

上向き高負荷作業の継続性向上を可能とする
上半身動作に追従可能な上肢支援システム

2017年 3月

藤田 健広

上向き高負荷作業の継続性向上を可能とする
上半身動作に追従可能な上肢支援システム

藤田 健広

システム情報工学研究科
筑波大学

2017年 3月

目次

第 1 章 序論	1
1.1 上向き高負荷作業支援の必要性	1
1.2 装着型システムによる動作支援の関連研究	2
1.3 上向き高負荷作業支援における研究課題	5
1.4 研究目的	6
1.5 本論文の構成	7
第 2 章 上向き高負荷作業	8
2.1 上向き高負荷作業の定義	8
2.2 上向き高負荷作業の作業現場	8
2.3 上向き高負荷作業の分類	9
2.4 まとめ	10
第 3 章 上半身の 3 次元的動作に追従可能な冗長自由度リンク構造の提案	11
3.1 動作支援手法の決定	11
3.2 対象作業における骨格の挙動	13
3.3 想定可動領域の設定	15
3.4 人体の関節間距離の変動に対応したリンクモデルの構築	18
3.4.1 矢状面	18
3.4.2 水平面	19
3.4.3 前額面	19
3.5 リンクモデルの妥当性検証	21

3.5.1 検証手法	21
3.5.2 検証結果	21
3.6 まとめ	23
第4章 上向き高負荷作業の継続性向上を可能とする上肢支援システムの提案	24
4.1 システムの概要	24
4.2 外骨格構造	27
4.2.1 モノコック構造	27
4.2.2 動力伝達部	29
4.2.3 平行リンク機構	30
4.2.4 原点回帰機構	32
4.2.5 肩幅長調整機構	33
4.2.6 強度解析	34
4.3 制御系	38
4.2.1 基礎動作支援	39
4.2.2 生体電位信号の計測とキャリブレーション	41
4.2.3 保持動作における随意的動作支援	43
4.2.4 上下動作における随意的動作支援	44
4.2.5 複合動作における随意的動作支援	46
4.4 まとめ	48
第5章 上向き高負荷作業における基礎試験および評価	49
5.1 可動性検証試験	49
5.1.1 試験方法	49
5.1.2 試験結果および評価	51

5.2 保持動作支援試験	53
5.2.1 試験方法	53
5.2.2 試験結果および評価	54
5.3 上下動作支援試験	57
5.3.1 試験方法	57
5.3.2 試験結果および評価	58
5.4 保持動作における随意性検証試験	61
5.4.1 試験方法	61
5.4.2 試験結果および評価	62
5.5 上下動作における随意性検証試験	66
5.5.1 試験方法	66
5.5.2 試験結果および評価	67
5.6 まとめ	71
第 6 章 上向き高負荷作業における複合動作支援試験と評価	72
6.1 試験方法	72
6.2 試験結果と評価	74
6.3 まとめ	79
第 7 章 考察	80
第 8 章 結論	83
謝辞	85
参考文献	86
研究業績	94
審査に係る査読付き学術雑誌論文(Journals)	94

審査に関する査読付き国際会議論文(Proceedings)	94
-------------------------------------	----

図目次

Figure 1. The number of construction industry workers, and proportion of employee in Japan [6].	2
Figure 2. Method of the motion support.....	13
Figure 3. The shoulder joint and the thoracic and lumbar.....	14
Figure 4. Assumed movable area based on hip joint.....	17
Figure 5. Basic structure of the system. Arm parts of the basic structure have redundant DOF by middle joints.	20
Figure 6. Results of the fitting simulation.	22
Figure 7. Connection with the upper limb support system and each unit.	25
Figure 8. Outline of the upper limb support system.	26
Figure 9. Monocoque structure of the upper limb support system.....	28
Figure 10. Molding method of the CFRP.....	28
Figure 11. Support power transmission part.....	29
Figure 12. Parallel link mechanism.	31
Figure 13. Origin return mechanism.	32
Figure 14. Shoulder width adjustment mechanism.	33
Figure 15. Posture of the system in the strength analysis.....	36
Figure 16. Results of the stress analysis.....	37
Figure 17. System configuration.	38
Figure 18. Link model of the system, and definitions of each variable in the formulas.	40
Figure 19. Positions of the electrodes for the measurement of the BES[60].	41
Figure 20. Calibration method.....	42
Figure 21. The State transition diagram of the hold motion support algorithm.	43
Figure 22. The State transition diagram of the vertical motion support algorithm.	45
Figure 23. The State transition diagram of the compound motion support algorithm(right).	47
Figure 24. Bearing of exposure axis and marker position.....	50
Figure 25. Result of experiment to assess the mobility.....	52

Figure 26. Pattern diagram of holding motion support experiment.	54
Figure 27. State of holding motion.....	55
Figure 28. Results of the holding motion support experiments.....	56
Figure 29. Pattern Diagram of vertical motion support experiments.	58
Figure 30. State of vertical motion.	59
Figure 31. Results of the vertical motion support experiments.....	60
Figure 32. Diagram of static evaluation experiment of holding motion.	62
Figure 33. Results of static evaluation experiment of holding motion.....	64
Figure 34. State of holding motion support experiment.....	65
Figure 35. Results of the holding motion support experiment.	65
Figure 36. Diagram of the evaluation experiment of the vertical motion.	67
Figure 37. Results of the random instruction experiment in vertical motion.....	69
Figure 38. State of the vertical motion support experiment.	70
Figure 39. Results of the vertical motion support experiments.....	70
Figure 40. Diagram of the complex motion support experiments.....	73
Figure 41. Results of the random instruction experiments in complex motion (hold motion).	76
Figure 42. Results of the random instruction experiments in complex motion (vertical motion)..	77
Figure 43. State of the complex motion support experiments.....	78
Figure 44. Result of the complex motion support experiments.....	78

表目次

Table 1. Anthropometric dimension of Japanese adult male[62].	16
Table 2. Human ROMs and assumed ROMs of human link model. (*Basic posture of the upper arm is horizontal state)[58][63].	17
Table 3. Mechanical characteristic of materials	35
Table 4. Laminate configuration.	35

第 1 章 序論

1.1 上向き高負荷作業支援の必要性

建築・解体現場などの作業現場では、過酷な上向き作業が行われる。上向き作業の例として、内装仕上げ工事における天井石膏ボードの組み付け作業、解体工事における鉄骨天井下の切断作業などが挙げられる[1][2][3]。これらの作業では、重量のある構造物やツールを頭上で扱うことや、上腕を継続的に上下または挙上し続けることが求められる。このような上向き高負荷作業は上肢の筋群への負荷が大きく、厚生労働省の定める「上肢障害の労災認定」において、労災認定される作業の一つとして挙げられている[4]。上肢への身体的負荷が大きい上向き高負荷作業を継続的に行う事は困難であり、建設・解体作業が行われる建設業の労働環境を過酷なものとしている。

このような過酷な労働環境は、建設業における若手・中堅の建設技能労働者の離職理由の多くを占めている[5]。現在、わが国における建設業の労働人口は減少傾向にあり、1995 年の 663 万人から 2010 年の段階で 447 万人まで減少している[6]。同様に若年入職者も 1995 年以降は減少している。20 歳~24 歳の人口に対する建設業に入職した同年代の人口比率は、1995 年から 2010 年にかけて 6 割低下している[6]。さらに、建設業全体の高齢化も進行しており、2010 年の段階で 55 歳以上の就業者は 33.6%である[6]。図 1 に、わが国の建設業就業者数と 55 歳以上の労働人口の割合の推移を示す。上記の理由と、わが国の高齢者人口が増加傾向にあることから、建設業全体が今後さらなる高齢化を辿り、深刻な労働人口の減少と将来的な熟練技術者の減少が予想される[7]。これは、国民すべての生活の拠点である家屋や集合住宅の建造や改築、災害による損壊や老朽化に伴う公共施設の建て替え等が正常に行えなくなる重大な社会問題である。以上のことから、上向き高負荷作業が行われる作業現場における労働環境改善のため、作業負荷軽減による上向き高負荷作業の継続性向上の実現が必要となる。

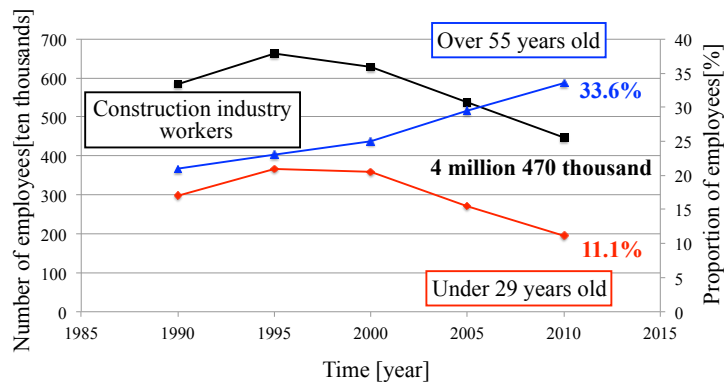


Figure 1. The number of construction industry workers, and proportion of employee in Japan [6].

1.2 装着型システムによる動作支援の関連研究

本研究ではこのような背景を踏まえ、上向き高負荷作業の継続性向上の実現のため、作業員の上肢の動作支援手法の提案および開発を目指す。動作支援により作業に必要な上肢の筋力を減少させることで、作業員が構造材を保持する時間や、ツールを連続で上下させる回数が上昇し、より継続的な作業が可能となると考えられる。上向き高負荷作業の動作支援手法は、作業員の身体的負荷を軽減しつつ、不整地や屋内の狭い環境で使用可能である必要がある。また、作業員の作業や移動を妨げず、作業エリア内のいかなる場所でも支援を受けられることが望ましい。そのため、装着者の動作に追従しつつ動作支援可能な装着型システムが有効と考えられる。装着型システムは、外骨格構造により取り扱う重量物の荷重を支持し、各関節に配備されたアクチュエータにより装着者の動作支援を行うことが可能である。

装着型システムによって対象作業を支援する上で、可動性に関する課題が 3 つ存在する。一つは、装着者の体幹の 3 次元的動作に対応することである。作業は狭い足場などの上で行われるため、作業員は体幹の自由度を駆使して作業を行う。次に、肩関節位置の上昇に対応することである。上向き高負荷作業では、作業員は上肢を頭上まで挙上するが、この時人体の骨格構造により、肩関節の位置が上昇する。最後に、作業員間の体格差に対応することである。実現現場では作業の割り当ては状況によって変わるため、不特定多数の作業員が円滑にシステムを使用可能である必要がある。このように上向き高負荷作業支援を行うシステムに

は、体幹も含む上半身の高い可動性が求められる。

これまでに、様々な装着型システムが研究・開発されてきた。本研究グループでは、世界に先駆けて 1991 年にロボットスーツ HAL(Hybrid Assistive Limb)に基礎研究を始め、現在も研究開発を行っている[8]。HAL は、人間の身体機能の拡張・補完・増幅を目的とした装着型ロボットであり、生体電位信号(BES : Bioelectrical Signals)に基づく動作支援が可能である。生体電位信号は人体の皮膚表面から漏れ出る信号であり、脳から神経系を伝わり筋肉に伝達される動作意思を検出可能である。歩行支援を目的とした下肢型の HAL1 から始まり、HAL3, HAL 福祉用などが開発され、2013 年には HAL 医療用が欧州で医療機器として認可された[8][9][10][11][12][13][14]。そして、下肢型の HAL の技術を応用した全身版の HAL5 が、2005 年に発表された。HAL5 は、装着者の頭頂部より下の領域における重量物の保持や挙上といった、上肢による重作業を支援可能である[15]。2010 年には、強化型の HAL6 が発表された[16]。また、重量物の挙上や搬送の時ににおける腰部負荷軽減を目的とした、腰部装着型 HAL が研究開発されており、2010 年の発表の後、2014 年に製品化されている[17][18][19][20][21][22]。その他にも、体幹の三次元的な動作を支援可能な Exo-spine や、災害時に遠隔操作によりロボットに作業を行わせることが可能な HAL master などが開発されている[23][24][25][26]。以上のように本研究室では、歩行支援を目的とした下肢型の HAL の研究開発を一貫して継続しつつ、目的に合わせた様々な HAL を研究開発しており、人支援技術の蓄積と発展を行っている。本研究では、これまで培ってきた HAL の技術を応用し、新たに上向き高負荷作業支援を目的とした上肢支援システムを研究開発する。システムを研究開発する上で、作業員が手先に重量物を把持した状態でも支援効果を得られる高い支援力と、体幹も含めた上半身の 3 次元的動作に追従可能な高い可動性を両立させるという、困難な研究課題を解決する必要がある。

一方、他の研究室や企業も装着型システムについて様々な研究開発を行っている。Kazerooni らは、装着者との相互作用力に基づき、重量物を背負った状態の歩行支援を行う BLEEX を 2000 年に発表した[27][28][29]。さらに、BLEEX の後継機として、Berkeley Bionics 社から ExoHiker や HULC が発表された[30][31][32]。またこれらの技術を元に、歩行能力に障害を持つ患者のための eLEGS が 2010 年に発表され、後継機の Ekso や Ekso GT なども開発された[33][34][35][36]。上肢の動作支援システムとしては、小林らがマッスルスーツを開発している。マッスルスーツは空圧式の人工筋肉を使用したシステムであり、2001 年に上肢

の動作に障害をもつ患者のための支援デバイスとして発表された[37]. その後 2004 年に、重量物の挙上といった作業を支援するモデルが発表され、2014 年に腰部の動作支援を行うモデルが製品化されている[38][39]. 同様な作業を支援するシステムとして、山本らは、エアバック型のアクチュエータで動作する全身型パワーアシストスーツを開発した[40][41]. また、田中らは、ゴムの弾性で腰部の動作支援を行うスマートスーツを開発した[42]. これらのシステムは装着者の頭頂部より下の領域で行われる作業の支援を目的としており、上向き高負荷作業支援に必要な上肢の支援機構や体幹動作に追従可能な可動性を持たない.

頭頂部より上の領域で行われる上向き作業の支援を目的としたシステムも、研究開発されている. Sarcos Research 社は、2000 年から WEAR の研究開発を開始し、その技術を元に、全身型の動作支援システムである XOS と XOS2 を開発した[43][44][45]. これらのシステムは、手先に重量物を把持して行う作業に対する高い支援力を有する. しかし、体幹も含めた上半身の 3 次元的動作動作に追従可能な高い可動性は有していない. また、バッテリー駆動でないため電源コードから独立して動作することができず、上向き高負荷作業の実現場での運用は難しい. Naito らは、2006 年に天井板の敷設作業の支援を目的とした装着型ロボットを発表した. このシステムは、半受動機構と人体の関節構造に沿わないリンク構造により装着者の上肢の動作支援を行うことが可能である. しかし、システムを背中に背負うように装着するため、体幹の可動性を確保することができず、可動性についての検証も行われていない[46]. 体幹も含めた上半身の 3 次元的動作動作に追従可能な高い可動性を有するシステムとして、suitX 社が 2016 年に発表した MAX が挙げられる[47][48]. このシステムは受動機構により肩関節、腰部、肘関節の動作支援が可能であるが、手先に重量物を把持して行う作業に対する高い支援力は有していない. これらの他に、佐野らは、農作業支援などを目的とした上肢および腰部支援型のパワーアシストスーツを開発した. このシステムは果樹栽培における上向きの収穫作業や袋掛け作業を支援可能であるが、上半身と腰部の機構が分離しているため、上肢の動作に対する高い支援力を発揮した場合、人体の脊椎にその反力が生じてしまう. また、体幹の可動性等に関する検証は行われていない[49]. 同様に、農作業支援を行うシステムとして、クボタ社は、上肢を一定角度で固定可能なラクベストを開発したが、このシステムは動的な動作支援を行うことができない[50]. 工場などにおける作業支援システムとして、Lockheed Martin 社は、下肢から伸びるアームで工具の重量をカウンターウェイトにより支持する Fortis を開発した. このシステムは動的な動作を支援可能であるが、重量物の頭上保持

や天井面への工具の押し付け動作などにおいて、適切に支援力を増加させることができない。以上のように、上向き高負荷作業支援を目的とし、高い支援力と可動性と両立させるという困難な要求を満たすシステムは存在しない。

1.3 上向き高負荷作業支援における研究課題

作業員が手先に重量物を把持した状態でも支援効果を得られる高い支援力と、体幹も含めた上半身の3次元的動作動作に追従可能な高い可動性を両立させる上で、システムの骨格構造は重要である。弾性のある骨格構造と受動機構で動作支援を行うシステムは、可動性に優れるが、高い支援力を発揮することができない。高い支援力を得る上で、システムの骨格構造は剛性のあるリンクと関節から構成される必要がある。ここで、作業員が上肢を挙上した際、肩関節位置が上昇する。また、作業において装着者は体幹を三次元的に動作させるため、肩関節の位置は三次元的に変動する。このような挙動を示す作業員に、人体と等しいリンク構造の装着型システムを適用した場合、リンク構造は人体の外側に位置するため、作業動作中に装着者とシステムの関節軸の不一致が生じる。その場合、システムが装着者の動作を妨げることや、支援力が正常に伝達されないことが起こりうる。さらに、実現場では体格の異なる複数の作業員へのシステムの適用が求められる。しかし、人体とリンク構造が等しい装着型システムの場合、リンク長の調整箇所が多岐に渡るため、装着者の体格差に円滑に対応することができない。よって、システムと装着者の関節軸を合わせる必要のあるリンク構造では、上向き高負荷作業支援を行うことは困難であり、根本的な改善が必要となる。

改善の方法として、上向き高負荷作業支援を行うシステムに関して、システムのリンク構造が対応すべき、肩関節位置の上昇、体幹が三次元的に動作、装着者の体格差を、全て関節間距離の変動と捉える。この変動を吸収可能な、冗長自由度をシステムのリンク構造に設定することで、課題の解決を図る。この冗長自由度は、矢状面上における装着者の上肢の関節構造に対し、システムの関節軸を増加させることで実現する。これにより、上向き高負荷作業支援を実現可能であると考えられる。しかし、対象作業における要件をすべて満たすリンク構造は存在せず、このような冗長自由度リンク構造を用いたシステムの提案や、システムの対象作業への支援効果に関する基礎的な評価も行われていない。

1.4 研究目的

本研究では、建築・解体現場における労働環境改善を目指し、上半身の三次元的動作に追従可能な冗長自由度リンク構造を提案し、提案したリンク構造を適用した上向き高負荷作業の継続性向上を可能とする上肢支援システムを提案し、対象作業に関する評価試験によるシステムの有効性検証を通し、新たな人支援技術の開発による上向き高負荷作業の継続性向上の実現を目的とする。

この目的を達成するため、下記を実施する。

- 1) 装着型システムによる上向き高負荷作業支援を行う際の課題である、体幹の3次元的动作、肩関節の上昇、装着者の体格差に対応可能な冗長自由度リンク構造を、日本人の人体寸法値と筋骨格系の挙動を元に設計し、CAD上で設計の妥当性を確認する。
- 2) 設計した冗長自由度リンク構造を元に、上肢支援システムの外骨格系を設計および開発する。そして、装着者の作業意図に応じた動作を可能とする制御系とアルゴリズムを開発し、上肢支援システムを構築する。
- 3) 開発したシステムの上向き高負荷作業に対する有効性を検証するため、システムの可動性と、基礎的な動作と実現場に即した複合的な動作に対する支援効果を確認する検証試験を行う。

1.5 本論文の構成

第1章では、序論として、上向き高負荷作業支援の必要性と、装着型システムによる動作支援の関連研究、装着型システムによる上向き高負荷作業支援における本研究の課題と目的について述べた。

第2章では、上向き高負荷作業について、本研究における定義と、それらが行われる作業現場、各作業の特徴に基づく分類について述べる。

第3章では、上半身の3次元的动作に追従可能な装着型動作支援システムのリンク構造として、冗長自由度リンク構造を提案する。リンク構造の設計論として、支援力の伝達手法を含む動作支援手法、対象作業における作業員の骨格の挙動と想定可動範囲、想定可動範囲を基にしたリンク構造の設計とCAD上における妥当性の検証について述べる。

第4章では、第3章で設計したリンク構造を基にした、上向き高負荷作業の継続性向上を可能とする上肢支援システムを提案する。上肢支援システムについて、システムの構成、各部の外骨格構造、システムの制御系について述べる。

第5章では、第4章で述べた上肢支援システムの評価のための基礎試験として、可動性検証試験、静的な保持動作と動的な上下動作における支援効果の検証と随意性の検証試験について述べる。

第6章では、静的な動作と動的な動作が混在する複合動作に対する、システムの支援効果と随意性に関する検証試験について述べる。

第7章では、本研究全体に対する考察を述べる。

第8章では、本研究の成果をまとめ、結論を述べる。

第 2 章 上向き高負荷作業

本章では，上向き高負荷作業についての定義を行い，定義した作業へのシステムの有効性を検証する上でどのような作業を行えば良いか，支援する上でどの作業が行えれば他の多くの作業に適用可能なのかを，実作業の調査と分類により定める．

2.1 上向き高負荷作業の定義

本節では，本研究における上向き高負荷作業の定義を行う．「上向き」は作業領域を示しており，作業員の頭頂部より上部の領域を指す．これを上向き領域とする．手先または工具先端を上向き領域において行う作業を上向き作業とする．上向き作業の中で，片腕で 5kg 以上の重量物を扱う作業を上向き高負荷作業とする．また，扱う重量物が 5kg 未満でも，手先または工具先端が上向き領域内に長時間とどまる作業や，上向き領域の内外を行き来する作業も，上向き高負荷作業とする．

2.2 上向き高負荷作業の作業現場

上向き高負荷作業は様々な作業現場で行われる．第 1 章序論で述べたような建築・解体作業作業が行われる建設現場の他に，農作業現場や造船現場などにおいても行われる [1][2][52][53][54]．本節では，各作業現場における上向き高負荷作業を列挙する．各作業において，取り扱う重量物とその重量，動作の種類を示す．

建設現場

- 天井板敷設作業(重量物：石膏ボード~15kg, ネジ打ち器~3kg, 動作：各腕により独立して行われる重量物の保持と上下動作)
- 鉄骨/鋼管切断作業(重量物：切断工具~10kg 動作：双腕による重量物の押上げ)
- はつり作業(重量物：コンクリートハンマ~30kg 動作：双腕による重量物の保持)
- 天井面の塗装作業(重量物：刷毛ローラー ~0.5kg 動作：双腕による重量物の保持と水平動作)

製造現場

- 船底の溶接作業 (重量物：溶接トーチ~3kg, 手先を長時間上向き領域で動かす)
- 船底のバリ取り (重量物：グラインダー~5kg, 手先を長時間上向き領域で動かす)

農作業現場

- 果実の摘粒作業(重量物：無し, 動作：手先を長時間上向き領域に止める)
- 果実の収穫 (重量物：果実~1kg, 動作：手先を繰り返し上向き領域の内外を行き来させる)

2.3 上向き高負荷作業の分類

本節では、上向き高負荷作業の分類を行う。2.2 で述べた作業は、動作の内容によって分類することが可能である。動作は、上肢の姿勢を保持する静的な動作と、手先を重力方向に動作させる動的な動作、そしてそれらが混在する複合動作に分類できる。動的な動作については、さらに動作方向が重力方向か水平方向かで分類できる。それぞれの動作で取り扱う最大荷重は、保持動作では最大 30kg の重量物を取り扱うものとする。動的な動作では、最大 10kg の重量物を取り扱い、作業員は押し付けや切断時の反力を受けるものとする。ここで、切断工具で地面においた被削材を切断する際には、工具の自重で切断することが推奨されている。よって、最大の反力は重量物の重量と同じ 10kg とする。

上向き高負荷作業支援へのシステムの有効性を検証する上で、最も作業員への身体負荷が大きい作業について支援効果の検証を行えば、その動作よりも身体負荷が小さい動作にもシ

システムを適用可能と考えられる。身体負荷の大きさの基準は、手先で扱う重量物の値とする。加えて、性質の異なる作業ごとに検証を行う必要がある。よって、30kg の静的な保持動作、10kg の動的な上下動作、それらの複合動作を評価試験の動作について検証を行う。複合動作では、片腕で 15kg の保持動作、もう片方の腕で 5kg の上下動作を行う。さらに、水平動作が行われる作業に関しては、システムは使用するツールの重力保証を行い、水平方向の可動性が確保されていれば支援可能である。よって、保持動作、上下動作、それらの複合動作において支援効果を検証し、上向き領域を含む作業領域内における可動性を検証することで、他の多くの作業に適用可能であることが判明する。

2.4 まとめ

本章では、上向き高負荷作業についての定義を行った。また、上向き高負荷作業支援に対するシステムの有効性検証に関して、システム装着時の可動性を検証し、30kg 重量物の頭上保持、10kg の重量物でさらに 10kg の重量物を押し上げる上下動作、そしてそれらが混在する複合動作に関する支援効果を示すことで、他の多くの作業にシステムを適用可能であることを、作業の調査と分類により示した。

第3章 上半身の3次元的动作に追従可能な冗長自由度リンク構造の提案

本研究では、建築・解体現場等で行われる上向き高負荷作業を、装着型システムにより動作支援する。適切なリンク構造を持つ装着型システムは、装着者の動作を妨げずに動作支援を行い、不整地や屋内の狭い環境にも対応し、作業や移動を妨げずに作業現場内のいかなる場所においても使用可能である。対象作業において、作業員は上肢を頭上まで挙上する。この時、肩関節の複合的な構造により、上肢の動作の基点である肩関節位置は大きく上昇する。また、脚立や狭い足場の上で体幹の自由度を駆使して作業を行う必要があるため、作業員の肩関節位置は三次元的に変動する。加えて、実現場には不特定多数の作業員が勤務しており、作業員間に体格差があるため、装着者ごとに体肢長が異なる。これらに全て対応しつつ動作支援を実現することは、上半身の三次元的動作が必要となる対象作業に対して装着型システムを適用する上で、大きな課題となる。本研究では、システムに冗長自由度をもつリンク構造を適用することでこの課題の解決を図るが、このようなリンク構造の設計手法は確立されていない。そこで、上半身の三次元的動作に追従可能な冗長自由度リンク構造の提案および設計手法の確立を、本章の目的とする。

3.1 動作支援手法の決定

上向き高負荷作業支援を行う装着型システムのリンク構造は、装着者の上半身の三次元的動作に追従しつつ、支援力を伝達する必要がある。本節では、システムのリンク構造について、装着者に対する支援力の伝達点とリンク機構の基点を定める。

図2に、動作支援手法に関する概要を示す。上向き高負荷作業において、作業員は肩関節と肘関節を屈曲させ、手先の重量物や腕部の自重など支持する。それらの関節動作を実現する骨格筋は、肩周辺の三角筋、僧帽筋、上腕二頭筋などである[58][60]。よって、支援力の伝達点は、肩関節と肘関節の動作を支援するため、上肢の肘肩関節以降の部位である必要があ

る。ここで、手首に支援力伝達する場合、橈骨手根関節が持つが持つ手の屈曲・伸展および橈側偏位・尺側偏位の他、前腕部の回内・回外自由度を考慮する必要がある[58]。上向き高負荷作業では重量物を扱うため、これらの自由度を確保しつつ重量物を支持可能な支援力を手に伝達する必要がある。これは、システムが装着者に支援力を伝達する部位の複雑化と大型化を招く。手そのものに支援力を伝達する場合は、手掌や手指の自由度を考慮する必要があるため、その傾向はさらに顕著となる。一方、肘関節については、考慮すべき自由度は肘の屈曲・伸展のみである。肘関節を中心として、上腕部と前腕部に支援力を伝達するカフ状の部品を配備することで、垂直荷重を上腕カフで支持し、モーメントを前腕カフで支持することが可能となる。以上のことから、システムが装着者に支援力を伝達する点は肘関節周辺とする。

次に、リンク構造の基点を定める。人体の上半身における骨格構造に関して、システムから支援力が伝達される肘関節と下半身との境目である股関節の間には、上半身の三次元的動作を実現する肩関節や体幹などの複雑な関節構造が存在する。よって、リンク構造の基点を股関節とする。股関節と肘関節の間を、複雑な関節構造の動作に対応可能なリンク構造で接続することで、対象作業における装着者の上肢の筋群の負荷を軽減可能である。

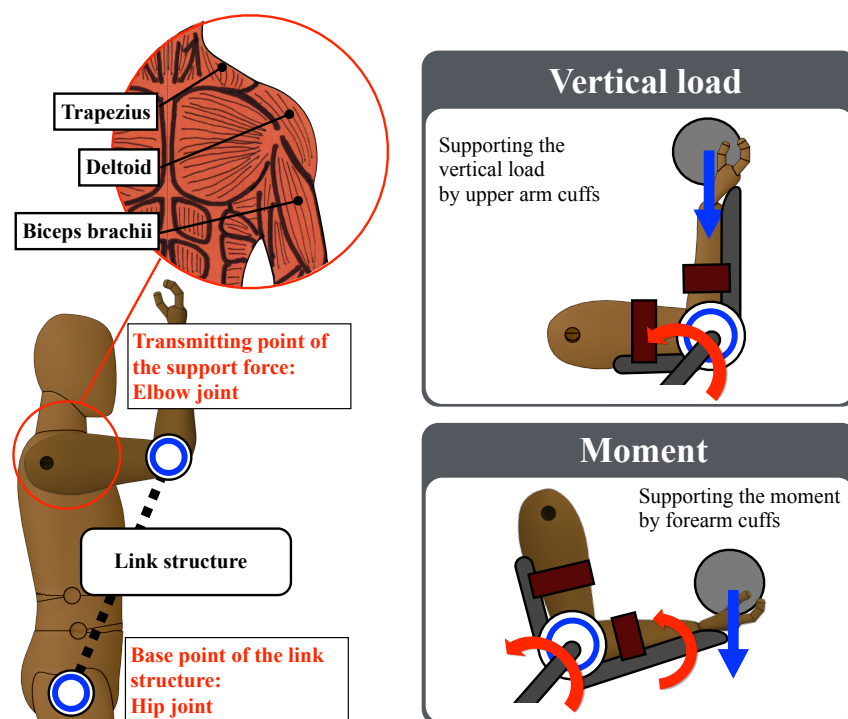


Figure 2. Method of the motion support.

