

医療介護施設での移乗および回診支援のための
移動ロボットの設計と制御

(Design and Control of a Mobile Robot to Support Transfers
and Rounds in Medical Care Facilities)

2020年9月

博士（工学）

船戸 一弘

豊橋技術科学大学

2020年9月25日

機械工学専攻	学籍番号	第 159103 号	指導教員	内山 直樹
氏名	船戸 一弘			

論文内容の要旨 (博士)

博士学位論文名	医療介護施設での移乗および回診支援のための移動ロボットの設計と制御
---------	-----------------------------------

(要旨 1,200 字程度)

産業分野で培われたロボット技術は、近年、医療・福祉分野を含む様々な分野へ応用展開されている。現在、日本では少子高齢化に伴う労働者の慢性的不足や高齢者が高齢者を介護する「老老介護」が大きな問題になっている。これらの解決策として被介護者の自立的な生活の支援や介護者の身体的負担の軽減を目的とした医療福祉分野のロボット開発が期待され、行政の支援も活発に行われている。

本研究では、超スマート社会の実現 (Society 5.0) におけるスマートな健康支援社会を構築するためのコア技術である医療福祉介護ロボットにおいて、特に介護分野で重要である二つの主要テーマを取り扱う。一つは介護で最大の問題となっている移乗である。もう一つは、医療従事者の業務サービス支援である医療介護施設内回診や上記移乗等に伴う移動ロボットの人物追尾である。

一つ目の主要テーマでは「全方向に即時に移動可能なパワーアシスト式移乗介護ロボット」の開発を目標としている。このロボットでは、移乗のためのリフト機構に加え、全方向移動を可能とする差動駆動操舵機構 (Differential Drive Steering System: DDSS) を用いている。力覚センサによるロボットの移動操作量推定およびリフト機構のワイヤ傾斜量を用いた牽引物への操作力推定に基づくパワーアシスト技術によって、直感的な操作感を実現している。さらに、リフト機構においては、牽引物の荷重を計測することで上下移動のための操作力を推定し、アシストする機能を有している。この上下移動のアシストにおいては、従来の研究においてリミットサイクルの発生が報告されているが、牽引物に荷重計測に基づき、これを回避する制御手法を提案している。以上の機能を融合して開発されたロボットは、移乗のみならず、移乗後に車椅子としての移動が可能な統合型システムとして設計されている。

また、リフト装置の実用化において高価なセンサの利用は現実的でないため、安価なセンサに用いて吊り上げ作業時に発生する揺れを低減できる制御手法を提案している。吊り上げ作業中に発生するワイヤの特徴的な張力変化を検出し、巻上速度を動的に制御することで、地切り時に発生する揺れを低減し、実験的に有用性を確認している。

二つ目の主要テーマとして、回診・移動ロボットの人物追尾システムの研究を行っている。上記の移乗を含め病院などで用いられる移動ロボットでは、医療従事者などへの人物追尾システムの利用が期待されている。同システムにおける追尾対象者の見失いを回避するために、追尾対象者に加速度センサを取り付け、既存のレーザーセンサとのセンサーフュージョンにより、追尾対象者の移動量を推定する手法を提案し、制御実験により有用性を確認している。

これらの研究成果により、医療・介護現場における医療福祉ロボット技術開発における学術的および実用化への基礎的知見を得ている。

Date of Submission (month day, year) : September,25th,2020

Department Graduate Program of Mechanical Engineering for Doctoral Degree		Student ID Number 159103	Supervisors Naoki Uchiyama
Applicant's name	Kazuhiro Funato		

Abstract (Doctor)

Title of Thesis	Design and Control of a Mobile Robot to Support Transfers and Rounds in Medical Care Facilities
-----------------	---

Approx. 800 words

In recent years, the robot technology cultivated in the industrial field has been applied to various fields including the medical and welfare fields. Currently, in Japan, the chronic shortage of workers due to the declining birthrate and aging and the "elderly care" in which the elderly take care of the elderly are becoming major problems. As a solution to these problems, the development of robots in the medical and welfare field with the aim of supporting the care recipient's independent life and reducing the physical burden on the caregiver is expected, and administrative support is being actively provided.

For this reason, various nursing care devices using robot technology are currently being researched and developed. However, in actual sites, although lift devices, power assist suits, transfer assistance robots, and so on have been researched and developed for transfer assistance work that is physically demanding, it cannot be said that these are effectively utilized. Since the lift device is generally moved manually, the reduction of the workload is limited. Furthermore, the swaying that occurs when transferring causes discomfort to the cared person, and also presents a dangerous situation where safety and security are lacking. As part of the development of smart hospital, our group is conducting research on a roundabout and transfer robot that can support human medical personnel, but it is necessary to solve the occlusion problem that causes oversight in the invisible region.

