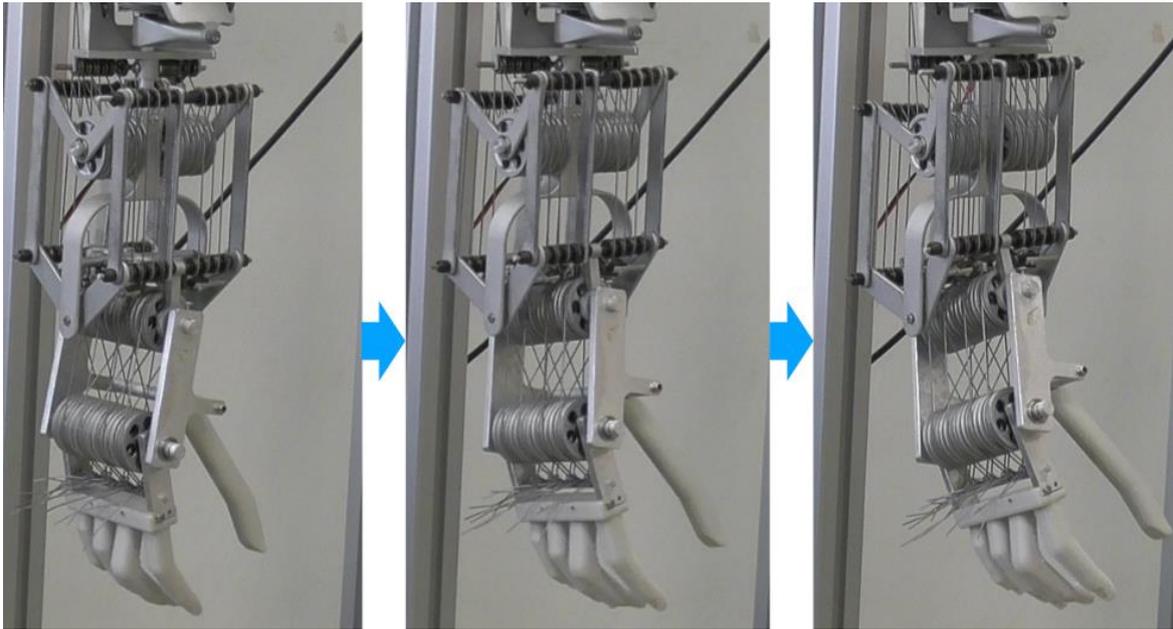


図 4-31 手首の撓屈尺屈動作

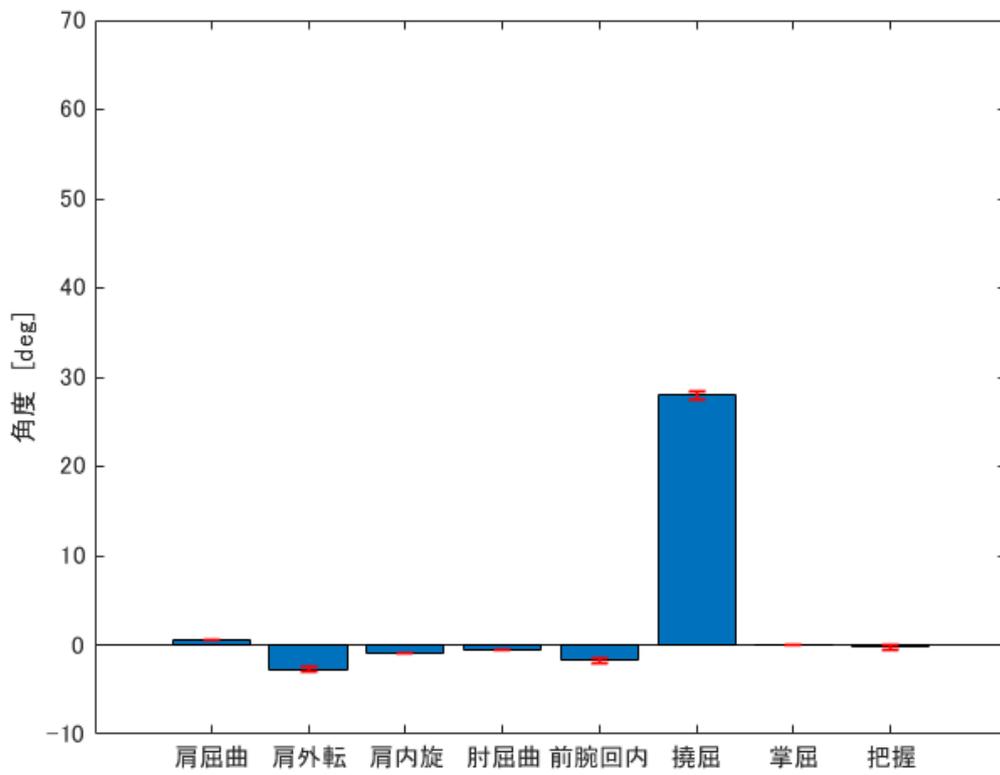


図 4-32 手首の撓屈動作による各関節の変位

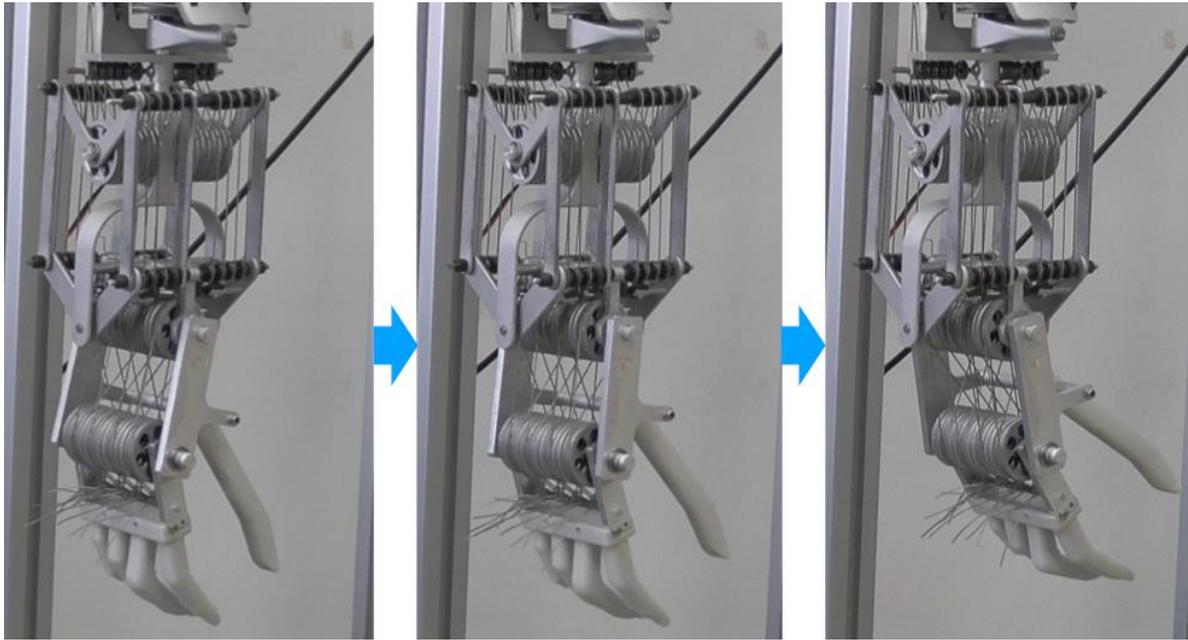


図 4-33 手首の掌屈背屈動作

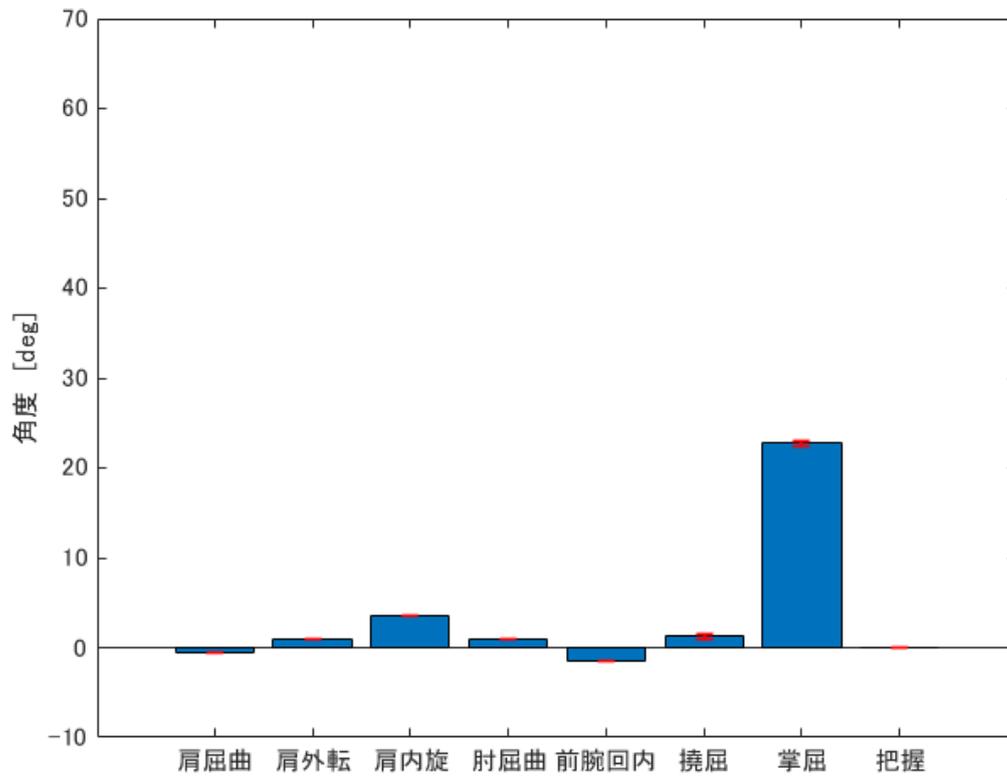


図 4-34 手首の掌屈動作による各関節の変位

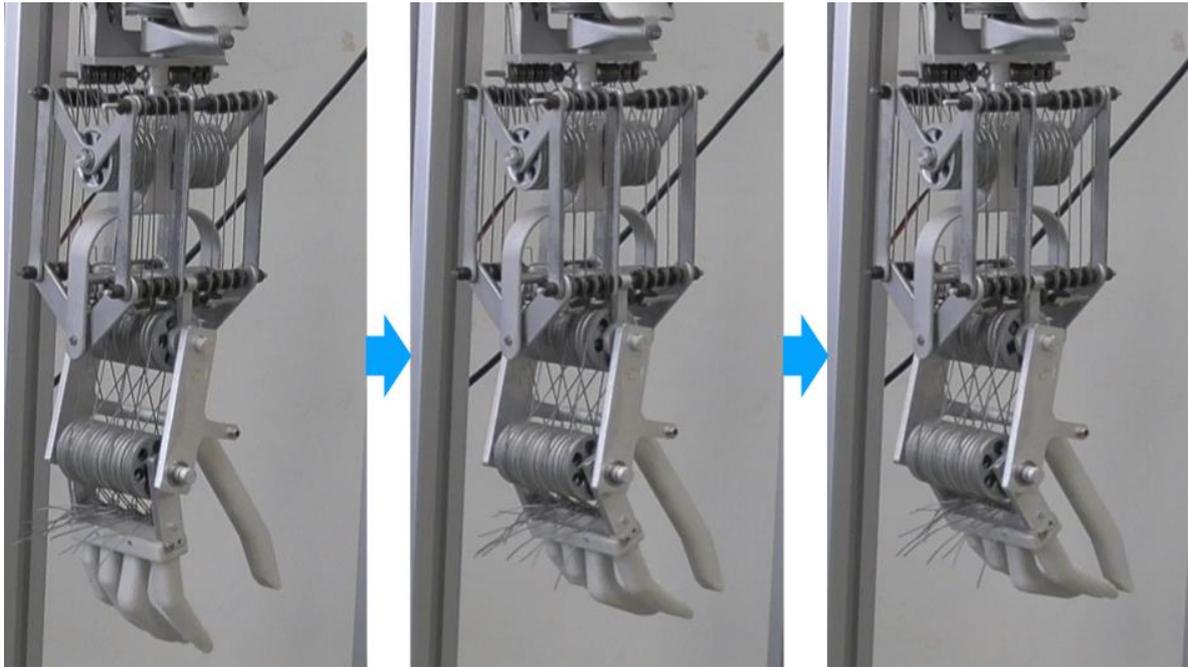


図 4-35 手の開閉動作

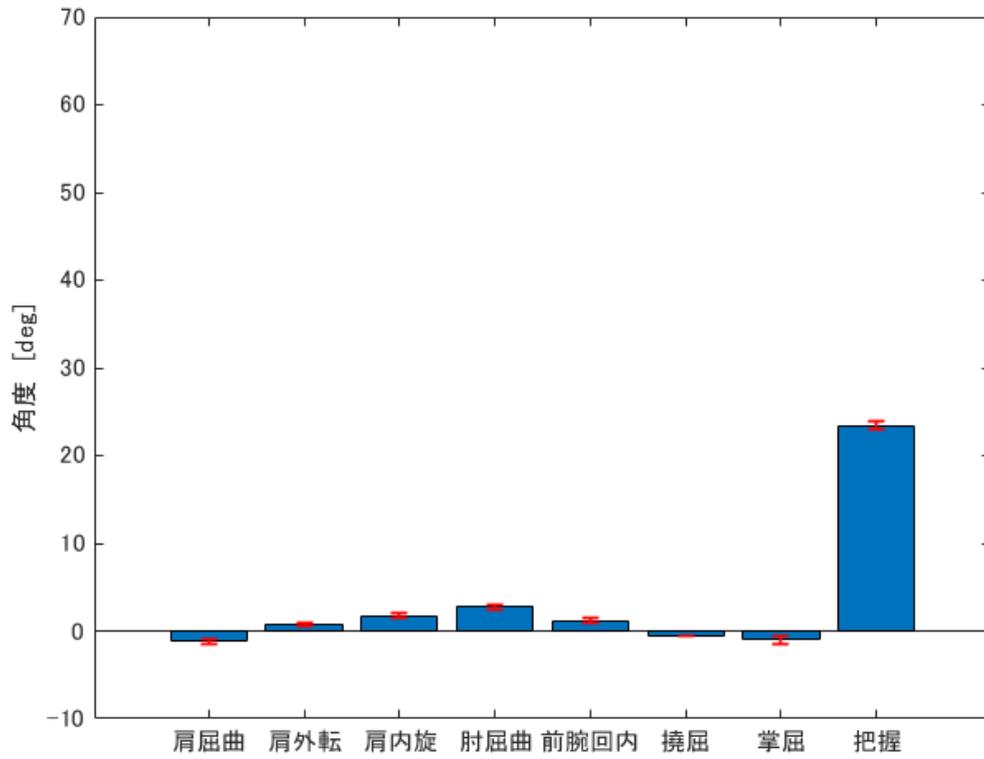


図 4-36 手の開閉動作による各関節の変位

以上の結果より，開発した 8 軸ワイヤ干渉駆動機構アームでは，理論通りに所望の関節のみで出力が合算することで回転し，その他の関節では出力が打ち消しあうことで固定されることが示された．駆動させる関節以外でも平均して最大 3[deg]の回転が確認されているが，ワイヤの伸びや各関節にかかる自重の影響を考慮していない制御が原因であると考えられる．

