

介助者の腰部負担軽減を目的とした
介助用装着型補助具 Grip Suit の研究・開発

2020年3月

田代 雄大

博士学位論文

介助者の腰部負担軽減を目的とした
介助用装着型補助具 Grip Suit の研究・開発

Research and development of Wearable Auxiliary Tool
for behavior assistance "Grip Suit" for the purpose
of reducing caregiver's the lower back loads.

主査 青木 幹太 印 副査 釜堀 文孝 印

副査 牛見 宣博 印 副査 西菌 秀嗣 印

副査 梅崎 浩嗣 印 副査 盛 俊光 印

2020年3月

九州産業大学大学院
芸術研究科 造形表現専攻

田代 雄大

TASHIRO Takehiro

目次

はじめに	1
第1章 序論	2
1.1. 研究背景	2
1.1.1. 介護職者の腰痛	2
1.1.2. 腰痛の発生原因	3
1.2. アシストスーツの研究・開発	5
1.3. 福祉用具利用の有効性の検証	9
1.4. 研究目的	10
1.5. 本論文の構成	12
第2章 表面筋電図と動作解析による Grip Suit の有効性の検証	13
2.1. 研究方法	15
2.1.1. 被験者	15
2.1.2. 補助具の概要	15
2.1.3. 介助動作	16
2.1.4. 筋電図	18
2.1.5. 動作解析	19
2.1.6. 主観評価	19
2.1.7. 実験手順	19
2.1.8. 統計処理	20
2.2. 実験結果	20
2.2.1. 筋電図	20
2.2.2. 動作解析	22
2.2.3. 主観評価	23
2.3. 考察	23
2.4. まとめ	24
第3章 Grip Suit のグリップの位置が介助者の腰部負担軽減に及ぼす影響	25
3.1. 研究方法	25
3.1.1. 被験者	25
3.1.2. 補助具の概要	25
3.1.3. 介助動作	27
3.1.4. モーションキャプチャ	28
3.1.5. 筋電図	29
3.1.6. 主観評価	30

3.1.7. 実験手順	30
3.1.8. 統計処理	30
3.2. 実験結果	30
3.2.1. モーションキャプチャ	30
3.2.2. 筋電図	33
3.2.3. 主観評価	34
3.3. 考察	35
3.4. まとめ	36
第4章 介助用装着型補助具 Grip Suit の開発.....	37
4.1. プロトタイプモデルの開発条件.....	37
4.2. プロトタイプモデルの製作方法と工程.....	39
4.2.1. 背面フレームの検討	39
4.2.2. グリップの形状	42
4.3. プロトタイプモデル	45
第5章 結論	48
参考文献	51
謝辞	56

はじめに

今日、我が国は超高齢社会を迎え、総人口に対する高齢者の割合は約 27%を超えている。それに伴い要介護高齢者数も年々増加しており、介護現場では人材不足や身体負担などの様々な課題が指摘されており、特に介護職者の「職業性腰痛」は深刻な問題である。主な職業性腰痛の発生原因の一つとして、介護現場で頻繁に出現する移乗介助が挙げられており、その対策として我が国では、国の支援を受けてアシストスーツの研究・開発や福祉用具の有効性を客観的に検証する研究等が推進されている。このような介護職者への対策とともに、介護現場では、要介護者の自主性を尊重し、要介護者のできることは自ら行うことで、自立した生活を維持するリハビリテーションが求められている。

本学のヒューマンロボティクス研究センター (Human Robotics Research Center: 以下、HRRC) では、大学院芸術研究科、芸術学部、理工学部、商営学部、人間科学部と医学面のアドバイザーとして医療法人原三信病院香椎原病院が連携し、介護職者の腰部負担の軽減と要介護者の関節拘縮の予防、介助への依存心の抑制等により「自立支援介護」を目指した介助用装着型補助具 Grip Suit の研究・開発を進めている。

本研究では、高齢者や身体に障害がある人の移乗介助を行う介護職者の腰部負担軽減を目的とした介助用装着型補助具 Grip Suit について、2017 年 4 月から 2019 年 11 月の期間に実施した研究・開発を報告する。

第1章 序論

1.1. 研究背景

1.1.1. 介護職者の腰痛

我が国では総人口に占める65歳以上の高齢者の割合が、2016年に27.3%に達し、超高齢社会と言われている¹⁾。このような社会の到来に備えて、2000年4月に介護保険制度が導入され、介護施設や介護サービスの整備が進められてきたが、要介護や要支援に認定される高齢者数（以下、要介護者）は想定を超えて増加している（図1.1）。厚生労働省の介護職者の需給推計によると、2025年までに介護職者の需要見込みは253.0万人としているが、現状での推移シナリオによる介護職者の供給見込みは215.2万人で、需給ギャップを37.7万人と算出している²⁾。2017年度の介護労働実態調査によれば、すでに介護施設の66.6%で人手が不足しており、その結果、介護職者の精神的・肉体的負担の増加が指摘されている³⁾。実際に、介護職者が働くうえでの悩みについて調査を行った結果、身体的に負担が大きいと回答した割合は29.9%とされている³⁾。

介護職者の身体的な負担の一つが腰痛である。仕事で発症・悪化する腰痛を「職業性腰痛」といい、厚生労働省の業種別職業性腰痛の発生状況では、社会福祉施設が全体の18.8%と最も高く⁴⁾、老人保健施設などの介護職者を対象とした腰痛に関するアンケート調査では、腰痛を有する者は57.5%～74.7%で介護職者の半数以上が腰痛を発症している^{5, 6)}。

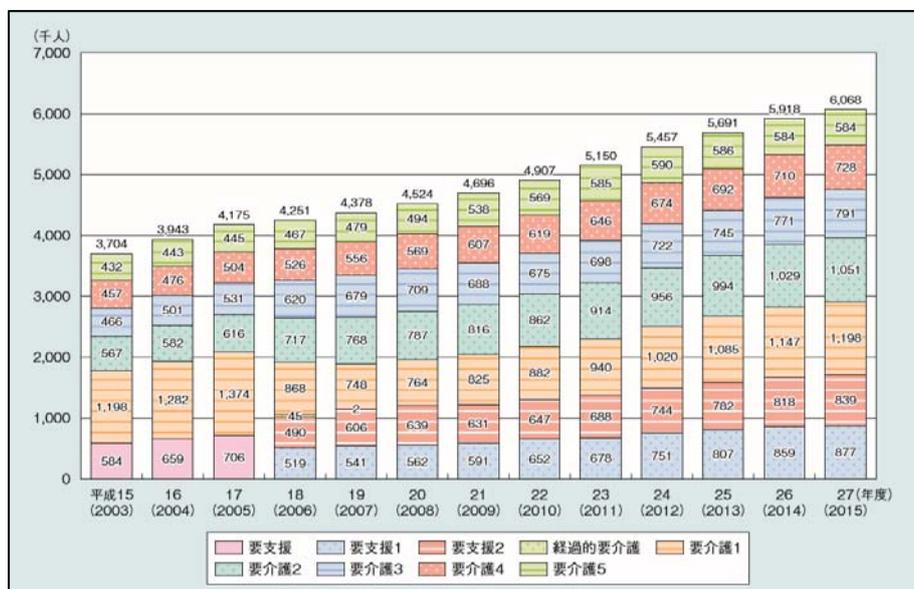


図 1.1 65歳以上の要介護度別認定者数の推移
 出展：内閣府『平成30年度版 高齢社会白書』¹⁾

1.1.2. 腰痛の発生原因

前述したように介護職者の多くが腰痛を発症しているが、腰痛には、レントゲンや MRI などで疾患の原因が特定できる特異的腰痛（腰椎椎間板ヘルニア、腰部脊柱管狭窄症、脊椎分離すべり症など）と厳密に原因が特定できない非特異的腰痛の2つに分類され、腰痛患者の約85%が非特異的腰痛とされている^{7,8)}。そのため腰痛は、発生の予防が重要であり、厚生労働省は1994年度に「職場における腰痛予防対策指針」を策定し（2013年度に改定し、介護作業の適用範囲・内容の充実化を行っている）、労働現場における健康保持増進を目的に行政指導を行っている^{4,9)}。腰痛発生の主な要因は、①動作要因、②環境要因、③心因的・社会的要因、④個人的要因があり¹⁰⁾、職業性腰痛のほとんどは、①動作要因の肉体的重労働、物体の挙上、物体の押し・引き、体幹の屈曲と捻転、反復作業、②環境要因の静的労働姿勢、振動により発症している¹¹⁾。

介護施設等における介護職者の業務は、総勤務時間の40%以上が施設入所者の「起床・就寝・更衣」、「入浴」、「食事」、「排泄」、「移乗」などの介助作業に従事しており、介助作業のほぼ40%で「前傾」、「しゃがみ」、「膝つき」などの姿勢をとっている¹²⁾。このような介助作業の多くで、要介護者をベッドから車椅子へ移すといった移乗介助を伴い、その際に要介護者の身体を支えながら「前傾」、「しゃがみ」、「膝つき」などの姿勢を伴う動作を行っている。介護職者の腰痛発生状況を移乗、移乗以外に分けて調べたデータによると移乗介助は全体の70%を占め（表1.1）、そのうち移乗元と移乗先では、ベッドから車椅子が最も多く53件である（表1.2）⁴⁾。移乗介助は、前傾・中腰姿勢で人を抱え上げる動作であり、物を持った状態の前傾姿勢や中腰姿勢では、腰椎間の圧力が上昇し¹³⁾、背筋群の筋活動が活発になるなど腰部の負担が大きいことが知られている（図1.2）。

以上のことから、移乗介助の際の腰部負担軽減のための製品・技術開発は介護職者の腰痛予防に大きく貢献すると考えられる。

表 1.1 社会福祉施設の単独・共同作業別の移乗、移乗以外の腰痛発生状況

	単独	共同	合計	合計 (保育を除く)
移 乗	172 (50.0%)	52 (15.1%)	224 (65.1%)	224 (70.0%)
移乗以外	116 (33.7%)	4 (1.2%)	120 (34.9%)	96 (30.0%)
合 計	288 (83.7%)	56 (16.3%)	344 (100.0%)	320 (100.0%)

出展：厚生労働省『職場における腰痛予防対策指針の改訂及びその普及に関する検討会報告書』⁴⁾

表 1.2 移乗介助に係る単独・共同作業別の移乗元・先の腰痛発生状況

		移 乗 先						移乗元別計
		ベッド	車いす	浴 槽	床	トイレ	その他	
移 乗 元	ベッド	5 (単1、共4)	53 (単46、共7)	5 (単2、共3)	0	7 (単7、共0)	3 (単3、共0)	73 (32.6%)
	車いす	44 (単31、共13)	19 (単18、共1)	1 (単1、共0)	2 (単0、共2)	8 (単5、共3)	8 (単8、共0)	82 (36.6%)
	浴 槽	3 (単0、共3)	4 (単3、共1)	0	0	0	14 (単10、共4)	21 (9.4%)
	床	1 (単1、共0)	11 (単10、共1)	2 (単0、共2)	1 (単1、共0)	6 (単5、共1)	4 (単4、共0)	25 (11.2%)
	トイレ	2 (単2、共0)	5 (単4、共1)	0	0	0	0	7 (3.1%)
	その他	2 (単0、共2)	9 (単6、共3)	1 (単0、共1)	0	4 (単4、共0)	0	16 (7.1%)
	移乗先別計	57 (25.4%)	101 (45.1%)	9 (4.0%)	3 (1.3%)	25 (11.2%)	29 (12.9%)	224 (100.0%)

出展：厚生労働省『職場における腰痛予防対策指針の改訂及びその普及に関する検討会報告書』⁴⁾

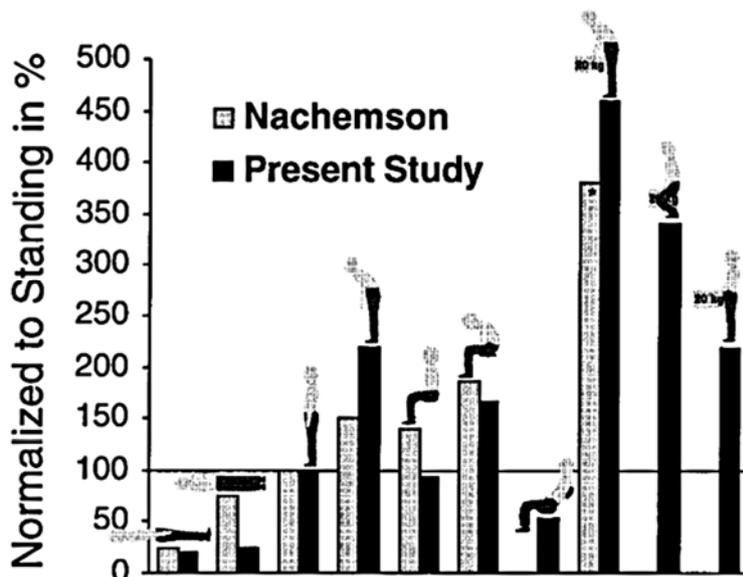


図 1.2 椎間内圧に関する2つの研究データの比較

出展：Wilke H-J, et.al: New In Vivo Measurements of Pressures in the Intervertebral Disc in Daily Life.¹³⁾

1.2. アシストスーツの研究・開発

我が国では、移乗介助を行う介護職者の身体的負担の軽減を目的にした技術開発・製品開発が行われているが、急速に普及が進んでいるのがアシストスーツである。アシストスーツは、装着者の身体動作を素材の特性や電動モータなどで補助し、身体負担を軽減する。現在、販売・リースされているアシストスーツは、動力を使う「アクティブタイプ」と動力を使わない「パッシブタイプ」の2種類のタイプがある。本節では、それぞれ販売・リースで普及している製品について比較する。

アクティブタイプは、経済産業省と厚生労働省が2012年に「ロボット技術の介護利用における重点分野」という施策を策定し¹⁴⁾、国策として製品の研究・開発を推奨しており、装着者の動きをセンサで検知し、電動モータなどの動力を用いて筋力負担を軽減する(表1.3)。佐藤らは、皮膚表面に電極を貼付けて取得できる生体電位信号を活用し、各関節のモータが人の動作に合わせてアシストするロボットスーツ HAL[®]を開発し、移乗介助における有効性について報告している¹⁵⁾。2014年度からは腰部と大腿の動きに限定した HAL[®]腰タイプ作業支援用の販売・リースを開始し、競合するアクティブタイプの中でも3kgと最軽量である¹⁶⁾。株式会社ユーピーアールが開発した「サポートジャケット Ep+ROBO」は腰背部の姿勢読取センサが腰部左右のモータの駆動により、上体と大腿を支えることで筋の負荷を最大42.8%軽減することが可能であり、切り替えスイッチで「アシストの強さ」や「動作の反応速度」を調整することができるのが特徴である¹⁷⁾。株式会社 ATOUN が販売・リースする ATOUN MODEL Y は、モータの駆動により荷物を抱え上げる動作をアシストする「アシストモード」、モータの機能をオフにする「歩行モード」、荷物を下ろす動作をアシストする「ブレーキモード」をセンサで身体動作を検知し、自動で切り替える機能と IP55 (粉塵からの保護、いかなる方向からの水の直接噴流によっても有害な影響を受けない) 相当の防塵・防水性能を備え、屋外や雨天時の運用が可能である¹⁸⁾。

このように、アクティブタイプは電動モータの小型化やアシストする「強さ」や「速度」を装着者が容易に調整できるのが主流であり、常時装着して作業を行う輸送業、建築業、農業の分野で普及が進んでいる。しかし、介護現場では、高価格であるうえに装着の煩わしさや書類作成でデスクワークを行う際に邪魔になるなどの理由から十分普及しているとはいえない。

表 1.3 アクティブタイプの比較表

	アクティブタイプのアシストスーツ		
製品	HAL [®] 腰タイプ作業支援用 	サポートジャケット Ep+ROBO 	ATOUN MODEL Y 
メーカー	CYBERDYNE 株式会社	株式会社ユーピーアール	株式会社 ATOUN
駆動源・アクチュエータ	バッテリー・電動モーター	バッテリー・電動モーター	バッテリー・電動モーター
流通形態	リース	販売・リース	販売・リース
アシスト部位	腰	腰	腰
インターフェイス	生体電位信号	姿勢読取センサ	姿勢読取センサ
重量	3 kg	3.4 kg	4.5 kg
サイズ	Free	Free	Free
価格	5年間リース：初期導入費用¥400,000+月/¥130,000 合計：8,200,000	デイリーリース：¥1,000 マンスリーリース：¥18,000 販売：オープン価格	マンスリーリース：¥70,000 販売：¥800,000
引用	https://www.cyberdyne.jp/products/Lumbar_LaborSupport.html	https://www.upr-net.co.jp/products/eprobo.html	http://atoun.co.jp/products/atoun-model-y

パッシブタイプは、ゴムの伸縮性やカーボンの反発性などの素材特性によって、抱え上げ動作や中腰姿勢の維持など着用者にとってつらい動きを軽減する(表1.4)。小林らは、ゴムチューブを筒状のナイロンメッシュで覆い両端を金属で固くとめた構造で、内側へ圧縮空気を注入するとゴムチューブが膨張し、ナイロンメッシュの収縮に伴う強い張力によって駆動する McKibben 型人工筋肉を開発した。この人工筋肉を採用したマッスルスーツエブリイは、手動式の空気入れを使用し、人工筋肉の補助力を調整することが可能で、腰部を補助するために下半身に対して上半身を回転させる力を補強するのが特徴である¹⁹⁻²¹⁾。株式会社富樫縫製は、福島大学・福島県ハイテクプラザとの産学官共同研究で開発した「Sの力」を製造・販売する。「Sの力」は、腰背部から胸椎背部まで伸びる2本のS字カーボンプレート(脊柱カーブに沿わせた)の反発力が、抱え上げる際の上体を支える、持ち上げる等の効果により、腰への負担を約7.4kg軽減するのが特徴である²²⁾。今村らが開発した「スマートスーツ®」は、腰部の幅広ベルトの腹圧効果と左右の肩と大腿を対角線に結んだゴム素材の張力を活用して抱え上げる動作をアシストするのが特徴である²³⁾。現在は、縫い合せが可能な布地素材の特性を活かし、オリジナルユニフォームとスマートスーツを融合した「パンツスタイル」、「オーバーオールスタイル」などの製品を販売している²⁴⁾。株式会社ユーピーアールが販売する「サポートジャケット(Bb+FIT)」は、脊柱に沿うS字の樹脂フレーム(Bb+)による姿勢矯正機能、腰部幅広ベルトと膝ベルト間の大腿背部に沿わせたゴム素材の張力による股関節の伸展アシスト機能により、抱え上げ動作の負担を軽減するのが特徴である²⁵⁾。

このように製造・販売されているパッシブタイプは、素材の特性である伸縮・反発性などを装着者の身体の動作方向に合わせて装着することで身体動作をアシストする方法が主流である。また、アクティブタイプに比べ価格が抑えられ、漏電のリスクがないため水場での利用も可能であることから介護現場での普及が期待されている。