3.2 対象作業における骨格の挙動

人体の上半身において、肩関節と体幹は特に複雑な関節構造を持つ。図3に、肩関節と体幹の骨格構造を示す[58]。肩関節は、上腕骨、鎖骨、肩甲骨からなり、肩複合体とも呼ばれる。対象作業では、作業員は上腕を可動域限界まで挙上させる場合がある。肩の運動は、上腕骨、鎖骨、肩甲骨とそれらを動作させる肩周辺の筋群によって行われる。上肢を可動域の限界まで挙上すると、鎖骨と胸骨を結ぶ胸鎖関節は約 30 deg、鎖骨と肩甲骨を結ぶ肩鎖関節は約 30 deg 上方に動作する。また、肩甲骨と上腕骨を結ぶ肩甲上腕関節は約 120 deg 上方に動作し、これらの運動の合計として上肢が約 180 deg 挙上される。この時の鎖骨と肩甲骨の動作により、矢状面からみた肩関節の回転軸が上昇する。体幹の三次元的自由度は、複数の脊椎と椎間板によって構成される胸椎と腰椎によって実現される。胸椎と腰椎が屈曲および伸展、回旋、側屈することで、上肢の運動の基点である肩関節位置が3次元的に大きく変動する。加えて、システムの装着者となる作業員の体肢長等は一定でないため、変動の範囲はさらに増大する。

人体の関節構造と等しいリンク構造の装着型システムでは、これらの課題に対応することは困難である。複雑な関節構造全てをシステムのリンク構造で再現することは困難であり、装着型システムは人体の外側に沿う構造であるため、システムと人体の関節軸が一致しない箇所が必ず生じる。これにより、装着者の動作やシステムによる支援力の伝達が妨げられる。加えて、装着者ごとに変化する人体のリンク長に合わせて、システムの全てのリンク長を調整する必要が生じるため、システム使用時に多大な準備時間を必要とする。

装着型システムによる上向き高負荷作業支援において、肩や体幹の複雑な関節動作、そして装着者間の体肢長の変化に対応することは重要な課題である。本研究では、これらの課題をすべて装着者の関節間距離の変化と捉え、人体の骨格とは異なるリンク構造を設計する。設計の手順として、装着者の人体リンクモデルを構築し、モデルの手先と肩関節の可動領域を定め、それに対応したリンク構造を設計する。これにより、対象作業において上半身の三次元的動作に対応しつつ動作支援が可能なリンク構造が設計可能である。

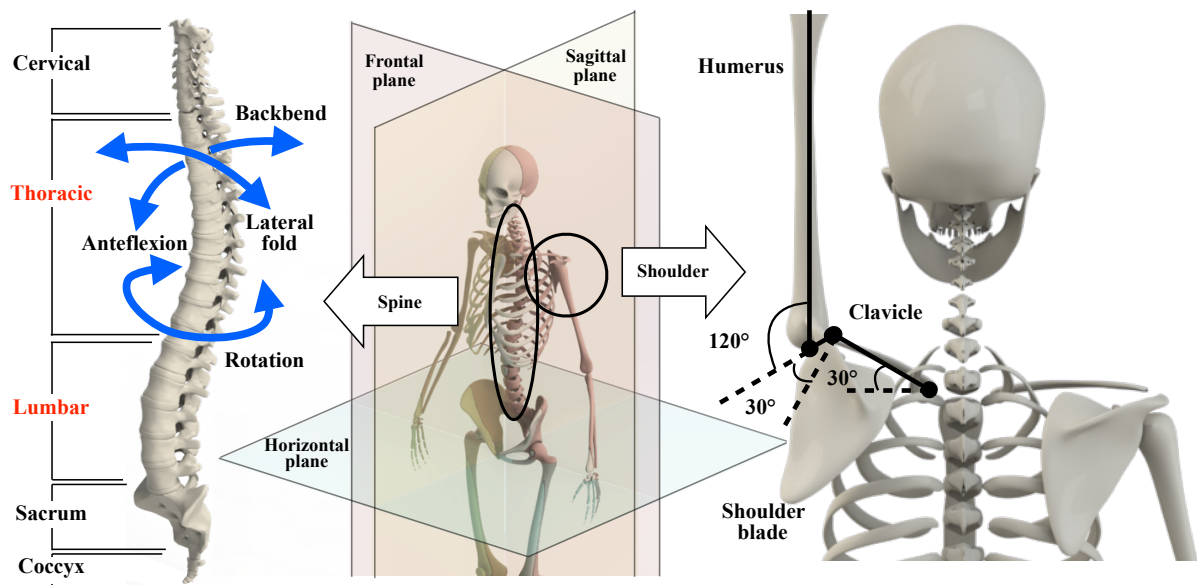


Figure 3. The shoulder joint and the thoracic and lumbar.

3.3 想定可動領域の設定

想定可動領域は、前述した関節構造の他に、各関節の可動域と、対象とする装着者の体身長範囲によって定めることが可能である。その手法として、人体リンクモデルを CAD 上で作製し、モデルにおける想定可動域を導出する。人体リンクモデルの関節構成は人体の上半身を参考とする[58][59][61]。システムの装着者は、身長などの寸法値が 5%tile 値から 95%tile 値の範囲に当てはまる日本の成人男性とする。人体リンクモデルは、5%tile, 50%tile, 95%tile 値の人体寸法を参考とし 3 つ作製する[62]。表 1 に、人体寸法値を示す。各関節の可動域は、人体の平均的な可動域を元に決定する[58][63]。表 2 に、関節可動域(ROM:Range Of Motion)を示す。網掛けの項目は、想定可動域が人体の平均可動域に満たない動作である。編みかけでない項目は、想定可動域が人体の平均可動域と等しい動作である。対象作業では身体前方で重量物を把持し、上方に挙上して使用する。そのため、平均的な可動域から、前方と上方に上肢を伸ばすのに必要な範囲を抜き出したものを人体リンクモデルの可動域とする。また体幹における腰椎の可動域の内、屈曲・伸展および側屈の自由度は制限されるものとしている。これは、システムのリンク構造の基点を股関節に設定したため、装着者が腰部でシステムと接続されることを想定している。装着者が腰椎付近でシステムをベルトなどで装着する場合、腰椎の一部の可動域が制限されると考えられる。重量物を扱う際に腰椎を屈曲させる姿勢は、腰痛を招く危険性があるため推奨されておらず、この可動域制限による上向きの高負荷作業への影響は少ないと考えられる[64]。

想定可動領域は、矢状面、水平面、前額面の各平面で定める。図 4 に、手首と肩関節の想定可動領域と各関節の動作を示す。薄い編みかけは上肢を動作させた際に手首が到達可能な領域を示しており、濃い編みかけは体幹を動作させた際に肩が到達可能な領域を示している。これらの想定可動領域は、リンク長の異なる 3 つの人体リンクモデルそれぞれについて可動領域を算出し、それらを合成した領域から求めた。図中の黒いリンクは、50%tile 値の寸法値を持つ人体リンクモデルである。矢状面の想定可動領域が対象とする動作は、体幹の屈曲・伸展、肩関節における上腕の屈曲・伸展、肘関節の屈曲・伸展とする。水平面における対象動作は、体幹の回旋、肩関節の水平屈曲・水平伸展、内旋・外旋とする。前額面における対象動作は、体幹の側屈、肩関節における上腕の内転・外転、肘関節の屈曲・伸展とする。

Table 1. Anthropometric dimension of Japanese adult male[62].

Part	95%tile [mm]	50%tile [mm]	5%tile [mm]
Height	1820	1713	1612
Superior margin of the sternum height	1487	1388	1302
Navel height	1078	1004	934
Great trochanter height	940	876	802
Upper arm length	336	315	288
Forearm length	271	252	233
Shoulder width	495	456	423
Acromion width	428	397	371
Rear-acromion distance	96	78	58
Circumference of the upper arm	324	278	244
Max forearm circumference	287	259	235

Table 2. Human ROMs and assumed ROMs of human link model. (*Basic posture of the upper arm is horizontal state)[58][63].

Part	Motion	Human ROM [deg]	Assumed ROM [deg]
Trunk	Rotation	34	34
	Lateral fold	45	25
	Ante flexion	64	23
	Backbend	27	12
Elbow	Flexion	140	140
	Extension	6	0
	Pronation	75	75
	Supination	85	85
Shoulder	Flexion	163	163
	Extension	46	5
	Horizontal flexion	146	146
	Horizontal extension	37	0
	Adduction*	90	0
	Abduction*	90	90
	Medial rotation	85	85
	External rotation	70	0

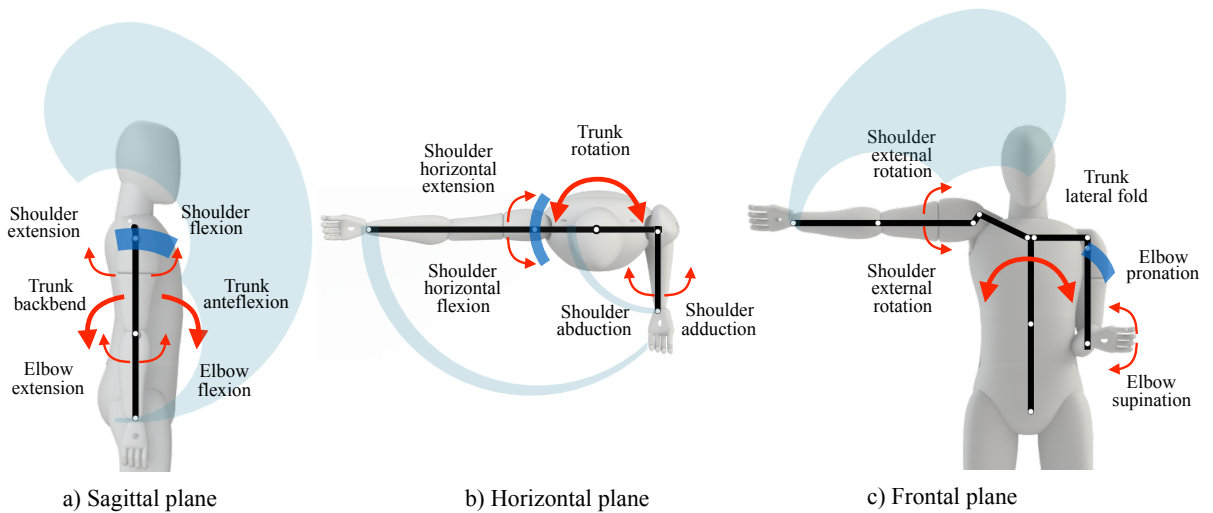


Figure 4. Assumed movable area based on hip joint.

3.4 人体の関節間距離の変動に対応したリンクモデルの構築

人体リンクモデルの想定可動領域に追従可能なリンク構造を、各平面(矢状面、水平面、前額面)で基本構造を設計することで構築する。各平面における基本構造において、それぞれ想定可動領域を満たすリンク長を定める。図5に、各平面の基本構造を示す。

3.4.1 矢状面

矢状面における上半身の動作の内、体幹の屈曲・伸展、肩関節における上腕の屈曲・伸展、肘関節の屈曲・伸展に追従可能な基本構造を設計する。矢状面における装着者の肩関節位置は、上肢の挙上や体幹の動作により変動する。また装着者間の体格差に応じて、体肢長の他に股関節と肩関節間の距離も変動する。上肢の運動は肩関節を起点に行われるため、リンク構造の肩関節と肘関節を装着者の骨格構造に沿わせて接続した場合、装着者の動作に追従することは困難である。そこで本研究では、矢状面から見た装着者の関節構造に対し、冗長な自由度を持つリンク構造を提案する。

矢状面の基本構造における冗長性は、関節軸を一つ増設することで実現する。この構造では肩関節と肘関節に加え、その間に中間関節を設ける。中間関節が装着者の関節間距離の変動に合わせて動作することで、装着者の動作や体格差による肩関節位置の変動が妨げられず、想定可動領域を満たすことが可能である。ここで、システムのリンク構造は人体の関節構造に対して冗長であるため、矢状面における肘関節の位置決めにおいて、二つの姿勢をとりうる。その姿勢として、中間関節が装着者の上腕より前側に位置する姿勢と、後ろ側に位置する姿勢が挙げられる。装着者が前面や天井面で作業を行う場合、中間関節が上腕より前にある状況は動作の妨げとなる。そこで、装着者が作業でとりうる姿勢において、常に中間関節が装着者の上腕後方に位置するよう、システムのリンク長を設定する。これにより、装着者の肩関節位置の変動に対応しつつ、リンク構造が複数の姿勢をとることを機構的に抑制することが可能である。本研究の特徴は、矢状面における人体上肢の骨格構造に対し、システム

のリンク構造が冗長自由度を持ち、それによって矢状面における想定可動領域を満たす点である。

3.4.2 水平面

水平面における上半身の動作の内、体幹の回旋、肩関節の水平屈曲・水平伸展、内旋・外旋に追従可能な基本構造を設計する。基本構造の関節軸は、装着者体幹の回旋動作に追従する体幹後方関節、肩関節の水平動作に追従する肩近傍、そして中間関節近傍に設定する。作業員が上肢を挙上する際、肩関節位置は大きく上昇するため、肩近傍におけるリンク構造は肩後方に設定する。肩関節の水平動作等において、装着者とシステムのリンク構造の関節位置が一致しておらず、矢状面と同様に肩関節位置が変動するため、関節軸のずれが発生する。しかし関節軸のずれに関しては、矢状面の冗長自由度によりシステムのリンク長を可変と見なすことができるため、装着性への影響を除外できる。中間関節近傍の水平面関節は、肩関節の水平動作において基本構造に不足する自由度を補うものである。システムの間関節と肘関節を接続するリンクの姿勢は、装着者の前腕姿勢によって定まるため、その姿勢に追従する自由度が必要となる[65]。またこの関節は、リンク構造と装着者の干渉を回避する役割を持つ。装着者間の体肢長の差の内、肩幅の差についてのみ、肩幅調整機構によって対処する。装着者間の身体の太さに関しては緩衝材やベルト調整により対応する。

3.4.3 前額面

前額面における上半身の動作の内、体幹の側屈、肩関節における上腕の内転・外転、肘関節の屈曲・伸展に追従可能な基本構造について述べる。前額面における各関節の動作と装着者間の寸法差は、矢状面と水平面の要素の組み合わせとして捉えることができる。よって、矢状面と水平面で設定した構造により、前額面の想定可動領域を満たすことが可能である。

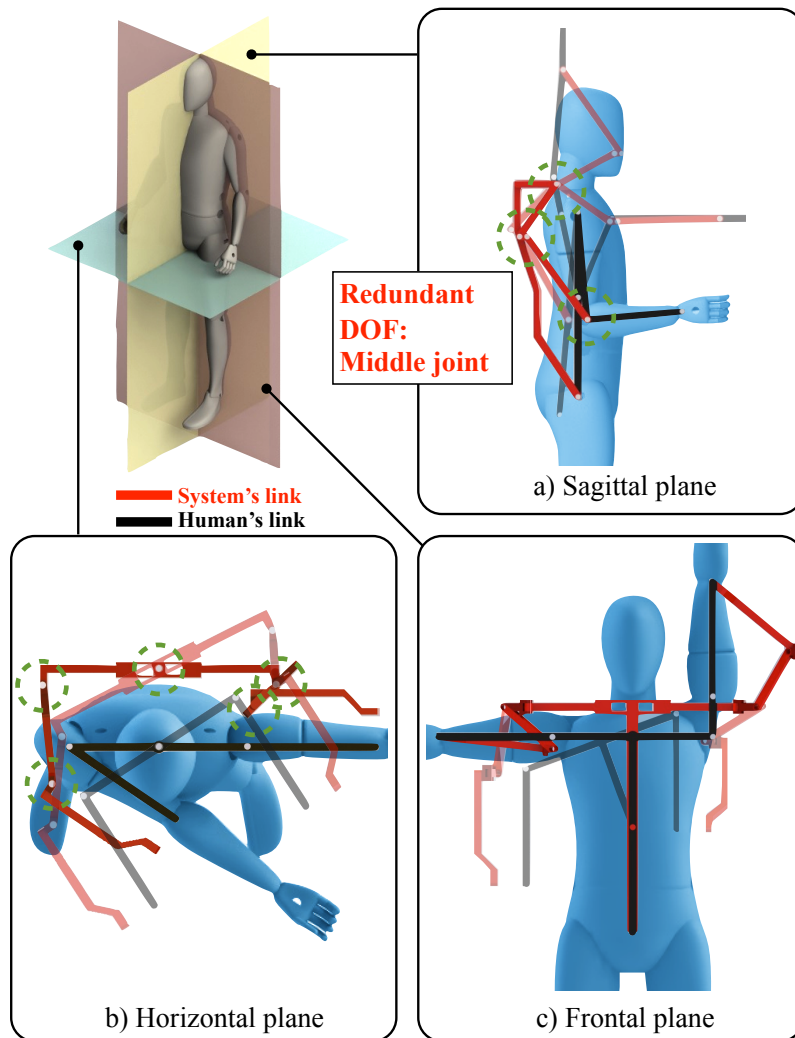


Figure 5. Basic structure of the system. Arm parts of the basic structure have redundant DOF by middle joints.

3.5 リンクモデルの妥当性検証

3.4 節では、各平面で設計した基本構造から、冗長自由度リンク構造を構築した。本節では、このリンク構造が想定可動領域を満たすことを確認するため、CAD 上における妥当性検証を行う。

3.5.1 検証手法

本検証では、CAD 上においてリンク長の異なる 3 つの人体リンクモデルに冗長自由度リンクモデルを装着させ、3.3 節で求めた想定可動領域を満足するか、装着性の解析を行う。解析では、装着時に人体リンクモデルの各関節が想定する可動範囲の上限と下限まで動作可能か確認した。

3.5.2 検証結果

解析の結果、すべての人体のリンクモデルにおいて、想定するすべての可動領域を満たすことが確認できた。図 6 に、冗長自由度リンク構造と人体リンクモデル(50%tile 値)との装着性解析の結果を示す。この結果から、対象作業を支援可能な冗長自由度リンク構造の妥当性を CAD 上において確認することができた。

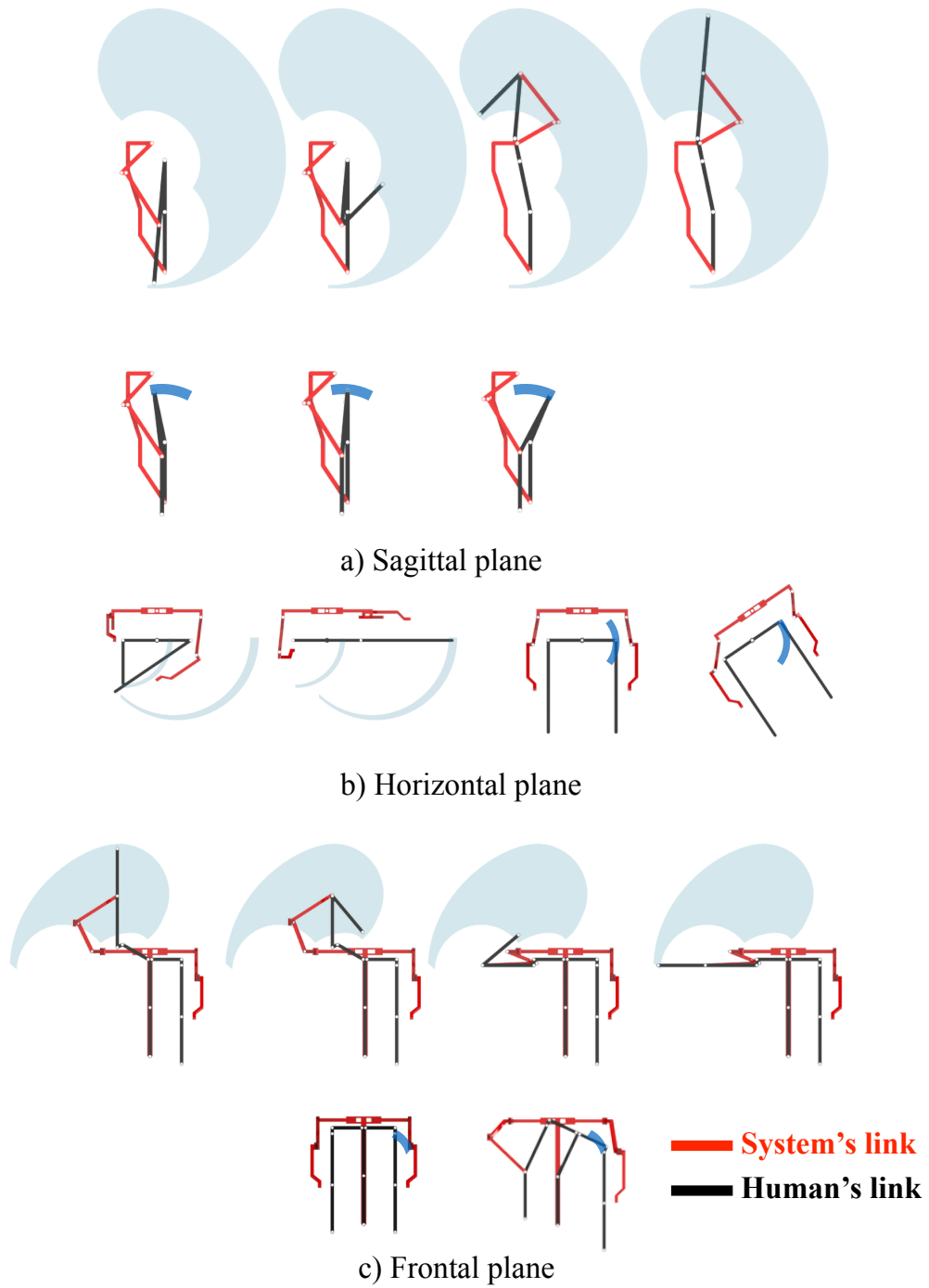


Figure 6. Results of the fitting simulation.

3.6 まとめ

本章では，装着型システムによる上向き高負荷作業支援を行う際の課題である，体幹の 3 次元的動作，肩関節の上昇，装着者の体格差に対応可能な冗長自由度リンク構造を，日本人の人体寸法値と筋骨格系の挙動を元に設計し，CAD 上で設計の妥当性を確認した．本研究で提案した冗長自由度リンク構造は，上向き高負荷作業において上半身の三次元的自由度を確保することが可能である．また，本研究では対象作業を上向き高負荷作業とし，対象装着者を日本の成人男性の 9 割としたが，対象を変えた際にも本設計手法は有効である．対象とする関節動作とその可動範囲，装着対象の寸法値の範囲を変えることで，まったく異なる動作支援が要求される作業にも，本手法を適用可能であると考えられる．

第 4 章 上向き高負荷作業の継続性向上を可能とする上肢支援システムの提案

第 3 章では，提案した設計手法により，装着者の上半身の 3 次元的動作に追従可能な冗長自由度リンク構造の提案および設計と，CAD 上における妥当性確認を行った．本章では，設計したリンク構造を元に，上向き高負荷作業の継続性向上を可能とする上肢支援システムを提案および開発し，その制御手法を確立することを本章の目的とする．

4.1 システムの概要

本節では，上肢支援システムの概要について述べる．図 7 に，上肢支援システムと各ユニットとの接続を示す．本研究では，上肢支援システムを，腰部荷重支持ユニットとバッテリーユニットと組み合わせて使用する．腰部荷重支持ユニットは，腰部と脚部カフフレームから成り，各部は股関節の位置で受動関節によって接続されている．腰部と脚部には装着用のベルトが配備されている．上肢支援システムが装着者の動作支援を行なった場合，支援した分の荷重は腰部荷重支持ユニットのベルトを介し，装着者の腸骨稜に伝達される．腸骨稜に伝達された荷重は，装着者の大腿骨等の内骨格系を経て地面に伝達されるため，腰椎等には直接伝達されない．また，腰部荷重支持ユニットを腰部装着型 HAL に置き換えることで，股関節の動作支援も可能となる[17]．本研究では腰部荷重支持ユニットを使用したか，下肢型のユニットと組み合わせることで，システムや手先重量物の荷重を下肢型ユニットによって地面に逃がし，装着者の腸骨稜にかかる荷重を削減することも可能である．

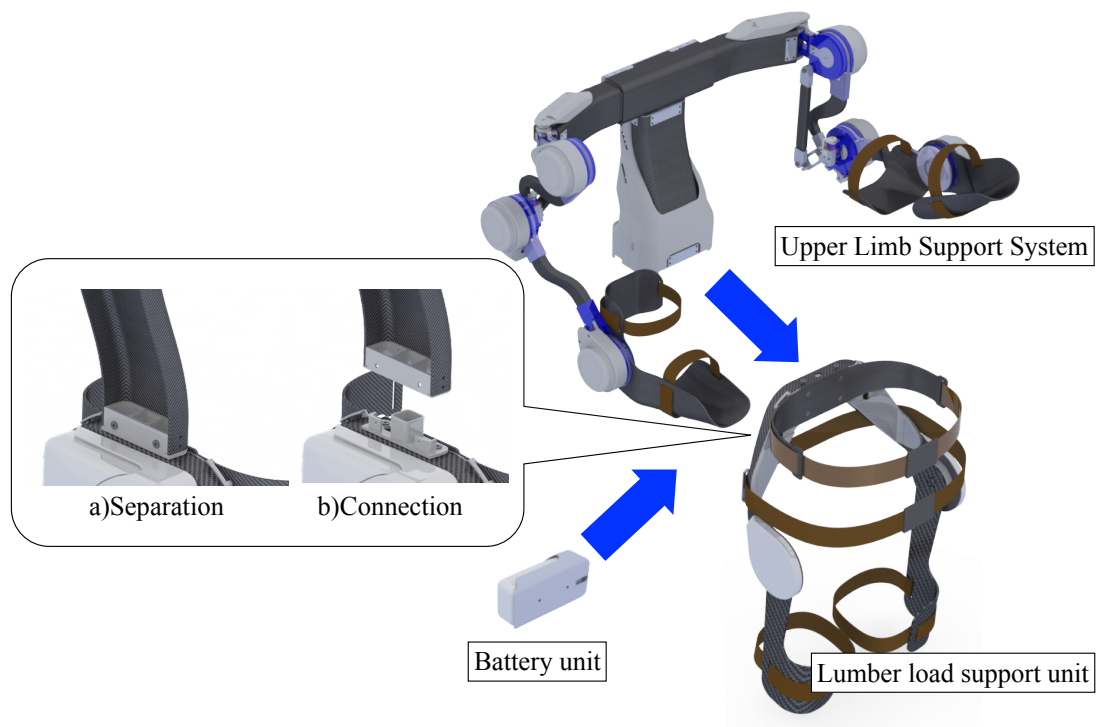


Figure 7. Connection with the upper limb support system and each unit.