This study deals with two major themes that are particularly important in the field of care in medical and welfare care robots, which are the core technology for building a smart health support society in the realization of a super smart society (Society 5.0). One is transfer/movement, which is the biggest problem in nursing care. The other is a roundabout/movement within a medical/nursing facility, which supports the business services of medical staff at medical facilities. In this research, we conducted robot research to support humans in these two tasks.

By using a differential drive steering system (DDSS) as the omnidirectional movement mechanism, for the first major theme movement without any limitation in the movement direction is realized. The power assist technology

using a force sensor for the moving operation gives an intuitive operation feeling in any direction. For the lift mechanism, we propose a power assist mechanism that measures the load of the towed object, detects the vertical movement amount by the operating force applied to it, and detects the horizontal movement amount from the wire inclination amount, and enables the lift movement. In addition, we proposed a new power assist control method that avoids the limit cycle generated in the previous research. The developed robot is an integrated system that can be used not only for transfer, but also as a transfer device for wheelchairs immediately after transfer.

Next, a safe and secure control method that reduces swing generated during lifting work by an inexpensive and simple control method without using an expensive sensor that is considered difficult to use in a commercially available lift device. The hoisting speed is dynamically controlled by the load change generated on the wire during hoisting work to reduce the sway generated during ground cutting and confirm its usefulness.

Now, as the second major theme, we have conducted research on rounds and mobile robots. By the way, a person tracking system is often used in transport robots and roundabout robots including the above movable care lift in hospitals and etc. As a method of avoiding the tracking target person's loss of sight in tracking control of a care support transport robot, we propose a method to estimate the movement amount of the tracking target person by attaching an acceleration sensor to the tracking target person and using sensor fusion with the existing laser sensor. The effectiveness is verified by control experiments.

By these research results, we aim to obtain basic knowledge for academic and practical application in medical and welfare robot technology development in medical and nursing care settings.

目次

第1章 緒言.....	1
1.1 研究背景.....	1
1.2 関連研究.....	4
1.2.1 移乗支援に関する研究.....	4
1.2.2 全方向移動機構に関する研究.....	6
1.2.3 本研究に係る要素技術.....	9
1.3 研究目的と論文構成.....	11
第2章 全方向移動式パワーアシスト移乗介護ロボットの開発.....	15
2.1 はじめに.....	15
2.2 介護作業の分析.....	16
2.3 開発する装置の構成.....	19
2.3.1 装置の基本仕様.....	19
2.3.2 装置の移動機構.....	22
2.3.3 装置のリフトと操作力検出機構.....	23
2.4 装置の設計と製作.....	25
2.4.1 制御機器の選定.....	25
2.4.2 変形機構の設計と製作.....	28
2.5 リフト機構におけるパワーアシスト.....	29
2.5.1 リミットサイクルの発生メカニズムと従来研究.....	29
2.5.2 提案するパワーアシスト制御手法.....	30
2.5.3 椅子からの移乗.....	34
2.5.4 ベッドへの移乗.....	35
2.6 全方向移動機構におけるパワーアシスト操作.....	37

2.6.1	本装置における移動操作方法.....	37
2.6.2	操作ペンダントによる移動.....	42
2.6.3	操作ハンドルによる移動.....	43
2.7	検証実験.....	45
2.8	まとめ.....	47
第3章	介護リフトにおける地切り時の揺れの実験的分析と制御.....	49
3.1	はじめに.....	49
3.2	揺れの原因とその対策.....	50
3.2.1	地切り時に生じる揺れ.....	50
3.2.2	低速吊り上げでの地切り時の揺れ.....	51
3.2.3	高速吊り上げでの地切り時の揺れ.....	52
3.3	地切り時の揺れを低減する制御手法.....	54
3.4	検証実験.....	58
3.5	まとめ.....	65
第4章	センサ融合によるロボットの人物追尾システムの開発.....	67
4.1	はじめに.....	67
4.2	レーザー測域センサを用いた人物追従システム.....	68
4.2.1	システムの構成.....	68
4.2.2	人物の検出と追従.....	70
4.2.3	経路計画とソフトウェアの構成.....	71
4.3	見失いを回避するためのセンサ融合システム.....	72
4.3.1	システムの構成.....	72
4.3.2	慣性航法.....	73
4.3.3	慣性センサの姿勢角の推定.....	75
4.4	検証実験.....	81

4.4.1	慣性センサの姿勢角補償による経路推定精度	81
4.4.2	オクルージョン環境下での自動追尾.....	83
4.5	まとめ	86
第5章	結言.....	87
5.1	研究成果.....	87
5.2	今後の課題と展望	90
参考文献	93
研究業績		
謝辞		