表 1.4 パッシブタイプの比較表

	パッシブタイプのアシストスーツ			
製品	マッスルスーツエブリイ 	S字の力 (パワーメッシュワークサポートスーツ) 	スマートスーツ® 	サポートジャケット Bb+FIT (SLIM) 
メーカー	株式会社イノフィス	株式会社富樫縫製	株式会社スマートサポート	株式会社ユーピーアール
アシスト素材	McKibben 型人工筋肉	カーボン	天然ゴム	天然ゴム・POM 樹脂
流通形態	販売	販売	販売	販売
インターフェイス	無し	無し	無し	無し
重量	3.8 kg	約 450g(L サイズ)	—	600g
アシスト部位	腰	背中・腰	背中・腰	背中・腰
サイズ	Free	S、M、L、XL	S、M、L、XL	S、M、L、XL
価格	¥136,000	¥38,880	¥28,000	¥25,000
引用	https://innophys.jp/lp/muscle-suit-every/	http://sji.shop/	https://smartsuit.org/#freeareaitem-8	http://assistsuit.upr-webshop.jp/

1.3. 福祉用具利用の有効性の検証

欧米では、介護作業に伴う介護職者の身体負担や健康問題に関する研究が盛んに行われており、介護現場における福祉用具の普及が進められている²⁶⁻²⁹⁾。我が国では、厚生労働省が2013年に「職場における腰痛予防対策指針」の見直しを行い、その中で移乗介助に関連して、人が人を抱え上げることを原則禁止し、リフト、トランスファーボードなどの福祉用具を利用することを明記しているが⁹⁾、福祉用具の導入は35%にとどまり、用具が十分普及しているとはいえない（川崎市内の養護老人ホームにおけるアンケート調査結果³⁰⁾。福祉用具の普及を阻害する要因には、介護の基本は「人の手で行うもの」という従来の考えがいまだに浸透していることや、福祉用具の導入における費用対効果が明らかになっていないことなどがある³¹⁾。

これに対し我が国では、移乗介助の際に福祉用具を使用した場合の有効性をバイオメカニクス的手法で検証した研究があり、富岡らは、表面筋電図、体幹前傾角度の計測と主観評価を用いて、ベッドから車椅子への移乗介助において、トランスファーボードと介助ベルト（要介護者が装着）を併用することが有効であると報告している³²⁾。勝平らは、モーションキャプチャと床反力計を用いた腰部負担計測法により、介助ベルト（介護職者が装着）とトランスファーボードは道具を使用しない方法と比較して腰部負担の軽減に有効であるとしている³³⁾。

このように福祉用具の普及に向けて介護職者の腰部負担を客観的に検証する研究が推進されている。福祉用具の利用方法を紹介する文献では、福祉用具を正しく使用するために介護職者の姿勢や動作のタイミング、福祉用具の位置など実際の写真やイラストを用いて詳しく解説されている³⁴⁻³⁶⁾。

1.4. 研究目的

前節で述べたように介護職者の腰痛発症率の高さは、これまでも深刻な問題として捉えられてきた。我が国では、介護職者の腰痛発症を抑えるためのアシストスーツの研究・開発や福祉用具の有効性をバイオメカニクスの手法を用いて検証する研究がされてきたが、本来、介護・介助とは介護職者の負担軽減だけではなく、要介護者の自主性を尊重し、要介護者ができることは自ら行う自立した生活を維持するリハビリテーションが求められる。その具体例として、我が国では2018年度の介護報酬改定で「自立支援介護」を基にした新しい介護サービスが導入されている³⁷⁾。

本研究は、2015年度より要介護者を移動する局面で頻繁に行われる移乗介助を行う介護職者の腰部負担軽減を目的に、介助用装着型補助具 Grip Suit の研究・開発を行っており、本学のヒューマンロボティクス研究センター (HRRC) の研究テーマとして取り組んでいる³⁸⁻⁴⁰⁾。HRRC では、大学院芸術研究科、芸術学部、理工学部、商学部、人間科学部の学部横断連携と医学面のアドバイザーとして医療法人原三信病院香椎原病院が連携した研究を推進している。本研究の Grip Suit は、介護職者（以下、介助者）の上体の湾曲を抑制し適正な介助姿勢を保つことで腰部負担の軽減を目的とした背面フレームと要介護者の関節拘縮の予防、介助への依存心の抑制等により「自立支援介護」を目指し、要介護者が介助される際に自ら身体を支えるグリップを備えている。本研究の目的は、開発する Grip Suit の介助者の腰部負担軽減においてバイオメカニクスの手法を用いて有効性を検証し、検証実験で明らかとなった Grip Suit の開発条件を基に実用化に向けたプロトタイプモデルを製作することである（図1.3）。

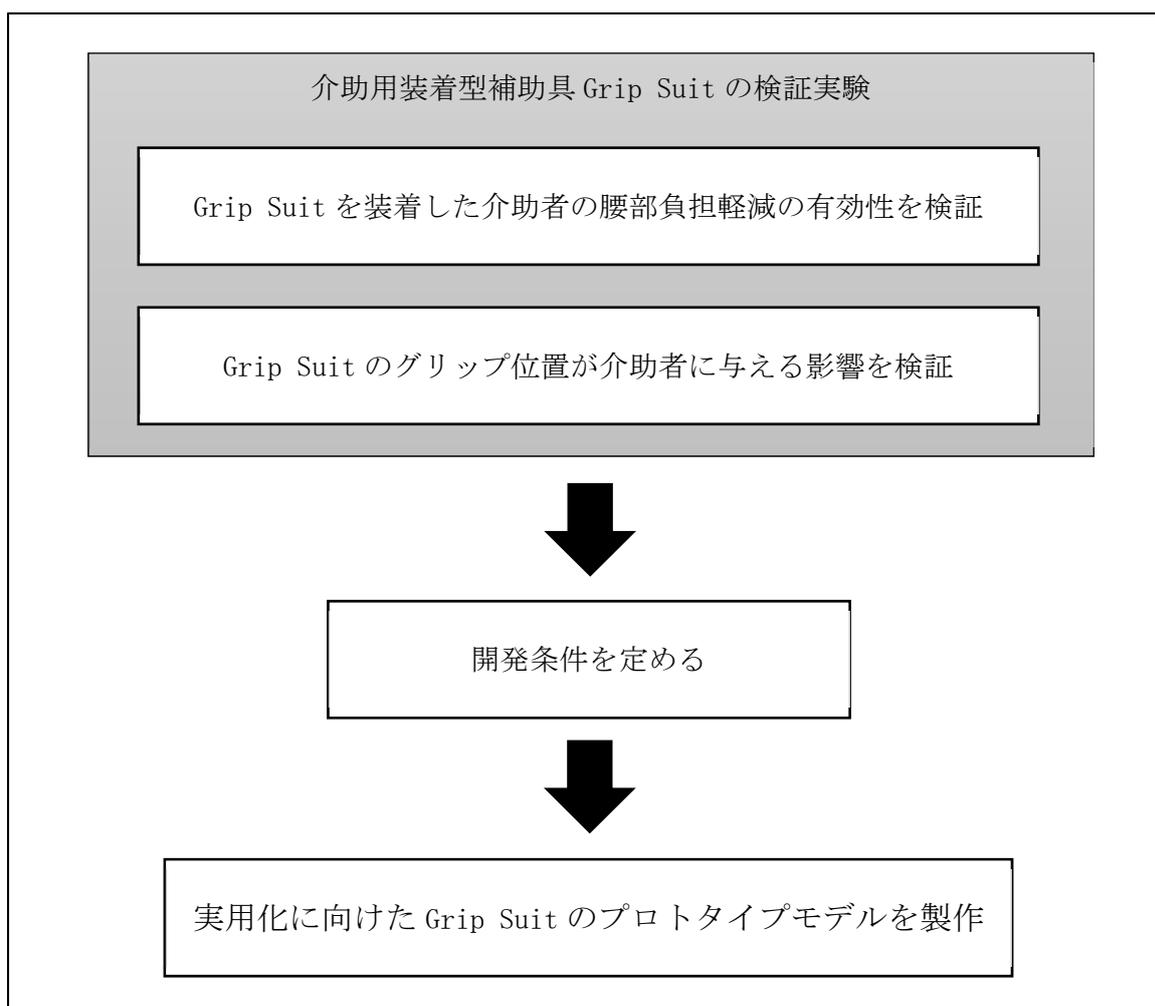


図 1.3 本研究の目的

1.5. 本論文の構成

本論文は全5章により構成され、各章の内容は次の通りである。

第1章では、本研究の背景と目的について述べ、介助者の腰痛要因および腰痛予防に向けた我が国の取り組みについて、先行研究を中心にその知見を示すとともに、研究・開発すべき介助用装着型補助具 Grip Suit について言及した。

第2章では、介助用装着型補助具 Grip Suit を装着した介助者の腰部負担軽減の有効性を検証するため、3条件で移乗介助を実施したときの表面筋電図と動作解析を用いて検証した結果について述べる。

第3章では、介助用装着型補助具 Grip Suit の3箇所のグリップを要介護者がそれぞれ把持した場合に介助者の腰部負担にどのような影響があるのかを検証するため、4条件で模擬介助を行い、モーションキャプチャと表面筋電図を用いて検証した結果について述べる。

第4章では、2章、3章の実験結果を基に介助用装着型補助具 Grip Suit の開発条件を定め、製作方法と流れ、完成したプロトタイプモデルについて述べる。

第5章では、本研究に関する総括を行い、今後の展望を述べ、結論とする。

尚、第2章は、「表面筋電図と動作解析による介助用装着型補助具の有効性の検証」(田代雄大、青木幹太、西菌秀嗣、榊泰輔)、第3章は、「介助用装着型補助具の要介護者が把持するグリップの位置の違いが介助者の腰部負担に及ぼす影響」(田代雄大、青木幹太、西菌秀嗣、本山清喬、梅崎浩嗣)で、日本デザイン学会のデザイン学研究に投稿した研究論文に基づいている。また、2019年度4月より日本学術振興会の助成(腰痛の発生を抑制する介護デバイスの実用化研究, JSPS 19K12694)を受けている。

第2章 表面筋電図と動作解析による Grip Suit の有効性の検証

前章では、超高齢社会を迎えた我が国の介護現場の人手不足や介助者の「職業性腰痛」の問題に対して、介助者の腰痛の発生原因やその対策の一つであるアシストスーツの研究・開発の現状を踏まえて、福祉用具の有効性を検証する研究などを背景に、筆者らが2015年度より取り組んでいる介助用装着型補助具 Grip Suit の研究・開発の考え方について述べた。本章では、Grip Suit を使用した介助動作における介助者の腰部負担軽減の有効性について、使用者である介助者の生理負担や介助動作の特徴を表面筋電図と動作解析より明らかにする。

表面筋電図 (Surface Electromyogram : Surface EMG) は、筋の活動電位を皮膚に貼った表面電極で記録し、その信号を増幅したものであり⁴¹⁾、いくつかの異なる筋の活動電位を多チャンネルで同時記録し、筋活動のパターンから身体運動の特徴や振幅の度合いで筋負担の大きさを定量的に測ることができる (図2.1)⁴²⁾。移乗介助は、上下肢の屈曲・伸展と上体の前傾を伴う中腰姿勢が頻繁に出現し、上肢、体幹、下肢の筋肉を用いた全身運動であることから、表面筋電図は介助者の生理負担を評価するのに適している。

介助作業における中腰姿勢では、体幹重心 (以下、頭部 : Head + 腕 : Arm + 体幹 : Trunk = HAT 重心) を支えるために活発な筋活動が出現する。中腰姿勢は、腰椎椎間関節を中心に体幹の伸展時に腰部伸展モーメントが生じる。この腰部伸展モーメントは、HAT 重心にかかる重力のベクトルまでのレバーアーム L と HAT 重心の重力 F の積で求められ (図2.2)、体幹の前傾角度が大きいほど、レバーアーム L が大きくなり、腰部伸展モーメントが増加し、腰部負担が増大する⁴³⁾。即ち、移乗介助の際の体幹の前傾角度は、腰部負担の評価指標となる。

本章では、健康な学生4名で補助具を使用しない方法、既製の介助ベルトを使う方法、Grip Suit を使う方法の3条件で模擬移乗介助を実施し、表面筋電図、体幹前傾角度による客観的評価と被験者からのアンケート記述による主観評価から Grip Suit の有効性を検証した。

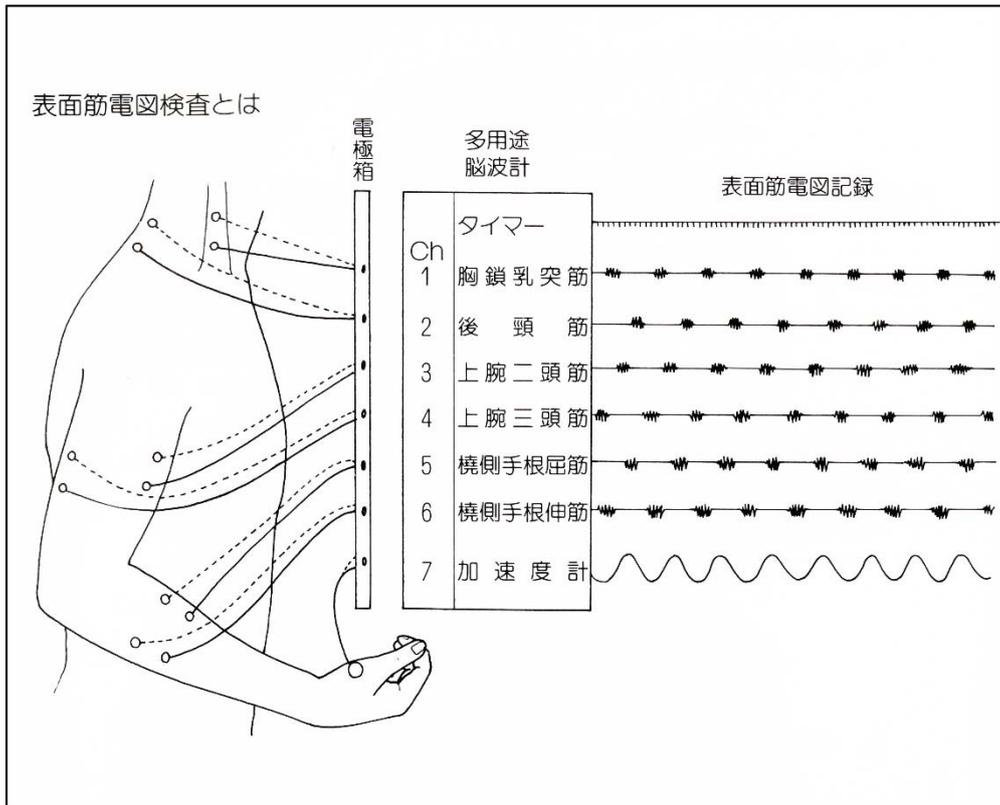


図 2.1 表面筋電図の仕組み

出展：筋電図判読テキスト⁴²⁾

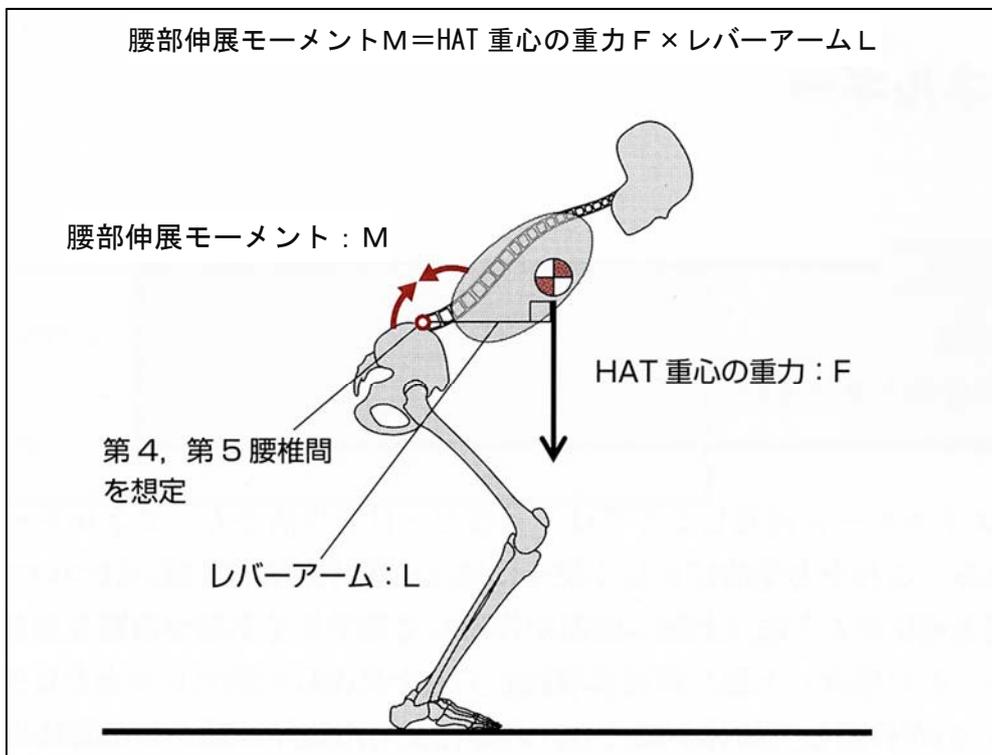


図 2.2 腰部伸展モーメントの算出方法

出展：介助にいかすバイオメカニクス⁴³⁾

2.1. 研究方法

2.1.1. 被験者

被験者は、介護経験のない健康な男子大学生2名、女子大学生2名である。年齢は4名とも20歳で、身長のアverage±標準偏差は、男子が163.5±1.15cm、女子が158.4±0.2cm、体重のアverage±標準偏差は、男子が52.0±4kg、女子が46.0±1kgである。要介護者は、健康な男子大学生1名、身長は171.7cm、体重は87kgで、実験中は力まず介助者の誘導に従うように指示した。

2.1.2. 補助具の概要

本研究で使用する既製の介助ベルト（テイコブ楽々入浴用介助ベルト，幸和製作所製）は、幅広のベルトにバックルが取り付けられ、介助者の腰部に巻き付けて使用する。ベルトには、把持部分が縦方向に4箇所、横方向に3箇所交互に縫い付けられている（図2.3）⁴⁴⁾。

Grip Suit（以下：補助具）は、硬質樹脂製の本体を両肩で担ぎ、幅広のベルトを腰部に巻きつけて固定する。本体は、要介護者が介助を受ける際に自ら身体を支えるグリップが胸部、背部、肩部の3箇所に（図2.4のi）、要介護者を抱き上げる際に、介助者の脊柱の椎間関節の屈曲を抑制する脊柱に沿ったフレームを備えている（図2.4のii）。



図 2.3 既製の介助ベルト（幸和製作所）⁴⁴⁾



図 2.4 Grip Suit（補助具）

2.1.3. 介助動作

実験では、椅子Aに着座した被験者を抱え上げて立位姿勢にし、体幹を支持したまま身体の向きを90°回旋し、椅子Aと直角の位置に置いた椅子Bに抱え降ろす一連の移乗介助を行った(表2.1)。移乗介助は、条件Ⅰ.両手組法(補助具を使用しない方法)、条件Ⅱ.介助ベルト法(既製の介助ベルトを使う方法)、条件Ⅲ.補助具(Grip Suitを使う方法)の3条件で行った。表2.1の[①起立-②方向転換-③着座]の3条件の動作の特徴を以下に示す。

条件Ⅰ.両手組法(補助具を使用しない方法)

両手組法は、補助具を使用しない方法で、[①起立]は、要介護者の腰背部で両手を組み、両膝を要介護者の両膝に当てて、膝関節、股関節、体幹を屈曲し前傾姿勢となり、次に膝関節、股関節、体幹を伸展し、上体を背面方向へ反る動作で起立介助を行う。[②方向転換]は、要介護者の体幹を腰背部で支え、90°の回旋を行う。[③着座]は、両膝を要介護者の両膝に当て、膝関節、股関節、体幹を屈曲し、上体を前傾して着座させる。以上の動作中、要介護者は介助者の背部で両手を組んだ状態である(図2.5)。