4.7.2. 繰り返し精度の評価実験

前項において，8 軸ワイヤ干渉駆動機構アームが単一の関節のみを回転させたときの動作を確認した．本項では複数の関節を同時に動作させたときの挙動を 3 次元光学式モーションキャプチャシステム OptiTrack (NaturalPoint 社，アメリカ合衆国) を用いて計測し，8 軸ワイヤ干渉駆動機構アームの繰り返し精度を調べた．

図 4-37 に実験環境を示す．OptiTrack は複数のカメラによって被計測物に設置した反射マーカを捉えることで，マーカを 3 次元位置を計測することのできる装置である．本実験では 8 軸ワイヤ干渉駆動機構アームの肩，肘，前腕の 3 カ所にマーカを設置した (図 4-38) ．

図 4-39 に 8 軸ワイヤ干渉駆動機構アームの繰り返し動作の目標軌道を示す．繰り返し動作の経路は手元の物体を口元に運ぶ動作を模して計画し，前方に肘を 90[deg]程曲げた状態を初期姿勢とし，肩，上腕，肘を同時に動作させ手先を口元に運んだ状態を目標姿勢とした．各関節は初期姿勢から目標姿勢まで移動し，同じ経路で初期姿勢まで戻った．本実験では上記の経路を Arduino による PWM 制御によって各サーボモータに目標角度を与えることで追従した．以上の軌道追従を 5 回繰り返し，初期姿勢，目標姿勢および一方向経路の最大誤差を計算した．手先に何も物を持たせない無負荷条件と，手先に水の入ったペットボトル (重量 500 [gw]) を握らせた条件の 2 種類の条件を設定し，計測実験を行った．

肩，肘，前腕それぞれの経路を図 4-39 に示す．図 4-40 は無負荷時の肩，肘，前腕の経路であり，図 4-41 は手先に 500 [gw] のペットボトルを握らせた負荷をかけた時の肩，肘，前腕の経路である．図 4-42 にそれぞれ無負荷時と 500 [gw] 負荷時の前腕の経路を合わせて示す．また，表 4-3 に最大誤差を示す．



図 4-37 繰り返し精度評価のための実験環境

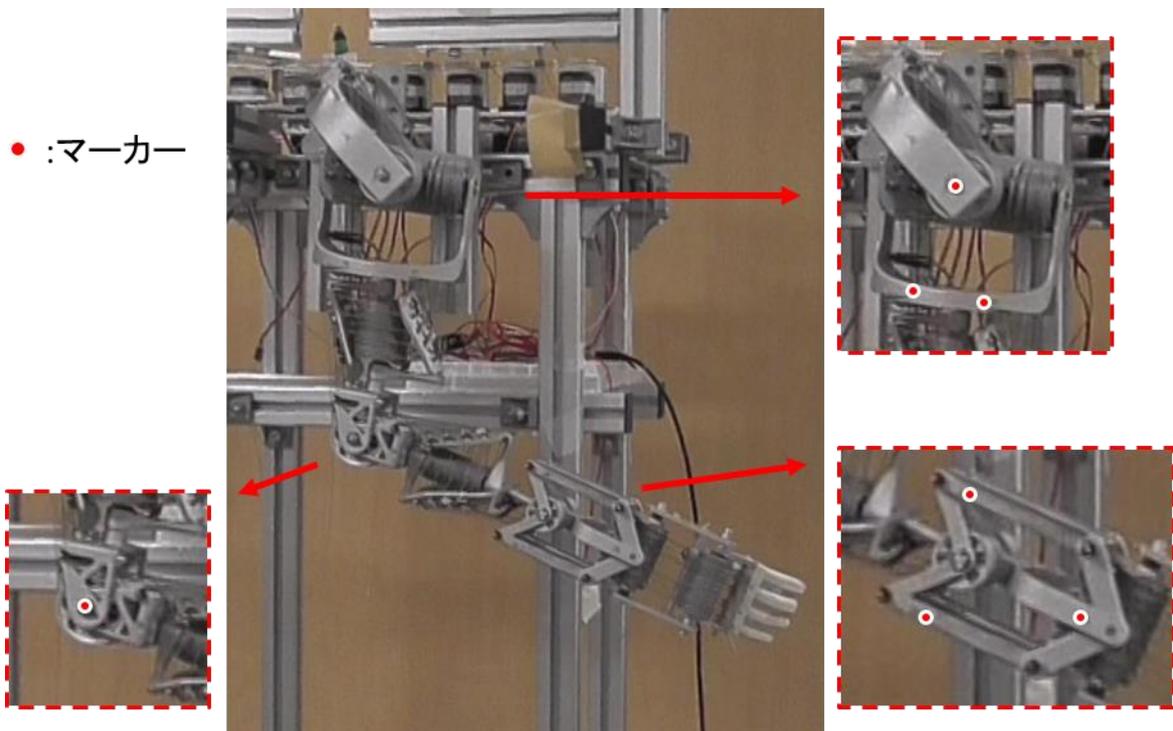


図 4-38 マーカー設置箇所

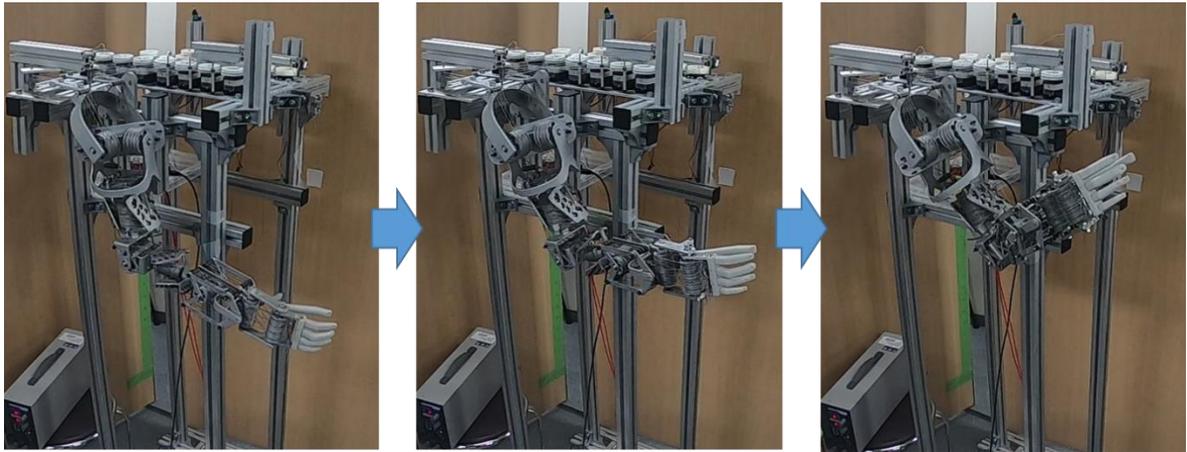


図 4-39 繰り返し動作軌道

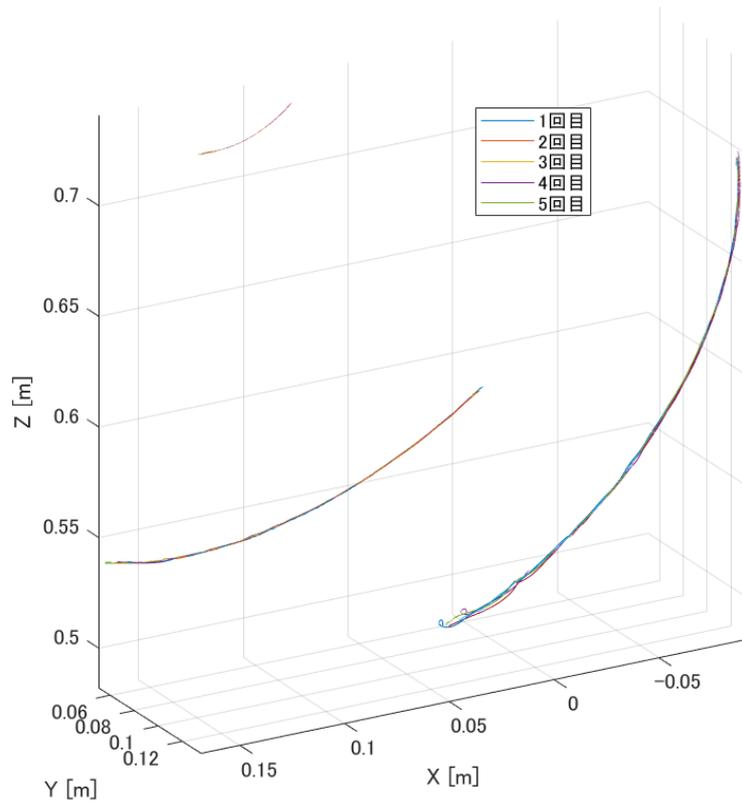


図 4-40 繰り返し動作の経路 (無負荷)

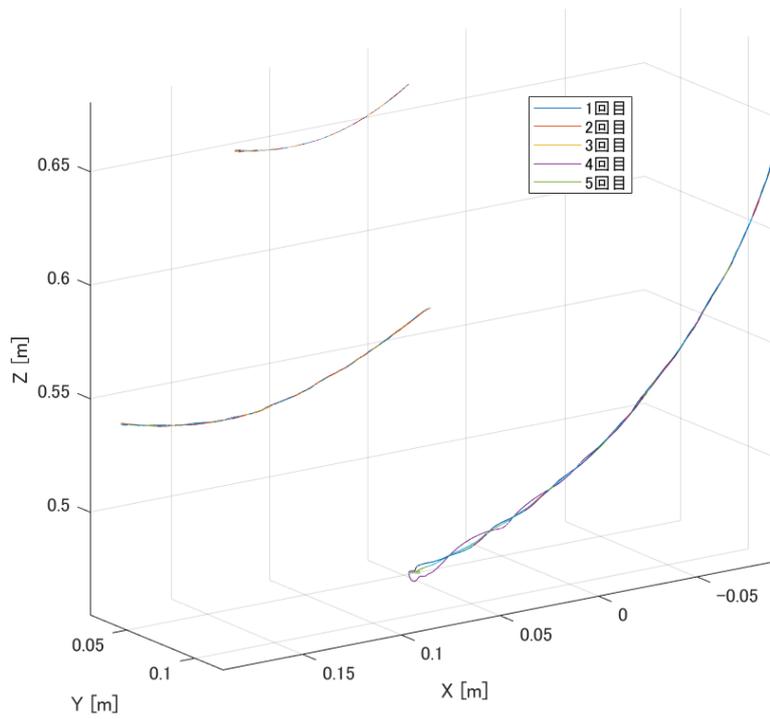


図 4-41 繰り返し動作の経路 (500 [gw]負荷)

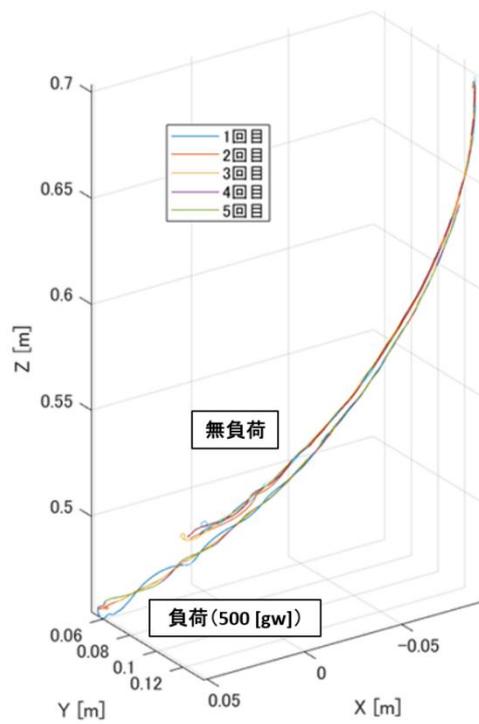


図 4-42 繰り返し動作の経路 (合同)

表 4-3 繰り返し精度の最大誤差

		無負荷		負荷(500 [gw])	
		始点	終点	始点	終点
肩	d	0.44	0.14	0.35	0.4
	x	0.38	0.1	0.21	0.33
	y	0.2	0.05	0.24	0.06
	z	0.12	0.09	0.15	0.22
肘	d	1.85	0.67	0.62	0.81
	x	1.62	0.52	0.43	0.73
	y	0.87	0.2	0.42	0.12
	z	0.19	0.37	0.12	0.34
前腕	d	2.47	0.8	1.09	1.03
	x	1.87	0.24	0.55	0.12
	y	1.25	0.18	0.91	0.31
	z	1.01	0.74	0.27	0.98

$$d = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} \quad \text{単位 [cm]}$$