図 8 に、上肢支援システム上肢支援システムの概要を示す[66]. 上肢支援システムは合計 11 自由度を持ち、計 6 つのパワーユニットが実装されている. それぞれのパワーユニットが抗重力方向に動作することで、装着者の動作支援を行う. 上向き高負荷作業では矢状面における上肢の動作が主体となるため、矢状面に回転軸を持つ肩関節、中間関節、肘関節にパワーユニットを配備している. 各関節には角度リミッタを配備しており、装着者の関節可動域内で動作する. また、各関節には角度センサが実装されている. 背面にはコントロールユニットを実装しており、メインコンピュータ、加速度センサ、生体電位センサ、各パワーユニットのドライバおよび信号処理回路を収納している. 胸部にはリセットスイッチを配備しており、装着者は顎先で押下することが可能である. 上肢支援システムの重量は 8.3 kg である. 作業環境における移動能力を担保するため、システムはバッテリーにより動作する. 本システムの使用に際しては、装着者に使用方法の講習を行う. 訓練により、システムの装着と脱離を単独で行うことができ、装着にはおよそ 87 s 程度を要し、脱離には 47 s 程度を要する. また、装着時において対象作業における基礎動作の他、梯子の昇降やコップなどによる水分補給動作も可能である.

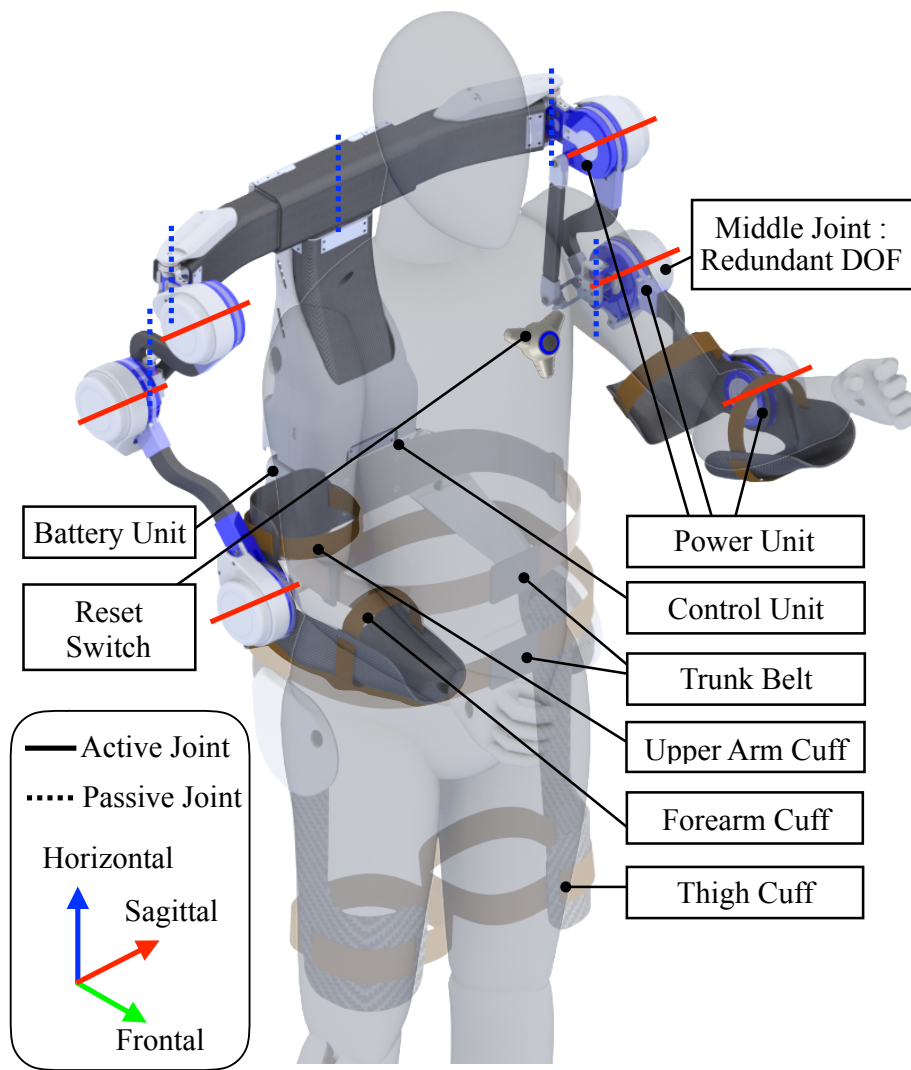


Figure 8. Outline of the upper limb support system.

4.2. 外骨格構造

本節では、上肢支援システムの外骨格構造について述べる。第3章で設計したリンク機構を、炭素鋼や超々ジェラルミンといった金属等の強度部材で設計および製作しすることで、システムの外骨格構造を構築する。

4.2.1 モノコック構造

上肢支援システムは装着型システムであるため、システムの外骨格構造は強度を担保しつつ軽量化を図る必要がある。そのため、外装が強度部材を兼ねるモノコック構造を採用する[67][68]。モノコック構造は、部品の断面二次モーメント増大による剛性向上を見込むことができる。それにより、強度確保に必要な部材を削減できるため、軽量化を図ることが可能である。また、部品の内部に空間が生じるため、配線などを内蔵することができる。図9に、上肢支援システムのモノコック構造を示す。システムの体幹部はコの字形状、腕部はパイプ形状としている。装着型ロボットの構造部品を大きく分類すると、関節、装着部、リンクに分けることができる。この中で体積比の大きいものはリンクである。リンクは全ての関節間の接続を行うため、大きな体積を占める。したがって、リンクをモノコック構造化することで効率的な軽量化を行うことが可能である。

モノコック構造を実現する材料として、炭素繊維強化プラスチック(CFRP : Carbon Fiber Reinforced Plastic)を採用する[69]。リンク構造を構成する部品の中には複雑な形状を持つ物もあり、使用する強度部材は3次元的な形状への加工に適していることが望ましい。CFRPは、自由形状に整形することが可能である。図10に、CFRPとその成形方法について示す。本研究で使用したCFRPは、炭素繊維に半硬化したエポキシ樹脂を含浸させた、プリプレグと呼ばれるシート状の材料である。CFRPの成形方法としてオートクレーブ成型法を採用した[70]。オートクレーブ成型法では、型にプリプレグを積層した後リリースフィルムで覆い、真空バックに格納する。真空バックを圧力容器に格納した後、内包された空気や揮発物を真空除去し、加熱・加圧してプリプレグを硬化させる。プリプレグには、炭素繊維の繊維方向が直交したクロスプリプレグと、繊維方向が一方向のみのUDプリプレグなどがある。繊維

方向が存在するため、CFRP は引張強度などの物性値に異方性を持つ。繊維方向に対しては炭素鋼を超える強度を示し、繊維直交方向では樹脂の物性が支配的となる。積層構成に応じて任意の方向に対する部材の強度を調整できるため、CFRP は強度設計における自由度が高い。

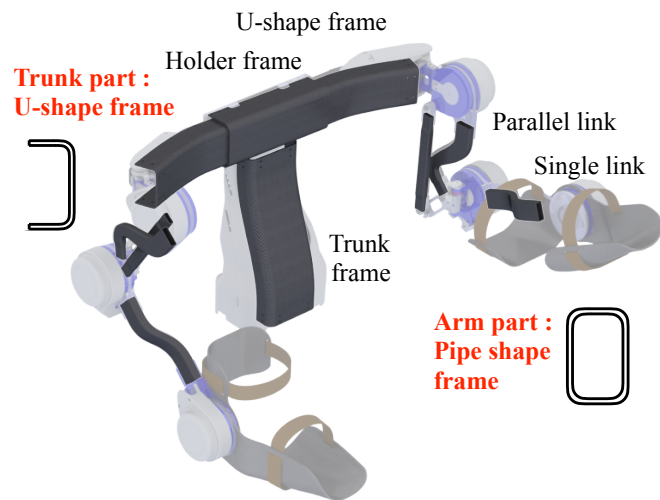


Figure 9. Monocoque structure of the upper limb support system.

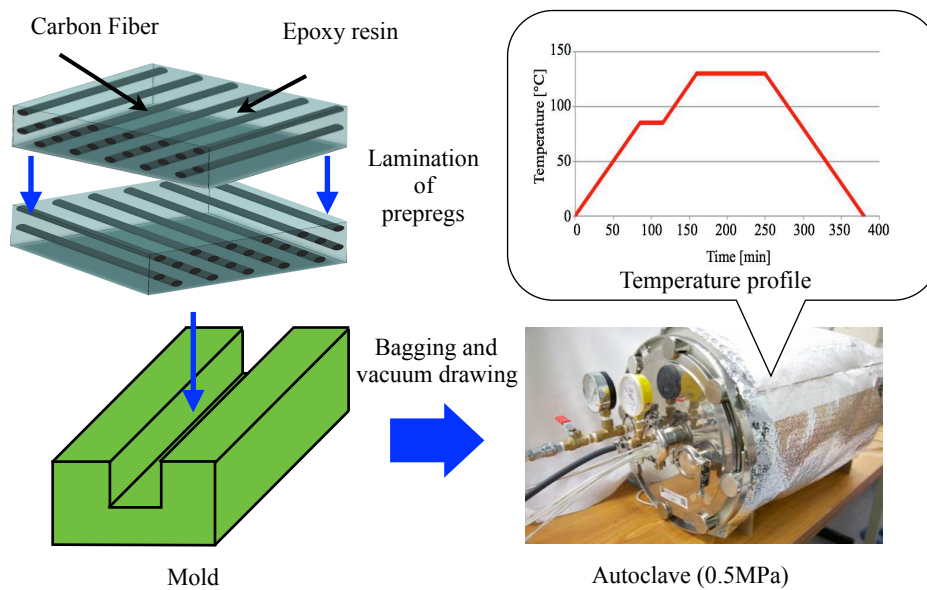


Figure 10. Molding method of the CFRP.

4.2.2 動力伝達部

上肢支援システムの支援力は、装着者の上腕部と前腕部に伝達される。支援力を伝達する絵で、装着者とシステムを固定する部位が必要である。固定部位が上肢である場合、上肢の円筒形状に沿うカフ部品が必要である。半円筒形のカフ部品とリンクを同一部品として製作することは、金属材料の切削加工では部材の切削量が多く、多くの加工時間を必要とする。しかし、CFRP は型に積層して成形するため、一度型を制作すれば、そのような形状の一体成形を効率的に行える。一体成形により、ネジの使用本数の削減による軽量化、応力集中部分の削減による強度の向上、部品点数の削減を実現できる。本研究では、前腕と上腕の固定部位であるカフと、関節からカフにのびるリンク一体化させたカフフレームを設計した。図 11 に、設計したカフフレームを示す。関節に接続する部分には、寸法精度が必要となるため、切削加工した金属パーツを接着する。装着部は、成人男性の上肢の幅の 95%tile 値に合わせて設計した。緩衝材を使用することで、5%tile 値の上肢幅にも対応可能である。ここで、前腕カフはパワーユニットと接続されており、肘関節の屈曲・伸展動作における支援力を装着者に伝達する。上腕カフは受動関節であるが、装着者の上腕とベルトで接続することで、装着者の上腕に対する支援力を伝達することが可能である。

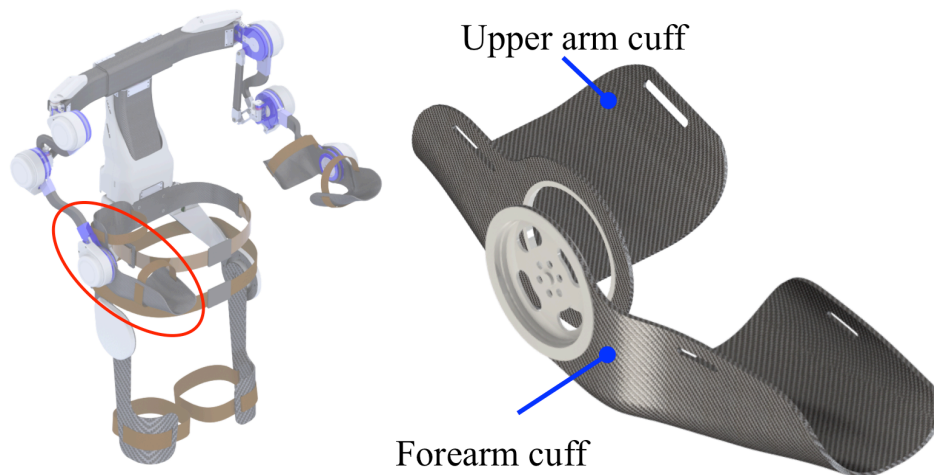
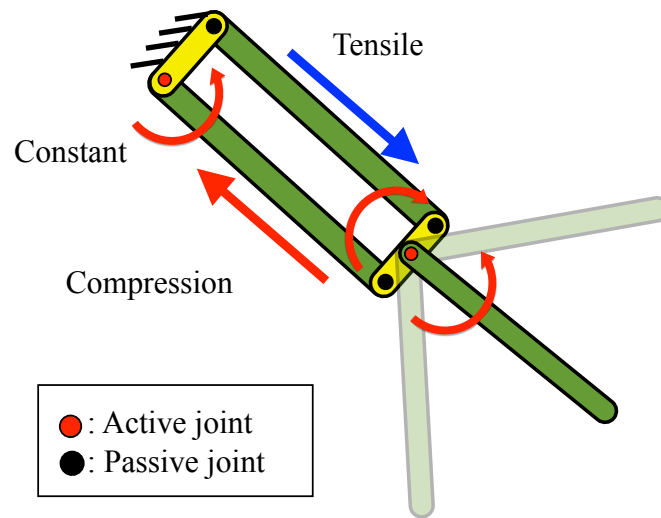


Figure 11. Support power transmission part.

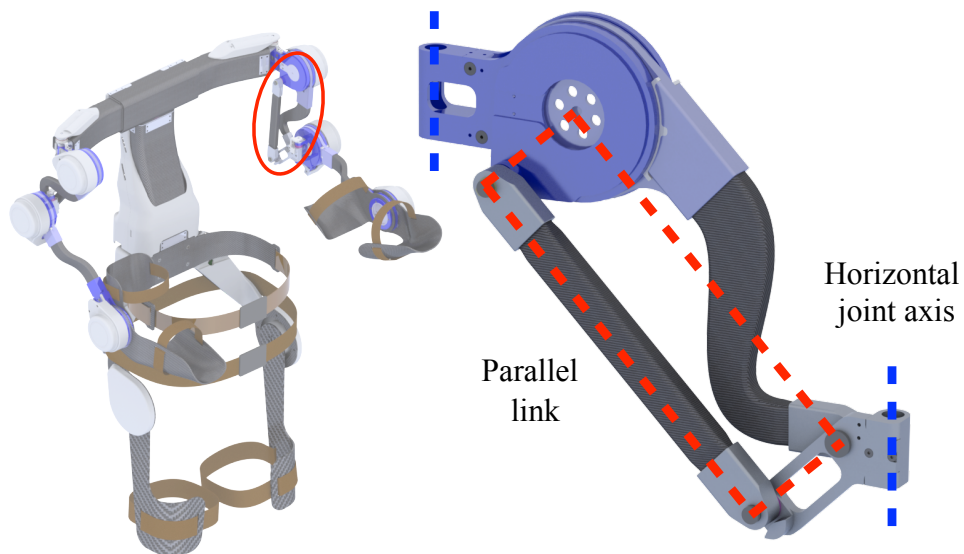
4.2.3 平行リンク機構

リンク構造の肩関節から中間関節は，平行リンク機構で接続する．向かい合うリンクの相対的な姿勢が常に等しい平行リンク機構は，機構の先にあるリンクの姿勢変化によらず，平行リンク機構の重力補償に必要なトルクが一定となる[71][72][73]．この特性は，重量物を扱う作業を支援するシステムに適している．図 12 a)に，平行リンク機構の原理を示す．平行リンク機構の先にあるリンクが姿勢を変化させた時，そのリンクの姿勢維持に必要な重力補償トルクも変化する．そのトルクの反作用として，平行リンク機構の短辺リンクに重力補償トルクとは逆方向のトルクが生じる．しかし，短辺に生じたトルクは平行リンク部の長辺リンクによって，引張と圧縮の力として支持される．そのため平行リンク機構の重力補償トルクには影響しない．

図 12 b)に，設計した平行リンク機構を示す．矢状面の肩関節あたる部位には，パワーユニットが存在する．中間関節側の短辺リンクには，水平関節を配備している．平行リンク機構では，向かい合うリンクの相対的な姿勢が変化しない．そのため，平行リンク機構が動作しても，水平関節はその姿勢を保持し続けることができる．上側の長辺リンクについて，湾曲した形状により水平関節への干渉を防いでいる．4 節平行リンク機構の可動域は 180 deg 未満である．可動域を超えると，向かい合うリンク同士の姿勢が不確定となる思案点に差し掛かるため，可動域の中で動作させる必要がある[71]．並行リンク機構において，平面的にリンクを配置するとリンク同士が干渉してしまい，可動域が狭まる．本研究で設計した平行リンク機構は，長辺リンクが立体的に配置されているため，可動域を最大限に使用することができる．さらに，捻り荷重により生じるモーメントを，2 本のリンクで支持することができるため，肩関節から中間関節にかけての捻り剛性が向上する．



a) Principle of the parallel link mechanism



b) Parallel link of the upper limb support system

Figure 12. Parallel link mechanism.

4.2.4 原点回帰機構

矢状面のパワーユニットにより装着者が動作支援を受ける際、水平面方向に発生したモーメントが、受動関節である肩の水平関節を動作させる。そのモーメントにより肩の水平関節が装着者の意思に反して動作すると、矢状面関節の回転軸が装着者の上肢の関節の回転軸に対して並行で無くなり、矢状面方向の支援力が減衰してしまう。また、同様に第3章で設定した自由度も制限されてしまい、システム装着時の可動性が著しく低下する。

上記の問題を解決するため、肩水平関節の原点回帰機構を設計した。図13に、肩水平関節の原点回帰機構を示す。この機構は、引張りバネの張力を、プーリを介して肩水平関節に伝達することで、矢状面関節の回転軸の姿勢を矢状面と垂直になるよう保つ。意図的に肩関節を水平動作させる際には、引っ張りバネの弾性により容易に動作を行うことができる。

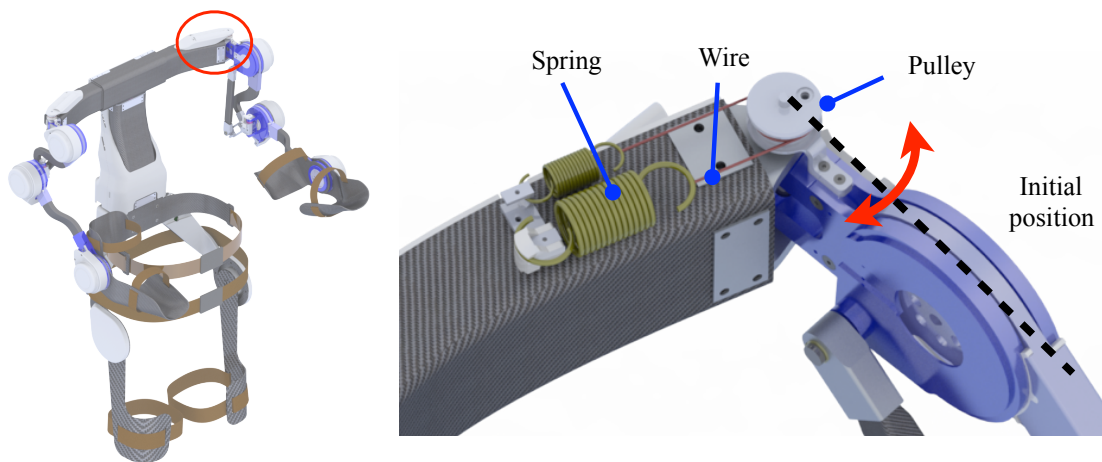


Figure 13. Origin return mechanism.

4.2.5 肩幅長調整機構

装着者間の肩幅の差に対応するため、肩幅の調整機構を設計した。図 14 に、肩幅調整機構を示す。装置の肩関節からのびるコの字フレームは、ホルダフレームに至る。コの字フレームに接着された金属パーツにはネジ穴があり、ホルダフレームに接着された金属パーツとネジ止めすることが可能である。このネジ止め部は、ホルダフレームからコの字フレームが脱落することを防ぐためにあり、荷重はフレーム間で保持する。コの字フレームとホルダフレームの間には摺動性に優れた樹脂シートを配備し、ネジを緩めることで容易に肩幅を調整できる。肩幅調整のストロークは片側で 50 mm であり、95%tile から 5%tile の成人男性に対応可能である。

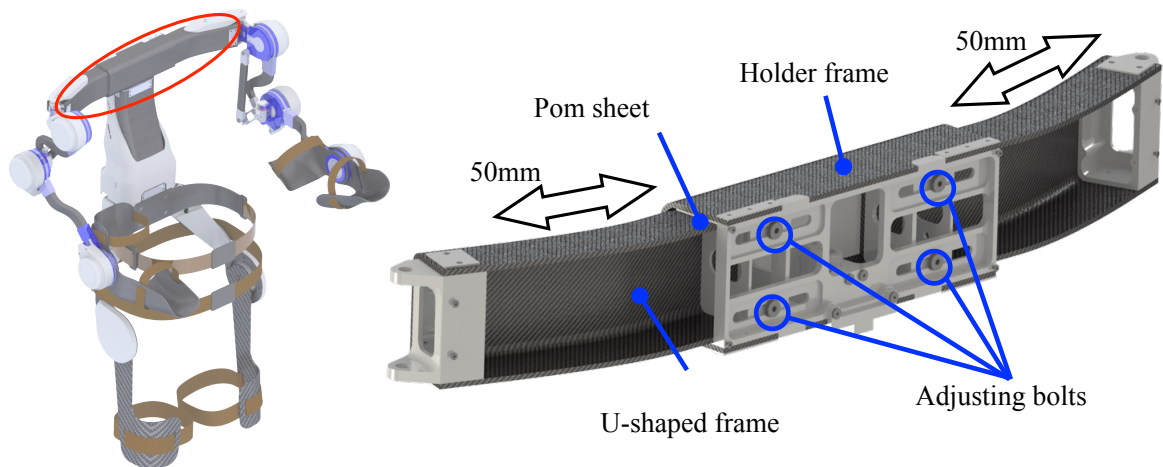


Figure 14. Shoulder width adjustment mechanism.

4.2.6 強度解析

設計した外骨格構造について、想定する最大負荷に対する強度解析を行った。解析モデルは SolidWorks により作成し、解析は SolidWorks Simulation2013 (Dassault systems)により行う。外骨格構造に使用する部材の中で、超々ジュラルミンや炭素鋼は等方性材料であるため、ソリッドモデルによる解析を行う。CFRP は異方性材料であるため、複合シェル解析が可能なサーフェスモデルによる解析を行う。複合シェル解析では、複合材料の繊維方向や積層構成を考慮した解析が可能である。

強度解析における破壊判定基準について、炭素鋼や超々ジュラルミンなどの金属の等方性材料の破壊判定の基準には、最大 von Mises 応力を使用した。最大 von Mises 応力は、複数の方向からの複合的な荷重により発生した応力を、1 方向の引張り又は圧縮応力へ投影したものである[74][75][76]。異方性材料である CFRP の破壊判定には、Tsai-Wu 則を使用した。Tsai-Wu 側では、圧縮と引張りの許容応力を分けて安全率の導出を行うことができるため、繊維方向に応じて圧縮と引張りの許容応力が変わる CFRP の解析に適した判定基準である[77][78]。ここで、本解析では部品が破壊される応力に対する発生応力の比を安全率とする。

解析条件について、表 1 に解析に使用した物性値を示す[79][80][81][82]。表 1 において、CFRP の物性値はプリプレグに使用されている炭素繊維とエポキシ樹脂の物性値、および複合材料の弾性率などを求める複合則から得た値である。また、表 2 に、図 9 および図 10 で示した CFRP パーツの積層構成を示す。積層構成は、積層方向をパーツの長手方向に対する繊維方向の角度で表現している。0 deg の場合はパーツの長手方向と繊維方向が一致しており、90 deg の場合は直交している。また、数字の添え字は積層枚数を示している。添字 s は、表記されている積層構成と対称な積層構成が省略されていることを示す。クロスプリプレグは意匠面の美観の確保のために積層しており、積層時に炭素繊維を切断する場合があるため、解析には含まない。

Table 3. Mechanical characteristic of materials

Material	Fiber direction elastic modulus (Elastic modulus) [MPa]	Fiber orthogonal direction elastic modulus [MPa]	Fibers direction tensile strength (Tensile strength) [MPa]	Fibers orthogonal direction tensile strength [MPa]	Density [g/cm ³]
UD prepreg (3252S-25)	156242	7125	3379	89	1.8
Carbon steel (S45C)	(206000)	-	(690)	-	7.8
Extra-super duralumin (A7075)	(72000)	-	(537)	-	2.8

Table 4. Laminate configuration.

Part	Laminate configuration
Forearm	[cross/453/02]s
Upper arm	[cross/452/01]s
Single link	[cross/452/-452/03]s
Parallel link	[cross/452/-452/03]s
U-shaped frame	[cross/45/-45/03]s
Holder frame	[cross/45/-45/03]s
Trunk frame	[cross/45/-45/03]s

強度解析における外骨格構造の姿勢は，上腕を 135 deg まで挙上し，前腕を地面对して垂直にして重量物を把持した場合と，腹部前面で重量物を把持した場合の 2 種類とする．矢状面上で装着者の股関節から見たモーメント長は，挙上時で 140 mm, 腹部前面保持時で 200 mm となる．図 15 に，解析時の姿勢を示す．手先荷重は，職場における腰痛予防指針が定める重量(人力で取り扱う重量物の重さを装着者の体重のおよそ 40%以下)と，成人男性の体重の 95%tile 値(75.3 kg)から，30 kg とする[63][64]．よって，片腕 150 N, 両腕合計で 300 N の荷重が生じるものとし，前腕と上腕を介して機構に伝達されるとする．本解析では，各部位ごとのアセンブリの解析を行い，リモート荷重機能により全体アセンブリ状態で解析した場合に相当する静荷重を与えた．

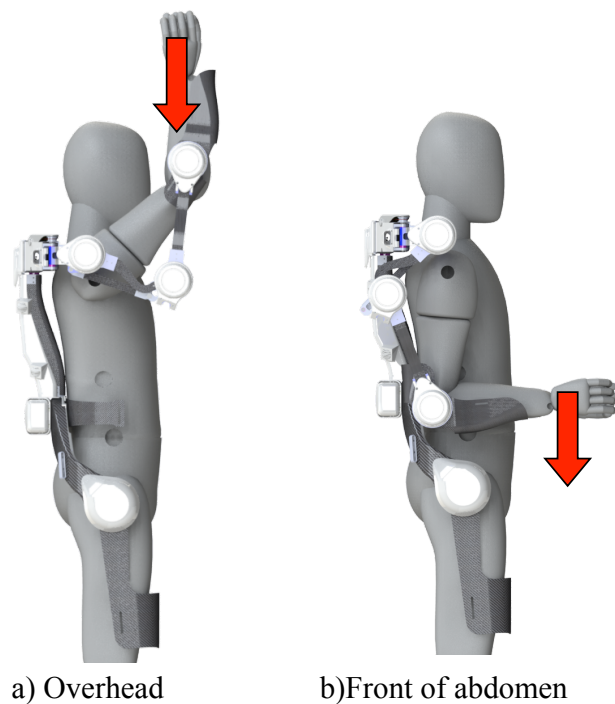


Figure 15. Posture of the system in the strength analysis.