条件Ⅱ.介助ベルト法(既製の介助ベルトを使う方法)

介助ベルト法は、介助者が既製の介助ベルトを腰部に装着し、[①起立]は、要介護者の両脇を両手で支え、両膝を要介護者の両膝に当て、膝関節、股関節、体幹を屈曲し前傾姿勢となり、次に膝関節、股関節、体幹を伸展し、上体を背面方向へ反る動作で起立介助を行う。[②方向転換]は、要介護者の両脇を両手で支え、90°の回旋を行う。[③着座]は、両膝を要介護者の両膝に当て、膝関節、股関節、体幹を屈曲し、上体を前傾して着座させる。以上の動作中、要介護者は介助ベルトを把持した状態である(図2.6)。

条件Ⅲ.補助具(Grip Suitを使う方法)

補助具は、介助者が補助具を装着し、[①起立]では、要介護者の両腕を両手で支え、下肢は右脚を伸展、左脚を屈曲し、左膝を要介護者の右膝に当てた姿勢で、左脚を一步後退し、股関節の伸展による背面方向へ上体を反る動作で起立介助を行う。[②方向転換]は、要介護者の両腕を両手で支え、90°の回旋を行う。[③着座]は、左膝を要介護者の右膝に当て、両膝の屈曲を利用して要介護者を着座させる。以上の動作中、要介護者は補助具の胸部グリップを把持した状態である(図2.7)。

表 2.1 3条件の動作区分

動作	動作区分
開始: 停止位置から要介護者の正面に進み構え姿勢となる	停止位置から介助者が構えるところまで
①起立: 要介護者を座位姿勢から起立させる	介助者が構えたところから要介護者を座位から立位にする動作まで
②方向転換: 介護者の立位姿勢を維持したまま、身体向きを90°回旋し、椅子Bの正面で立位姿勢を保持する	要介護者が立位したところから椅子Bの正面へ方向を変えるところまで
③着座: 立位姿勢から椅子Bへ着座させる	椅子Bの正面の立位から着座させ、要介護者の上体が椅子Bの背もたれに付くところまで
終了: 要介護者の正面から停止位置へ戻る	要介護者を着座させたところから介助者が停止位置に戻るまで



図 2.5 両手組法の動作の特徴

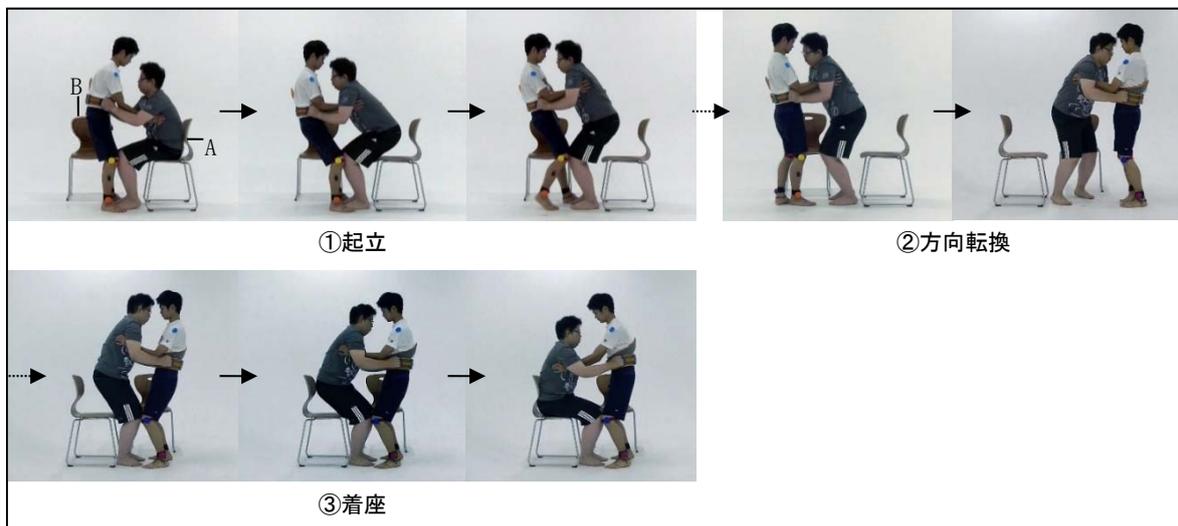


図 2.6 介助ベルト法の動作の特徴



図 2.7 補助具の動作の特徴

2.1.4. 筋電図

筋電図は、先行研究を参考に⁴⁵⁻⁵⁰⁾、被験者の利き手側の上腕二頭筋、背筋群（Th4-5、Th9-10）、大腿四頭筋の筋活動を表面筋電図法を用いて測定した（図2.8）。筋電図の測定には、無線装置を搭載した完全無線筋電ピッカー（27×37×15mm、以下筋電ピッカー）のワイヤレス筋電システム、「デルシストリグノ（デルシス社製）」を用いた。筋電ピッカーは、装着部位の皮膚をアルコール消毒綿（エタノール 76.9～81.4%）で清拭し、表面が十分に乾いてから両面テープで貼りつけた。導出された筋電データ（サンプリングレート：2000Hz）は受信機を介してパーソナルコンピュータに記録・保存した。

表面筋電図は、個人、測定環境、測定部位などの要因で個人差が出現するため、移乗介助の実験前に被験者4名の上腕二頭筋、背筋群、大腿四頭筋の随意最大筋力を測定し、被験者毎に移乗介助で出現した筋活動について、随意最大筋力発揮時の筋電図に対する割合を算出した。随意最大筋力の測定は、トランスデューサー（張力用アタッチメント：竹井機器）をワイヤーで固定し、被験者には部位毎にクッション付バンドを装着して、5秒間、随意最大筋力を発揮させた（図2.9）。

筋電図データの分析は、被験者、条件毎に「①起立－②方向転換－③着座」時の筋電図の積分値を%MVC（随意最大筋力発揮時の筋電図の最大値を100%とする）で算出した。

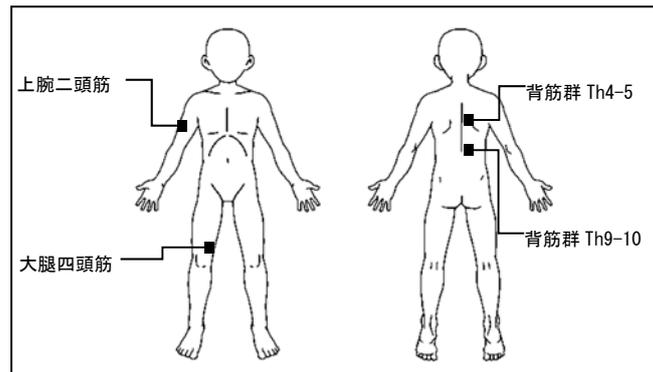


図 2.8 筋電ピッカーの貼付け位置

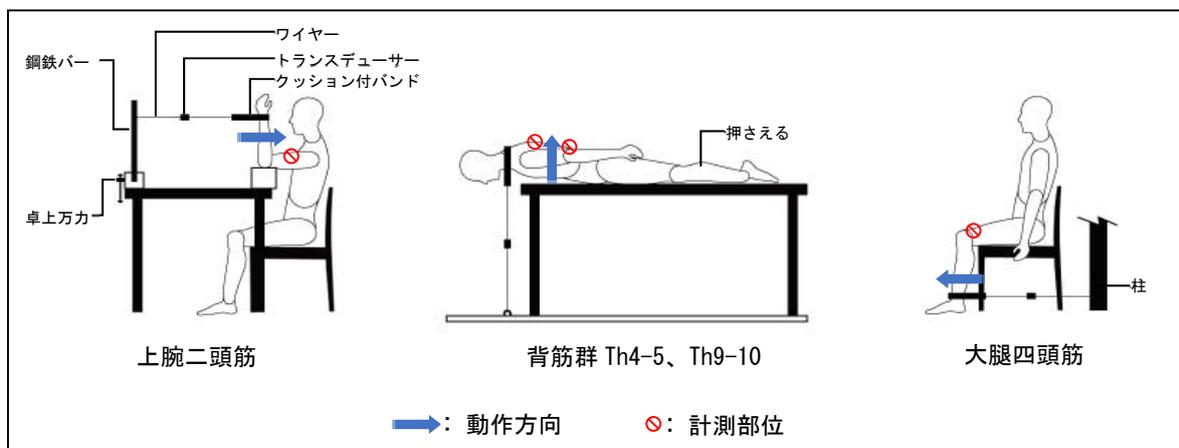


図 2.9 随意最大筋力の計測方法

2.1.5. 動作解析

介助者の姿勢や動作の測定は、動作解析法を用いた。測定ではデジタルビデオカメラ (Everio GZ-F200 : 株式会社 JVC ケンウッド) 2 台を介助者の右側と後方に設置し、実験開始から終了までの一連の動作を記録した (図 2.10)。記録した映像データは動作解析ソフトウェア (フォームファインダー) を用いて、0.6 秒間隔の連続写真に編集し、介助者の直立姿勢を基準としたときの [①起立]、[③着座] 時の体幹前傾角度を算出した (図 2.11)。また、連続写真は、Illustrator (Adobe) でスティックピクチャーに編集し、移乗介助の姿勢変化を視覚化した。

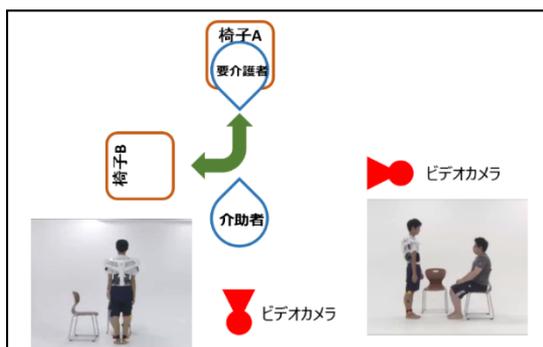


図 2.10 動作解析法の説明図

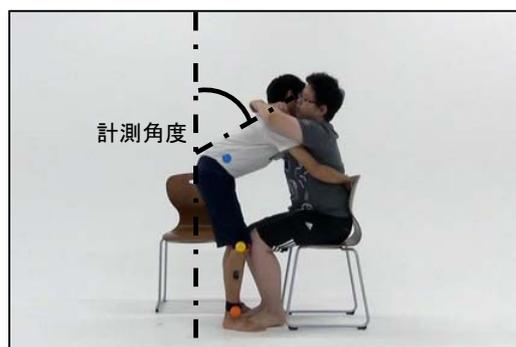


図 2.11 体幹前傾角度の計測基準

2.1.6. 主観評価

移乗介助の条件毎に、被験者の身体的な負担や介助作業のしやすさについて、アンケートによる主観評価を行った。

2.1.7. 実験手順

被験者には、実験の前日に 3 条件による移乗介助の方法や手順を口頭で説明し、数回の練習を行った。

実験では筋電ピッカーを装着し、随意最大筋力 (MVC) を測定後、5 分間の安静をはさみ、3 条件毎の移乗介助を [5 回連続 - 5 分安静 - 5 回連続] を 1 セットとして行なった (図 2.12)。3 条件の間に 5 分間の安静をとり、4 名の被験者で 3 条件の順番がランダムになるようにした。

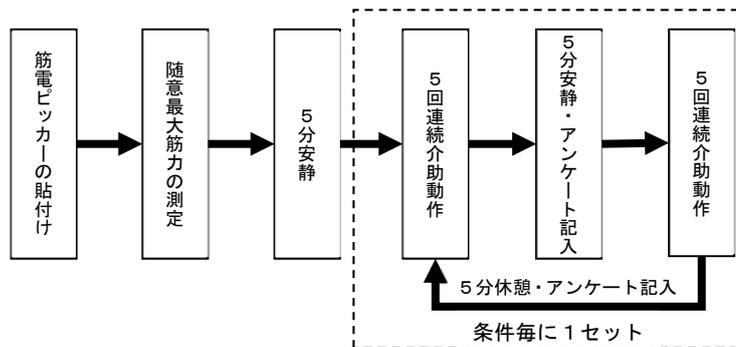


図 2.12 実験手順

2.1.8. 統計処理

3条件の筋電図積分値と体幹前傾角度は、統計処理をIBM SPSS Statistics 24を用いて行った。3条件の動作区分間の有意差検定は、一元配置の分散分析を行い、分散の等質性が保証されたものについて、多重比較検定のBonferroni法を用いて統計処理を行った⁵¹⁾。

2.2. 実験結果

2.2.1. 筋電図

図2.13は、3条件の部位別、動作区分別の筋電図波形を示している。部位別では、背筋群のTh4-5、Th9-10の筋電位が、[①起立]で両手組法と介助ベルト法で増加し、補助具は増加してない。大腿四頭筋の筋電位は、補助具の[①起立]で増加している。

表2.2は、3条件の[①起立-②方向転換-③着座]動作の1秒あたりの%MVCの平均値を算出し、多重比較検定を行った結果である。上腕二頭筋の筋電位は、[③着座]で補助具が介助ベルト法に比べ有意に高いが、背筋群Th4-5では[①起立]で補助具が介助ベルト法に比べて有意に低く、背筋群Th9-10では[①起立]、[②方向転換]で補助具が両手組法、介助ベルト法に比べ有意に低く、[③着座]で補助具が両手組法比べ有意に低い。一方、大腿四頭筋の筋電位は[①起立]、[③着座]で補助具が両手組法、介助ベルト法に比べ有意に高いという結果であった。

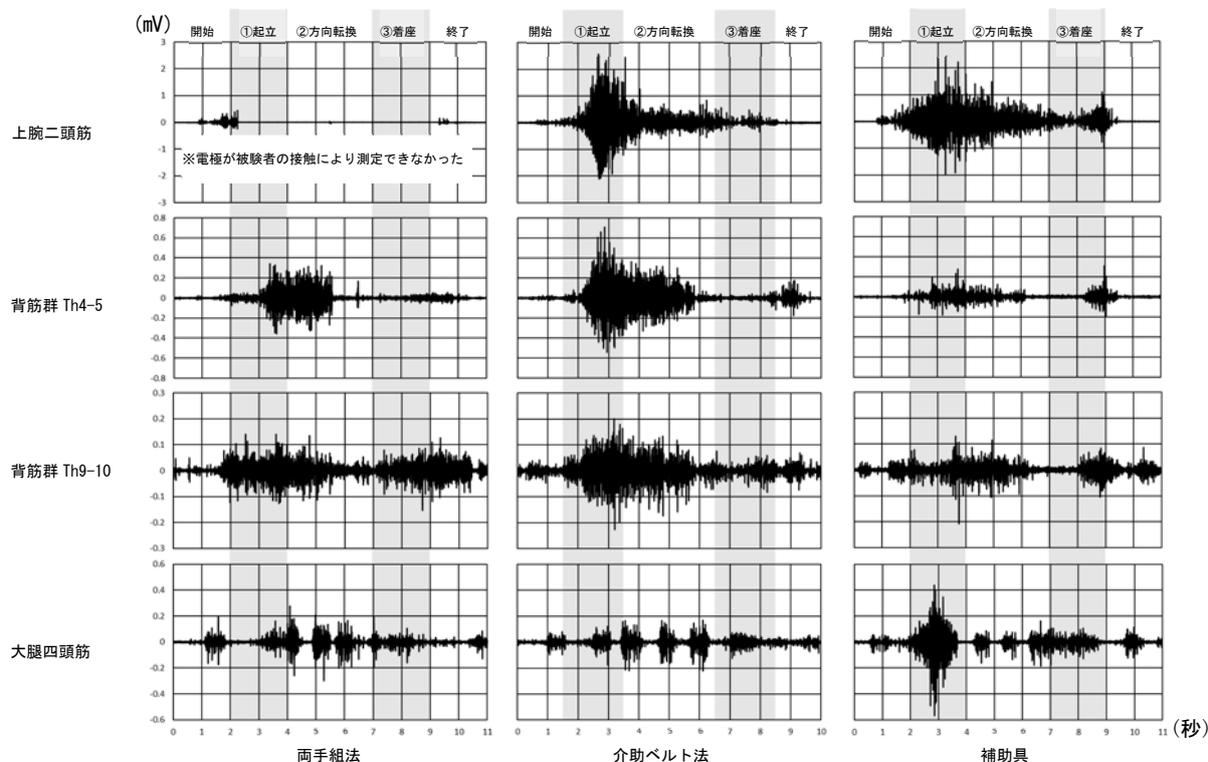


図 2.13 筋電図波形

表 2.2 筋電図積分値 (%MVC) の比較

	①起立	②方向転換	③着座
— 電極が被験者の接触により測定できなかった —			
上腕二頭筋	28.11±16.54	21.08±11.08	6.63±3.77
	28.79±17.63	20.82±11.74	11.87±11.39
背筋群 Th4-5	34.78±23.88	24.62±16.08	18.35±13.46
	55.69±24.61	38.59±17.9	18.41±10.35
	29.97±11.69	22.26±11.14	23.29±14.22
背筋群 Th9-10	43.02±16.70	24.59±6.26	22.93±9.54
	34.65±9.51	25.76±9.00	17.58±9.02
	23.17±6.05	17.83±6.94	18.96±8.83
大腿四頭筋	47.96±30.52	42.33±27.82	28.15±19.70
	49.85±34.33	32.89±15.53	29.77±18.48
	90.80±55.89	38.43±21.85	50.34±39.74

* p < 0.05 ** p < 0.01 *** p < 0.001

上段：両手組法 中段：介助ベルト法 下段：補助具

※表は被験者4名の10回の動作、合計40試行の平均値と標準偏差（単位：%）

2.2.2. 動作解析

スティックピクチャーによる動作解析では（図2.14）、両手組法は、〔①起立〕、〔③着座〕で深い中腰姿勢、介助ベルト法は、〔①起立〕、〔③着座〕で両下肢を揃えた浅い中腰姿勢、補助具は、〔①起立〕、〔③着座〕で両下肢を前後方向に開いた浅い中腰をとっていた。

体幹前傾角度の分析結果は（図2.15）、最大体幹前傾角度の平均値±標準偏差で、両手組法が、〔①起立〕で $58.7^{\circ} \pm 4.82^{\circ}$ 、〔③着座〕で $59.3^{\circ} \pm 5.62^{\circ}$ 、介助ベルト法が、〔①起立〕で $39.43^{\circ} \pm 14.99^{\circ}$ 、〔③着座〕で $36.35^{\circ} \pm 14.02^{\circ}$ 、補助具が、〔①起立〕で $15.2^{\circ} \pm 8.26^{\circ}$ 、〔③着座〕で $20.0^{\circ} \pm 9.87^{\circ}$ であった。介助作業の体幹前傾角度は、補助具が他の2条件に比べて有意に小さいという結果であった。