結果より、無負荷・負荷(500 [gw])ともに繰り返し動作に大きな変位は見られなかった。特に終点においては、無負荷・負荷(500 [gw])ともに最大誤差が 1 [cm]以下と非常に小さく、繰り返し精度が高いといえる。始点に関しては無負荷のときに肘と前腕において最大 2 [cm]程度の誤差がみられた。これは静止状態において、ワイヤがアームの自重を支えるためにワイヤ内部に蓄積した弾性エネルギーが、ワイヤの巻取りもしくは放出によって発散されたためと考えられる(負荷のかかる状態では抑制される)。しかし、前述したとおり、終点においては発散による揺らぎも治まっており、全体として十分高い繰り返し精度を保っていると考えられる。

次に、無負荷の状態ですら1時間の繰り返し動作を行い、そのときの動作をモーションキャプチャシステムで計測し、繰り返し精度を調べた。実験環境およびマーカー設置箇所、繰り返し動作軌道は前述した図 4-37～図 4-39 と同様である。図 4-43 に10分毎の肩、肘、前腕の経路を、表 4-4 に最大誤差を示す。

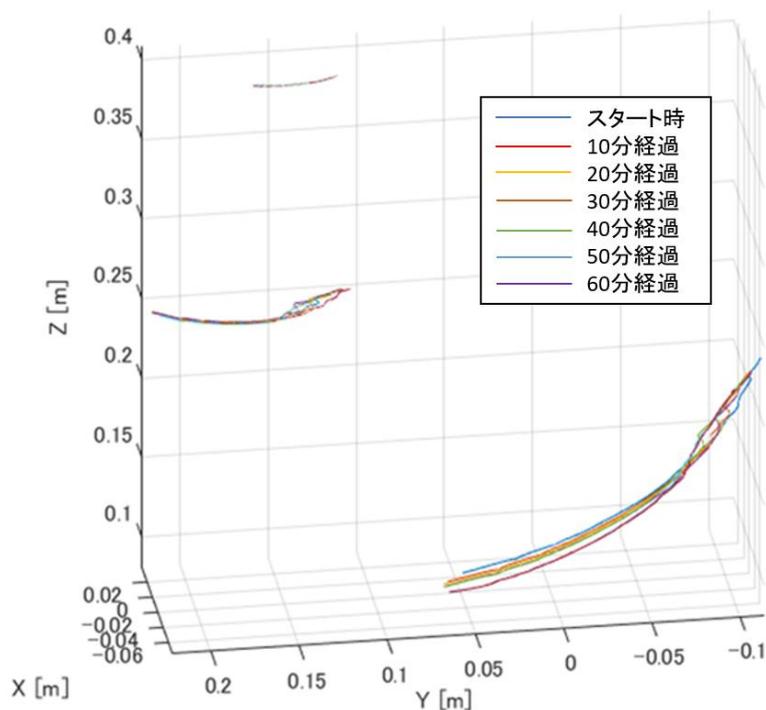


図 4-43 繰り返し動作の経路 (1 時間)

表 4-4 繰り返し精度の最大誤差 (1 時間)

		始点[cm]	終点[cm]
肩	d	0.20	0.27
	x	0.12	0.11
	y	0.12	0.22
	z	0.10	0.11
肘	d	0.50	0.85
	x	0.28	0.28
	y	0.40	0.79
	z	0.10	0.12
前腕	d	1.51	1.73
	x	0.65	0.75
	y	1.18	1.19
	z	0.70	1.01

$d = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$ 単位 [cm]

結果より、肩および肘では 1 時間の繰り返し動作によって 1[cm]以上の大きな変位は始点・終点ともに確認できなかった。前腕では始点および終点において 1.5[cm]程度の誤差が確認された。誤差の大きな原因として、長時間の繰り返し動作によるワイヤの伸びと弛みによるズレが考えられる。肘関節から手先までのワイヤの伸びによる弛みは、繰り返し動作においては肘関節に集約され、結果として肘関節の動作に誤差が生じたのではないかと考える。しかし、1時間の繰り返し動作における誤差は最大でも 1.73[cm]であり、肩義手としての使用を考えた場合、体幹など使用者の他の身体部位の動作により補正が可能であり、十分高い繰り返し精度を保てていると考える。

4.7.3. 関節トルクの評価実験

4.7.1. 項の実験では、開発した 8 軸ワイヤ干渉駆動機構アームの各関節においてワイヤ張力が理論通りに合算され、各関節を独立に駆動できることがわかった。また 4.7.2. 項では、複数の関節を同時に動作させた場合の繰り返し追従精度が評価され、開発した 8 軸ワイヤ干渉駆動機構アームは比較的高い追従精度を示した。これらの実験は関節角度、すなわちキネマティクスに基づいた評価であり、本項では、関節トルク、すなわちダイナミクスに基づいた、ワイヤ干渉駆動機構の評価を行った。

はじめに、使用している各サーボモータの出力を実験により確認した。図 4-44 に実験環境を示す。サーボモータの回転軸中心から 20 [cm]離れた位置に、秤量 5 [kgf]のばねばかり（シンワ測定株式会社，日本）を設置し、サーボモータに Arduino から PWM 制御によって各サーボモータに目標角度を与えたときの出力を確認した。電源には直流安定化電源 ZX-400LA（高砂製作所，日本）を用い、供給電圧を 11 [V]で固定した。供給電流はその上限を 0.75, 1, 1.25, 1.5, 2, 2.5, 3 [A] に設定し、各電流帯で 5 回、モータ出力をばねばかりの目盛りを目視で計測し、記録した。サーボモータには KRS6003HV（近藤科学株式会社，日本）を使用した。計測に用いたサーボモータは 8 軸ワイヤ干渉駆動機構アーム実機に使用していたモータ 8 点に同型の新品 1 点を加えた計 9 点で行った。

計測結果を図 4-45 に示す。結果より、最大出力は全てのモータが約 55 [kgf・cm]に収束するものの、低電流帯においては高出力と低出力の 2 通りに挙動が分かれた。また、KRS6003HV のカタログスペックでは最大電流 6 [A]で最大出力 67 [kgf・cm]とされているが、本実験環境では計測した全てのサーボモータにおいて 3 [A]以上の電流を流すことができなかった。同型新品のモータでも、低電流帯では低出力であり、3 [A]以上の電流を流すことはできなかった。

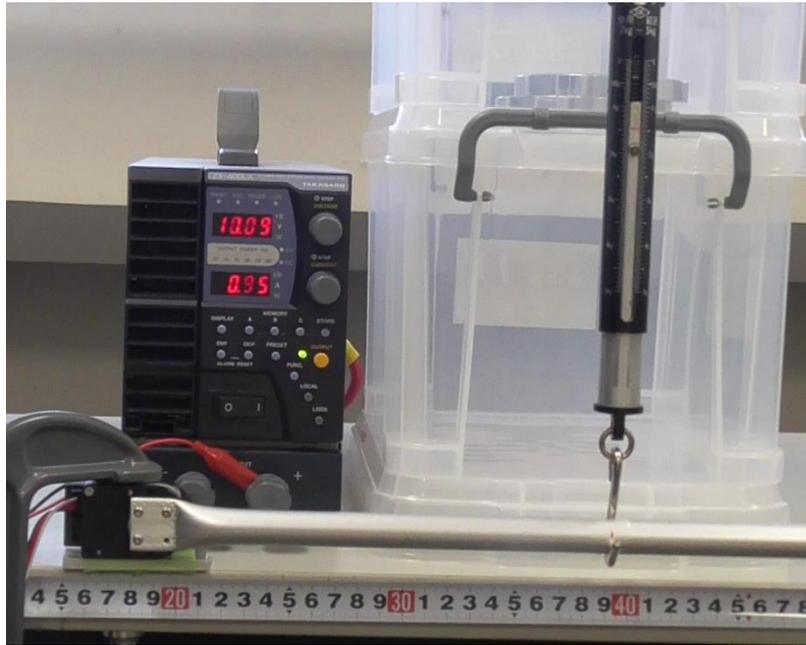


図 4-44 モータトルク確認のための実験環境

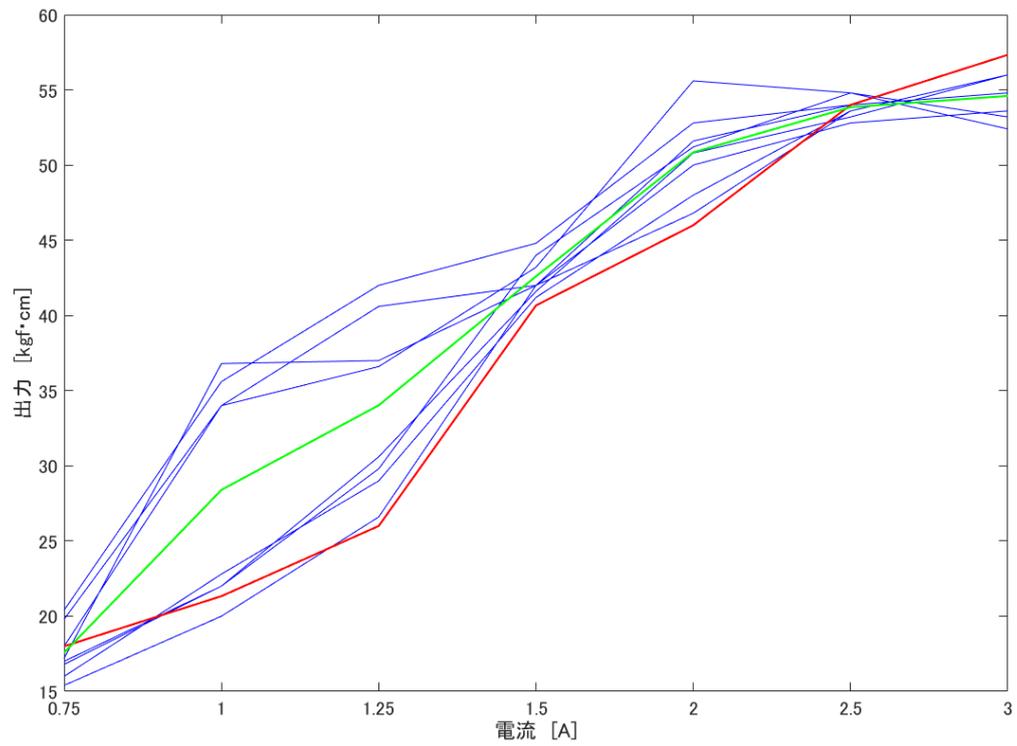


図 4-45 モータトルク測定の結果

次に、上記のモータを用いて8軸ワイヤ干渉駆動機構アームの出力を確認した。図4-46に実験環境を示す。肘関節を約90 [deg]程曲げ、肘関節の回転軸中心から約30 [cm]離れた手首部に秤量20 [kgf]のばねばかり（シンワ測定株式会社，日本）をかけた状態で肘部の屈曲動作を行った。電源には直流安定化電源 ZX-400LA（高砂製作所，日本）を用い、供給電圧を11 [V]で固定した。供給電流はその上限を6 [A]とし、8軸ワイヤ干渉駆動機構アームの出力をばねばかりの目盛りを目視で計測し、記録した。



図 4-46 8軸ワイヤ干渉駆動機構アームの出力確認のための実験環境

結果、8軸ワイヤ干渉駆動機構アームは肘関節より水平に約30 [cm]の位置で、ばねばかりは約4.2 [kgf]の出力を記録した。上記の値にアームの重量とばねばかりの重量を加えた値が最終的な出力となる。表4-2より、8軸ワイヤ干渉駆動機構アーム

の前腕部の重量は約 0.9 [kgw]である。また、計測に使用したばねばかりの重量は約 0.35 [kgw]であった。従って、最終的な出力は約 5.45 [kgf]である。図 4-45 および表 4-2 より、上記のシチュエーションで発揮される 8 軸ワイヤ干渉駆動機構アームの出力の理論値は次式で表わされる。

$$\frac{8\tau P}{30P_m} = \frac{8 \times 17.5 \times 2.5}{30 \times 2} = 5.83 \text{ [kgf]}$$

出力の理論値と実測値から割合を求める。

$$\frac{5.45}{5.83} \times 100 = 93.5 \text{ [%]}$$

以上より、開発した 8 軸ワイヤ干渉駆動機構アームは肘関節において理論値の 9 割を超える出力を確認することができた。その他の関節における出力はそれぞれ表 4-5 のとおりである（手首関節の掌屈背屈および撓屈尺屈は可動範囲が狭く、精確な出力の測定は不可能であった）。表 4-5 より、各関節においても理論値の 9 割に近い出力を確認することが出来た。上腕と前腕部に関しては出力が理論値の 8 割に届いていないが、これは上腕と前腕部の出力を測定できる範囲が狭く、最大出力に届く前に測定可能範囲を超えてしまったため、3 [A]以下の低電流での測定となってしまい、理論値が推定値となっているためと考えられる。

表 4-5 8 軸ワイヤ干渉駆動機構アームの各関節における出力

	電流 [A]	腕の長さ [cm]	理論値 [kgf]	実測値 [kgf]
肩前	6	60	2.92	2.86
肩横	6	60	2.92	2.81
上腕	2.8	6	13.6	9.81
前腕	2.3	6	11.9	9.11
ハンド	6	10	10.5	9.5

4.7.4. 肩義手の制御および動作パターンの生成

筋電肩義手の制御系は、パターン識別により筋電情報から使用者の動作意図を推定する識別部と、モーターを制御する制御部から成る。識別部は毎時間ステップで、使用者の体幹の筋電を計測し、高速フーリエ変換を適用することで周波数情報に基づいた特徴量を抽出する。事前に、識別する動作数、すなわち目標姿勢の数を設定しておき、使用者の各動作に対応した筋電の周波数の特徴量と目標姿勢の対応関係をニューラルネットワークによって学習しておく。学習済みのニューラルネットワークに、毎時間ステップ特徴量が入力され、使用者の各動作に対応した目標姿勢の番号が出力される。このニューラルネットワークから出力される目標姿勢の番号が制御部への入力となる。制御部は、受け取った目標姿勢の番号に応じて、各関節の目標値を更新し、各サーボモータへ指令値を送る。指令値を受け取った各サーボモータでは、目標の角度となるようにローカルでフィードバック制御が実行される。各関節の状態は制御部にはフィードバックされないため、制御部全体ではフィードフォワード制御が行われている。使用者が筋電を出力していない安静状態のときには、各関節の目標値は更新されないため、ロボットの姿勢が保持される。この、筋電が入力されている間だけ、指令値が更新され、各関節が駆動する機能をインクリメンタル制御と呼ぶ。

