

2020 年度 博士学位論文

装着可能な軽量型上肢外骨格

パワーアシスト装置の開発と機能検証

指導教員 朱 赤 教授



前橋工科大学大学院

環境・生命工学専攻 博士後期課程

1756503

劉 暢

Chang Liu

審査委員

主査	向井伸治	教授
副査	横井浩史	教授
	王 鋒	教授
	石川恒夫	教授
	朱 赤	教授

謝辞

本論文は、筆者が前橋工科大学大学院工学研究科博士後期課程環境・生命工学専攻在学中に朱研究室において行った研究をまとめたものです。本論文を終えるにあたり、本研究に関して終始ご指導ご鞭撻を頂きました本学朱赤教授に心より感謝致します。担当教員である朱赤教授は研究の初歩からお教えくださるとともに、その着眼点や重要性を説いてくださり、多くの面から立派な研究者になる心得を教えてくださいました。さらに、研究を遂行するにあたっての外骨格ロボット装置の開発に必要な開発支援や実験環境を揃えていただき、論文執筆にあたっては多くの助言やサポートもいただきました。その貴重な時間、アイデア、研究費用のすべての大きな貢献に誠に感謝いたします。朱赤教授の学生であったことは大変光栄なことであり、その献身で勤勉な姿勢は常に私を励ましてくれました。

また本論文を審査して頂いた審査委員会の向井伸治教授、石川恒夫教授、王鋒教授、朱赤教授、横井浩史教授に深く感謝いたします。多忙な委員会の先生方から生理学、電気制御、機械構造などに関する専門的な知識の教示や丁寧なご指導、励ましを頂き、私の研究の進展に大いに役立てることができました。ここに深く感謝を申し上げます。

本論文の執筆にあたってご助言、また本研究に対し多大な支援を頂きました朱赤研究室の諸氏に深く感謝いたします。特に本研究の初めに村田吉孝先生が機械設計と機械加工に関してたくさんのご助言と支援を頂きました。心より感謝申し上げます。また、本研究に関して一緒に学び研究を行った学生諸氏、松澤隆一氏、佐瀬洸太氏、梁宏博氏、上田直哉氏、李沛讓氏には大変感謝をしております。

そして、私が大学学部から大学院博士後期課程まで数多くのご指導をしていただいたシステム生体工学科および専攻の先生の方々、そして前橋工科大学の事務

局員の方々に心から感謝の気持ちと御礼を申し上げます。

最後に家族や友人からの無条件の愛とサポートに感謝致します。本研究を進めるにあたり、公益財団法人ロータリー米山記念奨学会と公益財団法人平和中島財団からのご支援によって、研究が大きく進展したことをここに御礼申し上げます。

研究概要

現在，世界規模での高齢化率が上昇している．特に，日本では出生率の低下とともに長寿化による高齢化が進み，超少子高齢化社会に突入していると言われている．高齢化社会において介護に必要な高齢者の増加に伴い介護者の負担が増加していると考えられる．また，高齢者の就業率からみると運輸・運送，製造，加工，設備，建築業などの重労働を伴う就業者の高齢化もますます進んでいる．このような介護現場と重労働現場の就業者たちでは重い荷物を持ち上げる荷役動作と介護者が被介護者を抱え上げて移動する際，上肢関節に大きな負担がかかる．したがって，パワーアシスト装置の導入が急務となっている．そのうち，上肢関節の負担を軽減できる上肢外骨格パワーアシスト装置を開発することは非常に有意義である．

外骨格パワーアシスト装置は主に回転関節とリンクを組み合わせて使用者の体の外側に装着する装置である．装着者の動作意図に追従して一緒に動作することにより，体にかかった荷重の一部が外骨格で負担されるため，負荷軽減と力補助を実現できる．しかしながら

- (1) 外骨格装置が大きくて重い，使用に不便を生じる．
- (2) 外骨格装置が装着者の運動範囲を制限してしまう．
- (3) 外骨格装置の装着性が良くない，拘束感を装着者に与えてしまう．

以上の問題点が存在するため，外骨格パワーアシスト装置の研究開発を実用化するまでに重大な挑戦が残っている．私たちの研究チームも以前から筋電信号を用いた制御手法の研究と検証のため，非装着型のロボットアームを開発した．また，最小限の筋電信号を用いた制御手法を提案し，1自由度 - 1筋電センサ（屈筋の筋電信号のみ）での制御を検証し実現した．そこで，本研究ではこれまでの非装着

型のロボットアームの開発と制御手法の提案を踏まえて上記の問題点を改善するため、親和性を持つ装着可能な軽量型上肢外骨格パワーアシスト装置の開発を目的とした。

本論文ではまず上肢外骨格パワーアシスト装置の設計コンセプト及び具体的な設計と開発方法を紹介する。本研究はまず人間の関節の構成に基づいて肘と肩関節の動作を拘束しないような外骨格の自由度を持つ機械構造を設計した。具体的には、人間の肘関節は1自由度のみで屈曲・伸展動作ができる。肩関節は一般的により複雑な球関節と認識されて3自由度を持ち、屈曲・伸展、外転・内転、外旋・内旋動作ができる。外骨格の設計はこの4つの自由度を考慮して設計した。そのうち、肘と肩関節の屈曲・伸展動作は人間が両腕で荷役の際に主に行う動作であり、最も力補助が必要な動作として外骨格が対応する関節をパワーアシスト可能な駆動関節に設計した。それ以外の2自由度は回転フリーな受動関節に設計した。従って、駆動関節と受動関節の組み合わせにより、装着者の運動を拘束しない上で必要なアクチュエータの数を最小限に抑えることで軽量化が実現できた。また、人間の肩関節は球関節だけではなく、複数の関節（肩甲上腕関節（球関節）、肩鎖関節、胸鎖関節など）で構成された複合体である。肩複合体の運動に伴い球関節の回転中心（上腕骨頭）がスライド運動を発生する。このような運動により装着者の肩関節と外骨格の肩関節に微小なズレが生じてしまう。本研究の外骨格はこのようなズレも考慮に入れて設計することで、外骨格の装着性を更に向上できた。そして、外骨格装置にバックドライバビリティを実現するため、直流モータと2段階の減速機（タイミングベルトとプーリー、複合遊星ギア）で構成された駆動関節を設計した。また、駆動関節のバックドライバビリティにより、制御を加えない場合（着脱時）と不具合が発生した場合（電源が落ちた時）に装着者の動作を制限しないようになった。これにより、装着者が容易に駆動関節を動かすことが可能となり、着脱時の利便性と緊急時の安全性を向上できた。

次に、本論文は開発した外骨格パワーアシスト装置の運動範囲とバックドライバビリティの検証を紹介する。本研究は外骨格装置の運動範囲の検証として、モー

ションキャプチャを用いて外骨格を装着している時と装着していない時の運動範囲の定量的な解析手法を提案し、分析を行った。その結果、開発した外骨格を装着していても装着していない時の8割以上の動作範囲を達成した。この結果から日常生活に必要な運動範囲と比較することにより、外骨格を装着しても日常生活の動作を妨げないことが言える。バックドライバビリティの検証実験により駆動関節が優れたバックドライバビリティを有することで、制御を加えていない時も装着者が容易に外骨格を動かせることが確認できた。

更に、筋電センサまたは力覚センサを用いて、パワーアシストの検証実験を行った。先行研究での筋電信号を用いたロボットアームの研究成果を踏まえて、筋電信号を用いて上肢外骨格パワーアシスト装置の制御と荷役動作の力補助を実現した。また、小型な力覚センサを導入し、直接外骨格装置の先端に固定して装着者の力情報を用いた運動意図の判別と制御による力補助を実現できた。力覚センサを用いた場合では筋電センサのように電極を貼り付ける時間が不要となり、更に汗などの外乱に対して強くなるため使用可能な環境が広げられた。筋電センサを用いた制御と力覚センサを用いた制御ともに、負荷荷物を運ぶ際の筋電信号と力情報から優れたパワーアシストの効果を確認できた。

論文の最後に従来の研究との比較をし、まとめを行い、今後の展望について述べる。

Abstract

Nowadays, the global aging rate is increasing, especially in Japan, the population is aging due to longer life expectancy, and the country is entering an aging society with a very low birthrate. In an aging society, the burden of caregivers is expected to increase as the number of elderly people requiring care increases. In terms of employment rates of elderly people, the age of workers with heavy labor, such as those in the transportation, manufacturing, processing, logistic, and construction industries, has been increasing. The workers in nursing care and heavy labor sites stand a great deal of stress on the upper limb joints when carrying heavy loads or when the caregiver carries a patient. The practical application of power assist devices became an urgent need. Among them, it is very meaningful to develop upper limb power assist exoskeleton that can reduce the burden on the upper limb joints.

The power assist exoskeleton is mainly worn on the outside of the user's body in combination with rotating joints and links, which bears part of the load on the body by moving together to follow the wearer's movement intention, so that the load reduction and power assistance can be achieved.

Many researchers around the world are developing power assist exoskeleton for upper limb. The ideal upper limb power assist exoskeletons not only provides power assistance, but also focuses on good fitness that the wearer does not feel discomfort and restraint. However, there are still some problems in the currently developed upper limb exoskeletons.

- (1) The exoskeletons are large and heavy, causing inconvenience to use.
- (2) The exoskeletons greatly limit the wearers' workspace.
- (3) The bad fitness of the exoskeletons discomforts the wearers.

Therefore, before the commercialization of the wearable power assist exoskeletons, the significant challenges still remain. Our research team has developed an un-wearable robotic arm in order to study the control method using sEMG (surface electromyography signals). The control method of using minimal sEMG sensors was proposed, and the control of one degree of freedom with one sEMG (flexor only) sensor was realized and validated. Based on the development of the un-wearable robotic arm and the proposed control method, we aimed to develop a wearable lightweight power assist exoskeleton in this study.

This dissertation First introduces the design concept and the specific development methods of the wearable upper limb exoskeleton. In this study, the mechanical structure of the exoskeleton with enough degrees of freedom that do not restrict the motion of the elbow and shoulder joints was designed based on anatomy. The human elbow joint can be flexed and extended with only one degree of freedom, and the shoulder joint is a more complex spherical joint with 3 degrees of freedom. It is capable of flexion/extension, abduction/adduction, and external/internal rotation. Therefore, the exoskeleton was designed to have these four degrees of freedom. Among them, the flexion and extension of the elbow and shoulder joints are the main motions when loading and unloading on both arms. As the flexion and extension require the most power assistance, the corresponding joints of the exoskeleton are designed as active joints driven by electric motors for power assistance. The other two degrees of freedom were designed as passive joints to let them freely rotate. Therefore, the combination of active and passive joints minimizes the number of actuators with not restricting the wearer's movement and the lightweight of the exoskeleton is achieved.

Further, the human shoulder joint is not only a ball joint, but also a complex composed of three anatomical joints: the glenohumeral joint (ball joint), acromioclavicular joint and sternoclavicular joint. With the motion of the shoulder complex, the center of rotation of the ball joint generates a sliding motion, which causes a displacement of the shoulder joint between the wearer and the exoskeleton. The exoskeleton in this study took this displacement into account in its design, which further improved the fitness of the exoskeleton.

Second, we designed a drive system consisting of a BLDC motor and a two-stage reduction mechanism in order to make the active joints of the elbow and shoulder joints be backdrivable in which, the two stage mechanism consist of timing belt and pulley in the first stage, and a compound planetary gear in the second stage. With high backdrivability of the active joints, the wearer's movement will not be restricted when control is not applied or when a malfunction occurs (power turned off). This greatly improves the convenience of the exoskeleton, and keeps safety in emergency.

Third, this paper presents a validation of the workspace and the backdrivability of the developed exoskeleton. As a validation of the workspace (degree of freedom design), we proposed a quantitative analysis method using motion capture system to analyze the workspace with and without the exoskeleton. As a result, when wearing the exoskeleton we achieved more than 80% of the workspace than not wearing it. By being compared to the workspace required for daily life, these results indicate that the exoskeleton does not interfere with the activities of daily life. According to the verification experiments of the backdrivability, the high backdrivability of the active joints allows the wearer to easily move the exoskeleton even when no control was applied.

Moreover, control methods using sEMG and force sensors are introduced, respectively. Based on our previous work on a robotic arm using sEMG signal, we

realized the control and power assistance of upper limb using sEMG signal. In addition, by using a small force sensor, that fixed directly to the distal of the exoskeleton, the power assistance was realized by force information to discriminate the wearer's motion intention. Both sEMG and force sensor controls show excellent power assistance when carrying a load.

At the end of the dissertation , this study is summarized and future prospects are discussed.

目 次

謝辞	i
概要	iii
Abstract	vi
第 1 章 序論	1
1.1 研究背景	1
1.2 目的	3
1.3 本論文の構成	3
第 2 章 関連研究	5
2.1 外骨格ロボットの概要	5
2.2 外骨格装置の開発用途による分類	12
2.2.1 力補助への応用	12
2.2.2 リハビリテーションへの応用	16
2.2.3 遠隔操作への応用	17
2.2.4 まとめ	19
2.3 外骨格装置の運動意図判別の手法による分類	22
2.3.1 生理信号	22
2.3.2 生体力学信号	24
2.3.3 まとめ	25
2.4 本研究グループ先行研究の成果	27
2.5 本研究の目的と概要	28

第3章	上肢外骨格パワーアシスト装置の設計と実機の製作	31
3.1	人体の上肢関節の構造	31
3.1.1	上肢の主要な関節の構造	31
3.1.2	上肢関節の分類	35
3.2	上肢関節に関連する運動	37
3.3	設計コンセプト	39
3.4	肘関節（駆動関節）の設計	41
3.4.1	駆動関節の構成	41
3.4.2	外骨格の肘関節の配置	46
3.5	肩関節（複合自由度）の設計	51
3.5.1	回転運動をサポートする機構	51
3.5.2	スライド運動をサポートする機構	56
3.6	外骨格全体の設計	58
3.6.1	上肢の人体寸法計測及び外骨格の調整機能と具体的な寸法	59
3.7	外骨格装置の実機の製作	62
3.8	まとめ	63
第4章	上肢外骨格パワーアシスト装置における機械設計の検証	65
4.1	外骨格の駆動関節に対するバックドライバビリティの検証	65
4.1.1	バックドライバビリティの定義	65
4.1.2	高いバックドライバビリティの実現方法	66
4.1.3	外骨格装置におけるバックドライバビリティの意義	67
4.1.4	設計した駆動関節のバックドライバビリティの検証と結果	69
4.2	外骨格の自由度設計の検証	74
4.2.1	外骨格の設計運動範囲	74
4.2.2	外骨格装置装着時の運動範囲	79
4.2.3	日常生活に必要な運動範囲	85
4.3	まとめ	88

第5章 外骨格パワーアシスト装置の制御とアシスト効果の検証	90
5.1 筋電信号に基づいた制御	91
5.1.1 筋電信号とは	91
5.1.2 筋電信号と運動の関連性	91
5.1.3 筋電信号の計測と信号処理	93
5.1.4 表面筋電信号を用いた制御手法	98
5.2 表面筋電信号に基づいた制御のアシスト効果の検証	101
5.3 表面筋電信号に基づいたパワーアシスト制御のまとめ	104
5.4 力信号に基づいた制御	105
5.4.1 力信号の検出方法	105
5.4.2 力信号を用いた制御手法	108
5.5 力信号に基づいた制御のアシスト効果の検証	110
5.5.1 荷物を棚の中段 (1.2 m) まで運ぶ実験	111
5.5.2 荷物を棚の上段 (1.8 m) まで運ぶ実験	115
5.6 力信号に基づいたパワーアシスト制御のまとめ	119
5.7 まとめ	120
第6章 結言	121
6.1 本研究の特徴および本研究のまとめ	121
6.1.1 本研究の特徴	121
6.1.2 本研究のまとめ	123
6.2 今後の展望	124
参考文献	125
研究業績	139

図 目 次

1.1	本論文の構成	4
2.1	外骨格システムの開発は多くの分野を融合する生体メカトロニクス システムである	6
2.2	上肢外骨格装置の分類	8
2.3	外骨格装置に適した制御システムのブロック図	10
2.4	先行研究のロボットアーム	27
3.1	肩複合体の構成	32
3.2	肩複合体の運動 (a) : 胸鎖関節 (鞍関節) により 2 つの回転軸を 持ち, 挙上・下制, 前方牽引・後方牽引の動作ができる (b) : 肩 甲上腕関節 (球関節) により 3 つの回転軸を持ち, 外転・内転, 外 旋・内旋, 屈曲・伸展動作ができる	33
3.3	肘関節の構成	34
3.4	肘関節の運動	34
3.5	手関節の構成	35
3.6	手関節の運動	35
3.7	上肢関節の分類	37
3.8	ブラシレスモータ EC45flat	42
3.9	モータドライバ Escon-36/3	42
3.10	モータとモータドライバの配置	43
3.11	駆動システムの構成	44

3.12 外骨格の肘関節と人間モデルの配置（外骨格の駆動関節の出力軸を 装着者の肘関節の回転中心に一致させる）	47
3.13 前腕の外旋・内旋動作に対応する外骨格の受動関節	48
3.14 肘の屈曲・伸展動作に対応する外骨格の駆動関節	48
3.15 外骨格肘関節の屈曲・伸展動作（駆動関節）	50
3.16 外骨格前腕の外旋・内旋動作（受動関節）	50
3.17 外骨格肩関節の設計案 1	52
3.18 外骨格肩関節の設計案 1 を用いた多自由度による複合動作のシミュ レーション	53
3.19 外骨格肩関節の設計案 1 と人間モデルを用いた動作シミュレーション	54
3.20 外骨格肩関節の設計案 2	55
3.21 外骨格肩関節の設計案 2 を人間モデルに取り付けた様子	55
3.22 外骨格肩関節の設計案 2 を用いた多自由度による複合動作のシミュ レーション	56
3.23 肩関節の回転動作に従う回転中心（上腕骨頭）の推移	57
3.24 外骨格肩関節の設計案 2 と人間モデルを用いた動作シミュレーション	57
3.25 両腕を持つ上肢外骨格パワーアシストの設計	58
3.26 人体の上肢寸法の計測	60
3.27 外骨格装置の寸法設計	61
3.28 外骨格に必要な部品	63
3.29 製作された実機の装着の様子	64
4.1 一般的な駆動系のバックドライブ	67
4.2 設計された駆動関節のバックドライブ	70
4.3 バックドライブに必要なトルクの計測方法	71
4.4 バックドライブバビリティの検証結果 (1) 減速ギア, (2) 減速ギア, タ イミングベルトとプーリー, (3) 減速ギア, タイミングベルト, プー リーとモータ（駆動関節全体）	72

4.5	外骨格の自由度設計と変換座標系	75
4.6	外骨格肩関節の設計動作範囲	78
4.7	外骨格肘関節の設計動作範囲	78
4.8	モーションキャプチャを用いた計測環境	79
4.9	外骨格を装着して計測する様子 (a): 反射マーカの貼り付ける位置, (b): 構築した人体モデル	80
4.10	肩関節の運動計測	81
4.11	肘関節の運動計測	82
4.12	被験者 A の手首の運動軌道, (a): 肩関節のみ運動させる際の手首の運動軌跡 (b) 肘関節のみ運動させる際の手首の運動軌跡	83
4.13	被験者 A の手首の運動軌道により作成された境界ボリューム, (a): 肩関節のみ運動させる際に手首が届く範囲 (b) 肘関節のみ運動させる際に手首が届く範囲	83
4.14	被験者 A が外骨格を装着している時と装着していない時の運動範囲及び日常生活に必要な運動範囲との比較, (a): 肩関節による運動範囲の比較 (b) 肘関節による運動範囲の比較	87
5.1	外骨格装置全体の制御システム	90
5.2	運動意図の発生から筋への出力	92
5.3	表面筋電信号を計測するための電極 (A): DE-2.1 single differential surface EMG sensor, (B): dermatrode reference electrode	95
5.4	筋電計アンプ (The Bagnoli-2 EMG System)	95
5.5	表面筋電信号の処理結果	97
5.6	表面筋電信号の処理手順	97
5.7	拡張アドミッタンスモデル	98
5.8	拡張アドミッタンスによる外骨格の関節の操作モデル	99
5.9	拡張アドミッタンス制御を用いた上肢外骨格パワーアシスト装置の制御ブロック図	100

5.10 表面筋電信号に基づいた制御による上肢外骨格パワーアシスト装置 の検証実験	101
5.11 表面筋電信号に基づいた制御による上肢外骨格パワーアシスト装置 の検証結果	102
5.12 力覚センサの寸法と計測容量	105
5.13 力覚センサの取付位置の考案	106
5.14 力覚センサの取り付ける位置と検出可能な力信号	107
5.15 力信号を用いた制御のブロック線図	108
5.16 力信号に基づいた制御のアシスト実験	110
5.17 荷物を 1.2 m まで運ぶ動作で計測された表面筋電信号, (a) 外骨格 なし (b) 外骨格あり	112
5.18 荷物を 1.2 m まで運ぶ動作で計測された合力信号	112
5.19 荷物を 1.2 m まで運ぶ動作で計測された角度信号, (a) 外骨格なし (b) 外骨格あり	112
5.20 荷物を 1.8 m まで運ぶ動作に計測された表面筋電信号, (a) 外骨格 なし (b) 外骨格あり	116
5.21 荷物を 1.8 m まで運ぶ動作に計測された合力信号	116
5.22 荷物を 1.8 m まで運ぶ動作に計測された角度情報, (a) 外骨格なし (b) 外骨格あり	116

第1章 序論

1.1 研究背景

2020年に総務省がまとめた推計によると、日本の65歳以上の高齢者は3617万人で過去最多を更新し、総人口に占める割合も過去最高の28.7%で、世界で最も高くなっている[1]。現在は3.6人に1人が65歳以上、7.2人に1人が75歳以上であることが分かっており[2]、2060年には、2.5人に1人が65歳以上、4人に1人が75歳以上であることが予測されている[1]。このような高齢化社会に突入することに伴い、介護が必要な高齢者が増加することで介護者の不足が深刻な問題になりつつある。これに加え、要介護者などからみた主な介護者の続柄から、60歳以上の介護者が半分以上となり、“老老介護”が普遍的な社会現象になっていることがわかる[1]。若年者と比較して身体能力の低下した高齢介護者にとって介護は非常に大きな負担となり、“老老介護”により介護疲れが原因で家族が共倒れた事件が多く発生し、大きな社会問題となっている。

このような問題を解決するため、介護者が被介護者の体位を簡単に換えられ、高齢者と障がい者が不足している力を補うことのできるパワーアシスト装置の研究が盛んに行われている。高齢化社会において、被介護者（高齢者と障がい者）の自立支援や介護者の負担軽減ができ、力を補うことのできるパワーアシスト装置の開発、早期導入は急務であると考えられる。

パワーアシスト装置は介護現場だけではなく、重労働現場への導入も必要である。日本は高齢化が進むことで高齢者の就業率は24.9%になり、主要国の中でも高い水準となっている。高齢者の就業率の増加に伴い、運輸・運送、製造、建築業などの重労働を伴う職業に就いている方の高齢化が予想できる。2017年に行われた

運輸・運送，製造，加工，設備，建築業など，力仕事・重労働を伴う職業に就いている人を対象にした「働き方」に関する意識調査の結果 [3]，若い者たちの4割以上が“身体の不安（体力・筋力・ケガ）”の心配があると回答している．また，50代以上の中高年では半分以上の方が身体の不安の心配があると回答している．調査により“身体の不安”がなくなれば7割の就業者が長く働きたいと回答しており，身体で不安で働くことができない方を減らすことで働き手不足の解消が見込める．

また，労働基準法で決められている重量物の運搬作業の項目で，手作業で荷物を運んだり積み込んだりする作業には，持てる重さに制限が設けられている [4]．男子労働者が，常時，人力のみにより取り扱う場合の重量は，当該労働者の体重のおおむね40%以下となるように努めること，55 kgの重量を超える重量物を取り扱わせる場合には，2人以上に行わせるように努めることと定められている．言い換えると，体重70 kgの成年男子が作業を行うのであれば，体重のおおむね40%以下にすると28 kgとなる．しかし，実際の空港や物流関係の重労働現場ではしばしば荷物が30 kgを超えることがある．そのため，重労働者が筋肉痛などの問題が多く起こってしまっている．上記のことをまとめると，日本の重労働現場では，長時間残業や生産性よりも身体の不安に関して対策が求められている [3]．重労働者の負担軽減，また力仕事の効率を高めることが必要となるため，パワーアシスト装置の導入が適切な対策案であると言える．

高齢化社会における介護現場と重労働現場に起こった問題に対して，多様なニーズに対応でき，狭いスペースでも使用可能な外骨格パワーアシスト装置が問題の解決に最も適切と考えられる．外骨格パワーアシスト装置は人間の知能と機械のパワーを融合させるシステムである．外骨格パワーアシスト装置はヒューマンマシンインターフェースにより装着者の運動意図を識別して，それに従って力の補助をし，工作中的の装着者にかかる負荷を軽減できる．そのため，外骨格装置は複雑な動作にも対応でき，応用の範囲が広いことが考えられる．

1.2 目的

本研究では、本研究室の先行研究における非装着型のロボットアームと筋電信号に基づいた制御手法の開発経験を踏まえて、日常生活において装着者の動作を制限せずに、力補助が可能な高いバックドライバビリティを有する装着型上肢外骨格パワーアシスト装置を開発することを目的としている。本論文では上肢外骨格パワーアシスト装置の設計と製作、駆動関節のバックドライバビリティ、装置の可動範囲とアシスト能力の方面から外骨格装置に必要な機能を検討する。これらの開発と機能の検証により上肢外骨格装置の開発に必要な技術を明確にし、今後の研究開発に参考になれば幸いである。

1.3 本論文の構成

図 1.1 は本論文の構成を示す。本論文の第 2 章ではまず関連研究の調査をし、これまでに世界中で開発された多くの上肢外骨格ロボットを紹介し、それぞれの機構設計と制御案について紹介する。第 3 章では、本研究における上肢外骨格パワーアシスト装置の開発方針と開発案を含む具体的な設計と製作について述べる。次に第 4 章では、駆動関節のバックドライバビリティの検証と、モーションキャプチャを用いた定量的な外骨格装置の可動範囲の検証について述べる。第 5 章では、本研究の外骨格パワーアシスト装置に適した制御手法を考案し、荷役動作に対するアシスト実験を行い、外骨格装置のアシスト能力の有効性の検証について述べる。最後に第 6 章にて、従来の研究との比較をし、まとめを行い、今後の展望について述べる。

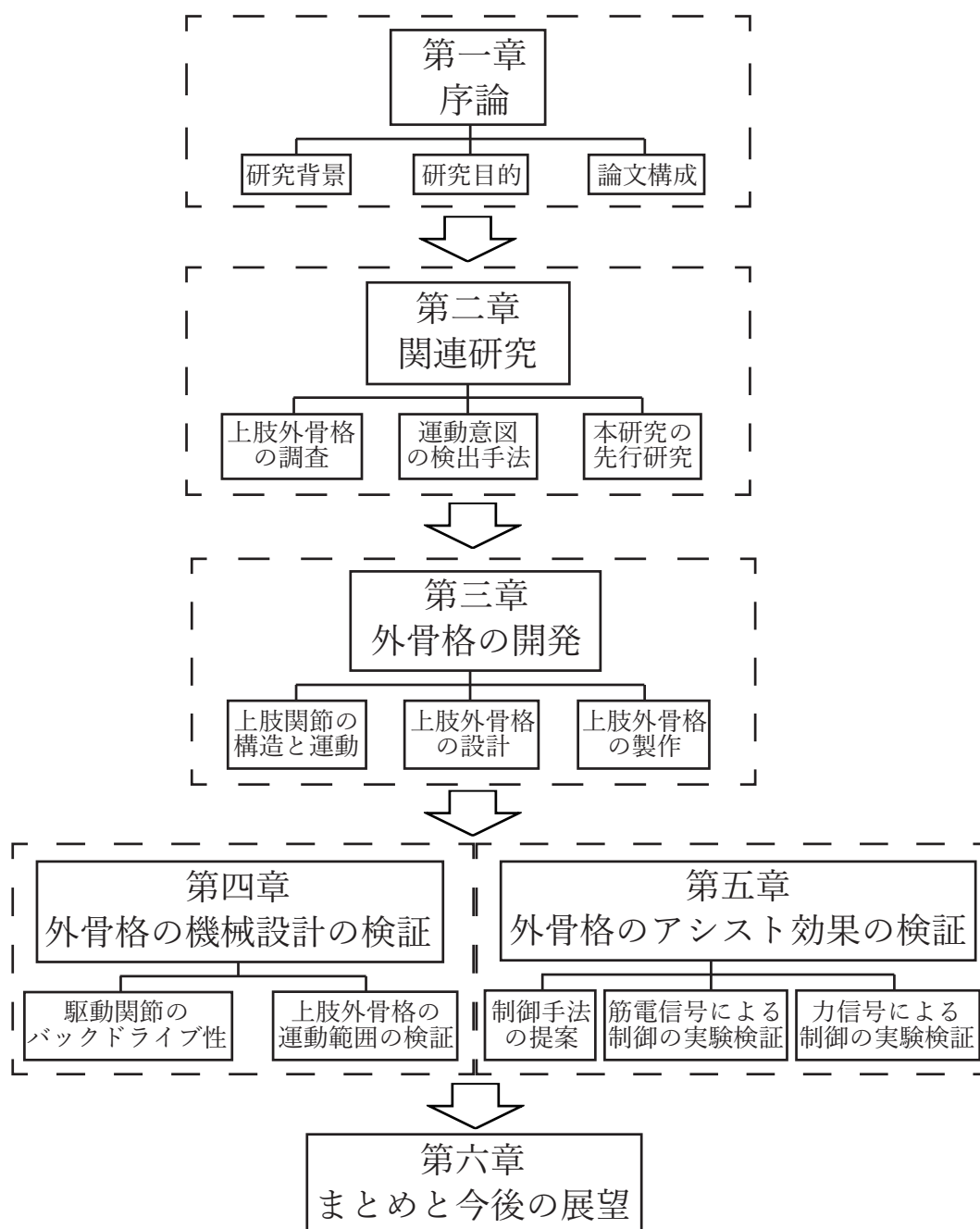


図 1.1: 本論文の構成

第2章 関連研究

2.1 外骨格ロボットの概要

外骨格型システムの概念は生物学における生物の体の外に露出している骨，骨格とされる部位を指す外骨格の拡張である [5]．例えば，カニの殻は体を覆う保護カバーとしてだけでなく，筋肉の付着面，乾燥を防ぐ水密バリア，および環境との感覚的インターフェースとしても機能している．そういう意味で，戦士の全身鎧は戦闘に戦士の皮膚を硬い殻で保護するため，外骨格として認識することもできる．しかし，研究者たちはこの考え方をさらに拡張した．表 2.1 は外骨格型システムと生物学における外骨格の概念の類似点を説明したものである [5]．

外骨格装置は日本でパワードスーツとも呼び，人体に装着されるアクチュエーターや人工筋肉などの動力を用いた，外骨格型或いは服装型の装置である．このような装置は人間を中心として，外部機構を設計されている．設計した外部機構は人体の関節と対応しており，運動を共同することができる．初代の外骨格装置は，1960 年代に Hardiman [7] が油圧アクチュエータを駆動とする全身型外骨格装置として開発され，操作者が装置の内部から動作させ兵士の筋力を大幅に増幅することができる．近年，外骨格技術は機械工学，生体工学，電子工学，人工知能の技術の進歩により，急速な発展を遂げている．その技術を今に発展してくると，外骨格装置としては図 2.1 に示すように機械工学，電子工学，ソフトウェアエンジニアリングと生物学を融合した生体メカトロニクスシステムである [8]．したがって，様々な分野融合により人間の知能と機械システム両方のパフォーマンスを向上させることができた．

表 2.1: 外骨格型システム技術と生物学における概念の比較

機能	生物学概念	外骨格技術	応用
サポート	無脊椎動物の体を支える	体が不自由な方のサポート	リハビリテーションの応用
強化	動物のパワーを高める	人間の筋力の強化	パワーアシストの応用
保護	動物の体を保護する	人間の体の保護	軍用の装甲, 放射性物質の隔離などの応用
センシング	センソリウムとして情報を取得する	人間と環境のインターフェース	遠隔操作の応用

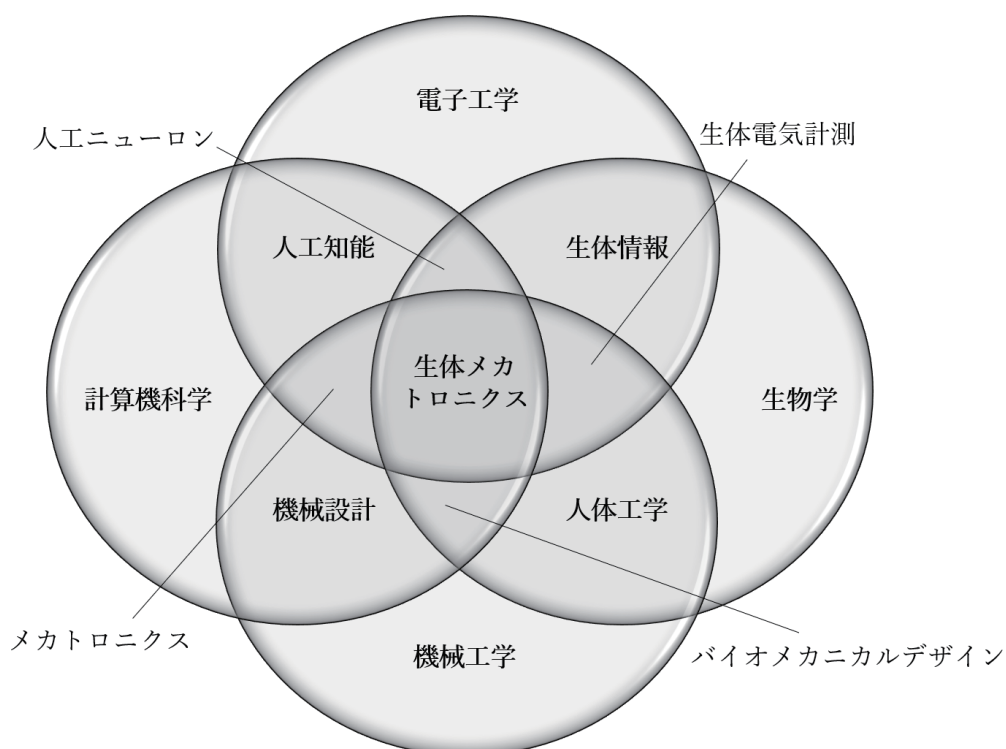


図 2.1: 外骨格システムの開発は多くの分野を融合する生体メカトロニクスシステムである

世界各国では様々な外骨格装置が開発されている [9]。本研究は上肢外骨格装置に注目し、これまでに開発された装置を調査してまとめた。図 2.2 に示すように、既存の上肢外骨格装置の開発用途、機械構造、駆動方式、使用されるセンサの種類と制御手法の五つの方面から各外骨格装置の特徴を述べる。

1. 開発用途

外骨格装置は用途から力補助用、リハビリテーション用、遠隔操作用のタイプに分けられる。

- 「力補助用」の外骨格装置では、人間としての動作を強化拡張する目的で開発されている。このタイプの上肢型外骨格では装着者の筋力を増強して軽い力でも重い荷物を持ち運ぶことを可能とし、上肢機構を有する全身型外骨格装置では更に外骨格の自重と荷物の重量を外骨格のリンクに通して地面まで伝え、使用可能な環境は最も広いと考えられる [11–13, 15, 19–21]。具体的には医療・介護分野や物流・荷役など重量物を扱う作業での使用が予想されている [22, 25–27, 29]。
- 「リハビリテーション用」の外骨格装置では、脳卒中やけがなどの原因で体が不自由になってしまった方々の運動能力の回復のために開発されている。これまでに開発されたりハビリテーション用の上肢外骨格装置の約 87%は片腕の動作に注目して開発され、そのうち約 51%は手と指の把握動作をサポートするためである [31]。また、肘関節と肩関節の屈曲・伸展動作、外旋・内旋動作などを繰り返す訓練のために開発された装置もある [32–37]。このような外骨格装置を使用すれば、リハビリテーションのサポートをする理学療法士の負担を軽減することができると考えられる [31]。
- 「遠隔操作用」の外骨格装置では、装着者の運動意図を識別して遠隔にあるロボットを操作するために開発されている。主に上肢型外骨格装置を用いて、装着者の上肢の運動と姿勢を判別して、深海や宇宙など人間

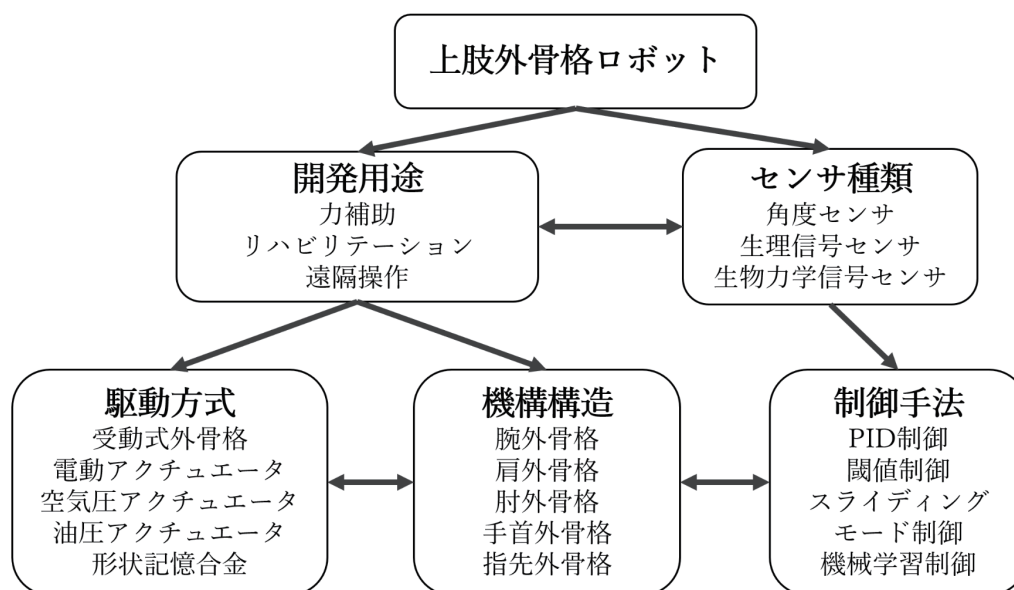


図 2.2: 上肢外骨格装置の分類

が行けない場所でのマニピュレーターとロボットが精密な操作を制御することを目的としている [38]。また、外骨格ではアクチュエータを装備して、遠隔ロボットに与えた抵抗や抗力を外骨格装置に経由して装着者まで伝えていく [39]。

2. 機械構造

外骨格装置の機械構造は開発用途と直接に関連している。これまでに開発された外骨格は手型 [40, 41]，上肢型 [22, 25–27, 29]，腰型 [42, 43]，下肢型 [14, 17, 18] と全身型 [11–13, 15, 19–21] のタイプに分けられる。それぞれ人間の四肢や体の違う動作をサポートするために開発されている。また、人間の四肢は直列リンクと近い構造で、四肢運動時に互いの干渉が少ない。そのため、外骨格装置は直列リンク機構を応用すると装着者の体にフィットし、コントロールしやすいメリットがあり、多くの外骨格装置では直列リンク機構がよく使われている [22, 25–27, 29, 30]。しかし、直列リンク機構の問題点として、自由度が多ければ制御時に装置の端末に生じる誤差が大きくなり、位置制御が難しくなる。そのため、一部の外骨格装置が並列リンク機構の応

用を提案している [34]。並列リンク機構は直列リンク機構より高負荷に耐えるが、構造が複雑になり、可動範囲の制限を生じる可能性が大きい。また、構造が複雑になることにより、外骨格装置が人体にうまくフィットせず、装着感に影響を与える。そのため、肘関節や膝関節のような単一自由度の単関節の外骨格装置への応用例が多い。外骨格装置の設計目的に基づいて、多様な機構の長所を活かし、短所を補うために、合理的に機械構造を選んで配置することが必要である。

3. 駆動方式

現在開発された外骨格装置は能動型タイプと被動型タイプがある。能動型の外骨格装置では主に直流サーボモータをアクチュエータとしている [13,16–20,22,29]。サブモータは小さくて軽く、応答速度が速いなど制御しやすいメリットがある。しかし、デメリットとして体積によりパワーの制限があり、必要なトルクを出力するため減速器を使用しなければならない場合が多い。その一方、油圧アクチュエータは出力パワーが大きいため、一部の外骨格装置では油圧アクチュエータを使用している [7,10–12]。空気圧アクチュエータの力の発生原理はある程度人間の筋肉に似ている。空気圧アクチュエータで人の筋肉を模擬して外骨格装置を制御する手法が提案された [21,45–47]。しかし、油圧と空気圧のアクチュエータはシリンダーを装備する必要がある。シリンダーの重さと大きさにより外骨格装置の装着性に影響を与える。更に、形状記憶合金或いは形状記憶樹脂などの新たな材料で駆動システムを構築し [48]、外骨格装置へ応用した例がある。しかし、これらの外骨格装置の発展は材料学の発展と緊密に依存し、使用条件と出力パワーの制限も厳しい。

4. センサの種類

外骨格装置で最も基本的なセンサは角度センサであり、エンコーダ、ポテンショメータなどで関節の角度と運動情報の検出ができる。安全装置として角度リミットが使われていることもある。また、外骨格装置では一般的に

装着者の運動意図を検出するためのセンサも使われている。このようなセンサで検出された信号の種類から、生理信号と生体力学信号に分けられる。生理信号は装着者の体から筋電センサ、脳波センサなどを使用して筋電信号 (Electromyography, EMG) [16–19,30] と脳波信号 (Electroencephalography, EEG) [51] から運動意図の判別をする。生体力学信号では圧力センサ (Force Sensing Resistor, FSR) [46,49,50], 力センサ [15,36,37], 慣性計測装置 (Inertial measurement unit, IMU) [38,66,67] を用いて装着者の運動意図を判別する。使用するセンサと運動意図の判別手法が直接に外骨格装置の制御手法にも関わる。また、生理信号では個人差が大きく存在するため、事前キャリブレーションが必要な場合が多い。

5. 制御手法

図 2.3 に示すのは一般的な外骨格装置の制御モデルである。制御モデルの予測制御器がシステムの入力信号により外骨格装置の制御信号を生成する。アクチュエータの制御では PID 制御が最も多く使われている。PID 制御は出力値と目標値との偏差に基づいて動作するため、複雑な数学モデルの構築が不要となり、計算も容易である。そのため、PID 制御のシンプル性、ロバスト性と制御精度の改善の面から外骨格装置の発展を促進した。また、外骨格装置に使用されるセンサにより運動意図の判別と更に精密な制御を実現するため、閾値制御 [51,52], スライディングモード制御 [53], 機械学習制