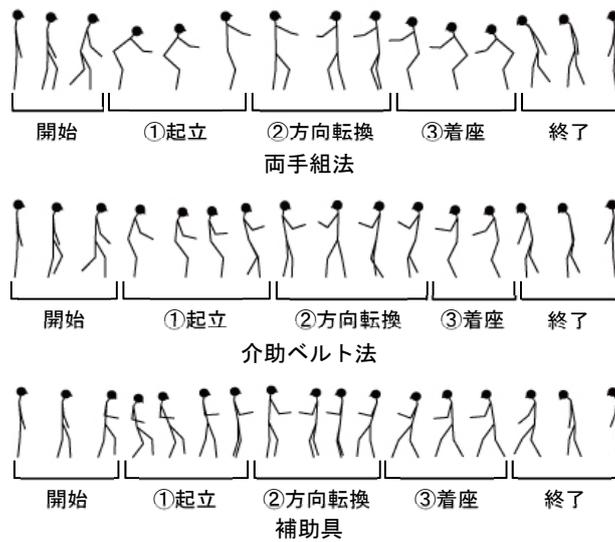
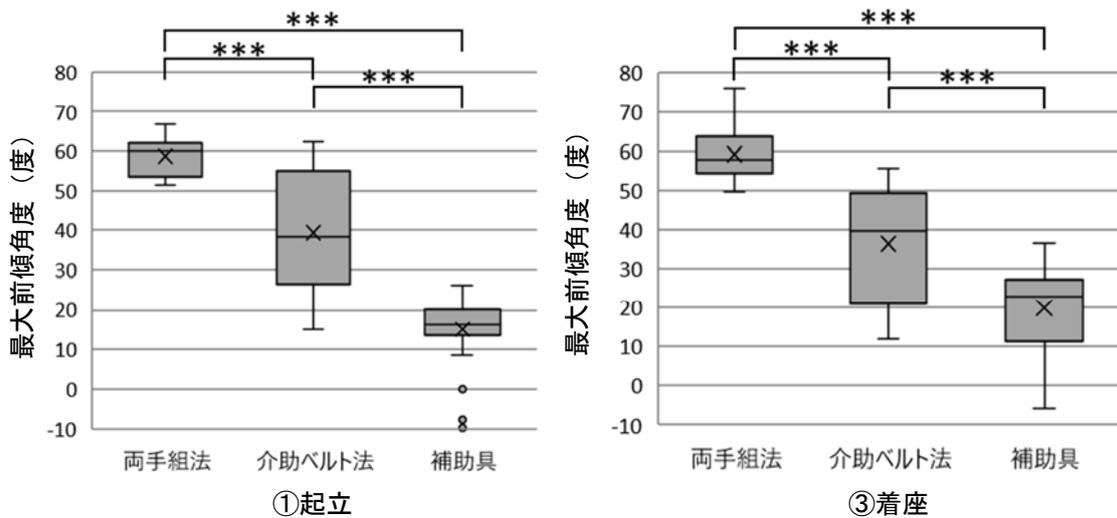


図 2.14 スティックピクチャー



*** p < 0.001

※グラフは、被験者4名10回動作、合計40試行

注) ○は外れ値を示す
注) ×は平均値を示す

図 2.15 体幹前傾角度の測定結果

2.2.3. 主観評価

条件毎のアンケートによる主観評価では、両手組法は「手首に負担があり全身が疲れる」、「腕全体が痛い」、「要介護者を抱きしめるため足元が見えず危ない」などがあつた。介助ベルト法は「両手組法に比べて腰の負担は少ない」、「要介護者の立位バランスが取りづらい」、「腕全体に負担がある」などがあつた。補助具は、「脚に力を入れるのでバランスが取りやすい」、「持ち上げるというよりも立ち上がらせる感覚」、「腰への負担は少なく感じた」などがあつた。

2.3. 考察

本研究では、介助者が要介護者を「椅子 A に着座した被験者を起立させ、90° の方向転換後、椅子 B に着座させる」移乗介助の生理的負担を上腕二頭筋、背筋群、大腿四頭筋の筋電図より明らかにした。その結果、背筋群では起立や着座時、両手組法や介助ベルト法に比べて補助具で筋活動が低下した。移乗介助について長澤らは、Borg Scale を用いた主観的強度を調べ、「相手を持ち上げる時」、「相手を下す時」の順に負担が大きいとしているが⁵²⁾、本研究においても、筋電図の測定からそのことが裏付けられた。

背筋群は、脊柱の正常な彎曲を保持する働きがあり、上体の前傾姿勢から伸展する動作で筋活動は活発になる⁵³⁾。また、脊柱の屈曲角度が大きくなると椎間円板に不均等に圧力が掛り、円板の変性等により神経を圧迫することが、腰痛の原因の一つとなる⁵⁴⁾。即ち、背筋群の筋活動が活発なことは、脊柱椎間を屈曲・伸展させる動作が出現していると考えられ、この動作が頻発する、持続することが、腰部負担の原因であると考えられる。松井らは、移乗介助は上肢、体幹、下肢の筋肉を用いた全身運動であり、特に背筋群への負担が大きいとしている⁴⁶⁾。本研究においても、両手組法で[①起立]、[③着座]時に背筋群 Th9-10 の筋活動が他の条件に比べ有意に高く、腰部の負担が大きいと推察された。介助ベルトでは、[①起立]時の背筋群 Th4-5 の筋活動が他に比べ有意に高いが、腰部に近い Th9-10 は両手組法と比べて有意に低い。これは、ベルト装着で腹圧が上昇し、腰部の筋負担が軽減したと考えられる⁵⁵⁾。補助具では、[①起立]時に介助ベルト法に比べ背筋群 Th4-5 の筋活動が有意に低く、両手組法、介助ベルト法に比べ Th9-10 で有意に低いことから、補助具は要介護者を引き上げる際の介助者の脊柱椎間の屈曲を抑制する効果とベルトによる腹圧効果があると考えられる。

身体負担が少ない引き上げ動作について尾形らは、「1. 脚を前後に開き、後方へ踏み出す」、「2. 肘を 90° に固定し、腕の運動を制限する」としており⁵⁶⁾、本研究でも補助具を使用した際のスティックピクチャーでこのような動作を行っていることが確認された。

補助具による起立、着座の介助動作は、両手組法、介助ベルト法に比べて最大体幹前傾角度が有意に小さい。Harold らは、前傾姿勢の角度が 45° 以上になると腰部の負担が増すとしており⁵⁷⁾、補助具では体幹前傾角度が小さいことが背筋群の筋活動を抑制し、腰部負担を軽減化していると言える。主観評価の結果でも、両手組法、介助ベルト法に比べて補助具では腰部の負担が少ないという評価があり、補助具の有効性が検証された。

2.4. まとめ

本研究では、介助動作の中で生理負担が重いとされる移乗介助に着目し、開発過程にある Grip Suit を介助者が装着した際の腰部負担の軽減効果について介助動作の実験を通して検証した。実験では、3条件による介助動作時の筋電図と映像による動作解析から、Grip Suit の利用では、介助動作中の体幹前傾角度が小さくなるため、背筋群の筋活動が抑制されることから、介助者の腰部負担の軽減に有効であることがわかった。

第3章 Grip Suit のグリップの位置が介助者の腰部負担軽減に及ぼす影響

前章では、Grip Suit を使用した際の介助者の筋電図と動作解析より、Grip Suit の腰部負担軽減効果について明らかにした。本章では、Grip Suit の重要な機能として移乗介助の際に要介護者が自らの身体を支えるグリップの取り付け位置が介助者の腰部負担軽減に及ぼす影響を明らかにする。

本研究では、理学療法士が通常業務で行う補助具を使用しない介助方法と Grip Suit (以下、補助具) を利用し、グリップの位置を変えた場合について前章で用いた筋電図と動作解析の方法を適用する。

3.1. 研究方法

3.1.1. 被験者

被験者は、健康な男性 10 名で、年齢の平均±標準偏差は 22.5 ± 4.9 歳、身長 of 平均±標準偏差は 175.5 ± 3.8 cm、体重の平均±標準偏差は 65.7 ± 10.4 kg である。要介護者は健康な男子大学生 1 名、身長 175 cm、体重 58 kg である。

3.1.2. 補助具の概要

前章の実験に使用した補助具は、肩から背面にかけて硬質性の樹脂の外骨格で形成されているため、装着者の体型により装着できない、ズレ易いなどの問題があった。そのため、本研究では装着性に配慮した実験モデルを制作した (図 3.1)。実験モデルの特徴は、介助者の脊柱の椎間関節の屈曲を抑制するため、背面に硬質のバイクの背面プロテクターを使用したフレームを設け、それ以外の箇所は柔軟性のある布地とベルトで構成した。装着の際はリュックサックのように担ぎ、腹部のベルトをベルクロで固定する方式とした。背面のグリップは背面のフレームに直接ボルトで固定し、胸部、腰部のグリップはベルトに固定した。

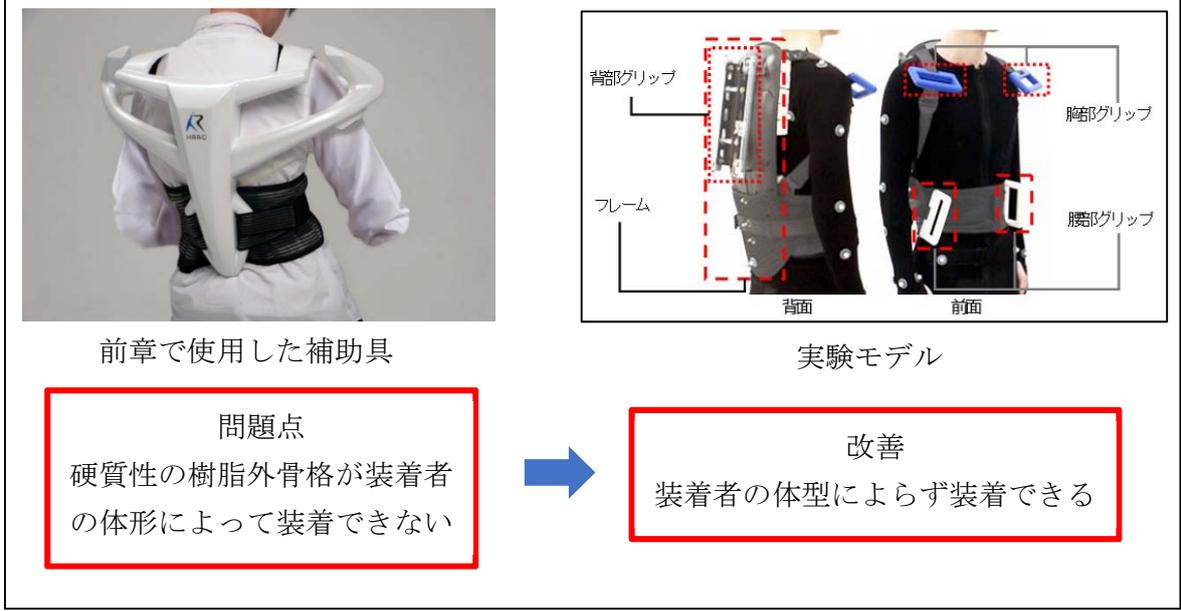


図 3.1 実験モデル制作の経緯

3.1.3. 介助動作

実験は、「要介護者を抱え上げ、着座させる（以下、抱え下し）」介助動作時の生理的負担を測定するため、椅子に着座した要介護者を一定の高さ（座面から100mmの高さでブザーが止まるように光電管を設置）まで抱え上げ、抱え下す動作とした。実験は、要介護者が背部のグリップを把持する[A. 背部把持]、要介護者が腰部のグリップを把持する[B. 腰部把持]、要介護者が胸部のグリップを把持する[C. 胸部把持]の3条件と補助具を使用しない[D. 補助具なし]で行った（図3.2-3.5）。要介護者の抱え上げでは、介助者は膝関節、股関節、体幹を屈曲し前傾姿勢となり、「せーの」の掛け声で膝関節、股関節、体幹を伸展し、上体を背面方向へ反る動作で抱え上げる。抱え下しでは、介助者は膝関節、股関節、体幹を屈曲し上体を前傾して要介護者を着座させる。

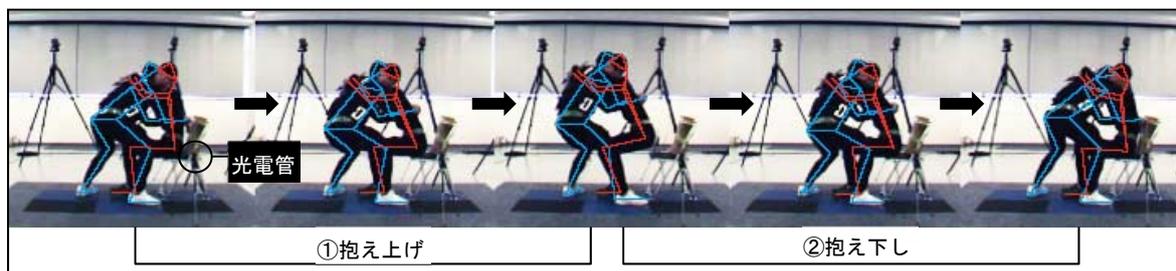


図 3.2 条件 A. 背部把持の動作

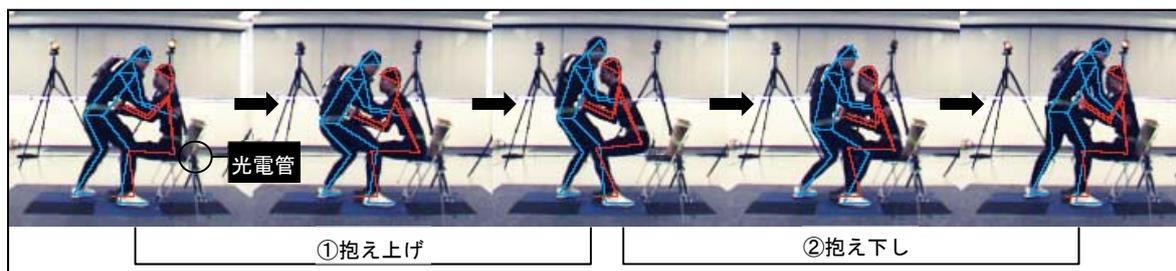


図 3.3 条件 B. 腰部把持の動作

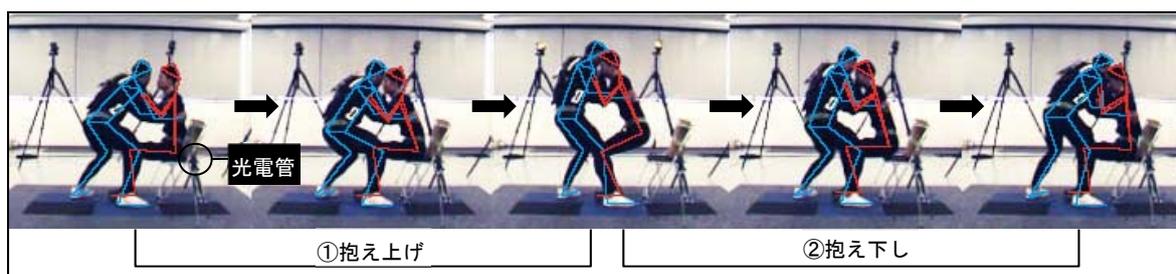


図 3.4 条件 C. 胸部把持の動作

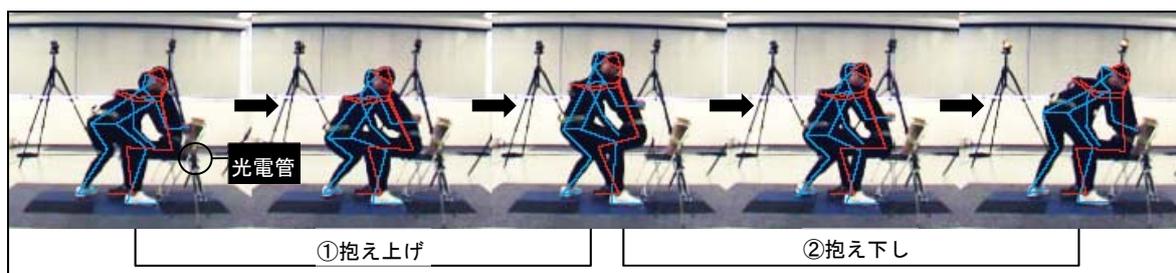


図 3.5 条件 D. 補助具なしの動作

3.1.4. モーションキャプチャ

介助動作の計測には、赤外線カメラ 8 台によるモーションキャプチャシステム MAC3D (Motion Analysis 社製) を用い、赤外線反射マーカークの三次元空間座標位置を測定した (図 3.6)。モーションキャプチャのための計測点となる赤外線反射マーカークを介助者では 48 点、要介護者では 38 点に貼付し (図 3.7)、動作解析システムのサンプリングレートは 100Hz とした。計測点の座標位置をもとに、数値解析ソフト MATLAB (Math Works 社製) を用いて、介助者の体幹前傾角度と脊柱屈曲角変位を計測した (図 3.8)。脊柱屈曲角変位は、反射マーカークを付けた左右の肩峰、第 7 肋骨、大転子の 3 点を結んだ正中線に対して、第 7 肋骨を支点に介助動作中の肩峰と大転子の屈曲角度の最大値から最小値を減算して算出した。

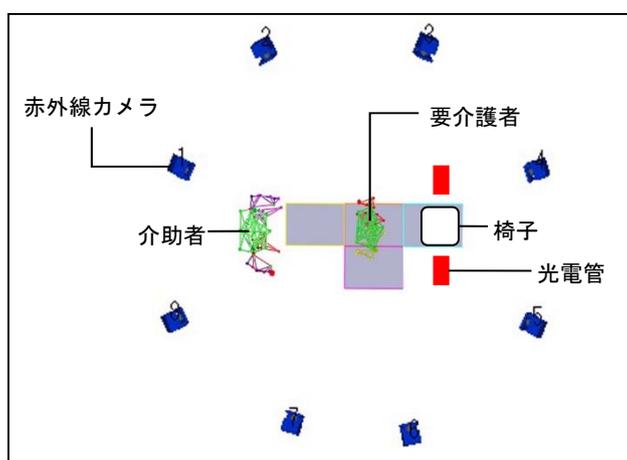


図 3.6 モーションキャプチャの説明図

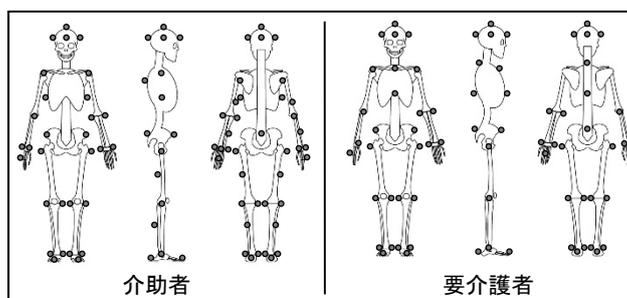


図 3.7 赤外線反射マーカークの貼付け位置

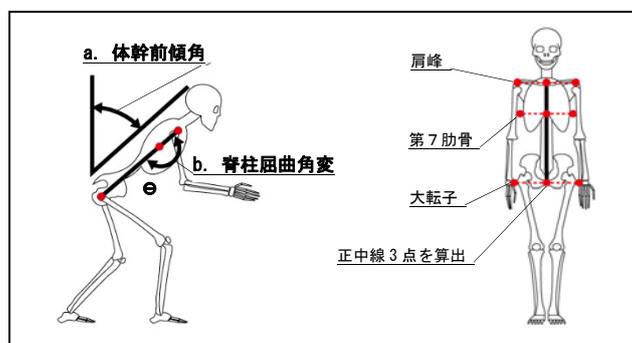


図 3.8 分析方法・項目

3.1.5. 筋電図

筋電図は表面筋電図法を用い、被験者の右側の上腕二頭筋、腕橈骨筋、背筋群 (Th11-12、L2-3)、大腿四頭筋、大腿二頭筋の筋活動を測定した (図 3.9)。筋電図の測定には、無線装置を搭載したコードレス筋電計 (以下: 筋電計) MQ-Air (キッセイコムテック社製) を用いた。筋電計は、装着部位の皮膚をアルコール消毒綿 (エタノール 76.9~81.4%) で清拭し、表面が十分に乾いてから両面テープで貼りつけた。導出された筋電データ (サンプリングレート: 1000Hz) は受信機を介してパーソナルコンピュータに記録・保存した。