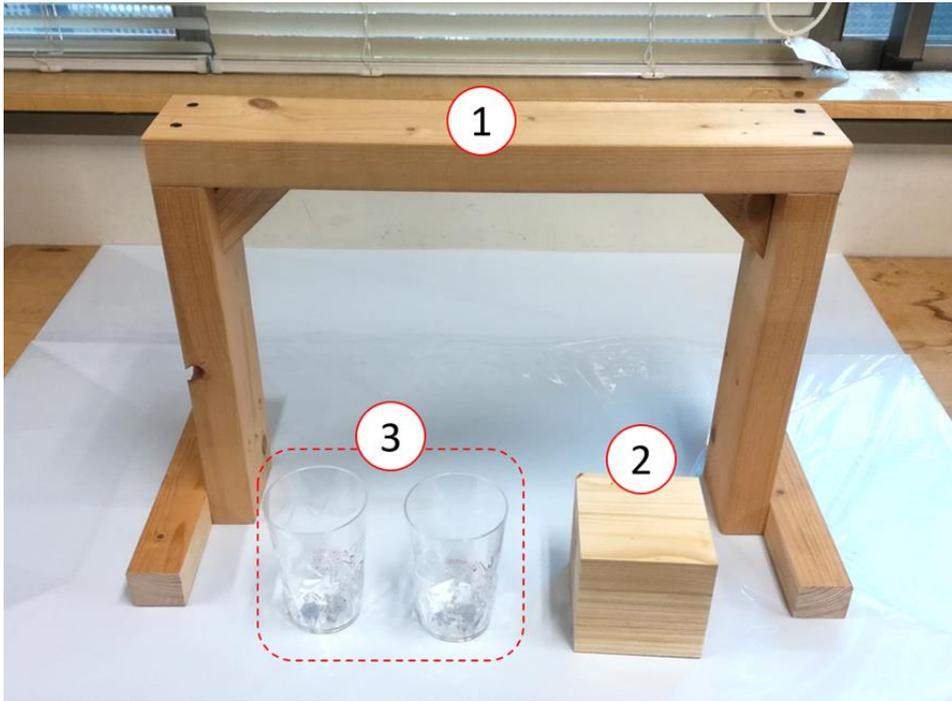
4自由度筋電肩義手の場合は、腕および手の状態をそれぞれ目標姿勢として事前に設計し、動作切り替えの機能を用いることで、4つの肩義手の動作を2つの使用者の動作に対応付けた。8自由度筋電肩義手の場合は、目標姿勢を定め4.4.2.項で述べたように最適干渉行列の逆行列を用いて各サーボモータに対する指令値を求め、4自由度筋電肩義手と同様に動作切替の機能を用いることで4つの肩義手の動作を2つの使用者の動作に対応付けた。

4.7.5. ARAT 実験

本節では、4.6.10 項で開発した 8 自由度筋電肩義手システムの上肢機能を客観的に評価するため、片麻痺患者の上肢機能評価に用いられる ARAT (Action Research Arm Test) を参考に評価実験を行った。ARAT は Lyle によって開発された脳卒中片麻痺患者のための上肢機能評価であり、日常生活における複合的な上肢機能の評価に主眼をおいたテストである (Nuray et al, 2008)。ARAT は表 4-6 に示す Grasp (つかむ), Grip (握る), Pinch (つまむ), Gross movement (粗大運動) の 4 種類 19 項目のテストで構成されており、課題は階層的かつ難易度に応じたものとなっている。本実験では、ARAT の 4 種類のテストのうち Grasp, Grip, Gross movement の 3 種のテストを 8 自由度筋電肩義手システムおよび 4 自由度筋電肩義手システムで行った。本研究で開発した筋電肩義手システムは手先の動作を担保しないため、Pinch に関するテストは実行不可能と判断した。テスト課題は表 4-6 に色付きで示す。ARAT の課題は難易度に応じて階層的に分類されており、表 4-6 の各種類の最上位にある課題が最も困難で、それぞれ下位の課題の内容を内包した形式になっている。従って ARAT では、各種類の最上位の課題を達成することができれば下位の課題も同様に達成したものと扱う。よって本実験においても Grasp および Grip では最上位の課題を選択した。本研究で開発した 8 自由度筋電肩義手システムでは、関節の可動範囲の関係上 Gross movement の最上位課題は実行不可能であると判断し、関節の可動範囲内で実行可能な下位の課題を選択した。実験物品および実験環境を図 4-47 に示す。また、Grasp の課題では 8 自由度筋電肩義手システムと 4 自由度筋電肩義手システムの性能を比較するため、4.7.2. 項で使用したものと同様のモーションキャプチャシステムを用いて使用者の体幹の動作を計測した。マーカーは図 4-48 のようにソケットに設置した。

表 4-6 ARAT 実験課題

項目	物品
Grasp	
1	木製ブロック 10 cm
2	木製ブロック 2.5 cm
3	木製ブロック 5 cm
4	木製ブロック 7.5 cm
5	クリケットボール 直径 7.5 cm
6	砥石 (10×2.5×1cm)
Grip	
7	ガラスからガラスに水を注ぐ
8	円筒 2.25 cm
9	円筒 1cm
10	ワッシャーをペグに移す
Pinch	
11	金属球 6 mm (母指と環指)
12	ビー玉 1.5 cm (母指と示指)
13	金属球 6 mm (母指と中指)
14	金属球 6 mm (母指と示指)
15	ビー玉 1.5 cm (母指と環指)
16	ビー玉 1.5 cm (母指と中指)
Gross movement	
17	手を後頭部へ置く
18	手を頭頂部へ置く
19	手を口元へ



①	台座	高さ 37[cm] 幅 50[cm] 奥行 9[cm]
②	木製ブロック	10×10×10 [cm] 重量 468[g]
③	コップ×2	高さ 12[cm] 上部直径 8[cm] 底部直径 6[cm]

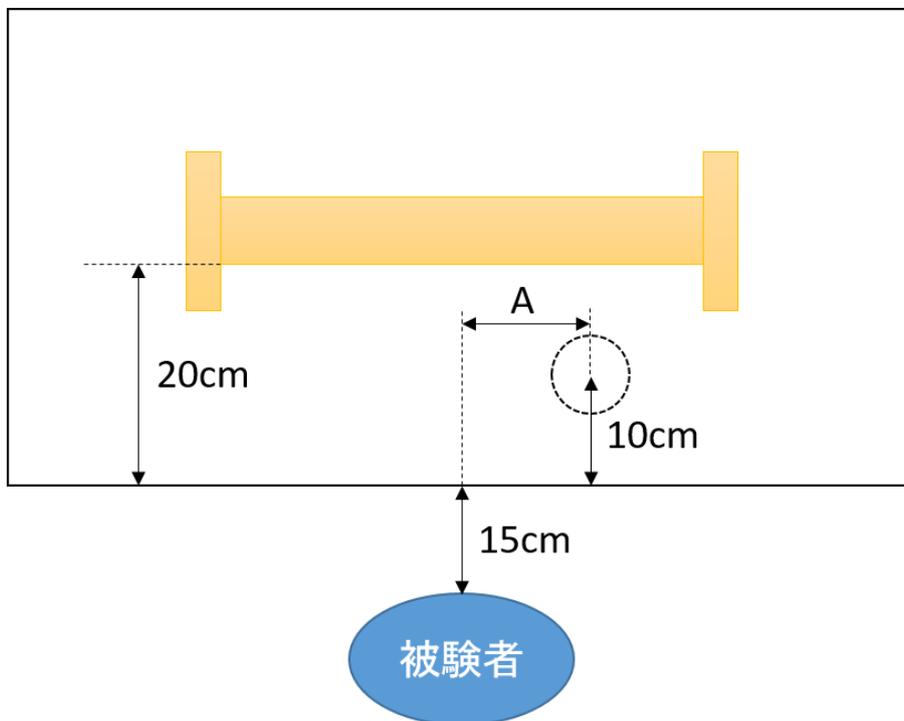


図 4-47 ARAT 実験の物品および実験環境



図 4-48 マーカー設置個所 (ソケット)

図 4-49 にモーションキャプチャにより測定した 8 自由度筋電肩義手と 4 自由度筋電肩義手で Grasp の課題を行ったときのそれぞれの体幹の動作の経路を示す. 青線が 8 自由度筋電肩義手, 赤線が 4 自由度筋電肩義手を使用したときの体幹の動作を示している. また, 表 4-7 に図 4-49 における標準偏差を示す. 図 4-49 および表 4-7 より, 4 自由度筋電肩義手と比べて 8 自由度筋電肩義手を使用したときのほうが体幹の動作が非常に小さいことが分かる. これは 4 自由度筋電肩義手に内旋外旋や掌屈背屈の自由度が存在しないため, 把持対象である木製ブロックに手先を合わせるために体幹を前後左右に大きく動作させる必要があるためと考えられる. また, 4 自由度筋電肩義手では課題の達成ができなかった原因として把持力の不足が挙げられる. 木製ブロックの重量は約 500 [g]であり, 重量だけなら 4 自由度筋電肩義手でも把持可能である. しかし, サイズは 1 辺 10 [cm]と大きく, 両肩義手ともに母指と 4 指の指先でどうにか挟み込むのが限界であり, 手先の自由度がない不安定な力把持しか行うことができない. 従って継続した把持には手先の把持トルクが重要になる. 8 自由度筋電肩義手では 8 個のモータのトルクを手先で扱うことができるため十分な把持トルクを確保することができるが, 4 自由度筋電肩義手ではハンドに内蔵されたモータのトルクしか使えないため, トルク不足で課題を達成することができなかったと考えられる.

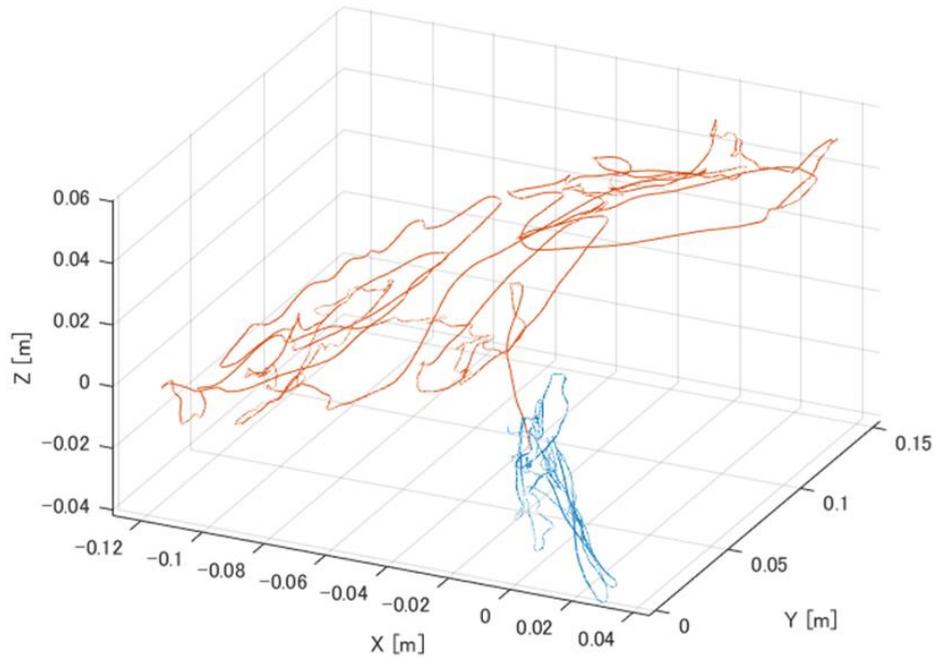


図 4-49 Grasp 課題の動作の経路

表 4-7 Grasp 課題における肩義手ごとの標準偏差

	4 自由度筋電肩義手 [cm]	8 自由度筋電肩義手 [cm]
x	4.33	0.77
y	4.25	0.17
z	2.24	1.28

図 4-50 および図 4-51 に 8 自由度筋電肩義手を使った Grip と Gross movement の課題の実験風景を示す. Grip の課題はコップに注がれた水を同サイズの空のコップに移し替える動作であり, 手の開閉の他に前腕の回内回外動作と肩の外転内転動作を用いることで達成した. 4 自由度筋電肩義手では前腕の回内回外動作および肩の外転内転動作が行えないため, 達成不可能な課題となっている. Gross movement の課題は手先を口元に運ぶ動作である. 図 4-51 では手先が口元に届いていないが, これは被験者が健常者であり, 本来の肩義手装着位置に健常腕が存在するためである. 図中に示す赤の破線は 8 自由度筋電肩義手の肩関節の中心点と被験者の肩関節の中心点を結んだものであり, 約 15 [cm] 離れている. 被験者を肩離断者と仮定する場合, 8 自由度筋電肩義手の肩関節の位置は被験者の肩関節の位置に移動する. 従って手先の到達位置も赤の破線分移動し, 手先を口元に運ぶことが可能である.