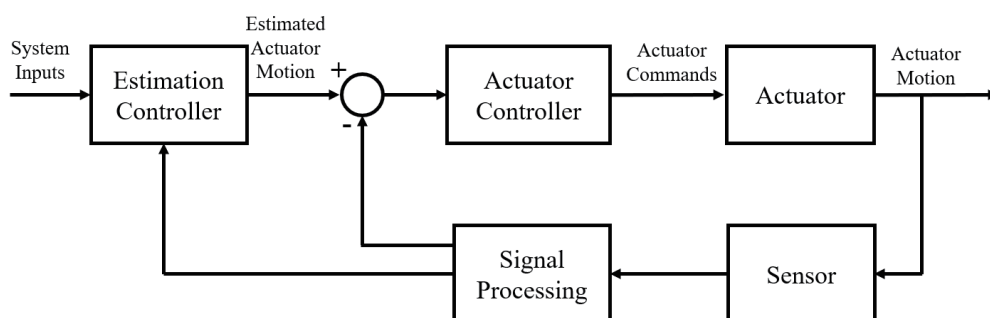


図 2.3: 外骨格装置に適した制御システムのブロック図

御 [30, 47], 生体力学的モデル [54, 55] と経験的モデル [56, 57] を用いた制御手法が開発されている。それ以外には, インピーダンス制御とアドミタンス制御も頻繁に使用されている。しかし, 制御手法が複雑になることにより, 外骨格装置の精密な制御を可能とするが, 実用現場への応用が難しくなる問題点もある。

まとめると, 外骨格装置の開発は使用用途により適した機構構造と駆動方式を選び, 運動意図の判別の手法から使用可能なセンサと判別手法, 制御手法を導入する必要がある。そのため, 更に簡単に分類すると外骨格装置は開発用途と運動意図の検出手法により分類できる。これからはこの2つの視点から上肢機構を有する全身型外骨格装置と上肢型外骨格装置の具体的な開発例を述べる。

2.2 外骨格装置の開発用途による分類

前述の通りに外骨格装置は力補助用，リハビリテーション用，遠隔操作用のタイプに分けられる．それぞれの設計開発に注目するところが違うため，開発されたものの特徴と長所も違う．これから，具体的な開発例を交えて詳しく述べる．

2.2.1 力補助への応用

2.2.1.1 上肢機構を有する全身型外骨格装置

1960年代から記載された初代の外骨格装置はアメリカが軍用に兵士の力補助装置として搬送能力を上げるために開発された [7]．その時から，軍用の外骨格装置の開発は様々な国に注目され，研究が行われている．これらの外骨格装置は全て装着者の力補助を目的としている．そのうち，有名なのはアメリカ国防高等研究計画局が2001年に外骨格の研究開発を進めるために，人体機能増幅外骨格（Exoskeleton for Human Performance Augmentation, EHPA）のプロジェクトを始めたことである [10]．このプロジェクトで SARCOS 会社が油圧アクチュエータで駆動される全身型外骨格装置を開発した．先に発表された外骨格装置は WEAR と呼ばれ，油圧リニアシリンダとスイングシリンダを用いて大きい出力パワーを実現した [11]．WEAR は片腕 7 自由度と片足 7 自由度の駆動関節を持つように設計され，そのうち上肢では肩関節 3 自由度，肘関節 1 自由度と腕関節 3 自由度のように配置されている．このような自由度配置により開発された外骨格装置を装着した状態で走ったり，ジャンプしたりできるなど高い運動能力を持っている．WEAR の最大荷重は 68 kg で，23 kg の負荷を持っていても 1.6 m/s の歩行速度を実現した．SARCOS 社は続いて XOS-1 と XOS-2 の二世代と三世代目を開発した．2010 年に公表した XOS-2 では材料と使用するセンサから改良し，エネルギー消費を 5 割減らしつつも，外骨格の最大荷重が 90.7 kg に向上し，装着者が負担する荷重を 1/17 にまで低下させることに成功した．しかし，この外骨格装置はまだ油圧アクチュエータでのエネルギー効率が低いため，実際に使用する時外部電源が必要である [12]．

フランスも 2009 年にフランスの武器設備管理局で人体機能増幅プロジェクトを始め、RB3D 社が支援を得て外骨格装置の開発を始めた。2013 年までに 3 つの HERCULE シリーズの外骨格装置が発表された [13]。そのうち、HERCULE-V1 は下肢外骨格装置の開発から着手し、下肢の片足 5 自由度で DC モータを利用した駆動システムを構築した。HERCULE-V2 では更に上肢の片腕 3 自由度（肩関節 2 自由度と肘関節 1 自由度）の外骨格を追加し、荷物を上肢外骨格で持って移動できる。HERCULE-V3 の設計は装着者の人体寸法の個人差に対応可能とし、1 分間以内に装着可能な設計が提案された。

イタリア国際省は全モータ駆動の駆動関節で 22 自由度を持つ全身型外骨格装置 BE (Body Extender) の開発を支援した [14] [15]。この外骨格装置の特徴は一部上肢外骨格の自由度がワイヤーにより動力を伝達し、上肢の可動範囲を広げた。また、外骨格装置の手先に機械フォークを設置することにより負荷荷物を掴む機能を実現した。外骨格装置の片腕は全体のバランスを維持する上で、最大 50 kg の荷重に耐えられた。外骨格全体に多くの自由度を設置したため、必要な駆動システムが多くなり、全体的な重量は 160 kg になった。

外骨格の技術が発展することにより、軍用の外骨格装置だけではなく、民生用のために開発された外骨格も次々と現れた。そのうち、最も有名なのは日本の筑波大学とサイバーダイン株式会社が発表した HAL (Hybrid Assistive Limb) という全身型の外骨格装置である [16] [17]。この外骨格装置は 1995 年から 5 つのタイプを研究開発し、今までに初めて商品化された外骨格装置である。HAL も下肢外骨格装置の開発から研究を始めて、全身型まで拡張した。下肢の外骨格装置は高齢者と障がい者の自立支援とリハビリテーションのために開発され、上肢の外骨格は災害現場の救援などの用途としている。上肢の外骨格装置では片腕 4 自由度（肩関節 3 自由度と肘関節 1 自由度）に DC モータで駆動する関節を設計され、発表された全身型の外骨格装置の重量が 23 kg である [18] [19]。

また、日本では HAL 以外に東京農業工業大学が超音波モータで駆動する全身型外骨格装置 WAR (Wearable-Agri-Robot) を開発した [20]。HAL と同様に片腕は

4 自由度の配置で，農作業に 20 kg の荷物の持ち上げと運送をアシストできるようにした．神奈川工科大学の PAS（Power Assisting Suit）は介護者が被介護者をベットと車椅子の間の移動を補助するため，全身型の外骨格装置として開発された．同様に片腕は 4 自由度の配置で空気圧アクチュエータで駆動する駆動関節を設計された [21]．

以上の外骨格装置は上肢を含んだ全身型の外骨格として開発されている．これ以外に，装着者の上肢の負担を軽減するための上肢のみの外骨格装置も開発された．

2.2.1.2 上肢外骨格装置

Ekso-BIONICS 社は，EksoVest と呼ばれる受動上肢外骨格装置を発表した [22]．EksoVest では簡単なトルク補償機構とヒンジ機構を採用し製造現場で作業者の負担を軽減することを目標とした．装着者が長時間腕を上げる作業をする時に，外骨格が姿勢維持に必要なトルクを提供して作業負担を軽減できる．EksoVest の機能評価の結果として，肩関節の負荷を約 10% 軽減し，頭上掘削作業に脊椎の負荷が大幅に減少したことを発表した．しかし，このタイプの上肢外骨格装置では特定の作業現場への応用しかできず，応用環境を制限される弱点がある．

Rosen 達は人間の前腕と手先に部分的装着可能な台座固定型の上肢外骨格装置 CADEN-7 を開発した [23]．CADEN-7 の特徴としては 7 自由度の駆動関節を有しており，それぞれに肩関節 3 自由度，肘関節 1 自由度と手首関節 3 自由度の動作が対応できる．駆動方式では DC モータを用いてワイヤで動力を各回転関節まで伝達する機構を提案した．このような駆動方式で正，逆方向の駆動が可能で，モータを台座に設置することにより外骨格本体の重量を減らして運動中の慣性モーメントによる影響を低減している [24]．この外骨格装置は人間の運動計測に使用できると発表された．

Bai 達は肩 3 自由度と肘 1 自由度の動作をサポートできる AAU 上肢外骨装置を開発した [25]．この外骨格の特徴は肩関節（球関節）の 3 自由度の動作に対応するため，二重平行四辺形機構（Double parallelogram（DPL）spherical mechanism）

を導入したことである。二重平行四辺形機構は受動の機構で、2つの回転軸を持つことにより大きな可動範囲、軽量化、耐荷重性が実現できた。また、開発では生体力学モデルを使用して、人間の肩関節の動きと二重平行四辺形機構の動きを運動学を用いて分析した。駆動関節は肩の屈曲・伸展方向と肘関節に設置し、アドミタンス制御により制御を実現した。しかし、二重平行四辺形機構は大きいため、体にフィットすることが難しくなった。

Ebrahimi 達は人間工学を考慮して、産業現場での作業を支援できる外骨格 Stuttgart Exo-Jacket を提案した [26]。トランクに積載する 30 kg ほどのケーブルを運び出す作業のために特別開発された外骨格装置である。そのため、肩と肘関節の屈曲・伸展動作の力補助を目標とし、人間の上肢動力学を考慮した上で機械設計を行った。しかし、装着者の関節と外骨格装置の関節の回転中心が一致しないことが重大な問題であることが指摘された。この問題に対して装着者の各関節の回転中心に直動の駆動関節を取り付けることにより影響を最小限に抑えた。

Stadler 達は産業現場での作業者が短距離で重量物を持ち上げて運送することを支援するために Robo-Mate という上肢外骨格装置を開発した [27]。Robo-Mate の機械設計はモジュール化されており、違う負荷レベルの活動も対応可能とした。試作機全体がアルミニウム製で、バッテリーパックを除いた重量は約 2.3 kg であり、簡単な機械構造で大幅な軽量化を実現した。安全性とリスクの分析も設計に含まれており、自動車産業への応用ができるようにした [28]。しかし、この上肢外骨格装置では、重量物の持ち上げる動作は対応できているが、装着者の外転・内転動作と外旋・内旋動作は対応できない。また、特定の作業動作への支援に制限されている。

Gopura 達は肩の球関節に対応可能な可動機構 [29] を備えた 4 自由度の主動上肢外骨格装置を提案し、肩関節の屈曲・伸展、外転・内転と前腕の外旋・内旋運動を支援できるとしている [30]。外骨格装置の肩関節はヒンジ機構を採用して設計され、肩関節回転中心の移動も含めて考慮された。このような設計により、外骨格と装着者の肩関節に生じる微小な変位を吸収し、装着性を向上できた。しかし、

外骨格装置は車椅子に取り付けて使用することに限定されているため、応用面が制限されている。

2.2.2 リハビリテーションへの応用

1990年代にマサチューセッツ工科大学がガイドにより手先の運動を支援する初代のリハビリテーション用のロボット MIT-MANUS を開発した [32]。このロボットでは平面運動しか実現できないが、臨床試験で運動神経機能障がい患者に対して運動機能を大幅に改善し、人間運動機能修復をロボットで行った先例として実用性を示した。リハビリテーション用のための上肢外骨格装置は力補助用の外骨格装置とは違い、脳卒中後の麻痺、筋萎縮性側索硬化症、またはその他の身体的と認知的障害に苦しむ身体機能障がい者の身体機能の回復に使用される。そのため、主に特定の関節運動に対して繰り返す訓練のサポートを目標として開発された。また、外骨格装置は台座モバイル/固定プラットフォームに取り付けられており、装着者単独で使うことが少なく、理学療法士の監督と指示にしたがって臨床現場での使用が多い。これらの上肢外骨格装置は健常者と同様な動作軌道の再現と最適な制御アルゴリズムの選択が多く研究者と開発者に興味されている。

Kim 達は自然な運動学特性を持つ上肢外骨格装置を開発した [33]。この外骨格は肩関節に 5 自由度、肘と手首関節に 1 自由度ずつ持つように設計された。BLDC モータとハーモニックギアを用いて駆動システムを構築した。機械的な特徴として、肩関節の解剖学を根拠として、回転機能を有する平行四辺形機構により肩の胸鎖関節の挙上、下制と牽引運動にも対応できるようにした。更に、平行四辺形機構の先端は回転軸が 1 点に交わる 3 つの駆動関節と繋がり、肩の球関節の 3 自由度回転運動に対応できた。平行四辺形機構により装着者の肩関節の可動範囲を向上させた。外骨格装置の肘と手首関節もそれぞれ 1 自由度の駆動関節を設計した。

Hunt 達は 5 自由度を持つ肩の外骨格装置を開発した [34]。この外骨格は 3 自由度を持つ球関節に対して平行機構 (spherical parallel mechanism, SPM) と 2 自由度の受動式スライド機構により構築されている。SPM 機構は 3 つの並列したり

ニア駆動機で構成され、タイロッドジョイントを使用して肩関節と結合する。肩関節は受動式スリッピンターフェースを介して人間の上腕に接続されており、1自由度の直進運動と1自由度の回転運動をサポートできる。このような構造により、システムの可動性を高め、装着者における肩関節の挙上、下制と牽引運動により外骨格の肩関節と生じるズレの吸収ができ、装着性を向上できた。

Ripel 達は Active Elbow Orthosis (AEO) と呼ぶモーター駆動のリハビリテーション装置を開発した [35]。この装置は最初、肘関節のために開発されたが、他の単自由度の関節にも簡単に応用できる。AEO はひずみゲージを使用して装着者の運動を計測し、測定結果を利用して装置の駆動システムを制御できた。駆動システムは DC モータと遊星ギアにより構成された。外骨格装置のフリーモードを用いた事前キャリブレーションにより、患者に適切な補助トルクを提供することを可能とした。このような制御モジュールは理学療法を模倣し、多様な運動訓練を装着者に提供できた。

Nef 達は 4 自由度の駆動関節を持つ上肢外骨格装置 ARMin を開発し、診療所の日常活動のトレーニングに使用することを目的とした [36]。外骨格は肩関節 3 自由度で屈曲・伸展、内転・外転、外旋・内旋動作ができ、肘関節の屈曲・伸展動作もサポートできる。ARMin は上肢のみの外骨格装置で、台座に固定され、患者が外骨格の下にある車椅子に座った状態で外骨格を装着する。機構の調整機能により患者の個人差に対応できる。ARMin では調整可能なインピーダンス制御を使用し、装着者がゲーム療法でボールをキャッチする動作に対して支援する。ARMin の研究開発は近年でも続いて行われて、ARMin-II では手首関節の 3 自由度が追加され、合わせて上肢 7 自由度を持つ外骨格装置として開発された [37]。

2.2.3 遠隔操作への応用

外骨格システムは、センシング、データ融合、データの送受信、フォースフィードバックを高度に統合しているため、装着者が直接作業をしているようなリアルな感覚を生み出しやすい。この特性によりロボットのマスタ・スレーブ制御にお

いて、遠隔操作の制御効率が向上できる。そのため、フィードバックを備えた外骨格装置は遠隔操作技術において最高の Human Machine Interface (HMI) と見なされている。遠隔操作用の外骨格装置は主に装着者の姿勢と運動意図を計測し、遠隔であるロボットアームやヒューマノイドロボットなどの制御に必要な情報を転送する。

マサチューセッツ工科大学のバイオミメティックスロボティクス研究室は外骨格装置により遠隔操作が可能なヒューマノイド HERMES を開発した [38]。装着者の運動は全て外骨格装置により計測され、遠隔である HERMES は装着者と同様な姿勢と動作を模倣できた。外骨格装置の開発は全身型の Human-Machine Interface (HMI) として扱い、二足ロボットの性能を活用して原子力、火災、化学物質の危険などの災害状況に対応することを目的とした。外骨格装置の技術を用いてリアルタイムで精密な制御を実現することを可能とした。そのため、外骨格装置は関節とリンク機構以外に、主に角度センサと IMU センサなど運動計測のためのセンサを設置し、計測された装着者の手先の位置と重心位置による運動意図の判別が外骨格装置の開発中心となっている。

Schiele 達は宇宙のロボットを遠隔操作するために、ESA Human Arm Exoskeleton を開発した [39]。冗長機構を持つ腕型外骨格装置で、力感覚のフィードバックが可能なヒューマンマシンインタフェース (HMI) の機能を実現している。これまでの遠隔操作用のシステムより、軽量、着脱しやすい、操作性がよい外骨格のシステムの構築ができた。ロボットアームの遠隔操作は腕の外骨格に従属し、外骨格における関節のセンサによって検知された装着者の腕の姿勢がロボットコントローラーに送られ、ロボットコントローラーが遠隔にあるロボットアームに対応する姿勢になるように駆動する。さらに、外骨格の関節にアクチュエータを備えており、装着者にトルクのフィードバックをすることができた。フィードバックにより遠隔であるロボットアームが命令を実施する時に受ける力を感知できるようにした。外骨格装置は人間の動作を十分検出できるよう、肩関節 6 自由度、肘関節 4 自由度と手首関節 6 自由度の冗長機構を持つように設計した。各関節に DC

モータとワイヤで構成されたアクチュエータを設置した。

2.2.4 まとめ

表 2.2 は上肢外骨格装置の機構部分のまとめである。そのうち、全身外骨格装置では上肢の機構を注目して調査とまとめを行った。まとめ方は外骨格装置の名称（名称がなければ代わりに文献の著作名）、開発用途、サポート関節、片腕の自由度とアクチュエータの種類の 5 つの方面からまとめた。まとめた結果から、力補助の外骨格装置の一部は駆動関節と受動関節を併用している。完全に受動方式の外骨格も開発され、ヒンジ機構の使用により一定の作業姿勢の維持をサポートすることにより使用者の負担を軽減できた。このような設計により外骨格の自由度を保証した上で軽量化を実現し、実用性を向上できた。アクチュエータは高出力トルクの油圧と空気圧のアクチュエータ、超音波モータを使用した装置があった。

その一方、リハビリテーションへ応用する外骨格装置はより高い応答性を持つモータがメインに使用されている。リハビリテーションの仕様は力補助の仕様とは違って、単純な 1 つの動作だけでも使用者の機能回復に有利であれば価値がある。そのため、1 自由度のみの外骨格装置も開発されている。また、関節の自由度は全て駆動関節で設計されるため、装置が大きく重くなった場合が多い。そうすると、外骨格装置を完全に使用者の体に装着することができず、台座に固定して部分的に装着して使用される。

遠隔操作のために開発された外骨格装置は遠隔制御に必要な精度とフィードバックにより、機械構造に大きな差異がある。外骨格装置は操作者の姿勢と運動を検出し遠隔のロボットを制御するため、センサのみを外骨格の各関節に取り付けているタイプがある。更に、遠隔ロボットの運用中に受けた外力により、操作者に力触覚提示ができるタイプも開発された。このタイプではセンサだけではなく、力フィードバックのためのアクチュエータも外骨格に装備しなければならない。

調査から、現在までに開発された外骨格ではいくつかの共通な問題点がまとめられる。

1. 外骨格装置の機械構造が大きくて重い．外骨格の自重が重いと装着者への負担が大きくなり，アクチュエーターに必要な出力パワーも大きくなる．また，外骨格は使用者の体の外側に装着するため，大きくなると装着感が悪くなってしまう．
2. 外骨格装置は装着者の運動を制限する．外骨格の自由度は関節の設計に依存し，装着者の自然動作範囲が大きく制限されると装着者の動作が不自然になり，違和感を感じてしまう．
3. 外骨格装置の装着性がよくない．外骨格が装着者の体によくフィットできないと長時間の装着に疲れを感じてしまう．また，着脱に必要な時間が長くなり，使用効率が低下してしまう．

以上の問題点が存在するため，装着可能な外骨格パワーアシスト装置の研究開発を実用化するまでに重大な挑戦が残っている．

表 2.2: 上肢外骨格装置のまとめ

装置名/著者名	開発用途	サポート関節	片腕自由度 (受動式)	アクチュエータ	装着型/非装着型
XOS-2	力補助	肩, 肘, 手首	7	油圧アクチュエータ	装着型
HERCULE-V2	力補助	肩, 肘	3	DC モータ	装着型
Body Extender	力補助	肩, 肘, 手首	7	DC モータとワイヤ駆動	装着型
HAL	力補助	肩, 肘	4(2)	DC モータ	装着型
Wearable-Agri-Robot	力補助	肩, 肘	4(2)	超音波モータ	装着型
PAS	力補助	肩, 肘	4	空気圧アクチュエータ	装着型
EksoVest	肩姿勢サポート	肩	3(3)	ヒンジ機構 (受動式)	装着型
CADEN-7	力補助	肩, 肘, 手首	7	DC モータとワイヤ駆動	装着型
AUU	力補助	肩, 肘	4(2)	DC モータ	装着型
Stuttgart Exo-Jacket	力補助	肩, 肘	4(2)	DC モータ	装着型
Robo-Mate	力補助	肩, 肘	3(2)	BLDC モータ	装着型
Gopura 達	力補助	肩, 肘, 手首	7	DC モータ	非装着型
Kim 達	リハビリテーション	肩, 肘, 手首	5	BLDC モータ	非装着型
Hunt 達	リハビリテーション	肩	5	DC モータ	非装着型
Active Elbow Orthosis	リハビリテーション	肘	1	DC モータ	非装着型
ARMin-II	リハビリテーション	肩, 肘, 手首	7	DC モータ	非装着型
HERMES	遠隔操作	肩, 肘	4(4)	受動式	装着型
ESA	遠隔操作	肩, 肘, 手首	16	DC モータとワイヤ駆動	装着型

2.3 外骨格装置の運動意図判別の手法による分類

運動意図の判別手法は外骨格装置の技術の中でとても重要な構成部分であり、装着者と外骨格のインタフェースとも言える。運動意図の判別により装着者のニーズを解釈して外骨格装置を動作させ、共に目的を達成する。これまでによく使われている判別手法は2種類に分けられ、生理信号（physiological signals）と生体力学信号（biomechanical signals）がある。生理信号は生体現象によって体内から発せられる信号で、生体力学信号は人体が実行する動きから測定される信号である。生体力学信号の計測は（例えば関節の動きやトルクなど）、計測対象の実際の動きに依存するため、運動機能障害を持つ対象では観測ができなくなり、一部の応用（特にリハビリテーション）への制限が生じる。この場合、生理信号の計測と活用の重要性が現れ、運動機能の障害があっても計測可能な生理信号を用いて外骨格装置を制御できる。次に生理信号と生体力学信号を用いた外骨格装置への具体的な応用例を述べる。

2.3.1 生理信号

これまでに外骨格装置へ一番多く応用された生理信号は表面筋電信号（surface electromyography, sEMG）である。表面筋電信号は筋収縮時の膜の興奮電位を皮膚上で計測したもので、筋肉への神経刺激を電気信号として取り出したものである。このことから脳の運動指令や筋張力を良く表しているため、人間の運動意図と関節の出力トルクの推定に応用できる。全ての表面筋電計は筋肉の非侵襲評価基準を遵守し、接触電極を用いて皮膚の表面から信号を計測する [58]。電極は2つの電極部位が対象の各筋肉の上に配置されるように、2チャンネルの構成で配置される。2チャンネルを差動増幅することでコモンモードノイズを除去し、筋肉活動の変化を明確にする。この非侵襲評価基準により計測の安定性を保証し、ノイズを低減することができる。

外骨格装置の対象動作により、異なる筋肉の表面筋電信号を採用する。例えば、

指先の外骨格 [59] では指の屈曲・伸展動作をサポートするため、浅指屈筋、長母指屈筋の表面筋電信号を用いて制御する。肘関節の外骨格 [47, 60, 61] は主に上腕二頭筋と上腕三頭筋の筋電信号で制御を行う。手首関節の屈曲・伸展と内転・外転動作を分析してサポートする外骨格装置 [61] では通常に前腕や肘の動きとは関係しない総指伸筋と長掌筋の筋肉の筋電信号を採用した。これにより、肘関節の運動と手首関節の運動を区別できた。

表面筋電信号はノイズの影響を受けやすいため、制御システムへ入力して制御信号として使用できるまでに前処理を行う必要がある。前処理は主に信号の整流 [47] とフィルターをかける [47, 60–63] ことが多く、筋電計の出力機能により必要な遮断周波数を選択する。筋電信号の電圧をアナログ-デジタルコンバーター（AD コンバーター）で外骨格装置の制御システムに読み込み、AD コンバーターの入力範囲により信号のシフト回路を使用する場合もある [62, 63]。表面筋電信号は制御システムに読み込まれた後、使用者の意図を判別して外骨格装置の制御信号として使用される。

しかし、筋電信号が計測できない方、例えば病気や傷害により麻痺を患った方や身体の一部を切断した方では運動したい関節に対応する筋肉からの表面筋電位の変化が微弱、または生成不可能な場合が存在する。これらの障がい者を対象に外骨格装置でサポートするため、有効な手法として、脳活動情報を用いる Brain-Machine Interface (BMI) が挙げられる [64]。BMI は脳の神経ネットワークに流れる微弱な電流や血管に流れる血流を身体の内外から計測し、デコードすることによって、人の動作意図を推定し、そしてそれに基づくロボットなどの外部機器の制御を実現するものの総称である。そのため身体的な疾患がある場合でも利用することが可能である。BMI に基づいた外骨格装置を制御する技術は、運動機能の障がい者と切断者にリハビリテーションと日常生活のサポートを提供することの可能性を示した。しかし、脳活動情報を取得するうちに電極に大量のクロストークが発生し [51]、また膨大な生体信号が含まれている脳活動情報から運動判別用の信号の分離と制御可能な信号の生成にはまだ大きな課題と挑戦がある。

筋電信号と脳波以外に、触覚センサによる筋肉の厚さ変化を測定し外骨格装置を制御する手法が提案された [21,65]. この手法は肘関節の屈曲・伸展動作の判別に使用され、上腕二頭筋と上腕三頭筋に触覚センサを設置して筋肉の厚さ変化を計測した. 測定された厚さ変化から関節トルクの推定を行い、外骨格装置の制御を実現した. 筋電信号より外乱ノイズと筋肉疲労の影響を受けにくいと発表されたが、まだ特定の筋肉しか計測されていないため広く応用するまでに多くの検証が必要である.

2.3.2 生体力学信号

生体力学信号は関節の運動計測と力学計測などの人体運動の過程に生じる信号である. 生体力学信号は生理信号の計測より簡単で、使用可能なセンサの技術も充実し、よりコンパクトでコストも低い.

身体の運動情報の計測に使用可能なセンサとしてエンコーダ、ポテンシオメータ、慣性計測装置 (Inertial Measurement Unit, IMU) がある. これらのセンサを用いて装着者の関節角度、運動速度と加速度が測定できる. 運動状態のフィードバックは位置制御や速度制御に基づいた外骨格装置の閉ループ制御システムにとってとても重要な構成部分である. そのうち、エンコーダ或いはポテンシオメータは簡単に外骨格の回転関節に設置でき、計測環境を問わずに振動、温度などの外乱に強い、遅延が小さい、コストが低いといったメリットを持っているため、現在開発されたほぼすべての上肢外骨格装置に使用されている. 慣性計測装置は基本的にジャイロ、加速度計で構成され、角速度と加速度が求められる. そのため、慣性計測装置を用いて手先、肘関節と肩関節の動きを計測する外骨格装置が提案された [66,67]. 慣性計測装置は安価、コンパクトで幅広く使用できるが、具体的な運動情報を取得するため他の角度センサと比べて複雑な計算を行わないといけない.

身体の運動情報の計測以外に、力情報の計測も上肢外骨格装置に頻繁に応用されている. 外骨格装置と装着者の間に生じた力或いはトルクを計測して外骨格装

置の制御システムに組み込むことが多い [46, 49, 50, 54, 68]. 力情報の計測はひずみゲージによる応力センサが使用されることが多い. ひずみゲージはひずみを受感すると, 電気抵抗がひずみに比例して変化する性質を利用して, ひずみによる微小抵抗変化を電圧信号に変換する方法が一般に採用されている. 開発された外骨格装置の構造とその使用用途により力覚センサを設置する場所と検証する力情報がそれぞれ違う. 例えば, 外骨格装置を装着者の手先の位置を追従してサポートする場合, 外骨格の手先に 6 軸の力センサを設置している [13, 36, 37]. また, ひずみゲージを外骨格の各回転関節に内蔵して, 関節の回転トルクを検出し, 対応関節の回転を制御する場合もある [68]. ひずみゲージ以外の力センサでは, 感圧抵抗による圧力センサ (Force Sensing Resistors, FSR) を外骨格と装着者の間に埋め込み, 装着者が外骨格に加えた圧力を検出する手法が提案されている [46, 49, 50]. FSR はひずみゲージによる力覚センサよりコンパクトで柔らかい素材で作られ, 外骨格に設置しやすいメリットがある. また, 安価, 低ノイズと長期安定性の性質を備えている. しかし, ひずみゲージより計測のリアルタイム性が低い, 計測結果と圧力との線形性が悪い, 精度が低いといったデメリットが存在する [69].

2.3.3 まとめ

関連研究の調査により, 様々なセンサが外骨格装置の開発に使用されていることがわかった.

生理信号と生体力学信号は運動意図の判別においてそれぞれの長所と短所を持っている. 基本的に, 生理信号は直接使用者の生体現象に伴って体内から発せられる電氣的信号をセンサにより計測された数値化信号であるため, 実際に運動の発生より早く観測される. 例えば, 筋電信号は運動の 100 ms から 200 ms 前に観測することができる [70]. 脳波は上位運動ニューロンから発生する電氣的信号であるため, 人間の行為の意志が脳内で発生する前に, 脳神経系の頭頂葉に準備電位 (Bereitschafts Potential, BP) という活動が発生する [71]. 脳波計によって計測すると, 身体部位の運動が実際に始まる約 1000 ms から 500 ms 前に, 脳の補足運動

野 (Supplementary motor area) で陰の電位変化が生じる [72].

そのため、外骨格装置の制御に生理信号を用いて使用者の運動意図を判別することで制御システムの応答性の改善が考えられる。しかし、特に筋電信号と脳波などの生理信号は個人差が大きく存在するため、外骨格装置の制御に事前キャリブレーションが必要な場合が多い。事前キャリブレーションが必要となると、外骨格の使用に不便を与えてしまう。

その一方、生体力学信号の計測は使用者が出している関節トルクと関節の運動情報を測定するため、実際に発生した動きに依存している。生体力学信号により外骨格装置を制御する場合、計測に使用可能なセンサは基本的に生理信号のセンサより技術的に成熟し、コンパクトである。より容易に外骨格装置のハードウェアに統合できる。また、生体力学信号は生理信号より多くの計測環境に適応でき、体動などの外乱にも強い面から実用性がより高いと考えられる。

まとめると、外骨格装置に対して、使用者の運動意図を解読し、使用者の意思にしたがって制御を行うことがとても重要である。そのため、外骨格装置の開発目的に基づいて、適切な制御に使用可能な信号と対応する適切なセンサを選ぶべきと考えている。

2.4 本研究グループ先行研究の成果

本研究グループの先行研究では図 2.4 に示す非装着型のロボットアームを開発した [73]。ロボットアームは肩関節と肘関節の屈曲・伸展動作に対応して開発された。ハードウェアの設計は介護現場で介護者が被介護者を抱え上げて移動することを想定し、ロボットアームのアシスト率を 80% に設定、つまり実負担が全負荷の 20% まで軽減することを目標とした。アシスト率はロボット重量を支える分を差し引き、アクチュエータから出力された結果である。実際に外骨格装置の動作速度は装着者の動作速度と同等であるため、アクチュエータは常に使用者の動作速度に対して追従する必要がある。そのため、アシスト率は速度から算出するのではなく、使用者の関節部位に発生する回転トルクのみでアシスト率を表現する [20]。簡単に式 (2.1) でアシスト率を表現できる。

$$\begin{aligned} \text{アシスト率 (\%)} = & (\text{機械システムの出カトルク} \\ & \div \text{任意の作業に対して必要な出力トルク}) \times 100 \end{aligned} \quad (2.1)$$

被介護者の体重が 75 kg に想定した場合、介護者の片腕にかかる重さは $75/2=37.5\text{kg}$ となり、ロボットアームが 80% のアシスト率を実現するために $37.5 \times 80\% = 30\text{ kg}$

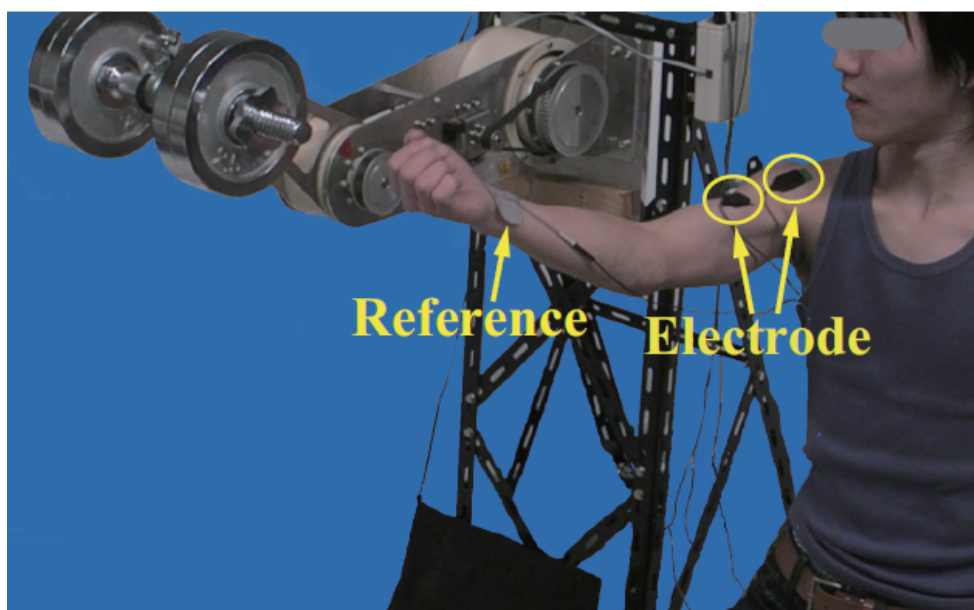


図 2.4: 先行研究のロボットアーム

の負荷に耐えられて負担できることを目標として設計した [73]. このような設計基準に基づいたため、大型のギア、プーリーと高出力トルクのモータを選定した. このことにより開発されたロボットアーム（図 2.4）が大型になり、使用者の腕に装着することができなくなってしまった.

ロボットアームは肘と肩関節の屈曲・伸展動作に対応する 2 自由度の動作を実現できるように開発された. 次に使用者の筋電信号による制御手法を提案し、ロボットアームを用いて制御手法の実験検証を行った. 人間の 1 つの関節の運動は、一般的に主動筋と拮抗筋が同時に働くことにより完成すると認識されている. 筋肉運動の際に主な出力トルクは主動筋から発生し、拮抗筋はバランス維持および震度を抑える機能を果たしている. そこで主動筋の筋電信号のみを用いて、最小限の筋電センサ（1 自由度-1 筋電センサ）による制御を実現することを目標とした. センサの数を最小限に抑えることにより、開発コストを削減でき、使用する時に電極の取り付けに必要な時間と手間も減少できるため、使用効率の向上が考えられる. 具体的な手法は主動筋のみの表面筋電信号を読み取り、信号により関節の出力トルクを推定し、拡張アドミタンス制御を導入して各関節の目標速度を推定する. 目標速度の推定結果によりロボットアームの動作を制御する. 検証実験では図 2.4 の示す通りに、ロボットアームの動作が使用者の動作にうまく追従できることが確認された.

2.5 本研究の目的と概要

本研究は先行研究の設計と開発経験を踏まえて、装着可能な軽量型上肢外骨格パワーアシスト装置の開発及び実機の機能検証を目的とした. 実際の設計を行う前に、本研究は目標アシスト率の再検討を行った. アシスト率は外骨格装置の開発においてとても重要な指標である. この指標の大きさにより、適用なアクチュエータ、出力を伝達する機構と機械構造が大きく異なる. 外骨格装置が目標アシスト率を達成するためには、適した構造を設計する必要がある. 言い換えると、目

標アシスト率を増加させると、外骨格の機構強度の保証とアクチュエータ出力の増加により、外骨格全体の重量の増加が一般的に考えられる。つまり、アシスト率、外骨格の機構設計とアクチュエータの構成の3つの要素がお互いに影響しあうため、設計する時にバランスを取ることが重要である。そのため、適切なアシスト率を設定することが最も重要となる。

設計を行う前に介護現場の介護者の意見を聞いたところ、30%程度のアシスト率が適切であると回答された。建築と物流現場でもアシスト率が大き過ぎる場合、使用者が負担している実負荷感覚が弱くなり、危険性が生じてしまうことが考えられる。また、細かい作業など小さい出力トルクでの制御動作が難しくなる。関連研究で能動的な外骨格装置のアシスト率に対して同様な結論を主張している [20]。

そこで本研究は30%のアシスト率を目標とし、装着可能な軽量腕型パワーアシスト装置の開発をした。まず解剖学に基づいて肘と肩関節の動作を拘束しないような外骨格の自由度を持つ機械構造を設計した。具体的には、人間の肘関節は1自由度のみで屈曲・伸展動作ができる。肩関節は一般的により複雑な球関節と認識されて3自由度を持ち、屈曲・伸展、外転・内転、外旋・内旋動作ができる。外骨格の設計はこの4つの自由度を考慮して設計した。そのうち、肘と肩関節の屈曲・伸展動作は人間が両腕で荷役の際に主に行う動作であり、最も力補助が必要な動作として外骨格が対応する関節をパワーアシスト可能な駆動関節に設計した。それ以外の2自由度は回転フリーな受動関節に設計した。従って、駆動関節と受動関節の組み合わせにより、装着者の運動を拘束しないようにしつつ必要なアクチュエータの数を最小限に抑えることで軽量化を実現した。また、人間の肩関節は球関節だけではなく、3つの解剖学的関節（肩甲上腕関節（球関節）、肩鎖関節、胸鎖関節）に構成された複合体である。肩複合体の運動に伴い球関節の回転中心（上腕骨頭）がスライド運動を発生する。このような運動により装着者の肩関節と外骨格の肩関節でズレが生じてしまう。外骨格の機構設計はこのようなズレも設計時に考慮することで、外骨格の装着性を更に向上できた。そして、肘と肩関節の駆動関節が高いバックドライバビリティを有するよう、直流モータと2段階の減

速機構（タイミングベルトとプーリー，複合遊星ギア）で構成された駆動システムを設計した．駆動関節のバックドライバビリティにより，制御を加えない場合（着脱時）と不具合が発生した場合（電源が落ちた時）に装着者の動作を制限しないようになった．これにより，装着者が容易に駆動関節を動かすことが可能となり，着脱する時の利便性と緊急時の安全性も向上できた．このような設計に基づいた上肢外骨格パワーアシストの実機の製作を行った．

次に，完成した外骨格パワーアシスト装置の実機を用いて運動範囲とバックドライバビリティの検証を行った．運動範囲の検証として，モーションキャプチャを用いて外骨格を装着している時と装着していない時の運動範囲の定量的な解析手法を提案し，分析を行った．その結果，開発した外骨格を装着していても装着していない時の8割以上の動作範囲を達成した．この結果から日常生活に必要な運動範囲と比較することにより，外骨格を装着しても日常生活の動作を妨げないことが言える．バックドライバビリティの検証実験により駆動関節が高いバックドライバビリティを有することで，制御を加えていない時も装着者が容易に外骨格を動かせることが確認できた．

更に，筋電センサまたは力覚センサを用いた制御手法を提案した．先行研究における筋電信号を用いたロボットアームの研究成果を踏まえて，筋電信号を用いて上肢外骨格パワーアシスト装置の制御と荷役動作の力補助を実現した．また，小型な力覚センサを導入し，直接に外骨格の先端に固定して装着者の力情報を用いた運動意図の判別と制御による力補助を実現できた．力覚センサを用いた場合では筋電センサのように電極を貼り付ける時間が不要となり，更に汗などの外乱に対して強くなるため使用可能な環境が広げられた．筋電センサを用いた制御と力覚センサを用いた制御ともに，荷役動作をする際に筋電信号と力情報から優れたパワーアシストの効果を確認できた．

論文の最後に従来の研究との比較をし，まとめを行い，今後の展望について述べる．

第3章 上肢外骨格パワーアシスト装置の設計と実機の製作

本章では，上肢外骨格パワーアシスト装置の設計コンセプトと具体的な設計方法について述べる．まずは生理学と解剖学に基づいて上肢関節の自由度，構造と機能を調査し，まとめた．そして，外骨格の設計と外骨格の自由度は人間の上肢関節の構造，各関節の自由度と可動範囲に基づいて設計を提案した．最後に，提案した設計案に従って開発した外骨格を紹介する．

3.1 人体の上肢関節の構造

3.1.1 上肢の主要な関節の構造

人の上肢は多くの筋群や複雑な骨格で構成され，関節には肩複合体，肘関節，手関節がある [77]．これらの関節は上肢に幅広い運動範囲を与え，人々の操作能力を向上させている．そのうち，骨格は人体の支柱であり，体重を支えて体型を維持し，内臓を保護する．その機能は，機械（ロボット）のベースとリンクに似ている．各関節は骨と骨の間の接続であり，運動中に支点として機能する．その機能は機械の回転機構に似ている．最後に，骨格に付いた筋肉群は収縮機能を持ち，上肢を動かして様々な動作を行わせる．その機能は機械のアクチュエータと同様である．

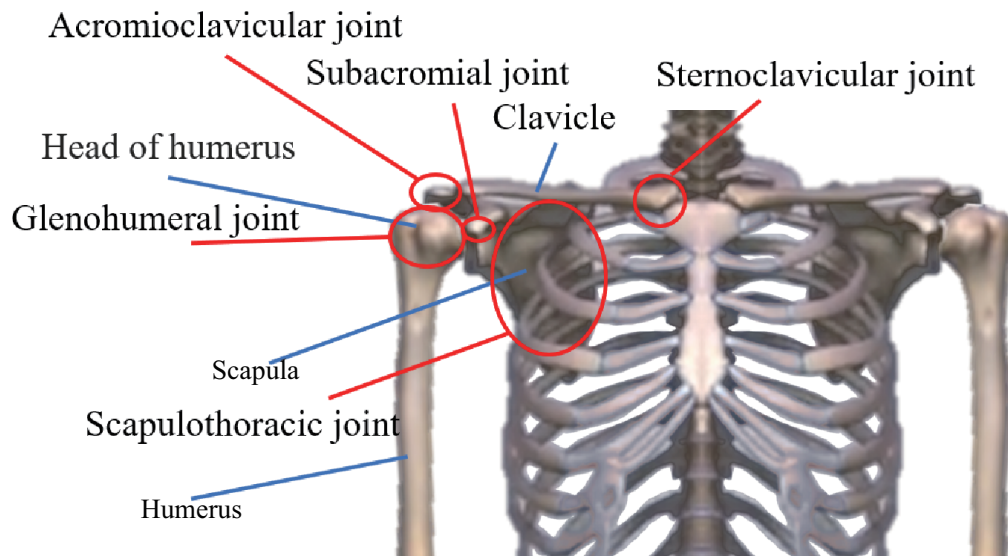


図 3.1: 肩複合体の構成

3.1.1.1 肩複合体

肩複合体では具体的に図 3.1 に示す肩甲骨，上腕骨，鎖骨，胸骨，胸郭より構成されている [78]。これらの骨格の間に肩複体の関節である肩甲上腕関節（Glenohumeral joint），肩鎖関節（Acromioclavicular joint），胸鎖関節（Sternoclavicular joint），肩峰下関節（Subacromial joint）と肩甲胸郭関節（Scapulothoracic joint）が構成されている。各関節の構造と機能は以下の通りになる。