筋電図は、体格や体型等により個人差があるため、実験前に 10 名の被験者の上腕二頭筋、腕橈骨筋、背筋群、大腿四頭筋、大腿二頭筋の随意最大筋力 (Maximal Voluntary Contraction、以下 MVC) を測定し、被験者毎に実験で出現した筋電図の MVC に対する振幅の割合を算出した。MVC の測定は、トランスデューサー (張力用アタッチメント: 竹井機器) をワイヤーで固定した等尺性筋力測定器 (竹井機器) を用いた。被験者には部位毎にクッション付バンドを装着して、MVC を 5 秒間発揮させた (図 3.10)。筋電図データの分析は、被験者、条件毎に「①抱え上げ-②抱え下し」時の筋電図の積分値を %MVC (随意最大筋力発揮時に計測した筋電図の最大値を 100%とする) で算出した。

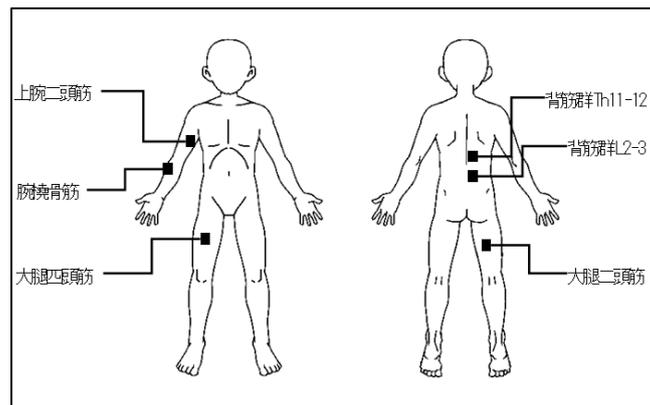


図 3.9 筋電計の貼付け位置

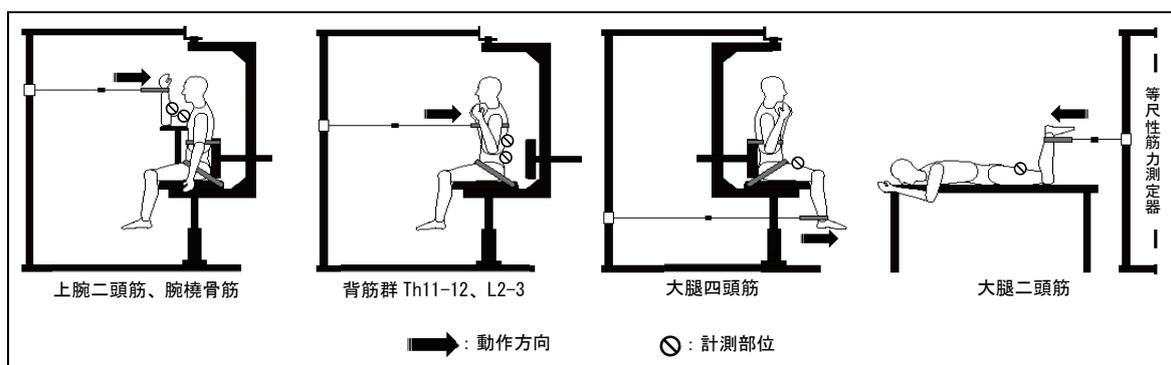


図 3.10 随意最大筋力の計測方法

3.1.6. 主観評価

主観評価は、実験条件及び身体部位（上肢部、背部、腰部、下肢部）別に被験者の負担度を6段階で評価し（1. 全く負担がない、2. ほとんど負担がない、3. 負担がない、4. 少し負担がある、5. 負担がある、6. 大変負担がある）、合わせてそれぞれの条件毎に自由記述で意見を求めた。

3.1.7. 実験手順

被験者には、実験の前日に実験の方法や手順を映像と口頭で説明し、数回の練習を行った。実験は筋電計を装着し、MVCを測定後、5分間の安静をはさみ、4条件毎に介助動作を「6回連続－5分安静－6回連続」で行い4条件の間に5分間の安静をとった。名被験者で4条件の順番がランダムになるようにした。

3.1.8. 統計処理

体幹前傾角度、脊柱屈曲角変位、筋電図積分値の統計処理は、計測したデータから4条件毎に被験者12試行の平均値を算出し、代表値とした。動作解析ではマーカの外れ、筋電図では電極外れで正常に計測できなかった数値は、四分位範囲による外れ値として除外した。体幹前傾角度、脊柱屈曲角変位、筋電図積分値の有意差判定は、一元配置の分散分析を行い、分散の等質性が保証されたものについて、[D. 補助具なし]を対象群として補助具利用の3条件である[A. 背部把持]、[B. 腰部把持]、[C. 胸部把持]と比較するDunnett-t検定を行った。

主観評価は、6段階評価の値を指標として、Wilcoxon signed-rank test検定で[D. 補助具なし]と補助具利用の3条件である[A. 背部把持]、[B. 腰部把持]、[C. 胸部把持]との2群間を分析した。統計解析はIBM SPSS Statistics 24を用い、有意水準は5%とした。

3.2. 実験結果

3.2.1. モーションキャプチャ

体幹前傾角度は、「①抱え上げ」、「②抱え下し」で、[D. 補助具なし]の値が大きく、4条件では[B. 腰部把持]の角度が最も小さかった（図3.1.1）。4条件の最大体幹前傾角度の平均±標準偏差を比較すると、「①抱え上げ」では、[D. 補助具なし]で $53.8 \pm 10.8^\circ$ 、補助具利用では、[A. 背部把持]で $51.0 \pm 10.2^\circ$ 、[C. 胸部把持]で $45.8 \pm 11.7^\circ$ 、[B. 腰部把持]で $42.3 \pm 9.9^\circ$ であった。「②抱え下し」では、[D. 補助具なし]で $53.1 \pm 10.8^\circ$ 、補助具利用では、[A. 背部把持]で $48.7 \pm 8.9^\circ$ 、[C. 胸部把持]で $42.6 \pm 10.4^\circ$ 、[B. 腰部把持]で $39.2 \pm 9.8^\circ$ であった（図3.1.2）。以上より最大体幹前傾角度は、「②抱え下し」で[D. 補助具なし]に比べて、補助具利用の[B. 腰部把持]が有意に小さいという結果を得た。

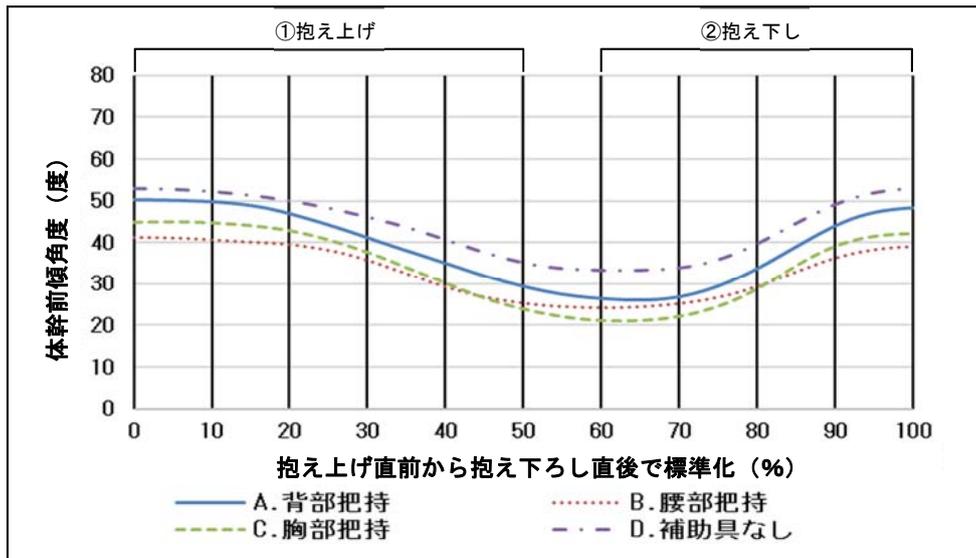


図 3. 1 1 体幹前傾角度の経時的変化 (被験者 10 名の平均)

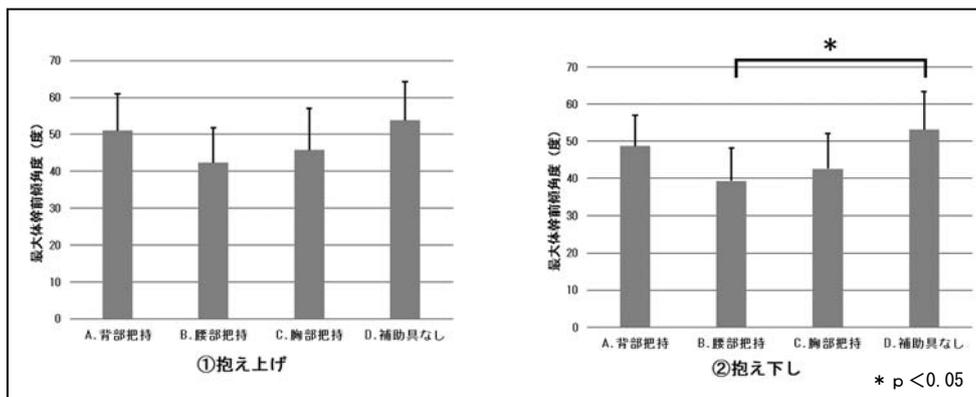


図 3. 1 2 最大体幹前傾角度の分析結果

脊柱屈曲角変位の平均±標準偏差は、[D. 補助具なし] で $8.8 \pm 3.6^\circ$ 、補助具利用の[C. 胸部把持] で $7.4 \pm 2.8^\circ$ 、[A. 背部把持] で $6.5 \pm 2.7^\circ$ 、[B. 腰部把持] で $5.2 \pm 2.3^\circ$ であり、[D. 補助具なし] に比べて、[A. 背部把持] と [B. 腰部把持] が有意に小さいという結果を得た (図 3.13)。

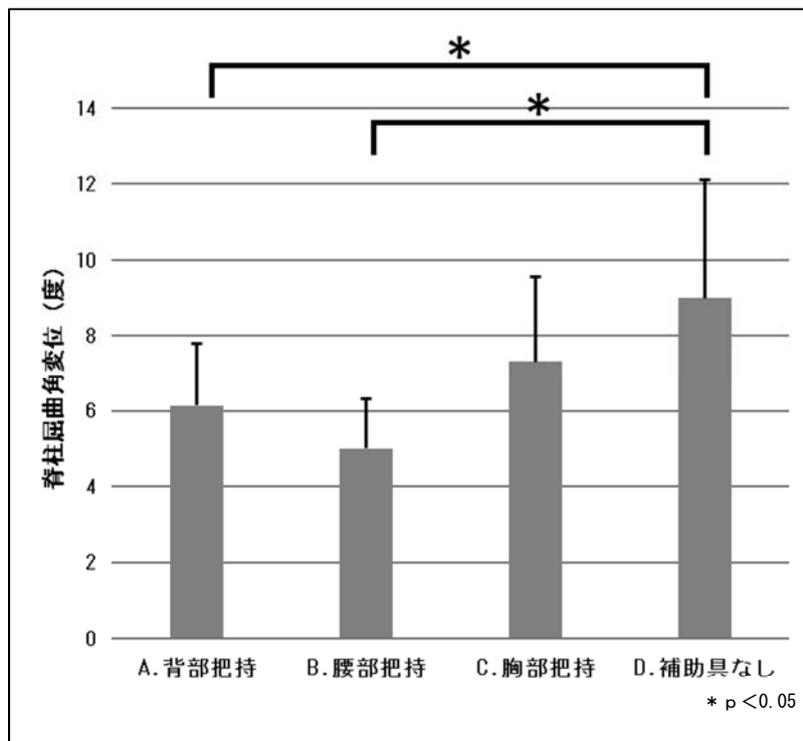


図 3.13 脊柱屈曲角変位の分析結果

3.2.2. 筋電図

表3.1は、4条件の「①抱え上げ-②抱え下し」の測定部位別の%MVCの平均値±標準偏差及び、多重比較検定の結果である。腕橈骨筋では、「①抱え上げ」、「②抱え下し」で[C.胸部把持]が[D.補助具なし]に比べ有意に小さく、背筋群L2-3では、「②抱え下し」で[B.腰部把持]が[D.補助具なし]に比べ有意に小さいという結果を得た。背筋群Th11-12、上腕二頭筋、大腿四頭筋、大腿二頭筋では、有意差は認められなかった。

表 3.1 筋電図積分値 (%MVC) の比較

	①抱え上げ		②抱え下し	
上腕二頭筋	A	7.32 ± 3.31	A	4.99 ± 1.95
	B	6.74 ± 2.48	B	4.70 ± 1.74
	C	5.92 ± 4.34	C	4.11 ± 2.63
	D	6.80 ± 1.61	D	4.45 ± 1.65
腕橈骨筋	A	7.30 ± 4.13	A	4.34 ± 1.58
	B	5.06 ± 2.91	B	3.27 ± 1.35
	C	2.70 ± 1.19	C	2.21 ± 0.98
	D	7.02 ± 2.72	D	3.99 ± 1.72
背筋群Th11-12	A	24.46 ± 12.78	A	16.29 ± 4.77
	B	18.41 ± 6.99	B	13.59 ± 3.61
	C	32.72 ± 20.53	C	16.81 ± 4.37
	D	21.12 ± 5.82	D	17.54 ± 4.64
背筋群L2-3	A	17.33 ± 6.72	A	12.55 ± 3.78
	B	14.90 ± 5.71	B	8.87 ± 0.96
	C	19.81 ± 7.52	C	13.77 ± 3.38
	D	18.84 ± 4.96	D	14.01 ± 3.45
大腿四頭筋	A	2.61 ± 0.59	A	2.13 ± 0.54
	B	3.24 ± 1.39	B	2.83 ± 1.00
	C	2.63 ± 1.01	C	2.35 ± 0.84
	D	2.92 ± 1.09	D	2.45 ± 0.93
大腿二頭筋	A	6.96 ± 2.26	A	4.33 ± 1.64
	B	6.09 ± 2.42	B	3.89 ± 1.50
	C	9.09 ± 3.27	C	4.62 ± 1.22
	D	8.01 ± 1.91	D	5.43 ± 1.90

* p < 0.05

※表は、平均値と標準偏差（単位：％）

3.2.3. 主観評価

表3.2は、実験条件及び身体部位別の被験者の負担度を6段階で評価し、[D. 補助具なし]と補助具利用の条件[A][B][C]との2群間のWilcoxon signed-rank test 検定の結果である。上肢部では、[C. 胸部把持]が[D. 補助具なし]に比べ有意に小さく、腰部では、補助具利用の3条件[A][B][C]が[D. 補助具なし]に比べ有意に小さく、下肢部では、[B. 腰部把持]が[D. 補助具なし]に比べ有意に小さいという結果を得た。背部では、有意差は認められなかった。

自由記述では、[A. 背部把持]は「上肢部に負担を感じた」、「背中への負担はほとんど感じなかった」、「上手に背中を使って持ち上げると楽に抱え上げられた」などがあつた。[B. 腰部把持]は「4条件の中で一番やり易かつた」、「要介護者が身体を引きつけるので、重心移動が楽に感じた」、「下肢に負担がかかる感覚があつた」などがあつた。[C. 胸部把持]は「身体が安定してやり易かつた」、「上肢に力を入れる必要がなく、やり易かつた」、「要介護者とのタイミングがずれると体勢を崩しそうになる」などがあつた。[D. 補助具なし]は「背中にややつらさを感じた」、「全体的に負担度を感じたが、特に上肢と腰に負担が掛かっている」などがあつた。

表 3.2 6段階評価の比較

評価項目	D. 補助具なし		A. 背部把持		Z値	有意確率
	平均値 ± 標準偏差	中央値	平均値 ± 標準偏差	中央値		
上肢部	4.1 ± 0.8	4	4.3 ± 0.9	4.5	-1.707b	0.048
背部	3.4 ± 1.0	3.5	2.5 ± 0.8	2.5	-1.623b	0.105
腰部	4 ± 1.0	4	2.8 ± 0.7	3	-2.414b	0.016 *
下肢部	4.2 ± 0.6	4	3.4 ± 0.9	3.5	-1.930b	0.054

評価項目	D. 補助具なし		B. 腰部把持		Z値	有意確率
	平均値 ± 標準偏差	中央値	平均値 ± 標準偏差	中央値		
上肢部	4.1 ± 0.8	4	3.2 ± 1.1	3.5	-1.725c	0.084
背部	3.4 ± 1.0	3.5	2.5 ± 0.9	2	-1.725b	0.084
腰部	4 ± 1.0	4	2.8 ± 0.7	3	-2.326b	0.020 *
下肢部	4.2 ± 0.6	4	3.4 ± 0.5	3	-2.530b	0.011 *

評価項目	D. 補助具なし		C. 胸部把持		Z値	有意確率
	平均値 ± 標準偏差	中央値	平均値 ± 標準偏差	中央値		
上肢部	4.1 ± 0.8	4	2.9 ± 1.3	3	-1.980c	0.048 *
背部	3.4 ± 1.0	3.5	3.5 ± 0.9	4	-1.108c	0.914
腰部	4 ± 1.0	4	3.1 ± 0.9	3	-2.081b	0.037 *
下肢部	4.2 ± 0.6	4	3.5 ± 0.9	4	-1.890b	0.059

* p < 0.05

3.3. 考察

本研究では、補助具なしと補助具利用（グリップの位置、3条件）の4条件で「椅子に着座した被験者を抱え上げて、抱え下す」介助動作を行った際のモーションキャプチャと筋電図から介助動作の生理的負担を比較した。

体幹前傾角度は、[B. 腰部把持]が[D. 補助具なし]に比べ「①抱え上げ」で最も小さく、「②抱え下し」で有意に小さいという結果を得た。その原因として、抱え上げる時の姿勢で、要介護者と把持するグリップの距離が短いほど介助者は体幹を前傾する必要がないことから[A. 背部把持]、[C. 胸部把持]、[B. 腰部把持]の順に体幹前傾角度が小さくなったと考えられる。Nachemsonらは、立位姿勢の腰部の椎間板内圧が100%とした場合、中腰姿勢では150%、中腰姿勢で物を持った場合は220%になると報告している⁵⁸⁾。また瀬尾らは、姿勢パラメータを入力することで腰部の椎間板内圧を推計するプログラムから、体幹前傾角度が深くなると腰部の椎間板内圧は上昇することを明らかにしている⁵⁹⁾。体幹前傾角度が大きくなるほど中腰姿勢に近づき、腰部の椎間板内圧が高くなり、腰椎椎間板変性症等の原因にもなる⁶⁰⁾。本研究では、[B. 腰部把持]は[D. 補助具なし]に比べて、体幹前傾角度が小さいことから椎間板内圧は抑制され、腰部負担の軽減に有効であると考えられる。