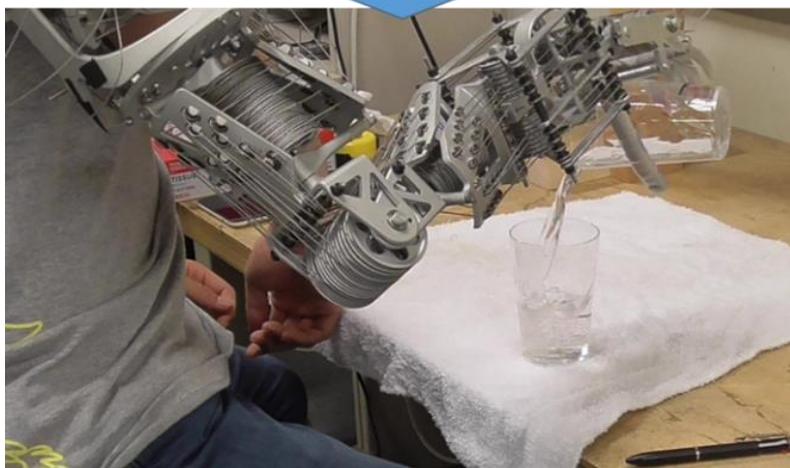
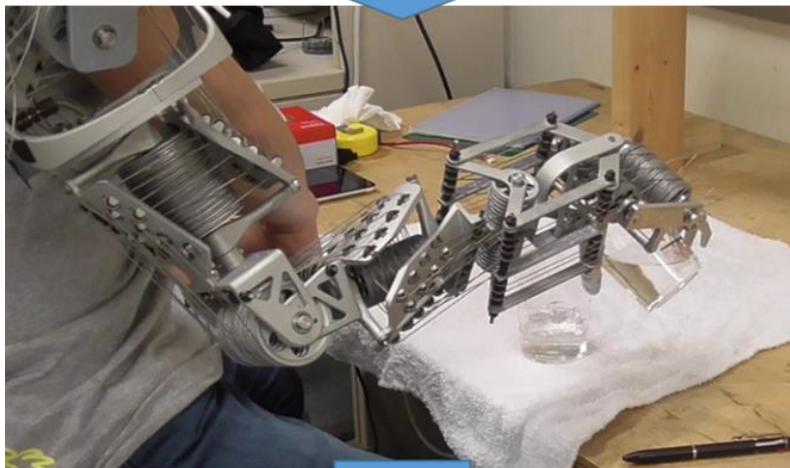
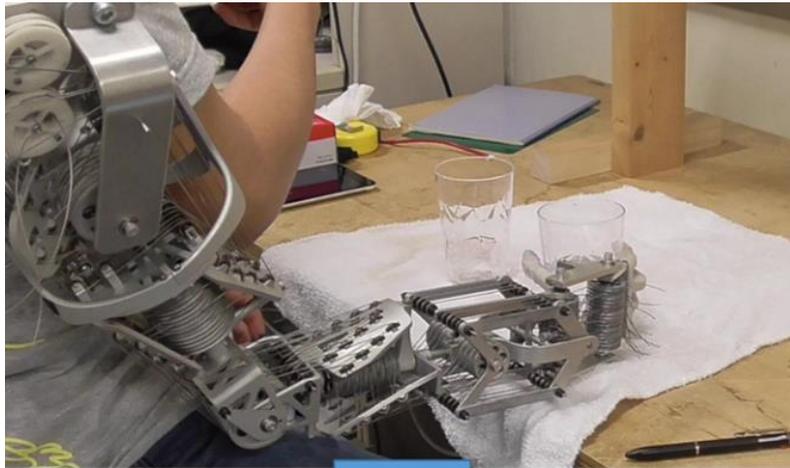


圖 4-50 Grip 課題

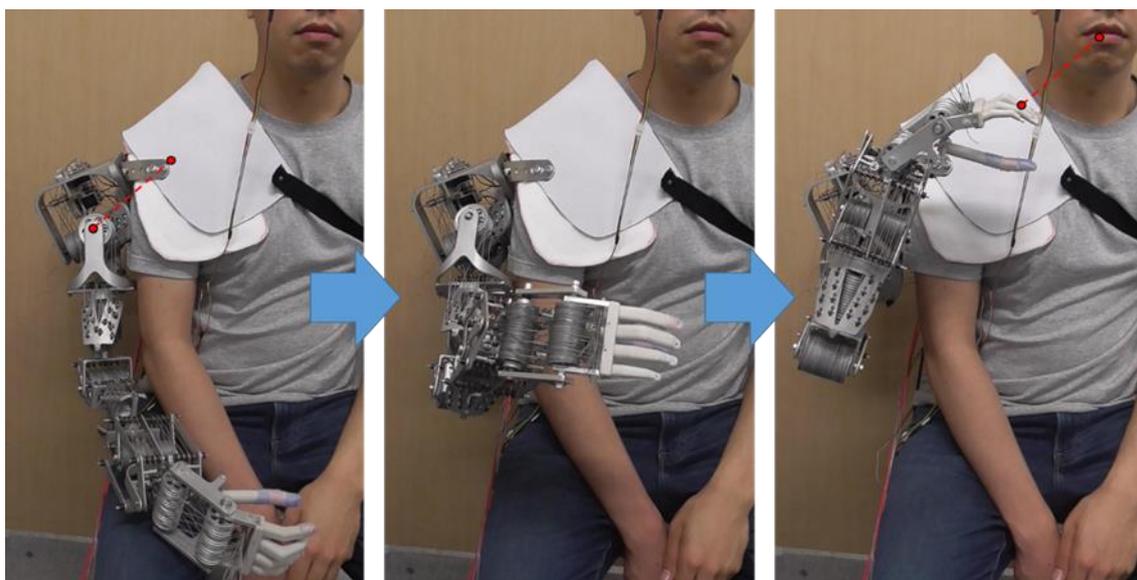


図 4-51 Gross movement 課題

以上の結果より、8 自由度筋電肩義手を用いることで、Pinch (つまみ) 動作を除く上肢機能を高い性能で再建可能であることが分かった。また、健常腕と同等の自由度を持つことで、4 自由度筋電肩義手と比べて手先位置の調整が容易であり、手先位置の補正に使われていた体幹部の動作を大きく減らすことが出来た。

4.8. 日常生活動作の実行実験

前節までで、4.6.8 項で開発した 8 軸ワイヤ干涉駆動機構アームにおける各関節の独立動作および重量挙げにより、8 軸ワイヤ干涉駆動機構アーム実機のロボットアームとしての基本性能を確認することができた。本節では、4.6.10 項で開発した 8 自由度筋電肩義手システムを使い、日常生活動作を行うことが可能であるか確認する。

3 章で開発した 4 自由度筋電肩義手システムは、肩、肘、手 (4 指、拇指) にサーボモータを配置した、矢状面上でのみ動作可能な機構であったため、実行可能な動作に制限があった。具体的には、物体の把持および移動などの比較的単純な動作であっても、体幹での動作補償が必要であった。また、ロボットアーム自体は矢状面上でしか動けないため、把持した物体を体の中心線に合わせるように移動させることや、把持した物体の向きを変えるとといった動作を行うことは不可能であった。従って本項では、4 自由度筋電肩義手システムでは実行できなかった日常生活動作、具体的にはペットボトルに入った水を口元に運ぶ動作、ドアの開閉動作が、8 自由度筋

電肩義手システムによって実行可能になることを示す。

被験者は健常な成人男性1名である。本実験は電気通信大学の倫理委員会において承認されており（管理番号 10006(4)号），被験者から書面によりインフォームドコンセントを得たうえで実験を行った。

それぞれの日常生活動作の実行実験の様子を図 4-52 と図 4-53 に示す。図 4-52 に示すドアの開閉動作はドアノブを回すため手首の回転と屈曲伸展，手の開閉が必要になる動作で，4 自由度筋電肩義手システムでは手首の回転が不可能だったためできない動作だった。図 4-53 に示す把持物体を口元に運ぶ動作は肩の回転と屈曲伸展，肘の屈曲伸展，手首の屈曲伸展，手の開閉が必要となる動作で矢状面上でしか動作できなかった4 自由度筋電肩義手システムでは不可能な動作だった。これら2点の動作ができたことで，3次元空間上で物品の向きに合わせた把持が可能であり，使用者の体幹内での作業も可能となった。

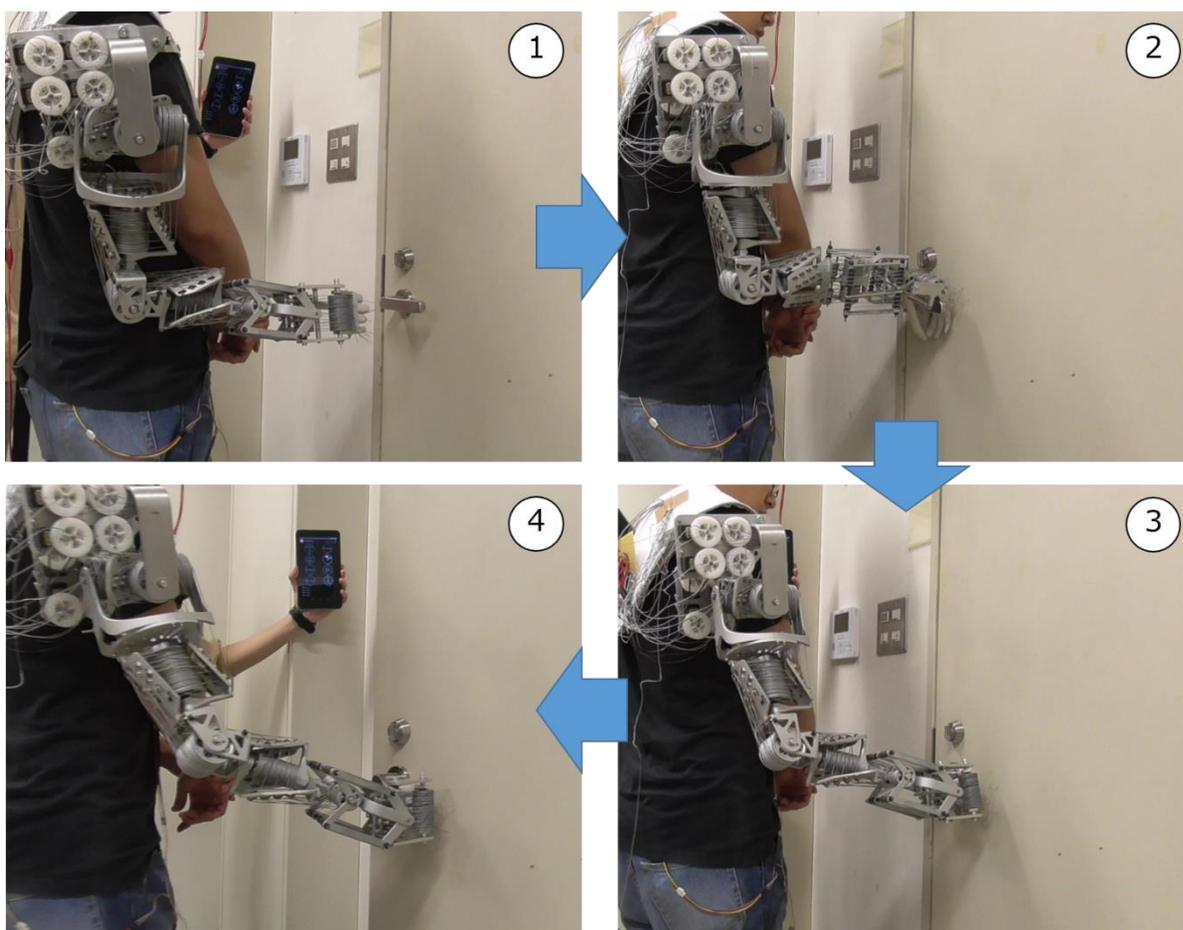


図 4-52 日常生活動作（ドアの開閉）

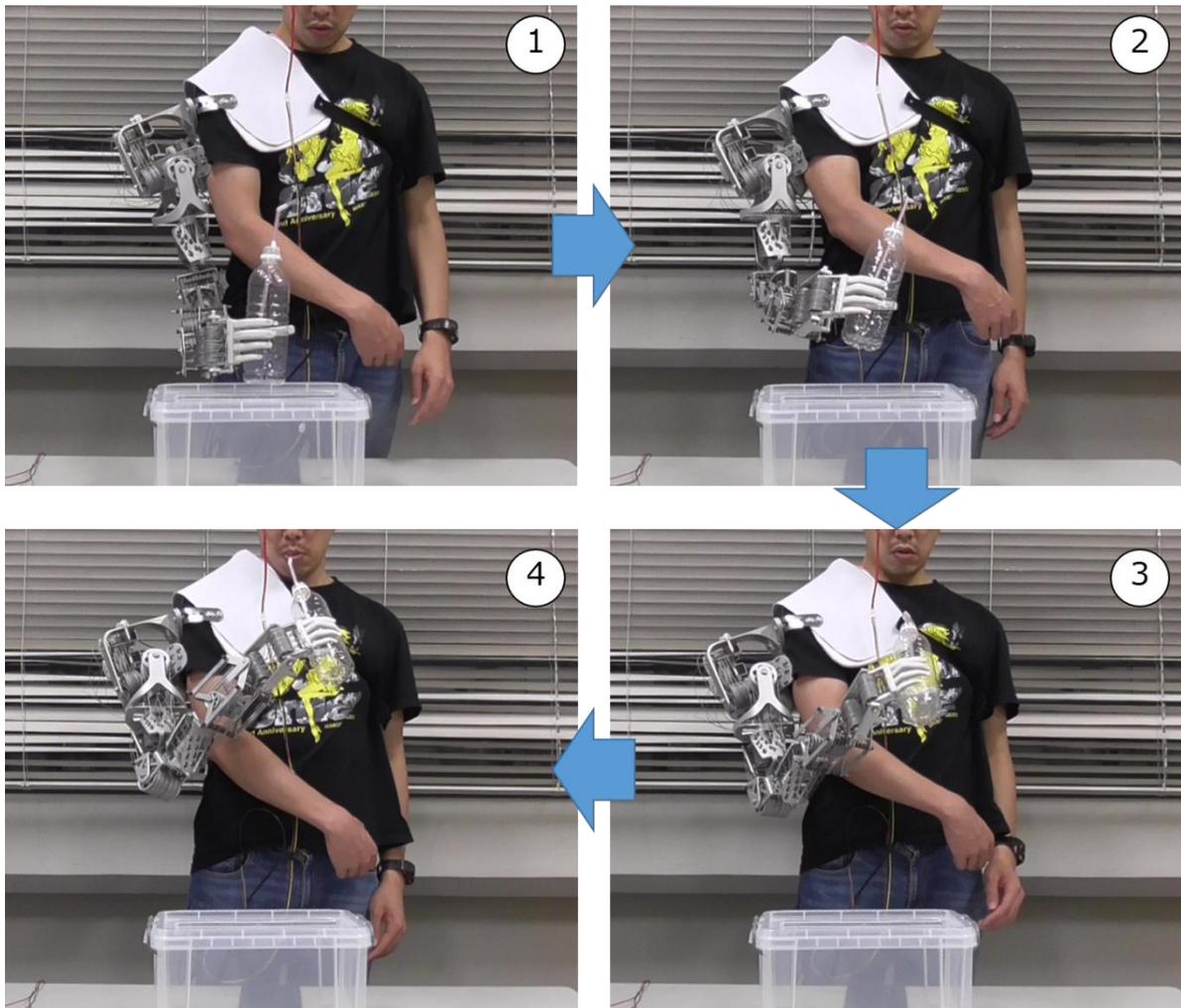


図 4-53 日常生活動作（水を口元に運ぶ動作）

4.9. まとめ

本章では、軽量多自由度な電動肩義手用アームの開発を目的として、ワイヤ干渉駆動機構を参考に、全軸ワイヤ干渉駆動機構による 8 自由度の電動肩義手用アームの設計、製作を行った。また、開発した電動肩義手用アームを用い、全軸ワイヤ干渉駆動機構の動作確認および重量挙げ実験による評価を行った。これらの結果、全軸ワイヤ干渉駆動機構を用いることで、各軸を個別に動作可能であり、かつ電動肩義手用アームに使用しているモータ出力を合算したトルクを各軸で出すことができた。また、実際に肩義手として装着した状態でドアの開閉などの日常生活動作を行えることも確認することができた。