図 16 に、最小安全率を示した部位の解析結果を示す。最小安全率を示した部位は、外骨格構造の体幹部と腕部を接続するコの字形状フレームの金属部品である。解析の結果、最小安全率は 2.03 であることが確認された。よって、想定最大荷重に対して外骨格構造が破壊されず、破壊に対して約 2 倍の安全率を持つことが解析によって確認された。

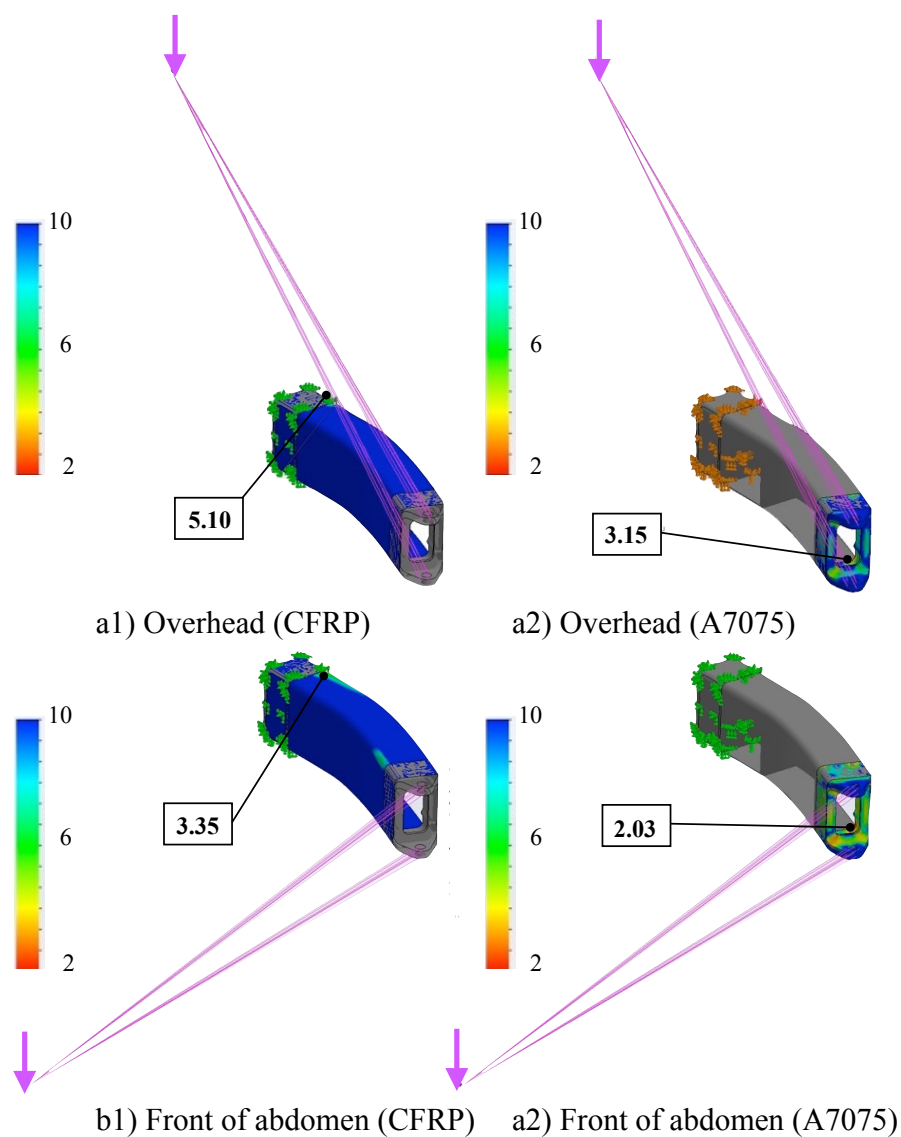


Figure 16. Results of the stress analysis.

4.3 制御系

本節では、上肢支援システムの制御系について述べる。図 17 に、システム構成を示す。本システムは、支援力の算出を行う基礎動作支援アルゴリズムと、動作支援フェイズの切り替えを行う随意的動作支援アルゴリズムによって制御される。

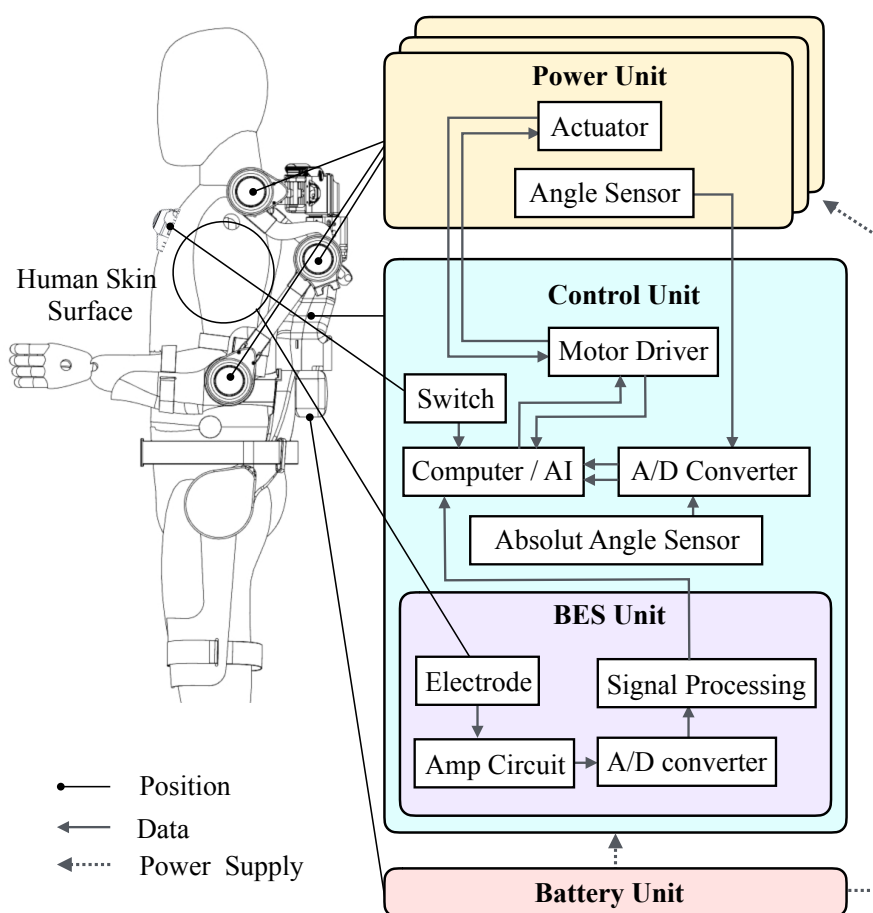


Figure 17. System configuration.

4.2.1 基礎動作支援

基礎動作支援アルゴリズムは、各関節の重力保証と粘性保証に必要な支援トルクの算出を行う。式(1)~(3)に、各関節における重力補償トルクの式を示す。 τ_{1_g} は肘関節、 τ_{2_g} は中間関節、 τ_{3_g} は肩関節に対応している。 M は各部の質量を代表する質点の重量である。特に M_A は装着者の上肢の重量であり、 M_{Est} は手先にある重量物の重量である。 M_{Est} は随意的動作支援アルゴリズムの動作支援フェイズの切り替えに応じて変化する。これにより、上肢支援システムは装着者の動作意思に追従して動作支援を行うことが可能である。 L は各リンクのリンク長である。特に L_{Est} は肘関節から手先ツールの重心との距離である。 θ は各関節に接続されたリンク同士の相対角度である。例外として、 θ_{abs} は重力方向に対する絶対角度である。 g は重力加速度である。肩関節について、平行リンク機構の特性により、 τ_{3_g} は肩関節角度と絶対角度によって定まる。

$$\tau_{1_g} = (0.5M_{L1}L_1 + M_{EST}L_{EST})\cos(\theta_{abs} + \theta_1 + \theta_2)g \quad (1)$$

$$\tau_{2_g} = (0.5M_{L2} + M_{JE} + M_{L1} + M_A + M_{EST})L_2\cos(\theta_{abs} + \theta_2)g + \tau_{1_g} \quad (2)$$

$$\tau_{3_g} = (M_{L4} + M_{L3} + M_{JM} + M_{L2} + M_{JE} + M_{L1} + M_A + M_{EST})L_4\cos(\theta_{abs} + \theta_3)g \quad (3)$$

式(4)に支援トルクの式を示す。支援トルクは重力補償トルクと粘性補償トルクの合算とする。 $\dot{\theta}$ は各関節の角速度である。 D は各関節の粘性補償係数である。 τ_1 は肘関節、 τ_2 は肘関節、 τ_3 は肩関節に対応している。図18に、システムのリンクモデルと各変数の定義を示す。

$$\tau_i = \tau_{i_g} + D_i\dot{\theta}_i \quad i=1,2,3 \quad (4)$$

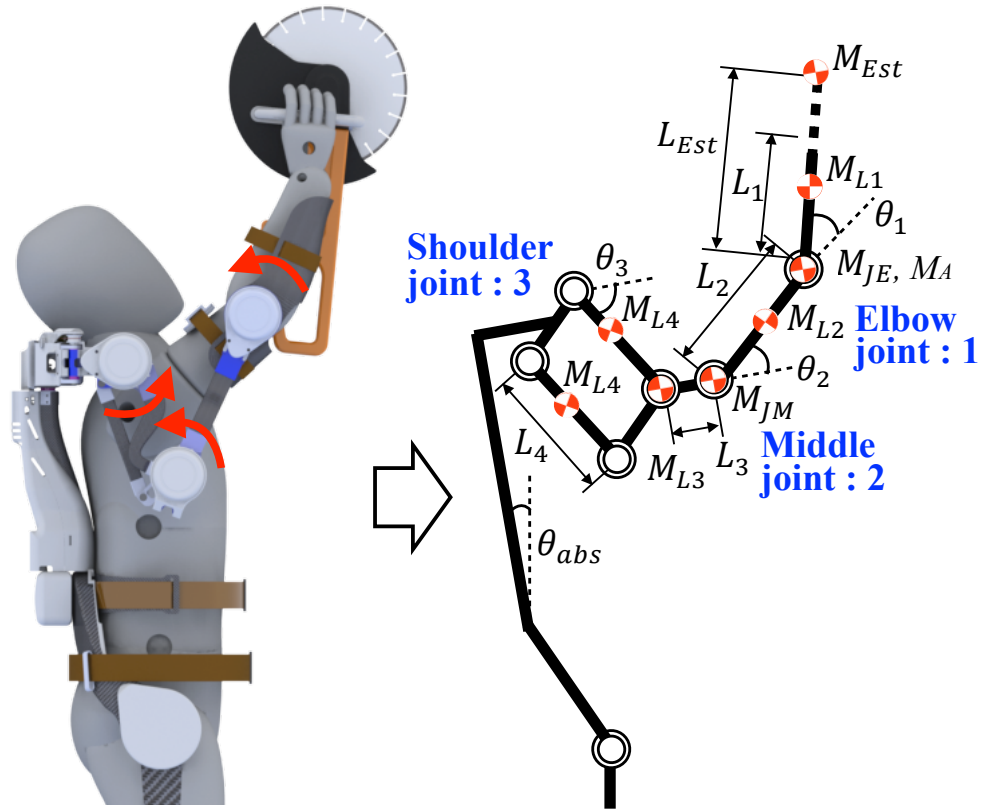


Figure 18. Link model of the system, and definitions of each variable in the formulas.

4.2.2 生体電位信号の計測とキャリブレーション

本研究では、上肢支援システムの装着者の作業意図を推定する手法として、サイバニクス技術で培った、生体電位信号(BES : Bioelectrical Signals)に基づく動作意思の検出を行う。BESは、皮膚表面から検出可能な信号であり、脳から神経系を通り筋肉に伝達される動作し意思を検出することが可能である[12][55][83][84]。この生体電位信号により、上向き高負荷作業において作業員が重量物を保持する動作や、工具を天井面に押し付けたりする動作を検出する。図 19 に、生体電位信号計測における電極の貼り付け位置を示す。生体電位信号は、上腕の屈曲を行う三角筋と、伸展を行う上腕二頭筋、および鎖骨の胸鎖関節直上の皮膚用面から計測する。胸鎖関節は、三角筋と上腕二頭筋の近傍にあり、上肢が動く際の変動が少ない。鎖骨皮膚表面から計測したものをグランド電位としている。

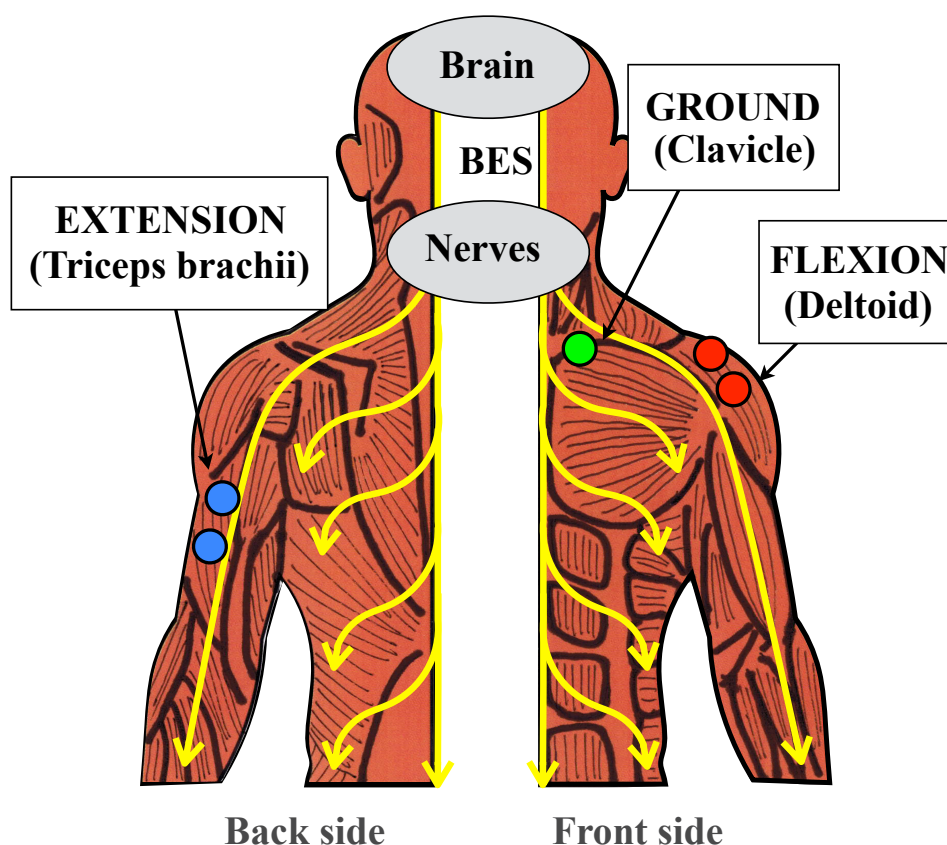


Figure 19. Positions of the electrodes for the measurement of the BES[60].

随意的動作支援アルゴリズムは、システムが計測した BES と閾値を比較し、制御フェイズを織維させる。ここで、生体電位信号は、無負荷時においても肩関節の姿勢によって変化する。よって手先に重量物を持つ際の動作意志を検出する上で、上腕角度と無負荷時の BES の関係についてキャリブレーションを行う必要がある[85]。

図 20 に、キャリブレーション手法を示す。キャリブレーションでは、装着者が立位、上腕水平挙上、上腕最大挙上姿勢を取った際の、上腕角度と BES を計測する。この間、上肢支援システムは自身の機構と装着者上腕の重力補償、および関節の粘性補償を行う。それぞれの姿勢における計測時間は 3 s とし、この間の上腕角度と BES の平均値からそれらの関係式を算出する。姿勢を変更する際に 1 s ほど要するため、キャリブレーション動作の合計時間は、11 s 程度である。これにより、上腕角度に応じたオフセット BES が求められる。キャリブレーションの後、推定のための BES を算出する。この BES は、フィルタされた BES からオフセット BES を引いた値であり、動作意思の推定を可能とする。

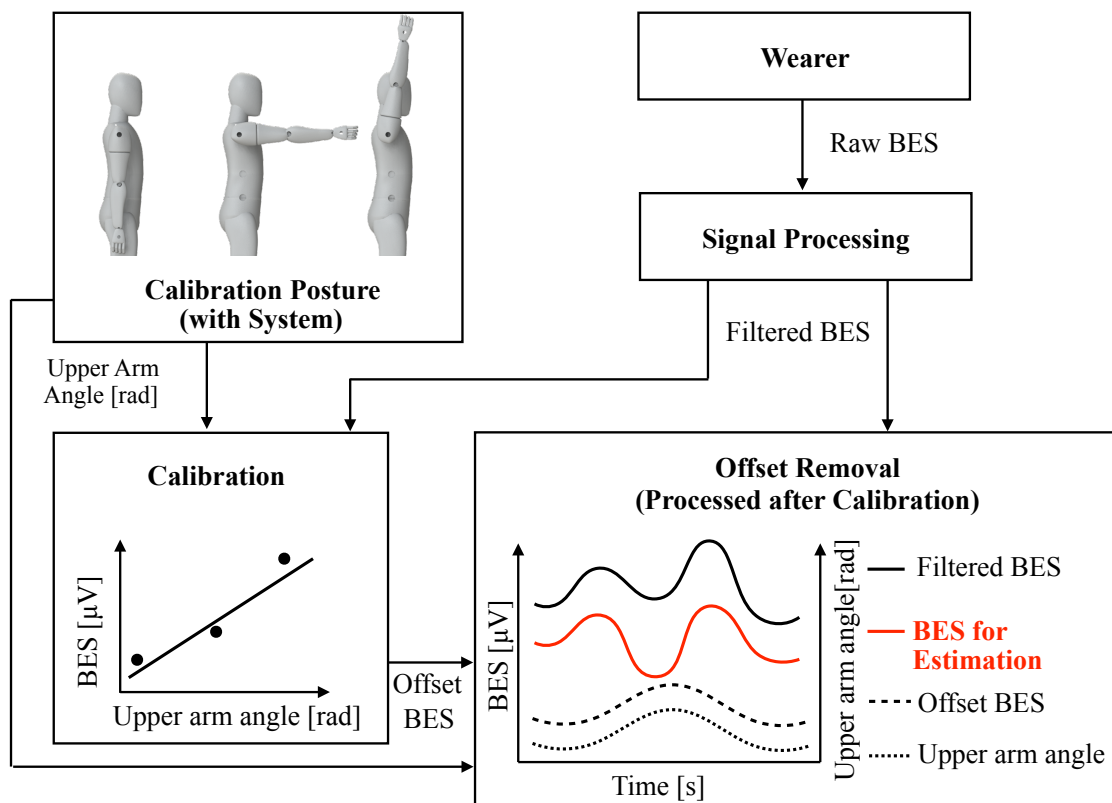


Figure 20. Calibration method.

4.2.3 保持動作における随意的動作支援

随意的動作支援アルゴリズムでは、装着者の動作意思に基づき複数の制御フェイズの切り替えを行う。動作意思は、生体電位信号により推定する。屈曲側と伸展側の電位の強弱と変化のタイミングから、上向き高負荷作業における動作意思を推定する。

図 21 に、保持動作における随意的動作支援アルゴリズムの状態遷移図を示す[86]。本アルゴリズムは、静的な重量物の頭上保持の支援を行う。システムの状態は、システムおよび装着者上肢の自重補償と粘性補償のみを行う WAIT と、それに加えて手先荷重の重力補償を行う HOLD の 2 つである。システムの状態を切り替える際の閾値は、キャリブレーションによって得た値とする。屈曲側の値を FL とし、伸展側の値を EX とする。WAIT 状態では、屈曲側の BES である f_l が閾値 FL を超えた瞬間に、システムは HOLD 状態に移行する。HOLD 状態では、システムは重量物 MS の重量を保証する支援力を発揮する。そして、 ex が閾値 EX を超えた瞬間に、システムは WAIT 状態に戻る。

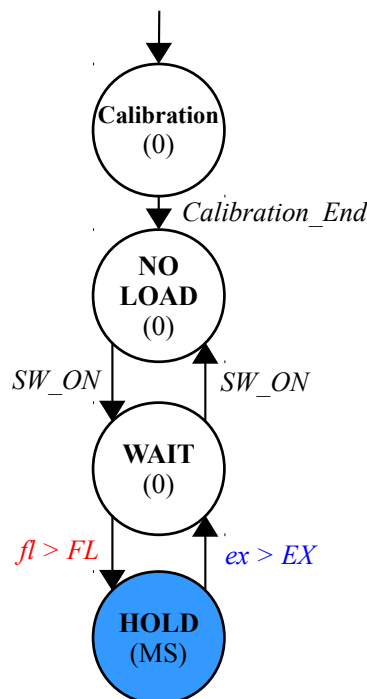


Figure 21. The State transition diagram of the hold motion support algorithm.

4.2.4 上下動作における随意的動作支援

図 22 に、上下動作における随意的動作支援アルゴリズムの状態遷移図を示す[87]。本アルゴリズムは、動的な重量物の上下動作の支援を行う。例として、天井面の配管や鉄骨の切断作業や天井板の取り付け作業におけるネジ打ち器の使用などが挙げられる。これらの作業では共通して、作業員が重量物を把持し、上下に動かし、天井面などに押し当て、作業後には重量物を解放する。これらの動作の切り替わりを BES により推定し、装着者の状態に応じて支援力を変えることで、様々な動的な上向き作業の随意的動作支援が可能と考えられる。以上のことから、BES の変化に基づき制御フェイズを遷移させるアルゴリズムを開発した。

本アルゴリズムの制御フェイズは、CALIBRATION, NO-LOAD, WAIT, HOLD, PRESS の 5 つである。最初に CALIBRATION がおこなわれ、NO-LOAD フェイズに移行する。スイッチが OFF の時、フェイズは NO-LOAD フェイズに止まる。スイッチが ON の時、制御フェイズは随意的に遷移する。図 22 において、 f_l は屈曲側、 ex は伸展側の BES を示し、それぞれにゲインが設定されている。装着者が重量物を把持した時、 f_l が閾値 THR_{FL} を超え、制御フェイズは HOLD に移行する。このアルゴリズムでは、BES が一定秒数閾値を超えていた際に制御フェイズが遷移する。HOLD フェイズでは、装着者が重量物を天井などに押し付けた際、 f_l が閾値 THR_{FLH} を超え、制御フェイズは PRESS フェイズに移行する。また、装着者が重量物を台などに下の方に押し付けた時、 ex が閾値 THR_{EX} を超え、制御フェイズは WAIT フェイズに移行する。

上下動作の中で最初に WAIT から HOLD に遷移する際、急激に PRESS に遷移することを防ぐ必要がある。そのため、 f_l が最大値 f_{lmax} から脱力の閾値 THR_{FR} 分減少した後、PRESS への遷移を許可する。PRESS フェイズでは、装着者が腕を下げた際、 f_l が閾値 THR_{FLH} を下回った際、制御フェイズは HOLD フェイズに移行する。制御フェイズが HOLD と PRESS を行き来することで、システムは上下動作に対する適切な支援を行う。重量物を天井面に組み付けるような作業の場合、腕を下げつつ出ているならば WAIT フェイズに移行する。PRESS フェイズにおいて、上肢の剛性を高めるために屈筋と伸筋の同時収縮が生じる可能性がある。しかし、 f_l が閾値を下回らない限り ex が増加しても装着者が意図しない状態遷移は生じない。また、緊急時には顎でスイッチを操作することで NO-LOAD フェイズに移行可能である。

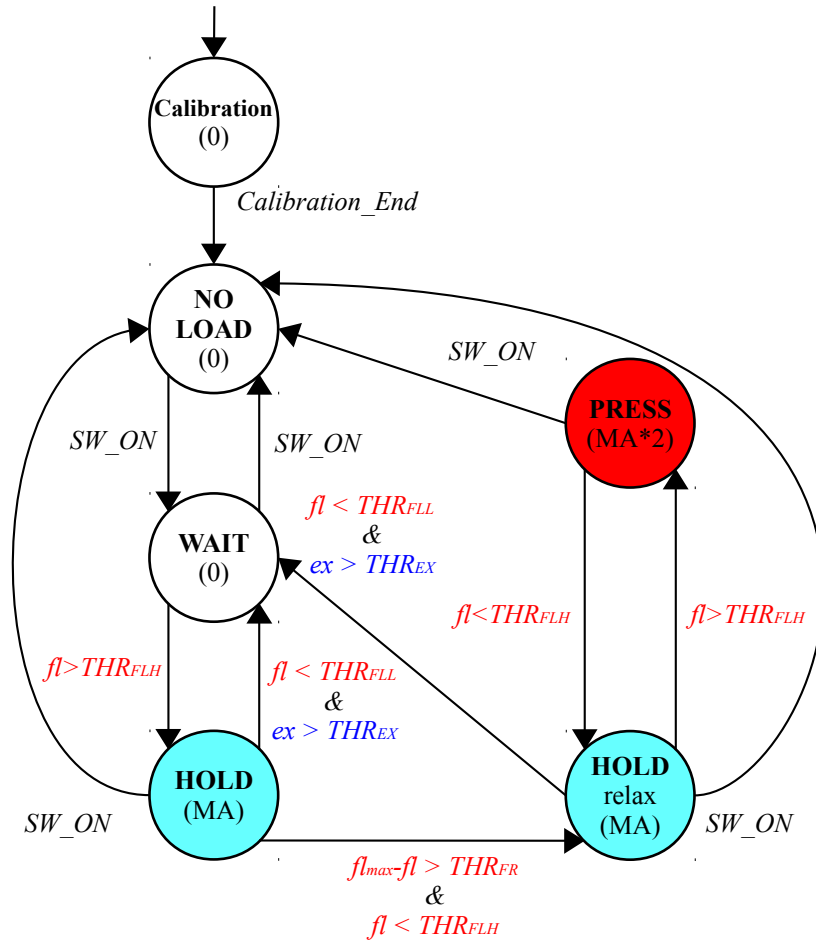


Figure 22. The State transition diagram of the vertical motion support algorithm.