第1章 緒言

1.1 研究背景

我が国の総人口は、2018年10月1日現在、1億2,644万人であり、65歳以上人口は、3,558万人、総人口に占める割合（高齢化率）は28.1%となった。内閣府発行の令和元年度版高齢社会白書^[1]によると、生産年齢人口と呼ばれる15～64歳人口は、1995年に8716万人でピークを迎えており、その後減少に転じ、2018年には7,545万人と総人口の59.7%と超高齢者社会となった。日本は長期の人口減少過程に入っており、2029年に人口は1億2,000万人を下回り、その後も減少を続け、2053年度には1億人を割ると推計されている。総人口が減少を続ける中、65歳以上の者が増加することにより高齢化率は上昇を続け、2036年に33.3%で3人に1人が65歳以上になると推計されている。2042年以降は65歳以上人口が減少に転じても高齢化率は上昇を続け、2065年には38.4%に達し、国民の約2.6人に1人が65歳以上の者となる社会が到来すると推計されている。さらに、総人口に占める75歳以上人口の割合は、2065年には25.5%となり、約3.9人に1人が75歳以上の者となると推計されている。

我が国においては加齢に伴って生ずる心身の変化に起因する疾病などによって要介護状態となった者等に対して、必要な保険料サービスおよび福祉サービスを提供するために介護保険法が設けられ、2000年4月から導入された^[2]。この介護保険制度における要介護又は要支援の認定を受けた人（以下「要介護者等」という）は、2018年度末で658.2万人となっており、2008年度末（452.3万人）から205.9万人増加している^[3]。

「日常生活を送る上で介護が必要になった場合に、どこで介護を受けたいか」についてみると、自宅で介護してほしいが最も多く、ついで介護老人福祉施設、病院、介護老人保険施設の利用と続く。要介護者等からみた主な介護者の続柄を見ると、6割弱が同居している人が主な介護者となっている。要介護者等と同居している主な介護者の年齢について見ると、男性では70.1%、女性では69.9%が60歳以上であり、いわゆる「老老介護」のケースも相当数存在していることがわかる。

厚生労働省の雇用動向調査結果の概要によれば、介護・看護を理由とする離職率は全体で1.4%、男性で2.0万人、女性で8.1万人となり、合計すると10万人を超える^[4]。

現在の日本は超高齢者社会となり介護を必要とする者が増加する一方、生産人口が減少し、労働者の慢性的不足が社会問題として提起されている中、介護の負担を減らし、市場に労働力をとどめることは喫緊の課題と言える。

移乗介助においては、人を抱きかかえて移動させることから、身体的負担、特に腰への負担が大きく、腰痛の原因となっている^[5]。身体機能の低下によって移動に不自由を感じる者に対しては、外出や屋内での移動を支援する必要があった。排泄の支援は介護する側、

される側双方に精神的負担が大きいものである。また、この排泄介助にも腰痛について報告されている⁶⁾。入浴の介助についても移乗介助同様、身体的負担もさることながら、湯船への水没など重大事故に繋がる危険性もある。一方、見守り・コミュニケーション分野においても徘徊などの対策のために、夜間の見廻り業務などがあり、身体的負担が高い。さらに回診において、医療従事者は医療道具の搬送、病室での治療と各種検査記録、ナースステーションでの電子カルテの作成など多忙である。このように介護現場にはさまざまな問題が山積している。

介護現場の負担を軽減するために、さまざまな介護福祉機器、介護ロボットの開発が行われている。とくに内閣府では2015年度に「ロボット介護機器開発5ヵ年計画」を掲げ、経済産業省でも要介護者の自立支援促進と介護従事者の負担軽減に対して有効と考えられた「ロボット技術の介護利用における重点分野」として、当初5分野が設定され、改定により6分野13項目の開発支援を行っている⁷⁾⁸⁾。

Table 1.1 にこれらのロボットの特徴をまとめる。いずれの分野も生活に密着しており、これらのアシストを行うことが Quality of Life : QOL の向上につながると考えられている。

本研究では、この中で移乗、移動ロボットの開発を行う。移乗介助は介護作業の中でも肉体的な負担が非常に高く、ロボットによる支援が欠かせないものである。また、移動は被介護者の自立心の向上や、医療従事者の作業支援に重要である。これらのロボットの開発にあたり、関連する現状市販されている機器や研究などについて述べ、残された課題や問題点について明らかにする。