以上より，本研究の目的であった，軽量多自由度な電動肩義手用アームを開発することができた．また3章で開発した3自由度の直感操作型肩義手システムでは自由度が足りず実行不可能であった動作も実現することができた．

第5章 結言

5.1. おわりに.....	114
5.2. 本研究の成果.....	115
5.3. 今後の課題.....	116

第5章 結言

本章では、本研究のまとめを述べる。

5.1. おわりに

本論文では、TMR 手術や長期の訓練なしで直感的な操作を可能とする、低重量多自由度な筋電肩義手システムを開発することを目的とし、操作自由度を低減することで体幹部の表面筋電位を用いた直感的操作を可能とする制御手法と、全軸ワイヤ干渉駆動機構を用いることで、低重量で 8 自由度を保有する筋電肩義手アームを開発した。

第1章では、本論文の概要と構成を示した。

第2章では、本論文の背景と目的について述べた。2.1. 節では、本論文の背景として義手の歴史と分類を述べた。2.2. 節では、義手の一種である電動肩義手に焦点を当て、より詳細な歴史に加え、電動肩義手に求められる機能や先行研究、課題について述べた。2.3. 節では、本論文の目的を示した。

第3章では、体幹部の表面筋電位を用いて直感的な操作が可能な 4 自由度筋電肩義手システムの開発について述べた。3.2. 節では、4 自由度筋電肩義手の構成要素について述べた。3.3. 節では、直感的な操作のための制御手法について述べた。3.4. 節では、制御に使用する体幹部の表面筋電位の測定位置の同定に関する実験について述べた。3.5. 節では、4 自由度筋電肩義手システムの検証実験について述べた。3.6. 節では、第3章についてまとめを述べた。

第4章では、全軸ワイヤ干渉駆動機構を用いた 8 自由度の低重量な筋電肩義手アームの開発と、3 章で述べた体幹部の表面筋電位を用いて直感的な操作を可能とする制御手法による動作実験について述べた。4.1. 節では、8 自由度の低重量な筋電肩義手アームの開発目的について述べた。4.2 節では、8 自由度の低重量な筋電肩義手アームを開発するうえでの課題について述べた。4.3. 節では、8 自由度の低重量な筋電肩義手アームを開発するためのアプローチについて述べた。4.4. 節では、全軸ワイヤ干渉駆動機構の特徴と設計法および制御法について述べた。4.5. 節では、ワイヤ経路の設計法について述べた。4.6. 節では、8 自由度筋電肩義手アームの設計と実機の開発について述べた。4.7. 節では、開発した 8 自由度筋電肩義手アームの性能評価実験について述べた。4.8. 節では、4 章についてまとめを述べた。

5.2. 本研究の成果

電動肩義手に限らず，義手全般の最終的な目標は，健常腕と同等な機能の再建といえる．この場合の機能とは，再現可能な関節自由度の数や外観，重量など多岐にわたる．本論文では，電動肩義手によって再建する機能を関節自由度や重量，操作性などの運動機能に関連する項目に絞って研究に取り組んだ．同じく電動肩義手の運動機能に関する先行研究では，前述した義手の究極的な目標に向けて，関節自由度の増加や操作性の向上などが研究されていた．しかし，関節自由度の増加は使用するアクチュエータ数の増加と同義であり，結果，重量の増加や制御の複雑化による操作性の低下に繋がることになる．そこで本論文では，複数のアクチュエータ出力を協働させるワイヤ干渉駆動機構の理論を拡張し，全軸ワイヤ干渉駆動機構の設計理論を確立した．全軸ワイヤ干渉駆動機構に関しては，従来は2あるいは3軸の機構に対して，経験則による設計を適用してきた．一方本論文では，干渉行列がアダマール行列と等価であることを利用することで，2軸あるいは4の倍数の軸数のときの最適干渉行列を設計する方法を提供した．さらに，設計した最適干渉行列を機構表現するための手続きとして，プーリー配置問題を解くアルゴリズムを提供した．提案した干渉行列とプーリー配置の設計論を利用することによって，8軸干渉駆動機構ロボットアームを開発することができた．評価実験により，理論通りの高い関節出力が得られることを示した．さらに，開発した8軸干渉駆動機構ロボットアームを肩義手として適用することで，簡易な4自由度肩義手では実現できなかった，日常生活動作を実行可能になり，また多自由度化したことによるメリットを，定量的に評価実験により示すことができた．本論文で開発した全軸ワイヤ干渉駆動機構の設計理論はロボットアームに限らず，すべてのリンク機構に適用可能であり，広範な応用が期待できる．

5.3. 今後の課題

本研究において、直感操作型肩義手システムと軽量多自由度な電動肩義手用アームをそれぞれ分けて開発した。今後はこれらを組み合わせ、日常生活で継続的な使用が可能な肩義手システムの開発を目指す。本研究では、軽量多自由度な電動肩義手用アームの開発に全軸ワイヤ干渉駆動機構を用いた。全軸ワイヤ干渉駆動機構は最適干渉行列がアダマール行列になる関係上、自由度を1つずつ増やすことはできず、8自由度の次は12自由度、16自由度となってしまう。今後肩義手システムの自由度を追加する場合、自由度の追加先は手や指になると考えられる。しかし、手先の狭く限られた空間に対してどのようにプーリーを配置し、ワイヤ経路を設計するのかという問題を考える必要がある。従って、空間上の制約やワイヤ経路などをどのようにして解決していくかというのが今後の課題になると考える。また、電動肩義手として使用するためには、本論文で使用した固定電源ではなく、持ち運び可能なバッテリーで駆動させる必要がある。計算では約300gのバッテリーでも駆動可能であるが、今後はバッテリーを電源とした場合の連続稼働時間や最大出力などを実際に実験で確認し、最適なバッテリーの選定などを行う必要があると考える。

參考論文

- Abi-Farraj F., Osa T., Pedemonte N., Peters J., Neumann G., and Giordano P. R., “A learning-based shared control architecture for interactive task execution,” *In 2017 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pp. 329–335, 2017. doi: 10.1109/ICRA.2017.7989042
- Atzori M., and Müller H., “Control capabilities of myoelectric robotic prostheses by hand amputees: a scientific research and market overview,” *Frontiers in Systems Neuroscience*, Vol. 9, No. 162, 2015. doi: 10.3389/fnsys.2015.00162
- Averta G., Della Santina C., Battaglia E., Felici F., Bianchi M., and Bicchi A., “Unveiling the principal modes of human upper limb movements through functional analysis,” *Frontiers in Robotics and AI*, Vol. 4, No. 37, 2017. doi: 10.3389/frobt.2017.00037
- Bandara D. S. V., Gopura R. A. R. C, Hemapala K. T. M. U, and Kiguchi K., “Upper extremity prosthetics: current status, challenges and future directions,” *In International Symposium on Artificial Life and Robotics*, pp. 875–880, 2012.
- Belter J. T., Segi J. L., Dollar A. M., and Weir R. F., “Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review,” *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 50, No. 5, pp. 599–618, 2013. doi: 10.1682/JRRD.2011.10.0188
- Biddiss E. A., and Chau T. T., “Upper limb prosthesis use and abandonment: a survey of the last 25 years,” *Prosthetics and Orthotics International*, Vol. 31, No.3, pp. 236–257, 2007. doi: 10.1080/03093640600994581
- Carrozza M. C., Persichetti A., Laschi C., Vecchi F., Lazzarini R., Tamburrelli V., Vacalebri P., and Dario P., “A novel wearable interface for robotic hand prostheses,” *In 9th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, pp. 109–112, 2005. doi: 10.1109/ICORR.2005.1501063
- Cheesborough J. E., Smith L. H., Kuiken T. A., and Dumanian G. A., “Targeted muscle reinnervation and advanced prosthetic arms,” *In Seminars in Plastic Surgery*, Vol. 29, No. 1, pp. 62–72, 2015. doi: 10.1055/s-0035-1544166

- Chi Y. M., Jung T. P., and Cauwenberghs G., “Dry-contact and noncontact biopotential electrodes: methodological review,” *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, Vol. 3, pp. 106–119, 2010. doi: 10.1109/RBME.2010.2084078
- Childress, D. A., “A myoelectric three state controller using rate sensitivity,” *In Proc. 8th ICMBE*, S4–S5, 1969.
- Cipriani C., Marco C., and Maria C. C., “Objectives, criteria and methods for the design of the smarhand transradial prosthesis,” *Robotica*, Vol. 28, No. 6, pp. 919–927, 2010. doi: 10.1017/S0263574709990750
- Contreras D. A., Ramírez-García A., Gallegos F. J., and Bazán I., “Proposal of a mechanism for an electrical elbow prosthesis,” *In 2014 11th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control (CCE)*, pp. 1–5, 2014. doi: 10.1109/ICEEE.2014.6978278
- Deshpande A. D., Xu Z., Weghe M. J. V., Brown B. H., Ko J., Chang L. Y., Wilkinson D. D., Bidic S. M. and Matsuoka Y., “Mechanisms of the anatomically correct testbed hand,” *IEEE/ASME Transaction on Mechanics*, Vol. 18, No. 1, pp. 238–250, 2013. doi: 10.1109/TMECH.2011.2166801
- Dorcas D. S., and Scott R. N., “A three-state myoelectric control,” *Medical and Biological Engineering*, Vol. 4, pp. 367–372, 1966.
- Dumanian G. A., Potter B. K., Mioton L. M., Ko J. H., Cheesborough J. E., Souza J. M., Ertl W. J., Tintle S. M., Nanos G. P., Valerio I. L., Kuiken T. A., Apkarian A. V., Porter K., and Jordan S. W., “Targeted muscle reinnervation treats neuroma and phantom pain in major limb amputees: a randomized clinical trial,” *Annals of Surgery*, Vol. 270, No. 2, pp. 238–246, 2019. doi: 10.1097/SLA.0000000000003088
- Farina D., Jiang N., Rehbaum H., Holobar A., Graimann B., Dietl H., and Aszmann O. C., “The extraction of neural information from the surface EMG for the control of upper-limb prostheses: emerging avenues and challenges,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 22, No. 4, pp. 797–809, 2014. doi: 10.1109/TNSRE.2014.2305111

- Hahne J. M., Farina D., Jiang N., and Liebetanz D., “A novel percutaneous electrode implant for improving robustness in advanced myoelectric control,” *Frontiers in Neuroscience*, Vol. 10, No. 114, 2016. doi: 10.3389/fnins.2016.00114
- Hahne J. M., Bießmann F., Jiang N., Rehbaum H., Farina D., Meinecke F. C., Müller K. -R., and Parra L. C., “Linear and nonlinear regression techniques for simultaneous and proportional myoelectric control,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 22, No. 2, pp. 269–279, 2014. doi: 10.1109/TNSRE.2014.2305520
- Hargrove L., Englehart K., and Hudgins B., “The effect of electrode displacements on pattern recognition based myoelectric control,” *2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 2203–2206, 2006. doi: 10.1109/IEMBS.2006.260681
- Hargrove L. J., Miller L. A., Turner L., and Kuiken T. A., “Myoelectric pattern recognition outperforms direct control for transhumeral amputees with targeted muscle reinnervation: a randomized clinical trial,” *Scientific Reports*, Vol. 7, No. 13840, 2017. doi: 10.1038/s41598-017-14386-w
- He L., Xiong C., and Zhang K., “Mechatronic design of an upper limb prosthesis with a hand,” *In International Conference on Intelligent Robotics and Applications*, pp. 56–66, 2014. doi: 10.1007/978-3-319-13966-1_6
- Hirose S., and Ma S., “Coupled tendon-driven multijoint manipulator,” *1991 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 1268–1275, 1991. doi: 10.1109/ROBOT.1991.131786
- Hochberg L. R., Bacher D., Jarosiewicz B., Masse N. Y., Simeral J. D., Vogel J., Haddadin S., Liu J., Cash S. S., Smagt P., and Donoghue J. P., “Reach and grasp by people with tetraplegia using a neurally controlled robotic arm,” *Nature*, Vol. 485, No. 7398, pp. 372–375, 2012. doi: 10.1038/nature11076
- Horigome A., Endo G., Suzumori K., and Nabae H., “Design of a weight-compensated and coupled tendon-driven articulated long-reach manipulator,” *2016 IEEE/SICE International Symposium in System Integration*, pp.598 – 603, 2016. doi: 10.1109/SII.2016.7844064
- Horigome A., Yamada H., Endo G., Sen S., Hirose S., and Fukushima E. F., “Development of a coupled tendon-driven 3D multi-joint manipulator,” *2014 IEEE International Conference*