4.2.5 複合動作における随意的動作支援

複合動作における随意動作支援アルゴリズムは、保持動作と上下動作の随意的動作支援アルゴリズムから構築する。本アルゴリズムは、片腕で重量物を頭上保持しつつもう片方の腕を上下させるといった、静的および動的な動作が混在した動作の随意的支援を可能とする。例として、天井板を片手で保持しつつ、もう片方の手でネジ打ち器を使用し、天井板を取り付ける作業などが挙げられる。本アルゴリズムは、重量物を把持した際の BES の値から保持動作と上下動作を片腕ごとに判別する。この時、重量物の保持動作で扱う重量物 MS は、重量物の上下動作で扱う重量物 MS より軽いものとする。また、本アルゴリズムにおいて、装着者の故意な上肢筋群の同時収縮が検出された際、制御フェイズは変化しないものとする。

図 23 に、右腕の複合動作支援アルゴリズムの状態遷移図を示す。右腕で重量物 MA の上下動作を行う際には、複合動作支援アルゴリズムは、上下動作支援アルゴリズムと同様な挙動を示す。システムの右腕も同様のアルゴリズムによって動作する。左腕で上下動作を行いつつ、左腕で重量物 MS の保持動作を行う際には、屈曲側の BES である fl が閾値を超えた際、システムは初めに重量物 MA の重量を保証する支援力を発揮する。しかし、重量物 MS は MA より重いため、支援力が足りず、 fl は閾値を超えたままである。また、保持動作であるため、手先の速度 v_h が閾値 THR_v を下回る。この状態を検出した際、システムは重量物 MS の重量を保証する支援力を発揮する。この保持動作の判定により、BES に基づく動作の判別が可能となる。また両手で一つの重量物を把持して作業を行う場合にも対応可能である。図 23 において、左腕の制御フラグ $CFlag_L$ が右腕の制御フラグと等しい場合、両手同期状態に移行する。この状態では、右腕と左腕が発揮する支援力の合計が、手先に把持している重量物の重量を保証する値となるため、それぞれの腕が発揮する支援力は両腕が独立して動作する場合の半分の値となる。両手同期状態は、どちらかの腕において fl が閾値を下回り、伸展側の BES である ex が閾値を上回った際に解除される。加えて、本アルゴリズムでは、装着者による屈筋と伸筋の故意な同時収縮にも対応している。 fl と ex の差の絶対値が閾値 THR_{sc} より大きい場合、同時収縮が生じていると判定し、その状態における制御フェイズの遷移を禁止している。

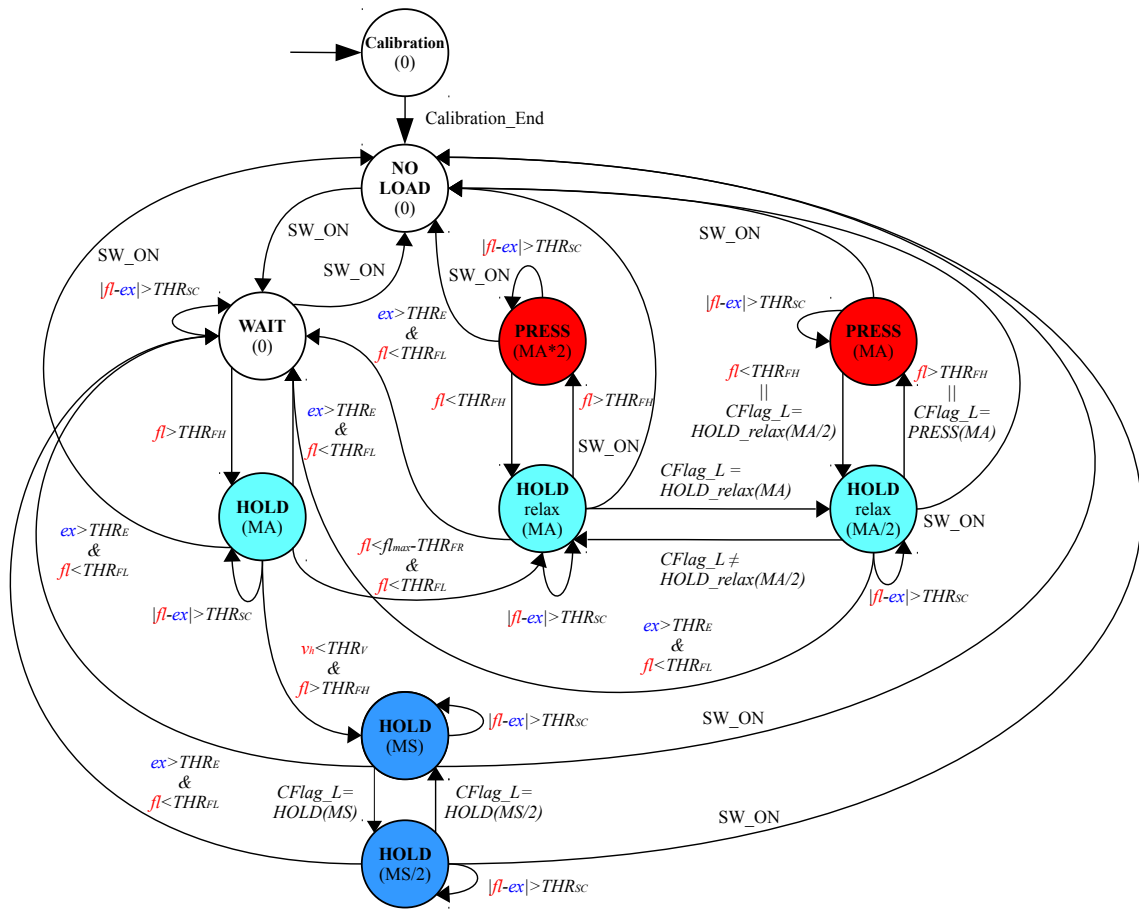


Figure 23. The State transition diagram of the compound motion support algorithm(right).

4.4 まとめ

本章では，第3章で設計した冗長自由度リンク構造を元に，上肢支援システムの外骨格系を設計および開発した．外骨格系は，CFRPによるモノコック構造を形成しており，軽量高剛性を実現している．そして，装着者の作業意図に応じた動作を可能とする制御系とアルゴリズムを開発した．本システムは，基礎動作支援アルゴリズムと随意的動作支援アルゴリズムによって動作する．随意的動作支援アルゴリズムに関しては，静的な保持動作と動的な上下動作に関して，BESと閾値に基づくフェイズ制御を行っている．保持動作と上下動作が混在する複合動作では，前述の二つのアルゴリズムを統合し，複合動作支援を実現する．以上の外骨格系および制御系からなる，上向き高負荷作業のための従来にないサイバニクス技術を用いた上肢支援システムを開発した．ここで，本研究では手先荷重は判明しているものとしており，実現場に適用する際には手先荷重の増減を行うコントローラなどを実装する必要がある．また，本研究で開発したシステムは，特に手先の重量物の重量を保証する支援を行う．しかし，システムのハードウェアの性能としては，斜め上方等の抗重力方向以外の支援力も発揮することが可能であり，アルゴリズムの改変によりそのような動作の支援も可能となる．

第 5 章 上向き高負荷作業における基礎試験および評価

第 4 章では、上肢支援システムの提案および開発と、その制御手法について述べた。開発した上肢支援システムに関して、対象作業に対する有効性を検証する必要がある。そこで、上向き高負荷作業で必要となる各基礎動作に関して、試験によりシステムの有効性を検証することを本章の目的とする。

5.1 可動性検証試験

上向き高負荷作業は、脚立上等などの移動が制限された状況で行われる場合があるため、作業時に上半身の各関節を動作させることが求められる。システムの可動性を検証するため、画像撮影による、システム非装着時と装着時における各関節の可動域計測を本節の目的とする。

5.1.1 試験方法

験協力者は 95%tile 値から 5%tile 値に対応する身長を持つ健常な成人男性 5 名とする。画像撮影の方向は、被験者の側面・上面・前面の 3 方向とし、各骨特徴点には、マーカーを貼付ける。図 24 に撮影方向とマーカー貼付け位置を示す。システムは自身の機構の重力補償と関節の粘性補償を行い、装着者の動作に追従する。また、肩幅調整機構と緩衝材により、被験者の肩幅や上肢の太さに合わせてシステムの装着を行う。非装着時の計測項目は、表 2 の網掛けされていない項目とする。これは、想定可動域が人体の可動域に等しい項目である。網掛けされている項目は、設計段階で人体の平均可動域から対象作業に必要な領域を抜き出し、想定可動域を定めた動作である。また装着時の計測項目は、表 2 に示す全ての関節動作

とする。試験では図 4 に示す姿勢を 0 deg とし、各関節を一カ所ずつ可動域限界まで動作させる。画像撮影は、基準姿勢と可動域限界まで動作させた姿勢について行う。可動域は、カメラ画像上のマーカーの位置関係から求める。

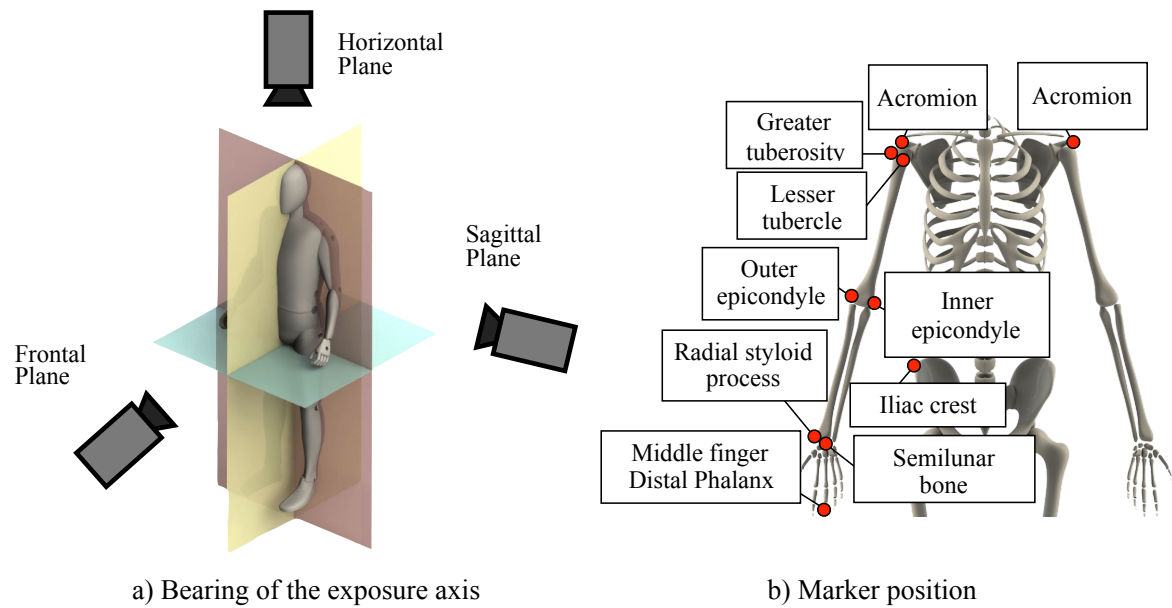
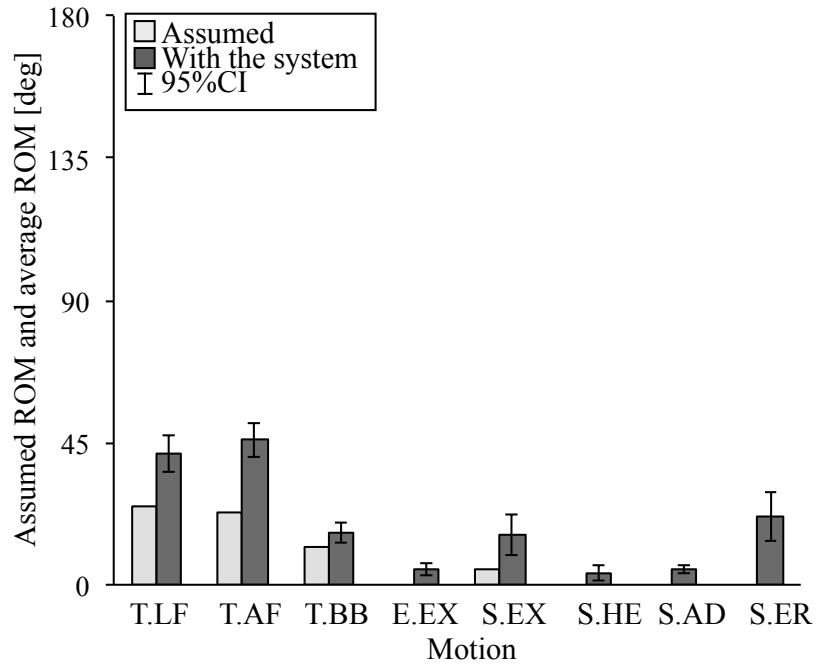


Figure 24. Bearing of exposure axis and marker position.

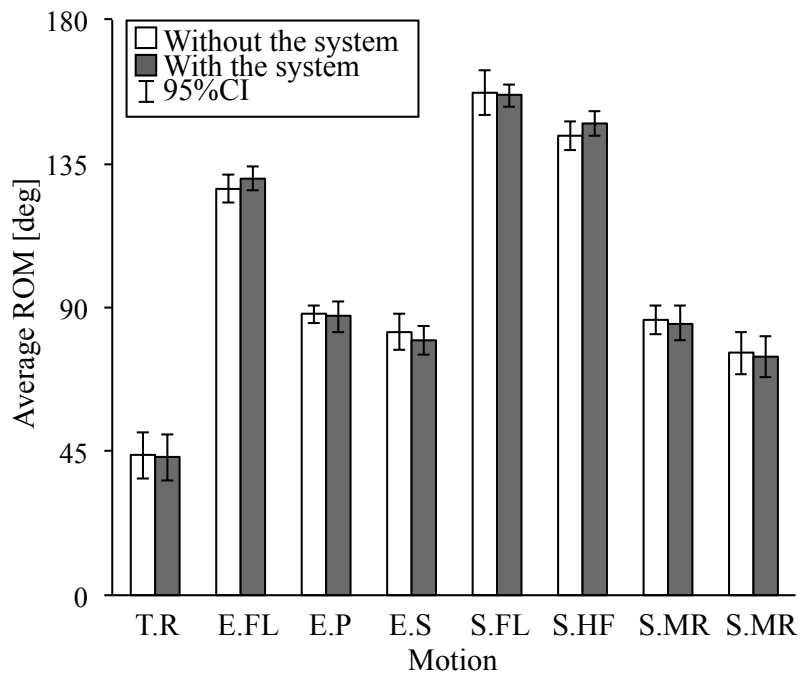
5.1.2 試験結果および評価

図 25 に、関節可動域の計測結果を示す。白色の棒グラフは想定可動域であり、編みかけの棒グラフは各関節の可動域の標本平均である。また、エラーバーは母平均の 95%信頼区間である。計測項目はそれぞれ、体幹は回旋(T.R)，側屈(T.LF)，前屈(T.AF)，後屈(T.BB)，肘関節から手首にかけては、屈曲(E.FL)，伸展(E.EX)，回内(E.P)，回外(E.S)，肩関節は、屈曲(S.FL)，伸展(S.EX)，水平屈曲(S.HF)，水平伸展(S.HE)，内転(S.AD)，外転(S.AB)，内旋(S.MR)，外旋(S.ER)である。図 25 a) は、想定可動域が人体の平均可動域に満たない項目についての結果を示しており、全ての関節動作は想定可動域を上回っている。ここで、E.EX，S.HE，S.AD，S.ER の想定可動域は 0 deg である。図 25 b) は、想定可動域が人体の可動域に等しい項目についての結果を示しており、全ての関節動作は、非装着時と装着時においてほぼ等しい値である。

可動性検証試験の結果について、想定可動域が人体の平均可動域に満たない項目では、可動域は想定可動域を上回っている。また、想定可動域が人体の平均可動域と等しい項目では、非装着時と装着時の可動域がほぼ等しいため、全ての関節動作についてシステムは想定した可動性を有している。95%tile 値から 5%tile 値に対応する身長を持つ被験者群に対して想定した可動性を有しているため、システムは作業に必要な可動域を体格差によらず確保可能であると考えられる。これは、システムが冗長自由度をもつリンク構造と肩幅調整機構により、被験者間の身体寸法の差と、肩や体幹の動作に対応できたためである。本稿では基本的な動作に関する可動性の検証を行ったが、基本的な関節動作の組み合わせにより、実現場における作業にも対応できると考えられる。



a) Assumed ROMs are less than Human ROM



b) Assumed ROMs and Human ROMs

Figure 25. Result of experiment to assess the mobility.

5.2 保持動作支援試験

上向き高負荷作業の中には，重量物を頭上で保持し続ける静的作業がある．例として，削り作業におけるコンクリートハンマの頭上保持などが挙げられる．試験使用する重量物の重量は，職場における腰痛予防指針が定める重量(人力で取り扱う重量物の重さを装着者の体重のおよそ 40%以下)と，成人男性の体重の 95%tile 値(75.3 kg)から，30 kg とする[63][64]．上肢支援システムの静的動作に対する支援効果を評価するため，対象作業に則した静的基礎動作を行い，システムにより重量物の保持時間が上昇することの確認を本節の目的とする．本節では，システムは機械的に動作するものとする．また，システムの装着時と非装着時において，被験者はそれぞれ最も保持時間が向上する姿勢をとるものとする．

5.2.1 試験方法

試験方法として，被験者は 5.1 節と等しいものとする．図 26 に，保持動作支援試験の模式図を示す．試験環境として，被験者の頭頂部高さに 30 kg の重量物を設置可能な台座を用意する．試験開始時に，台座から工具模擬重量物を挙上し，頭上で保持する．保持の姿勢は，被験者が重量物をより長時間保持可能な姿勢とする．被験者は体力の限界まで重量物を保持し，重量物を台座に戻した時点で試験終了とする．システムは，基礎動作支援アルゴリズムにより動作し，自身の重量に加えて手先位置に 30 kg 重量物がある想定重力補償を行う．評価指標として，試験開始から終了時までの保持時間を計測する．保持時間について，非装着時と装着時の 2 群間において対応のある t 検定を行い，有意水準は 5%とする．重量物を頭上で扱う試験を行うため，被験者は滑り止め対策の手袋を着用し，重量物落下に備えて頭部，鎖骨，足部に防具を装着する．さらに免荷装置を重量物に接続し，重量物の落下を防ぐ．免荷装置と重量物の接続はベルトで行う．この時，落下時以外は免荷されないよう，ベルトに張力が生じない長さにベルト長を調整する．

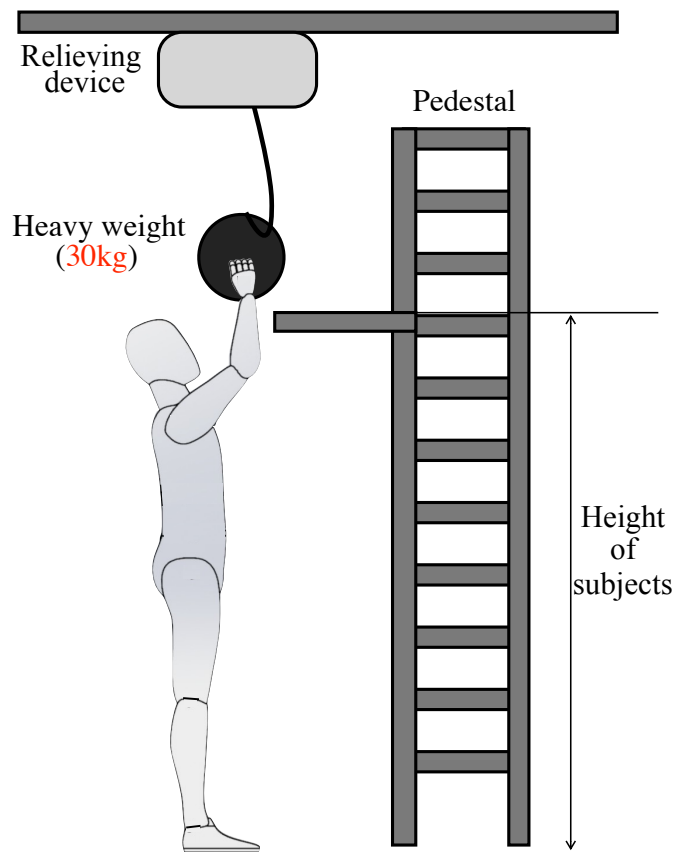


Figure 26. Pattern diagram of holding motion support experiment.

5.2.2 試験結果および評価

図 27 に、静的試験の様子を示す。また、図 28 a) に、静的実験の結果として非装着時と装着時における全被験者の保持時間を示す。色の薄い棒グラフは非装着時、色の濃い棒グラフが装着時の値である。実験協力者全員の保持時間が増加した。加えて、図 28 b) にその平均値を示す。増加率の平均値は 3.5 倍であった。最も増加率が低かったのは実験協力者 B で、保持時間は 59.0 s から 2.6 倍の 150.9 s に増加した。最も増加率が高かったのは実験協力者 A で、保持時間は 90.2 s から 5.4 倍の 484.9 s に増加した。図 28 b) の棒グラフは保持時間の標本平均を示しており、エラーバーは母平均の 95% 信頼区間である。保持時間の標本平均は、非装着時で 68.8 s、装着時で 251.1 s であった。母平均の 95% 信頼区間は、非装着時で 54.6 ~ 82.9 s、装着時で 108.3 ~ 359.4 s であった。対応のある t 検定を行った結果、有意水準 5% で装着時

と非装着時の保持時間の間に有意差を認めた。また各実験において、提案した制御手法に応じた支援トルクが、システムの各関節で発揮されていたことを確認した。

考察として、システムの動作支援により重量物の保持時間が有意に増加した。これにより、システムが静的基礎動作に対して支援効果を有することが確認できた。保持時間は平均 3.5 倍に増加した。この実験では、重量物の頭上保持姿勢の維持を行った。システムは、自重と手先重量の重力補償トルクと関節の粘性補償トルクを発揮し、実験協力者の肘関節周辺に支援力を伝達する。支援力の伝達により、実験協力者が姿勢維持に必要とする関節トルクが減少したため、より長時間の保持が可能となったと考えられる。

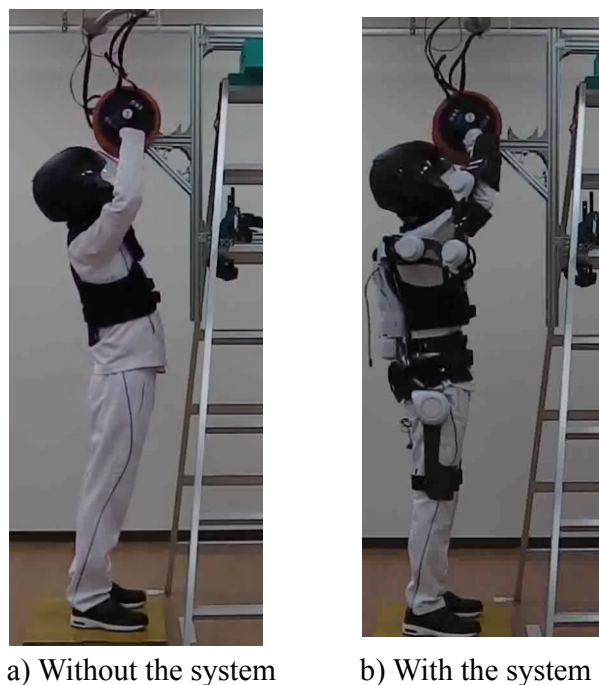


Figure 27. State of holding motion.

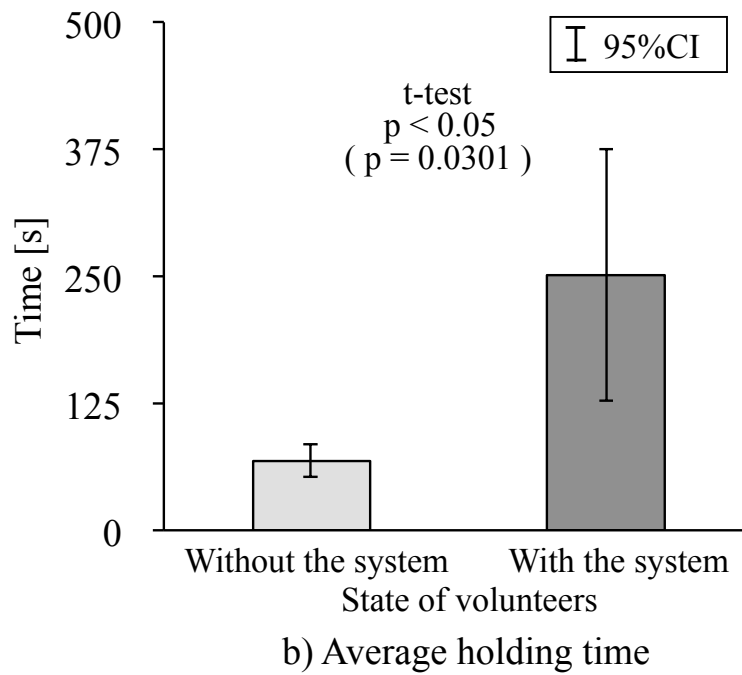
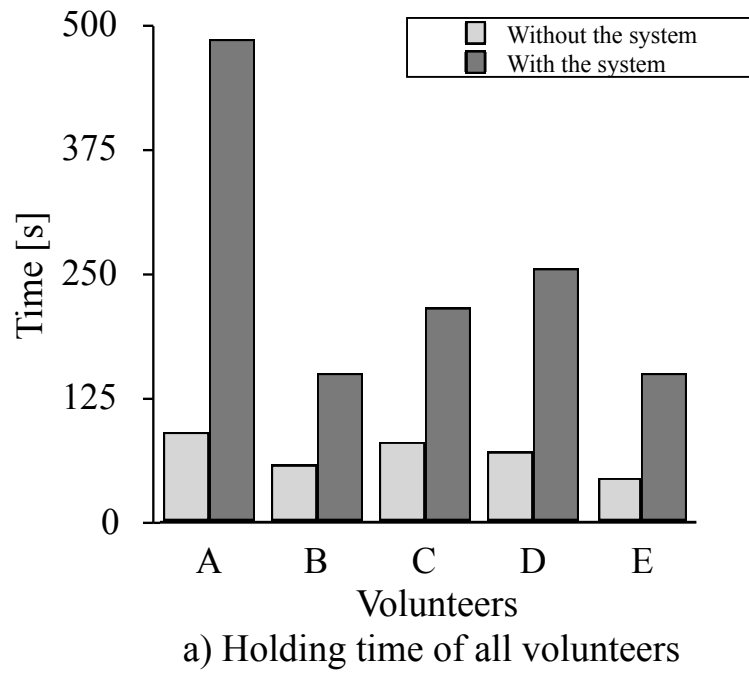


Figure 28. Results of the holding motion support experiments.

5.3 上下動作支援試験

上向き高負荷作業の中には、重量物を上限し続ける動的作業がある。この作業の中で最も過酷なものは除染作業における配管の切断であり、最大 10 kg の金属切断工具で、切断時の反力を受けながら頭上の配管を切断する。上肢支援システムの動的動作に対する支援効果を評価するため、対象作業に則した動的基礎動作を行い、システムにより重量物を保持して行う上下動作の連続回数が上昇することの確認を本節の目的とする。本節では、システムは機械的に動作するものとする。また、システムの装着時と非装着時において、被験者はそれぞれ最も保持時間が向上する動作を行うものとする。

5.3.1 試験方法

図 29 に、上下動作支援試験の試験環境を示す。試験方法として、被験者は 4.2 節と等しいものとする。試験環境として、被験者の頭頂部高さに、10 kg の工具模擬重量物と 10 kg の反力模擬重量物を設置可能な台座を使用する。反力模擬重量物は切断時の反力を模擬したものであり、台座のレールに接続されており、垂直方向へ直線的に動作させることが可能である。レールの可動範囲は配管の直径を模擬しており、ストロークは 100 mm とする。試験開始時に、台座から工具模擬重量物を挙上し、工具模擬重量物を保持した状態で反力模擬重量物を上方へ押上げる。反力模擬重量物をレールのストローク上限まで押上げた後、ストローク下限まで引下げる。反力模擬重量物を上下する一連の動作は、押上げは 4 s、引下げは 1 s かけて周期的に行う。これは、押上げ時には配管を切断するために時間を要することを模擬している。上下動作の時間間隔は、周期的な音情報により被験者に提示する。被験者は体力の限界まで上下動作を行い、工具模擬重量物を台座に戻した時点で試験終了とする。システムは、基礎動作支援アルゴリズムにより動作し、自身の重量に加えて、押し上げ時には 20 kg、引き下げ時には 10 kg の重量物が手先にある想定重力補償を行う。この切り替えは音情報による上下動作周期の提示に同期して行う。評価指標として、試験開始から終了時までの重量物の周期的上下回数を計測する。上下回数について、非装着時と装着時の 2 群間において対応のある t 検定を行い、有意水準は 5% とする。

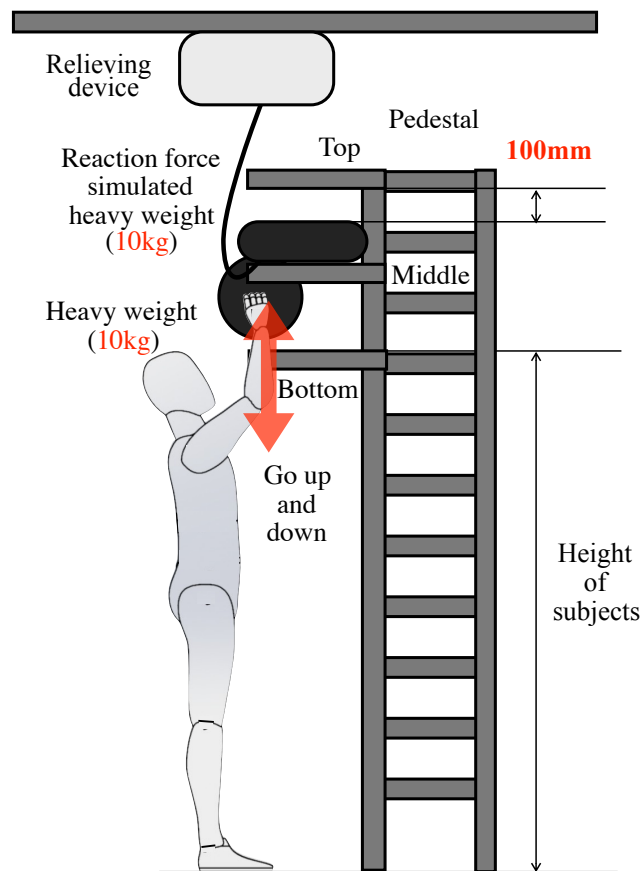


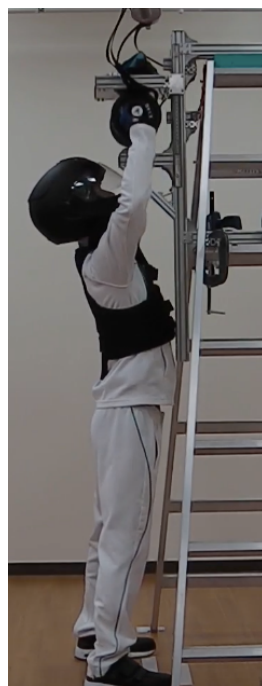
Figure 29. Pattern Diagram of vertical motion support experiments.