- 肩甲上腕関節：肩甲骨関節窩と上腕頭骨からなる球関節で，可動範囲が最も大きく「第 1 肩関節」と呼ばれている。
- 肩鎖関節：鎖骨遠位端と肩甲骨の肩峰とつなぐ平面的な関節で可動性は低い。
- 胸鎖関節：胸骨の鎖骨切痕と鎖骨の胸骨端との間にできる関節で，鞍関節の形状で可動性は低い。
- 肩峰下関節：上腕頭骨とその上の肩峰の間の滑動部（スライドする部分）。解剖学上の狭義では「関節」には当たらないが，機能的に非常に重要であり，「第 2 肩関節」と呼ばれている。

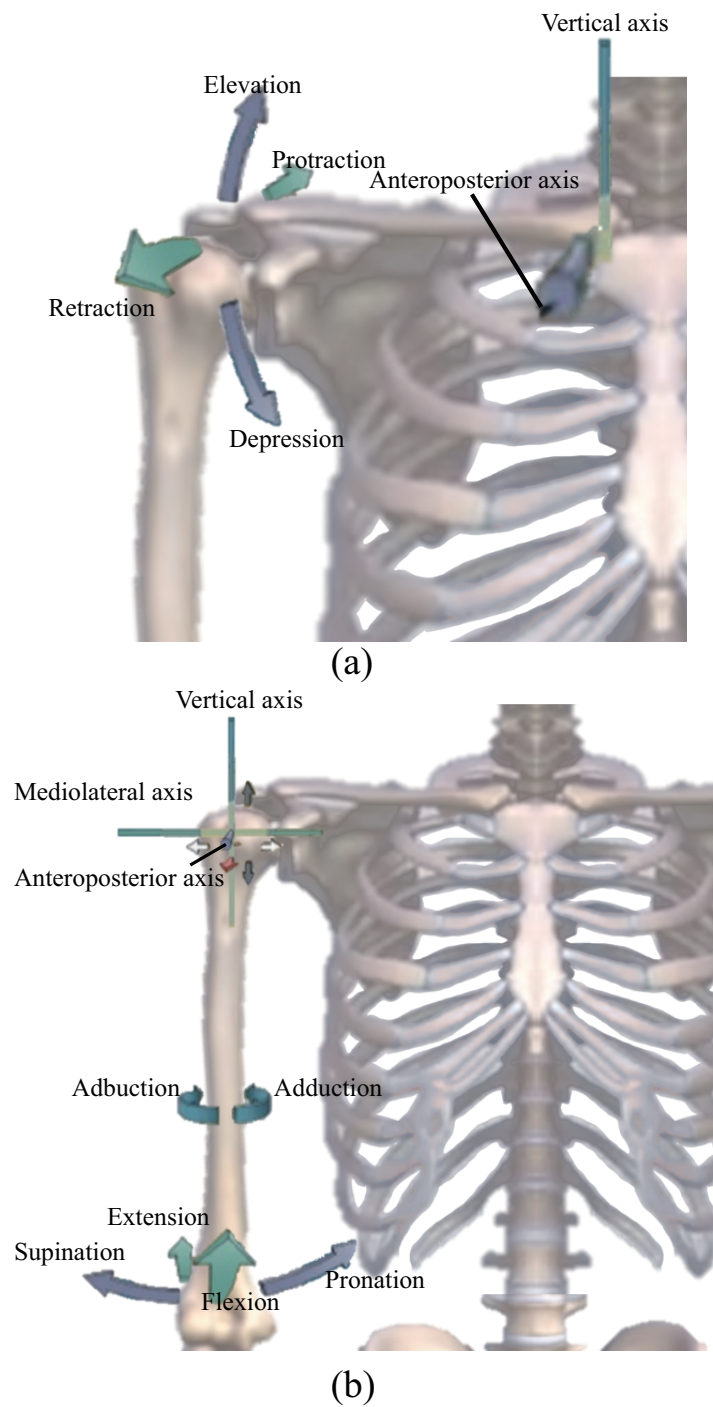


図 3.2: 肩複合体の運動 (a): 胸鎖関節(鞍関節)により2つの回転軸を持ち, 挙上・下制, 前方牽引・後方牽引の動作ができる (b): 肩甲上腕関節(球関節)により3つの回転軸を持ち, 外転・内転, 外旋・内旋, 屈曲・伸展動作ができる

- 肩甲胸郭関節：肩甲骨前面と胸郭の後外側面との間にある関節である。肩甲胸郭関節は肋骨の上を肩甲骨がスライドするように可動させる関節で可動性が高い。

簡単にまとめると、肩複合体はスライド運動をする肩甲骨と、回転運動をする球関節（肩甲上腕関節）が組み合わさった構造を持っている。その結果、肩複合体の運動機能は図 3.2 に示すように、スライド運動として挙上、下制（引き下げ）、牽引（前方牽引、後方牽引）ができ、回転運動として、外転・内転、外旋・内旋、屈曲・伸展などの複雑な動作が可能である。

狭義に肩関節の運動機能として、肩複合体の一部である肩甲上腕関節が作用している回転運動のみに限定して指す場合が多い。

3.1.1.2 肘関節

図 3.3 に示す肘関節は上腕骨、橈骨と尺骨の 3 本の骨で構成されている。この 3 本の骨がそれぞれ組み合わせり腕尺関節、腕橈関節と上橈尺関節の 3 つの解剖学的関節になる。

肘関節を持つ運動機能を図 3.4 に示す。腕尺関節は上腕骨と尺骨からなり、肘関

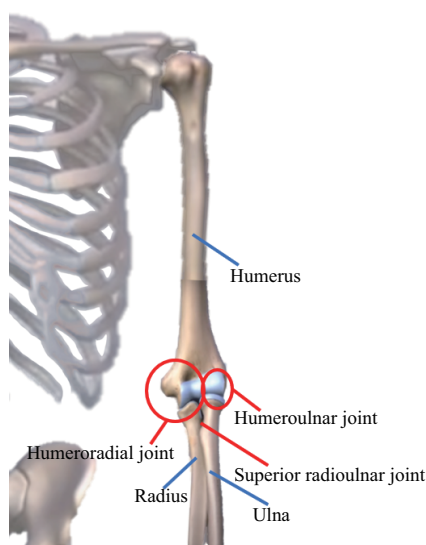


図 3.3: 肘関節の構成

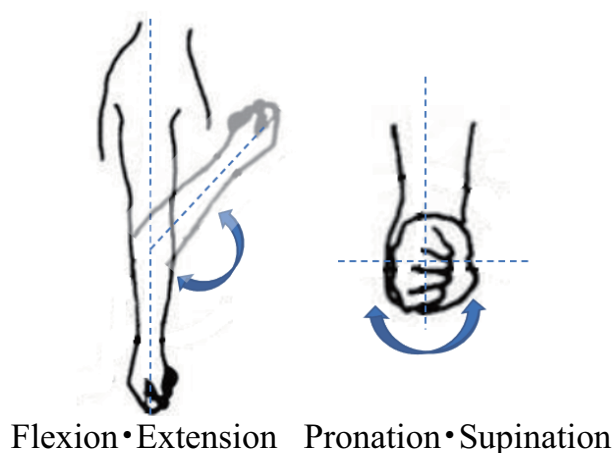


図 3.4: 肘関節の運動

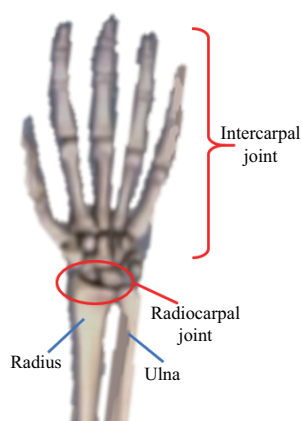


図 3.5: 手関節の構成

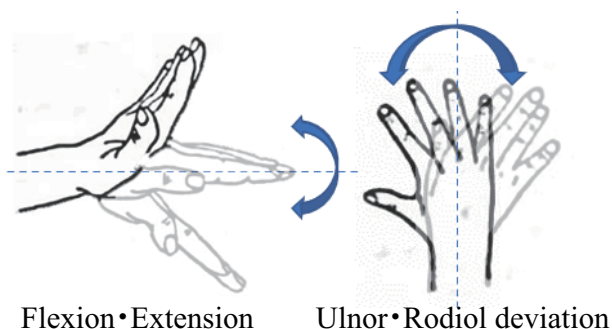


図 3.6: 手関節の運動

節の屈曲・伸展動作を安定化するための蝶番関節である。腕橈関節は上腕骨と橈骨からなり、肘関節の屈曲・伸展動作と前腕の回旋動作の両方に関与している球関節である。上橈尺関節は橈骨と尺骨からなり、前腕の回旋動作に関与している車軸関節である。

3.1.1.3 手関節

図 3.5 に示す手関節は手首にあり、橈骨、尺骨、8つの手根骨を含めた10個の骨で構成されている。これらの骨格から構成される橈骨手根関節、手根中央関節、下橈尺関節は複関節であり、橈骨手根関節や手根間関節と総称されている場合もある。

手関節が持つ運動機能を図 3.6 に示す。手首は手根中央関節と橈骨手根関節により屈曲・伸展（掌屈・背屈）動作と橈屈・尺屈動作ができる。

3.1.2 上肢関節の分類

上肢関節は大きく分類すれば2つの骨からなる単関節（例えば、肩甲上腕関節と指節間関節）と3つ以上の骨からなる複関節（例えば、肘関節と橈骨手根関節）に分けられる。一般に凸面を持つものを関節頭、これを受ける凹みを関節窩と呼んでいる。

表 3.1: 上肢関節の分類

関節	関節名	分類	形状
	肩甲上腕関節	3 軸性関節	球関節
肩関節	肩鎖関節	2 軸性関節	平面関節
	胸鎖関節	2 軸性関節	鞍関節
	腕尺関節	1 軸性関節	蝶番関節
肘関節	腕橈関節	3 軸性関節	球関節
	上橈尺関節	1 軸性関節	車軸関節
手関節	手根中央関節	2 軸性関節	顆状関節
	橈骨手根関節	2 軸性関節	橈円関節

また、表 3.1 のように動作方法と形状からも分けられ、骨が特定の 1 軸のみを中心として動く 1 軸性関節、互いに直交する 2 軸を中心として動く 2 軸性関節、球関節のように運動軸が 3 軸ある多軸性関節がある [78].

各関節の機械構造を図 3.7 に示す．球関節は関節頭が球状で、関節窩は関節頭に対応するような凹面となっている．球関節は関節頭をつくる球の中心を通るすべての軸を中心とする運動を行う 3 軸性関節である．平面関節は相対する関節面が平面で、運動は主に横滑りとなる 2 軸性関節である．鞍関節は対向する関節面が鞍と馬の背のような双曲面をもち、互いに直交する方向に向かい合う．鞍関節は運動を互いに直交する 2 軸のみで行う 2 軸性関節である．蝶番関節は円柱が組み合うように関節頭と関節窩が接続されている構造となっている．この関節は蝶番のように円柱軸を運動軸として 1 方向にのみ運動する 1 軸性関節である．車軸関節は関節頭の周囲に環状に関節面があり、関節窩の中で関節頭がその中心軸を中心に車軸のように回転する 1 軸性関節である．顆状関節は関節頭が球形ではなく、関節窩も浅く関節頭の側面にまで達してない．しかも運動は靱帯により制限されて、1 あるいは 2 方向に限られる．橈円関節は関節頭が橈円球状の関節であり、関

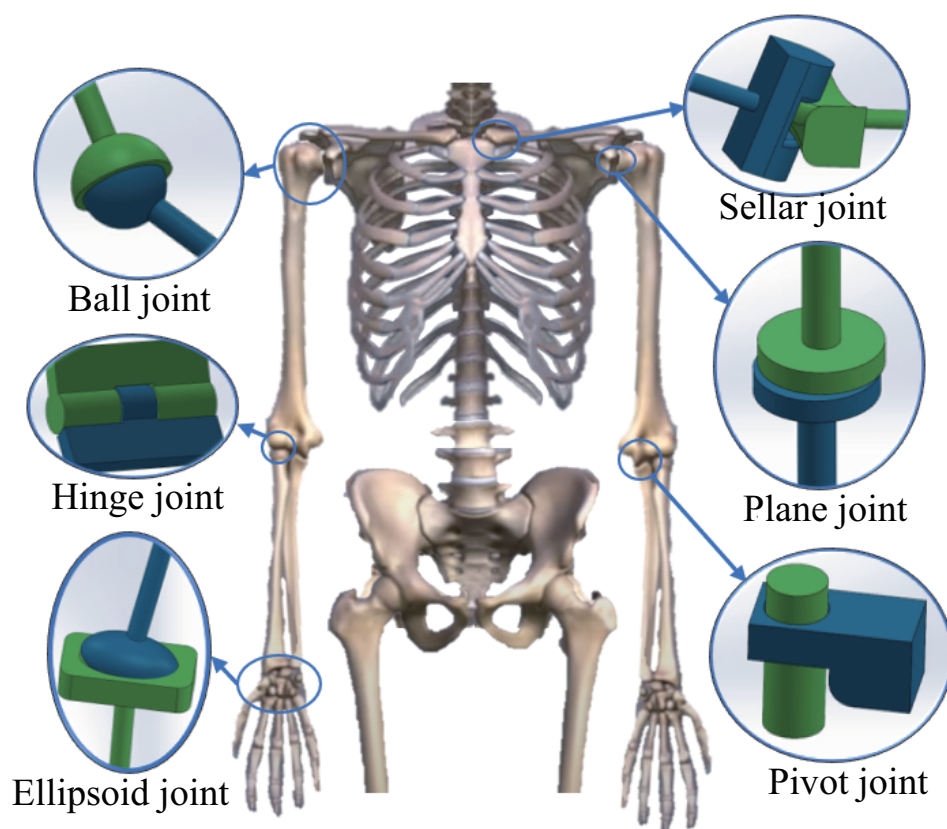


図 3.7: 上肢関節の分類

節頭の長軸と短軸を回転軸とする 2 軸性関節で、回旋はできない

上肢関節を形状と動作方法の分類により、各関節の機械構造と機能が明確となり、それぞれの関節へ対応可能な外骨格装置の関節を設計する上で大いに参考となる。

3.2 上肢関節に関連する運動

人体の上肢は前節の説明通り、複雑な構造と冗長な自由度を備えた筋骨格系であり、日常生活で必要とされる動作はほとんど上肢関節が関与している。

上肢の自然な動きとは、物をつかんだり運んだりするなど、日常生活に欠かせない、且つ訓練をしなくても行うことが可能な動きを指している。また、これらの運動能力は、人体が成熟するにつれてますます向上する。

上肢に対する自然な動きの中に含まれる「到達運動」(reaching movement)は非常に重要な機能である。到達運動は、上肢の肩、肘の関節を動かし、手先を目標の位置にもっていく運動である [74]。この運動を実現するためには、運動の意図、目標の定位、効果器の選択、手先の位置から目標に向かう軌道の計画、空間座標から関節・筋座標への変換、運動指令の生成、誤差の修正、学習・適応などの過程が必要となる。到達運動は上肢の最も基本的な運動として、運動制御理論の研究における観測対象としてよく選ばれている。到達運動の次に行う「把握運動」(grasping movement)により対象の物をつかんだり、置いたりをする [75]。したがって、「到達運動」と「把握運動」のような上肢の運動特性は上肢の解剖学的構造と密接に関わっている。

一般的な認識としては肩と肘関節の解剖学構造により広い運動範囲を持つため、肩と肘関節の運動で到達動作を完了し、手を目標位置まで移動させる。手関節の解剖学構造により指が高い柔軟性と器用さを持つため、到達動作の後に手指動作で把握などの操作作業を完了する。言い換えると、肩と肘関節の動作により人間のメインな運動範囲を決め、手指動作が操作量を決めている。

そのため、本研究の上肢外骨格パワーアシスト装置は、到達動作に対応する肩と肘関節の動作を妨げないことと、把握運動を邪魔しない機構設計を目標としている。肘と肩関節の動作の中で重要となる荷役をした場合は主に屈曲・伸展動作により荷物を持ち上げたり、持ち下げたりする。荷物を運んだり、移動させる際にこの動作は人間に身体的負担をかけやすいと考えられる。そのため、本研究の外骨格パワーアシスト装置は肘と肩関節の屈曲・伸展動作に対応する関節を力補助が可能な駆動関節に設計し、他の関節は装着者の到達動作を妨げないように回転がフリーな受動関節に設計する。

そこで、本研究は以下の設計コンセプトを定めて具体的な設計を行う。

3.3 設計コンセプト

外骨格パワーアシスト装置は直接使用者の体の外側に装着するため、パワーアシストの機能はもちろん、装置の装着性も重視しなければならない。パワーアシストの機能は外骨格の駆動関節が用いられることで実現する。また、快適な装着性は装着者に拘束感と違和感を感じさせないような自由度の設計、駆動関節のバックドライバビリティと装置の小型軽量化により実現する。

以上を踏まえ本研究は以下の6つのコンセプトを設計基準とした。

1. 最も重要な動きに対してパワーアシストする

肘と肩関節の屈曲・伸展動作により重い荷物を持ち上げる場合が最も多い。そのため、屈曲・伸展動作では最もパワーアシストが必要な動作と考えられる。そこで、我々は外骨格を設計する際に肘と肩の屈曲・伸展動作の自由度にアクチュエータを配置し、パワーアシストが可能な駆動関節に設計する。それ以外の肩関節の2自由度では回転がフリーな受動関節に設計する。このような駆動関節と受動関節の組み合わせにより、外骨格装置の関節設計を行っていく。

2. 装着者の動きを妨げない

外骨格パワーアシスト装置の機械構造は装着者の動作を妨げない、及び違和感を感じさせない親和性が求められている。人間の主要な運動範囲は肩3自由度と肘1自由度の回転自由度により決められている。肩関節の3自由度により、上腕の垂直屈曲・伸展動作、水平外転・内転動作及び前腕の回内・回外動作、合計3つの動作が実現できる。肘関節の1自由度により、前腕の屈曲・伸展動作が実現できる。装着者の可動域を制限しないよう、上述の4自由度を阻害しない外骨格を設計する必要がある。そして、外骨格と装着者の関節の回転中心を一致させ、装着者の動作の邪魔にならないようにする。更に、肩複合体は肩関節の運動と連動し、球関節の回転中心（上腕骨頭）をスライド運動させる。このような運動により装着者と外骨格の肩関節の回転

中心にズレが生じる。本研究はこのようなズレを設計に考慮して、装着性を向上させる。

3. 容易に着脱ができる

人手不足である介護現場と重労働現場での使用を想定した場合、着脱が煩雑であると仕事の効率を低下させてしまうため、外骨格パワーアシスト装置を1人でも簡単に着脱できるようにする。外骨格装置を容易に着脱できるようにするため、外骨格の駆動関節には優れたバックドライバビリティを持たせる。バックドライバビリティにより、外骨格が制御をされていない時（着脱時）に装着者の力で外骨格の駆動関節を簡単に動かせる。これにより、着脱する時に外骨格が装着者の運動を拘束せずに容易に着脱をすることが可能となる。

4. 軽量化

外骨格パワーアシスト装置は軽量化が求められている。まず、軽量化の実現のため、駆動関節と受動関節を併用し、装置に必要なアクチュエーターの数を少なくする。また、受動関節をできるだけ簡単な構造、例えばシンプルなヒンジ機構などを導入する。更に、外骨格装置の部品を製作する時に、主に重量比強度が高い素材を使用する。

5. 小型化

外骨格パワーアシスト装置は狭いスペースでの使用も可能にするため、小型化する必要がある。外骨格の駆動関節はアクチュエータを配置しているため、小型化が難しい所である。そこで小型扁平モータを採用し、モータの動力をタイミングベルトとプーリーで減速機に入力する機構とし、モータと減速機を平行に配置することにより駆動関節の厚みを抑える。

6. 低コスト

外骨格パワーアシスト装置は低コスト化が求められている。外骨格は駆動関節と受動関節を組み合わせ併用することにより、少数のアクチュエータ

を使用することでコストを抑える。また、外骨格の制御システムも、使用するセンサを少なめにするによりコストを低減する。

前述のような人体の上肢関節の構造と機能を明確にした上、設計コンセプトに従って外骨格の具体的な設計を行った。設計はより構造が単純な肘関節から行った。

3.4 肘関節（駆動関節）の設計

人の肘関節はよりシンプルな構造で、図 3.4 に示す屈曲・伸展動作と前腕の回旋動作ができる。しかし、前腕の回旋動作は手掌の向きを変え、主に手首に作用されている。そのため、肘関節は一般的に 1 自由度の蝶番関節として認識され、屈曲・伸展動作が主要な機能である。この動きは上肢関節の運動にとっても重要であるため、対応する外骨格パワーアシスト装置の肘関節は力補助が可能な駆動関節に設計した。本研究は良い装着性を持つ装着可能な外骨格パワーアシスト装置の開発を目指している。そのため、装置の重量分布、大きさと駆動関節のバックドライバビリティを重視している。このような観点から駆動関節に必要なアクチュエータや減速機などの電機部品の選定を行った。

3.4.1 駆動関節の構成

外骨格装置の開発に対してアクチュエータの選定は最も重要である。本研究は外骨格の装着性と駆動関節の応答性からブラシレス DC モータを用いて駆動システムを構築した。ブラシレス DC モータは油圧或いは空気圧アクチュエータより高い効率、メンテナンスフリーと簡単にバッテリーから必要なエネルギーを提供できるメリットがある [76]。また、外骨格装置の駆動関節に必要な出力パワーと速度を得るために、減速機を併用する必要がある。そこで、ブラシレス DC モータと減速機を用いて人間の関節の運動学と同様な回転運動を再現することで、より人の運動に適応した駆動システムの制御を実現する。

3.4.1.1 アクチュエータの選定

モータの出力と大きさからの考慮により、図 3.8 に示す Maxon 社製の小型軽量の扁平型ブラシレスモータ EC45flat-70W を採用した。ブラシレスモータではブラシ付きモータの回転子より小さなスペースに高性能磁石を収容しているため（コイルと磁石に放熱用のスペースがいらない）、ブラシ付きモータより更に小型化できる。その他に、モータではコイルが一番発熱する。ブラシ付きモータはコイルがモータ内部にあるので、発熱源はモータ内の空気層にくるまれ、放熱には不利な構造である。また、ブラシの摩擦による騒音、火花や電気ノイズの発生、ブラシの摩耗による寿命という問題も抱えている。その一方、ブラシレスモータはコイルがステータ側にあるので放熱能力が高くなる。また、モータドライバを用いて電氣的にコイルの電流をホール素子から計測し、ロータの姿勢を検出してコントロールするため、消耗が発生しない。これにより、ブラシ付きモータより寿命が倍以上に長くなる。

また、ブラシレスモータでも、ブラシ付きモータのようにコイル数を多くすれば回転は滑らかになるため、通電制御には、コイル一つ一つを半導体素子で切り替える工夫が必要である。そのため、ブラシ付きモータより制御が複雑であり、モータに必要な配線も多くなる。

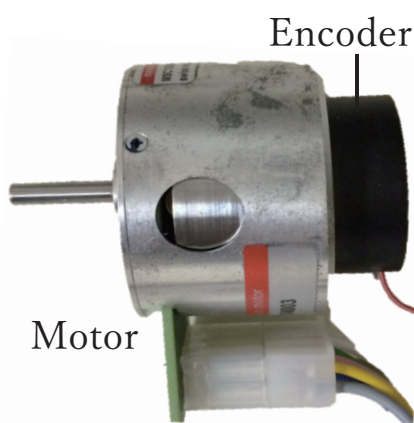


図 3.8: ブラシレスモータ EC45flat

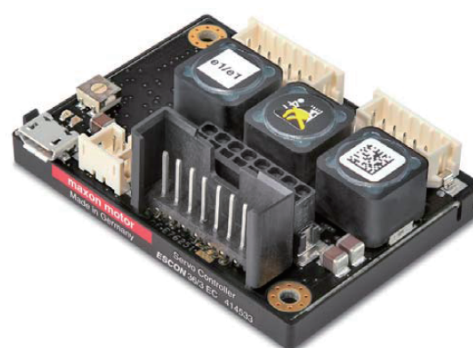


図 3.9: モータドライバ Escon-36/3

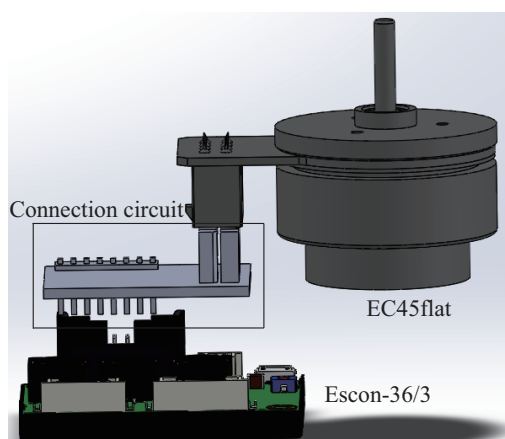


図 3.10: モータとモータドライバの配置

3.4.1.2 モータドライバの選定

モータドライバとしてはブラシレスモータ EC45flat に対応する図 3.9 に示すブラシレスモータ専用の Maxon 社製 Escon-36/3 を使用した。このモータドライバでは、フィードバック付きの回転数制御，電流制御，電圧制御の機能がある。モータへの入力信号として，PWM 波を含めたアナログ信号が使用可能である。事前設定により，回転数，電流と電圧を入力信号としてモータの制御ができる。

その一方，選定したブラシレスモータでは3相コイルをモータドライバを用いて制御するため，更にモータコイルの位相検出用のホール素子の配線を加えると，モータドライバからモータへ8本線の配線が必要となり，ケーブルが太くなる。太いケーブルを使用すると外骨格のスペースに影響を与えてしまう。そこで，図 3.10 に示す印刷基板，接続ピンとコネクタを用いた連結回路を用いたことで，小スペースでモータドライバとモータを接続できた。

3.4.1.3 伝動システムの選定

駆動関節の厚み，必要な減速比とバックドライバビリティの3つの面から駆動関節の伝動システムの選定を行った。まず必要な減速比から考慮すると，モータの定格出力トルク（128 mNm）と定格回転数（6110 rpm）から計算できる。

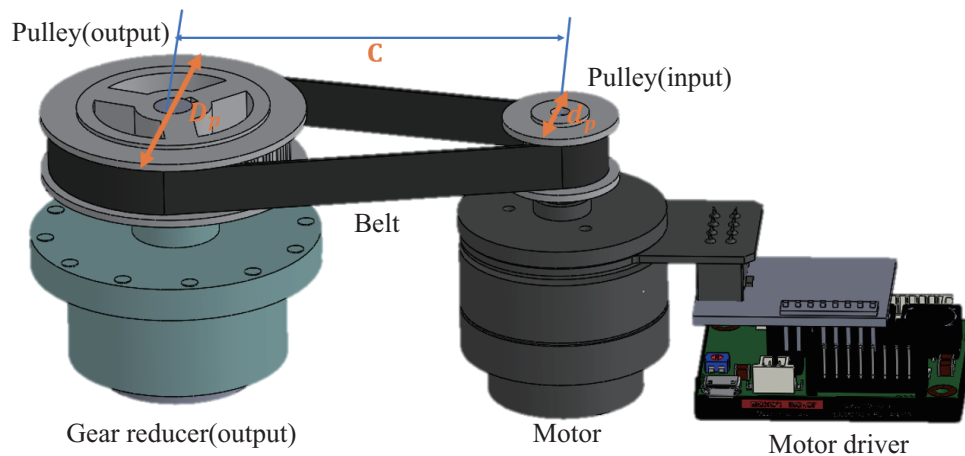


図 3.11: 駆動システムの構成

伝達機構の効率を考慮した上で、合計 300 の減速比を持つ伝達システムの構築を行った。また、本研究は重い荷物の荷役や介護現場で使用する上肢外骨格パワーアシスト装置の開発を目的としたため、約 1 秒で関節を 0 から 90° まで持ち上げれば安全性の保障になると考えている。モータの定格回転数（6110 rpm）から 300:1 の減速比によって、駆動関節の回転速度は 20.4 rpm となり、装着者が重い負荷を持っていた場合に、関節を 1 秒で 90° （15 rpm）まで持ち上げるのに十分な回転速度となる。

また、両腕で 70 kg の被介護者を抱き上げる動作に対して 30% のパワーアシスト率を実現したい場合、肘関節から手先までの長さが 0.3 m として計算すると、外骨格の肘関節が分担すべきトルクは 61.74 Nm である。つまり、外骨格の片腕の肘関節（単独の駆動関節）は 30.87 Nm 以上のトルクを出力する必要がある。この計算結果とモータの定格出力トルク（128 mNm）から減速比を計算すると理論上 241:1 以上の減速比を実現する必要がある。

駆動システムは図 3.11 に示すタイミングベルトとプーリーセット、減速ギアを用いた 2 段階の減速機構により 300:1 の高減速比を達成できるように設計した。

3.4.1.3.1 タイミングベルトとプーリーセット 300 : 1 の高い減速比を達成するため、まずモータからの出力を 1 段目の減速としてタイミングベルトとプーリー

セットを用いた。タイミングベルトとプーリーセットは噛み合い伝動なので、98%程度の高い伝達効率と低騒音・低振動の性質を持っている [80]。そのため、タイミングベルトとプーリーの伝動方式は外骨格の設計に適切である。図 3.11 に示す通りに、タイミングベルトを採用すれば減速ギアとモータを平行に配置することができ、駆動関節がモータの厚さと同様な厚さまで抑えられ、モータと減速ギアの重量を外骨格のリンクに分散できる。

しかし、プーリーセットが実現可能な減速比は入力側プーリーと出力側プーリーの直径の比值となる。言い換えると、プーリーセットの減速比はプーリーの大きさによる設計上限がある。本研究はモータの出力軸の太さから 3:1 の減速比に決め、プーリーの大きさと種類を選定した。今回選定したプーリの仕様は、出力側プーリピッチ円直径が $D_p = 48.51$ mm, 入力側プーリピッチ円直径が $d_p = 19.4$ mm である。

また、モータの軸にベルト取付け張力分だけ軸に荷重が掛かるので動力損失が起こり、摩擦が大きくなり伝達効率が低くなることがある。そこで、プーリー間距離 (C) と歯山ピッチ (t) からベルトに適切なピッチ周長 (L_p) と歯数 (Z_B) を算出し、最適なベルト張力まで調整すべきである。

$$L_p = 2C + \frac{\pi(D_p + d_p)}{2} + \frac{(D_p - d_p)^2}{4C} \quad (3.1)$$

$$Z_B = \frac{L_p}{t} \quad (3.2)$$

また、前腕の長さともータの取り付けを考慮する上で $C = 80$ にした。そこで、式 (3.1) と式 (3.2) により、ベルトピッチ周長 $L_p \cong 268$ mm, ベルト歯数 $Z_B = 55$ 丁を算出し、最適な張力となるベルトを選定した。

3.4.1.3.2 減速機ギア タイミングベルトとプーリーセットの減速比 (3:1) を決めたため、減速ギアに必要な減速比が 100:1 となる。また、駆動関節は 30.87 Nm 以上の出力トルクが必要となるため、減速ギアの許容トルクはそれ以上が要求される。

このような減速比，許容トルクを持ち，更にできる限り小型な減速ギアを選定するため，減速ギアについて調べた．調査した結果として，市販の減速機では，ハーモニックドライブ（CSF-17-100-2A-GR, Harmonic Drive Systems Inc.）マテックス社製の遊星減速機（LGU75-4MLD/5MLG, Matex Co., Ltd.）が装置に適用できるとわかった．

ハーモニックドライブは一段同軸上で 30:1–300:1 という高減速比をもっている．複雑な機構，構造を用いることなく高減速装置が得られる．また，一般的な歯車の歯のかみあいと異なり，バックラッシュが非常に小さくなっている．更に，歯のかみ合いの周速が低いことと，力のバランスがとれているため，静粛性が高く，且つ，振動もきわめて小さい [81]．そのため，多くの産業用ロボットの様々なモーションコントロールの一部として採用されている [82]．

マテックス社製の遊星減速機は独自の機構を用いることにより，遊星機構部をユニット構造化した特徴的な製品である．ユニットの組み合わせで豊富な減速比が実現できる．また，減速機自体が高トルク，静音，荷重等配機構などの特長を持っている [83]．

ハーモニックドライブとマテックス社製の遊星減速機はどちらも軽量化かつ小型な減速機であり，外骨格装置に適していると考えている．しかし，本研究で開発する外骨格パワーアシスト装置の駆動関節には更に高いバックドライバビリティを持たせるため，新たに開発された複合遊星ギア [84] の採用も検討した．ハーモニックドライブ，遊星減速機と複合遊星ギアはどれも同様な減速比，近い特長と外形になっているが，バックドライバビリティに大きな違いがある．そこで，この3つの減速機に対してバックドライバビリティの検証をし，結果として複合遊星ギアを採用した．具体的な検証実験は次章の外骨格装置の機能検証にて紹介する．

3.4.2 外骨格の肘関節の配置

駆動関節の構成を決めた後，外骨格の肘関節の配置と設計を行った．前述の肘関節の調査により，屈曲・伸展動作の自由度は蝶番関節と似たような構造である

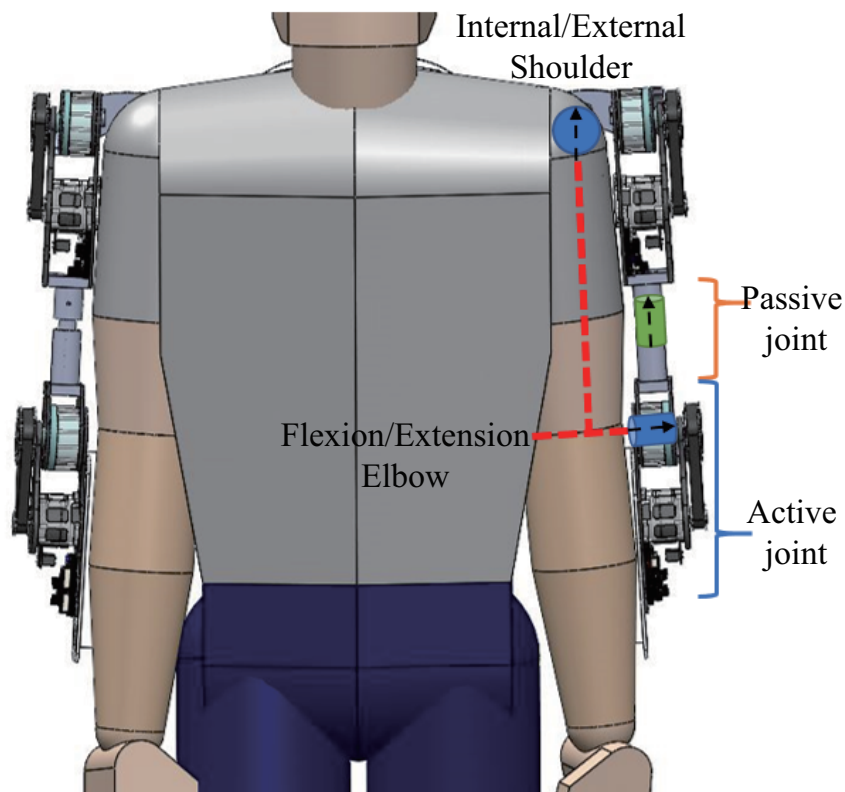


図 3.12: 外骨格の肘関節と人間モデルの配置（外骨格の駆動関節の出力軸を装着者の肘関節の回転中心に一致させる）

とわかった．そこで，図 3.12 に示すように外骨格の肘関節の回転中心（駆動システムにおける減速ギアの出力軸）と装着者の肘関節の回転中心（蝶番関節の回転中心）を一致させるように駆動関節を配置した．

また，人間の肘関節の屈曲・伸展動作は主に肩関節の外旋・内旋動作に関与し，連動する場合が多い．そこで，図 3.13 に示す外旋・内旋動作に対応する受動関節を設計した．受動関節は玉軸受と同様なベアリング玉を埋め込むことにより外骨格の前腕を軸方向に回転できる．この受動関節は完全に回転がフリーではなく，回転を止めるネジ穴が空けられており，イモネジの入れる深さと止める力により回転方向に調整可能な摩擦を与えることができる．それにより，装着者が前腕の外旋・内旋動作をしない時に外骨格の腕が一定の姿勢を維持できる．

図 3.14 は前述に紹介した駆動関節を肘関節に適用した場合の外骨格のリンクと

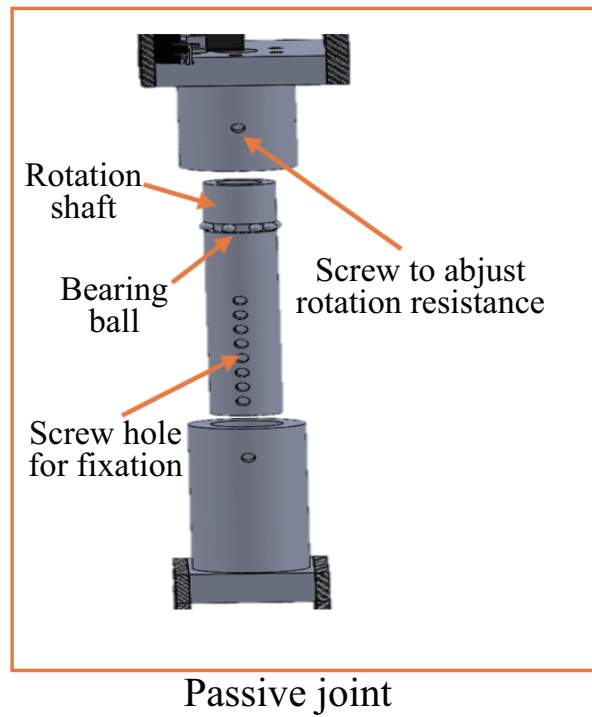


図 3.13: 前腕の外旋・内旋動作に対応する外骨格の受動関節

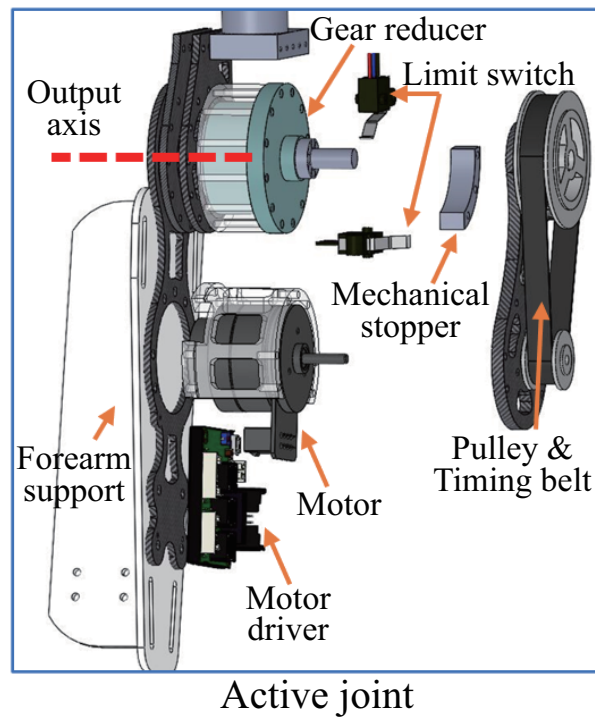


図 3.14: 肘の屈曲・伸展動作に対応する外骨格の駆動関節

回転関節の構成である。更に、外骨格の肘関節の安全性を向上させるために、外骨格の肘関節の回転範囲の制限として、上限と下限の角度にリミットスイッチを設置してある。駆動関節の回転中にいずれかのリミットスイッチに接触したら、モータを制御上で強制的に停止させる。更に、装着者の肘関節が過伸展しないように、機械的なメカニカルストッパーも設置してある。

このような設計により、外骨格の肘関節は装着者と同様な屈曲・伸展動作（図 3.15）と前腕の外旋・内旋動作（図 3.16）ができるようになった。また、図 3.12 と 3.14 に示すように、外骨格のリンクと前腕のサポート器具は人間の手首まで延長せず、手関節の運動と人間の手指動作へ影響しないようにした。これにより、装着者の手指の器用さが保障されている。前腕のサポート器具（図 3.14-Forearm support）は前後 1 本ずつのベルトにより装着者の前腕に固定される。装着者はベルト内で前腕の回旋動作が可能である。これにより、外骨格の肘関節の設計は前述の人間の肘関節と手関節の運動に全部対応できるようになっており、そのうち肘関節の屈曲・伸展動作が駆動関節の設置により力補助をされる。更に、外骨格と装着者の肘関節の回転中心を一致させるため、外骨格の上腕長を調整可能なスライドの伸縮機構（図 3.13）に設計し、装着者の個人差に対応できるようにした。これにより、多くの人が使用可能となる。