- on *Robotics and Automation (ICRA)*, pp. 5915–5920, 2014. doi: 10.1109/ICRA.2014.6907730
- Hoshigawa S., Jiang Y., Kato R., Morishita S., Nakamura T., Yabuki Y., and Yokoi H., “Structure design for a two-DoF myoelectric prosthetic hand to realize basic hand functions in ADLs,” In *2015 37th Annual International Conference on the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS)*, pp. 4781–4784, 2015. doi: 10.1109/EMBC.2015.7319463
- Huang H., Zhou P., Li G., and Kuiken T. A., “An analysis of EMG electrode configuration for targeted muscle reinnervation based neural machine interface,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation*, Vol. 16, No. 1, pp. 37–45, 2008. doi: 10.1109/TNSRE.2007.910282
- Hudgins B., Parker P., and Scott, R. N., “A new strategy for multifunction myoelectric control,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 40, No. 1, pp. 82–94, 1993. doi: 10.1109/10.204774
- Jiang N., Dosen S., Müller K. R., and Farina D., “Myoelectric control of artificial limbs – is there a need to change focus? [In the Spotlight],” *IEEE Signal Processing Magazine*, Vol. 29, No. 5, pp. 152–150, 2012. doi: 10.1109/MSP.2012.2203480
- Jiang N., Vujaklija I., Rehbaum H., Graitmann B., and Farina D., “Is accurate mapping of emg signals on kinematics needed for precise online myoelectric control?” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 22, No. 3, pp. 549–558, 2014. doi: 10.1109/TNSRE.2013.2287383
- Jiang Y., Togane M., Lu B., and Yokoi H., “sEMG sensor using polypyrrole-coated nonwoven fabric sheet for practical control of prosthetic hand,” *Frontiers in Neuroscience*, Vol. 11, No. 33, 2017a. doi: 10.3389/fnins.2017.00033
- Jiang Y., Murai Y., Kuwahara T., Togo S., Yabuki Y., and Yokoi H., “Conductive silicon based sEMG sensor for myoelectric control of prosthetic hands: structure design,” *2017 IEEE International Conference on Real-time Computing and Robotics (RCAR)*, pp. 383–387, 2017b. doi: 10.1109/RCAR.2017.8311891
- Jing X., Yong X., Jiang Y., Yokoi H., and Kato R., “A low-degree of freedom EMG prosthetic hand with nails and springs to improve grasp ability,” In *2014 7th International Conference*

on *Biomedical Engineering and Informatics (BMEI)*, pp. 562–567, 2014. doi: 10.1109/BMEI.2014.7002837

Johannes M. S., Bigelow J. D., Burck J. M., Harshbarger S. D., Kozlowski M. V., and Van Doren T., “An overview of the developmental process for the modular prosthetic limb,” *Johns Hopkins APL Technical Digest*, Vol. 30, No. 3, pp. 207–216, 2011.

Johansen D., Popović D. B., Struijk L. N.S.A., Sebelius F., and Jensen S., “A novel hand prosthesis control scheme implementing a tongue control system,” *International Journal of Engineering and Manufacturing*, Vol. 2, No. 5, pp. 14–21, 2012. doi: 10.5815/ijem.2012.05.03

Jolliffe I.T., “Principal Component Analysis, 2nd ed.,” Springer, 2002.

Kato R., Yokoi H., and Arai T., “Real-time learning method for adaptable motion-discrimination using surface EMG signal,” *In 2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 2127–2132, 2006. doi: 10.1109/IROS.2006.282492

Kuiken T. A., Barlow A. K., Hargrove L. J., and Dumanian G. A., “Targeted muscle reinnervation for the upper and lower extremity,” *Techniques in Orthopaedics*, Vol. 32, No. 2, pp. 109–116, 2017. doi: 10.1097/BTO.000000000000194

Kuiken T. A., Dumanian G. A., Lipschutz R. D., Miller L. A., and Stubblefield K. A., “The use of targeted muscle reinnervation for improved myoelectric prosthesis control in a bilateral shoulder disarticulation amputee,” *Prosthetics and Orthotics International*, Vol. 28, No. 3, pp. 245–253, 2004. doi: 10.3109/03093640409167756.

Kuiken T. A., Li G., Lock B. A., Lipschutz R. D., Miller L. A., Stubblefield K. A., and Englehart K. B., “Targeted muscle reinnervation for real-time myoelectric control of multifunction artificial arms,” *Jama*, Vol. 301, No. 6, pp. 619–628, 2009. doi: 10.1001/jama.2009.116

Kuiken T. A., Miller L. A., Lipschutz R. D., Lock B. A., Stubblefield K., Marasco P. D., Zhou P. P., and Dumanian G. A., “Targeted reinnervation for enhanced prosthetic arm function in a woman with a proximal amputation: a case study,” *The Lancet*, Vol. 369, No. 9559, pp. 371–380, 2007. doi: 10.1016/S0140-6736(07)60193-7

- Kundu S. K., and Kiguchi K., “Development of a 5 DOF prosthetic arm for above elbow amputees,” *In 2008 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation (ICMA)*, pp. 207–212, 2008. doi: 10.1109/ICMA.2008.4798753
- Laferriere P., Lemaire E. D., and Chan A. D. C., “Surface electromyographic signals using dry electrodes,” *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, Vol. 60, No. 10, pp. 3259–3268, 2011. doi: 10.1109/2FTIM.2011.2164279
- Leal-Naranjo J. A., Miguel C. R. T. S., Ceccarelli M., and Rostro-Gonzalez H., “Mechanical design and assessment of a low-cost 7-DOF prosthetic arm for shoulder disarticulation,” *Applied Bionics and Biomechanics*, Vol. 2018, No. 4357602, 2018. doi: 10.1155/2018/4357602
- Lewis S., Russold M., Dietl H., Ruff R., Audí J. M. C., Hoffmann K. -P., Abu-Saleh L., Schroeder D., Krautschneider W. H., Westendorff S., Gail A., Meiners T., and Kaniusas E., “Fully implantable multi-channel measurement system for acquisition of muscle activity,” *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, Vol. 62, No. 7, pp. 1972–1981, 2013. doi: 10.1109/TIM.2013.2253992
- Li W., Chen P., Bai D., Zhu X., Togo S., Yokoi H., and Jiang Y., “Modularization of 2- and 3-DoF coupled tendon-driven joints,” *IEEE Transactions on Robotics*, pp. 1–13, 2020. doi: 10.1109/TRO.2020.3038687
- Ma S., Hirose S., and Yoshinada H., “Design and experiments for a coupled tendon-driven manipulator,” *IEEE Control Systems Magazine*, Vol. 13, No. 1, pp. 30–36, 1993. doi: 10.1109/37.184790
- Mainardi E., and Davalli A., “Controlling a prosthetic arm with a throat microphone,” *In 2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 3035–3039, 2007. doi: 10.1109/IEMBS.2007.4352968
- Metzger A. J., Dromerick A. W., Holley R. J., and Lum P. S., “Characterization of compensatory trunk movements during prosthetic upper limb reaching task,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 93, No. 11, pp. 2029–2034, 2012. doi: 10.1016/j.apmr.2012.03.011
- Miller L. A., Lipschutz R. D., Stubblefield K. A., Lock B. A., Huang H., Iii T. W. W., Weir R. F., and Kuiken T. A., “Control of a six DoF prosthetic arm after targeted muscle

- reinnervation surgery,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 89, No. 11, pp. 2057–2065, 2008. doi: 10.1016/j.apmr.2008.05.016
- Nuray Yozbatiran, Lucy Der-Yeghiaian, Steven C. Cramer, “A Standardized Approach to Performing the Action Research Arm Test” *Neurorehabilitation and Neural Repair*, Vol22, Issye 1, 2008, doi: 10.1177/1545968307305353
- Oskoei M. A., and Hu H., “Myoelectric control systems – A survey,” *Biomedical Signal Processing and Control*, Vol. 2, No. 4, pp. 275–294, 2007. doi: 10.1016/j.bspc.2007.07.009
- Pani D., Dessì A., Saenz-Cogollo J. F., Barabino G., Fraboni B., and Bonfiglio A., “Fully textile, PEDOT: PSS based electrodes for wearable ECG monitoring systems,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 63, No. 3, pp. 540–549, 2016. doi: 10.1109/TBME.2015.2465936
- Parker P., Englehart K., and Hudgins B., “Myoelectric signal processing for control of powered limb prostheses,” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 16, No. 6, pp. 541–548, 2006. doi: 10.1016/j.jelekin.2006.08.006
- Posada-Quintero H. F., Rood R. T., Burnham K., Pennace J., and Chon K. H., “Assessment of carbon/salt/adhesive electrodes for surface electromyography measurements,” *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, Vol. 4, pp. 1–9, 2016. doi: 10.1109/JTEHM.2016.2567420
- Resnik L., Klinger S. L., and Etter K., “The DEKA Arm: Its features, functionality, and evolution during the veterans affairs study to optimize the DEKA Arm,” *Prosthetics and Orthotics International*, Vol. 38, No. 6, pp. 492–504, 2014. doi: 10.1177/0309364613506913
- Resnik L., Meucci M. R., Lieberman-Klinger S., Fantini C., Kelty D. L., Disla R., and Sasson N., “Advanced upper limb prosthetic devices: Implications for upper limb prosthetic rehabilitation,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 93, No. 4, pp. 710–717, 2012. doi: 10.1016/j.apmr.2011.11.010
- Sahar S.G., Nisar R., Arshad S., Fatima M., Hafeez S. A., Shah S. M. J., and Khan S. J., “Voice controlled 6-DoF prosthetic arm for the patients with shoulder disarticulation,” *2018 IEEE EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES)*, pp. 233–238, 2019. doi: 10.1109/IECBES.2018.8626613

- Sakurada T., Kawase T., Takano K., Komatsu T., and Kansaku K., “A BMI-based occupational therapy assist suit: asynchronous control by SSVEP,” *Frontiers in Neuroscience*, Vol. 7, No. 172, pp. 1–10, 2013. doi: 10.3389/fnins.2013.00172
- Scheme E., and Englehart K., “Electromyogram pattern recognition for control of powered upper-limb prostheses: State of the art and challenges for clinical use,” *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 48, No. 6, pp. 643–659, 2011. doi: 10.1682/JRRD.2010.09.0177
- Searle A., and Kirkup L., “A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes,” *Physiological Measurement*, Vol. 21, No. 2, pp. 271–283, 2000.
- Sekine M., Shiota K., Kita K., Namiki A., and Yu W., “A lightweight shoulder prosthesis with antagonistic impact-absorbing hybrid actuation for bimanual activities of daily living,” *Advances in Mechanical Engineering*, Vol. 8, No. 4, pp. 1–17, 2016. doi: 10.1177/1687814016645982
- Simon A. M., Hargrove L. J., Lock B. A., and Kuiken T. A., “A decision-based velocity ramp for minimizing the effect of misclassifications during real-time pattern recognition control,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 58, No. 8, pp. 2360–2368, 2011. doi: 10.1109/TBME.2011.2155063
- Souza J. M., Cheesborough J. E., Ko J. H., Cho M. S., Kuiken T. A., and Dumanian G. A., “Targeted muscle reinnervation: a novel approach to postamputation neuroma pain,” *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Vol. 472, No. 10, pp. 2984–2990, 2014. doi: 10.1007/s11999-014-3528-7
- Stegeman D. F., and Hermens H. J., “Standards for surface electromyography: the European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM),” *Enschede: Roessingh Research and Development*, pp. 108–112, 2007.
- Sylvester, J.J., “Thoughts on inverse orthogonal matrices, simultaneous sign successions, and tessellated pavements in two or more colours, with applications to Newton's rule, ornamental tile-work, and the theory of numbers,” *Philosophical Magazine*, Vol. 34, pp. 461–475, 1867.
- Takamatsu S., Lonjaret T., Crisp D., Badier J. -M., Malliaras G. G., and Ismailova E., “Direct patterning of organic conductors on knitted textiles for long-term electrocardiography,” *Scientific Reports*, Vol. 5, No. 15003, 2015. doi: 10.1038/srep15003

- Togo S., Murai Y., Jiang Y., and Yokoi H., “Development of an sEMG sensor composed of two-layered conductive silicone with different carbon concentrations,” *Scientific Reports*, Vol. 9, No. 13996, 2019. doi: 10.1038/s41598-019-50112-4
- Troncossi M., Borghi C., Chiossi M., Davalli A., and Parenti-Castelli V., “Development of a prosthesis shoulder mechanism for upper limb amputees: Application of an original design methodology to optimize functionality and wearability,” *Medical and Biological Engineering and Computing*, Vol. 47, No. 5, pp. 523–531, 2009. doi: 10.1007/s11517-009-0465-9
- Troncossi M., Gruppioni E., Chiossi M., Cutti A. G., Davalli A., and Parenti-Castelli V., “A novel electromechanical shoulder articulation for upper-limb prostheses: From the design to the first clinical application,” *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, Vol. 21, No. 2, pp. 79–90, 2009, doi: 10.1097/JPO.0b013e31819f6aed
- Weir R. F., Troyk P. R., DeMichele G. A., Kerns D. A., Schorsch J. F. and Maas H., “Implantable myoelectric sensors (IMESs) for intramuscular electromyogram recording,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 56, No. 1, pp. 159–171, 2009. doi: 10.1109/TBME.2008.2005942
- Winter D. A., “Biomechanics and motor control of human movement,” John Wiley and Sons, Inc., 2004.
- Xiong G., Chen H., Zhang R., and Liang F., “Robot-environment interaction control of a flexible joint light weight robot manipulator,” *International Journal of Advanced Robotic Systems*, Vol. 9, No. 3, 2012. doi: 10.5772/51308
- Yabuki Y., Tanahashi K., Mouri Y., Murai Y., Togo S., Kato R., Jiang Y., and Yokoi H., “Development of new cosmetic gloves for myoelectric prosthetic hand using superelastic rubber,” *Robotics and Autonomous Systems*, Vol. 111, pp. 31-43, 2019. doi: 10.1016/j.robot.2018.09.004
- Yanagisawa T., Hirata M., Satoh Y., Kishima H., Matsushita K., Goto T., Fukuma R., Yokoi H., Kamitani Y., and Yoshimine T., “Electrocorticographic control of a prosthetic arm in paralyzed patients,” *Annals of Neurology*, Vol. 71, No. 3, pp. 353–361, 2012. doi: 10.1002/ana.22613