5.3.2 試験結果および評価

図 30 に、動的实验の様子を示す。図 31 a) に、動的实验の結果として非装着時と装着時における全被験者の重量物の周期的な上下回数を示す。また、図 31 b) にその平均値を示す。図 31 b) の棒グラフは装着時の上下回数の標本平均を示しており、エラーバーは母平均の 95%信頼区間である。色の薄い棒グラフは非装着時、色の濃い棒グラフは装着時の値である。実験協力者全員の上下回数が増加し、増加率の平均値は 3.1 倍であった。最も増加率が低かったのは実験協力者 D で、上下回数は 19 set から 2.5 倍の 48 set に増加した。最も増加率が高かったのは実験協力者 A で、上下回数は 16 set から 4.7 倍の 75 set に増加した。上下回数の標本平均は、非装着時で 14.4 set、装着時 45.0 set であった。母平均の 95%信頼区間は、非

装着時で 10.4 ~ 18.4 set, 装着時で 28.8 ~ 61.2 set であった。対応のある t 検定を行った結果、有意水準 5% で装着時と非装着時の上下回数の間に有意差を認めた。また各実験において、提案した制御手法に応じた支援トルクが、システムの各関節で発揮されていたことを確認した。

考察として、システムの動作支援により重量物の上下回数が有意に増加した。これにより、システムが動的基礎動作に対して支援効果を有することが確認できた。上下回数は平均 3.1 倍に増加した。この実験では、頭上における重量物の周期的上下動作を行った。システムは、自重と手先重量の重力補償トルクと関節の粘性補償トルクを発揮し、実験協力者の肘関節周辺に支援力を伝達する。重力補償トルクは実験協力者の姿勢の変化に合わせて変化するため、実験協力者は姿勢の変化に関わらず適切な支援力得られる。また、粘性補償トルクは実験協力者の上肢の動作速度に応じて変化するため、実験協力者はシステムの関節の粘性抵抗の影響をほぼ受けない。これらにより、実験協力者が重量物を上下させるために必要な関節トルクが減少したため、より多くの継続的上下動作が可能となったと考えられる。

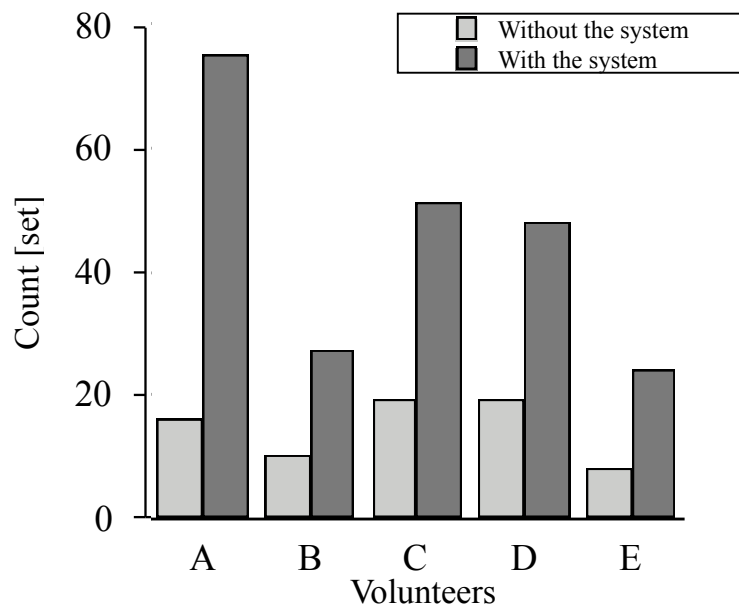


a) Without the system

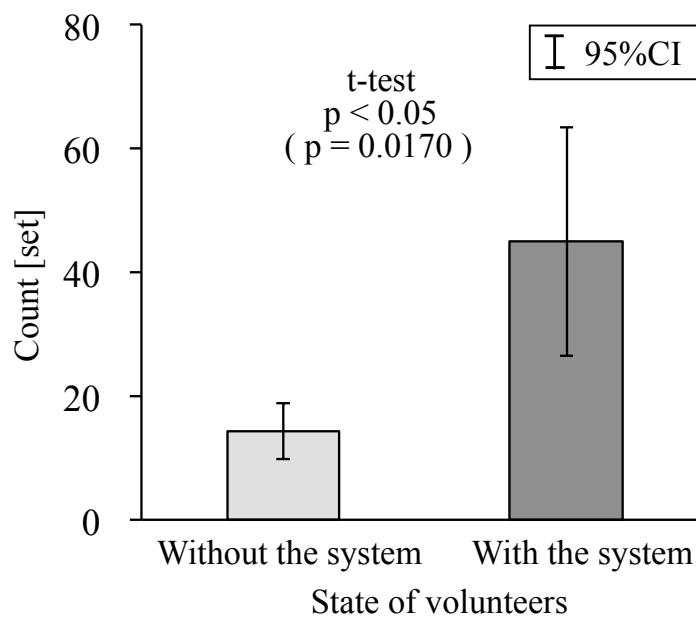


b) With the system

Figure 30. State of vertical motion.



a) Number of the vertical motion of all volunteers



b) Average number of the vertical motion

Figure 31. Results of the vertical motion support experiments.

5.4 保持動作における随意性検証試験

実際の作業現場で行われる静的な保持動作において、上肢支援システムは随意的に動作する必要がある。随意的動作支援アルゴリズムを実装したシステムの、静的動作に対する有効性を確認するため、対象作業に則した静的基礎動作を行い、システムの制御フェイズが装着者の動作意思に従って随意的に切り替わり、支援効果も確保されていることの検証を本節の目的とする。システムの装着時と非装着時において、被験者はそれぞれ最も保持時間が向上する動作を行うものとする。

5.4.1 試験方法

試験は、ランダム動作指示試験と、動作支援試験の二つにより構成される。システムは、基礎動作支援アルゴリズムと、保持動作の随意的動作支援アルゴリズムによって動作する。試験方法として、被験者は身長 1550 mm の健常な成人男性 1 名とする。試験環境は 5.2 節と等しいものとする。動作指示は音情報によって提示する。

ランダム動作指示試験では、システムの制御フェイズが装着者の動作意思に従って随意的に切り替わることを確認する。被験者はシステムを装着した状態で試験を行い、手先荷重を 0 kg としてシステムを動作させる。図 32 に、保持動作における随意性検証試験の模式図を示す。はじめに、被験者は台座の頭頂部高さと等しい位置を把持する。次に、動作指示に合わせて、台座を把持しながら上肢を上方に引き上げる方向と引き下げる方向に力を発揮する。この動作を、ランダムな時間間隔で 5 回行う。評価指標として、動作指示と制御フェイズが変化する時刻を計測する。一連の試行は 3 回行う。本試験では、被験者は故意な上肢筋群の同時収縮を行わないものとする。

動作支援試験では、システムの支援効果を検証するため、重量物の保持動作をシステム装着時と非装着時とで行い、システムの動作支援により保持時間が上昇することを確認する。試験方法は、5.2 節で述べたものと等しく、手先荷重を 30 kg としてシステムを動作させる。評価指標として、試験開始から終了時までの保持時間を計測する。

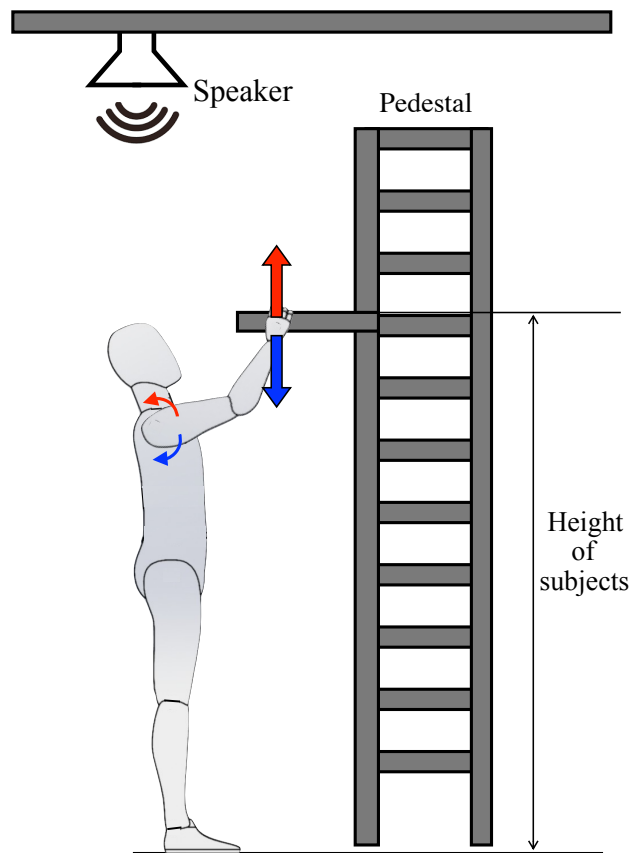


Figure 32. Diagram of static evaluation experiment of holding motion.

5.4.2 試験結果および評価

図 33 に，ランダム動作指示試験の結果を示す．動作指示に僅かに遅れながら，制御フラグが同期している．3 回の試験において，挙上の動作指示に対する制御フェイズの切り替わりの時間差は，平均で 0.30 s，最大で 0.37 s，最小 0.24 s であった．また，引き下げの動作指示に対する制御フェイズの切り替わりの時間差は，平均で 0.31s，最大で 0.47 s，最小 0.21 s であった．図 34 に，動作支援試験の様子を示し，図 35 に試験結果を示す．保持時間は，非装着時で 98.8 s，装着時で 276.0 s であり，装着時の保持時間は 2.8 倍に増加した．

考察として，アルゴリズムの評価実験結果について，3 回の実験において Beep_Flag の立ち上がりに対する Assist_Flag の遅れは最大で 0.37s であった．装着者は Beep_Flag に合わせて

上腕で台座を押上げようとしており、開発したアルゴリズムは、装着者の動作意志が発揮された 0.37s 以内にシステムを支援状態に切り替えていることとなる。これは、屈曲側の BES が閾値を超えたためである。同様に、3 回の実験において Beep_Flag の立ち下がりに対する Assist_Flag の遅れは最大で 0.47s であった。装着者は Beep_Flag に合わせて上腕で台座を押下げようとしており、開発したアルゴリズムは、装着者の動作意志が発揮された 0.47s 以内にシステムを待機状態に切り替えていることとなる。これは、伸展側の BES が閾値を超えたためである。以上のことと、動作指示に制御フラグが追従していることから、開発したアルゴリズムはシステムの制御フェイズを装着者の動作意思に従って随意的に切り替えていることが確認できた。本研究の対象動作は、静的な重量物の頭上保持であるため、制御の切り替わりが 0.47s 遅れても問題は無い。

重量物の頭上保持実験結果について、重量物の保持時間が、システムの装着時に増加した。この試験では重量物の頭上保持姿勢の維持を行っており、支援状態においてシステムは自重と手先重量の重力補償トルクと関節の粘性補償トルクを発揮し、被験者の肘関節周辺に支援力を伝達する。支援力の伝達により、被験者が姿勢維持に必要とする関節トルクが減少したため、より長時間の保持が可能となったと考えられる。以上のことから、開発したシステムは基礎的な動作に対して支援効果を有していると。

開発したアルゴリズムが装着者の動作意志に基づきシステムの状態を切り替え、システムが基礎的な動作に対する支援効果を有することから、アルゴリズムを実装したシステムは頭上における重作業に対して有効であると考えられる。本試験の基礎動作は天井板の頭上保持などの静的な保持動作を伴う作業に則したものである。また、人力で取り扱うべき最大重量において、アルゴリズムの有効性を確認することができた。このことから、扱うツール重量の軽い作業現場等においても、システムの適用が可能と考えられる。また、本試験では静的な動作についての検証を行ったが、今後は動的な作業に付いても検証を行う必要がある。

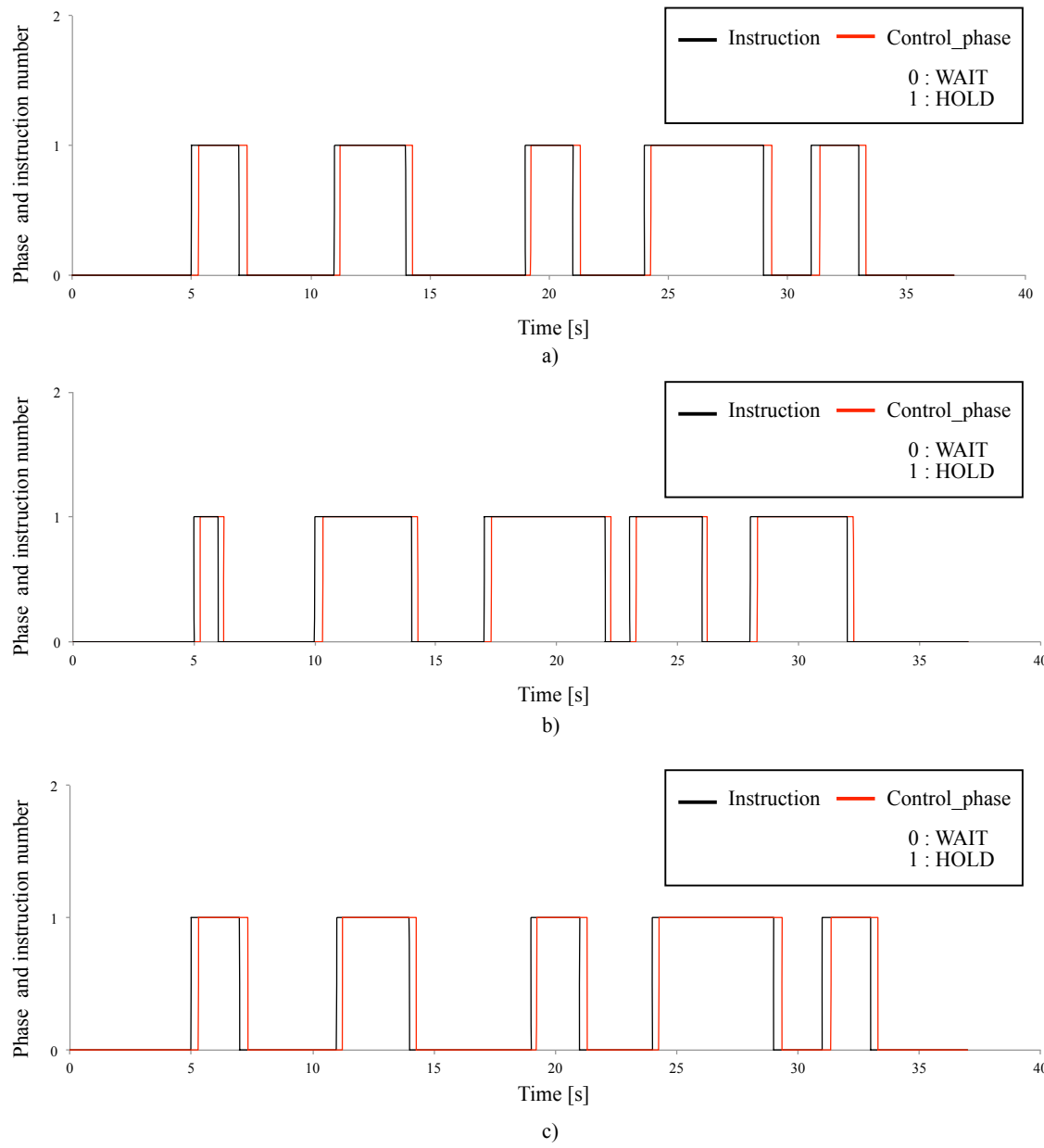
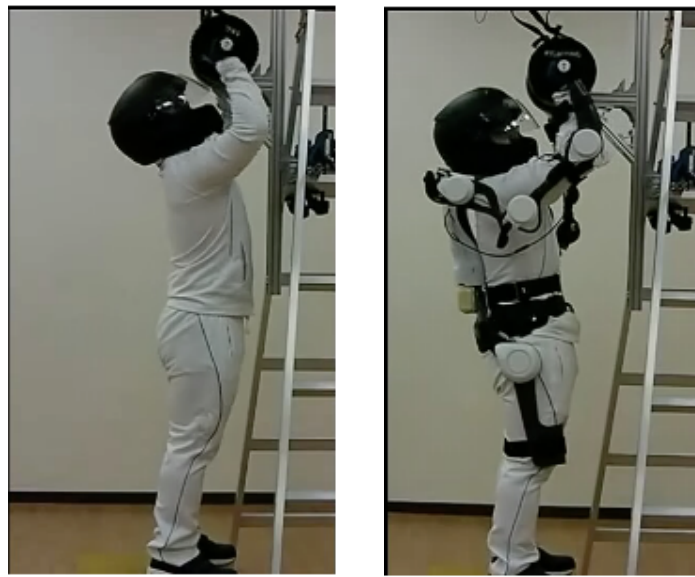


Figure 33. Results of static evaluation experiment of holding motion.



a) Without the system b) With the system

Figure 34. State of holding motion support experiment.

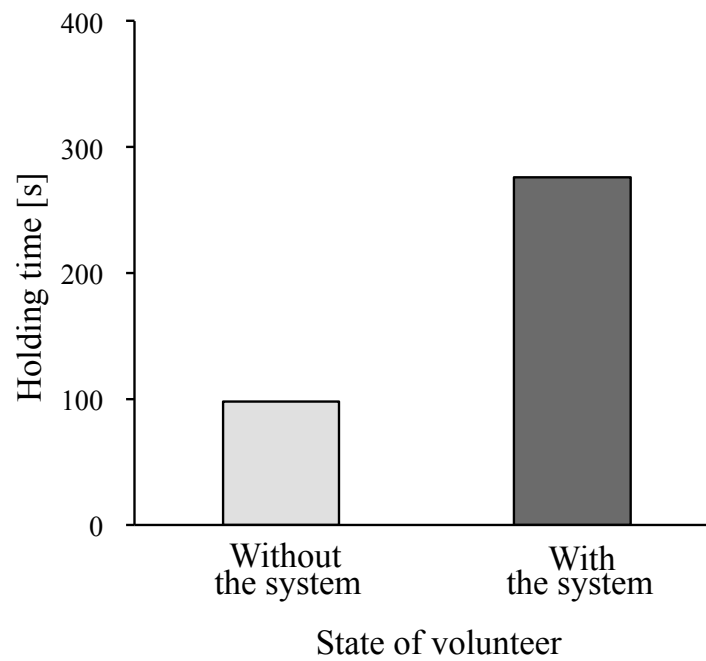


Figure 35. Results of the holding motion support experiment.

5.5 上下動作における随意性検証試験

実際の作業現場で行われる動的な上下動作において、上肢支援システムは随意的に動作する必要がある。随意的動作支援アルゴリズムを実装したシステムの、動的な動作に対する有効性を確認するため、対象作業に則した動的基礎動作を行い、システムの制御フェイズが装着者の動作意思に従って随意的に切り替わり、支援効果も確保されていることの検証を本節の目的とする。システムの装着時と非装着時において、被験者はそれぞれ最も保持時間が向上する動作を行うものとする。

5.5.1 試験方法

試験は、ランダム動作指示試験と、動作支援試験の二つにより構成される。試験方法として、被験者は 95%tile 値から 5%tile 値に対応する身長を持つ健常な成人男性 5 名とする。試験環境は 5.3 節と等しいものとする。図 36 に、試験環境を示す。システムは、基礎動作支援アルゴリズムと、随意的動作支援アルゴリズムによって動作する。手先荷重は、重量物の押し上げ時は 20 kg、引き下げ時は 10 kg する。動作指示は音情報によって提示する。

ランダム動作指示試験では、システムの制御フェイズが装着者の動作意思に従って随意的に切り替わることを確認する。被験者はシステムを装着し、ランダムな動作指示に従い重量物の上下動作を行う。動作指示は音情報によって与える。被験者は初めに 5 s の間待機する。次に、1~4 s の範囲のランダムな時間経過の後に工具模擬重量物を把持する。次に、反力模擬重量物の上下を 5 回行う。この時、重量物の上昇時間と各上下動作との時間間隔は 1~4 s の範囲のランダムな値とし、下降時間のみ 1 s とする。上下動作の後、1~4 s の範囲のランダムな時間経過の後に工具模擬重量物を置き、反力模擬重量物を下側に押し付ける。最後に 5 s の間待機する。評価指標として、動作指示、装着者の動作、および制御フェイズが変化する時刻を計測する。本試験では、被験者は故意な上肢筋群の同時収縮を行わないものとする。

動作支援試験では、システムの支援効果を検証するため、重量物の保持動作をシステム装着時と非装着時とで行い、システムの動作支援により上下回数が上昇することを確認する。試験方法は、5.3 節で述べたものと等しく、評価指標として上下回数を記録する。

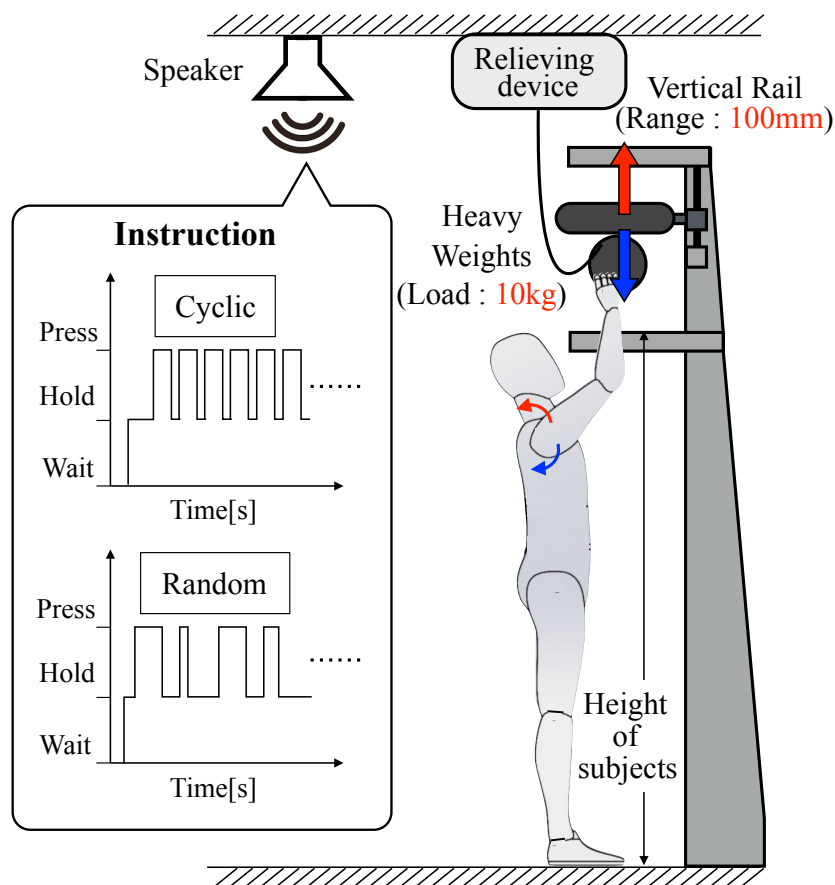


Figure 36. Diagram of the evaluation experiment of the vertical motion.

5.5.2 試験結果および評価

図 37 に，ランダム動作指示試験の結果を示す．動作指示に僅かに遅れながら，制御フラグが同期している．制御フェイズは複数存在し，動作指示に対して制御フェイズが変化する平均遅延時間は，WAIT から HOLD が 0.7 s ，HOLD から PRESS が 0.68 s ，PRESS から HOLD が 0.69 s ，HOLD から WAIT が 2.29 s だった．HOLD から WAIT への動作指示に対する制御フェイズの遅延時間が大きい．これは，装着者が重量物を台座に戻す時間が含まれているためである．装着者が重量物を台に戻す動作を終えた瞬間からみた制御フェイズの平均遅延時間は，0.84 s であった．図 38 に動作支援試験の様子を示し，図 39 に試験結果を示す．シ

システム非装着時の平均上下回数は 16.2 回、95%信頼区間は 18.7~13.6 回だった。システム装着時の上下回数の平均値は 37.2 回、95%信頼区間は 47.2~27.2 回だった。上下回数は、システムにより平均 2.3 倍に増加した。また、対応のある t 検定の結果、有意水準 5%での有意差を認めた。

随意性検証試験では、全ての試験結果において制御フェイズは装着者の動作に追従し、誤推定も生じなかった。これらの理由から、開発したアルゴリズムは装着者の動作意思に同期して制御フラグを切り替えており、システムの制御フェイズが装着者の動作意思に従って随意的に切り替わったことが確認できた。動作指示に対するフェイズ遷移の遅延時間は、閾値や BES の信号処理手法の改善により、さらに短縮できると考えられる。HOLD から WAIT に変化する際の動作指示に対する制御フェイズの平均遅延時間が 2.29 s と大きいですが、装着者の動作に対する制御フェイズの平均遅延時間は 0.84 s であった。よって 2.29 s の遅延時間の多くは、重量物を台に戻す動作に費やされたものと考えられる。

支援効果検証試験では、システムの装着時の上下回数が有意に大きく、非装着時と比較して平均 2.3 倍に増加した。このように対象動作をより継続的に行うことが可能と成ったのは、システムの動作支援により、装着者が動作に必要とする筋力が削減されたためと考えられる。このことからアルゴリズムを実装したシステムは対象動作に対する支援効果を有することがわかった。被験者 D と E に関して、上下回数の増加率が小さい。原因は、両被験者の肩幅が 95%tile 値の外側にあったためである。肩幅調整機構のストロークが両被験者に対して短く、機構が横に広がりやすくなり、支援力が分散したと考えられる。他の被験者の肩幅は 95%tile 値の範囲内であった。

以上のように、アルゴリズムを実装したシステムが対象動作に対する随意性と支援効果を有することから、開発したアルゴリズムは対象動作への有効性を有することがわかった。制御フェイズ遷移の遅延時間と肩幅調整機構に改善の余地があるが、現段階でも十分な有効性が確認された。

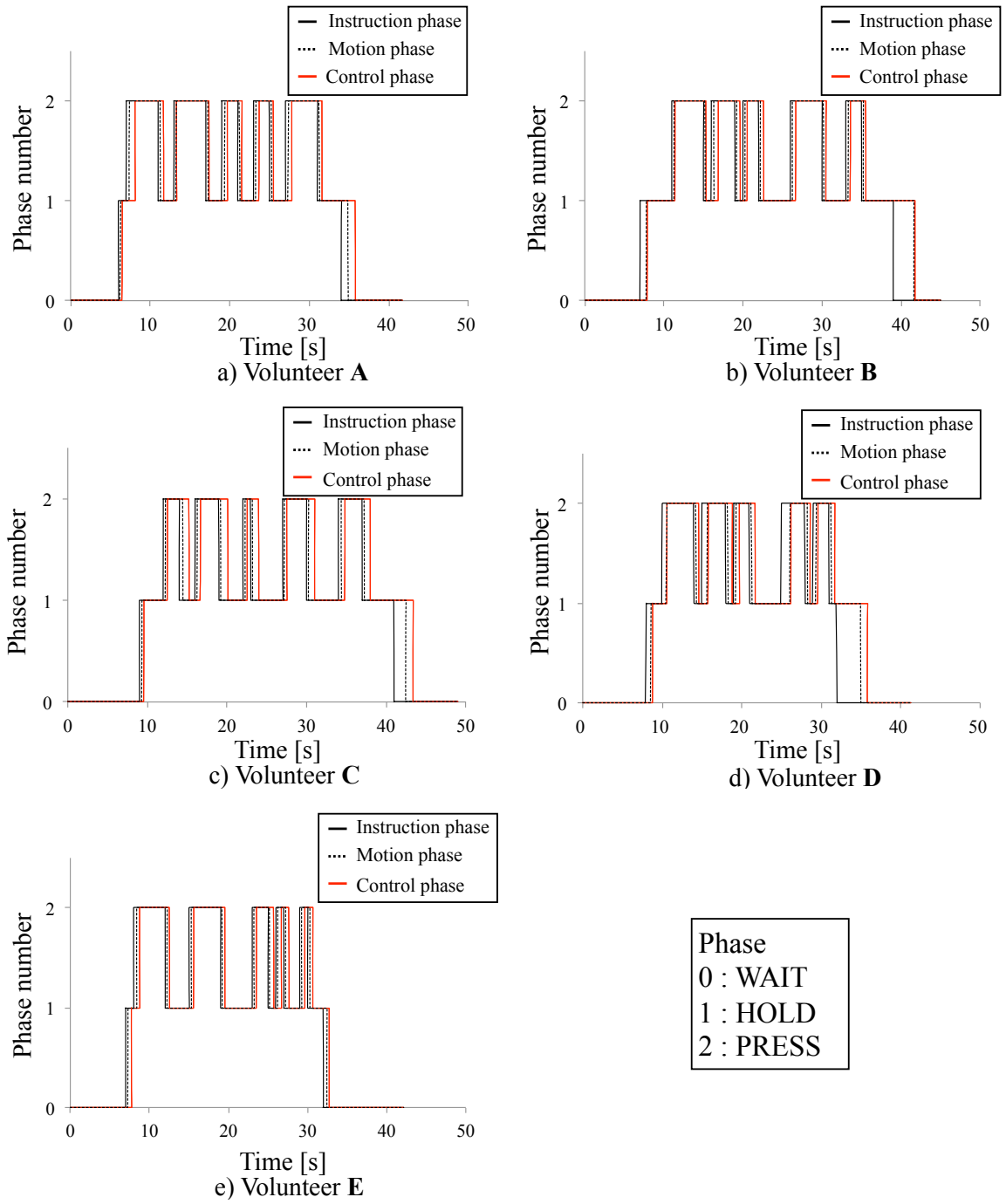


Figure 37. Results of the random instruction experiment in vertical motion.