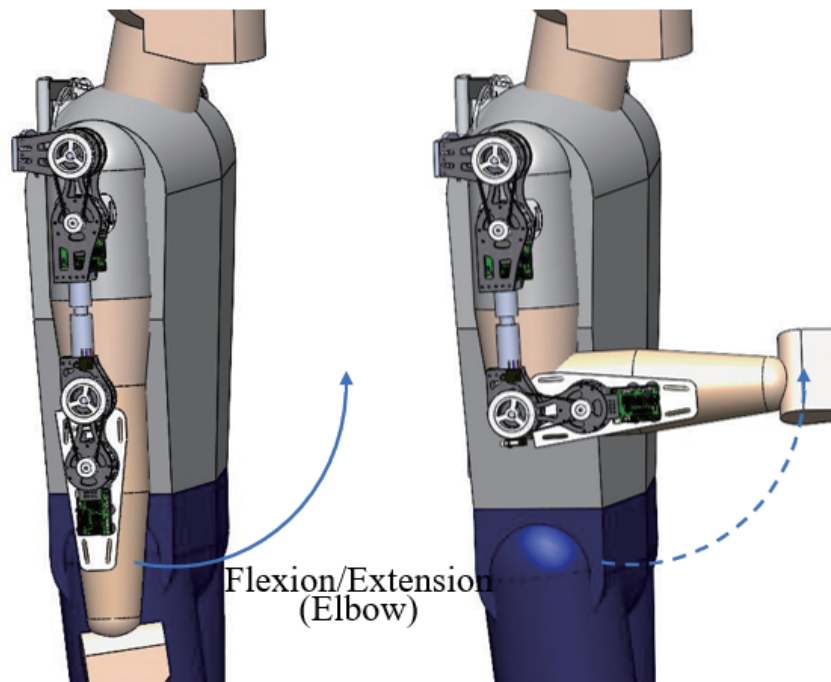


図 3.15: 外骨格肘関節の屈曲・伸展動作（駆動関節）

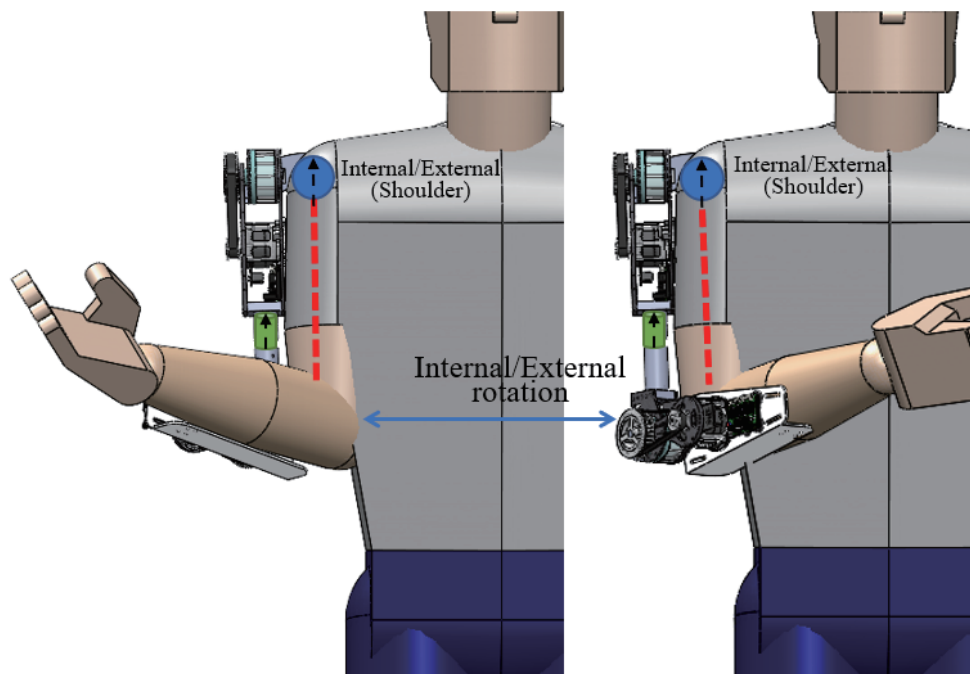


図 3.16: 外骨格前腕の外旋・内旋動作（受動関節）

3.5 肩関節（複合自由度）の設計

外骨格の肘関節（駆動関節）の設計を完了した後、肩関節の設計を行った。肩関節は肘関節と違い、複雑な肩複合体の自由度を考慮する必要がある。肩複合体の運動は主に、前述の図 3.2 に示す肩甲上腕関節（球関節）の回転運動と、胸鎖関節（鞍関節）による肩甲上腕関節のスライド運動である。そのうち、人間の肩関節の主な運動範囲は肩甲上腕関節である球関節の動き（屈曲・伸展、外転・内転、外旋・内旋動作）によって決められている。そのため、これまでに開発された多くの上肢外骨格ロボットは肩複合体の球関節のみ対応した構造で開発されている [11, 14–16, 20–23]。

本研究は、装着者の動作を妨げない外骨格機構を設計することを目標としたため、肩関節の主要な動作を行う球関節に対応可能な機構を優先的に考慮して設計を行った。更に、より広い運動範囲と装着性を向上させるために、胸鎖関節（鞍関節）によるスライド運動も考慮して設計した。

これから、まず肩甲上腕関節をサポートできる外骨格の機構設計について紹介する。

3.5.1 回転運動をサポートする機構

球関節の運動方向は、関節の状態からの制限がなく、3つの運動面を自由に動かせる。球関節は運動方向の軸が無数にある多軸関節である。外骨格の肩関節も同様な球関節を設計し、装着者の肩関節と対応する設計も提案された [34] が、球関節の構造特性によりアクチュエータなどの設置が難しくなる。その結果、外骨格の肩関節は受動関節でしか再現できなくなる。そこで、外骨格が球関節に対応するため、3つの運動面に対してそれぞれ直交した3つの回転自由度を設置する。この方法は多くの研究で用いられている [12, 14–16, 20–23, 33–36]。

本研究も外骨格の肩関節の設計を始める段階で同様な設計を考慮して、次を設計案1として検討を行った。

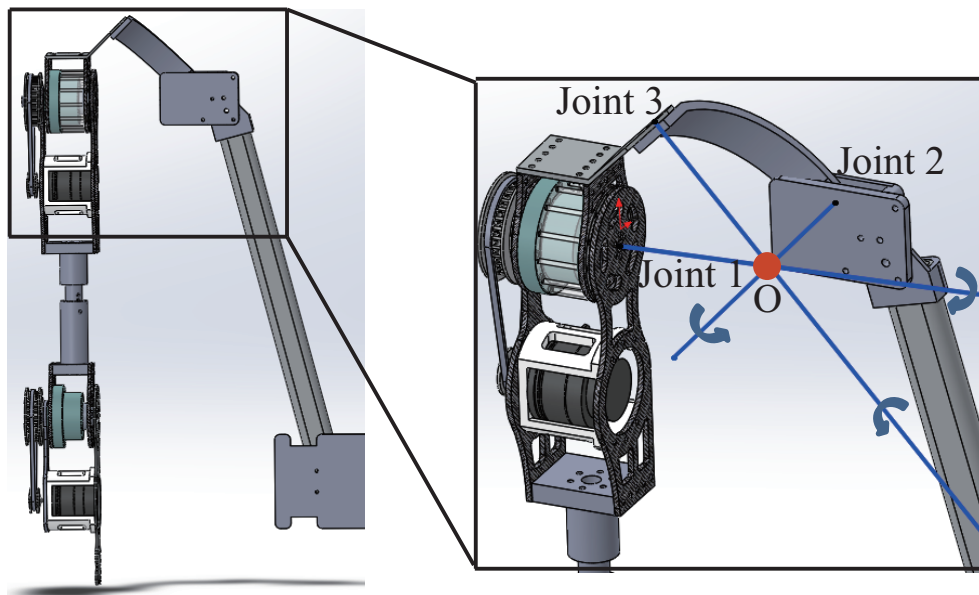


図 3.17: 外骨格肩関節の設計案 1

3.5.1.1 外骨格肩関節の設計案 1

外骨格における肩関節の設計案 1 として、図 3.17 に示すように 3 つの回転関節を設置する。3 つの回転関節の回転軸を一点（図 3.17-点 O）に交わらせることで、交点を装着者の肩甲骨上腕関節の回転中心（上腕骨頭）と一致させる。

このような設計により、外骨格と装着者の肩関節の回転中心を一致させて、外骨格に装着者の肩関節の回転運動を追従させる。外骨格肩関節の第 1 関節は人間の肩関節の屈曲・伸展動作に対応する。そのため、第 1 関節は肘関節と同様のモータ、タイミングベルトとプーリー、減速ギアを設置した駆動関節に設計した。これにより、外骨格は装着者が肩関節の屈曲・伸展動作をする時に力補助できるようになった。それ以外の 2 関節（図 3.17-第 2 関節と第 3 関節）は回転がフリーな受動関節で設計し、それぞれ装着者の外転・内転と水平外転・水平内転動作に対応した。

このような 3D 設計を用いて外骨格肩関節の運動シミュレーションを行った。動作の検証結果を図 3.18 に示す。まず、腕が自然に垂れ下がった状態から第 1 関節の屈曲動作により 90° まで腕を持ち上げる。その次に、外骨格の第 2 関節と第 3 関

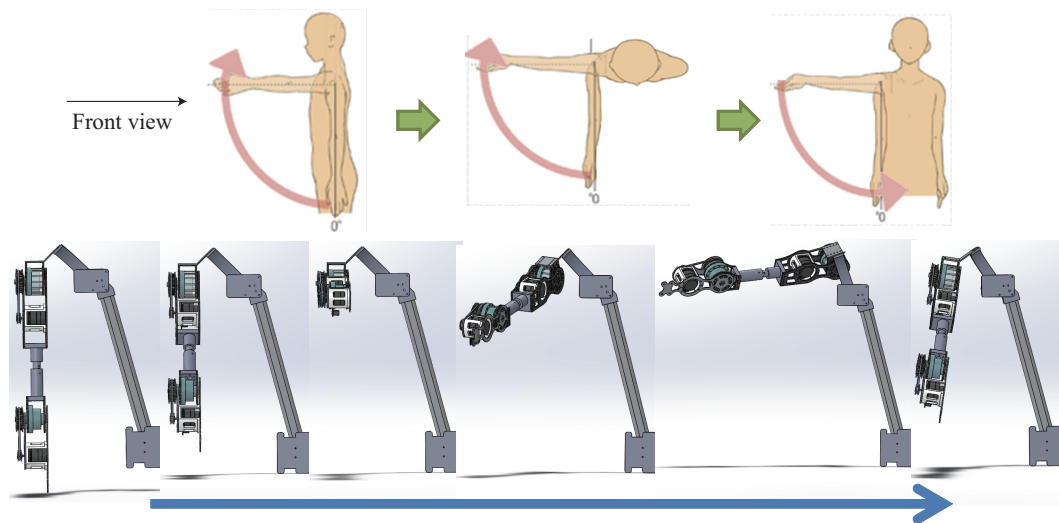


図 3.18: 外骨格肩関節の設計案 1 を用いた多自由度による複合動作のシミュレーション

節により腕を水平方向に 90° までを外転する．最後に，最初のように腕が自然に垂れ下がった状態まで戻す．このシミュレーションから，設計案 1 では球関節のような複数の自由度の連合動作が実現できることを確認した．

しかし，この設計案では肩関節の第 3 関節のリンクが体にフィットするように設置しているため，外転動作の角度によって第 3 関節のリンクが体と衝突する場合があります，運動を制限してしまう．図 3.19 に示すように，設計した外骨格を人間モデルと合わせて外転動作での運動シミュレーションをした結果，第 3 関節のリンクにより外転動作の可動範囲が 45° までに制限されている．上記のように，設計案 1 における外骨格の肩関節では人間の球関節を追従して動作可能であるが，第 3 関節のリンクにより装着者の一部の可動範囲が制限されてしまう問題点が存在している．

似たような設計をした関連研究の外骨格ロボットでは可動範囲を広げるため，外骨格の回転関節のリンクと装着者の体の間に空きスペースを多めに確保している [29, 33, 36]．これらの設計は，特にリハビリテーションのための部分的に装着可能な外骨格に用いられ，上肢の繰り返し動作の訓練に用いられている．

しかし，本研究は上肢外骨格パワーアシスト装置を開発し，上肢の力補助を目的

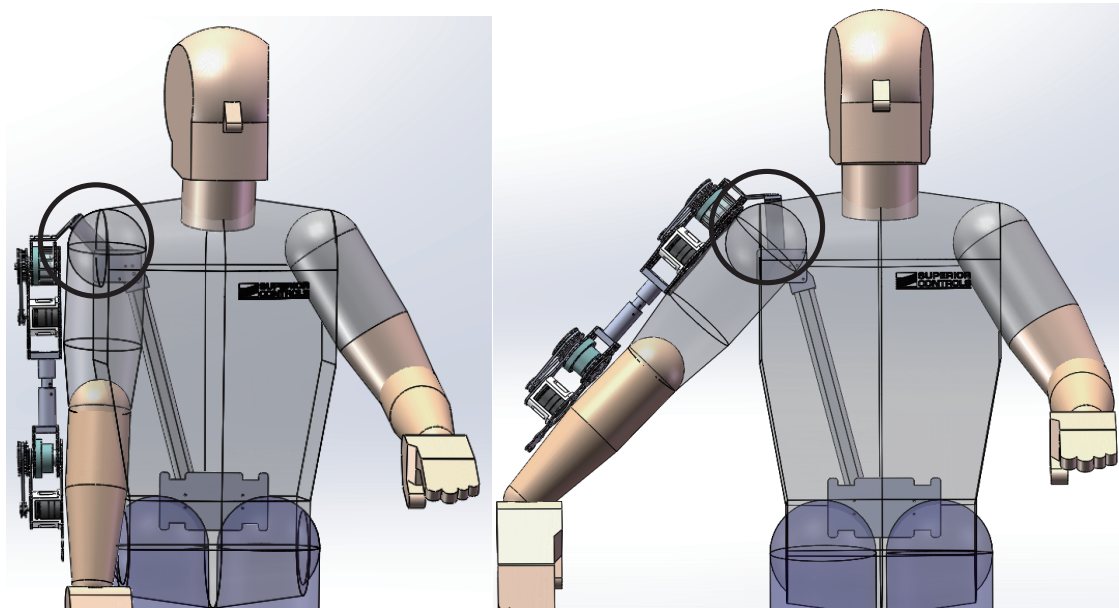


図 3.19: 外骨格肩関節の設計案 1 と人間モデルを用いた動作シミュレーション

としている．可動範囲のためにスペースを確保することは，装置が装着者の外部に突出し，装着性に悪影響を与えてしまう．そのため，次に設計案 2 を考案した．

3.5.1.2 外骨格肩関節の設計案 2

設計案 2 の肩関節の設計を図 3.20 に示す．案 1 と同様に 3 つの回転関節を設置した．まず，第 1 関節と第 2 関節の回転軸は直交し，交点（図 3.20-点 O）は装着者の肩関節の回転中心と一致させる．そして，第 3 関節の回転軸は設計案 1 と違い，回転中心（点 O）を通らない設計とした．この設計により，回転関節のリンクと装着者の体が互いに干渉する問題を回避し，肩関節の可動範囲を保障した．案 2 の外骨格の肩関節を人間モデルに取り付けた様子を図 3.21 に示す．

同様に案 2 の 3D 設計を用いた肩関節の動作シミュレーションを行い，図 3.22 に示す多自由度による複合動作について確認をした．まず腕が自然に垂れ下がった状態から第 1 関節による屈曲動作により 90° まで持ち上げる．その次に，外骨格の第 2 関節と第 3 関節により腕を水平方向に 90° まで外転する．最後に，最初のように腕が自然に垂れ下がった状態まで戻す．

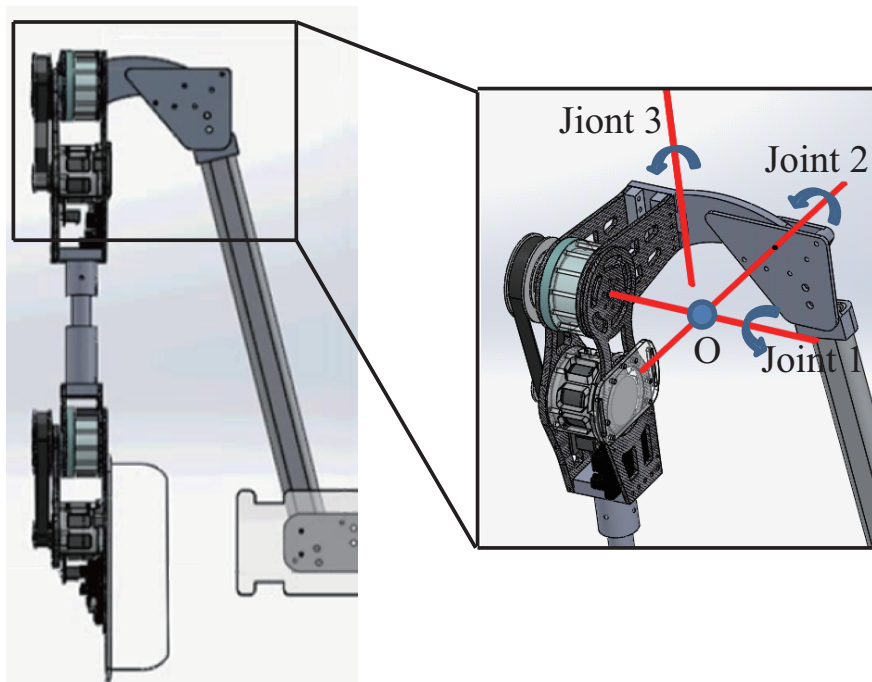


図 3.20: 外骨格肩関節の設計案 2

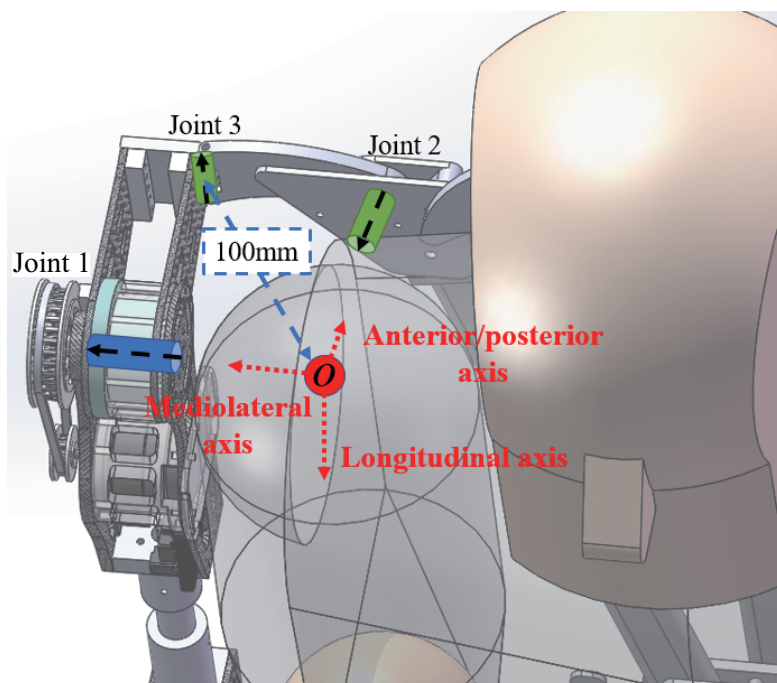


図 3.21: 外骨格肩関節の設計案 2 を人間モデルに取り付けた様子

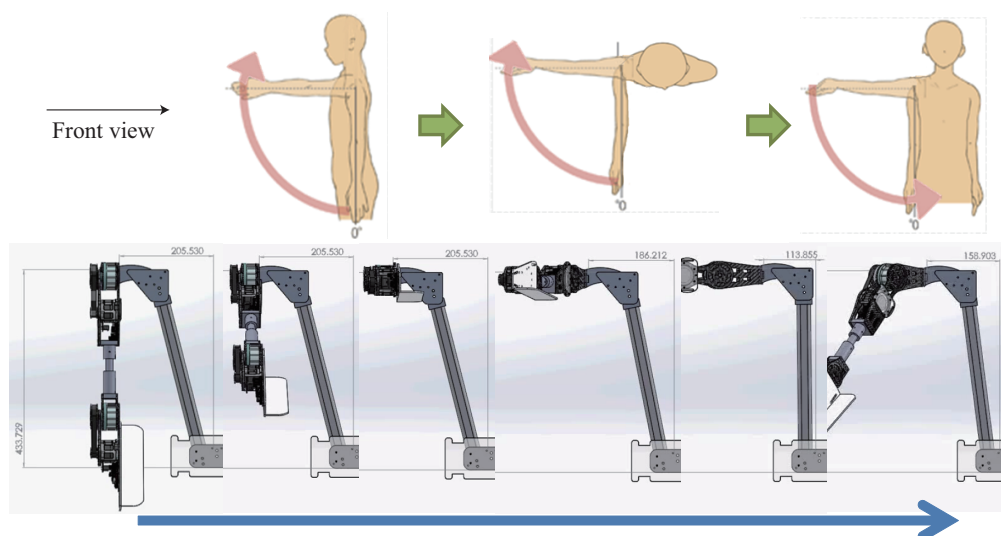


図 3.22: 外骨格肩関節の設計案 2 を用いた多自由度による複合動作のシミュレーション

第 1 関節は装着者の肩関節の屈曲・伸展動作に対応するため、肘関節と同様な駆動関節に設計した。それ以外の 2 つの回転関節は回転がフリーな受動関節に設計した。しかし、第 3 関節の回転軸は回転中心と 100 mm（図 3.21）の距離がある。この距離により第 3 関節に関わる動作をする時に、外骨格と装着者の肩関節が徐々に離れる。この問題は、次に述べる肩複合体のスライド運動に対応するために考案した支持軸に 1 つの冗長自由度を設置する構造により解決した。

3.5.2 スライド運動をサポートする機構

人間の肩関節の動作は回転自由度だけではなく、並進自由度も含まれている。例えば、人間が図 3.23 に示す動作をする場合、肩甲骨の動きにより肩甲上腕関節の回転中心（上腕骨頭）が自然に上昇する（ Δx ）。上昇の程度は個人差が存在しているが、モーションキャプチャを用いて計測を行った結果、6 名の男性（年齢： 25 ± 3.2 歳，身長： 1.72 ± 0.06 m）の平均値として Δx は 14 mm であることがわかった。そこで、図 3.24 に示す外骨格の支持軸に冗長の回転自由度（図 3.24-第 1 関節）を追加した。

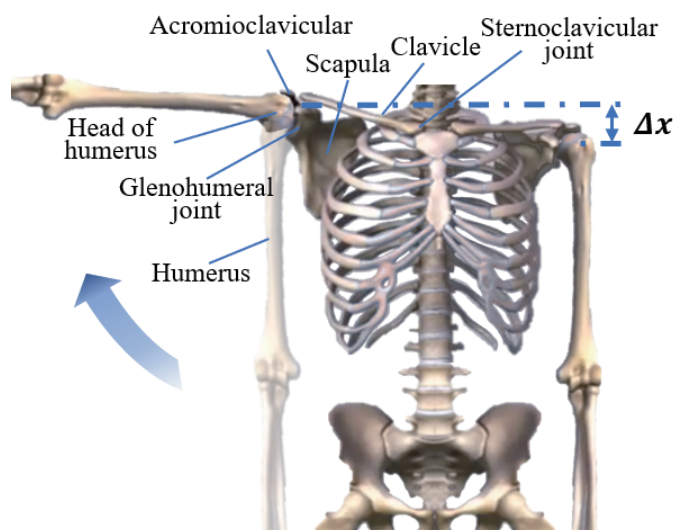


図 3.23: 肩関節の回転動作に従う回転中心（上腕骨頭）の推移

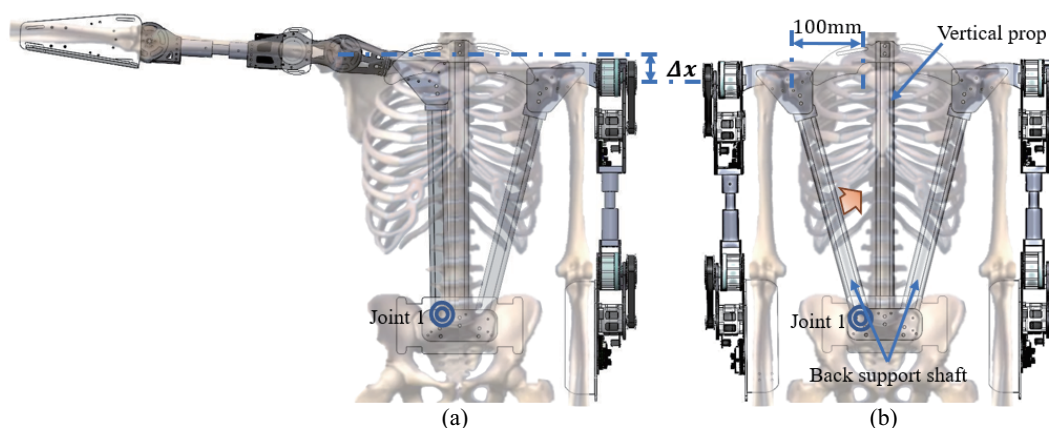


図 3.24: 外骨格肩関節の設計案 2 と人間モデルを用いた動作シミュレーション

具体的な動作シミュレーションは図 3.24 (a) と (b) に示す。支持軸に回転軸を追加することにより、外骨格は腕が自然に垂れ下がった状態（図 3.24 (b)）に比べて水平方向に 100 mm、垂直方向に $\Delta x = 14$ mm 動作することができるようになった。水平方向の 100 mm の変位により、前述の図 3.21 に示した第 3 回転と人の肩関節の回転中心に生じる距離の影響を吸収できた。垂直方向の $\Delta x = 14$ mm により、図 3.23 に示す肩甲骨上腕関節の回転中心（上腕骨頭）の上昇の影響を吸収できた。

3.6 外骨格全体の設計

以上に提案された外骨格における肘関節（駆動関節）の設計案と，肩関節（複合自由度）の設計案 2 により人間の上肢関節の動作を妨げない自由度を有する外骨格装置が設計できた．これらの設計案に基づいて，両腕外骨格の設計を完了した．片腕には合計 6 つの回転関節を設置してある．その中の 2 つの回転関節（第 4 と 6 関節）はパワーアシスト可能な駆動関節で設計し，装着者の肘関節と肩関節の屈曲・伸展動作に対応する．それ以外の 4 つの回転関節（第 1 から 3 関節と第 5 関節）は回転がフリーな受動関節で設計した．第 1 から 3 関節は肩関節の外転・内転に対応し，第 5 関節前腕は外旋・内旋動作に対応する．そして，外骨格のバックに支持軸を配置することにより，外骨格の重量を腰まで伝達できるようになっ

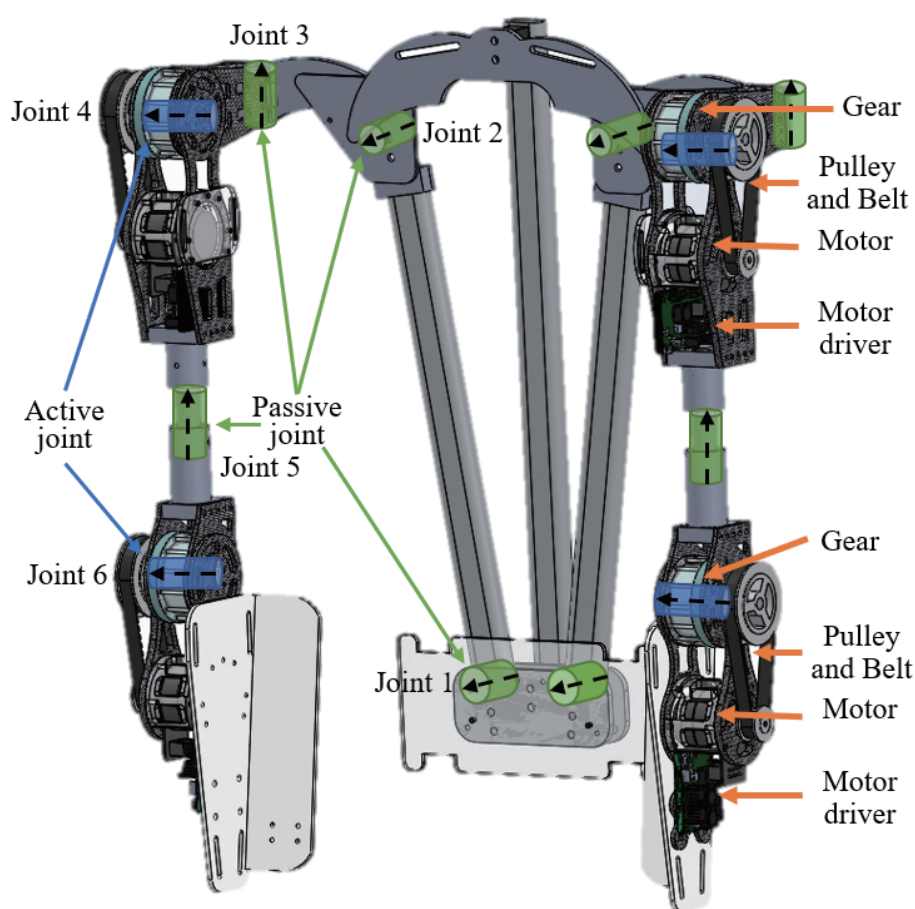


図 3.25: 両腕を持つ上肢外骨格パワーアシストの設計

た．本研究は上肢のみの外骨格パワーアシスト装置を開発したが，将来的には外骨格のバックにある支持軸により下肢外骨格へ繋がることも考慮している．これで，外骨格及び負荷の重量が上肢と下肢の外骨格のリンクにより地面まで伝わり，人への負荷を軽減することができる．

また，実際に両腕の外骨格の設計を完了するまでに各部品の寸法を決めることが重要である．本研究では多くの使用者が装着可能となる外骨格の設計をするため，人体寸法における個人差を考慮すべきだと考える．そのため，外骨格の寸法の根拠として，人体寸法計測データベースを活用した [79]．

3.6.1 上肢の人体寸法計測及び外骨格の調整機能と具体的な寸法

人体寸法の計測データベースは立位状態で計測された結果である．計測は全て立位姿勢で，伝統的な方法，いわゆる「マルチン」式の計測法 [79] によって計測されている．本研究で注目した寸法は肩幅，上腕と前腕の長さである．

- 肩幅：頸側点から肩峰点までの体表長
- 上肢長：肩峰点と指尖点間の距離
- 上腕長：肩峰点と橈骨点間の距離
- 前腕長：橈骨点と橈骨茎突点間の距離

それぞれの寸法は図 3.26 に示す部位を梓状計と巻尺を用いて計測されている．その計測結果を表 3.2 にまとめる．この結果を参考にして外骨格の具体的な寸法を決めた．

外骨格装置の寸法を図 3.27 と表 3.3 に示す． $l_1 \sim l_7$ と $\theta_1 \sim \theta_7$ はそれぞれの外骨格のリンクの長さと回転関節の回転範囲を表している．そのうち， l_6 の長さは伸展可能な機構であり，外骨格の上腕長を調節可能とした．従って，外骨格の肩関節と肘関節の回転中心を装着者の関節の回転中心に確実に一致させることができる．その一方，前腕の先に回転関節を設置していないため l_7 は前腕長の平均値に設計

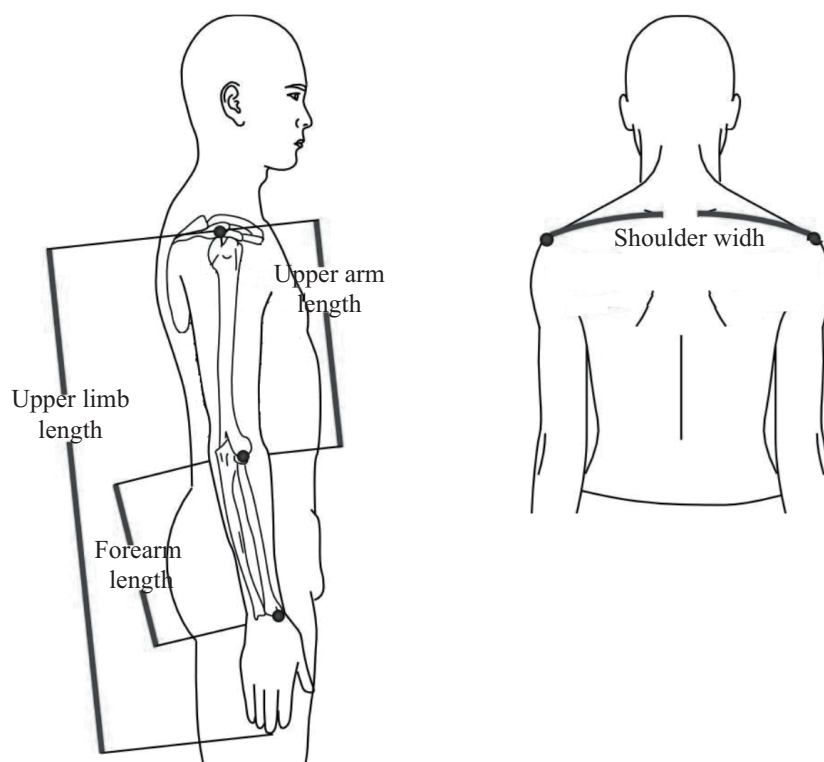


図 3.26: 人体の上肢寸法の計測

表 3.2: AIST/HQL 人体寸法・形状データベース 2003 統計量（青年男性群）[79]

項目名	Measuremet item	被験者 数 N	平均値 Mean	最小値 Min.	最大値 Max.
年齢 [年]	Age	49	24.6	20.3	30.5
上肢長 [mm]	Upper limb length	49	733.5	668.0	803.5
上腕長 [mm]	Upper arm length	49	315.5	279.5	347.5
前腕長 [mm]	Forearm length	49	250.8	224.0	271.0
肩幅 [mm]	Shoulder width	49	152.4	123.0	170.0

した．また， θ_1 の初期角度により外骨格の支持軸の展開角度を調整可能とし，肩幅の調整を実現できる．

このような調整機構により男性使用者の個人差に対応可能と考えられる．もち

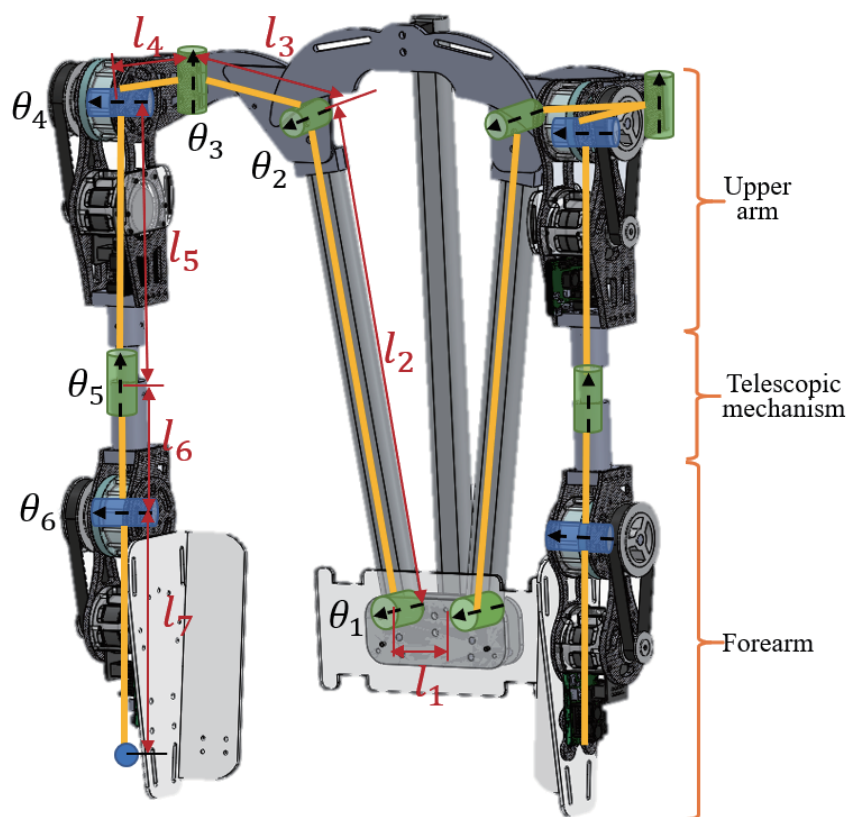


図 3.27: 外骨格装置の寸法設計

表 3.3: 外骨格装置の寸法設計

リンク	長さ	回転関節	回転範囲
l_1	0.05m	θ_1	$15^\circ \sim 0^\circ$
l_2	0.40m	θ_2	$0^\circ \sim 120^\circ$
l_3	0.09m	θ_3	$-20^\circ \sim 100^\circ$
l_4	0.09m	θ_4	$-30^\circ \sim 170^\circ$
l_5	0.15m	θ_5	$-90^\circ \sim 90^\circ$
l_6	0.10~0.25m	θ_6	$0^\circ \sim 130^\circ$
l_7	0.25m		

ろん、男性だけではなく女性にも将来的に使用可能とすべきと考えている。しかし、男性と女性の体格差が大きく存在するため、調整機構の設計を男性の体格をベースに設計すると女性使用者に対して大がかり調整機能が必要になってしまう。調整機構に必要なスペースと重さの増加を見込まれ、使用者の負担となる。逆に、女性使用者をベースに調整機構を設計すると男性の方が装着できなくなる可能性が生じる。そこで、本研究はまず男性使用者に対して設計を行い、機能検証を踏まえて将来に男性と女性の体格データベースを基にして男性用の M サイズと女性用の S サイズの外骨格装置を開発する予定である。

3.7 外骨格装置の実機の製作

外骨格装置の設計を完了してから実機の作製を行った。3D 設計のモデル用いた応力の分析により、外骨格の部品を 3 種類に分けた。図 3.28 に示す部品の中で負荷がかかる部品をアルミで作製した。それ以外の部品は軽量のカーボンファイバーとポリカーボネートで作製した。カーボンファイバーは重量比強度が高いため、主要な部品をカーボンファイバーで作製することにより強度を保証した上で軽量化を実現できた。また、ポリカーボネートは熱可塑性の特性を持つため、加熱すると簡単に任意な形状に加工できる。前腕のサポート部品を人間の前腕と同様な曲面を持たせるように作製することにより外骨格は装着者の体にフィットでき、装着性を向上した。

設計通りに外骨格を作製して、人に装着すると図 3.29 に示すようになる。完成した外骨格装置は安全ベルトを用いて、1 人でも簡単に装着できるようになっている。また、この両腕を持つ上肢外骨格パワーアシスト装置の総重量は 5.1kg（バッテリーを除く）になった。

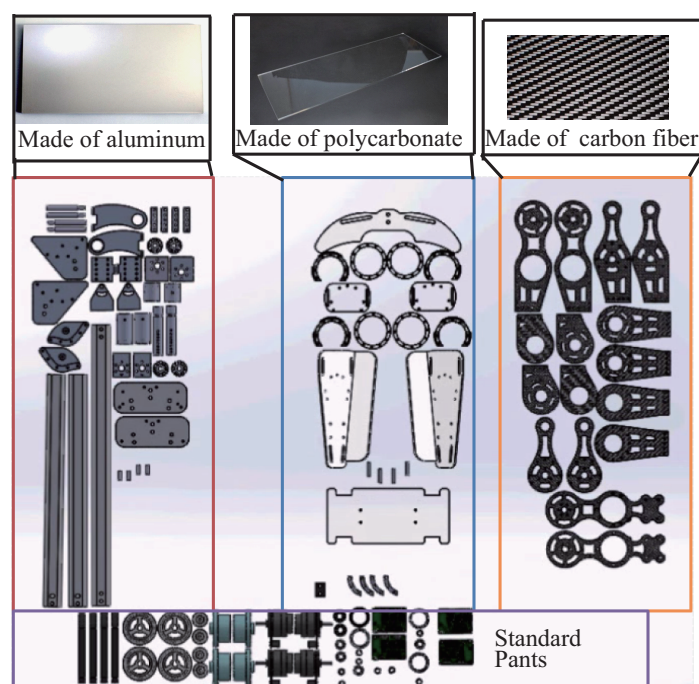


図 3.28: 外骨格に必要な部品

3.8 まとめ

本研究は6つの設計コンセプトに従って、上肢外骨格パワーアシスト装置の設計と作製を行った。片腕で2つの駆動関節と4つの受動関節、合計6つの回転関節で設計した。駆動関節は装着者が最も必要な屈曲・伸展動作に対して力補助を可能とする。受動関節は装着者の上肢の運動を制限しないように設計された。このような自由度の設計により、軽量化を実現し、装着者の上肢における動作を妨げない優れた装着性と実用性を両立させた。駆動関節は小型扁平ブラシレスモータと2段減速の駆動システムを用いて必要な出力トルクを保証した上で厚みを抑えた。更に、駆動関節は高いバックドライバビリティを有するように設計され、外骨格の電源がオフの時にも装着者の運動を阻害しないため着脱を容易にした。構造がシンプルな受動関節を使用することと、軽量の素材をもちいることで完成した外骨格装置は非常に軽量化（合計 5.1kg）になった。

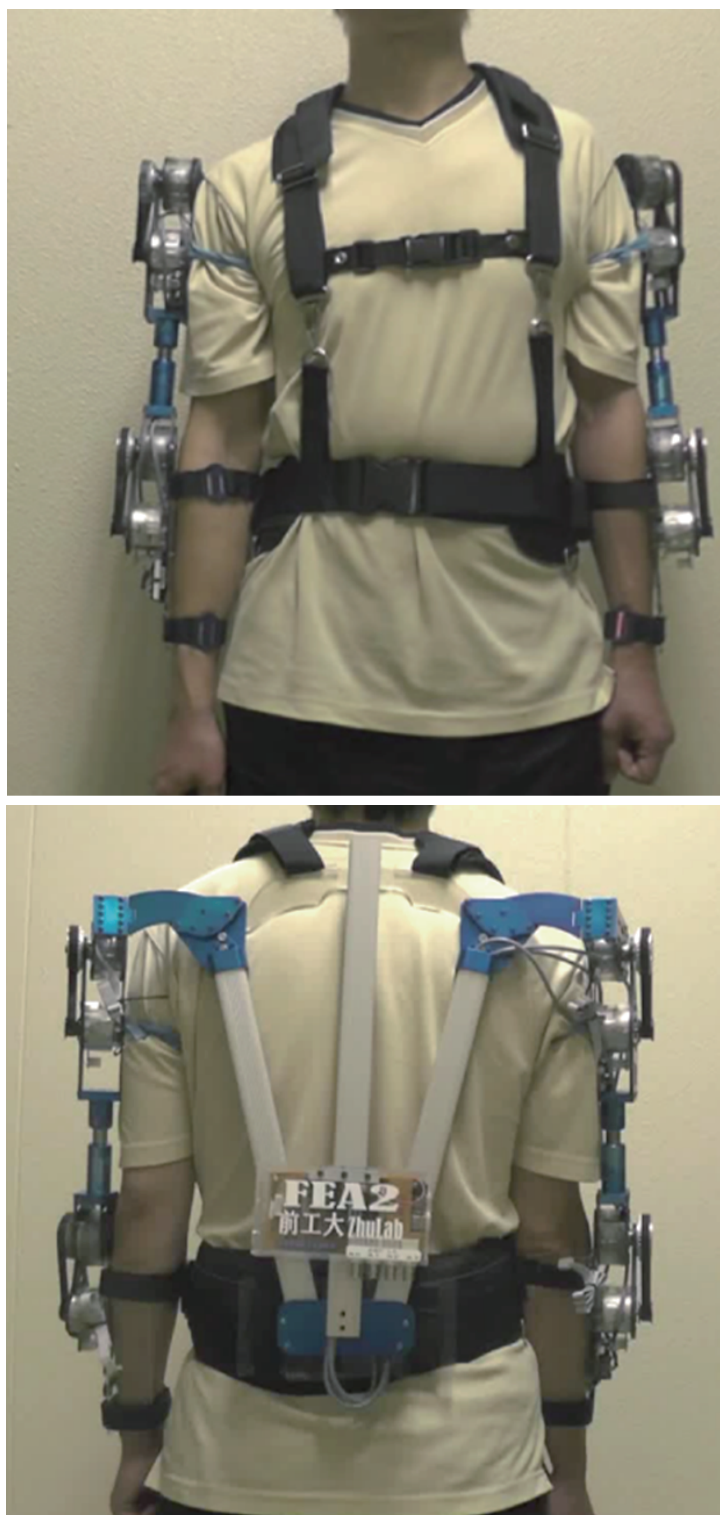


図 3.29: 製作された実機の装着の様子

第4章 上肢外骨格パワーアシスト装置における機械設計の検証

前章までに、本研究の上肢外骨格パワーアシスト装置の設計と製作について紹介した。上肢外骨格パワーアシスト装置の実機の完成後、機械設計の検証を行った。機械設計の検証として外骨格の駆動関節のバックドライバビリティは重要な項目である。そこで、本章はまずバックドライバビリティの検証実験と結果について紹介する。