脊柱屈曲角変位は、[A. 背部把持]と[B. 腰部把持]が[D. 補助具なし]に比べ有意に小さいという結果を得た。脊柱は頸椎、胸椎、腰椎、仙骨の彎曲で構成され、胸腰椎部屈曲の約60%が腰椎の屈曲によるとされている⁶¹⁾。脊柱を屈曲させて物を持ち上げると腰椎の椎骨にせん断力が発生し、運動負荷のバランスが悪くなり腰椎椎間板変性症や椎間板ヘルニア等の原因になるとされている^{62, 63)}。即ち、脊柱の屈曲を抑えると、腰椎の屈曲が減少することで腰椎椎間板の変性を抑制し、腰部への負担が減少すると考えられる。本研究では、[A. 背部把持]と[B. 腰部把持]は[D. 補助具なし]に比べ脊柱屈曲角変位が小さいことから、腰部負担の軽減に有効であると考えられる。

筋電図は、背筋群 Th11-12 の「①抱え上げ」、「②抱え下し」と背筋群 L2-3 の「①抱え上げ」では、有意差は認められなかったが、[B. 腰部把持]は[D. 補助具なし]に比べて筋電位は小さく、背筋群 L2-3 の「②抱え下し」では、[B. 腰部把持]が[D. 補助具なし]に比べ有意に小さい。背筋群は、前屈すると脊柱彎曲を維持するために筋活動が活発になる。移乗介助における介助者の腰部の生理的負担について、筋電図を用いた先行研究では、静的姿勢で30 kgの重量物を持ち体幹前傾角度 0°、30°、60°、90°を比較したときに、30°で表面筋電位が最も大きく、60°、90°では小さいとされている⁵⁰⁾。この現象は、屈曲弛緩現象 (Flexion Relaxation Phenomenon) と呼ばれ、60°、90°では、筋の伸展に対して筋収縮に加えて、腰椎間の靭帯による受動的な張力で補われる現象とされている⁶⁴⁾。本研究では、4条件の最大体幹前傾角度の平均値が39.2°～53.8°であることから、屈曲弛緩現象の範囲外であり、最大体幹前傾角度の結果同様、[B. 腰部把持]は[D. 補助具なし]に比べ背筋群の筋活動が小さく、腰部負担が軽減すると考えられる。

6段階評価による主観評価では、腰部の補助具利用の3条件が[D. 補助具なし]に比べ、腰部負担が有意に小さいことから、補助具利用による腰部負担の軽減が推察された。

以上より、補助具に装着した3箇所のグリップについて、[B. 腰部把持]は[D. 補助具なし]

し]に比べ介助者の腰部負担の軽減に最も有効であり、[A. 背部把持]は[D. 補助具なし]に比べ脊柱屈曲角変位が小さく、腰椎の椎間板変性の抑制に有効であることが分かった。[C. 胸部把持]は[D. 補助具なし]に比べ、客観的評価では腰部負担軽減の有意性は認められなかったが、主観評価で腰部の負担が有意に小さく、また、腕橈骨筋の筋電位が有意に小さいことから、介助者が抱え上げる際の負担が各部位に分散するなど、何らかの効果が期待できる。一方で、[C. 胸部把持]は[A. 背部把持]、[B. 腰部把持]に比べ主観評価の標準偏差の値が大きく、自由記述でも「要介護者とのタイミングがずれると体勢を崩しそうになる」という意見があるように、要介護者がグリップを「把持-引く」際に要介護者を抱え上げるタイミングが合わないなど動作のバラつきが推察される。前章では、介助者が後方に一歩下がり引き上げる動作で行い [C. 胸部把持] の有効性を報告したが、本章では上体を背面方向へ反る動作で抱え上げたことから差異が生じたと考えられる。これらの理由から、Grip Suit に備えるグリップは、[4. 全介助]⁶⁵⁾を対象とする場合、腰部、背部は介助者の生理的負担の軽減に有効であるが、胸部は必ずしも備える必要はないと考えている。

3.4. まとめ

本研究では、動作解析、筋電図の客観評価と6段階評価手法を用いた主観評価から、Grip Suit 利用の3条件と補助具なしを比較した。その結果、Grip Suit が介助者の腰部負担の軽減に有効であり、Grip Suit のグリップでは、腰部、背部が有効であった。Grip Suit に取り付けるグリップは、要介護者が握りやすい形状や取り付け角度等を明らかにする必要があり、本研究で得られた結果を踏まえ、維持期病院等の現場で使用するプロトタイプモデルを製作し、現場での実証実験を通して介助用装着型補助具 Grip Suit の実用化研究に重点を移す。

第4章 介助用装着型補助具 Grip Suit の開発

前章より、Grip Suit は、腰部、背部に介助者の腰部負担の軽減に有効なグリップを取り付けることとし、Grip Suit の開発条件を以下のように定め、実用化に向けたプロトタイプモデルの製作を行った。

4.1. プロトタイプモデルの開発条件

(1) 装着するグリップの位置

Grip Suit のグリップは、背部、腰部、胸部の3条件から介助者の腰部負担軽減に有効な背部と腰部の2箇所とした。

(2) 身体への固定方法

Grip Suit の身体への固定方法は、脊柱に沿う外骨格のフレームを両肩で担ぎ、腰部の幅広ベルトで固定する方法である。この固定方法は、ユーピーアール株式会社が販売するアシストスーツのサポートジャケット、脊柱を保護する目的で運用されるバイクの背面プロテクターや脊柱の後湾症を抑制する体幹装具等に広く採用されている(図4.1、4.2、4.3)^{25, 66-69)}。ユーピーアール株式会社が販売するサポートジャケットは、同じ作業を100回5日間繰り返した場合の腰椎椎間板への圧力減少効果について、約6~7トン減少するとしている(図4.1)²⁵⁾。Pfeifer Mらは、骨粗鬆症の脊柱骨折患者が体幹装具を6ヵ月間装着した場合に、背伸筋力が73%、腹部屈筋力が58%増加し、脊柱の後湾角度が11%減少したと報告している(図4.3)⁶⁷⁾。本研究でも、Grip Suit を装着した際の介助者の脊柱の湾曲抑制効果を検証するために、第7肋骨を中心として肩峰と大転子の角度から導かれる脊柱屈曲角変位が小さくなることを明らかにし、介助者の姿勢保持の有効性を検証している。

(3) 背面フレームの形状

本研究の実験で用いた背面フレームの全長、全幅、重量は、2章の開発中のGrip Suit は全長390mm、全幅135mm、重量2.7kgで、3章の実験モデルは全長540mm、全幅260mm、重量2.2kgである。Grip Suit は身体に着用し使用されるため、着用性や動作性など介助者の使いやすさへの配慮や、腰椎の屈曲を抑制する効果が求められる。一般社団法人人間生活工学研究センターによれば、日本人の座位肩峰高の平均値は、右579mm、左581mmである⁷⁰⁾。そこで本研究では、脊柱に沿う背面フレームの全長は日本人の座位肩峰高の平均値の約7割に相当する390mm以内、全幅はこれまでのモデルを参考に260mm以内を基準とし、できる限り小さい仕様とした。



図 4.1 ユーピーアール株式会社が販売するサポートジャケット²⁵⁾

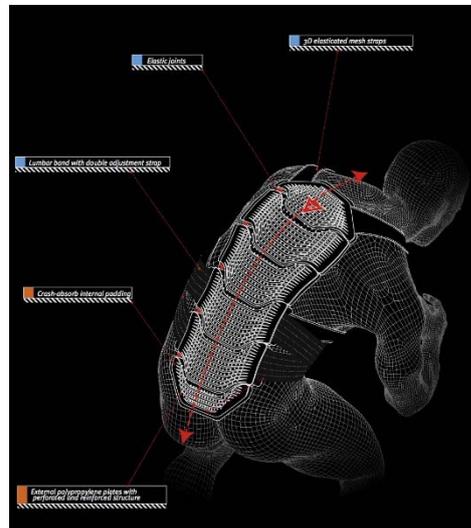


図 4.2 バイクの脊柱プロテクター⁶⁶⁾

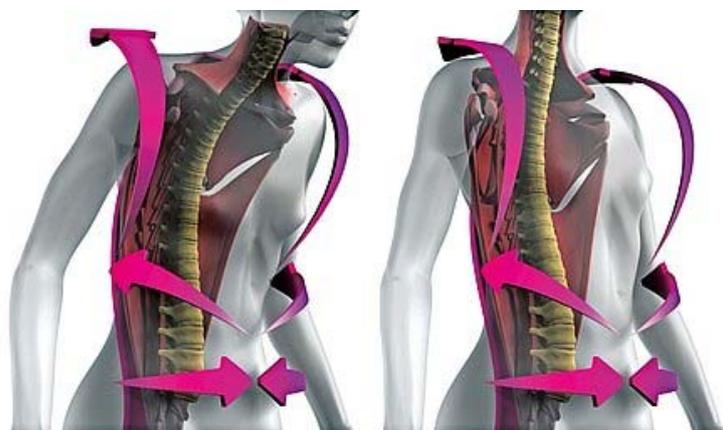


図 4.3 Pfeifer Mらが開発した後湾症を抑制する体幹装具⁶⁷⁻⁶⁹⁾

4.2. プロトタイプモデルの製作方法と工程

4.2.1. 背面フレームの検討

背面フレームは、開発条件に沿って 3D プリンターを使用して複数のプロトタイプモデルを製作し、各モデルによる着用性や動作性などを実際に理学療法士や作業療法士が装着し、現場の視点から意見を伺うことで、プロトタイプモデルの精度を上げた。

プロトタイプモデルの製作では、第3章の実験モデルで使用した硬質のバイクの背面プロテクターを参考に、脊柱の湾曲に沿うフレームはできる限り幅が小さくなるよう設計した(図4.4)。グリップ位置は、プロトタイプモデル②、③の着用試験から、要介護者が把持しやすい位置に設定した。プロトタイプモデル③、④では、香椎原病院リハビリテーション科スタッフとの月例研究会で使用感の確認や意見を求め、現場の要望に合わせてプロトタイプモデルの設計仕様の調整を行った。

実用化に向け介護現場での実証実験に使用するプロトタイプモデルは、強度が求められるため、背面フレームの材料は炭素繊維強化プラスチック(carbon fiber reinforced plastic: CFRP)で製作した。炭素繊維強化プラスチックは、炭素繊維に液状の樹脂を含浸させる方法で成形し、その特徴は、軽量、高強度、高剛性に加えて、寸法安定性が良く疲労特性に優れている。

完成した背面フレームは、全長 374 mm、全幅 191 mm、重量は 0.75 kg であり、これまで実験で用いたモデルに比べ小さく最軽量である(図4.5)。

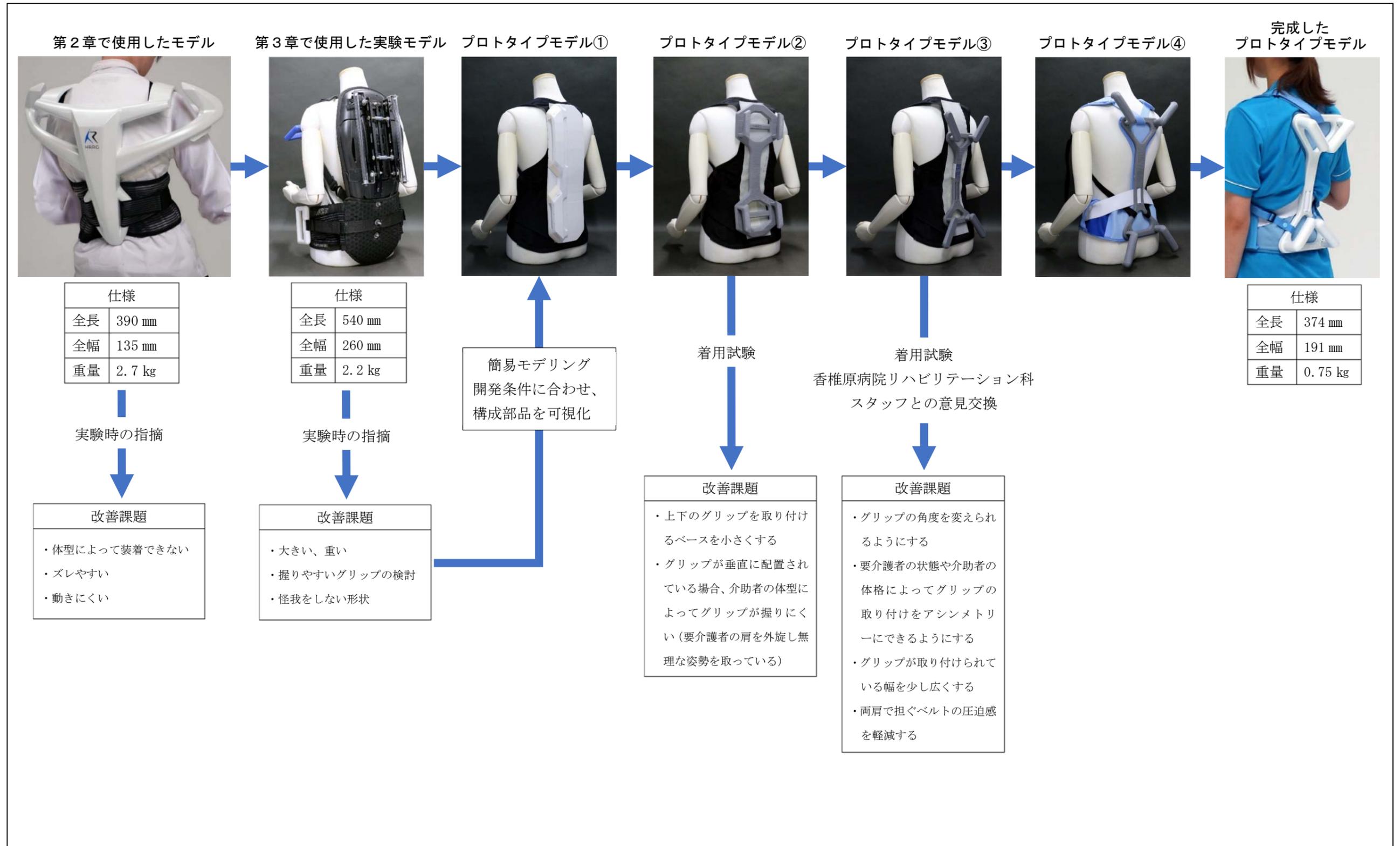


図 4.4 3Dプリンターで製作したプロトタイプモデル

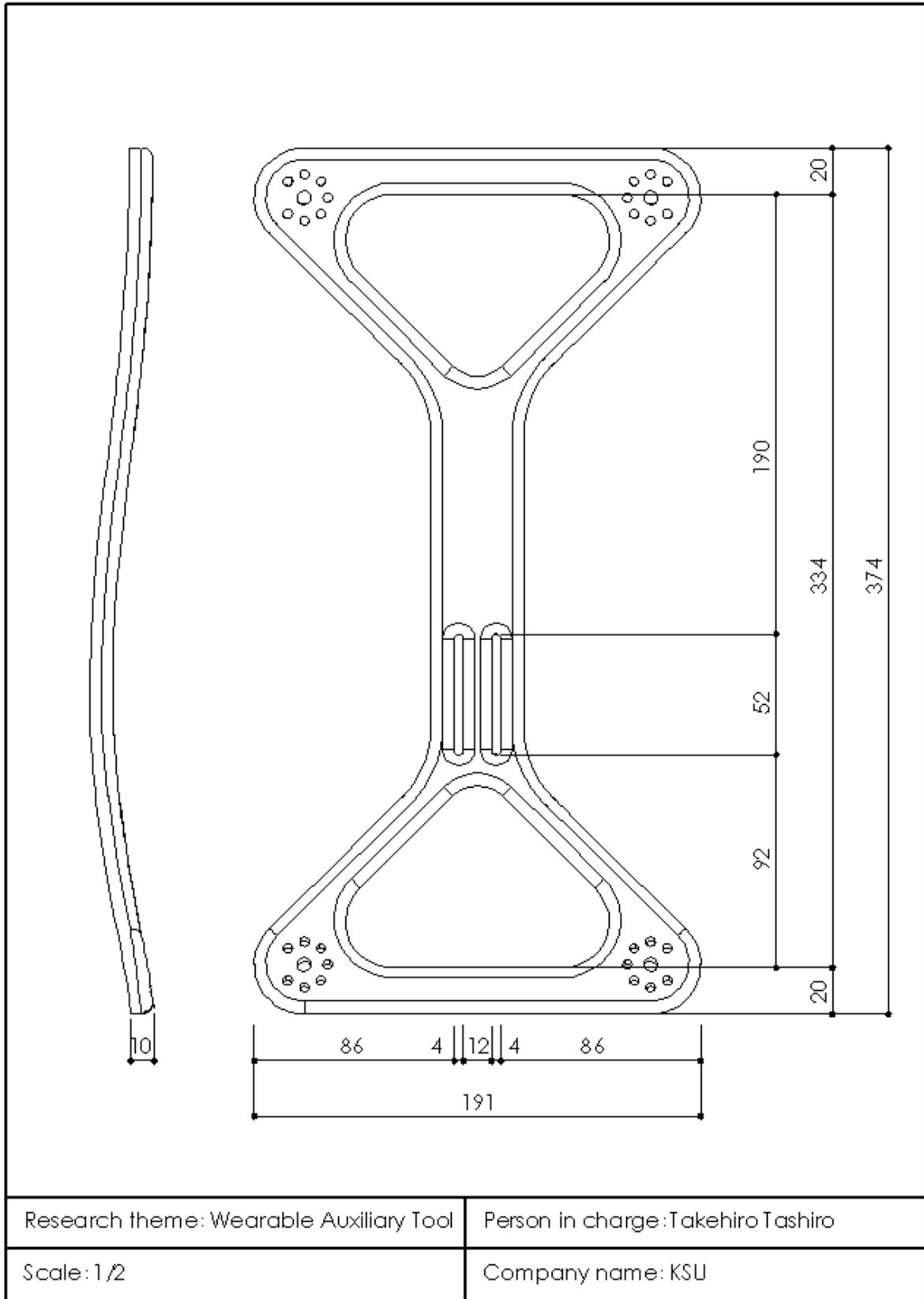


図 4.5 背面フレームの最終図面

4.2.2. グリップの形状

介護現場の実証実験に用いるプロトタイプモデルのグリップ仕様について述べる。

グリップの開発では、背面フレームと同様に複数のモデルを製作した。図4.6のグリップは香椎原病院リハビリテーションスタッフによる着用試験から、「グリップが薄く、要介護者が把持すると手首の屈曲、内転や肩の外転が伴い、把持がしづらい」という指摘を受けた。そのため、グリップの形状は一般的な手すり等の形状と同様の円筒形とした(図4.7)。BL認定基準(優良住宅部品認定制度)では、手すりの直径は30~40mmと定められ、住宅に設置する一般的な手すりの規格は、強く握って移動する場合28mm~32mm、手を滑らせて移動する場合32mm~35mmとされている⁷¹⁾。三好らは、高齢者が両手で直径28mm、32mm、36mmの手すりを引っ張った際の最大引張力に有意差は認められないとしている⁷²⁾。ISO(CEN)規格では、杖の握り部の横幅は25mm~50mmで、矢野によれば、国産品のほとんどが25mmか30mmの範囲に集中している⁷³⁾。以上より、本研究ではグリップの寸法をBL認定基準の最小値である直径30mmに定めた。