Young A. J., Hargrove L. J., and Kuiken, T. A., “The effects of electrode size and orientation on the sensitivity of myoelectric pattern recognition systems to electrode shift,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 58, No. 9, pp. 2537–2544, 2011. doi: 10.1109/TBME.2011.2159216

Young A. J., Hargrove L. J., and Kuiken T. A., “Improving myoelectric pattern recognition robustness to electrode shift by changing interelectrode distance and electrode configuration,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 59, No. 3, pp. 645–652, 2012. doi: 10.1109/TBME.2011.2177662

Zecca M., Micera S., Carrozza M. C., and Dario, P., “Control of multifunctional prosthetic hands by processing the electromyographic signal” *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, Vol. 30, No. 4–6, pp. 459–485, 2002. doi: 10.1615/CritRevBiomedEng.v30.i456.80

Zhou P., Lowery M. M., Englehart K. B., Huang H., Li G., Hargrove L., Dewald J. P. A., and Kuiken T. A., “Decoding a new neural-machine interface for control of artificial limbs,” *Journal of Neurophysiology*, Vol. 98, No. 5, pp. 2974–2982, 2007. doi: 10.1152/jn.00178.2007

遠藤玄, 高田敦, 堀米篤史, “ワイヤ干渉駆動型超長尺多関節アーム Super Dragon の開発”, *日本機械学会論文集*, Vol. 85, No. 875, pp. 1–15, 2019. doi: 10.1299/transjsme.19-00075

大塚彰, “わが国における電動義手の開発のあゆみ”, *人間と科学: 県立広島大学保健福祉学部誌*, Vol. 15, No. 1, pp. 1–13, 2015.

大西謙吾, “電動義手の国外の動向”, *日本義肢装具学会誌*, Vol. 26, No. 2, pp. 78–81, 2010. doi: 10.11267/jspo.26.78

岡本晋, 田村徹, 小池雅俊, 高橋功次, “片側前腕切断者における電動義手に対する意識調査”, *国立身体障害者リハビリテーションセンター研究紀要*, Vol. 22, pp. 55–61, 2001.

加倉井周一, 清水和彦, 古川宏, “我が国でなぜ筋電義手の実用普及が行われないのか”, *日本義肢装具学会誌*, Vol. 17, No. 4, pp. 234–242, 2001. doi: 10.11267/jspo1985.17.234

- 岸本侑斗, 池田佑樹, 鈴木新, “筋隆起計測による手指と前腕の複合動作識別”, *日本機械学会論文集*, Vol. 83, No. 851, pp. 1–11, 2017. doi: 10.1299/transjsme.17-00175
- 坂本義弘, 松尾雄希, 高木崇光, 岡弘之, 小口陽平, “全軸にトルクセンサを備えたロボットアーム”, *日本ロボット学会誌*, Vol. 37, No. 1, pp. 63–64, 2019. doi: 10.7210/jrsj.37.63
- 姜銀来, 李文揚, 陳鵬, 東郷俊太, 横井浩史, “モジュール化したワイヤ干渉駆動型ヒューマノイド・ロボットアーム”, *日本ロボット学会誌*, Vol. 38, No. 7, pp. 657–666, 2020. doi: 10.7210/jrsj.38.657
- 関根雅, 杉森健人, 兪文偉, “空間アクセス性評価に基づく肩義手の研究 –小型空気圧アクチュエーターを用いたパラレルリンクアームの設計試作–”, *ライフサポート*, Vol. 24, No. 4, pp. 170–177, 2012. doi: 10.5136/lifesupport.24.170
- 高橋功次, “義手の歴史的変遷と今後の展望”, *日本義肢装具学会誌*, Vol. 27, No. 1, pp. 18–20, 2011. doi: 10.11267/jspo.27.18
- 田中洋平, 上野高明, 田中清和, “上肢切断者に対する能動義手, 筋電義手の現状と課題”, *日本義肢装具学会誌*, Vol. 33, No. 1, pp. 56–59, 2017. doi: 10.11267/jspo.33.56
- 田中洋平, 浦田一彦, 高原安浩, 上野高明, 田中清和, “筋電義手 i-limb の使用経験”, *日本義肢装具学会誌*, Vol. 34, No. 1, pp. 66–69, 2018. doi: 10.11267/jspo.34.66
- 陳隆明, “義手の可能性 –従来の義手と筋電義手–”, *The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine*, Vol. 47, No. 1, pp. 33–41, 2010. doi: 10.2490/jjrmc.47.33
- 辻敏夫, 古居彬, 中村豪, “筋電インターフェース技術とロボット義手”, *精密工学会誌*, Vol. 83, No. 11, pp. 1010–1013, 2017. doi: 10.2493/jjspe.83.1010
- 東郷俊太, 君塚進, 姜銀来, 横井浩史, “全軸干渉機構における最適干渉行列の設計理論”, *第37回日本ロボット学会学術講演会*, 3E3-01, 2019.
- 中本秀一, 大賀淳一郎, 吉見卓, 松日楽信人, “人間共存ロボットのための軽量ワイヤ駆動アームの開発(ホーム&オフィスロボット)”, *ロボティクス・メカトロニクス講演会講演概要集 2007*, 1A1-O02, 2007. doi: 10.1299/jsmermd.2007._1A1-O02_1

中本秀一, 松日楽信人, 桑原裕之, 廣瀬茂男, “3次元自重補償機構を備えたパンタグラフ型ロボットアームの開発”, *日本機械学会論文集*, Vol. 83, No. 851, pp. 1–13, 2017. doi: 10.1299/transjsme.16-00556

東原孝典, “電動義手の国内の開発研究の現状は”, *日本義肢装具学会誌*, Vol. 26, No. 2, pp. 82–90, 2010. doi: 10.11267/jspo.26.82

東原孝典, 大島徹, 大西謙吾, 小柳健一, 斎藤之男, “二関節筋型油圧バイラテラルサーボによる動力義手の機構と制御”, *バイオメカニズム*, Vol. 24, pp. 91–101, 2018. doi: 10.3951/biomechanisms.24.91

広瀬茂男, 佐藤幹夫, “多自由度ロボットの干渉駆動”, *日本ロボット学会誌*, Vol. 7, No. 2, pp. 20–27, 1989. doi: 10.7210/jrsj.7.128

広瀬茂男, 馬書根, “ワイヤ干渉駆動型多関節マニピュレータの開発”, *計測自動制御学会論文集*, Vol. 26, No. 11, pp. 1291–1298, 1990. doi: 10.9746/sicetr1965.26.1291

深谷直樹, 沢田潔, 奥秀明, 和田博, 遠山茂樹, “球面超音波モータを用いた動力義手の開発”, *精密工学会誌*, Vol. 67, No. 4, pp. 654–659, 2001. doi: 10.2493/jjspe.67.654

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, pp. 885–897, 2015. doi: 10.3156/jsoft.27.885

堀米篤史, 山田浩也, 洗津, 広瀬茂男, 遠藤玄, “ワイヤ干渉駆動型多関節3次元アームの開発(張力伝達効率, リールの最大密度配置および先端位置精度の検討)”, *日本機械学会論文集*, Vol. 83, No. 848, pp. 1–20, 2017. doi: 10.1299/transjsme.16-00270

村井雄太, 矢吹佳子, 石原正博, 高木岳彦, 高山真一郎, 東郷俊太, 加藤龍, 姜銀来, 横井浩史, “残存指を利用できる手部筋電義手システムの開発 —設計手法の提案と試作—”, *バイオメカニズム学会誌*, Vol. 43, No. 2, pp. 124–133, 2019. doi: 10.3951/sobim.43.2_124

矢吹佳子, 棚橋一将, 星川英, 中村達弘, 姜銀来, 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手袋の開発”, *日本義肢装具学会誌*, Vol. 32, No. 3, pp. 177–185, 2016. doi: 10.11267/jspo.32.177

山崎太一, 川崎創史, 澤田隆之, 鈴木亮一, “表面筋電位を用いた上腕の複合動作識別法の提案と筋電義手への応用”, 第 59 回自動制御連合講演会論文集, pp. 431–433, 2016. doi: 10.11511/jacc.59.0_431

横井一仁, 小森谷清, 谷江和雄, 今村信昭, 河合健, 吾郷健二, “7 自由度ワイヤ干涉駆動アームの機構と制御”, 日本機械学会論文集(C 編), Vol. 59, No. 558, pp. 150–157, 1993. doi: 10.1299/kikaic.59.458

横井浩史, 姜銀来, “BMI 出力デバイス –人と機械が相互に適応できる技術を目指して–”, 精密工学会誌, Vol. 83, No. 11, pp. 1000–1005, 2017. doi: 10.2493/jjspe.83.1000

横山修, 高倉明和, 伊藤良介, 石川義高, 高橋茂, 佐鹿博信, “肩義手に筋電義手を用いた 1 症例”, 日本義肢装具学会誌, Vol. 25, No. 3, pp. 156–159, 2009. doi: 10.11267/jspo.25.156

吉川雅博, 三河正彦, 田中和世, “筋電位を利用したサポートベクターマシンによる手のリアルタイム動作識別”, 電子情報通信学会論文誌 D, Vol. 92, No. 1, pp. 93–103, 2009.

謝辞

本論文は、著者が横井・姜・東郷研究室に所属した 2016 年から携わってきた、電動肩義手の研究開発についてまとめた学位論文です。

本研究を遂行するにあたって多くの方に支援とご助力いただきました。

まず、はじめに、

電気通信大学 大学院情報理工学研究科
脳・医工学研究センター
姜 銀来 准教授

に心より感謝いたします。

姜先生には研究について多くのアドバイスを頂きました。実験手法で悩んでいた時、的確なコメントを下され、研究内容に適した実験手法を選ぶことができました。有難うございます。

また、

電気通信大学 大学院共同サステイナビリティ研究専攻
同 大学院情報理工学研究科 機械知能システム学専攻
横井 浩史 教授

に、心からの感謝を捧げます。

横井先生には研究者としての在り方を教えていただきました。先生のお言葉や研究に対する姿勢を思い出すことが、私のモチベーションの一つになりました。これからも研究者としての在り方を忘れず、先生に並べるよう励んでまいります。

そして、

同 機械知能システム学専攻
東郷 俊太 准教授

に、最大限の敬意と感謝を表します。

東郷先生が居なければ本研究はなく、私が博士の学位を取得することもなかったことは間違いありません。先生にご指導いただけた 5 年間は私の学生生活において最良でありました。心から感謝申し上げます。

また、

同 機械知能システム学専攻
金森 哉吏 教授, 明 愛国 教授

に、心より感謝いたします。

先生方には、指導教員として、また博士論文の審査委員として、貴重なご意見ご指摘をいただきました。有難うございました。

JR 総合病院 リハビリテーションセンター
医長 田中 洋平 先生

には、肩義手を実際に必要とする医療現場の貴重なご意見をいただきました。また、肩義手を実験にご協力いただいた肩離断者の方との間も取り持っていただきましたこと心より感謝申し上げます。

横浜国立大学 大学院工学研究院 システム創生部門
加藤 龍 准教授

には、博士論文の審査委員として貴重なご意見とご指摘をいただきました。また、横井研修了の大先輩として論文執筆にあたってご激励をいただいたことに深く感謝いたします。

横井研究室卒業生の
日吉 祐太郎 さん, 叶 鶴松 さん

3章で説明した4自由度肩義手は叶 鶴松さんが設計製作したものです。また、4自由度肩義手を動かすのに使用した制御システムを製作したのは日吉 祐太郎さんです。お二人の成果がなければ私の研究もありませんでした。心より感謝いたします。

最後に、

歴代 OB を含む、横井・姜・東郷研究室の皆様

皆様のご協力がなければこの研究をまっとうすることができませんでした。心より感謝を申し上げます。

関連論文と参考論文の公表状況

A. 学術雑誌および国際会議（査読有）

- [1] 君塚進, 日吉祐太郎, 叶鶴松, 田中洋平, 東郷俊太, 姜銀来, 横井浩史, “体幹部の表面筋電位を用いた直感操作型肩義手システムの開発”, バイオメカニズム学会誌, 43 巻 4 号, pp248-255, 2019.
- [2] Susumu Kimizuka, Yohei Tanaka, Shunta Togo, Yinlai Jiang and Hiroshi Yokoi, “Development of a shoulder disarticulation prosthesis system intuitively controlled with the trunk surface electromyogram”, *Frontiers in Neurorobotics*, vol.14, no.542033, 2020. DOI: 10.3389/fnbot.2020.542033.

B. 参考論文（査読有）

- [3] Susumu Kimizuka, Yutaro Hiyoshi, Hesong YE, Shunta Togo, Youhei Tanaka, Yinlai Jiang and Hiroshi Yokoi, “Development of an intuitive operation type shoulder prosthesis hand system using the surface myoelectric potential of trunk”, 2018 IEEE International Conference on Cyborg and Bionic Systems (CBS 2018), (Shenzhen, China, October 2018)
- [4] Kazuaki Matsumoto, Susumu Kimizuka, Shunta Togo, Yinlai Jiang and Hiroshi Yokoi, “Reduction of malfunction of myoelectric shoulder prosthesis by removing ECG noise”, 2018 IEEE International Conference on Cyborg and Bionic Systems (CBS 2018), (Shenzhen, China, October 2018)
- [5] Susumu KIMIZUKA, Hiroaki UCHIDA,” Development and control of the assist system using the acceleration sensor”, International Symposium on Technology for Sustainability, (Taipei, Taiwan, November 2014)