また、外骨格の自由度設計は直接装着者の運動範囲に影響するため、検証の必要がある。そこで、本章ではモーションキャプチャを用いて運動範囲を定量化して分析を行い、その手法と結果を紹介する。

4.1 外骨格の駆動関節に対するバックドライバビリティの検証

4.1.1 バックドライバビリティの定義

最初に、アクチュエータの「バックドライバビリティ」という言葉の定義について説明する必要がある。ロボットの関節やアクチュエータの出力軸に外力を加えることで駆動系が動作する現象をバックドライブ (backdrive) と呼び、「バックドライブのしやすさ」を示す概念が「バックドライバビリティ (backdrivability)」である [85]。

日本機械学会の機械工学辞典によると、「バックドライバビリティ」に関して次の説明がある [86]。バックドライバビリティ：

「アクチュエータや動力伝達機構において、出力節に適当な力を加えたときに、その節が可動し、かつそれが入力節側に伝わる性質。ダイレクトドライブモータや低減速比の平歯車を用いた駆動系などにこのような性質がみられる。」

と機械工学辞典に記されている。

そこで、外骨格装置が優れたバックドライバビリティを持つことは装着者の力で外骨格の駆動関節をバックドライブしやすいことを指している。

4.1.2 高いバックドライバビリティの実現方法

一般的な駆動系は図 4.1 に示す通りにモータと減速機を併用するので、モータ自体の抵抗力は減速機により増幅され、バックドライバビリティを低下させることになる。増幅された倍数が減速機のバックドライブ効率に関わる。また、もう1つの大きな要因は減速機の摩擦である。そのため、バックドライバビリティを向上するには以下の3つの方法が考えられる [85]。

1. 駆動システムの構成を工夫する。前述の通りにバックドライバビリティを決める最大の要因は減速機のバックドライブ効率と摩擦である。そのため、バックドライブ効率が高い、または摩擦の少ない伝動機構を採用することが機構学の立場から最も直接的にバックドライバビリティを向上する方法である。
2. 駆動システムの制御を工夫する。実際には外力をセンサ（トルク或いは力センサ）で検出し、この信号をもとにモータを駆動する手法が提案されている [88] [89]。これにより摩擦が大きな減速機であってもバックドライブが実現できる。また、同図に点線で示すようにエンコーダの情報を併用すれば、回転角、角速度、角加速度に依存する様々な抵抗力も実現できる。
3. 駆動システムの機械設計を工夫する。実際には出力軸にクラッチやブレーキを使用する方法が提案されている [90]。クラッチをオフにすれば関節は固定

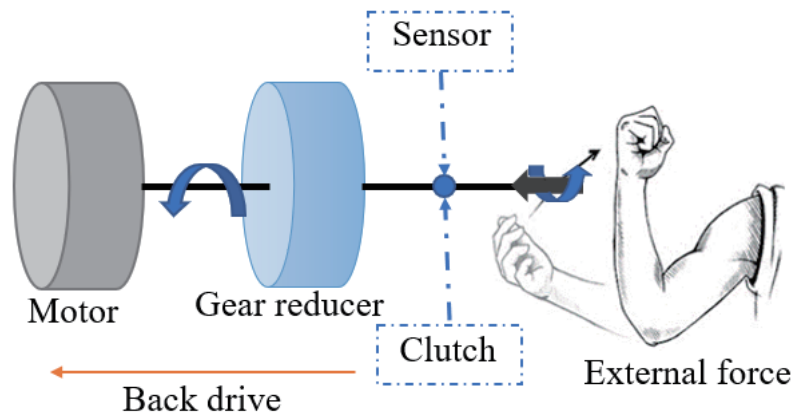


図 4.1: 一般的な駆動系のバックドライブ

されていない状態（非常に優れたバックドライバビリティ）となり，ブレーキを使えば固定されバックドライブはしない．

しかし，センサを用いて制御を加える能動のバックドライバビリティを実現する場合，電源がオフの時に適用できない．常に適用できるという訳でないという意味で，実用性の面では不足している．また，クラッチやブレーキの導入はバックドライブ性能の有無の切り替えを実現できるが，本質上にバックドライバビリティの改善と向上は実現できない．そこで，本研究は外骨格の駆動関節の設計と構成の面から工夫し，高いバックドライバビリティを実現している．

4.1.3 外骨格装置におけるバックドライバビリティの意義

高いバックドライバビリティは外骨格装置に対して以下の重要な意義を持つことが考えられる．

- まず，外骨格装置の安全性を向上できる．外骨格がもしバックドライブできない場合，故障した時（例えば，電源が急に落ちた場合）に現時点の姿勢に拘束されてしまう．もしこの時点で装着者が煩雑な仕事現場にいる場合，危険性が生じてしまう．また，装着者の動きが制限されるため外骨格を脱いだ

り、調整したりすることもできないため、他者の助けを求めなければならない。逆に外骨格にバックドライバビリティを持たせれば、装着者自身の力で姿勢を変えられる。この効果で外骨格のフェイルセーフ設計を実現できるようになる。

- 次に、外骨格装置の実用性を向上できる。前述の通りに、外骨格の電源をオフにした時にも外力で駆動関節を動かすことができる。このことから外骨格を容易に着脱することができ、外骨格装置の使用効率の改善が見込める。
- 最後に、外骨格装置に人間らしい特性を実現できる。例えば、人間が腕を90°に維持する時、自然に腕の重量により下ろそうとする感覚が生じる。もしバックドライバビリティがない外骨格を装着している場合はこのような感覚がなくなり、全ての運動が外骨格の制御から発生する。つまり、バックドライバビリティを持たなければ、外骨格の動きが硬く、柔らかな動きを実現することが難しくなる。この効果で外骨格装置のバックドライバビリティにより自然な装着感を与えられ、装着性の改善が見込める。

そのため、現在バックドライバビリティは外骨格装置の性能評価にとっても重要なポイントになっている [87]。

その一方、低いバックドライバビリティにもその意義がある。外骨格装置ではアームの慣性による各関節間の干渉が生じる。例えば、肘関節を動かすとその反動で肩関節がバックドライブする。そのため各関節間の干渉を補償する制御が必要になる。また、干渉の補償にエネルギーの消耗が大きくなることが予測される。この意味でバックドライバビリティが低い場合はこれらの面倒な問題は起きない。

以上のように、バックドライバビリティには外骨格装置の開発にメリットとデメリットを与える側面があり、その選択は外骨格装置の開発目的により設計において中に決定する必要がある。

本研究は力補助用の上肢外骨格パワーアシスト装置の開発を目的とし、且つ外骨格に優れた親和性と装着性を求めているため外骨格の駆動関節に高いバックド

ライバビリティを持たせることがとても重要である。

4.1.4 設計した駆動関節のバックドライバビリティの検証と結果

前章にて、本研究で開発した上肢外骨格パワーアシスト装置の設計と構成を紹介した。上肢外骨格パワーアシスト装置の両腕に合計4つの駆動関節を設置し、肘と肩関節の屈曲・伸展動作に対して力補助をできるように設計されている。駆動関節の構成は図4.2に示す通りで、モータと2段の減速機（タイミングベルト&プーリーセットと減速ギア）により300:1の減速比を実現するように設計した。前章で述べたように、この設計により駆動関節に必要な出力トルクと回転速度を達成し、モータとギアの平行配置により駆動関節の厚みを抑えることができた。本節はこの駆動関節のバックドライバビリティについて検証を行い、結果を紹介する。

図4.2では駆動関節のバックドライブ過程を示している。バックドライブをさせるためには、装着者の力で駆動関節全体の抵抗力を克服して外骨格を動かす必要がある。つまり、抵抗力が大きければ大きいほど駆動系のバックドライバビリティを失ってしまう。

図4.2に示す外骨格のバックドライブを行う際に、駆動関節における減速機は増速機として機能を果たしている。この時、タイミングベルトとプーリーセット、減速ギアのそれぞれのバックドライブの伝動効率を $\bar{\eta}_b$, $\bar{\eta}_g$ とし、減速比を G_b , G_g とする。また、装着者が駆動関節の出力軸（減速ギアの出力軸）に加えたトルクを τ_h とする。このトルクを減速ギアに通した後にトルク τ_b で減速ギア側のプーリー軸に加わり、更にタイミングベルトを通してトルク τ_m がモータの出力軸に加わる。バックドライブを行うようにするには、各伝動部分の回転軸に加えたトルク τ_h と τ_b はそれぞれの摩擦トルク T_g , T_b を克服し、最後にモータの出力軸まで伝達したトルク τ_m がモータの摩擦トルク T_m より大きくなる必要がある。そこで、バックドライブが始動する時に装着者が必要な出力トルク τ_h は以下の式(4.1)で表せる。

$$\tau_h = T_g + \frac{T_b G_b}{\bar{\eta}_b} + \frac{T_m G_g G_b}{\bar{\eta}_g \bar{\eta}_b} \quad (4.1)$$

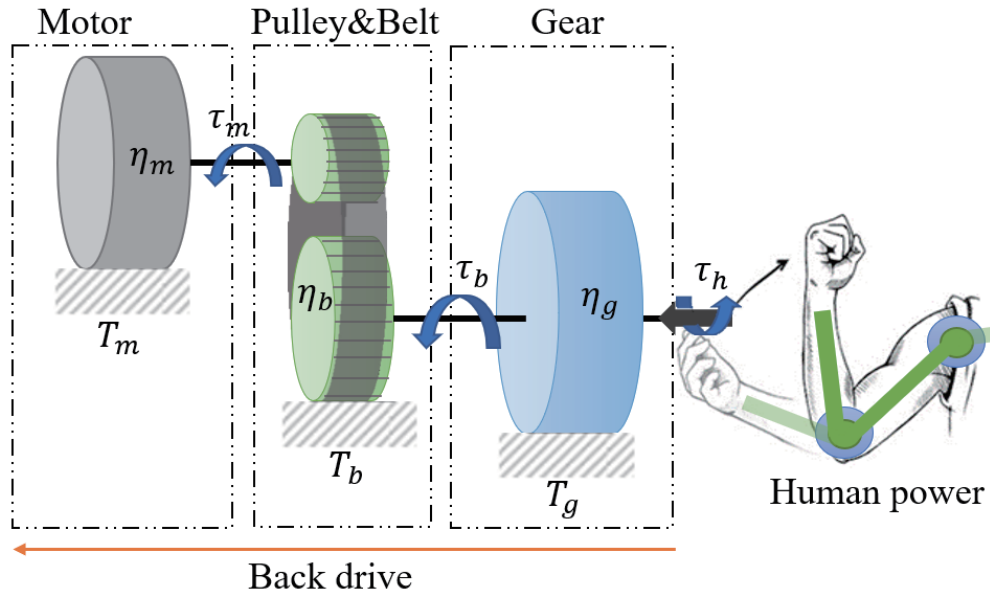


図 4.2: 設計された駆動関節のバックドライブ

式 (4.1) によりバックドライブに必要なトルクを減少させ、バックドライバビリティを向上する目的を達成するためには各伝動システムの摩擦トルク (T_g , T_b , T_m) を減少させること、バックドライブの伝動効率 (η_b , η_g) を上げることと減速比 (G_b , G_g) を下げることが有効な方法である。しかし、外骨格パワーアシスト装置に必要な出力トルクを保証するため、高減速比は不可欠である。このことから、バックドライバビリティの向上には減速機の伝動効率を上げて、摩擦トルクを下げるのが有効な対策である。

摩擦トルクは極小であっても、式 (4.1) で表すようにバックドライブする際に減速比により増幅される。そこで第 1 段目に小さい摩擦トルクと高い伝動効率 (98% に近い) [91] の特性を持つタイミングベルトとプーリーセットによる減速機構を採用した。但し、プーリーの大きさにより実現可能な減速比が制限される。そこで今回は減速比 3:1 のタイミングベルトとプーリーを採用している。採用したモータおよびタイミングベルトとプーリーセットの摩擦トルク (T_b , T_m) を実測したところ、それぞれ 4.9 mNm と 1.0 mNm であった。そのため、2 段目のギア減速機 (減速比 100:1) の選定がバックドライバビリティの優劣を決めるのにとても重要

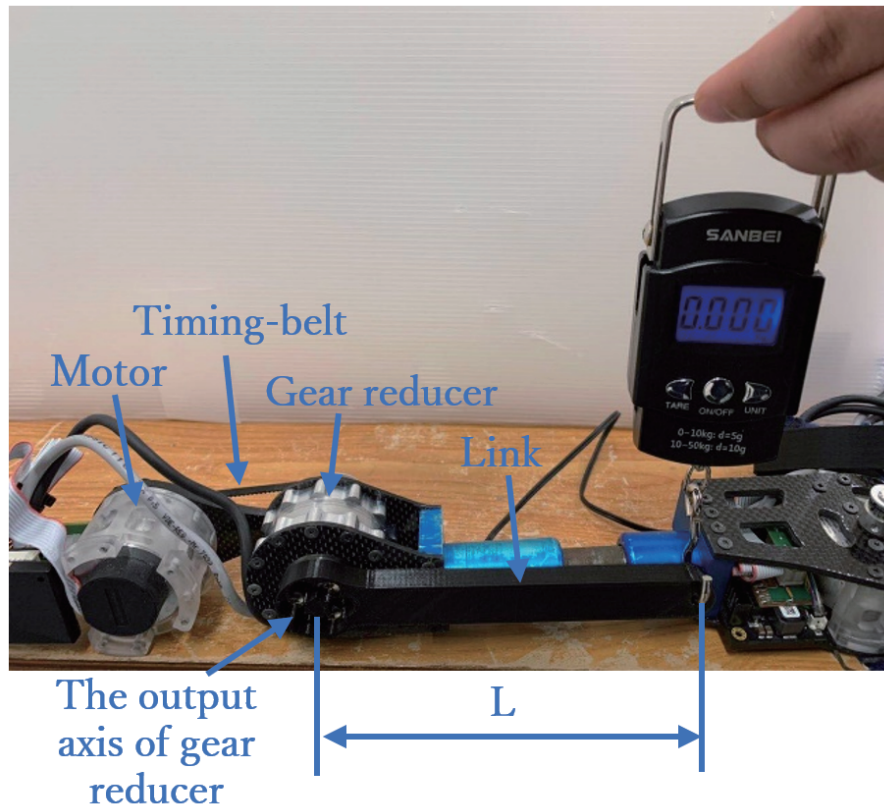


図 4.3: バックドライブに必要なトルクの計測方法

な要素となる。

代表的なロボット用のギア減速機として、ハーモニックドライブ、遊星歯車減速機、スパー（平歯車列）減速機、ウォーム減速機等が挙げられるが、いずれも歯車伝達を利用している。歯車伝達は本質的に二つの歯車の接触点において歯面間の滑りを伴う機構であり、これが摩擦抵抗を生み出す [85]。前章で紹介したように、許容トルクと減速比から本研究の外骨格パワーアシスト装置に適用するギアは3つあり、それぞれハーモニックドライブ（Harmonic drive gear: CSF-17-100-2A-GR）[81]、遊星減速機（Hybrid reducer: LGU75-4MLD,5MLG）[83]と複合遊星ギア（Bilateral drive gear）[84]である。3つのギア減速機の動作方式は違うが、同様の減速比および近い形状となっている。本研究の駆動関節に適したギアを決定するために、この3つの減速ギアに対して外骨格の駆動関節におけるバックドライバビリティの検証を行った。

具体的なバックドライバビリティの検証方法を図 4.3 に示す。リンク部品の一端を減速ギア出力軸に固定して、もう一端に 1 つのデジタルダイナモメーターを通じて徐々にリンクと垂直方向に引っ張って力を加える。バックドライブを始動する時の引っ張る力 (F) とリンク部品の長さ (L) と重量 (G) により上記の 3 つの減速ギアに必要なバックドライブトルク ($\tau = FL + GL/2$) を算出する。また、それぞれの減速ギアに対して 3 つの場合におけるバックドライブに必要なトルクを計測した。それぞれに (1) 減速ギア単独で計測する、(2) 減速ギアにタイミングベルトとプーリー（伝動機構）を組み合わせたもので計測する。(3) 減速ギア、タイミングベルト、プーリーとモータ（駆動関節全体）を組み合わせたもので計測する。

計測結果を図 4.4 に示す。ハーモニックドライブ（Harmonic drive gear）は高許容トルクとノーバックラッシュの特性を持っているが、弾性変形の特性による動作方式によりバックドライブに必要なトルクが 1.17 Nm と高かった。また、バックドライブの伝動効率が 54% であるため、バックドライバビリティを低下させた。

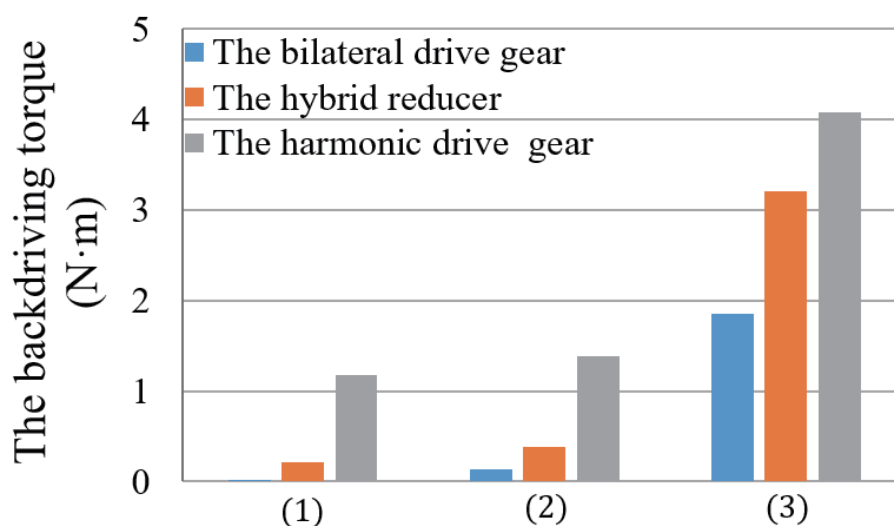


図 4.4: バックドライバビリティの検証結果 (1) 減速ギア, (2) 減速ギア, タイミングベルトとプーリー, (3) 減速ギア, タイミングベルト, プーリーとモータ（駆動関節全体）

その結果、ハーモニックドライブを使用した駆動関節をバックドライブさせるために 4.08 Nm の入力トルクが必要となった。

そして、マテックス社の遊星減速機 (Hybrid reducer) は組み合わせ可能なユニットとして、自由にギアユニットを組み合わせることにより多数の減速比を実現できる。そこで今回は3つのギアユニット (4:1, 5:1, 5:1) の組み合わせで 100:1 の遊星減速機を構成し、バックドライバビリティの検証を行った。その結果、バックドライブに必要なトルクは 0.21 Nm で低いが、多数のギアユニットの連結動作によりバックドライブの伝動効率が 67% まで低下した。従って、遊星減速機を用いた場合、駆動関節をバックドライブさせるには 3.21 Nm の入力トルクが必要となった。

最後に、検証実験により新しく開発された複合遊星ギア (Bilateral drive gear) は優良なバックドライバビリティが現れた。複合遊星ギアは単独で 0.02 Nm という非常に小さいトルクでバックドライブが可能である。そして、駆動時とバックドライブ時の伝動効率はそれぞれに 89.0% と 85.3% で非常に高い効率を持っている [84]。このような高い伝動効率と極小の摩擦トルクで駆動関節の優良なバックドライバビリティの実現に重要な役割を果たしている。この複合遊星ギアを用いて駆動関節で 300:1 の減速比を実現した結果、バックドライブに必要なトルクが 1.84 Nm となり、高減速比と高いバックドライバビリティを両立できた。

4.2 外骨格の自由度設計の検証

外骨格の駆動関節で高いバックドライバビリティを実現することにより、無制御時の駆動関節から装着者の運動制限を緩和し、装着性と安全性の向上ができると考えられる。しかし、外骨格全体の自由度設計（駆動関節と受動関節）により装着者の運動がどの程度サポートが可能であるかの検証も必要である。

これまでに多くの研究者が開発された外骨格装置に対して可動範囲の評価を行った [92] [93] [94]。これらの評価は主に外骨格を装着している時に装着者を屈曲・伸展、外転・内転動作を行い、各運動の平面における回転可能な最大角度の計測により評価をした。

しかし、外骨格装置は一般的に複数の自由度を持ち、単独動作で各運動平面における回転可能な角度で外骨格の可動範囲を表現することは不十分である。それは多自由度が関与する複合動作では各関節間で干渉をする可能性があるためである。更に、人間の可動範囲は筋肉と靱帯により大きな個人差が存在している。また、外骨格を装着している場合、外骨格の機械構造と装着者の体が互いに影響し、共同に可動範囲が決まる。そこで、本研究はモーションキャプチャを用いて定量的に外骨格を装着している時の肘と肩関節の可動範囲を分析する手法を提案した。具体的には装着者が外骨格を装着しない時の可動範囲を計測し、装着者自身の運動範囲として、計測結果を外骨格を装着した後の可動範囲と比較することにより外骨格の自由度設計を評価した。肘と肩関節を分けて評価することでそれぞれの関節設計に対して評価ができ、将来的に評価結果を用いて設計を改善する根拠として使用できる。

4.2.1 外骨格の設計運動範囲

モーションキャプチャを用いて運動範囲の計測を行う前に、先に外骨格の自由度設計により理論上で達成可能な運動範囲を算出した。図 4.5 に外骨格の自由度設計と参照座標系を示す。表 4.1 に外骨格の設計パラメータを示す。計算方法は DH

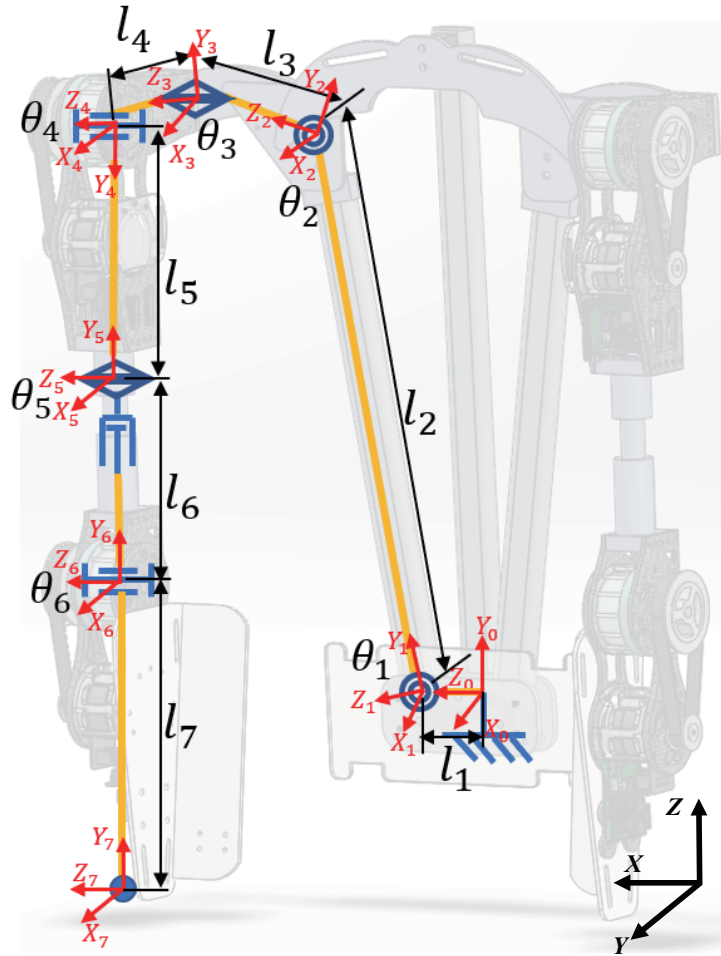


図 4.5: 外骨格の自由度設計と変換座標系

(Denavit-Hartenberg) 記述法に基づき、参照座標系と外骨格の設計パラメーターにより手先位置を各関節の角度を変数とする関数として求める．外骨格の片腕における参照座標系の変換として、次の式 (4.2) で表される同次変換行列 ${}^{i-1}_iT$ を用いる．

$${}^{i-1}_iT = \begin{bmatrix} {}^{i-1}_iR & {}^{i-1}_i\vec{r} \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

${}^{i-1}_iR$ は参照座標系 $\{i-1\}$ から見た $\{i\}$ の姿勢を示す 3×3 の回転行列、 ${}^{i-1}_i\vec{r}$ は参照座標系 $\{i-1\}$ から見た $\{i\}$ の位置を示す位置ベクトルである．世界座標系における第1座標系（外骨格の背中）を基準とする、第7座標系（外骨格の手先）の

表 4.1: 外骨格の寸法設計

リンク	長さ	回転関節	回転範囲
l_1	0.05m	θ_1	$15^\circ \sim 0^\circ$
l_2	0.40m	θ_2	$0^\circ \sim 120^\circ$
l_3	0.09m	θ_3	$-20^\circ \sim 100^\circ$
l_4	0.09m	θ_4	$-30^\circ \sim 170^\circ$
l_5	0.15m	θ_5	$-90^\circ \sim 90^\circ$
l_6	0.10~0.25m	θ_6	$0^\circ \sim 130^\circ$
l_7	0.25m		

位置関数を表す変換行列は M_T :

$$M_T = {}^0_1 T \cdot {}^1_2 T \cdots {}^6_7 T \quad (4.3)$$

また, 式 (4.3) の変換行列を用いて外骨格装置の背中の位置 ${}^0\vec{P}$ から外骨格の手先の位置 ${}^7\vec{P}$ を式 (4.4) で算出できる.

$${}^7\vec{P} = M_T \cdot {}^0\vec{P} \quad (4.4)$$

そして表 4.1 に示す外骨格の設計パラメータをそれぞれ式 (4.4) に代入すると, 3D空間における外骨格手先の位置 ${}^7\vec{P}$ (${}^7\vec{P}_x$, ${}^7\vec{P}_y$, ${}^7\vec{P}_z$) が得られる.

$$\begin{aligned}
{}^7\vec{P}_x = & l_1 + s(\theta_1)(l_2 - l_7 c(-\theta_2) c(\theta_4) c(\theta_6)) + c(-\theta_1 - \theta_2)(l_3 - s(\theta_3)(l_4 + s(\theta_4) \\
& (l_5 + l_6 + l_7 c(\theta_6)) + l_7 c(\theta_4) c(\theta_5) c(\theta_6)) - l_7 c(\theta_3) s(\theta_5) s(\theta_6)) \\
& + c(\theta_4)((l_5 + l_6) s(-\theta_1 - \theta_2) + l_7 c(\theta_1 + \pi/12) s(-\theta_2) c(\theta_6)) \\
& - l_7 s(\theta_4) c(\theta_5) s(\theta_6) s(-\theta_1 - \theta_2)
\end{aligned} \quad (4.5)$$

$${}^7\vec{P}_y = c(\theta_3)(l_4 + s(\theta_4)(l_5 + l_6 + l_7 c(\theta_6)) + l_7(c(\theta_4) c(\theta_6) c(\theta_6) - s(\theta_3) s(\theta_5) s(\theta_6))) \quad (4.6)$$

$$\begin{aligned}
{}^7\vec{P}_z = & c(\theta_1)(l_2 - l_7c(\theta_6))(s(-\theta_2)s(\theta_3)s(\theta_4) + c(-\theta_2)c(\theta_4)) + s(-\theta_1 - \theta_2) \\
& (l_3 - l_4s(\theta_3)) - l_5s(\theta_3)s(\theta_4)s(-\theta_1 - \theta_2) - c(\theta_1 - \theta_2)(c(\theta_4)(l_5 + l_6) \\
& - l_7s(\theta_4)c(\theta_5)s(\theta_6)) - l_6s(\theta_3)s(\theta_4)s(-\theta_1 - \theta_2) \\
& - l_7s(\theta_6)s(-\theta_1 - \theta_2)(s(\theta_3)c(\theta_4)c(\theta_5) + c(\theta_3)s(\theta_5)) \\
& + l_7s(\theta_1)c(-\theta_2)s(\theta_3)s(\theta_4)c(\theta_5) - l_7s(\theta_1)s(-\theta_2)c(\theta_4)c(\theta_6)
\end{aligned} \tag{4.7}$$

$$*s(\theta) : \sin(\theta); \quad c(\theta) : \cos(\theta)$$

式 (4.5), 式 (4.6) と式 (4.7) を用いることで外骨格の手先位置の計算ができ, 各関節の回転範囲内での手先が届く範囲として外骨格の肘と肩関節の理論上の動作域を算出できる.

外骨格の肩関節の設計動作範囲の計算として, まず AIST 人体寸法データベースに統計された日本人の腕の長さの平均値 (肩から手首まで) 0.54 m により表 4.1 の l_6 を 0.14 m に設定する. そして, 図 4.5 に示す腕が自然に垂れた状態を基準姿勢として, この状態の各関節の角度を初期角度 (全ての角度が 0° である) とする. 更に関節 θ_5 と θ_6 の角度を初期角度に固定する. つまり外骨格の肘関節を伸展状態に維持させて, 肩関節に関与する関節 θ_1 から θ_4 の角度を初期角度 (0°) から逐次に変化させ, 回転範囲内の角度を全て式 (4.5), 式 (4.6) と式 (4.7) に代入する. これにより, 外骨格肩関節のみの運動 (肘関節が伸展状態である) で外骨格の手先が届く位置を算出した. その位置の点群を図 4.6 に示す.

同様に, 肘関節の設計動作範囲の計算は肩関節を初期角度 (θ_1 から θ_4 を 0° にする) に固定して, 肘関節 θ_5 と θ_6 の角度を逐次的に変化させて式 (4.5), 式 (4.6) と式 (4.7) に代入する. これにより, 外骨格肘関節のみの運動する時に外骨格の手先が届く位置を算出した. 位置の点群を図 4.7 に示す.

この 2 つの点群はそれぞれ外骨格の肩と肘関節の運動範囲を表している. 点群データを matlab に導入し, 3D 空間における点群の境界ボリュームを作成した. また, それぞれに作成された点群の境界ボリュームの面積を算出した. その結果, 外骨格の肩関節の設計運動範囲は図 4.6 に示すように肩を中心とした 2.25 m^2 の半球

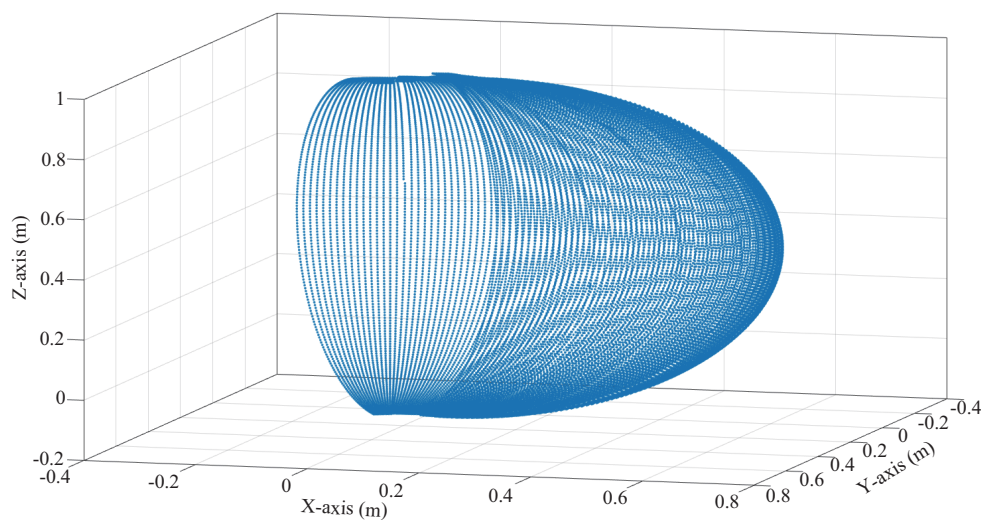


図 4.6: 外骨格肩関節の設計動作範囲

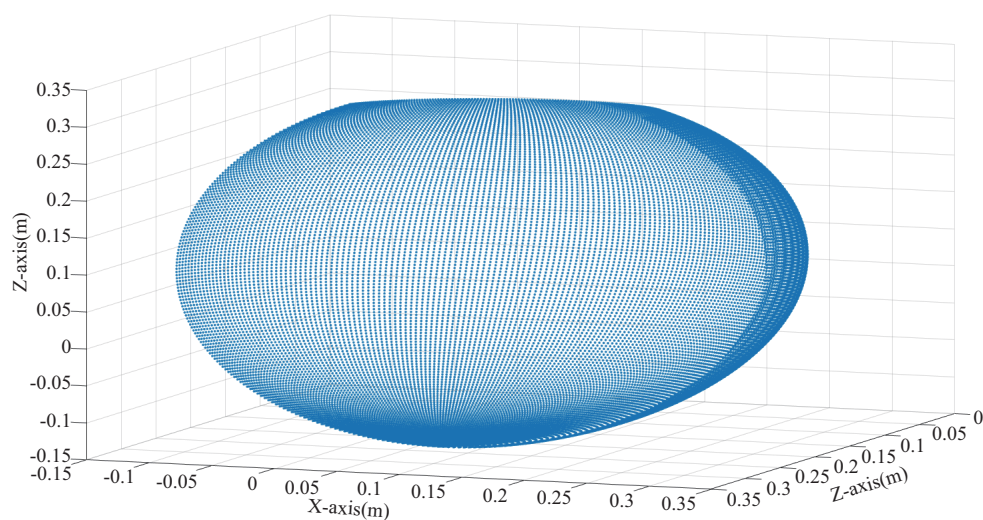


図 4.7: 外骨格肘関節の設計動作範囲

曲面で表された。同様に，外骨格肘関節の設計運動範囲は図 4.7 に示すように肘を中心とした 0.28 m^2 の半球曲面で表された。

しかし，使用者が実際に外骨格を装着している時の運動範囲は外骨格だけでは決まらず，装着者と外骨格が互いに影響を受けて共同的に決められる。そのため，外骨格を装着した際の運動範囲を実測して分析する必要がある。



図 4.8: モーションキャプチャを用いた計測環境

4.2.2 外骨格装置装着時の運動範囲

4.2.2.1 計測環境と計測方法

人間の運動範囲は関節，関節周辺の筋肉または関節に関わる靱帯により決められている．そのため，個人差が大きく存在し，全体的な運動範囲は不規則な形状となっている [95]．このような運動範囲を外骨格の関節設計により確保するため，外骨格は複数の自由度を設置する必要がある．複数の自由度を共同で動かす際に，互いに干渉をする可能性がある．そのため，複数の自由度が関わる複合動作に対して，単独動作の各運動平面における回転可能な角度の測定のみで外骨格の動作範囲を評価することは不十分であると考えられる．

そこで，本研究は図 4.8 に示すモーションキャプチャを用いて外骨格を装着している時の動作範囲を計測し，定量的に分析する手法を提案する．また，その計測結果を装着者自身の運動範囲（外骨格を装着しない時の運動範囲）と比較することにより，設計した外骨格がどの程度装着者の運動をサポートできているかの評

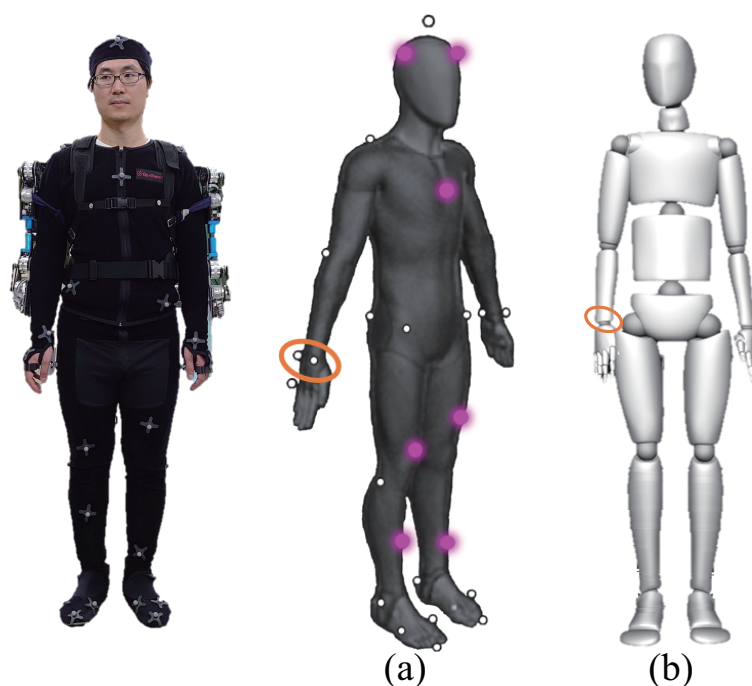


図 4.9: 外骨格を装着して計測する様子 (a): 反射マーカの貼り付ける位置, (b): 構築した人体モデル

価ができる。

今回、計測は Natural Point 社 (Corvallis, USA) 製の光学式モーションキャプチャシステム (OptiTrack motion system) を用いて行った。このモーションキャプチャシステムは合計 6 個の赤外線を発光するストロボライトが内蔵されているカメラと赤外線を反射できるマーカで構成される。マーカはストロボの赤外線を反射することで、カメラがマーカの位置を認識する。複数台のカメラで三角測量することにより、反射マーカの三次元空間における位置を精密に算出して記録する。計測は 120 Hz のサンプリング周波数でマーカを測位して記録する。また、モーションキャプチャシステムの専用ソフト (Motive) を用いて計測対象のモデルも構築できる。

計測ノイズを減少させるため、モーションキャプチャのカメラを太陽光の入らない室内に設置した。図 4.9 に示す通りに計測する時では外骨格の装着者の全身に 42 個の反射マーカを貼り付け、そして計測システムを用いて人体モデルを構築

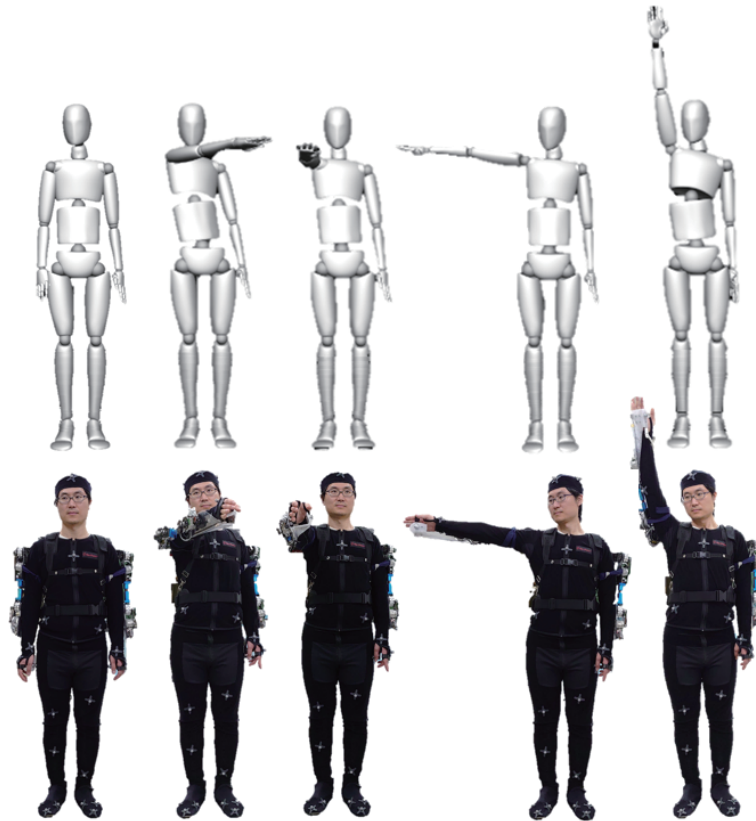


図 4.10: 肩関節の運動計測

した．関節の運動範囲の計測において，被験者の身体に揺れや動きがあると計測結果に誤差が生じる．そのため，人体モデルを構築して計測中に被験者の身体の動きを確認した．また，被験者の手首の両側に2つの反射マーカを貼り付け，その中心を計測空間における手首の位置とした．モーションキャプチャによる計測で動作する際の被験者の手首の運動軌道を導出し，手首が届く範囲を関節の運動範囲として分析を行った．

計測は肩と肘関節を分けて行い，4名の被験者に対して肩と肘関節のそれぞれの運動範囲を計測して算出した．

- 肩関節の計測動作を図 4.10 に示す．被験者が外骨格を装着してから計測を行い，肘関節を伸展したままで肩関節の屈曲・伸展，外転・内転動作を行ってもらった．計測時，被験者にはなるべく最大動作範囲まで細かく繰り返し動作してもらい，その様子をモーションキャプチャを用いて全ての動作の軌道

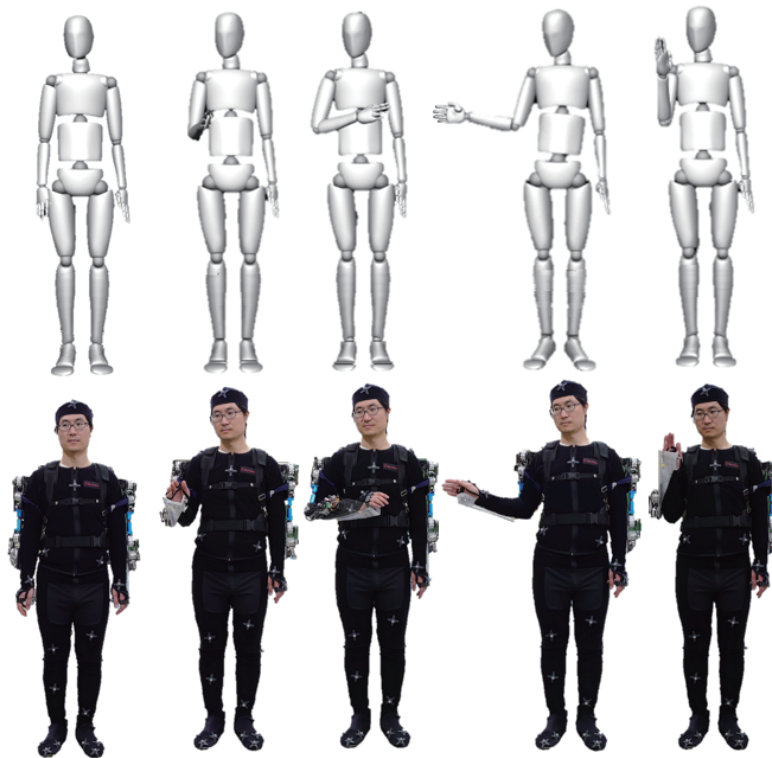


図 4.11: 肘関節の運動計測

を記録した。

- 肘関節の計測動作を図 4.11 に示す。計測する時に被験者には上腕を自然に垂らした状態で肘の屈曲・伸展と前腕の外旋・内旋動作を行ってもらった。計測時に被験者にはなるべく最大動作範囲まで細かく繰り返し動作してもらい、その様子をモーションキャプチャを用いて全ての運動軌道を記録した。