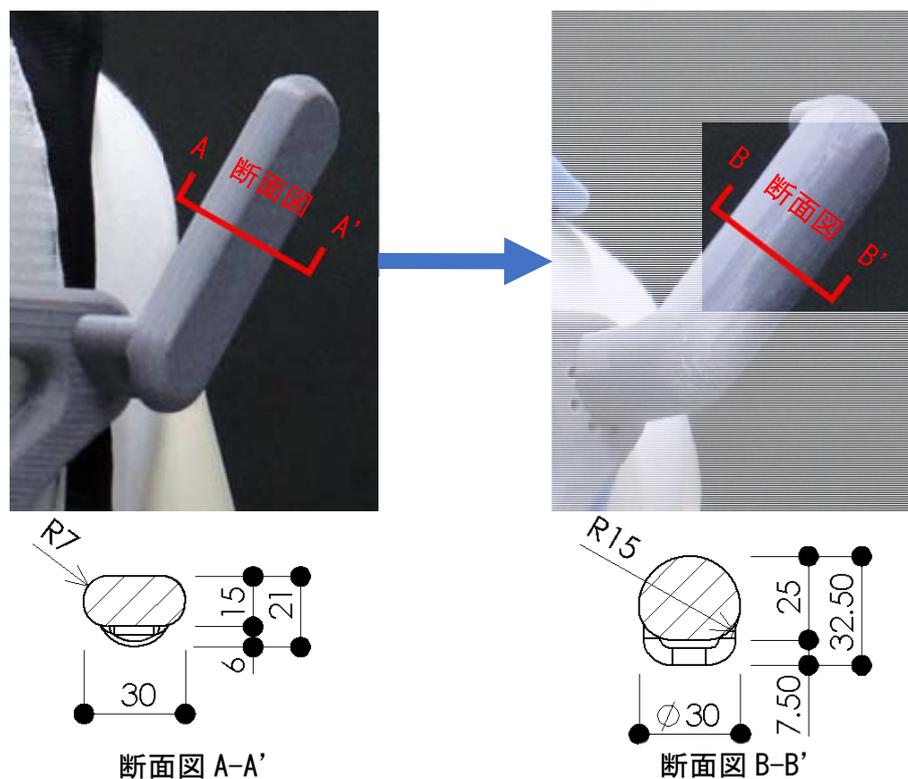
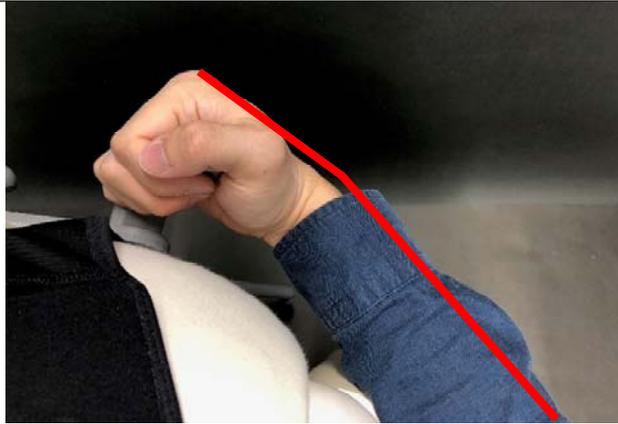
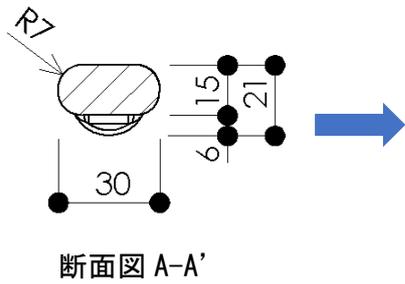
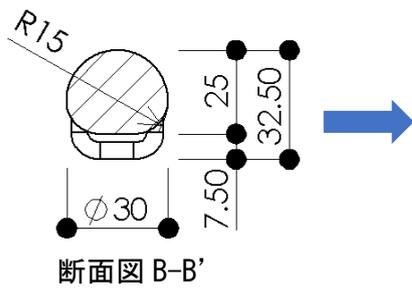


図 4.6 グリップのモデル



断面が長丸の A-A' のグリップは、要介護者の上肢長や介助者の体型によって、無理に握ろうとしたときに要介護者の手首が屈曲する。



断面が円筒形の B-B' のグリップは、要介護者の上肢の長さや介助者の体型によって手首を屈曲することがない。

図 4.7 グリップ形状の違いによる握りやすさ

グリップの握り部の長さは、日本人の男性の平均指幅 78 mmから、80 mmとした。また、手が滑り抜けるのを防止するためにグリップエンドに約 4 mmの突起を付けた（図 4.8）。

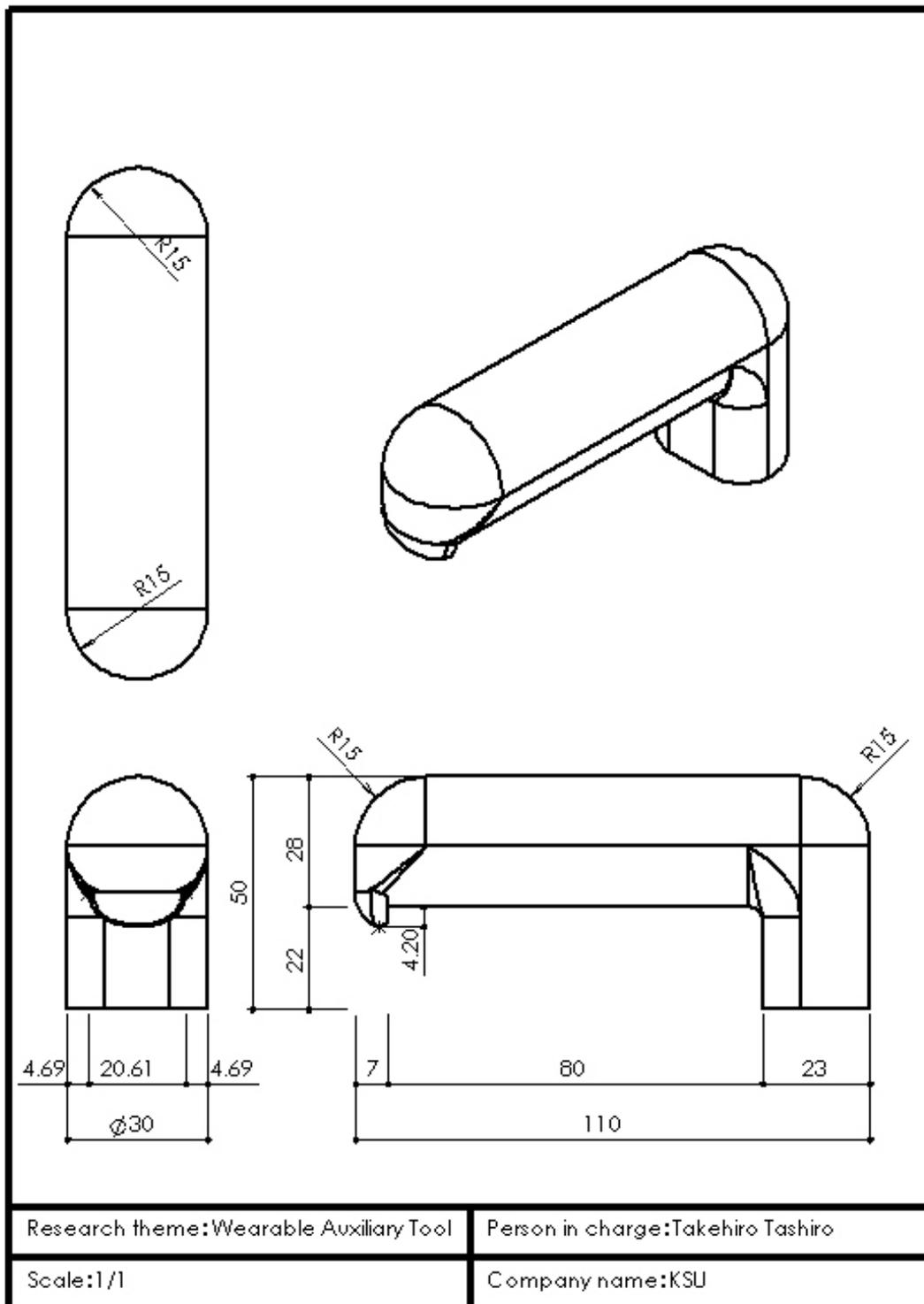


図 4.8 グリップの最終図面

4.3. プロトタイプモデル

本研究では、2章、3章の実験結果から開発条件を導き、プロトタイプモデルの試作と現場検証を実施して Grip Suit の開発精度を向上させた。完成したプロトタイプモデルの主な特徴は以下の通りである。

プロトタイプモデルの特徴

- 1) 背面フレームは炭素繊維強化プラスチック製（CFRP 製）で、軽量かつ十分な強度を有する（図4.9）。
- 2) 背面フレームは、胸部のベストと腰部の帯ベルトで身体にしっかりと固定できる（図4.9）。
- 3) 腰側部の左右に計4つ、背面の背部、腰部に計4つのグリップを備える（図4.9）。
- 4) 背面のグリップは直径 30 mmの円筒形にグリップエンドに手の滑り抜けを防止する突起を有する。
- 5) 背面のグリップは45°ピッチで7段階の調整ができる（図4.10）。
- 6) 体型に合わせて、ベストの左右下部と背面の調整ベルトを調整し、背面フレームの位置を変えることができる（図4.11）。
- 7) 背面グリップの固定は、グリップにねじ込み式のアンカーを取り付け、背面フレーム側からM6×30mmのネジで締め付けて固定する。また、グリップが回転しないようにM4×20mmのネジをグリップの穴にねじ込んで固定する（図4.12）。

以上の特徴より、介助者の体型、要介護者の身体特徴や身体能力などの様々な条件に合わせ、移乗介助を行うことができる（図4.13）。

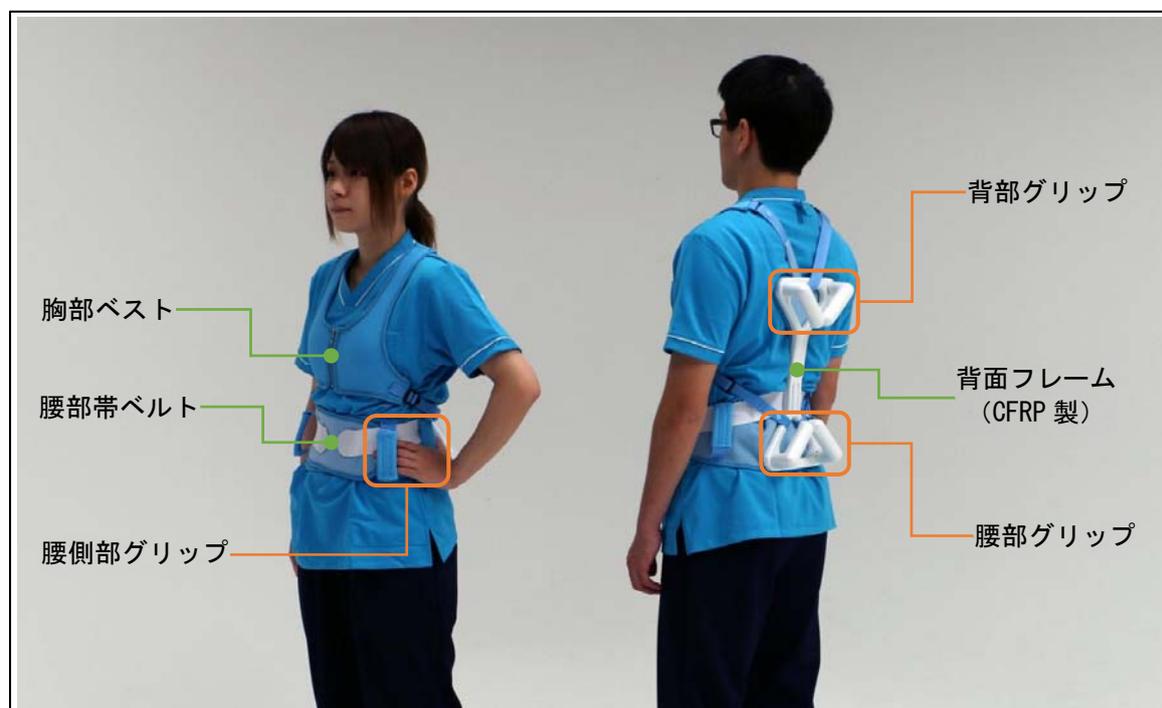


図 4.9 完成したプロトタイプモデル



図 4.10 背面グリップ角度調整範囲



図 4.11 背面フレーム位置の調整方法

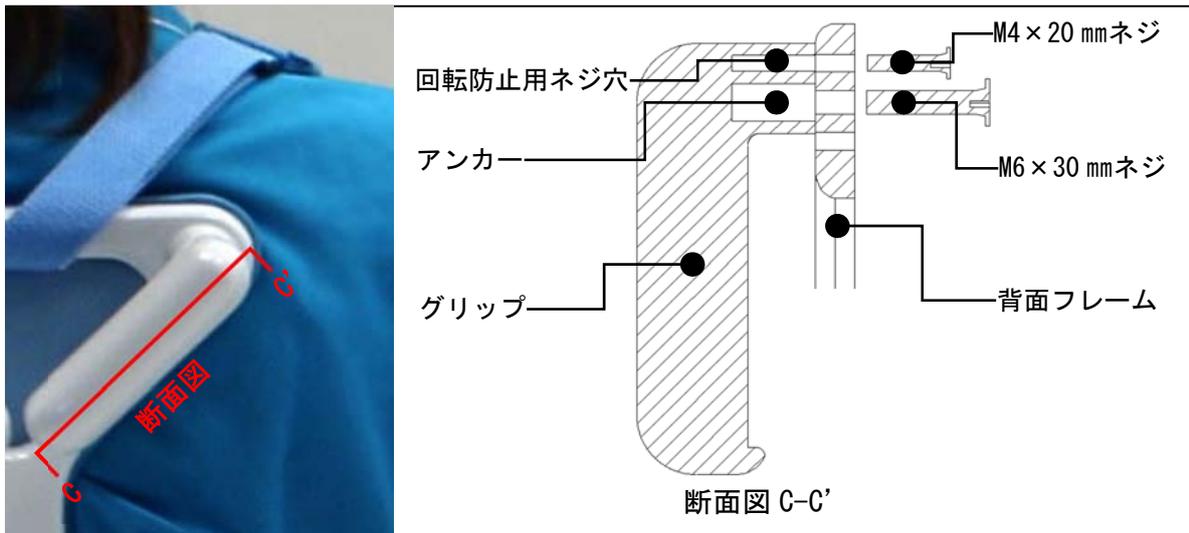


図 4.12 グリップの固定方法



図 4.13 プロトタイプの特徴を利用した介助方法

第5章 結論

介護職者の腰痛発症率の高さは、これまでも深刻な問題として捉えられてきた。我が国では、介護職者の腰痛発症を抑えるためのアシストスーツの開発や福祉用具の有効性を検証する研究が行われており、介護職者の負担軽減への取り組みは活発である。反面、介助を受ける要介護者は、介助を受けることで依存心が芽生え、身体を使わない、動かさない生活に慣れていくという欠点がある。本来、介助の問題は介護職者（以下、介助者）の負担軽減だけではなく、要介護者の自主性を尊重し、要介護者のできることは自ら行う「自立支援介護」の在り方が重要と考える。

筆者らは、2015年度より介助者の腰部負担の軽減と要介護者の関節拘縮の予防、介助への依存心の抑制等を目的に、要介護者が自ら身体を支えるグリップを備えた介助用装着型補助具 Grip Suit を研究・開発している。

本研究では、開発の過程で Grip Suit を用いた介助方法が介助者の腰部負担軽減に有効であることを検証するとともに、プロトタイプモデルの現場検証等を行い、実用化に向けたプロトタイプモデルの開発について報告した。

第2章で述べたように、道具を使用しない方法、既製の介助ベルトを使用した方法、Grip Suit を使用した方法の3条件で、移乗介助の際の介助者の筋電図と体幹前傾角度を計測し、Grip Suit を使用した場合に体幹前傾角度が小さくなるため、背筋群の負担が有意に小さくなるという結果を得た。

第3章では、さらに Grip Suit が備える3箇所のグリップを要介護者が把持した際の介助者の腰部負担への影響を介助者の筋電図と体幹前傾角度、脊柱屈曲角変位の計測から明らかにし、介助者の腰部負担軽減に有効なグリップの位置が腰部、背部であることを明らかにした。

第4章では、2章、3章の実験結果から導かれた開発条件を、(1)装着するグリップの位置、(2)身体への固定方法、(3)背面フレームの形状について定め、プロトタイプモデルを製作した。完成したプロトタイプモデルは、体型に合わせて背面フレームを調整し固定できる機能や、背面フレームに炭素繊維強化プラスチック (CFRP) を用いて軽量かつ十分な強度が保たれており、今後、介護現場の実証実験を積み上げていく。

本研究で取り上げた Grip Suit をはじめアシストスーツは、今後、市場規模が拡大すると予測されている。社会実装や普及を促進するためには、実際の現場で使用し、その効果を証明する必要がある。本研究で用いた筋電図やモーションキャプチャなどのバイオメカニクス技術等を応用して、客観的に評価することが重要であり、人間中心の製品開発手法の確立が望まれる。特に①開発目標の明確化、②プロトタイプモデルによる客観評価、③プロトタイプモデルの改善・改良、④プロトタイプモデルによる現場評価のプロセスにおいて、改善、改良を迅速に行うためには3D CAD、3Dプリンターなどを用いたデジタルデザインの手法が重要になる(図5.1)。

今後の課題として、1)自立支援介護の面から、移乗介助等でグリップを使用した際の要介護者の生理的な活動量を測定し、実際にどの程度、筋力を発揮しているのか、どのよ

うな動作をおこなっているのかを定量的に分析することで、リハビリ効果の有効性を明らかにする必要がある。2) 介護現場での実証実験を通し、介助者への腰部負担の有効性を検証するとともに多様な体格、体型への適合や要介護者が実際に把持することが可能であるか等を評価する必要がある。3) 本研究のプロトタイプモデルは、背面フレームとグリップの単純な部品で構成されているが、今後、角度、加速度センサなどの装置を装着することで介助者の体幹前傾角度、移動距離などを計測し、疲労度を把握するデバイスとしての役割や、アシストスーツとの融合により介助者の負担軽減を促進することも考えられる。