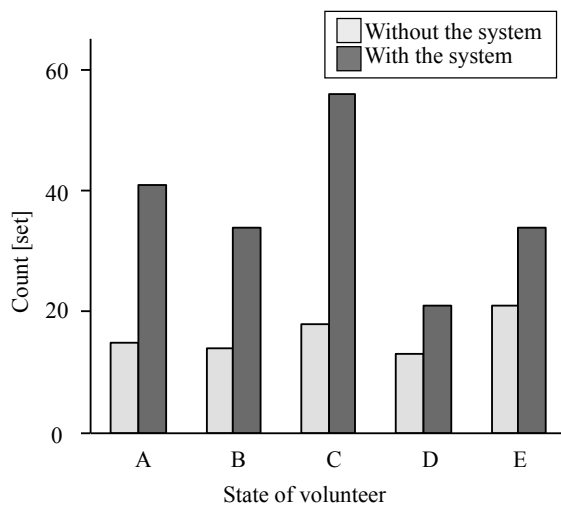


a) Without the system

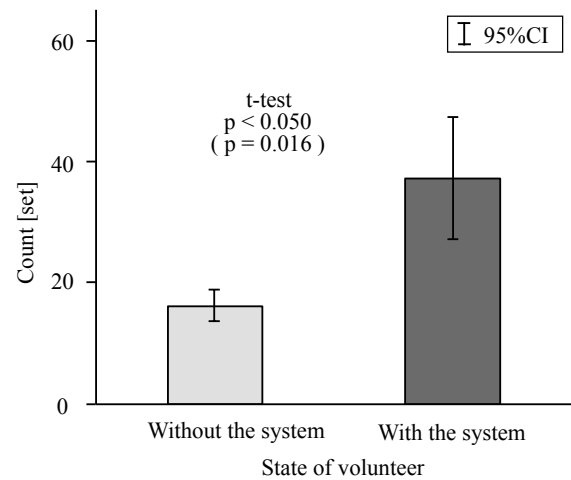


b) With the system

Figure 38. State of the vertical motion support experiment.



a) Number of the vertical motion of all volunteers



b) Average number of the vertical motion

Figure 39. Results of the vertical motion support experiments.

5.6 まとめ

本節では、開発した上肢支援システムに関して、対象作業に対する有効性を検証するため、上向き高負荷作業で必要となる各基礎動作に関して、検証試験を行った。可動性検証試験では、上肢支援システム装着時において、作業に必要な上半身の3次元的动作が可能であることを確認できた。システムを機械的に動作させた保持動作支援試験と上下動作支援試験では、静的な保持動作と動的な上下動作に対して、上肢支援システムが支援効果を有することが確認できた。また、保持動作と上下動作における随意性検証試験では、システムは装着者の作業意図に追従して動作しており、支援効果も確保されていることが確認できた。以上のことから、上肢支援システムの基礎動作に対する有効性を確認することができた。

第 6 章 上向き高負荷作業における複合動作支援 試験と評価

実作業で行われる動作には、静的な動作と動的な動作が合わさった複合動作が存在する。例として、天井板の敷設作業などが挙げられる。この作業では、作業員は片手で天井板を頭上保持しつつ、もう片方の手でネジ打ち器を使用する。随意的動作支援アルゴリズムを実装したシステムの、複合動作に対する有効性を確認するため、片腕で重量物を保持し、もう片方の腕で重量物を上下させる複合動作を行い、システムの制御フェイズが装着者の動作意思に従って随意的に切り替わり、支援効果も確保されていることの検証を本章の目的とする。システムの装着時と非装着時において、被験者はそれぞれ最も保持時間が向上する動作を行うものとする。

6.1 試験方法

試験は、ランダム動作指示試験と、動作支援試験の二つにより構成される。試験方法として、被験者は 95%tile 値から 5%tile 値に対応する身長を持つ健常な成人男性 5 名とする。図 40 に、試験環境を示す。システムは、基礎動作支援アルゴリズムと、複合動作における随意的動作支援アルゴリズムによって動作する。被験者は、利き手で重量物の上下動作を行い、もう片方の腕で重量物の頭上保持を行う。上下動作における手先荷重は、重量物の押し上げ時は 10kg、引き下げ時は 5 kg とする。保持動作における手先荷重は 15kg とする。動作指示は音情報によって提示する。

ランダム動作指示試験では、システムの制御フェイズが装着者の動作意思に従って随意的に切り替わることを確認する。被験者はシステムを装着し、ランダムな動作指示に従い重量物の上下動作を行う。動作指示は音情報によって与える。被験者は初めに 5 s の間待機する。次に、1~4 s の範囲のランダムな時間経過の後に双方の重量物を挙上する。次に、重量物の頭上保持を行いつつ、重量物の上下動作を 3 回行う。この時、重量物の上昇時間と各上下動作

との時間間隔は 1~4 s の範囲のランダムな値とし、下降時間のみ 1 s とする。上下動作の後、1~4 s の範囲のランダムな時間経過の後に双方の重量物を置き、反力模擬重量物を下側に押し付ける。最後に 5 s の間待機する。評価指標として、動作指示、装着者の動作、および制御フェイズが変化する時刻を計測する。

動作支援試験では、システムの支援効果を検証するため、複合動作をシステム装着時と非装着時とで体力の限界まで行い、システムの動作支援により上下回数が上昇することを確認する。この時、上下動作における動作指示は、4 s 上昇させ、1 s 下降させる周期的なものとする。評価指標として上下回数を記録する。

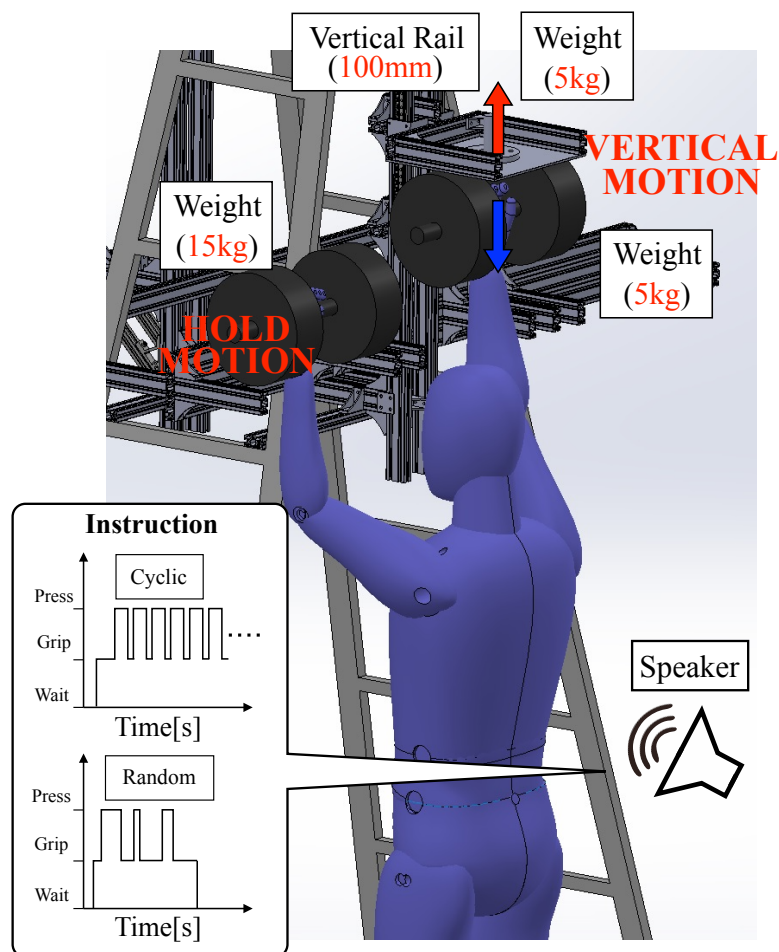


Figure 40. Diagram of the complex motion support experiments.

6.2 試験結果と評価

図 41 および図 42 に、ランダム動作指示試験の結果を示す。図 41 の保持動作に関しては、すべての被験者において、動作指示に僅かに遅れながら、制御フラグが同期している。また、制御フラグは WAIT から HOLD(5kg)を経て HOLD(15kg)に遷移している。図 42 の上下動作に関しては、被験者 A, B, E については、動作指示に僅かに遅れながら、制御フラグが同期している。被験者 C に関して、最初に制御フラグが HOLD(5kg)から PRESS(10kg)に遷移する際、動作指示に 2.25 s 先んじて遷移している。また被験者 E に関しては、上下動作の指示に 3 回に対して、実際は 2 回のみ上下動作を行っている。また、動作指示が PRESS(10kg)から HOLD(5kg)に遷移した際に、制御フラグが PRESS(10kg)から遷移しない場合があった。すべての被験者に関して、制御フラグは WAIT から HOLD(5kg)を経て PRESS(10kg)に遷移している。図 43 に動作支援試験の様子を示し、図 44 に試験結果を示す。システム非装着時の平均上下回数は 9.4 回、95%信頼区間は 11.7~7.1 回だった。システム装着時の上下回数の平均値は 19.0 回、95%信頼区間は 23.4~14.6 回だった。すべての被験者の上下回数が上昇し、平均 2.0 倍に増加した。対応のある t 検定の結果、有意水準 5%での有意差を認めた。

考察として、随意性検証試験の保持動作では、動作指示に僅かに遅れながら、制御フラグが同期しているため、被験者は指示通りに動作を行っており、システムの制御フェイズが装着者の動作意思に従って随意的に切り替わることが確認できた。また、制御フェイズが HOLD(5kg)をへてから HOLD(15kg)に遷移している点から、制御アルゴリズムが、被験者が 15kg の重量物を把持した際に、HOLD(5kg)における支援力では不足しており、装着者の屈曲側の BES が閾値を超え続けていたことが判別できたことがわかる。被験者 D は、制御フラグが HOLD(15kg)から WAIT に遷移する時間が動作指示に対して遅いが、動作そのものに対しては遅延時間が小さいため、動作指示を受けたのちに重量物を台に戻す際に手間取ったことが原因と考えられる。

随意性検証試験の上下動作では、被験者 A, B, E に関して、動作指示に僅かに遅れながら、制御フラグが同期しているため、被験者は指示通りに動作を行っており、システムの制御フェイズが装着者の動作意思に従って随意的に切り替わることが確認できた。被験者 C に関しては、最初に制御フラグが HOLD(5kg)から PRESS(10kg)に遷移する時とほぼ同時に保持動作

側の制御フラグが WAIT から HOLD(5kg)に遷移しているため、被験者 C の上下動作が一時的に保持動作と同期してしまったことが原因と考えられる。被験者 C は左右の動作の切り分けを不得意とする被験者であり、その特性が試験結果に現れたと考えられる。被験者 E に関しては、最初の上下動作指示が短時間で終了したため聞き逃したものと考えられる。また、制御フラグが PRESS(10kg)から遷移しない場合は、重量物の荷重を支持しながら引き下げ動作を行っているためと考えられる。制御フラグが遷移せずとも上下動作は行えているため、装着者の動作を阻害することもなかったと考えられる。被験者 E は引き下げ時に脱力しない被験者であり、その特性が試験結果に現れたものと考えられる。上記のように、被験者の指示に対する動作や BES の出からに個人差がある場合においても、制御フラグは随意的に遷移していると考えられる。よって、上下動作においても、システムの制御フェイズが装着者の動作意思に従って随意的に切り替わることが確認できた。

支援効果検証試験では、装着者全員の上下回数が上昇した。このように対象動作をより継続的に行うことが可能と成ったのは、システムの動作支援により、装着者が動作に必要な筋力が削減されたためと考えられる。このことからアルゴリズムを実装したシステムは、静的な保持動作と動的な上下動作の混在する複合動作に対し、支援効果を有することがわかった。複合動作では、それぞれの腕が独立に動作するため、両手で一つの重量物を持つ場合と比較して、システムの水平面の受動関節の動作も大きくなる。水平面の受動関節が過度に動作すると矢状面関節のパワーユニットから装着者に伝達される支援力が減衰する。水平面の受動関節の原点回帰機構の改善により、支援効果は向上すると考えられる。

以上のように、アルゴリズムを実装したシステムが対象動作に対する随意性と支援効果を有することから、開発したアルゴリズムは対象動作への有効性を有することがわかった。装着者上腕の重力保証に関わるパラメータや水平面受動関節の原点回帰機構に改善の余地はあるが、複合動作に対する一定の有効性を示すことができた。

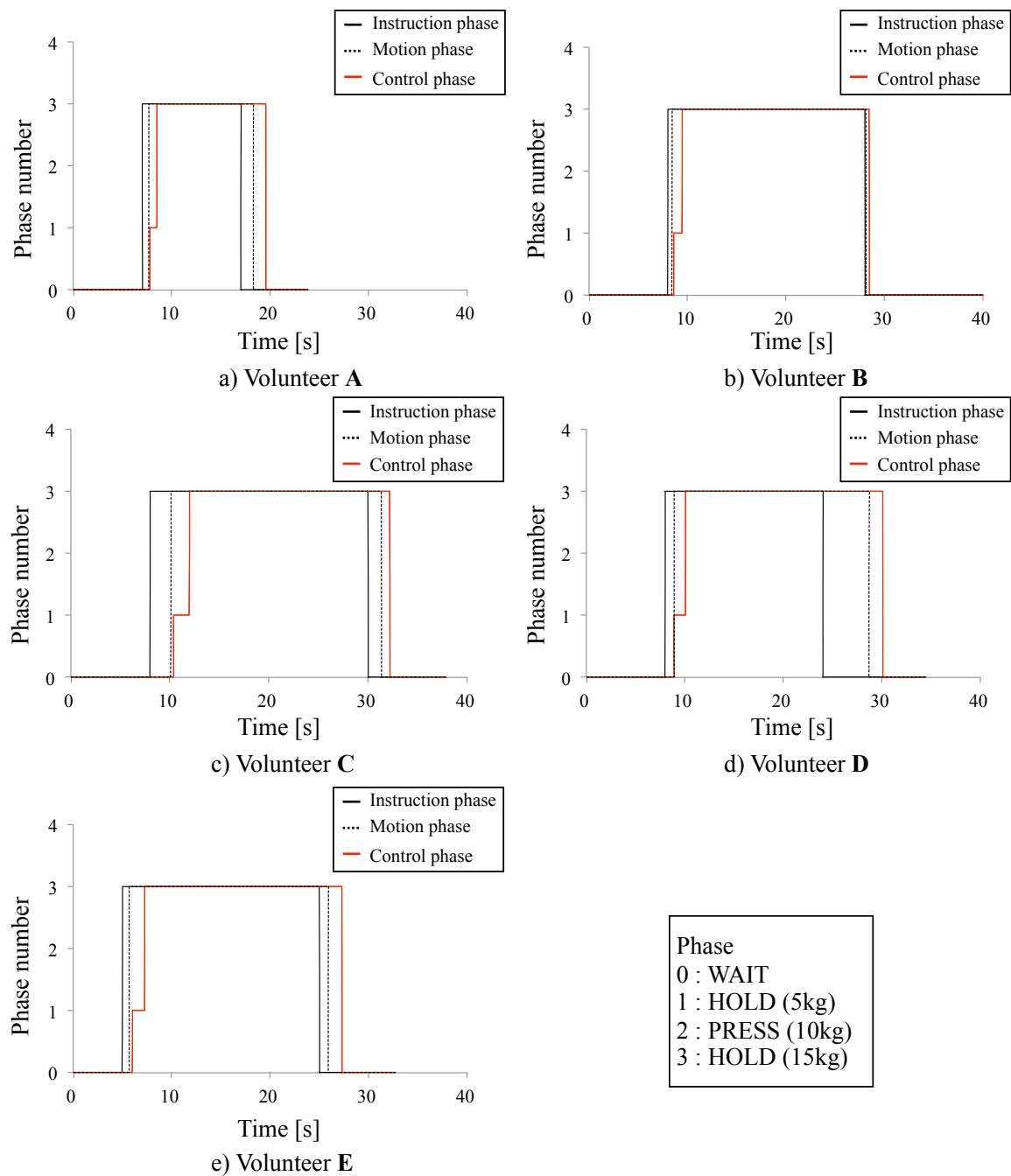


Figure 41. Results of the random instruction experiments in complex motion (hold motion).

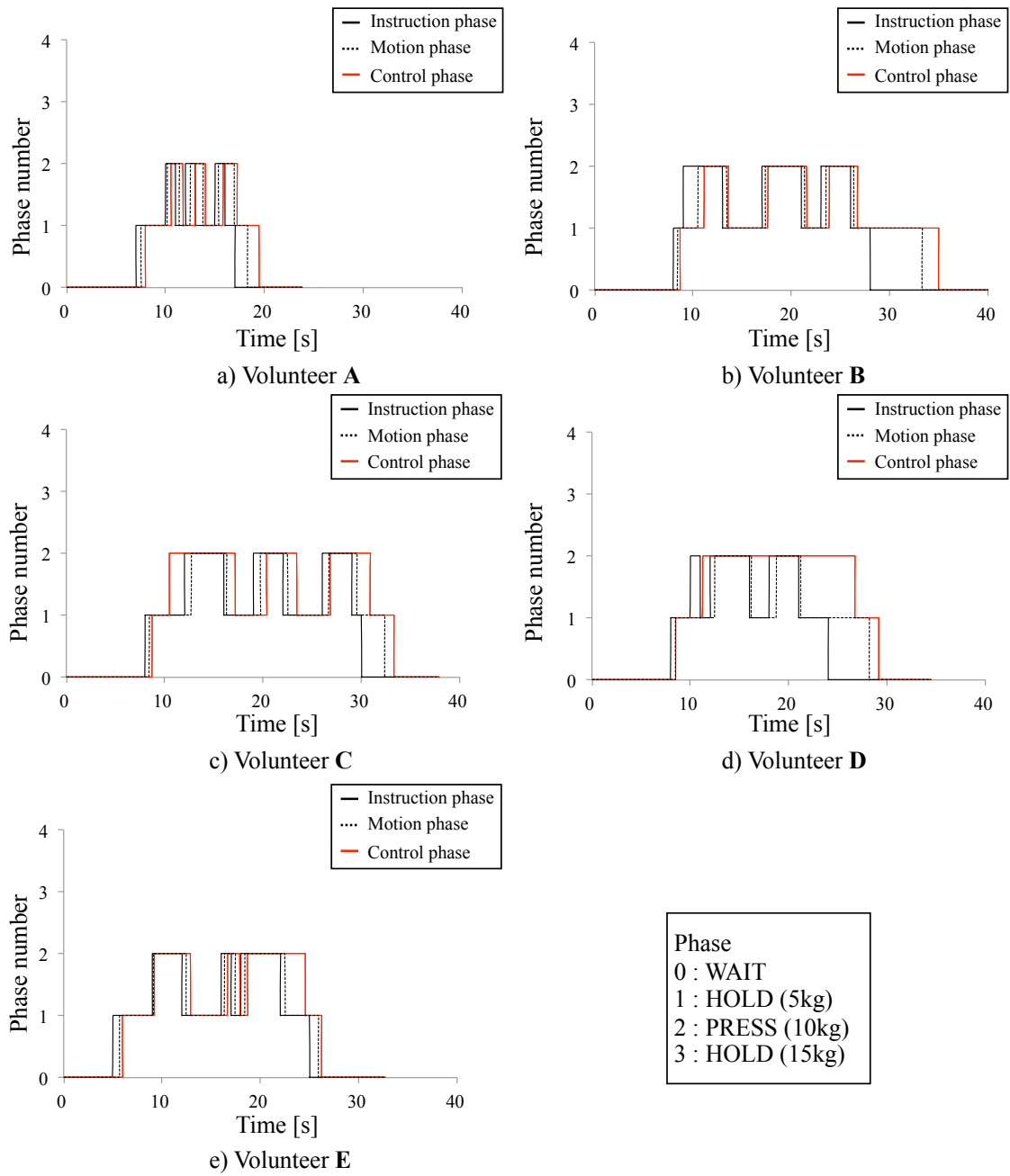


Figure 42. Results of the random instruction experiments in complex motion (vertical motion).

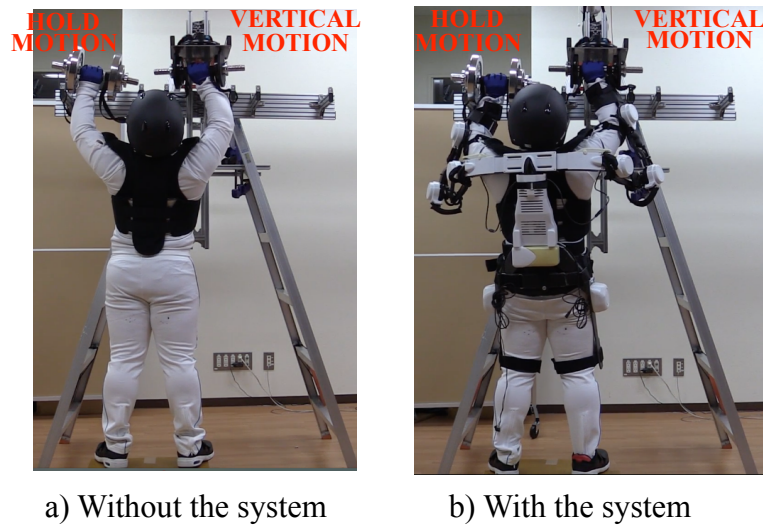


Figure 43. State of the complex motion support experiments.

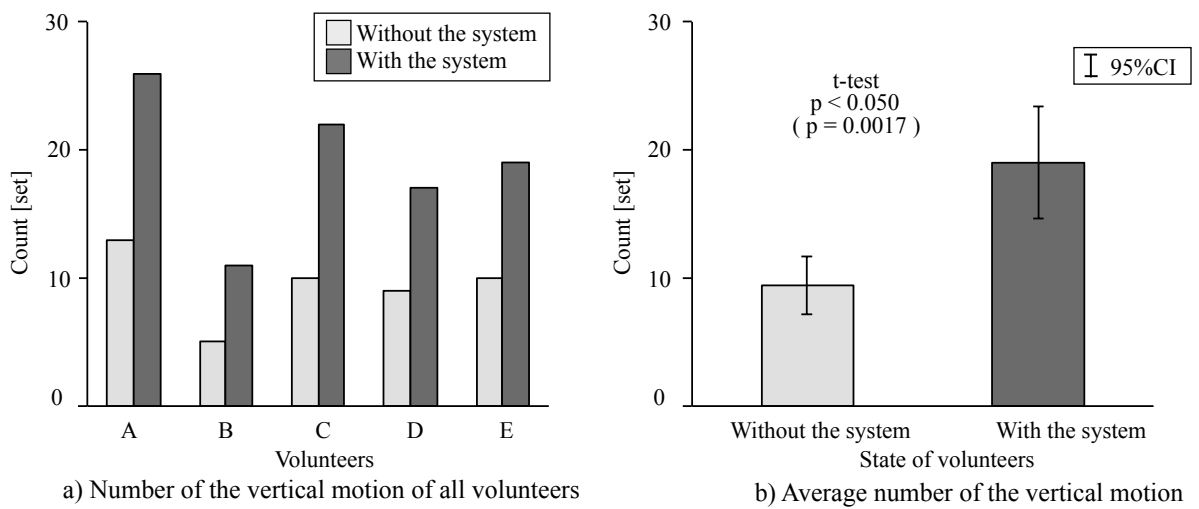


Figure 44. Result of the complex motion support experiments.