4.2.2.2 計測結果

モーションキャプチャに記録された手首の運動軌道は図 4.12 に示しており、被験者 A の肩および肘関節を運動する際に手首が描画した軌跡で表現されている。これは運動する際に手首が届いた位置も表している。Matlab を用いて作成した 2 つの運動軌跡の境界ボリュームと人体モデルを一緒にグラフにすると図 4.13 に示す通りになる。この境界ボリュームの面積は被験者 A が外骨格を装着している時の

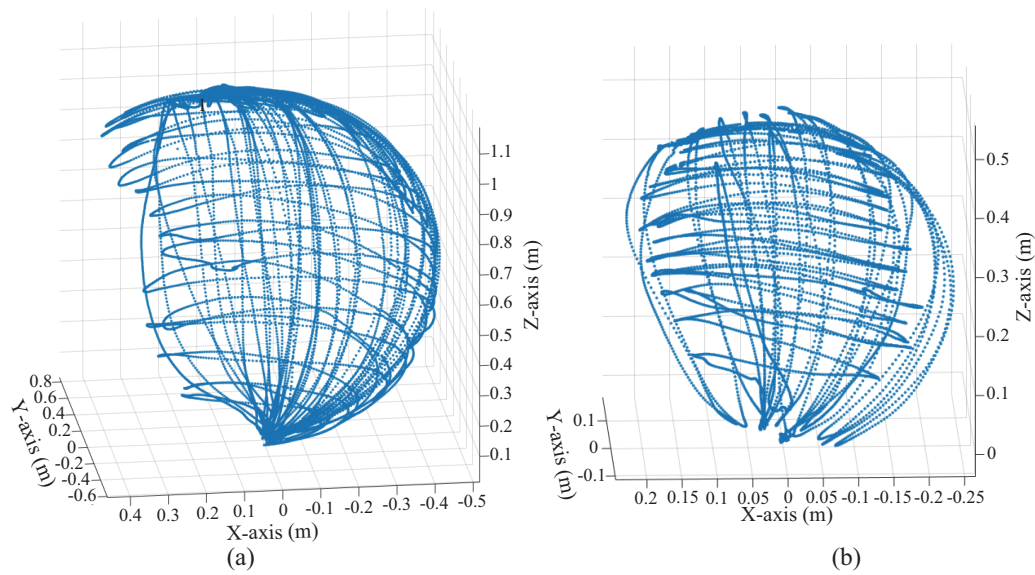


図 4.12: 被験者 A の手首の運動軌道, (a): 肩関節のみ運動させる際の手首の運動軌跡 (b) 肘関節のみ運動させる際の手首の運動軌跡

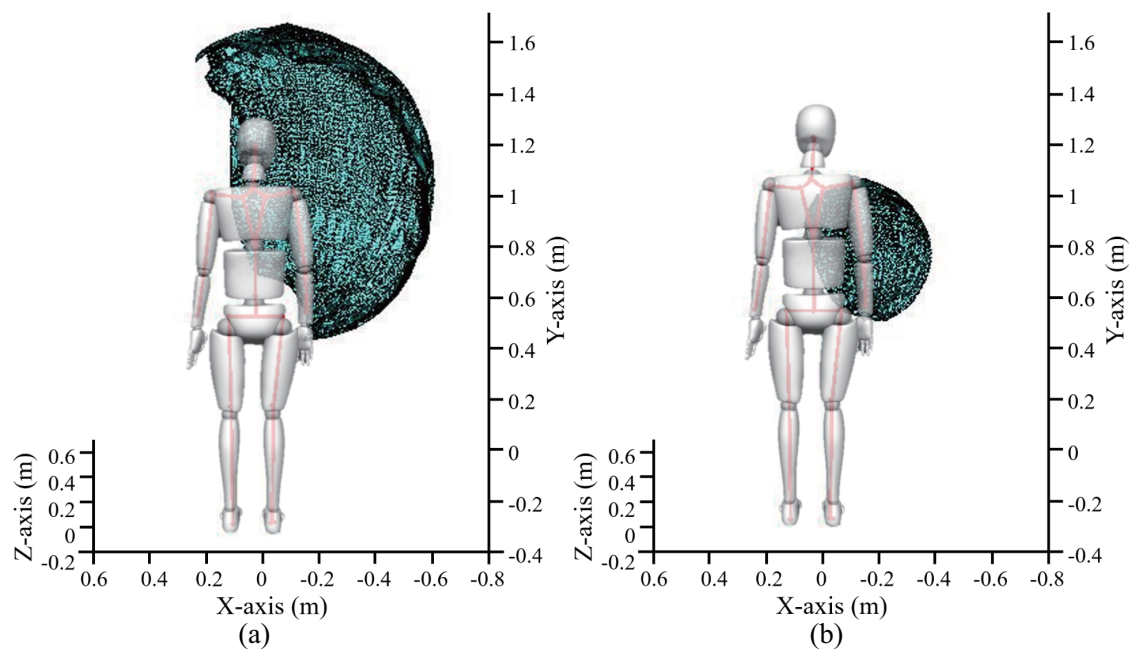


図 4.13: 被験者 A の手首の運動軌道により作成された境界ボリューム, (a): 肩関節のみ運動させる際に手首が届く範囲 (b) 肘関節のみ運動させる際に手首が届く範囲

表 4.2: 肩関節の運動範囲の計測結果

被験者	腕長 (m)	外骨格あり (m ²)	外骨格なし (m ²)	達成率 (%)
A	0.56	1.14	1.33	85.7
B	0.54	1.09	1.30	83.8
C	0.60	1.57	1.69	92.9
D	0.61	1.59	1.91	83.2

表 4.3: 肘関節の運動範囲の計測結果

被験者	前腕長 (m)	外骨格あり (m ²)	外骨格なし (m ²)	達成率 (%)
A	0.25	0.22	0.24	91.7
B	0.23	0.18	0.21	85.7
C	0.27	0.23	0.25	92.0
D	0.28	0.24	0.27	88.9

肩と肘関節の運動範囲として表すことができた。その面積は 1.14 m² (肩), 0.22 m² (肘) となっている。

同様な手法を用いて合計 4 名の被験者に対して肩と肘関節の運動範囲を算出した。また、外骨格を装着していない状態における運動範囲の計測を行い、その結果を被験者自身の運動範囲として外骨格を装着している時の運動範囲と比較した。4 名の被験者のうち、被験者 A の腕の長さは前に述べた日本人の平均値と近い、被験者 B は平均値より短い、被験者 C と D は平均値より長いとの考慮で選定した。

全ての計測結果を表 4.2 と表 4.3 でまとめた。この結果より肩関節でも肘関節でも外骨格を装着している時は装着していない時の 83% 以上の運動範囲が達成できている。完全に達成できていない理由として、まず安全のために駆動関節の可動範囲を人間の可動範囲より少し小さめに制限しているためである。また、外骨格の機械構造として駆動関節はモータを収める空間が必要なため、その空間が受動

関節の動きと干渉し、一部運動範囲が制限されたことも考えられる。

この計測結果を前節に算出された外骨格の設計運動範囲（肩： 2.25 m^2 ，肘： 0.28 m^2 ）と比べると面積が大幅に減少していることが分かる。この減少は外骨格を実際に装着している時、外骨格の機械構造が装着者の体と干渉し、お互いに影響された結果を表している。この結果からも外骨格の設計動作範囲のみで外骨格の設計を評価するのは不十分であることを示した。

しかし、外骨格装置が結果の動作範囲を持っていれば、外骨格を装着している時に各方向への動きを制限しないことが実証された。また、日常生活に必要な運動範囲を満足できると考えられる。次に、実際の日常生活に必要な運動範囲を考慮した検証方法を紹介する。

4.2.3 日常生活に必要な運動範囲

日常生活に必要な運動範囲を検討するにあたり、人間が日常生活によく行う上肢動作を計測する研究を参考にした [96]。この研究ではコップで水を飲む動作、香水を使う動作、お尻を拭く動作と箱を運ぶ動作などの日常生活によく行われる運動の計測を行った。例えば、コップで水を飲む動作をするために、肩関節が 68° の屈曲動作、 32° の外転動作、 -53° の外旋動作と肘関節が 121° の屈曲動作をする必要がある。また、お尻を拭く動作をするために、肩関節が -31° の屈曲動作、 -41° の外転動作、 63° の内旋動作と肘関節が 9° の屈曲動作をする必要がある。

まとめた動作角度の最大値を抽出すると、日常動作における肩関節の屈曲・伸展動作が $-53 \sim 109^\circ$ ，外転・内転動作が $-41 \sim 105^\circ$ ，外旋・内旋動作が $-53^\circ \sim 65^\circ$ ，肘関節の屈曲・伸展動作が $0 \sim 121^\circ$ の範囲内で動くことがわかった。これらの動作の角度範囲に基づき、前述の DH (Denavit-Hartenberg) 記述法と同様の方法を用いて人間の日常生活に必要な運動範囲を算出した。計算では被験者 A の腕長と前腕長を使用した。算出した肩と肘関節の運動範囲はそれぞれ 0.67 m^2 と 0.17 m^2 となり、本研究で設計した外骨格を装着している時に達成できる運動範囲に含まれていることがわかった。

日常生活に必要な運動範囲を前節で計測した被験者 A が外骨格を装着している時と装着していない時の運動範囲と重ねて比較を行った。その結果を図 4.14 に示す。青色の領域が外骨格を装着していない時の運動範囲，赤色の領域が外骨格を装着している時の運動範囲，黒色の領域が日常生活に必要な運動範囲を表している。図 4.14 に示す通り，外骨格を装着している時の運動範囲はしていない時に比べ幾らか制限されているものの，日常生活に必要な運動範囲を完全に含んでいることがわかる。これで，本研究の外骨格の設計自由度は日常生活の運動を満足できることが証明された。

また，図 4.14 (a) により外骨格が装着者の肩関節の外転・内転動作（左右両側）の運動範囲を一部制限していることがわかった。図 4.14 (b) により外骨格が装着者の肘関節の屈曲動作（上側）の運動範囲を最も制限していることがわかった。これらの情報は，今後の外骨格の関節と自由度を改良する根拠となり得ると考えている。

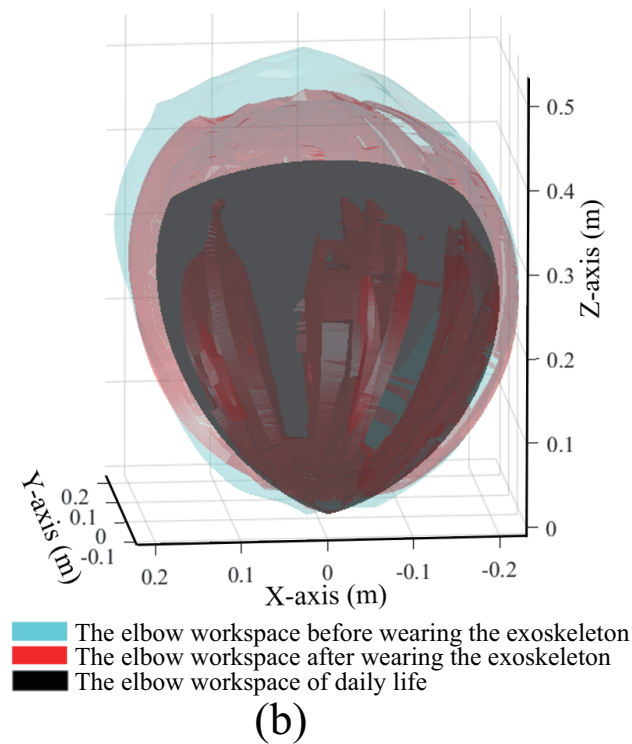
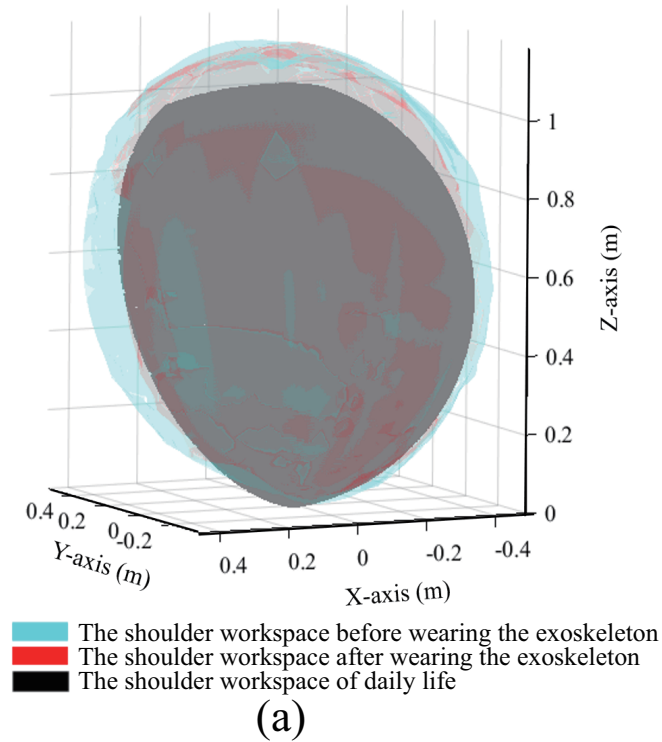


図 4.14: 被験者 A が外骨格を装着している時と装着していない時の運動範囲及び日常生活に必要な運動範囲との比較, (a): 肩関節による運動範囲の比較 (b) 肘関節による運動範囲の比較

4.3 まとめ

本章は開発された上肢外骨格パワーアシスト装置の機構検証を行い、検証結果について述べた。本研究では装着者の動作を妨げない外骨格の自由度設計、及び高いバックドライバビリティを持つ駆動関節の構築を目指して開発を行った。

具体的には扁平型のブラシレス DC モータを動力源として、2 段減速機の伝動システムを設置することにより 300:1 の高減速比を持つ駆動関節を構築した。このような駆動関節の設計と高いバックドライバビリティを持つ減速ギアを採用することで、外骨格の駆動関節に優良なバックドライバビリティを与えることに成功した。具体的には、バックドライブに必要なトルクが 1.84 Nm まで抑えられた。他のバックドライバビリティを持つ外骨格装置 [92, 97–99] と比較してもより高いバックドライバビリティを持つと言える。また、ワイヤー駆動の方式を採用してバックドライブを可能とした外骨格 [92] [97] より、本研究で設計した駆動関節の方がコンパクトであるため、より装着型の外骨格装置に適していると考えられる。更に、同様のギア減速機とモータを採用した外骨格装置と比較すると、[98] では 50:1 の減速比、[99] は 43.71:1 の減速比でバックドライバビリティを実現しているが、本研究の駆動関節は高い減速比 300:1 を持ちながらも優良なバックドライバビリティを実現した。このような高減速比はより大きな出力トルクを達成しやすいため、パワーアシスト装置により適していることが考えられる。本章の外骨格パワーアシスト装置の機構設計の検証結果により、本研究の外骨格装置が制御されていない時（着脱する時）と緊急の時（電源が落ちた時）に装着者が簡単に外骨格の駆動関節を動かすことができ、容易な着脱と安全性の向上が実現できた。

また、外骨格装置全体の関節と自由度の設計について検証した。まずは外骨格の設計に基づいて DH 記述法を用いて外骨格の設計運動範囲を算出した。また、モーションキャプチャを用いて装着者の運動を計測し、実際に外骨格を装着している時と装着していない時の運動範囲を分析する手法を提案し、定量的に評価した。更に、DH 記述法を用いて人間がよく行う日常動作の計測結果に基づいて日常生活に必要な運動範囲を算出した。これらの運動範囲の比較を行った結果、全ての被

験者が外骨格を装着していても装着していない時の8割以上の運動範囲を達成し、日常生活に必要な運動範囲を満たしていることを示した。従って、本研究の外骨格の自由度設計は人の動作を概ねサポートでき、日常生活の運動範囲を満たすことが証明された。

このような運動範囲の検証は各動作の最大回転可能な角度を計測して評価する方法 [92–94] に比べ、多自由度の外骨格装置に対してより妥当であると考えられる。また、定量的な評価とグラフを用いた結果の可視化により直観的な評価結果を得ることができ、今後の外骨格装置において自由度設計の改良の根拠になり得るものと考えられる。

以上から、本研究で開発された上肢外骨格パワーアシスト装置は駆動関節の高いバックドライバビリティおよび広い運動範囲の実現により装着者に拘束感を与えず、機構設計の面から装着性を保障されていることが示された。

第5章 外骨格パワーアシスト装置の 制御とアシスト効果の検証

図 5.1 に示す制御システムは外骨格装置に適切な制御案と考えている．外骨格装置は一般的なロボットとは異なり，外骨格装置と装着者が緊密に連結し，外骨格装置の制御は人間の知能と機械のパワーの融合が重要視されている．人間と機械が共存し，協調して仕事をすることになる．その際，それぞれの特徴を生かした役割分担と，相互の情報交換における整合性が重要である．そのため，この制御システムにおいて人間は不可欠な構成要素であり，制御信号の抽出と識別および人間と機械の信号の統合がシステムを中心となる．

本章では，表面筋電信号（surface Electromyographic: sEMG）或いは力信号（Force Signal）に基づいた上肢外骨格パワーアシスト装置に適用する制御手法を提案した．また，開発された外骨格装置の実機を用いて実際の運ぶ動作のアシス

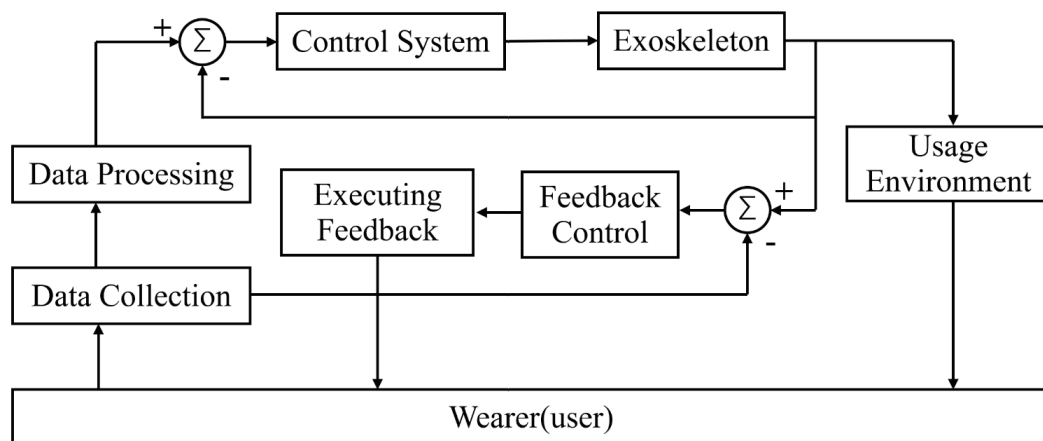


図 5.1: 外骨格装置全体の制御システム

ト実験を行い，上肢外骨格パワーアシスト装置のアシスト能力について評価した．

全ての実験は前橋工科大学の倫理委員会の承認を得て実施した．実験を行う前に被験者に十分な情報を提供して同意を求めた．また，外骨格パワーアシスト装置の制御システムに緊急停止スイッチを含む必要な安全対策をすべて用意してから実験を行った．

次に，本研究の外骨格パワーアシスト装置を制御するために提案された制御手法を紹介する．まずは，表面筋電信号を用いた制御について述べる．

5.1 筋電信号に基づいた制御

5.1.1 筋電信号とは

人間は筋肉を収縮させて体を動かしているが，その筋肉の収縮は数 mV の電気信号によって行われている．この筋肉を収縮させる電気信号が筋に到達して初めて観測されるものが筋電位（Myo-Electricpotential: MEP）である．この筋電位を計測したものは筋電図（Electromyography: EMG）と呼ばれる [70]．

5.1.2 筋電信号と運動の関連性

人間が運動する前に，まず自らが置かれている状況を正確に理解して把握する．次に周辺の環境と身体の情報に基づいて，行動の枠組みを決め，その中で必要とされる行動を選択する．運動を企画・構成したら，準備することになる．そのため，人間の動きを決定しているのは脳と神経である．

運動を実行するには筋肉の収縮と弛緩により実現する．運動をするための筋肉の活動を直接的に制御するのは運動細胞（図 5.2(a)）である．この運動細胞は脊髄（図 5.2(f)）と脳幹（図 5.2(b)）にあり，運動神経（図 5.2(c)）で筋肉に接続している．運動神経は神経線維（図 5.2(d)）であり，神経線維を伝わる信号で筋肉の収縮を直接に調節している．運動神経は終板という構造を介して筋肉と接続している．

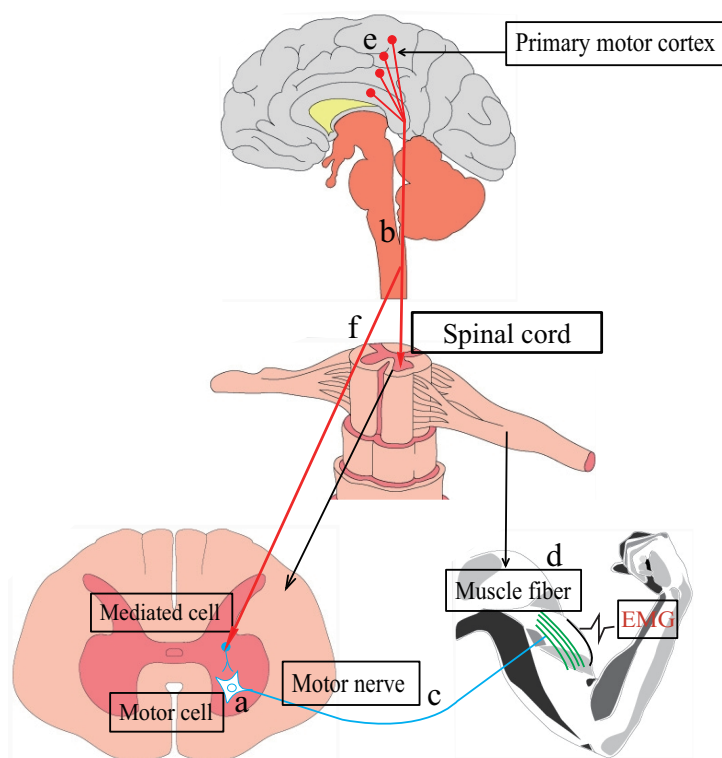


図 5.2: 運動意図の発生から筋への出力

また，運動細胞は脊髄の神経回路網で作られる信号と，大脳の運動野（図 5.2(e)）からの信号により制御される．運動細胞が活動するとその信号は運動神経を伝わり筋肉へ達し，その信号量に応じた筋収縮を生じさせる．したがって，運動細胞の活動量が筋肉の活動量を決める [100]．

筋活動は，脊髄の中にある α 運動ニューロンの興奮から始まる． α 運動ニューロンが脳からの指令や脊髄を經由する種々の反射によって興奮すると，その興奮インパルスが神経軸索を經由して筋に伝えられる．

1 つの運動ニューロンから生じる神経軸索は筋のなかで枝分かれしており，多数の筋線維に神経筋接合部を形成する．この神経接合部は神経終板とも呼ばれ，筋によって，また個人によってさまざまな分布をしている．筋線維（図 5.2(d)）は筋を構成する細長い細胞であり，1 つの筋線維上には通常 1 か所の神経筋接合部が存在する．すなわち，運動ニューロン（図 5.2(a)）と筋線維は 1 対多の関係にある．1 つの運動ニューロンに支配された筋線維群の活動は 1 つの単位として機能し，1

つの運動ニューロンとそれに支配される筋線維群はまとめて運動単位と呼ばれる。また、運動神経の興奮は神経インパルス列として神経筋接合部に到達する。この神経筋接合部では、神経終末から化学伝達物質であるアセチルコリンが放出され、それによって筋線維側の電氣的興奮が発生する。筋線維のほぼ中間に存在する神経筋接合部から開始した電氣的興奮は、筋線維の両端に向かって $3\sim 6\text{ m/s}$ の速さで伝播していき、筋線維の末端に到達した時点で消滅する。この筋線維上の脱分極は細胞膜を通る膜電流を引き起こし、膜電流は周囲の容積導体を流れて電位変化を生じる。この電位変化を導出したものが筋電である [70]。

以上に人間が運動意識が発生してから筋へ出力するまでの関係を示した。そのため、ある筋肉の筋電信号を検出すればその筋肉に対応する関節の動きが発生していることが推定できる。また、筋電信号は実際に筋肉の収縮の約 $100\sim 200\text{ ms}$ 前に検出できる特性を持っている [70] [101]。この特性により筋電信号を用いることで運動前に人間の運動意図を推定できるようになる。外骨格ロボットの動きは装着者の動きと同調しなければならないため、筋電信号を制御信号として使用すれば約 $50\sim 100\text{ ms}$ 程度の制御遅延を改善できると考えられる。

5.1.3 筋電信号の計測と信号処理

前述の筋の活動電位（筋電位）を観察するには、(1) 針電極、(2) ワイヤ電極、(3) 表面電極の3種類が用いられる [102]。

- (1) 針電極：細い針の先端に活動電位を導出する電極があり筋肉の中に刺入し使用する。
- (2) ワイヤ電極：髪の毛のような太さとやわらかさをもったワイヤ電極を注射針を用いて筋肉の中に刺入し、その後、注射針を取り去って使用する。
- (3) 表面電極：容積伝導により伝わってくる活動電位を皮膚の上から導出する。筋腹に表面電極を貼り付けて使用する。

針電極とワイヤー電極を用いる針筋電図法は、人体に対して侵襲性があるが、筋内の電位変化を高い空間分解能で識別できるため、神経筋疾患の診断など臨床分野で用いられることが多い。表面電極を用いる表面筋電図法は、筋全体の総合的な活動状態を観察することができる。侵襲性が無いため、体育・スポーツ、リハビリテーション、人間工学などの分野において多く用いられている [102]。本研究は侵襲性がなく、扱いやすい表面電極を用いて外骨格パワーアシスト装置の制御を実現した。

5.1.3.1 表面筋電信号の計測

本研究では DELSYS 社のアクティブ電極を用いた。電極を図 5.3 に示す。電極は双極（Bipolar）の電極構成であり、電極リード線の揺れに対するアーチファクト（Artifact：人工的に発生する雑音）の発生を防ぐことが出来る能動（Active）電極である。電極の中に差動増幅回路が組み込まれており、電源雑音などの電極端子に同相で混入する雑音を取り除くことができる。

筋電計測用のアンプも DELSYS 社のアンプを用いた。アンプ本体を図 5.4 に、仕様を表 5.1 に示す。このような乾電池を用いる小型軽量の筋電計測用のアンプを直接外骨格装置の腰ベルトに取り付けることで、装着者を邪魔せずに必要な表面筋電信号を取得することができる。



(a) 2-Slot Adhesive Skin Interface (b) Dermatrode Reference Electrode

図 5.3: 表面筋電信号を計測するための電極 (A): DE-2.1 single differential surface EMG sensor, (B): dermatrode reference electrode

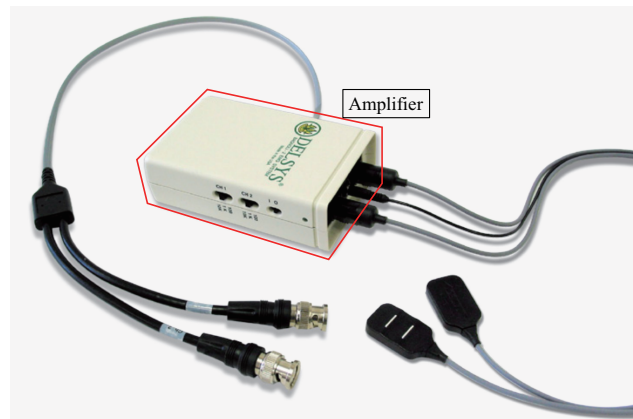


図 5.4: 筋電計アンプ (The Bagnoli-2 EMG System)

表 5.1: DELSYS 社製アンプの仕様

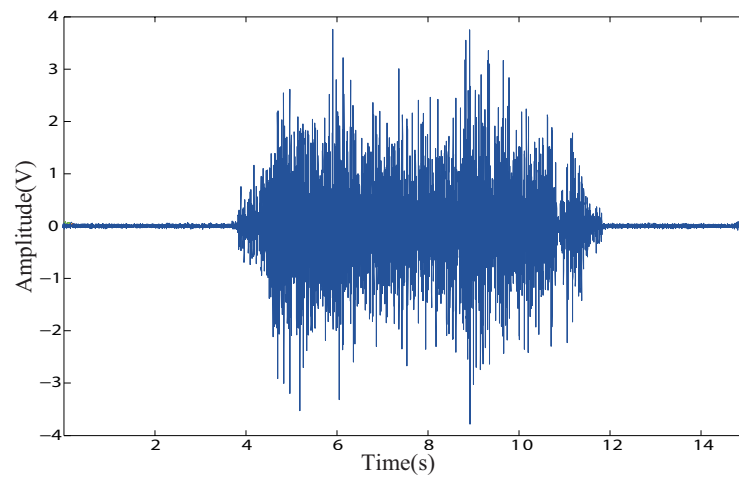
チャンネル数	2 チャンネル
1 チャンネルあたりの総合的な増幅	1000 倍 10000 倍
出力電圧範囲	$\pm 5V$
周波数特性	20[Hz] to 450[Hz] $\pm 10\%$
所要電力	9V DC, 10mA
本体の寸法	100mm \times 65mm \times 40mm
重さ	0.3kg

5.1.3.2 表面筋電信号の信号処理

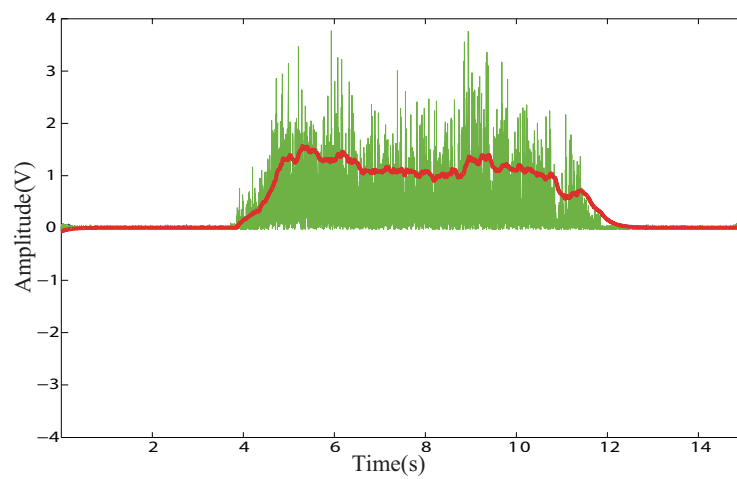
DELSYS 社の筋電計測用のアンプから出力した筋電位信号の生波形を図 5.5(a) に示し、動作のタイミングで筋が活動していることが十分に確認できる。しかし、筋電図波形は、ゼロ (0, ベースライン) を境に陽性波形 (+) と陰性波形 (-) で構成されている。

開発した外骨格パワーアシスト装置はマイコン (Arduino due, Arduino Srl. Italy) を用いて制御システムを構築している。Arduino due ではアナログ-デジタル (A/D) 変換機能を持っているが、入力範囲は 0~5 V であるため、計測された筋電位信号の陰性波形をマイコンで読み取れない。そこで、表面筋電信号をまず絶対値回路を用いて全波整流をして、マイコンに入力する必要がある。そのため、筋電信号の処理は以下の手順で行った (図 5.6)。

まずは筋電計で計測された表面筋電信号 (図 5.5(a)) を全波整流し (図 5.5(b) 緑線)、20 点の移動平均後、さらに 0.7 Hz のローパスフィルタを通して平滑化を行った。そして、元の振幅を復元するために回復係数を 2 に設定した。処理後の平滑化した表面筋電信号は図 5.5(b) の赤い線のようになる。平滑化した表面筋電信号の振幅 (筋の放电量) および放電のタイミングから、どの筋が、どの時点で、どの程度活動したかを知ることができる。このような表面筋電信号の特性を用いて外骨格パワーアシスト装置の制御信号として用いるだけでなく、装着者の筋肉の出力トルクの評価もできる。従って、表面筋電信号は装着者の筋肉にかかった負荷を評価し、アシスト効果の検証としても使える。



(a) The amplified raw sEMG signals



(b) Full-wave rectified and smoothed sEMG signals

図 5.5: 表面筋電信号の処理結果

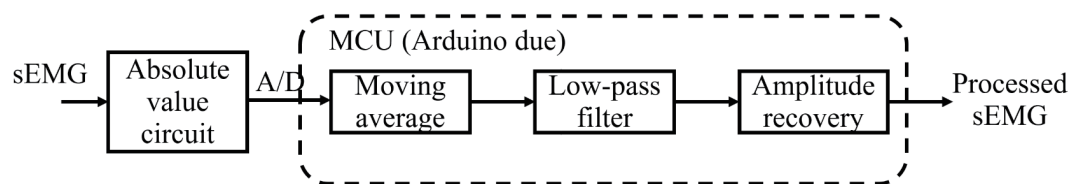


図 5.6: 表面筋電信号の処理手順

5.1.4 表面筋電信号を用いた制御手法

本研究は先行研究で提案された拡張アドミッタンス制御 [73] を用いて、開発された上肢外骨格パワーアシスト装置の制御を実現し、アシストの効果を検証した。先行研究では1自由度の駆動関節に対して1チャンネルのみの筋電信号（主動筋のみ）で制御を実現し、2自由度の非装着型のロボットアームを用いて検証を行った。先行研究の特徴は、最小限の筋電信号（1自由度-1筋電センサ）で制御を実現したため、筋電電極の取り付けに必要な時間を減少させ使用効率を向上でき、コストも抑えられたことである。

提案された拡張アドミッタンスモデルを図5.7に、各パラメータの関係を式 (5.1) に示す。

$$\tau_h - \tau_0 = I\dot{\omega} + D\omega \quad (5.1)$$

入力として与えるトルクを τ_h , τ_0 の2つに分け、この2つのパラメータの状態から駆動関節への目標角速度 ω と目標角加速度 $\dot{\omega}$ を求める。 I が仮想慣性モーメント、 D が仮想ダンピング係数である。 I と D の設定により、入力トルクに対して任意な関節の回転速度を得られ、装着者に異なる負荷感覚を与えることが可能となる。言い換えると、 I と D の設定により外骨格のアシスト率を調整することができる。 τ_h は人からリアルタイムで取得された表面筋電信号の振幅 EMG_{vm} を用いて、以下の式 (5.2) で表される。

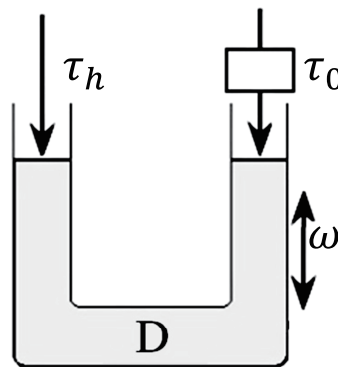


図 5.7: 拡張アドミッタンスモデル

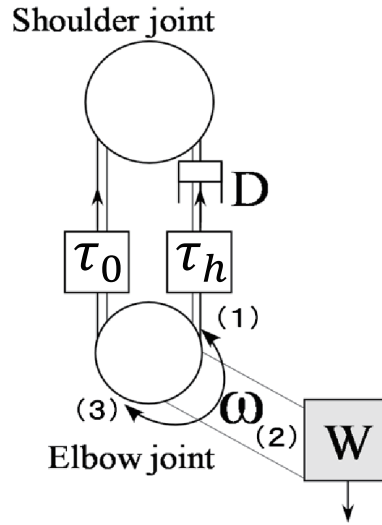


図 5.8: 拡張アドミッタンスによる外骨格の関節の操作モデル

$$\tau_h = A \cdot EMG_{vm} + B \quad (5.2)$$

A と B は被験者の筋電信号の大きさにより調整し、筋電信号の個人差を補正することができる。表面筋電信号の振幅の大きさによりキャリブレーションで決める。しかし、本研究は1チャンネルのみの筋電信号を用いて制御を行うため、駆動方向の切り替えに閾値 τ_0 を設定する必要がある。 τ_0 の設定は先行研究 [73] で解明された筋電信号の変化特性より決めた。人間が負荷を持って姿勢を維持する時に筋肉の運動は等尺性運動から等張性運動に変化し、筋電信号は最大値 EMG_{max} の0.7~0.8倍まで下がる現象が解明されている。また、関節のトルクは関節角度と関わりがあるため、閾値 τ_0 は式 (5.3) のように表される。

$$\tau_0 = 0.7A \cdot EMG_{max} \sin\theta + B \quad (5.3)$$

θ は駆動関節のモータのエンコーダからリアルタイムで計測された関節角度である。ある時点で計測された筋電信号 EMG_{vm} が記録された最大値 EMG_{max} の0.7倍以下であれば、人間が力を抜いて荷物を下ろす動作を行っていることが分かる。

従って、拡張アドミッタンス制御では1チャンネルのみの筋電信号とそれに伴って

変化する τ_h と τ_0 の値の関係によって、以下のように外骨格の駆動関節の運動モード（図 5.8）を切り替えることが出来る。

(1) $\tau_h > \tau_0$: 力を入れるほど、正の方向に目標速度が大きくなる。

($\omega > 0$: 持ち上げモード)

(2) $\tau_h = \tau_0$: 目標角速度はゼロになり維持している状態になる。

($\omega = 0$: 維持モード)

(3) $\tau_h < \tau_0$: 力を抜くほど、負の方向に目標速度が大きくなる。

($\omega < 0$: 持ち下げモード)

上記の拡張アドミッタンス制御を上肢外骨格パワーアシスト装置に用いたものの制御ブロック図を図 5.9 に示す。

生理学，解剖学的知見 [77] および先行研究 [73] から，三角筋と上腕二頭筋は肩と肘関節の屈曲・伸展動作の主要な役割を担っていることがわかっている．そのため外骨格装置の肩関節，肘関節の制御信号としてそれぞれ三角筋鎖骨部と上腕二頭筋の表面筋電信号を計測して処理した後の信号を使用した．

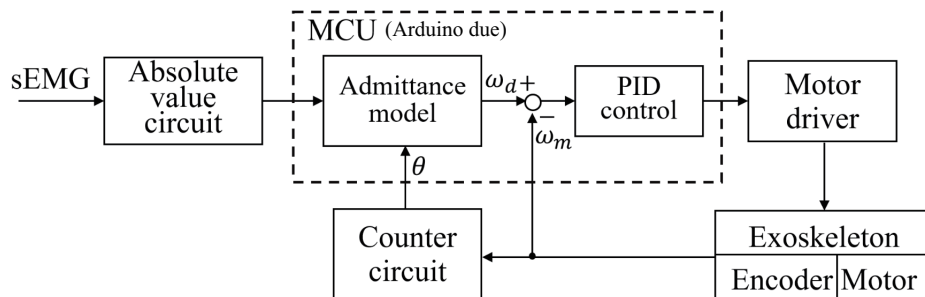


図 5.9: 拡張アドミッタンス制御を用いた上肢外骨格パワーアシスト装置の制御ブロック図

5.2 表面筋電信号に基づいた制御のアシスト効果の検証

前述の制御手法を開発された上肢外骨格パワーアシスト装置に導入し，実際の運ぶ動作に対してアシスト効果の検証実験を行った．実験内容は図 5.10 に示すように，被験者が上肢外骨格パワーアシスト装置を装着して 10 kg の荷物を地面から高さ 1.2 m の棚に置くことである．また，被験者には上肢外骨格パワーアシスト装置を装着しない状態でもう一度同様な動作を行ってもらう．実験中に被験者の両腕の上腕二頭筋と三角筋の表面筋電信号を計測し，パワーアシストの制御とアシストの有効性の評価として使用した．以上の実験を被験者 3 名に対して行った．

図 5.11(a) と (b) はそれぞれ被験者 A がパワーアシストされていない時とパワーアシストされた時に計測された表面筋電信号の結果を示している．

外骨格装置のパワーアシストの有効性は計測された表面筋電信号の平均筋電位 $sEMG_{mean}$ によって評価する．

$$sEMG_{mean} = \frac{1}{t_e - t_s} \int_{t_s}^{t_e} |sEMG| dt \quad (5.4)$$

t_s と t_e はそれぞれに動作の開始時刻と終了時刻である．

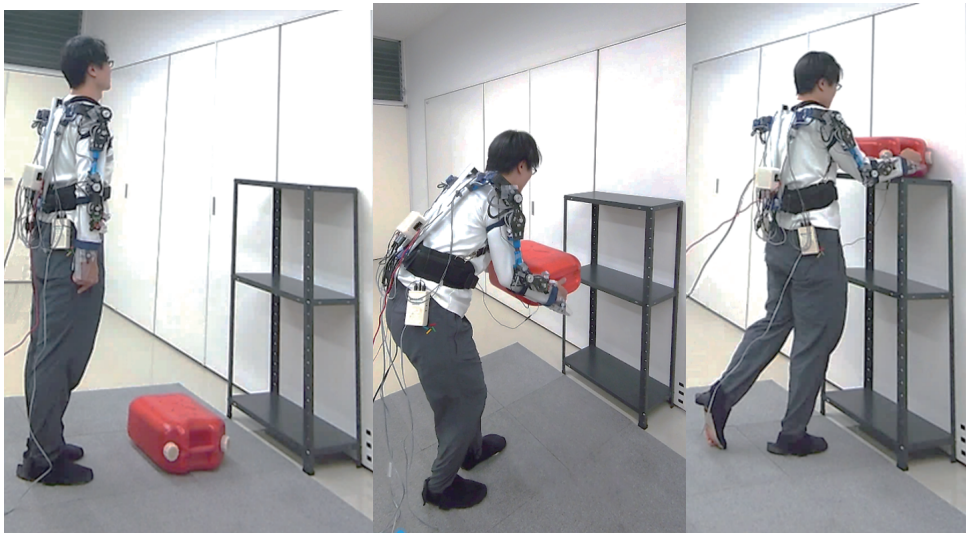


図 5.10: 表面筋電信号に基づいた制御による上肢外骨格パワーアシスト装置の検証実験

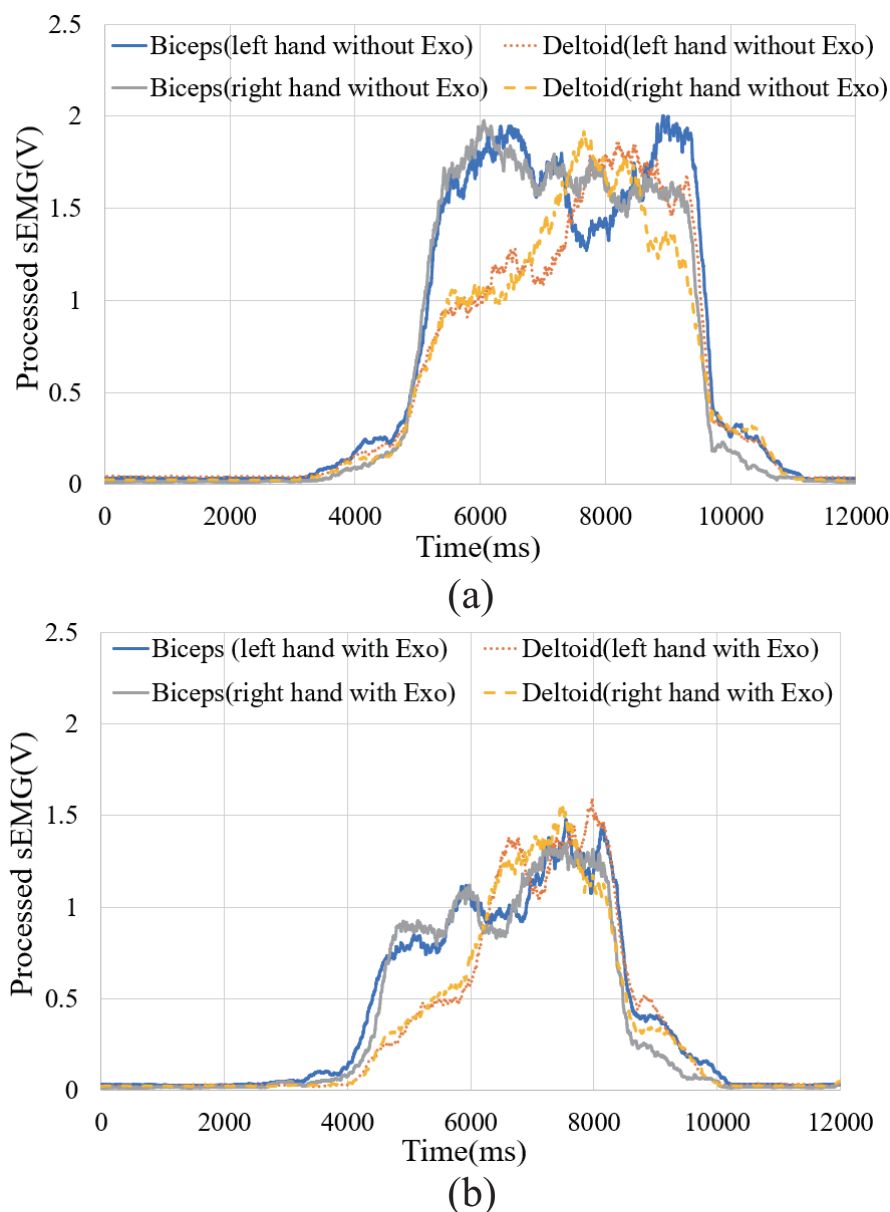


図 5.11: 表面筋電信号に基づいた制御による上肢外骨格パワーアシスト装置の検証結果

全ての結果を表 5.2 に示す．被験者 A では外骨格を装着していない時（アシストなし）に得られた上腕二頭筋と三角筋の平均筋電位はそれぞれ 1.46 V と 1.18 V である．外骨格を装着してアシストされた後に計測された平均筋電位 0.92 V と 0.80 V の結果をアシストなしのものと比較すると，それぞれ 37.0% と 32.2% の減少を示した．他の 2 名の被験者（B と C）の結果も同様に，外骨格パワーアシスト装置

表 5.2: 表面筋電信号に基づいた制御のアシスト効果の検証結果

被験者	筋肉	平均筋電位 $sEMG_{mean}$ (V)		減少率 (%)
		アシストなし	アシストあり	
A	Biceps	1.46	0.92	37
	Deltoid	1.18	0.80	32
B	Biceps	0.90	0.58	36
	Deltoid	0.72	0.48	33
C	Biceps	1.21	0.82	32
	Deltoid	1.01	0.71	30

によりアシストされることで上腕二頭筋の平均筋電位それぞれ 35.5%, 33.3%減少し, 三角筋の平均筋電位はそれぞれ 32.2%, 29.7%減少したことを示した.