以上より、介助者、要介護者が安全・安心・安楽に移乗介助を行うことのできる「自立支援介護」に基づいた介助用装着型補助具 Grip Suit の実用化を目指す。

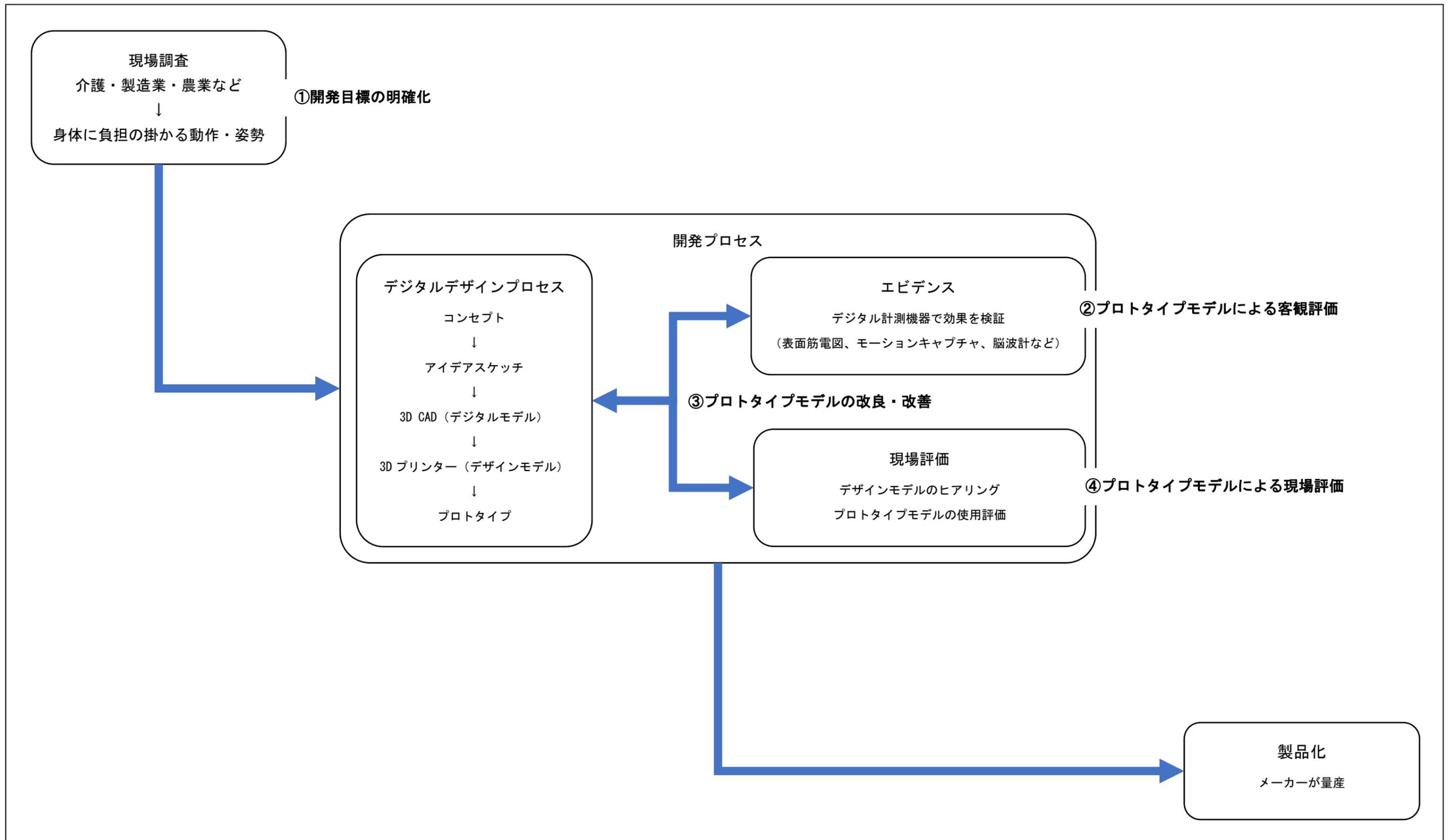


図 5.1 バイオメカニクス技術とデジタルデザイン手法による製品開発プロセス

参考文献

- 1) 内閣府：高齢社会白書（平成 30 年度版），https://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2018/zenbun/30pdf_index.html（参照日：2019 年 5 月 24 日）
- 2) 厚生労働省：2025 年に向けた介護人材にかかる需給推計（確定値）について，<https://www.mhlw.go.jp/stf/houdou/0000088998.html>（参照日：2019 年 5 月 24 日）
- 3) 公益財団法人 介護労働安定センター：平成 29 年度「介護労働実態調査」の結果～介護人材の不足感は 4 年連続増加～，<http://www.kaigo-center.or.jp/report/>（参照日：2019 年 5 月 24 日）
- 4) 厚生労働省：職場における腰痛予防対策指針の改訂及びその普及に関する検討会報告書，<https://www.mhlw.go.jp/stf/shingi/2r98520000034qql.html>（参照日：2019 年 5 月 24 日）
- 5) 上田喜敏，伊藤伸一，佐藤克也，藤澤正一郎：介助作業中の腰痛調査とベッド介助負担評価富山県腰痛予防対策推進研修会腰痛アンケート結果から考えるベッド介助作業負担の評価，福祉のまちづくり研究，14（2），9-17，2012
- 6) 武田啓子，高木直美：介護福祉士の腰痛に関する研究－勤続年数 4 群からの検討－，介護福祉士，20・21，90-102，2016
- 7) Airaksinen, O., Brox, J. I., Cedraschi, C., Hildebrandt, J., Klaber-Moffett, J., Kovacs, F., Mannion, A. F., Reis, S., Staal, J. B., Ursin, H., Zanolli, G., Chapter4. European guidelines for the management of chronic nonspecific low back pain., Eur Spine J15(Suppl 2), S192-300, 2006
- 8) Deyo RA., Measuring the functional status of patients with low back pain., Arch Phys Med Rehabil, 69(12), 1044-1053, 1988
- 9) 厚生労働省：職場における腰痛予防対策指針，www.mhlw.go.jp/stf/...att/2r9852000034pjn_1.pdf（参照日：2019 年 5 月 29 日）
- 10) 栗原章：職業性腰痛の現状と展望，日本腰痛会誌，8（1），10-15，2002
- 11) Riihimaki, H., Low-back pain, its origin and risk indicators., Scand J Work Environ Health, 17(2), 81-90, 1991
- 12) 熊谷信二，田井中秀嗣，宮島啓子，宮野直子，小坂淳子，田淵武夫，赤阪進，小坂博，吉田仁，富岡公子，織田肇：高齢者介護施設における介護労働者の腰部負担，産業衛生学雑誌，47(4)，131-138，2005
- 13) Wilke, H-J., Neef, P., Caimi, M., Hoogland, T., Claes, L, E., New In Vivo Measurements of Pressures in the Intervertebral Disc in Daily Life., Spine, Vol. 1.2(8), 755-762, 1999
- 14) 経済産業省：<https://www.meti.go.jp/press/2017/10/20171012001/20171012001-1.pdf>（参照日：2019 年 11 月 16 日）
- 15) 佐藤帆紡，川畑共良，田中文英，山海嘉之：ロボットスーツ HAL による移乗介助動作の支援，日本機械学会論文集，76(762)，227-235，2010

- 16) サイバーダイネ株式会社：<https://www.cyberdyne.jp/products/HAL/index.html>（参照日：2019年10月26日）
- 17) ユーピーアール株式会社：<https://www.upr-net.co.jp/products/eprobo.html>（参照日：2019年10月17日）
- 18) 株式会社ATOUN：<http://atoun.co.jp/products/atoun-model-y>（参照日：2019年11月16日）
- 19) Hiroshi, K., Taisuke, M., Yusuke, I., and Kohki, K., New Robot Technology Concept Applicable to Human Physical Support - The Concept and Possibility of the Muscle Suit (Wearable Muscular Support Apparatus)-., *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol.14(1), 46-53, 2002
- 20) 村松慶紀, 所晃史, 小林宏：マッスルスーツの開発と評価（表面筋電図を用いた補助動作の評価）, *日本機械学会論文集*, 83(847), 16-00078, 2017
- 21) 株式会社イノフィス：<https://innophys.jp/>（参照日：2019年10月26日）
- 22) 株式会社富樫縫製：<http://s-ji.shop/>,（参照日：2019年10月17日）
- 23) 今村由芽子：筋力補助効果と体幹安定化効果を持つ軽労化装具スマートスーツ・ライト, 2014
- 24) 株式会社スマートサポート：<https://smartsupport.co.jp/>.（参照日：2019年10月17日）
- 25) ユーピーアール株式会社：<http://assistsuit.upr-webshop.jp/>（参照日：2019年10月26日）
- 26) Smedley, J., Egger, P., Cooper, C., Coggon, D., Prospective cohort study of predictors of incident low back pain in nurses., *BMJ*1997, 314(7089), 1225-1245
- 27) Grag, A., Owen, B., Beller, D., Banaag, J., A biomechanical and ergonomic evaluation of patient transferring tasks: bed to wheelchair and wheelchair to bed., *Ergonomics*, 34(3), 289-312,1991
- 28) Li, J., Wolf, L., Evanoff, B., Use of mechanical patient lifts decreased musculoskeletal symptoms and injuries among health care workers., *Injury Prevention* 2004, (10), 212-216, 2004
- 29) Skotte, J, H., Essendrop, M., Hansen, A, F., Schibye, B., A dynamic 3D biomechanical evaluation of the load on the low back during different patient-handling tasks., *Journal of Biomechanics*, 35(10), 1357-1366, 2002
- 30) 三枝康雄：介護用具・機器活用の現状と課題～川崎市 福祉・介護ものづくり支援事業活動報告書からの一考察～, *経営論集*, 4, 49-57, 2015
- 31) 富岡公子, 熊谷信二, 小坂博, 吉田仁, 田淵武夫, 小坂淳子, 新井康友：特別養護老人ホームにおける介護機器導入の現状に関する調査報告—大阪府内の新設施設の訪問調査から—, *産業衛生学雑誌*, 48, 49-55, 2006
- 32) 富岡公子, 樋口由美, 眞藤英恵：福祉用具の有効性に関する介護作業負担の比較研究

- 福祉用具使用の有無および作業姿勢の適正—, 産業衛生学雑誌, 49, 113-121, 2007
- 33) 勝平純司, 佐々木秀明, 丸山仁司: 移乗介助動作における補助器具使用の効果, バイオメカニズム, 19, 233-242, 2008
- 34) 玉垣努, 渡邊慎一: クリニカル作業療法シリーズ 福祉用具・住環境整備の作業療法, 中央法規出版株式会社, 43-86, 2013
- 35) 市川洌: ひとりひとりの福祉用具—福祉用具支援概論—, 日本工業出版株式会社, 116-140, 2019
- 36) ペヤ・ハルヴォール・ルンデ, 和子・マイヤー 訳: 移動・移乗の知識と技術—援助者の腰痛予防と患者の活動性の向上を目指して Forflytningskunnskap Aktivisering, hjelp og trening ved forflytning, 中央法規出版株式会社, 97-185, 2005
- 37) 厚生労働省: 平成30年度介護報酬改定の主な事項について, <https://www.mhlw.go.jp/file/06-Seisakujouhou-12300000-Roukenkyoku/0000196991.pdf> (参照日: 2019年9月5日)
- 38) 田代雄大, 青木幹太, 李湧権, 榊泰輔, 南幸気: 小型油圧アクチュエータ (MHA) で駆動する入浴介護用パワードスーツ, デザイン学研究発表大会概要集, 63, 70-71, 2016
- 39) 田代雄大, 青木幹太, 李湧権, 榊泰輔, 南幸気: 要介護者等の介助用装着型補助具の研究, デザイン学研究発表大会概要集, 64, 262-263, 2017
- 40) Tashiro, T., Aoki, K., Lee, Y., Sakaki, T., Research and development of wearable auxiliary tool for behavior assistance of elderly who requires nursing care, 17th International Conference on Control, Automation and Systems (ICCA S 2017), 1501-1504, 2017
- 41) 西薊秀嗣: スポーツ選手と指導者のための体力・運動能力測定法—トレーニング科学の活用テクニック, 株式会社大修館書店, 98-105, 2004
- 42) 広瀬和彦: 筋電図判読テキスト, 株式会社文光堂, 188, 2016
- 43) 勝平純司, 山本澄子, 江原義弘, 櫻井愛子, 関川伸哉: 介助にいかすバイオメカニクス, 株式会社医学書院, 20-21, 2011
- 44) 株式会社幸和製作所: テイコブ製品案内, http://kowa-seisakusho.co.jp/tacaof/products/category/list.php?h_cat3_id=125 (参照日 2019年1月16日)
- 45) 橋本裕香, 金井香織, 吉川日和子, 小林真由美, 高柳智子: ベッド—車椅子間の移乗介助における介助者・被介助者の身体負担—被介助者の腰部で手を組む方法とズボンを把持する方法を比較して—, 日本看護学論文集看護総合, 36, 373-375, 2005
- 46) 松井健, 小林培男, 岡川暁: 筋電図と映像からみた介助動作の特徴—体位変換動作と車いす移乗動作について—, 日本福祉大学情報社会科学論集/日本福祉大学情報社会科学論集編集委員会編, 1-14, 2007
- 47) 佐藤正樹, 肥後すみ子, 保坂さえ子, 田淵祥恵, 大川美代子: 車椅子への移乗動作における看護師の負担に関する研究—患者 - 看護師間の身長差が看護師の心身に与える

- 影響一，群馬県立健康科学大学紀要，10，79-88, 2015
- 48) 白石葉子：移乗介助動作における腰部負荷の検討ーベッド上仰臥位からポータブルトイレまでの移乗介助についてー，日本職業・災害医学学会誌，57(2)，43-49, 2009
- 49) 伊丹君和，藤田きみゑ，横井和美，久留島美紀子，森下妙子，豊田久美子，寄本明，下野俊哉：片麻痺模擬患者への車椅子移乗介助に関する研究ー患者の安全・安楽・自立および看護者の腰痛予防を考慮してー，人間看護学研究，3，19-28, 2004
- 50) 瀬尾明彦，宇土博，吉永文隆：取扱い重量と前傾姿勢による腰部負担評価のための筋電位測定法，産業医学，35，19-24, 1993
- 51) 水上優，建内宏重，近藤勇太，坪山直生，市橋則明：股関節の運動方向の違いによる腸腰筋筋活動の変化，理学療法学，51，2016
- 52) 長澤夏子，渡辺仁史，勝平純司，山本澄子：在宅介護での移乗動作による腰部負荷の分析ー加齢対応における腰部負担軽減を目的とした動作寸法体系の研究 その3ー，日本建築学会計画系論文集，72(613)，81-87, 2007
- 53) 荒川裕志：プロが教える 筋肉のしくみ・はたらきパーフェクト事典，株式会社ナツメ社，206-207, 2012
- 54) Irving, P. Herman(斎藤太郎訳，他)：翻訳 人体物理学ー動きと循環のメカニズムを探る，株式会社エヌ・ティー・エス，65-76, 2009
- 55) 伊藤俊一，菊本東陽，高橋尚明，白土修，金田清志：腰椎コルセットの効果に関する筋電図学的検討，理学療法学，23，46，1996
- 56) 尾形邦裕，國吉康夫：他者を引き上げる動作の身体力学構造の解析とモデル化，日本ロボット学会誌，33(6)，470-480, 2015
- 57) Portnoy, H., and Morin, F., Electromyographic Study of Postural Muscles in Various Positions and Movements, American Journal of Physiology, 186(1), 122-126, 1956
- 58) Nechemeson, A, The lumber spine. An orthopaedic challenge., Spine, 1, 59-71, 1976
- 59) 瀬尾明彦，近藤雄二，日下幸則：腰部負担軽減のための作業改善支援ソフト，労働の科学，74(9)，337-345, 1998
- 60) Neumann, D , A (嶋田智明訳，他)：カラー版 筋骨格系のキネシオロジー 原著第2版，医歯薬出版株式会社，38-39, 2005
- 61) Kapandji, I, A (荻島秀男訳，他)：カパンディ関節の生理学Ⅲ．体幹・脊柱，医歯薬出版株式会社，1986
- 62) 小川鑛一：看護・介護を助ける 姿勢と動作 イラストで学ぶボディメカニクス，学校法人東京電機大学東京電機大学出版局，41-42, 2010
- 63) 遠藤健司，金岡恒治：最新 腰痛症ハンドブックー腰椎椎間板ヘルニアからスポーツ，事故の治療までー，丸善出版株式会社，30-33, 2012
- 64) Floyd, M, F, The function of the erector spinae muscles in certain movements and postures in man., J Physiol, 129(1), 184-203, 1955

- 65) 厚生労働省：要介護認定認定調査員テキスト 2009 改定版, <https://www.mhlw.go.jp/file/06-Seisakujouhou-12300000-Roukenkyoku/0000077237.pdf> (参照日：2019年9月5日)
- 66) MANIS D1 : <https://www.dainesejapan.com/products/detail3653.html>, (参照日 2019年10月10日)
- 67) Pfeifer, M., Begerow, B., Minne, H, W., Effects of a new spinal orthosis on posture, trunk strength, and quality of life in women with postmenopausal osteoporosis: a randomized trial., *Am J Phys Med Rehabil*, 83(3), 177-186, 2004
- 68) Indiamart:<https://www.indiamart.com/proddetail/medi-spinomed-2-back-brace-13122867473.html> (参照日：2019年10月10日)
- 69) Medi:<https://www.medi.de/en/service/instructional-videos/spinomed/> (参照日：2019年10月10日)
- 70) 一般社団法人人間生活工学研究センター：https://www.hql.jp/database/wp-content/themes/hqldbs/include/funcdb1993/main/hle/keisoku/dousa/meas/h10nedo533/h10size_angle/data_size/2419/2419.html (参照日：12月19日)
- 71) 一般財団法人ベターリビング：優良住宅部品評価基準 歩行・動作補助手すり BLE RW:2015, 4, 2015
- 72) 三好英樹, 合田真理子, 渡辺直人：高齢者の筋力と手すり直径の関係について, 日本人間工学会第50回記念大会, 一般公演 (<https://doi.org/10.14874/jergo.45spl.0.450.0>), 2009
- 73) 矢野英雄：歩行補助杖（金属杖）, *日本技師装具学会誌*, 11 (4), 288-299, 1995

謝辞

本研究を進めるにあたり多くの方々からご指導いただきました。特に指導教員である青木幹太教授には、芸術学部在学中より社会人から現在に至るまで、16年間をあたたくご指導ご鞭撻を賜り、心より感謝申し上げます。

本研究に欠かすことのできないバイオメカニクス分野の計測装置を手配して頂いた人間科学部の西菌秀嗣教授には、本研究の有益な助言をはじめ韓国出張では ICCAS 国際学会における質疑応答の際に助言を頂くなど数えきれないほどお世話になりました。心よりお礼申し上げます。

健康・スポーツ科学センターの本山清喬助教におきましては、モーションキャプチャの計測、数値解析ソフトのプログラミングをはじめ計測装置・数値解析ソフトの操作方法の教示など、本論文執筆にあたり多大なるご協力とご助言を頂きました。心よりお礼申し上げます。

本研究における数々のご助言を頂いた榊泰輔教授には、本研究の有益な資料をはじめ ICCAS 国際学会における発表の機会を与えて頂くなど数えきれないほどお世話になりました。心よりお礼申し上げます。

共同研究者としてご協力頂きました香椎原病院リハビリテーション科スタッフの皆様には、ご多忙の中ご教示や示唆を賜るとともに有益なご助言を頂きました。梅崎浩嗣様、盛俊光様には、本論文をまとめるにあたりご多忙の中、本学へお越しいたご教示や示唆を賜るとともに有益なご助言を頂きました。福田健太郎様、栗原俊介様には本学へお越しいたご教示や示唆を賜るとともに有益なご助言を頂きました。心よりお礼申し上げます。

本論文をまとめるにあたり HRRC 所長の牛見宣博教授、芸術学部の釜堀文孝教授には、ご多忙の中ご教示や示唆を賜るとともに有益なご助言を頂きました。牛見宣博教授には韓国出張でのご助言を頂きました。この場を借りて厚くお礼を申し上げます。

佐藤昭則先生、安川弘造様、鮫島ゆかり様には MP 公房の使用に際し、手厚いご協力とあたたく見守っていただきました事を心よりお礼申し上げます。特に資材の発注など多大なるご協力をいただきました鮫島ゆかり様には公私ともお世話になり、心より感謝申し上げます。

産学連携室の皆様におかれましても、科研費の事務手続きや材料購入に際してご協力頂きましたこと心から感謝申し上げます。

研究を通じてご協力いただいた後輩の皆様にも、心よりお礼申し上げます。

本研究を博士論文として形にすることができたのは、ご協力いただいたまわりの皆様のおかげだと感じており、心から感謝の気持ちと御礼を申し上げたく、謝辞にかえさせていただきます。

2020年1月

田代 雄大