6.3 まとめ

本章では，静的な動作と動的な動作が合わさった，実作業に即した複合動作に対し，システムの有効性を検証する試験を行った．随意性の検証試験では，上下動において動作指示に対して制御フラグが追従しない被験者が見られたが，動作指示の聞き逃しや被験者の特性によるものであり，制御アルゴリズムは随意的に制御フラグを遷移させていた．支援効果の検証試験では，すべての被験者の複合動作回数が上昇し，平均の上昇率は 2.0 倍であった．以上から，システムの複合動作に対する有効性を確認することができた．

第 7 章 考察

本章では、本研究における考察を述べる。初めに各検証試験の結果について考察する。可動性検証試験では、開発したシステムを装着した被験者が、作業に必要な可動性を有することがわかった。そして、システムを機械的に動作させた際の支援効果を検証する動作支援試験では、保持動作の継続時間が 3.5 倍に増加し、上下動作の連続回数が 3.1 倍に増加した。このことから、システムによって、身体負荷の大幅な軽減による静的動作と動的動作の継続性向上を実現できた。システムを随意的に動作させた際の保持動作と上下動作に関する試験では、双方の試験においてアルゴリズムの随意性が確認され、保持動作の継続時間が 2.8 倍に増加し、上下動作の連続回数が 2.3 倍に増加した。このことから、システムは上下動作と保持動作を随意的に動作支援しつつ、身体負荷の大幅な軽減による動作の継続性向上も実現している。上下動作と保持動作の混在した複合動作支援試験では、被験者間の動作や BES の出かたに個人差がある場合においても随意性を確認することができた。また、複合動作の連続回数が 2.0 倍に増加した。このことから、システムによって、身体負荷の大幅な軽減による複合動作の継続性向上を実現できた。以上このから、開発したシステムは上向き高負荷作業で必要な可動性、随意性、支援効果などの基礎性能を有するため、上肢支援システムの上向き高負荷作業に対する有効性を確認することができた。また、本研究における支援効果検証試験では、被験者は身体能力の限界まで動作を行った。しかし、保持動作や上下動作をこれまでよりはるかに小さい負荷で行えるため、適切な休憩を行うことで 1 日におこなえる作業量が増加すると考えられる。このことから、作業全体の効率向上効果を見込むことも可能である。各随意性検証試験の結果について、動作指示に対して制御フラグが遷移する際にわずかに時間遅れが生じている。この時間遅れには、被験者が音による動作指示を受けてから動作を行うまでの反応時間が含まれる。また、制御フラグが遷移する際、BES が一定周期閾値を超えた状態を維持する必要があるため、システムがその判定に要する時間も含まれる。この応答性に関しては、上下動作の場合、機械的に動作させた際には上下回数が 3.1 倍に増加し、随意的に動作させた際には 2.3 倍に増加した。機械的動作の方が随意的動作より倍率が高い。応答性に関しては改善の余地があるが、いずれの場合も大幅に身体負荷を軽減できていることを示している。

続いて、装着型システムによる動作支援に関して、本研究の学術的意義と社会的意義について考察する。これまでに動作支援を目的とした様々な装着型システムの研究が行われてきた。特に上肢の動作支援に関しては、重量物の床面や机上面からの挙上や搬送といった、作業員の頭頂部より下の領域で行われる作業に関するものが盛んに行なわれている。

学術的意義について、本研究では、上向き高負荷作業支援を行うシステムの開発に際して、体幹も含む上半身の三次元的動作に追従可能な冗長自由度リンク構造を開発した。システムのリンク構造が対応すべき課題として、装着者が上肢を挙上した際における肩関節位置の上昇、体幹が動作した際の肩関節位置の三次元的変動、装着者の体格差を挙げた。そしてこれらの課題を装着者の関節間距離の変化と捉え、システムのリンク構造に冗長自由度を設定することによる解決を図った。これまで多くの研究が、矢状面におけるシステムのリンク構造を人体と等しいものとしていたのに対し、冗長自由度を設けることで多くの課題を解決できる知見を示した点は大きな学術的貢献である。そして提案したリンク構造をもとに上肢支援システムを開発し、生体電位信号に基づく随意的動作支援アルゴリズムを開発することで、装着者の動作意思に追従した作業支援を可能とした。本システムは、上向き高負荷作業支援に必要な体幹も含む上半身の3次元動作に追従可能な高い可動性と、手先に重量物を持った状態で行う作業に対する高い支援効果を両立している。上向き作業支援を行う装着型システムにおいて、高い可動性のみを持つシステムや、高い支援力のみを持つシステムはこれまでも存在したが、それらを両立させることはこれまで困難であり、本研究で開発したシステムによって初めて達成することができた。そして、システムの動作支援効果により、上向き高負荷作業の継続性向上を実現した。これらの成果から、人間機械分野における「人・機械一体化技術」として、体幹動作も考慮した従来にない「冗長自由度上肢支援システム」という新たな学術領域を開拓することができた。

社会的意義について、本研究で対象とした解体・工事現場における上向き高負荷作業は、多くの実現場で行われる過酷な作業である。上肢を挙上しつつ重量物を保持する必要があるため、特に肩周辺の僧帽筋、三角筋、上腕二頭筋などへの負荷が大きく、継続的作業は困難であった。本研究で開発し、その有効性を確認した上肢支援システムを実現場に適用することで、上向き高負荷作業の継続性向上を実現可能であると考えられる。これにより、労働環境の改善と、それにとともなう労働人口の増加を期待できる。また、作業負荷の削減により、身体能力の衰えた作業員も作業可能となるため、高齢者雇用の促進による労働人口の維持と、

労働人口に対する熟練技術者割合の増加を期待できる。開発した上肢支援システムを実現場に適用することで、建設業界における様々な労働環境改善効果を見込むことができるため、本研究所社会的意義は大きいと考えられる。

第 8 章 結論

解体・建築現場などで行われる上向き高負荷作業は、身体的負荷が大きいため継続的に行うことが困難である。このような過酷な労働環境のため、建設業界への入職者が減少しており、将来的に建設業界全体が深刻な人手不足に陥ることが予測される。この重大な社会問題を解決するため、作業員の動作を妨げることなく動作支援可能な装着型システムにより、作業負荷軽減による上向き高負荷作業の継続性向上を実現する必要がある。

本研究では、建築・解体現場における過酷な労働環境の改善を目指し、体幹動作も含む上半身の 3 次元的動作と、装着者の体格差に円滑に対応可能な冗長自由度リンク構造を開発した。リンク構造の開発は、日本の成人男性の人体寸法値と、作業における筋骨格系の挙動を基に想定可動範囲を定め、その想定可動範囲に追従可能な冗長自由度リンク構造を、各平面で設計および統合することで実現した。このリンク構造により、これまで困難であった高い可動性と重量物を取り扱う際の支援効果を両立することが可能となる。そして、開発したリンク構造を基に、従来にないサイバニクス技術を用いた上向き高負荷作業の継続性向上を可能とする上肢支援システムを開発した。上肢支援システムは、CFRP を用いたモノコック構造により軽量高剛性な外骨格構造を実現し、生体電位信号に基づく制御フェイズの切り替えアルゴリズムを開発することで、装着者の作業意図に応じた随意的動作支援を可能とした。さらに、開発したシステムの上向き高負荷作業に対する有効性を検証する試験において、可動性検証試験により、システム装着時に作業に必要な上半身の 3 次元的な動作が可能であることを確認できた。また、静的な保持動作と動的な上下動作、およびそれらが混在する複合動作に対するシステムの支援効果と随意性を検証する試験において、システム装着時に対象動作の継続性が向上し、随意的に支援を行えることが確認できた。その結果から、体幹動作も考慮した従来にない冗長自由度上肢支援システムによる動作支援技術を開発し、上向き高負荷作業の継続性向上を実現することができた。

本研究で新たに提案および開発した上半身の 3 次元的動作に追従可能な上肢支援システムは、高い可動性と重量物を扱う作業に対する支援効果を両立している。このようなシステムはこれまでに無く、人間機械系分野における「人・機械一体化技術」として、体幹動作も考慮した従来にない「冗長自由度上肢支援システム」という新たな学術分野を開拓することが

できた。また、本研究の成果を過酷な建設現場に適用することで、作業員の負荷軽減による上向き高負荷作業の継続性向上と、それに伴う労働環境改善を見込むことができる。労働環境を改善することができれば、将来的に起こりうる致命的な労働人口の減少と熟練技術者の減少を緩和することが可能である。さらに、開発したシステムは作業における上肢の身体的負荷を軽減するため、身体能力の衰えた高齢者や、高い技術を持ちながらも身体能力の差により入職をためらっている女性などの雇用促進も期待出来る。

謝辞

本研究を進めるにあたり、熱心な御指導、御鞭撻を賜りました筑波大学システム情報系 山海嘉之教授に深く感謝し、心から御礼申し上げます。山海教授には、最先端の充実した研究環境や教育環境、ならびに様々な貴重な経験の機会を与えて頂き感謝いたします。また、社会課題を見据えて研究を行い、その成果を社会に実装していく大切さを、実地でもって教えていただきました。さらに、研究者として最も大切なことは、人を思う気持ちであることも教えていただきました。今後は御指導頂いたことを活かし、社会に貢献して参りたいと思います。

本論文の審査にあたり筑波大学システム情報系 中内靖教授、葛岡英明教授、有田智一教授、河本浩明准教授に大変貴重なご助言を賜りましたことを深く感謝いたします。また、河本浩明准教授には、普段より研究内容に関するご助言を頂き、今回博士論文としてまとめることができました。心より御礼申し上げます。

山海研究室の皆様、ならびに、研究室 OB・OG の皆様には、日々の研究の相談、検証試験への参加および補助、原稿や発表の確認など多岐にわたりお世話になりました。中でも、試験補助や、装置開発、文章やスライドチェックなどにご尽力頂いた HAL チームの皆様には格別の感謝を申し上げます。また、サイバーダイイン株式会社の研究室 OB の方々には、研究室と企業の双方の目線から貴重なご助言とご協力を頂きました。心から感謝を申し上げます。そして、研究室内の打ち合わせ日程調整や事務処理などにおいて多大なご協力を頂いた、山海教授の秘書の皆様には、心から感謝を申し上げます。

最後に、長きにわたる学生生活を暖かく見守り、支援して下さった家族に心より感謝いたします。

参考文献

- [1] 志手一哉，湯浅洋一，蟹澤宏剛，山本翔太，“集合住宅の内装仕上工事における工程パターンの分析”，日本建築学会技術報告集，Vol.15，No.30，pp.557-562,2009.
- [2] 松岡寛樹，嘉納成男，三根直人，“内装仕上工事の生産性の実態調査：プラスターボード張り作業の要素作業レベルにおける調査・分析”，日本建築学会関東支部研究報告集，Vol.68，pp.657-660，1998.
- [3] 国土交通省，“「建設工事の種類」、「建設工事の内容」、「建設工事の例示および区分の考え方」”，< <http://www.mlit.go.jp/common/001048082.pdf>>，(2016年12月30日 参照).
- [4] 厚生労働省，“上肢障害の労災認定”，< <http://www.mhlw.go.jp/new-info/kobetu/roudou/gyousei/rousai/dl/040324-13.pdf>>，(2016年12月30日 参照).
- [5] 建設産業専門団体連合会，“建設技能労働力の確保に関する調査報告書”，pp128, 2007.
- [6] 建設経済研究所，“建設業就業者数の将来推計”，pp.14-15,pp.19, 2014.
- [7] 内閣府，“高齢化の現状と将来像”，<http://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2015/html/zenbun/s1_1_1.html>，(2016年12月30日 参照).
- [8] NEDO，“意思を読み取り自立動作をサポート 福祉の現場で期待を集めるロボットスーツ HAL®”，< http://www.nedo.go.jp/hyoukabu/articles/201012cyberdyne/pdf/cyberdyne_f.pdf >，(2016年12月30日 参照).
- [9] Y.Sankai, H.Tanaka, J.Okamura: “EMG Based Prototype Powered Assistive System for Walking Aid”, Proc. of ASIAR, pp229-234,1999.
- [10] Kasaoka K, Sankai Y, Predictive Control Estimating Operator's Intention for Stepping-up Motion, Proc. of 2001 IEEE/RSJ, IROS, pp.1578-1583, 2001.
- [11] Takao NAKAI, Suwoong LEE, Hiroaki KAWAMOTO, Yoshiyuki SANKAI, Development of Power Assistive Leg for Walking Aid using EMG andLinux, ASIAR2001, 295-299, 2001.

- [12] S. Lee, Y. Sankai, "Power assist control for walking aid with HAL-3 based on EMG and impedance adjustment around knee joint", Proceedings of the IEEE/RSJ Int. Conf. Intelligent Robots and Systems (IROS 2002), Lausanne, Switzerland, pp. 1499–1504, 2002.
- [13] 大和ハウス工業株式会社, "ロボットスーツHAL(福祉用)のリース販売を開始します", <<http://www.daiwahouse.co.jp/release/20081006220554.html>>, (2016年12月30日 参照).
- [14] CYBERDYNE株式会社, "ロボットスーツHAL®が欧州における医療機器の認証を取得 国際的第三者認証機関、テュフラインランドから", <http://www.cyberdyne.jp/company/download/20130805_v1.0.pdf>, (2016年12月30日 参照).
- [15] 愛地球博, "万博トピックス", <http://www.expo2005.or.jp/jp/E0/E1/head/0510_002.html>, (2016年12月30日 参照).
- [16] ケアマネジメントオンライン, "上海万博でお披露目「ロボットスーツHAL」、改良で腕力増強", <http://www.caremanagement.jp/?action_news_detail=true&storyid=7235&view=all>, (2016年12月30日 参照).
- [17] Hiromasa Hara, Yoshiyuki Sankai, "Development of HAL for Lumber Support", Proc. of Joint 5th International Conference on Soft Computing and Intelligent Systems and 11th International Symposium on Advanced Intelligent Systems (SCIS&ISIS2010), Okayama, Dec, pp.416-421, 2010.
- [18] 原 大雅, 山海 嘉之, "3次元骨格系モデルによる腰部支援用HALの動作支援評価", 生体医工学, Vol. 50, No. 1, pp. 111-116, 2012.
- [19] Hiromasa Hara, Yoshiyuki Sankai, "HAL Equipped with Passive Mechanism", Proc. of 2012 IEEE/SICE International Symposium on System Integration, Fukuoka, Dec, 2012, pp.
- [20] CYBERDYNE株式会社, "作業支援用HAL®をリリースし、重作業分野へ本格展開 大林組の建設現場導入を皮切りに、労働者不足の解消を目指す", <http://www.cyberdyne.jp/company/download/20140930_PR.pdf>, (2016年12月30日 参照).
- [21] CYBERDYNE 株式会社, "HAL®介護支援用(腰タイプ)", <http://www.cyberdyne.jp/products/Lumbar_CareSupport.html>, (2016年12月30日 参照).
- [22] CYBERDYNE 株式会社, "HAL®作業支援用(腰タイプ)", <http://www.cyberdyne.jp/products/Lumbar_LaborSupport.html>, (2016年12月30日 参照).
- [23] Stefan Taal and Yoshiyuki Sankai, "Practical Design of Full Body Exoskeletons", International

- Conference on Biomedical Electronics and Devices (BIODEVICES 2010) January 20-23, Valencia, Spain, 2010.
- [24] S.R. Taal and Y. Sankai, “Exoskeletal Spine and Shoulders for Full Body Exoskeletons in Health Care,” *Advances in Applied Science Research*, Vol.2 (6), pp. 270-286, 2011.
- [25] S.R. Taal and Y. Sankai, “Exoskeletal spine and shoulder girdle for full body exoskeletons with human versatility”, *Proc. of the International Conference on Robotics and Automation 2011*, May 2011, pp. 2217-2222.
- [26] CYBERDYNE株式会社, “「災害対策用遠隔操作インタフェース“ロボットスーツHALマスタ”および自走式双腕ロボットの研究開発」を発表 ～ 福島県「災害対応ロボット産業集積支援事業」～”, < http://www.cyberdyne.jp/company/PressReleases_detail.html?id=2783>, (2016年12月30日 参照).
- [27] Berkeley Robotics & Human Engineering Laboratory, “Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)”, < <http://bleex.me.berkeley.edu/wp-content/uploads/hel-media/images/CV/BLEEX-Summary.pdf> >, (2016年12月30日 参照).
- [28] A. Chu, Kazerooni, H, and A. Zoss “On the Biomimetic Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX),” *Proc. of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Barcelona, pp. 4356-4363, Spain, April 2005.
- [29] A. Zoss and Kazerooni, H “On the Mechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX),” *Proc. of IEEE Intelligent Robots and Systems*, pp. 3132-3139, Edmonton, Canada, August 2005.
- [30] Berkeley Robotics & Human Engineering Laboratory, “ExoHiker™”, < <http://bleex.me.berkeley.edu/research/exoskeleton/exohiker/>>, (2016年12月30日 参照).
- [31] PR Newswire, “Lockheed Martin Unveils Exoskeleton Technology at AUSA Winter Symposium”, < <http://www.prnewswire.com/news-releases/lockheed-martin-unveils-exoskeleton-technology-at-ausa-winter-symposium-65784332.html>> , (2016年12月30日 参照).
- [32] Berkeley Robotics & Human Engineering Laboratory, “HULC™”, < <http://bleex.me.berkeley.edu/research/exoskeleton/hulc/>>, (2016年12月30日 参照).

- [33] Berkeley Robotics & Human Engineering Laboratory, “eLEGS”, <
<http://bleex.me.berkeley.edu/research/exoskeleton/elegs™/>>, (2016年12月30日 参照).
- [34] THE VERGE, ” Ekso Bionics demos exoskeleton at TED MED conference”, <
<http://www.theverge.com/2011/12/2/2606815/ekso-bionics-demos-exoskeleton-at-ted-med-conference>>, (2016年12月30日 参照).
- [35] Rehabilitation Institute of Chicago, “Ekso Bionics Announces a New Generation of Robotic Exoskeleton”,
 <<http://www.ric.org/about/mediacenter/search-news/2013/ekso-bionics-announces-a-new-generation-of-robotic-exoskeleton/>>, (2016年12月30日 参照).
- [36] Ekso Bionics, “Ekso Health”, <<http://eksobionics.com/eksohealth/products/>>, (2016年12月30日 参照)
- [37] 小林宏, 石田佑輔, 松下泰介, 小関光弘, “動けない人を動けるようにするマッスルスーツの開発”, 電子情報通信学会技術研究報告. HCS, ヒューマンコミュニケーション基礎, Vol.101, No.267, pp.55-61, 2001.
- [38] Hiroshi Kobayashi, Akitaka Uchimura, Yujiro Ishida, Taichi Shiiba, Kazuaki Hiramatsu, Makoto Konami, Taisuke Matsushita and Yutaka Sato, ”Development of Muscle Suit for Upper Body-Realization of Abduction Motion- Advanced Robotics”, Vol.18, No.5, pp.497-513, 2004.
- [39] INNOPHYS, “マッスルスーツ®とは”, < <https://innophys.jp/about/> >, (2016年12月30日 参照).
- [40] 山本圭治郎, 兵頭和人, 石井峰雄, 松尾崇, “介護用パワーアシストスーツの開発”, 日本機械学会論文集C編, Vol. 67, No. 657, pp.1499-1506, 2001.
- [41] 石井峰雄, 山本圭治郎, 兵頭和人, “完全独立型パワーアシストスーツの開発 機構の改良と実用可能性”, 日本機械学会論文集C編, Vol. 72, No. 715, pp.857-864, 2006.
- [42] 介護ロボットポータルサイト, ” 機能拡張可能な簡易型軽労化軽労化®スーツ スマートスーツ®EX”, < http://robotcare.jp/wp-content/uploads/2013/11/131107_05.pdf >, (2016年12月30日 参照)
- [43] NEW ATLAS, “Raytheon XOS 2: second generation exoskeleton”, <
<http://newatlas.com/raytheon-significantly-progresses-exoskeleton-design/16479/>>, (2016年12月30日 参照)
- [44] army-technology.com, “Raytheon XOS 2 Exoskeleton, Second-Generation Robotics Suit, United

- States of America”, < <http://www.army-technology.com/projects/raytheon-xos-2-exoskeleton-us/> >, (2016年12月30日 参照).
- [45] SARCOS, “Guardian XO”, <http://www.sarcos.com/?page_id=1369>, (2016年12月30日 参照).
- [46] J. Naito, G. Obinata, A. Nakayama, K. Hase, “DEVELOPMENT OF A WEARABLE ROBOT FOR ASSISTING CARPENTRY WORKERS”, Proc. of International Symposium on Automation and Robotics in Construction 2006 (ISARC2006), pp.523-526, 2006.
- [47] abc7NEWS, “BAY AREA COMPANY UNVEILS EXOSKELETON TO PREVENT WORKPLACE INJURIES”, < <http://abc7news.com/technology/bay-area-company-unveils-exoskeleton-to-prevent-workplace-injuries/1611321/http%3A%2F%2Fabc7news.com%2F1611321%2F> >, (2016年12月30日 参照).
- [48] SUITX, “MAX (Modular Agile eXoskeleton)”, < <http://www.suitx.com/max-modular-agile-exoskeleton> >, (2016年12月30日 参照).
- [49] 佐野和男, 八木栄一, ” 上向き収穫・傾斜地での歩行支援のためのパワーアシストシステムの研究”, 第54回自動制御連合講演会, pp.827-829, 2011.
- [50] 株式会社クボタ, “ラクベスト”、<<http://www.jnouki.kubota.co.jp/product/kanren/arm-1/>>, (2016年12月30日 参照).
- [51] LOCKHEED MARTIN, “Exoskeleton Technologies : Industrial FORTIS”, < <http://www.lockheedmartin.com/us/products/exoskeleton/industrial.html> >, (2016年12月30日 参照).
- [52] 辻村裕次, 峠田和史, 北原照代, “ブドウ果房管理作業における負担の実態”, 日本農村医学会雑誌, Vol.60, No.1, pp.1-17, 2011.
- [53] 榊原久孝, 宮尾克, 近藤高明, 山田信也, “梨, りんご栽培従事者の筋骨格系症状と作業姿勢”, 産業医学, Vol.35, No.6, pp.530-536, 1993.
- [54] 青山和浩, “造船所における作業効率向上化を目的としたパワーアシストサポーターの実証実験及び指針の策定”, 2015.
- [55] K. Hiramatsu, Y. Sankai, "Development of Manipulation System with Cybernic Master Arm based on BES", Proceedings of the Joint 5th International Conference on Soft Computing and Intelligent Systems and 11th International Symposium on Advanced Intelligent Systems (SCIS&ISIS2010), pp.422-427, 2010.

- [56] Kobayashi H, Nozaki H, Tsuji T, “Development of power assist system for caregiver by muscle suit”, Proceedings of the 2007 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation (ICMA2007), Paper No. ICMA.2007.4303537, 2007.
- [57] Marcheschi S, Salsedo F, Fontana M, Bergamasco M, “Body extender: whole body exoskeleton for human power augmentation”, Proceedings of the 2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA2011), Paper No. ICRA.2011.5980132, 2011.
- [58] Donald A Neumann (嶋田智明, 平田総一郎 訳), “筋骨格系のキネシオロジー”, 医歯薬出版株式会社, pp.124-127, pp.161, pp.197-199, pp.303-311, 2005.
- [59] Rolf Wirhed (金子公宥, 松本迪子 訳), “目で見る動きの解剖学 スポーツにおける運動と身体メカニズム 新装版”, 大修館書店, pp.58-69, 1999.
- [60] wiseGEEK, “How Many Muscles are There in the Human Body?”, <http://www.wisegeek.org/how-many-muscles-are-there-in-the-human-body.htm#> (December 30, 2016 accessed).
- [61] 相山直樹, 船曳知宏, “救急画像診断アトラス 外傷編”, ベクトル・コア, p.74, 2007.
- [62] 通商産業省工業技術院生命工学工業技術研究所編, “設計のための人体寸法データ集”, 日本出版サービス, pp.71-73, pp.102-136, 1996.
- [63] 独立行政法人製品評価技術基盤機構, “人間特性データベース”, <<http://www.tech.nite.go.jp/human/index.html>>, (2015年3月11日 参照).
- [64] 厚生労働省, “職場における腰痛予防対策指針 (平成6年9月6日付け厚生労働省労働基準局長通達別添)”, 1994.
- [65] 有本卓, “新版 ロボットの力学と制御”, 朝倉書店, pp.3, 2002.
- [66] 藤田健広, 山海嘉之, “頭上における重作業のための上肢支援システムの開発”, 日本機械学会論文集 (C 編), Vol.82, No.833, DOI: 10.1299/transjsme.15-00434, 2016.
- [67] 高橋智隆, “ロボットデザインの概念の実地例”, 日本ロボット学会誌, Vol.22, No.8, pp.966-969, 2004.
- [68] 杵淵紀世志, 舩沢俊行, 舘伊佐夫, 西元美希, 井川寛隆, 紙田徹, “複合材ロケット構造の開発”, 日本機械学会論文集(A 編), Vol.77, No.773, pp.81-89, 2011.
- [69] 中島正憲, “航空機機体の製造技術”, 精密工学会誌, Vol.75, No.8, pp.941-944, 2009.
- [70] 経済産業省, “中小企業支援調査 炭素繊維複合材料の加工技術に関する実態調査 調査

報告書”, 2012.

- [71] 森田鈞, “機構学”, サイエンス社, pp.120-121, 1984.
- [72] 遠藤玄, 山田浩也, 矢島明, 尾形勝, 広瀬茂男, “非円形プーリ-バネ系による自重補償機構と4節平行リンク型アームへの適用”, 日本ロボット学会誌, Vol. 28, No.1, pp.77-84, 2010.
- [73] Y. Tojo, P. Debenest, E. F. Fukushima, S. Hirose, ”Robotic System for Humanitarian Demining Development of Weight-Compensated Pantograph Manipulator”, Proceedings of the Int. Conf.on Robotics and Automation, pp.2025-2023, 2004.
- [74] DASSAULT SYSTEMS, “最大 Von-Mises 応力判定基準”, <http://help.solidworks.com/2016/Japanese/SolidWorks/cworks/r_Maximum_von_Mises_Stress_Criterion.htm>, (2016年12月30日 参照).
- [75] CAE 技術者のための情報サイト, “ミーゼス応力”, <<http://jikosoft.com/cae/engineering/strmat06.html>>, (2016年12月30日 参照)
- [76] 堀野正俊, “材料力学入門”, 理工学社, pp.111-112, 1993.
- [77] DASSAULT SYSTEMS, “Tsai-Wu 則”, <http://help.solidworks.com/2011/Japanese/SolidWorks/cworks/LegacyHelp/Simulation/Checking_stresses/Tsai-Wu_Failure_Criterion.htm>, (2016年12月30日 参照).
- [78] 石川隆司, “複合材料の破損強度則と強度設計に関する最近の研究動向と重点課題”, 日本複合材料学会誌, Vol.13, No.1, pp.2-10, 1987.
- [79] 株式会社 ラブ ノー ツ, “材料物性表”, <<http://www.labnotes.jp/pdf2/physical%20properties.pdf>>, (2016年12月30日 参照).
- [80] TORAY, “トレカ@プリプレグ”, <<http://www.torayca.com/download/pdf/prepreg.pdf>>, (2016年12月30日 参照).
- [81] KDA, “EPエポキシ樹脂の物性値”, <http://www.kda1969.com/materials/pla_mate_ep2a1.htm>, (2016年12月30日 参照).
- [82] 日本材料学会, “改訂 機械材料学”, 日本材料学会出版部, pp.338, 2000.
- [83] K. Kiguchi, T. Tanaka and T. Fukuda, "Neuro-fuzzy control of a robotic exoskeleton with EMG signals," IEEE Trans. Fuzzy Syst., vol. 12, No. 4, pp. 481-490, 2004.

- [84] R. Gopura, K. Kiguchi and Y. Li, "SUEFUL-7: A 7DOF upper-limb exoskeleton robot with muscle-model-oriented EMG-based control," Proceeding of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp. 1126-1131, 2009.
- [85] J. D. Lunnen, J. Yack, B. F. LeVeau, "Relationship Between Muscle Length, Muscle Activity, and Torque of the Hamstring Muscles", HYS THER, Vol.61, No. 2, pp. 190-195, 1981
- [86] Takehiro Fujita, Yoshiyuki Sankai, "Development of Motion Control Algorithm for Upper Limb Support System Based on Bioelectrical Signals for Heavy Work over Head", Proc. of the 2015 IEEE/SICE International Symposium on System Integration (SII2015), pp.181-186, Nagoya, Japan, Dec. 11-13, 2015.
- [87] Takehiro Fujita, Hiroaki Kawamoto, Yoshiyuki Sankai, " Voluntary Motion Support by an Upper Limb Support System Based on Bioelectrical Signals for Heavy Overhead Tasks ", Proc. of the 2016 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO2016), pp.1075-1080, Qingdao, China, Dec. 3-7, 2016.

研究業績

審査に係る査読付き学術雑誌論文(Journals)

- [1] 藤田健広, 山海嘉之, “頭上における重作業のための上肢支援システムの開発”, 日本機械学会論文集 (C 編) , Vol.82, No.833, DOI: 10.1299/transjsme.15-00434, 2016.

審査に係る査読付き国際会議論文(Proceedings)

- [1] Takehiro Fujita, Yoshiyuki Sankai, “Development of Motion Control Algorithm for Upper Limb Support System Based on Bioelectrical Signals for Heavy Work over Head”, Proc. of the 2015 IEEE/SICE International Symposium on System Integration (SII2015), pp.181-186, Nagoya, Japan, Dec. 11-13, 2015.
- [2] Takehiro Fujita, Hiroaki Kawamoto, Yoshiyuki Sankai, ” Voluntary Motion Support by an Upper Limb Support System Based on Bioelectrical Signals for Heavy Overhead Tasks ”, Proc. of the 2016 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO2016), pp.1075-1080, Qingdao, China, Dec. 3-7, 2016.