前述の通り, 筋電信号の振幅は直接対応する筋肉の出力トルクを示しているため, 筋電信号が減少したことにより被験者への負荷トルクを軽減できたと言える. また, 平均筋電位は動作の過程に筋肉にかかっている平均負荷を表すことから, 平均筋電位が減少した結果より開発された上肢外骨格パワーアシスト装置が有効なアシスト機能を果たしていることが言える.

5.3 表面筋電信号に基づいたパワーアシスト制御のまとめ

開発された上肢外骨格パワーアシスト装置に対し先行研究で提案された表面筋電信号に基づいた拡張アドミッタンス制御を導入し、外骨格装置のアシスト能力の検証を行った。その結果から、提案された拡張アドミッタンス制御は上肢外骨格パワーアシスト装置にも適応していることを示し、外骨格装置によるパワーアシストの有効性を示した。

拡張アドミッタンス制御は最小限の筋電信号、つまり1自由度－1筋電信号（主動筋のみ）によりパワーアシストの制御を実現した。人間の関節運動は主に主動筋と拮抗筋の両方が協同作用により発生すると認識されている。そのため、現在までに提案された多くの制御手法は主に主動筋と拮抗筋の筋電信号を同時に採用して制御を行っている。例えば、4チャンネル（2つの主動筋と2つの拮抗筋）の筋電信号を用いて2自由度の外骨格装置の動作を制御する手法が提案されている [47, 59–61]。これらの制御手法と比べて、本研究はより単純な屈曲・伸展動作の制御が必要となるため、必要な筋電センサの数を減少でき、使用する際に電極を貼り付ける手間を減らすことにより使用効率の向上が実現したと考えられる。また、筋電センサに必要なコストも低下させることができる。

しかし、筋電信号に基づいた制御は筋電信号の個人差が大きく存在するため、実際に使用する前に拡張アドミッタンス制御のパラメータを決定するキャリブレーションが必要となる。また、筋電センサの電極は使用者の汗、体の動きなどの外乱に影響されやすい問題がある。外骨格装置は煩雑な物流現場、或いは介護現場への使用が想定されており、使用現場が高温、高湿度の可能性が高いため、筋電信号に基づいた制御は最も適しているとはいえないと考えられる。

そこで本研究は次に力覚センサを用いた外骨格パワーアシスト装置の制御手法を提案した。

5.4 力信号に基づいた制御

本研究は小型の3軸力覚センサを直接上肢外骨格パワーアシスト装置の先端に取り付けることにより、装着者が外骨格に加える力信号を検出した。そして検出した力信号の変化により外骨格装置の制御を実現した。この手法では筋電信号を用いた手法と比べて装着者の個人差からの影響を排除し、センサを取り付ける手間を省くこともできる。

5.4.1 力信号の検出方法

現在市販している力覚センサは多数あり、その大きさや仕様なども多岐にわたる。装着型の外骨格に力覚センサを取り付ける都合上、力覚センサのスペースと計測容量が限られてくるため図5.12に示す小型でかつシンプルな力覚センサ（USL06-H12-500N-AP, 株式会社テック技販）[103]を選択した。

力覚センサを取り付ける場所と計測方法により、検出される力信号の内容が異なる。そこでまず、力覚センサの取り付け位置を検討した。取り付け方として図5.13の三種類が考えられる。

図5.13(A)では、力覚センサを外骨格前腕部に直接取り付け、さらにそこに重量

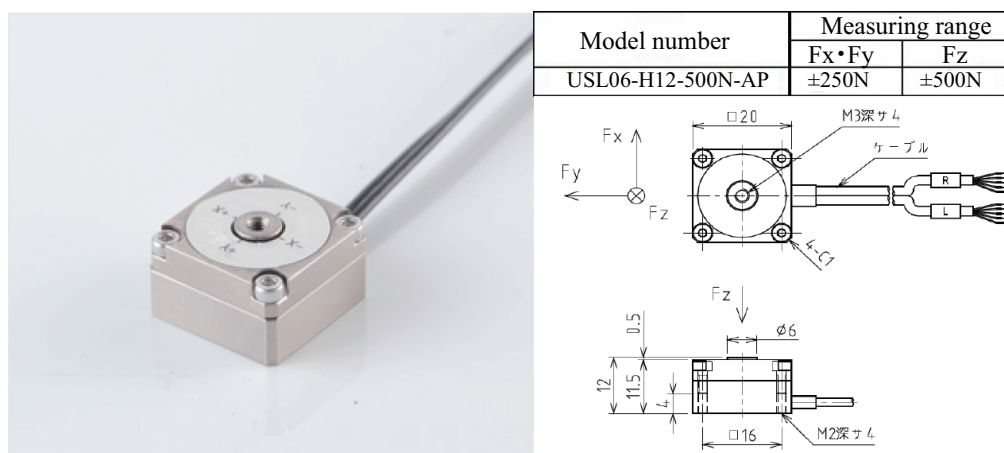


図 5.12: 力覚センサの寸法と計測容量

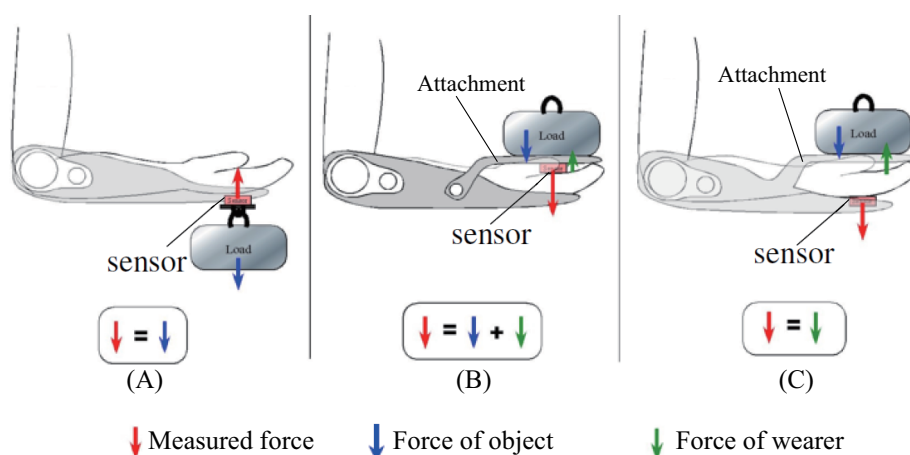


図 5.13: 力覚センサの取付位置の考案

物を取り付ける方法である。その場合、姿勢を維持する時に力覚センサに加わる力情報は重量物により生じる重力のみである。図 5.13(B) では、外骨格前腕部と可動なアタッチメントを取り付けその上部に重量物を載せ、操作者の掌側に力覚センサを取り付ける方法である。この場合、力覚センサに加わる情報は重量物により生じる重力と操作者が加える力の合力となる。しかし、持ち上げる重量物の重さは毎回同じであるとは限らないため、(A) と (B) が重量物の重さを含んだ力信号を検出すると操作者の運動により生じる力情報の成分が弱くなり、制御信号として使いにくくなる。

その一方、図 5.13(C) は外骨格前腕部にアタッチメントを固定しその上部に重量物を載せ、操作者の掌側に力覚センサを取り付ける方法である。この場合、重量物の重力は外骨格が負担し、力覚センサに加わる力情報は操作者が加える力のみとなる。そのため、操作者の操作により生じる力信号の変化は重量物の重力の影響を受けなくなり、操作意図の判別と解明がしやすくなる。以上のことから、図 5.13(C) の取り付け方を採用した。

実際に力覚センサを外骨格に取り付けた様子を図 5.14 に示す。力覚センサは外骨格の先端 (装着者の手掌の真下) に取り付け、3D プリンタで作成したアダプターを使用することで力覚センサと装着者の手掌が密着するようにする。装着者と外

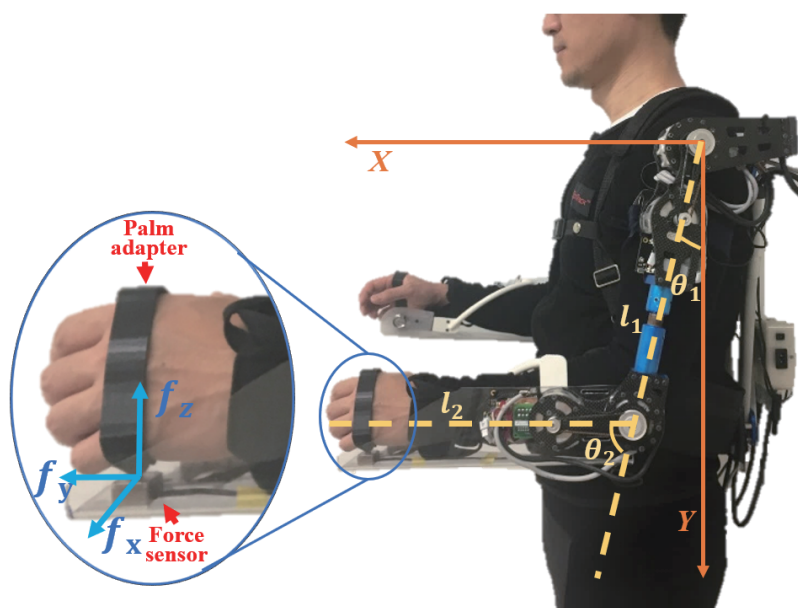


図 5.14: 力覚センサの取り付け位置と検出可能な力信号

骨格の前腕部分にアダプターが唯一接触する部分となり，装着者の腕で発生した力を全部力覚センサで読み取れるようになる．アダプターは使用者の手掌のサイズにあわせ作成し，指先を使う動作を妨げないようにすることで指の柔軟性と器用さを保障する．装着者の腕が出した力はアダプターと力覚センサを通じて最終的に外骨格に作用し，また外骨格の駆動関節が出力する力と同時に荷物に加えて荷物を持ち上げる．その際，装着者の指は荷物の回転やバランス保持に用いることができる．

外骨格の駆動関節が負担する分の重量と荷物全体の重量の比率が外骨格パワーアシスト装置のアシスト率と言える．すなわち，力覚センサで計測される力は動作中に装着者が負担する分の重量となる．以上のように力覚センサを使うことで，簡単に外骨格パワーアシスト装置のアシスト率を算出できるようになった．

5.4.2 力信号を用いた制御手法

力信号を用いた制御のブロック線図を図 5.15 に示す．図 5.14 のように力覚センサを取り付けることで，前腕と垂直方向の力 f_z ，前腕と延長方向の力 f_y と前腕の横方向の力 f_x の3つの直交している力の成分を検出することができる．本研究で開発された上肢外骨格パワーアシスト装置では屈曲・伸展動作の方向のみ駆動関節を設置して力補助を可能としたため，この動作平面における力 f_z と f_y を採用して制御を行う．まず，式 (5.5) で (f_z, f_y) を図 5.14 における世界座標系の力 (F_x, F_y) に変換する．

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{12} & S_{12} \\ -S_{12} & C_{12} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} f_z \\ f_y \end{bmatrix} \quad (5.5)$$

$$* \quad C_{12} = \cos(\theta_1 + \theta_2), S_{12} = \sin(\theta_1 + \theta_2)$$

また，式 (5.6) とヤコビ行列式 (5.7) を用いて，力信号を装着者が外骨格の肘と肩関節の屈曲・伸展動作方向に加えたトルク信号 (τ_e, τ_s) に変換する．

$$\begin{bmatrix} \tau_e \\ \tau_s \end{bmatrix} = J_{aco}^T \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} \quad (5.6)$$

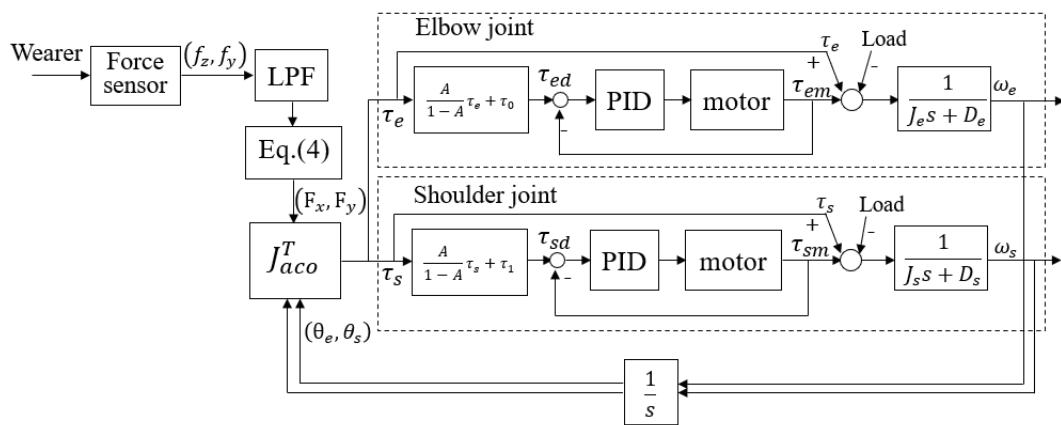


図 5.15: 力信号を用いた制御のブロック線図

$$J_{aco}^T = \begin{bmatrix} l_2 C_{12} & l_2 S_{12} \\ l_1 C_1 + l_2 C_{12} & -l_1 S_1 - l_2 S_{12} \end{bmatrix} \quad (5.7)$$

$$* \quad C_1 = \cos(\theta_1), S_1 = \sin(\theta_1)$$

角度情報 θ_1 と θ_2 は駆動関節のモータに取り付けているエンコーダから得られる。

外骨格パワーアシスト装置は直接装着者の体の外側に取り付けられ、外骨格の関節の位置と装着者の関節位置が一致する。そのため前述の通り、外骨格装置と装着者が同時に負荷を分担している。負荷を支えるのに必要なトルクを τ_{load} とすると、装着者の関節のトルクを τ_h と外骨格の駆動関節のトルク τ_{exo} との関係は以下の式 (5.8) で表せる。

$$\tau_{load} = \tau_h + \tau_{exo} \quad (5.8)$$

外骨格装置がアシスト率 A を達成した場合、外骨格の駆動関節に必要な出力トルクは式 (5.9) となる。

$$\tau_{exo} = A\tau_{load} \quad (5.9)$$

そこで、装着者が必要な出力トルクは式 (5.10) となる。

$$\tau_h = (1 - A)\tau_{load} \quad (5.10)$$

従って、アシスト率 A を達成するためには、外骨格の駆動関節の出力トルクと装着者の関節の出力トルクは以下の式 (5.11) の関係が成り立つ必要がある。

$$\tau_{exo} = \frac{A}{1 - A}\tau_h \quad (5.11)$$

実際に各関節の屈曲・伸展動作に対してパワーアシスト率 A を成り立たせるために式 5.11 の τ_h をそれぞれの関節トルク τ_e と τ_s を代入して制御を行っていく。そして、式 (5.6) から装着者の肘と肩関節の出力トルク τ_e と τ_s を計算し、それらを下記の式 (5.12) に代入する。

$$\begin{aligned} \tau_{ed} &= \frac{A}{1 - A}\tau_e + \tau_0 \\ \tau_{sd} &= \frac{A}{1 - A}\tau_s + \tau_1 \end{aligned} \quad (5.12)$$

式 (5.12) によりアシスト率 A を実現するために外骨格の肘と肩関節に必要な目標出力トルク τ_{ed} , τ_{sd} が得られる. τ_0 , τ_1 は外骨格の自重を支えるために必要なトルクであり, 関節の角度と外骨格の重量から計算できる. 以上により, A の値を調整することで, 駆動関節の最大出力トルク (理論値 38.4 Nm) を超えない範囲で任意のアシスト率を得ることができる. 今回は 10 kg の荷物を運ぶ検証実験に対してアシスト率 A を 50% に設定した.

5.5 力信号に基づいた制御のアシスト効果の検証

開発された上肢外骨格パワーアシスト装置に前述の制御手法を用いてアシスト能力の検証実験を行った.

実験は図 5.16 に示す通りに, 被験者が外骨格パワーアシスト装置を装着して地面に置かれた 10 kg の荷物を棚の中段 (1.2 m) と上段 (1.8 m) まで運ぶ. 実験タスクは日常生活に必要な運ぶ動作を模擬するように設計しており, 10 kg の荷物 (米 1 袋) は日常生活でよく見られるものの中でも重い荷物の重量である. 棚の中段 1.2 m の高さは日常生活によく荷物を置く高さで, 主に肘関節が主要となって働く動作が行われる. 棚の上段 1.8 m の高さは日常生活で踏み台を利用せずに荷物を置ける一番高い高さと考えている. 1.8 m の高さより上に荷物を運ぶには外骨格パワーアシスト装置は広い動作範囲を持たなければならず, さらに肘と肩関節

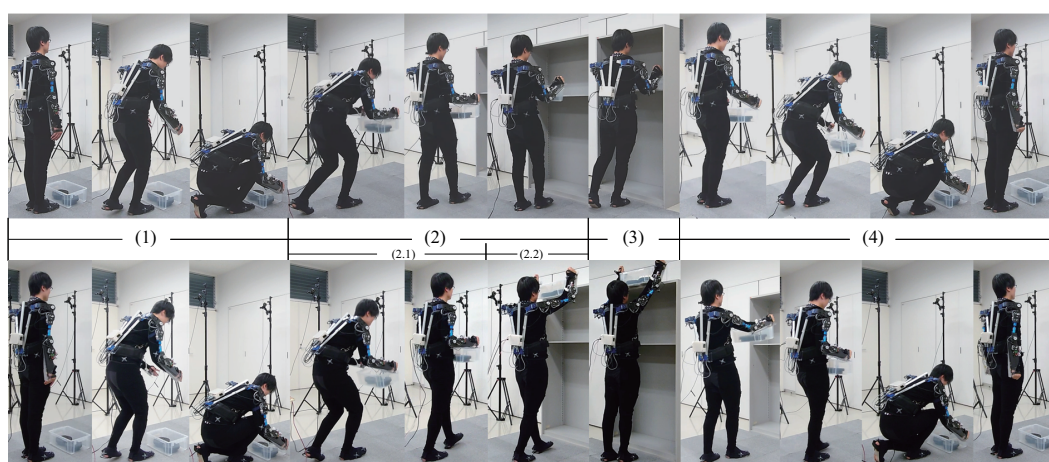


図 5.16: 力信号に基づいた制御のアシスト実験

の協調制御に高い精度が求められる。実験中に筋電センサを用いて上腕三頭筋と三角筋の表面筋電信号を計測し、運ぶ動作に関わる主要な筋肉の負荷としてアシスト効果の確認に使用した。また、モーションキャプチャで屈曲・伸展方向の動作角度を記録し、運動状態を観測した。両腕が同じ動きをして運ぶ動作を行うため、実験で運ぶ荷物の重量は均等に分散される。そのため、以降に示す結果はすべて右腕のみのものを示す。

5.5.1 荷物を棚の中段 (1.2 m) まで運ぶ実験

まずは荷物を棚の中段 (1.2 m) まで運ぶ実験と得られた結果を紹介する。比較のために 3 名の被験者は外骨格を装着してアシストされる状態と装着せずアシストされない状態の 2 パターンで実験を行った。タスクは両パターンともに同じである。

図 5.16 の上段に示す通り、運ぶ動作は 4 つのステップに細かく分けられる。

- (1) 腰を曲げて地面から荷物を持つようにする (図 5.16 (1))。
- (2) 荷物を持ち上げて棚に近づく (図 5.16 (2))。
- (3) 棚の中段 (1.2 m) に荷物を置く (図 5.16 (3))。
- (4) 荷物をまた持ち上げ、バックして腰を曲げながら荷物を地面に下ろす (図 5.16 (4))。

まず、被験者 A の実験結果をグラフ化して、比較を行った。図 5.17 は運ぶ動作中の筋電信号の変化を示している。まず、5.17(a) と (b) に示す筋電信号の全体の振幅から、外骨格を装着してアシストされると筋肉への負荷が軽減されていることが分かり、アシストが有効であることを示している。次に、動作の各段階で見てみる。ステップ (1) では、被験者が外骨格を装着している場合外骨格を制御して同時に動作をするため、微小な筋電信号の変化が見られる。その一方、外骨格を装着していない場合、このような変化が見られていない。

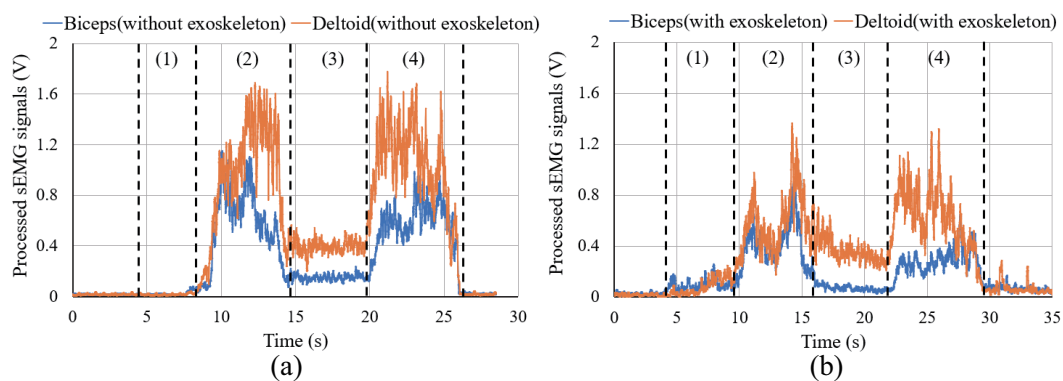


図 5.17: 荷物を 1.2 m まで運ぶ動作で計測された表面筋電信号, (a) 外骨格なし (b) 外骨格あり

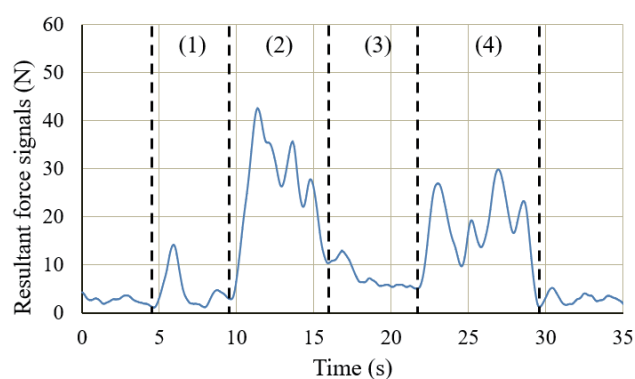


図 5.18: 荷物を 1.2 m まで運ぶ動作で計測された合力信号

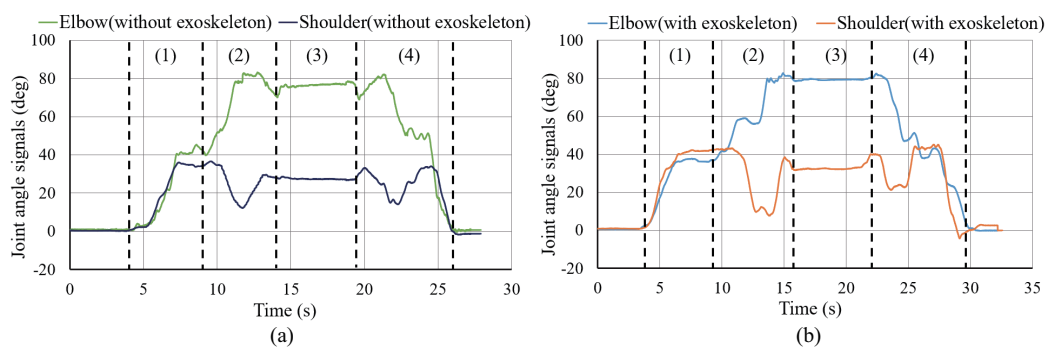


図 5.19: 荷物を 1.2 m まで運ぶ動作で計測された角度信号, (a) 外骨格なし (b) 外骨格あり

ステップ (3) では、荷物を棚に置いた後でも腕は下ろしていないため、現れている筋電信号の振幅は腕の姿勢を維持するために必要な筋肉の出力である。ステップ (2) と (4) は荷物を運ぶ過程で一番負荷が大きくなる持ち上げる動作と持ち下げる動作に対応している。従って、式 (5.13) を用いてこの2つの平均筋電位 $sEMG_{mean}$ を算出し、動作中に上腕二頭筋と三角筋にかかる平均負荷として評価を行った。

$$sEMG_{mean} = \frac{1}{t_e - t_s} \int_{t_s}^{t_e} |sEMG| dt \quad (5.13)$$

t_s と t_e はこの2つのステップの開始時刻と終了時刻である。

図 5.18 は外骨格の力覚センサによって記録された力 (図 5.14 の f_z と f_y の合力) の信号を示している。実験の動作は屈曲・伸展の平面で行われ、図 5.14 の力 f_x は非常に小さかったため計算時に無視した。そのため、式 (5.14) を用いて持ち上げる時と持ち下げる時の平均合力 $Force_{mean}$ を算出した。

$$Force_{mean} = \frac{1}{t_e - t_s} \int_{t_s}^{t_e} \sqrt{f_z^2 + f_y^2} dt \quad (5.14)$$

図 5.19 はモーションキャプチャによって記録された屈曲・伸展方向の肘と肩関節の角度信号を示している。この結果から、外骨格を装着している時と装着していない時の角度の変化傾向は近いことがわかった。このことから、外骨格装置を装着していても装着者の運動に大きな影響を与えないことを示した。また、外骨格装置は特定の運動軌道だけではなく、完全に装着者の意志に合わせリアルタイムでアシストをしていることがわかった。

実験結果を表 5.3 でまとめた。被験者 A の実験結果より力覚センサで測定された平均合力は持ち上げる時に 24.2 N、持ち下げる時に 17.4 N である。外骨格装置を装着している時に得られた筋電信号と外骨格を装着していない時のものと比較すると、持ち上げる動作で上腕三頭筋と三角筋から取得した平均筋電位はそれぞれ 36.7%, 41.6% 減少した。また、持ち下げる動作で取得した信号はそれぞれ 43.9%, 40.0% 減少した。被験者 B では持ち上げる動作と持ち下げる動作の平均合力はそれぞれ 24.7 N, 13.6 N である。対応する上腕三頭筋の平均筋電位はアシストにより 40.7%, 47.2% 減少し、三角筋では 50.0%, 33.8% 減少した。被験者 C では持ち上

表 5.3: 荷物を棚の中段 (1.2 m) まで運ぶ実験のまとめ

被験者	動作	状態	sEMG _{mean} (V)		Force _{mean} (N)
			上腕二頭筋	三角筋	右手-合力
A	持ち上げ	外骨格なし	0.60	1.01	-
		外骨格あり	0.38	0.59	24.2
	持ち下げ	外骨格なし	0.57	1.00	-
		外骨格あり	0.32	0.60	17.4
B	持ち上げ	外骨格なし	0.59	0.78	-
		外骨格あり	0.35	0.39	24.7
	持ち下げ	外骨格なし	0.53	0.68	-
		外骨格あり	0.28	0.45	13.6
C	持ち上げ	外骨格なし	0.63	0.71	-
		外骨格あり	0.42	0.42	23.6
	持ち下げ	外骨格なし	0.53	0.72	-
		外骨格あり	0.30	0.46	15.8

げる動作と持ち下げる動作の平均合力はそれぞれ 23.6 N と 15.8 N である．またアシストにより上腕三頭筋と三角筋の平均筋電位は持ち上げる動作で 33.3%, 43.4% 減少し、持ち下げる動作で 40.8%, 36.1% 減少した．

これらの結果から、外骨格装置を装着してアシストされたとき、3名の被験者とも平均合力は 24.7N を超えなかった．10 kg の荷物（片手 5 kg（49 N））に対して、外骨格装置は 49.6% 以上の重量を支えたことがわかった．つまり、外骨格装置は装着者に有効なアシストを提供し、装着者の負担を軽減できた．また、外骨格装置による目標アシスト率 50% の目標値を達成している．更に、平均筋電位が大幅に減少したことが確認された．筋電信号は計測対象の筋肉への負荷を反映するため、この結果から外骨格装置では装着者の筋肉の負担を軽減する効果があることを示した．このことから、筋電信号による評価からも外骨格装置のアシスト能

力が証明された。

5.5.2 荷物を棚の上段（1.8 m）まで運ぶ実験

荷物を棚の上段（1.8 m）まで運ぶには肘と肩関節の協調動作が必要であり，肘関節の伸展動作（角度が減少する）と肩関節の屈曲動作（角度が増加する）を同時に行わなければならない．前の実験と同様に外骨格ありと外骨格なしで実験を行った．図 5.20 は運ぶ動作中に計測された筋電信号の変化を示している．図 5.21 と図 5.22 は力覚センサおよびモーションキャプチャによって記録された合力信号と角度変化を表している．

荷物を棚の中段（1.2 m）まで運ぶ動作とは異なり，高さ 1.8m まで運ぶのに必要な動きの幅がより大きくなる．そこで，被験者が動作する時に図 5.16 を更に 2 つのステップに分けて実行した．まず，装着者が荷物を持って棚に近づく（図 5.16 ステップ (2.1)）．続いて，装着者が棚の前で荷物を頭の上まで持ち上げ，棚の上段に置く（図 5.16 ステップ (2.2)）．

この実験の運ぶ動作はより広い範囲での動きを必要とするため，装着者が自然に負担となる姿勢を回避する．例えば，図 5.22(2.1) で示すように，肩関節への負担が軽減するため肩関節が負の角度まで下がった．これにより肩関節の負荷に対応する三角筋の筋電信号の振幅が大幅に減少した．被験者の話によると，1.2 m の高さは比較的低いため荷物を早くこの高さまで持ち上げて棚に置くことを考えていた．そのため，無意識に楽な姿勢になることなく肩関節が負の角度まで下がることがなかった．そのため，1.8 m の実験のように筋電信号の振幅が大幅に減少することもなかったと考えられる．

荷物を頭の上まで持ち上げる動作は図 5.22(2.2) の示す通りに，肩関節角度の増加（屈曲）と共に肘関節角度の減少（伸展）が見られた．この運ぶ動作の進行と同時に図 5.21 から，外骨格装置で示すように，肩関節角度の増加（屈曲）と共に肘関節角度の減少（伸展）が見られた．

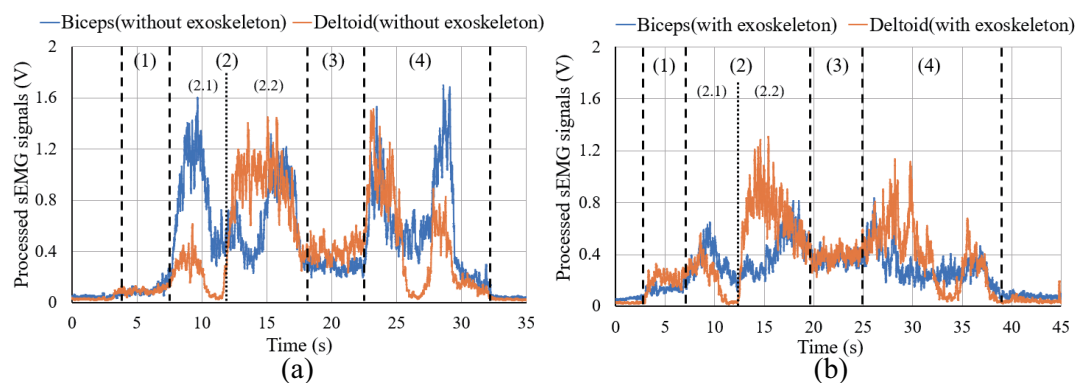


図 5.20: 荷物を 1.8 m まで運ぶ動作に計測された表面筋電信号, (a) 外骨格なし (b) 外骨格あり

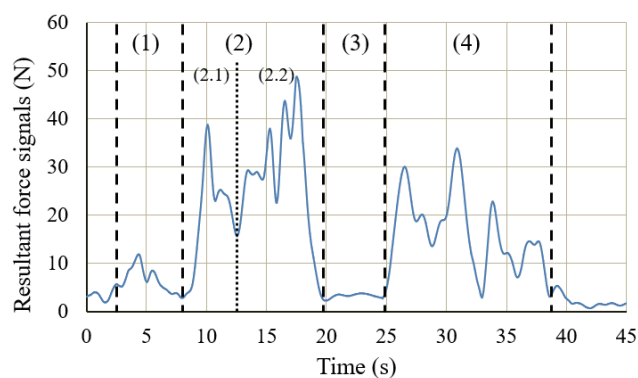


図 5.21: 荷物を 1.8 m まで運ぶ動作に計測された合力信号

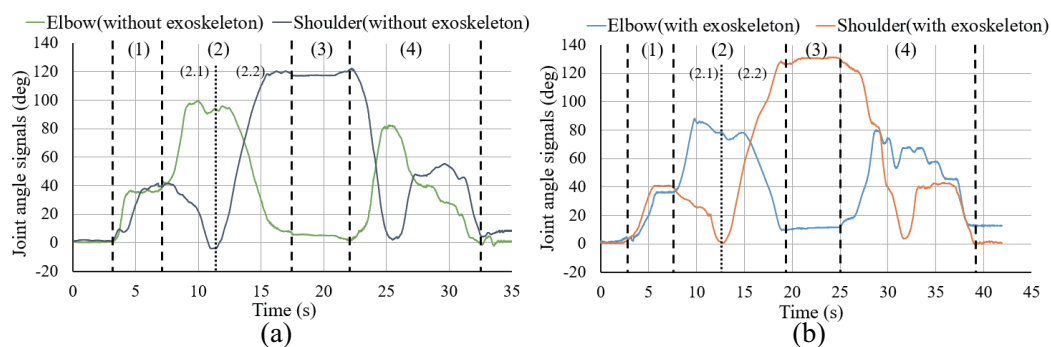


図 5.22: 荷物を 1.8 m まで運ぶ動作に計測された角度情報, (a) 外骨格なし (b) 外骨格あり

この運ぶ動作の進行と同時に、外骨格装置が荷物をサポートするために必要な出力トルクを増加することにより合力信号が急速に大きくなっている（図 5.21(2.2)）。同様に、図 5.20 から筋電信号の振幅の増加により筋肉へ負荷が大幅に増加させることが示されている。

図 5.22 は外骨格がありとなしで観察された関節角度の変化を示しており、この結果から外骨格装置のアシストが装着者の動きに大きな影響を与えていないことが示されている。

前の実験と同様に、棚の上段まで荷物を運ぶ実験中における平均合力信号 $sEMG_{mean}$ と平均筋電位 $Force_{mean}$ を算出し、アシスト効果の検証に使用した。表 5.4 に 3 名の被験者の実験結果をまとめた。被験者 A の平均合力信号は持ち上げる時と持ち下げる時にそれぞれ 25.0 N と 16.5 N である。そして、被験者 B と被験者 C が持ち上げる時の平均合力信号はそれぞれ 24.9 N, 17.5 N, 持ち下げる時では 23.7 N, 16.0 N である。重量が 10 kg の荷物（片手 5 kg（49.0 N））に対して 3 名の被験者とも外骨格装置が 49.0% 以上重量を支えたことを示した。

また、外骨格装置でアシストされたときの被験者 A の上腕三頭筋と三角筋の平均筋電位はそれぞれアシストなしの時に比べ持ち上げる動作で 37.3%, 36.1% 減少し、持ち下げる動作で 31.1%, 34.4% 減少した。被験者 B の場合は持ち上げる動作で 23.3%, 49.2% 減少し、持ち下げる動作で 31.4%, 51.9% 減少した。被験者 C の場合は持ち上げる動作で 22.8%, 55.8% 減少し、持ち下げる動作で 27.1%, 51.4% 減少した。

より複雑である荷物を 1.8 m 上まで運ぶタスクにおいても、上記の結果から開発された上肢外骨格パワーアシスト装置はその動作に対しても有効なアシスト機能を果たしていることを示した。

表 5.4: 荷物を棚の上段 (1.8 m) まで運ぶ実験のまとめ

被験者	動作	状態	sEMG _{mean} (V)		Force _{mean} (N)
			上腕二頭筋	三角筋	右手-合力
A	持ち上げ	外骨格なし	0.59	0.72	-
		外骨格あり	0.37	0.46	25.0
	持ち下げ	外骨格なし	0.45	0.61	-
		外骨格あり	0.31	0.40	16.5
B	持ち上げ	外骨格なし	0.43	0.59	-
		外骨格あり	0.33	0.30	24.9
	持ち下げ	外骨格なし	0.35	0.54	-
		外骨格あり	0.24	0.26	17.5
C	持ち上げ	外骨格なし	0.57	0.95	-
		外骨格あり	0.44	0.42	23.7
	持ち下げ	外骨格なし	0.48	0.74	-
		外骨格あり	0.35	0.36	16.0

5.6 力信号に基づいたパワーアシスト制御のまとめ

力信号に基づいた制御手法を用いて実際の運ぶ動作に対してパワーアシストの実験を行った。制御手法を開発された上肢外骨格パワーアシスト装置に導入することにより、装着者の意図に応じて荷物を棚の上まで運ぶ動作をアシストできることが確認できた。また、実験に力覚センサで計測された装着者の力信号の結果から、外骨格装置は制御に設定したアシスト率（50%）と一致しているアシスト効果を果たしていることも確認できた。運ぶ動作に対応する主要な筋肉に対して、アシストによりそれらの筋肉への負荷が減少した結果からもアシストの効果を証明できた。

実験は棚の中段（1.2 m）と上段（1.8 m）の2つのパターンで行い、日常生活でよく荷物を持ち上げる高さとして、踏み台無しで置ける一番高い高さに対応してアシストが可能であることを示した。特に人間が踏み台無しで荷物を置ける一番高い高さの1.8 mまで運ぶ動作では広い動作範囲を必要とし、また肘と肩関節の協調動作も必要である。これまでに開発された上肢外骨格ロボットではこの高さまでの動作を検証した研究は少なかった。従って、これらの検証実験によって、本研究で開発された上肢外骨格パワーアシスト装置は日常生活における運ぶ動作に必要な高さに全て対応できることが考えられる。

しかし、図 5.19 と図 5.22 に示した関節の角度変化から、外骨格装置を装着している時の運動時間は装着していない時の運動時間より長くなっていることがわかった。これは、外骨格の駆動関節は 300:1 の減速比を持っていることにより駆動関節の回転速度が制限されたためと考えられる。将来的にはこの問題に対して、モータの出力パワーと最大回転数及び伝動システムに必要な減速比を考慮した上で駆動関節の再設計をすることで解決する。

5.7 まとめ

本研究における上肢外骨格パワーアシスト装置の開発では、装置の装着性とアシスト機能の両立が重要なコンセプトである。そのため、開発された上肢外骨格パワーアシスト装置のアシスト機能と効果の検証が必要である。本章では、2種類の制御手法を導入し、実際の荷物を運ぶ動作に対してパワーアシストの実験を行った。

まず、先行研究が提案した筋電信号に基づいた拡張アドミッタンス制御を用いてパワーアシストの検証実験を行った。開発された上肢外骨格パワーアシスト装置では肘と肩関節の屈曲・伸展動作のみ制御が必要となっている。本研究では最小限の筋電信号、つまり1自由度-1筋電信号でも外骨格装置の制御を実現でき、持ち上げと持ち下げ動作に有効なアシスト機能を果たせることを示した。このことから、先行研究に提案された制御手法が本研究の上肢パワーアシスト装置にも適応していることが確認された。この手法により必要な筋電センサの数を最小限に抑えられ、電極を取り付ける手間を省き、必要なコストも削減できた。

しかし、筋電信号の特性から大きな個人差があること、電極が汗や動きなどの外乱に弱いという問題点がまだ解決できていない。そこで、筋電信号の代わりに信号特性が明らかな力信号に基づいた制御手法を提案し外骨格装置に導入した。使用する力覚センサも最小限に抑え、1腕（2自由度）-1力覚センサによる制御を実現した。また、力覚センサを使用して装着者が出した力を検出することにより、アシスト率を簡単に算出できるようになった。力信号を用いてアシスト効果の検証を行った結果、開発された上肢外骨格パワーアシスト装置は装着者の意図に沿って有効なアシスト機能を果たせることも証明された。

第6章 結言

本研究では、上肢外骨格パワーアシスト装置の設計と開発をすることにより、重労働現場や介護現場における就業者達の身体的な負担の軽減と作業効率の向上を目指した。上肢外骨格パワーアシスト装置の装着性とアシスト機能に着目し、人体と親和性の高い外骨格装置の開発を行った。本論文では、まず外骨格装置の設計を紹介し、次に開発された実機に対して機械設計の検証とアシスト機能の検証を行って検証結果を示した。最後に、従来の研究と比較し、本研究のまとめと今後の展望について述べる。

6.1 本研究の特徴および本研究のまとめ

6.1.1 本研究の特徴

本論文では、まず解剖生理学から人間の関節の構成を参考に上肢外骨格パワーアシスト装置の設計を提案した。外骨格装置では、重量と装着性を考慮するため、外骨格の片腕に2つの駆動関節と4つの受動関節を併用して自由度を設計した。駆動関節は、最もパワーアシストが必要な肘と肩関節の屈曲・伸展動作に対応する関節に設置し、アシストを実現できるようにした。受動関節は屈曲・伸展動作以外の外転・内転、外旋・内旋動作に対応して装着者の上肢の可動域を補償するために導入した。また、肩関節が外転・内転動作を行う際に、回転中心（上腕骨頭）がスライド運動による生じる上昇の変化を考慮し、外骨格装置と装着者の肩関節の回転中心の変化を一致させた。よって、外骨格装置では肩関節に関する運動の追従性を改善でき、装着性の向上が考えられる。肩関節の回転中心の追従を考慮し

表 6.1: バックドライバビリティを有する外骨格装置との比較

装置 (外骨格のタイプ)	駆動方式	減速比	バックドライブ トルク	関節の出力 トルク
非装着型上肢外骨格 [92]	プーリとワイヤー駆動	30:1	0.4 Nm	6.2 Nm
非装着型下肢外骨格 [97]	減速ギアとワイヤー駆動	36:1	0.92 Nm	72 Nm
装着型腰外骨格 [98]	減速ギア	50:1	3 Nm	20 Nm
装着型下肢外骨格 [99]	減速ギアとタイミングベルト	43.71:1	2.5 Nm	50 Nm
本研究の装着型上肢外骨格	減速ギアとタイミングベルト	300:1	1.84 Nm	38.4 Nm

たりハビリテーション用の外骨格装置の一部 [36] [37] は、機構が複雑であり、大型なため装着ができない。我々が調査した限り、装着型の外骨格パワーアシスト装置には回転中心の追従を考慮したシンプルな機構はまだ見られていない。

次に、既存のバックドライバビリティを有する外骨格装置との比較を行い、その結果を表 6.1 でまとめた。我々が文献を調査した限り、装着型の上肢外骨格パワーアシスト装置では、本研究の外骨格装置のような減速ギアを用いて 300:1 の高減速比とバックドライバビリティを同時に実現したものはまだ見られていない。その一方、ワイヤー駆動を用いた外骨格装置 [92] [97] ではワイヤーの低摩擦と高い伝達効率の特性でより容易にバックドライバビリティを実現できる。しかし、一般的なワイヤー駆動の問題点としてメンテナンスが必要であり、機械構造がシンプルになりづらいため、装着型の外骨格装置への応用例が少ない。また、減速ギアを用いた上肢外骨格ではなく腰と下肢の外骨格装置 [98] [99] と比較すると、同じレベルのバックドライバビリティを持つ装置の減速比は 50:1 と 43.71:1 であり、本研究の外骨格装置のような非常に高い減速比（300:1）を実現したものは見られていない。低減速比の外骨格装置は必要な出力トルクを得るために、より大型な低速・高トルクのモータを使用しなければならない。以上の調査結果に対し、本研究の外骨格パワーアシスト装置は高減速比の実現により小型アクチュエーターでも高出力トルクが実現でき、力補助の用途に適し、シンプルな機械構造も設計可能とした。

本研究はモーションキャプチャにより、外骨格装置を装着した時に肘関節と肩

関節が3D空間における運動範囲を定量的に分析し、装着者自身の運動範囲の8割以上を達成できることがわかった。このような運動範囲の検証方法は各動作の最大回転角度を計測して評価する方法 [92] [93] [94] に比べ、多自由度の外骨格装置に対して、より妥当であると考えられる。また、定量的な評価とグラフを用いた結果の可視化により、直観的な評価結果を得ることができ、今後の外骨格装置において自由度設計の改良の根拠になり得るものと考えられる。

最後に、筋電信号或いは、力信号に基づいた制御手法を上肢外骨格パワーアシスト装置に導入し、アシスト機能を検証した。検証実験は荷物を運ぶ動作において、外骨格装置を装着している時と装着していない時の2つの状態で比較実験を行い、動作中に計測された力信号と筋電信号からアシスト効果を解明した。特に、力センサによって荷物を1.8 mの棚の上まで運ぶことができ、これは踏み台を利用せずに荷物を置ける高さで最も高い。このようなパワーアシストの実験では、我々の文献調査の限りはまだ見られていない。この実験では肘と肩関節の連動と協調動作に高い要求がされ、スムーズに動作できることを示した。検証結果として、開発された外骨格装置では提案された制御手法により優れたパワーアシストの機能を果たしたことがわかった。

6.1.2 本研究のまとめ

本論文では、まず上肢外骨格パワーアシスト装置の具体的な設計と開発方法を紹介した。本研究は、まず人間の関節の構成に基づいて肘と肩関節の動作を拘束しないような外骨格の自由度を持つ機械構造を設計した。そして、外骨格装置にバックドライバビリティを持たせるため、直流モータと2段階の減速機(タイミングベルトとプーリー、複合遊星ギア)で構成された駆動関節を設計した。また、駆動関節のバックドライバビリティにより、制御を加えない場合(着脱時)と不具合が発生した場合(電源が落ちた時)に装着者の動作を制限しないようになっている。これにより、装着者が容易に駆動関節を動かすことが可能となり、着脱する時の利便性と緊急時の安全性を向上できた。

次に、開発した外骨格パワーアシスト装置の運動範囲とバックドライバビリティの検証を紹介した。運動範囲の検証として、モーションキャプチャを用いて運動範囲の定量的な解析手法を提案し、分析を行った。その結果、開発した外骨格を装着していても、装着していない時の8割以上の動作範囲を達成した。この結果から日常生活に必要な運動範囲と比較することにより、外骨格を装着しても日常生活の動作を妨げないことが言える。バックドライバビリティの検証実験により駆動関節が高いバックドライバビリティを有することを実証した。

最後に、筋電センサまたは力覚センサを用いて、パワーアシストの検証実験を紹介した。筋電センサを用いた制御と力覚センサを用いた制御ともに、荷物を運ぶ際の筋電信号と力情報から、優れたパワーアシストの効果を確認できた。

6.2 今後の展望

本研究では、上肢外骨格パワーアシストを開発し、実用化を目指して進めてきた。開発された上肢外骨格パワーアシストに対して、機能検証を行った。そこで、現れた問題点として駆動関節の出力速度とパワーが足りていないことがわかった。これからは、この問題に対して駆動関節のモータと減速機を設計し直し、問題点を改善していく。また、開発した外骨格パワーアシスト装置を用いて実際の重労働現場や介護現場で使用評価を行い、実際の就業者への支援と負担の軽減を目指していく。また、本研究室では、既に腰の外骨格装置も開発していた。今後は、上肢と腰外骨格を同時に使用することで、上半身の外骨格を設計開発する。更に、将来的に下肢をも含めた全身型の外骨格パワーアシスト装置の開発まで、研究を進めていきたいと考えている。

参考文献

- [1] 内閣府政策統括官（共生社会政策担当）：“令和元年度 高齢化の状況及び高齢社会対策の実施状況”，“令和2年度 高齢社会対策”令和2年版高齢社会白書, 2020.
- [2] 厚生労働省：“平成30年版厚生労働白書－障害や病気などとの向き合い，全ての人が活躍できる社会に－（100人でみた日本，日本の1日）”．
<https://www.mhlw.go.jp/wp/hakusyo/kousei/18-3/>, 2019/10/21.
Retrieved, August 2020.
- [3] 日本の重労働現場で求められている働き方改革は，長時間残業よりも“身体
の不安”対策：＜2018年働き方改革調査＞運輸・運送・製造・加工・設備・
建設業で働く20代以上468人徹底調査．
<https://prt-times.jp/main/html/rd/p/000000002.000031622.html>.
Retrieved, August 2020.
- [4] BIZPARK: 労働基準法で定められている重量物運搬作業の項目と注意点.
https://jinzaai.or.jp/81201#toc_id_2. Retrieved, August 2020.
- [5] Yang, C. J.; Zang, J. F. ; Chen, Y.; Dong, Y. M. and Zhang, Y.: “ A Review
of Exoskeleton-Type Systems and Their Key Technologies ”, In Proceedings
of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical
Engineering Science, vol. 222, pp. 1599-1612, 2008.
- [6] Li, X.: “Teleoperation of internet based robot using a human arm exoskeleton
”, PhD Thesis, Zhejiang University, Hangzhou, China, 2004.

- [7] Mosher, R.S.: “ Handyman to Hardiman ”, Society of Automotive Engineers Publication, MS670088, 1967.
- [8] Naidu, D.; Stopforth, R.; Bright, G.; Davrajh, S.: “ A Portable Passive Physiotherapeutic Exoskeleton ”, International Journal of Advanced Robotic Systems, June 2012, 9(4).
- [9] Yeem, S.; Heo, J.; Kim, H.; Kwon, Y: “ Technical Analysis of Exoskeleton Robot ”, World Journal of Engineering and Technology, 2019, 7, pp. 68-79.
- [10] Garcia, E.; Sater, J.M.; Main, J.: “ Exoskeletons for human performance augmentation ”, EHPA: A program summary. International Journal of Social Robotics. 2002, 20(8), pp. 44-48.
- [11] Karlin, S.: “ Raiding Iron Man’s closet Geek Life ”, IEEE Spectrum, 2011, 48(8): pp. 25-25.
- [12] Yuan, P.; Wang, T.; Ma, F.; Gong, M.: “ Key Technologies and Prospects of Individual Combat Exoskeleton ”, Knowledge Engineering and Management. Springer Berlin Heidelberg, 2014, pp. 305-316.
- [13] Toyama, S; Yamamoto, G.: “ Development of wearable-agri-robot mechanism for agricultural work ”, In Proceedings of 2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. St. Louis, USA, 2009, pp. 5801-5806.
- [14] Fontana, M.; Vertechy, R.; Marcheschi, S.; Salsedo, F.; Bergamasco, M.: “The Body Extender: A Full-Body Exoskeleton for the Transport and Handling of Heavy Loads ”, IEEE Robotics & Automation Magazine, 2014, 21(4): pp. 34-44.
- [15] Marcheschi, S.; Salsedo, F.; Fontana, M.; Bergamasco, M.: “ Body Extender: Whole body exoskeleton for human power augmentation ”, In Proceedings of

- 2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation. Shanghai, China, 2011, pp. 611-616.
- [16] Suzuki, K.; Mito, G.; Kawamoto, H.; Hasegawa, Y.; Sankai, Y.: “ Intention-based walking support for paraplegia patients with Robot Suit HAL ”, *Advanced Robotics*, 2007, 21(12), pp. 1441-1469.
- [17] Tsukahara, A.; Hasegawa, Y.; Sankai, Y.: “ Standing-up motion support for paraplegic patient with Robot Suit HAL ”, In *Proceedings of 2009 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, Kyoto, Japan, 23-26 June, 2009, pp. 211-217.
- [18] Kawamoto, H.; Taal, S.; Niniss, H.: “ Voluntary motion support control of Robot Suit HAL triggered by bioelectrical signal for hemiplegia ”, In *Proceedings of 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Buenos Aires Sheraton Hotel, Buenos Aires, 1-19 Jun, 2010, pp. 462-466.
- [19] Sakurai, T.; Sankai, Y.: “ Development of motion instruction system with interactive robot suit HAL ”, In *Proceedings of 2009 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics(ROBIO)*, 18-22 December, Guangxi, China, 2009, pp. 141-147.
- [20] 遠山茂樹, 米竹淳一郎: “ パワーアシストスーツとその要素開発 ”, *精密工学会誌*, 2007, 73(3).
- [21] 山本圭治郎, 佐藤武, 石井峰雄, 茂垣知江, 高橋真紀子, 高橋勝美: “ 空気圧ベローズによるパワーアシストスーツの開発 ”, *日本機械学会 Dynamics and Design Conference 2017CD-ROM 論文集*, 2017.
- [22] Kim, S.; Nussbaum, M.A.; Esfahani, M.I.M.; Alemi, M.M.; Jia, B.; Rashedi, E.: “ Assessing the influence of a passive, upper extremity exoskeletal vest

for tasks requiring arm elevation: Part II. “Unexpected ” effects on shoulder motion, balance, and spine loading ” , *Applied Ergonomics*, 2018, 70, pp. 323-330.

- [23] Rosen, J.; Perry, J.C.; Manning, N. Burns, S. and Hannaford, B.: “The human arm kinematics and dynamics during daily activities-toward a 7 DOF upper limb powered exoskeleton ” , In *Proceedings of 12th International Conference on Advanced Robotics*, 2005., Seattle, WA, pp. 532-539.
- [24] Perry, J.C.; Rosen, J.; Burns, S.: “Upper-limb powered exoskeleton design ” , *IEEE/ASME transactions on mechatronics*, 2007, 12(4), pp. 408-417.
- [25] Bai, S.; Christensen, S.; Islam, M.R.U.: “ An upper-body exoskeleton with a novel shoulder mechanism for assistive applications ” , In *Proceedings of the 2017 IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*, Munich, Germany, 3-7 July 2017, pp. 1041-1046.
- [26] Ebrahimi, A.; Groninger, D.; Singer, R.; Schneider, U.: “ Control parameter optimization of the actively powered upper body exoskeleton using subjective feedbacks ” , In *Proceedings of the 3rd International Conference on Control, Automation and Robotics (ICCAR)*, Nagoya, Japan, 24-26 April 2017, pp. 432-437.
- [27] Stadler, K.S.; Altenburger, R.; Schmidhauser, E.; Scherly, D.; Ortiz, J.; Toxiri, S.; Mateos, L.; Masood, J.: “ Robo-mate an exoskeleton for industrial use-Concept and mechanical design ” , *Advances in Cooperative Robotics*; World Scientific: Singapore, 2017, pp. 806-813.
- [28] Vorm, J.; Nugent, R.; Sullivan, L.O.: “ Safety and risk management in designing for the lifecycle of an exoskeleton: A novel process developed in the robo-mate project ” , *Procedia Manuf.* 2015, 3, pp. 1410-1417.

- [29] Kiguchi, K.; Iwami, K.; Yasuda, M.; Watanabe, K.; and Fukuda, T.: “ An Exoskeletal Robot for Human Shoulder Joint Motion Assist ” , IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2003, 8(1), pp. 125-135.
- [30] Kiguchi, K.: “ Active Exoskeletons for Upper-Limb Motion Assist ” , International Journal of Humanoid Robotics, 2007, 4(3), pp. 607-624.
- [31] Desplenter, T.; Zhou, Y.; Edmonds, B.P.; Lidka, M.; Goldman, A.; Trejos, A.L.: “ Rehabilitative and assistive wearable mechatronic upper-limb devices: A review ” , Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering, 2020, 7, pp. 1-26.
- [32] Hogan, N.; Krebs, H.I.; Charnnarong, J.; Srikrishna, P.; Sharon, A.: “ Mit-manus: A workstation for manual therapy and training. I ” , In Proceedings of IEEE International Workshop on Robot and Human Communication, Tokyo, Japan, 1992, pp. 161-165.
- [33] Kim, B.; Deshpande, A.D.: “ An upper-body rehabilitation exoskeleton Harmony with an anatomical shoulder mechanism: Design, modeling, control, and performance evaluation ” , The International Journal of Robotics Research, 2017, 36(4), pp. 414-435.
- [34] Hunt, J.; Lee, H.; Artemiadis, P.: “ A novel shoulder exoskeleton robot using parallel actuation and a passive slip interface ” , Journal of Mechanisms and Robotics, 2017, 9(1), 011002-1.
- [35] Ripel, T.; Krejsa, J.; Hrbacek, J.; Cizmar, I.: “ Active elbow orthosis ” , International Journal of Advanced Robotic Systems, 2014, 11, 143.
- [36] Nef, T.; Mihelj, M.; Colombo, G.; Riener, R.: “ ARMin-Robot for Rehabilitation of the Upper Extremities ” , In Proceedings of IEEE International

Conference on Robotics and Automation, 15-19 May, 2006, Orlando, FL, USA, pp. 3152-3157.

- [37] Mihelj, M.; Nef, T.; Riener, R.: “ ARMin II - 7 DOF Rehabilitation Robot: Mechanism and Kinematics ” , In Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation, 10-14 April, 2007, Roma, Italy, pp. 4120-4125.
- [38] Ramos, J.; Wang, A.; Kim, S.: “ Human Reflexes Help MIT ’ s HERMES Rescue Robot Keep Its Footing ” , The Brain in the Machine, 2019.
- [39] Schiele, A.; Visentin, G.; “ The ESA Human Arm Exoskeleton for Space Robotics Telepresence ” , In Proceedings of International Symposium on Artificial Intelligence, Robotics and Automation in Space (iSAIRAS), 19-23 May, 2003, Nara, Japan.
- [40] Bouzit, M.; Burdea, G.; Popescu, G.; and Boian, R.: “ The Rutgers Master II-new design force-feedback glove ” , IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2002, 7(2), pp. 256-263.
- [41] Kawasaki, H.; Ito, S.; Ishigure, Y.; Nishimoto, Y.; Aoki, T.; Mouri, T.; Sakaeda, H. and Abe, M.: “ Development of a Hand Motion Assist Robot for Rehabilitation Therapy by Patient Self-Motion Control ” , In Proceedings of International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), Noordwijk, The Netherlands, 2007, pp. 234-240.
- [42] Yong, X.; Yan, Z.; Wang, C.; Wang, C.; Li, N.; Wu, X.: “ Ergonomic Mechanical Design and Assessment of a Waist Assist Exoskeleton for Reducing Lumbar Loads During Lifting Task ” , 2019, Micromachines, 10(7).

- [43] Ko, H.K.; Lee, S.W.; Koo, D.H.; Lee, I.; Hyun, D.J.: “Waist-assistive exoskeleton powered by a singular actuation mechanism for prevention of back-injury”, *Robotics and Autonomous Systems*, 2018, 107, pp. 1-9.
- [44] Julius K.; Steve S.; Allington, J.; James E.B.: “Optimization of a Parallel Shoulder Mechanism to Achieve a High-Force, Low-Mass, Robotic-Arm Exoskeleton”, *IEEE Transactions on Robotics (T-RO)*, 2010, 26(4), pp. 710-715.
- [45] Tu, X.K.; Han, H.L.; Huang, J.: “Upper Limb Rehabilitation Robot Powered by PAMs Cooperates with FES Arrays to Realize Reach-to-Grasp Trainings”, *Journal of Healthcare Engineering*, 2017, pp. 1-9.
- [46] Wu, J.; Huang, J.; Wang, Y.; Xing, K. and Xu, Q.: “Fuzzy PID control of a wearable rehabilitation robotic hand driven by pneumatic muscles”, In *Proceedings of International symposium on micronanomechatronics and human science*, 9-11 November, 2009, Nagoya, Japan, pp.408-413.
- [47] Tang, Z.; Zhang, K.; Sun, S.; Gao, Z.; Zhang, L.; Yang, Z.: “An upper-limb powerassist exoskeleton using proportional myoelectric control”, *Sensors*, 2014, 14, pp. 6677-6694.
- [48] Abdi, B.; Bahrami, F.; Fakhari, Z.: “Designing and Modeling of an Index Finger Exoskeleton in Interaction with Post-Stroke Patients’ Hand”, In *Proceedings of 22nd Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBME)*, 3-17 Sep, 2015, Tehran, Iran, pp. 385-388.
- [49] Ebrahimi, A.; Groninger, D.; Singer, R.; Schneider, U.: “Control Parameter Optimization of the Actively Powered Upper Body Exoskeleton Using Subjective Feedbacks”, In *Proceedings of 3rd International Conference on Control, Automation and Robotics (ICCAR)*, 22-24 Apr, 2017, SunPlaza, Japan.

- [50] Matheson, E. and Brooker, G.: “ Assistive rehabilitation robotic glove ” ,
In Proceedings of Australasian conference on robotics and automation, Melbourne, Australia, 7-9 December, 2011.
- [51] Xiao, Z.G.; Elnady, A.M.; Webb, J.; Menon, C.: “ Towards a brain computer interface driven exoskeleton for upper extremity rehabilitation. ” , In Proceedings of IEEE RAS/EMBS international conference on biomedical robotics and biomechatronics, 12-15 August, 2014, Sao Paulo, Brazil, pp.432-437.
- [52] Tong, K.Y.; Ho, S.K.; Pang, P.M.; Hu, X.L.; Tam, W.K.; Fung, K.L.; Wei, X.J.; Chen, P.N.; Chen, M.: “ An intention driven hand functions task training robotic system ” , In Proceedings of Annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society, 31 August - 4 September, 2010, Buenos Aires, Argentina, pp. 3406-3409.
- [53] Polygerinos, P.; Wang, Z.; Galloway, K.C.; Wood, R.J.; Walsh, C.J.: “ Soft robotic glove for combined assistance and at-home rehabilitation ” , Robotics and Autonomous Systems, 2015, 73, pp. 135-143.
- [54] Iqbal, J.; Khan, H.; Tsagarakis, N.G.: “ A novel exoskeletonrobotic system for hand rehabilitation: conceptualizationto prototyping ” , Biocybernetics and Biomedical Engineering, 2014, 34(2), pp. 79-89.
- [55] Taheri, B.; Case, D.; Richer, E.: “ Robust controller fortremor suppression at musculoskeletal level in humanwrist ” , IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2014, 22, pp. 379-388.
- [56] Higuma, T.; Kiguchi, K. and Arata, J.: “ Low-profile twodegree-of-freedom wrist exoskeleton device using multiple spring blades ” , IEEE Robotics and Automation Letters, 2018, 3(1), pp. 305-311.

- [57] Kazi, S.; As'array A.; Zain, M.Z.; Mailah, M.: “ Experimental implementation of smart glove incorporating piezoelectric actuator for hand tremor control ”, WSEAS Transactions on Systems and Control, 2010, 5(6), pp. 443-453.
- [58] Stegeman, D.F. and Hermens, H.J.: “ Standards for surface electromyography: the European project (SENIAM) ”, In Proceedings of the third general SENIAM workshop on surface electromyography, 1998, pp.108-112.
- [59] Mulas, M.; Folgheraiter, M.; Gini, G.: “ An EMGcontrolled exoskeleton for hand rehabilitation ”, In Proceedings of IEEE international conference on rehabilitation robotics, 28 June - 1 July, 2005, Chicago, IL, USA, pp. 371-374.
- [60] Ueda, J.; Ming, D.; Krishnamoorthy, V.; Shinohara, M. and Ogasawara, T.: “ Individual muscle control using an exoskeleton robot for muscle function testing ”, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2010, 18, pp. 339-350.
- [61] Xiao, Z.G.; and Menon, C.: “ Towards the development of a portable wrist exoskeleton ”, In Proceedings of IEEE international conference on robotics and biomimetics, 7-11 December, 2011, Phukey, Thailand, pp.1884-1889.
- [62] Cao, H. and Zhang, D.: “ Soft robotic glove with integrated sEMG sensing for disabled people with hand paralysis ”, In Proceedings of IEEE international conference on robotics and biomimetics, 3-7 December, 2016, Qingdao, China, pp.714.718.
- [63] Delph, M.A.; Fischer, S.A.; Gauthier, P.W.; Luna, C.H.M.; Clancy, E.A.; Fischer, G.S.: “ A soft robotic exomusculature glove with integrated sEMG sensing for hand rehabilitation ”, In Proceedings of IEEE international conference on rehabilitation robotics, 24-26 June, 2013, Seattle, WA, USA.

- [64] Kubler, A.; Kotchoubey, B.; Kaiser, J.; Wolpaw, J.R. and Birbaumer, N.: “Brain-computer communication: unlocking the locked in”, *Psychology Bulletin*, 2001, 127(3), pp. 358-375.
- [65] Kim, K.; Hong, K.J.; Kim, N.G.; Kwon, T.k.: “Assistance of the elbow flexion motion on the active elbow orthosis using muscular stiffness force feedback”, *Journal of Mechanical Science and Technology* volume, 2011, 25, pp. 3195-3203.
- [66] Sugar, T.G.; He, J.; Koeneman, J.B.; Herman, R.; Huang, H. Schultz, R.S.; Herring, D.E.; Wanberg, J.; Balasubramanian, S.: “Design and control of RUPERT: a device for robotic upper extremity repetitive therapy”, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2007, 15(3), pp. 336-346.
- [67] Zhou, Y.; Jenkins, M.E.; Naish, M.D.; Trejos, L.: “Development of a wearable tremor suppression glove”, In *Proceedings of 7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob)*, 26-29 August, 2018, Enschede, pp.640-645.
- [68] Kim, Y.S.; Lee, S.; Cho, C.; Kim, M.; Lee, C.M.: “A new exoskeleton-type master arm with force reflection based on the torque sensor beam”, In *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, Seoul, Korea. 26-21 May, 2001; pp.2628-2633.
- [69] Castellini, C.; Ravindra, V.: “A wearable low-cost device based upon force-sensing resistors to detect single-finger forces”, In *Proceedings of IEEE RAS/EMBS international conference on biomedical robotics and biomechatronics*, Sao Paulo, Brazil, 12-15 August, 2014, pp. 199-203.

- [70] 木塚朝博, 木竜徹, 増田正, 佐渡山亜兵: “表面筋電図”, バイオメカニズム学会(編集), 東京電機大学出版局, 2008.
- [71] Libet, B.; Gleason, C.A.; Wright, E.W. and Pearl, D.K.: “Time of conscious intention to act in relation to onset of cerebral activity (readiness- potential)”, Brain, 1983, 106(3), pp. 623-642.
- [72] 中澤栄輔, 鈴木貴之, 立花幸司, 植原亮, 永岑光恵, 信原幸弘, 原塑, 山本愛実: “脳神経科学リテラシー”, 勁草書房, 2010, pp. 66-67.
- [73] 岡田有司: “アドミッタンス制御と1関節1センサによる腕のパワーアシスト技術の開発”, 前橋工科大学システム生体工学科卒業論文, 2012.
- [74] Shumway-Cook, A. and Woollacott, M. H.: “Motor control: Translating research into clinical practice”, Lippincott Williams & Wilkins, 2007.
- [75] 木下博: “把握運動－新運動生理学”, 真興交易医書出版, 2001.
- [76] Muhammad, A.G., Bai, S. and Bak, T. : “A Review on Design of Upper Limb Exoskeletons”, Robotics 2020, 9(1), 16.
- [77] 原著者, Donald A. Neumann.; 監訳者, 嶋田智明, 平田総一郎: “筋骨格系のキネシオロジー”, 医歯薬出版株式会社, 2008.
- [78] 川島敏生: “ぜんぶわかる 筋肉・関節の動きとしくみ事典”, 成美堂出版, 2013.
- [79] 日本人間工学会人体寸法計測項目 JIS 原案作成委員会: “人体寸法計測項目およびその定義に関する JIS 原案成果報告書”, 人間工学, 1918, 28(5), pp. 272-281.
- [80] Almeida, A.D.; Greenberg, S.: “Technology assessment: energy-efficient belt transmissions”, Energy and Buildings, 1995, 22(3), pp. 245-253.

- [81] Harmonic Drive Systems Inc.: “CSF Series Component Type”.
<https://www.hds.co.jp/english/products/lineup/hd/01sr01csf2a/index.html/>. Retrieved, July 2020.
- [82] 村山裕哉: “ハーモニックドライブ（波動歯車装置）について”, 精密工学会誌, 2017 年, Vol. 83, No. 8, pp.746-749.
- [83] Matex Co., Ltd.: “Matex Planetary Gear Reducer and Transmission”.
https://www.matex-japan.com/products/gear_feature.html. Retrieved, July 2020.
- [84] Matsuki, H.; Nagano, K.; Fujimoto, Y. Bilateral Drive Gear - A Highly Backdrivable Reduction Gearbox for 488 Robotic Actuators. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics 2019, 24(6), 2661-2673.
- [85] 鈴森康一: “ロボットとアクチュエータのバックドライバビリティ”, 日本ロボット学会誌, 2013 年, Vol. 31, No. 6, pp. 548-551.
- [86] 日本機械学会編：機械工学事典. pp.1037, 日本機械学会, 1997.
- [87] Gopura, R.A.R.C.; Kiguchi, K.; Bandara, D. S. V.: “A brief review on upper extremity robotic exoskeleton systems”, In Proceedings of 2011 6th International Conference on Industrial and Information Systems, Kandy, 2011, pp. 346-351, doi: 10.1109/ICIINFS.2011.6038092.
- [88] Schabowsky, C.N.; Godfrey, S.B.; Holley, R.J.; Lum, P.S.: “Development and pilot testing of HEXORR: Hand EXOskeleton Rehabilitation Robot”, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 7, Article number: 36 (2010).
- [89] Manchola, M.D.S.; Mayag, L.J.A.; Munera, M.; Garcia, C.A.C.: “Impedance-based Backdrivability Recovery of a Lower-limb Exoskeleton for Knee Rehabilitation”, In Proceedings of 2019 IEEE 4th Colombian Conference

- on Automatic Control (CCAC), Medellin, Colombia, 2019, pp. 1-6, doi: 10.1109/CCAC.2019.8921278.
- [90] Miura, K.; Katsura, S.: “High-speed and high-backdrivable actuation system considering variable-structured elastic design”, *Production Engineering*, 2017, Vol. 11, pp. 117-124.
- [91] 三ツ星ベルト株式会社: “高機能・高精密・高品質タイミング伝動設計資料”.
<http://www.keiyokohan.co.jp/catalogue/mitsuboshi/img/timing.pdf>.
 Retrieved, July 2020.
- [92] Perry, J.C.; Rosen, J.: “Burns, S. Upper-Limb Powered Exoskeleton Design”, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2007, 12, pp. 408-417.
- [93] Sui, D.; Fan, J.; Jin, H.: “Design of a wearable upper-limb exoskeleton for activities assistance of daily living”, In *Proceedings of 2017 IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*, Munich, Germany, 26-30 June 2017; pp. 845-850.
- [94] Ergin, M.A.; Patoglu, V.: “ASSISTON-SE: A self-aligning shoulder-elbow exoskeleton”, In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, St. Paul, MN, USA, 14-19 May 2012; pp. 2479-2485.
- [95] Pina-Martinez, E.; Roberts, R.; Leal-Merlo, S.; Rodriguez-Leal, E.: “Vision SystemBased Design and Assessment of a Novel Shoulder Joint Mechanism for an Enhanced Workspace Upper Limb Exoskeleton”, *Applied Bionics and Biomechanics*, 2018, 6019381.
- [96] Gates, D.H.; Walters, L.S.; Cowley, J.; Wilken, J.M.: “Range of Motion Requirements for Upper-Limb Activities of Daily Living”, *American Journal of Occupational Therapy*. 2016, 70, pp. 1-10.

- [97] Yu, S.; Huang, T.; Wang, D.; Lynn, B.; Sayd, D.; Silivanov, V.; Park, S.Y.; Tian, Y.; Su, H.: “ Design and Control of a High-Torque and Highly Backdrivable Hybrid Soft Exoskeleton for Knee Injury Prevention During Squatting ”, IEEE Robotics and Automation Letters, 2019, 4, pp. 4579-4586.
- [98] Perera, U.L.S.; Dasanayake, N.P.; Hettiarachchi, H.P.T.; Mannapperuma, M.A.V.A.R.; Ranaweera, K.P.S.; Gopura, R.A.R.C.: “ HipExo: A Hip Exoskeleton Robot for Load Lifting with Flexible Trunk Linkage Mechanism ”, 2020 Moratuwa Engineering Research Conference (MERCon), Moratuwa, Sri Lanka, 2020, pp. 614-619.
- [99] Lv, G.; Zhu, H.; Gregg, R.D.: “ On the Design and Control of Highly Backdrivable Lower-Limb Exoskeletons: A Discussion of Past and Ongoing Work ”, IEEE Control Systems, 2018, 38, pp. 88-113.
- [100] 丹治順: “ 脳と運動-アクションを実行させる脳 第2版 ”, 共立出版, 2011, pp. 3-19.
- [101] Cavanagh I.P.R.; Komi, P.V.: “ Electromechanical Delay in Human Skeletal Muscle Under Concentric and Eccentric Contractions ”, European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 1979, Vol.42, Number 3, pp.159-163.
- [102] 下野俊哉: “ 表面筋電図 ”. 酒井医療.
<http://https://www.sakaimed.co.jp/knowledge/category/surface-electromyogram/>. Retrieved, July 2020.
- [103] 株式会社テック技販: 小型3軸力覚センサ, 簡易アンプ付, USL-AP シリーズ.
http://www.tecgihan.co.jp/products/sensor-amplifier-measuring-device/sensor-3-axis/usl-ap_series/. Retrieved, November 2020.

研究業績

学術論文（査読付き）

1. C. Liu, H. Liang, Y. Murata, P. Li, N. Ueda, R. Matsuzawa, C. Zhu, “ A Wearable Lightweight Exoskeleton with Full Degrees of Freedom for Upper-limb Power Assistance ”, Advanced Robotics, doi:10.1080/01691864.2020.1854115.
2. C. Liu, H. Liang, N. Ueda, P. Li, Y. Fujimoto, C. Zhu, “ Functional Evaluation of a Force Sensor-Controlled Upper-Limb Power-Assisted Exoskeleton with High Backdrivability ”, Sensors 2020, Volume 20, Issue 21, 6379, pp.1-21.
3. 劉暢, 朱赤, 吉岡将孝, 梁宏博, 千葉遼平, “ 筋電信号による軽量腕型外骨格パワーアシストスーツの開発 ”, 第 22 回ロボティクスシンポジウム論文集, pp.269-270, 2017 年 3 月.
4. 李沛讓, 劉暢, 松澤隆一, 梁宏博, 上田直哉, 渡邊大貴, 朱赤, “ 急勾配スロープにおける電動車いすのアシスト及びアシスト率の自動調節法 ”, 電気学会論文誌 D, 2020 年 5 月, 140 巻, 5 号, pp.364-371.
5. H. Liang, Y. Yu, M. Mochida, C. Liu, N. Ueda, P. Li, C. Zhu, “ EEG-Based EMG Estimation of Shoulder Joint for the Power Augmentation System of Upper Limbs ”, Symmetry 2020, Volume 12, Issue 11, 1851.
6. H. Liang, C. Zhu, Y. Iwata, S. Maedono, M. Mochita, C. Liu, N. Ueda, P.

Li, H. Yu, Y. Yan and F. Duan, “ Feature Extraction of Shoulder Joint’s Voluntary Flexion-Extension Movement Based on Electroencephalography Signals for Power Assistance ” , Bioengineering, Volume 6, Issue 1(2), 2019.

国際学会（査読付き）

7. C. Liu, C. Zhu, H. Liang, M. Yoshioka, Y. Murata and Y. Yu, “ Development of A Light Wearable Exoskeleton for Upper Extremity Augmentation ” , Proceedings of the 2016 23rd International Conference on Mechatronics and Machine Vision in Practice (M2VIP 2016), China, 2016, pp. 1-6, doi:10.1109/M2VIP.2016.7827318. **(Best Conference Paper Award)**
8. C. Zhu, C. Liu, P. Li, N. Ogawa, “Development of a Light Wearable Exoskeleton for Upper Limb Rehabilitation with Force Sensor” , 2018 Global Student Innovation Challenge for Assistive Technology (gSIC-AT), 14-16 July 2018, Shanghai, China. **(Merit Award)**
9. N. Ogawa, Y. Ueta, T. Watanabe, T. Kaneko, P. Li, C. Liu, H. Liang, N. Ueda, C. Zhu, W. Zhang, Y. Shibusawa, N. Tago and K. Deguchi, “Sensorless Power Assistance Control for a Lumbar Assist Device” , Proceedings of the 2019 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO 2019), December, 2019. **(Best Paper Finalist)**
10. R. Tajima, C. Zhu, H. Liang, C. Liu, N. Ueda, P. Li, T. Watanabe, “ A New Type of Foldable and Omnidirectional Mobile Assistive Robot ” , IEEE International Conference on Real-time Computing and Robotics 2019, Aug. 2019. **(Best Student Paper Award)**
11. P. Li, C. Liu, H. Liang, N. Ogawa, C. Zhu, “ Development of Power Addition Unit for Manual Wheelchair and Its Sensorless Power Assistance Control

”, 2018 12th International Convention on Rehabilitation Engineering and Assistive Technology (i-CREATE) & HCR, pp.324-328, July, 2018.

12. N. Ogawa, C. Liu, R. Chiba, P. Li, C. Zhu, “Sensorless Power Assistance Control for an Upper Limb Exoskeleton Robot”, 2018 12th International Convention on Rehabilitation Engineering and Assistive Technology (i-CREATE) & HCR 2018, pp.329-333, July, 2018.
13. Y. Takabayashi, K. Ishihara, M. Yoshioka, H. Liang, C. Liu, C. Zhu, “Frictional Constraints on the Sole of a Biped Robot When Slipping” 2017 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), pp.5011-5016, Canada, September 2017.

口頭発表（学会全国大会，研究会，ワークショップ）

14. 劉暢, “モーションキャプチャを用いた装着者の運動に対する上肢外骨格の追従能力の計測と評価”, 第22回2019年度7大学合同パワーエレクトロニクス・モーションコントロール研究会, 2019年11月.
15. 劉暢, 朱赤, 千葉遼平, 小川尚幸, “力覚センサを用いた外骨格パワーアシスト装置の開発ロボット学会”, 第36回日本ロボット学会学術講演会, 2018年9月.
16. 劉暢, 朱赤, 吉岡将孝, 梁宏博, “筋電信号による軽量の装着型腕外骨格パワーアシストスーツの開発”, 日本福祉工学会第19回総会・第20回学術講演会, 2016年11月.
17. 劉暢, “筋電信号による装着可能な軽量腕型外骨格パワーアシスト装置の開発”, 平成28年度先端ロボット工学合同ワークショップ, 2016年11月. (優秀発表賞)

18. 劉暢, 朱赤, 吉岡将孝, 梁宏博, 村田吉孝, “筋電信号による装着可能な軽量腕型外骨格パワーアシスト装置の開発”, 2016 年電気学会産業応用部門大会 (JIASC2016), PB-1-5-18, 2016 年 8 月.
19. 劉暢, 朱赤, 山本多聞, 吉岡将孝, 梁宏博, “筋電信号による装着可能な軽量腕型外骨格パワーアシスト装置の開発”, 第 6 回電気学会東京支部栃木・群馬支所合同研究発表会, 2016 年 3 月. (優秀発表賞)
20. 劉暢, 朱赤, 山本多聞, 村田吉孝, “筋電信号による装着可能な軽量腕型外骨格パワーアシスト装置の開発とパワーアシストの実験”, ロボティクス・メカトロニクス講演会 2016, 2A2-0165, 2016 年 6 月.
21. 劉暢, 朱赤, 山本多聞, 梁宏博, 吉岡将孝, “筋電信号による装着可能な装着可能な軽量腕型外骨格パワーアシスト装置の開発”, ロボティクス・メカトロニクス講演会 2015, 1A1-Q01, 2015 年 5 月.
22. 李沛讓, 劉暢, 松澤隆一, 梁宏博, 上田直哉, 渡邊大貴, 朱赤, “急勾配スロープでアシスト可能な検診車用電動車いすの開発”, 2019 年電気学会産業応用部門大会 (JIASC2019) 2-28, 2019 年 8 月.
23. 松澤隆一, 李沛讓, 小川尚幸, 金子剛, 劉暢, 朱赤, 板山寛昭, “急勾配スロープでアシスト可能な検診車用電動車いすの開発”, ロボティクス・メカトロニクス講演会 2019, 2P1-A04, 2019 年 6 月.
24. 田島利基, 朱赤, 梁宏博, 劉暢, 李沛讓, 渡邊大貴, “コンパクトに折りたたみ可能な全方向移動車椅子ロボットの開発”, ロボティクス・メカトロニクス講演会 2019, 2P1-A04, 2019 年 6 月.
25. 田島利基, 朱赤, 劉暢, 李沛讓, 渡邊大貴 “新たなコンパクトに折りたためる全方向移動支援ロボットの開発”, 第 9 回電気学会東京支部栃木・群馬支所合同研究発表会, 2019 年 3 月.

26. 小川尚幸, 劉暢, 千葉遼平, 朱赤, “ 上肢外骨格ロボットスーツにおけるセンサレスでの単関節パワーアシストの実現 ”, ロボティクス・メカトロニクス講演会 2018, 1P2-C16, 2018 年 6 月.
27. 小川尚幸, 朱赤, 劉暢, 千葉遼平, “ 上肢外骨格ロボットスーツにおけるセンサレスパワーアシストに関する基礎研究 ”, 第 8 回電気学会東京支部栃木・群馬支所合同研究発表会, 2018 年 3 月.
28. 植田裕介, 朱赤, 李沛讓, 渡邊大貴, 劉暢, 高林佑介, “ バックドライブ性を有するワイヤ駆動を用いた腰パワーアシスト装置の開発 ”, 第 8 回電気学会東京支部栃木・群馬支所合同研究発表会, 2018 年 3 月.