なお、高齢者、高齢化社会などの言葉の定義を以下に記す⁹⁾。

○高齢者の定義：

国連の世界保健機関（WHO）の定義では、65歳以上の人のことを高齢者としている。65-74歳までを前期高齢者、75歳以上を後期高齢者と呼ぶ。

○高齢化社会などの定義：

- ・高齢化社会；65歳以上の高齢者の割合が7%以上の社会を言う。
- ・高齢社会；高齢化率が14%以上の社会を言う。
- ・超高齢社会；高齢化率が21%以上の社会を言う。なお、日本は2007年度に21%を超えた。

Table 1.1 Focus areas in nursing care use of robot technology

移乗介助	ロボット技術を用いて介助者のパワーアシストを行う装着型の機器
	ロボット技術を用いて介助者による抱え上げ動作のパワーアシストを行う非装着型の機器
移動支援	高齢者等の外出をサポートし、荷物等を安全に運搬できるロボット技術を用いた歩行支援機器
	高齢者等の屋内移動や立ち座りをサポートし、特にトイレへの往復やトイレ内での姿勢保持を支援するロボット技術を用いた歩行支援機器
	高齢者等の外出等をサポートし、転倒予防や歩行等を補助するロボット技術を用いた装着型の移動支援機器
排泄支援	排泄物の処理にロボット技術を用いた設置位置の調整可能なトイレ
	ロボット技術を用いて排泄を予測し、的確なタイミングでトイレへ誘導する機器
	ロボット技術を用いてトイレ内での下衣の着脱等の排泄の一連の動作を支援する機器
見守り・コミュニケーション	介護施設において使用する、センサや外部通信機能を備えたロボット技術を用いた機器のプラットフォーム
	在宅介護において使用する、転倒検知センサや外部通信機能を備えたロボット技術を用いた機器のプラットフォーム
	高齢者等とのコミュニケーションにロボット技術を用いた生活支援機器
入浴支援	ロボット技術を用いて浴槽に出入りする際の一連の動作を支援する機器
介護業務支援	ロボット技術を用いて、見守り、移動支援、排泄支援をはじめとする介護業務に伴う情報を収集・蓄積し、それを基に、高齢者等の必要な支援に活用することを可能とする機器

1.2 関連研究

1.2.1 移乗支援に関する研究

移乗作業を補助する装置として様々なものが開発、販売されている。固定設置式の介護リフトは、ベッド周りや風呂などに固定式のリフトを設置し、備え付けられたアームやワイヤなどを用いて吊り下げを行うものである (Fig. 1.1) [10]。吊り下げられた対象者は車椅子へ乗せるためにブームを旋回させ、車椅子へ移乗させる。天井に横行式のレールを備えることによってベッドからの移乗を行うことが出来る天井走行式のリフト (Fig. 1.2) [11]は、ベッド周りにリフト機構が設置されていないために他の作業に支障が出ることがないが、部屋に走行用のレールを設置する必要がある。また、レールを設置した場所でしか使用することが出来ない。固定式のリフトの敷設が困難な場合には、装置本体を移動させることが出来るようにキャスタを付けた、吊り下げた状態で人力によってベッドから移動させることが出来る移動式リフト (Fig. 1.3) [12]がある。固定式のように使用する場所に制限は無いが、移動を行う際に装置を人力で行うため、移動には大きな力を要す。



Fig. 1.1 Fixed nursing lift^[10] Fig. 1.2 Ceiling run lift^[11] Fig. 1.3 Floor run lift^[12]

また、いずれの場合においても、被介護者は空中に吊り下げられただけでは安定感が無く、移動時の揺れも併せて恐怖感を感じる。

装着型のパワーアシスト機器と呼ばれる、人間が装置を装着し、人間の動作をサポートするパワーアシストスーツの開発も盛んに行われている。株式会社イノフィスは空気圧式 McKibben 型人工筋肉を用いたマッスルスーツを開発した (Fig. 1.4) [13][14]。動力として空気圧タンクもしくは外部コンプレッサーからの圧縮空気を用いており、呼気スイッチやタッチスイッチを用いて人工筋肉を駆動し、装着者の筋力を増強する。CYBERDYNE 株式会社は装着型のロボットスーツ “HAL” (Fig. 1.5) を開発した [15]-[18]。生体電位信号を読み取り、サーボモータを制御することによってパワーアシストを実現している。同機は作業員・介護者向けの装着ロボットとして、世界で初めて生活支援ロボットの安全国際規格 ISO 13482:2014 の認証を取得するなど、安全性も評価されている。ATOUN 株式会社 (旧アク

ティブリンク) は内部に搭載したセンサによって装着者の意図を推定し、アシストを行う “ATOUN Model Y” (Fig. 1.6) を開発、販売している^[19]。これらの装着型の特徴として、器具を装着することによって装着者の筋力をアシストし、介助作業の力仕事の負担を低減するが、装着および信号の調整をする必要があり、準備に数分以上の手間を要し、現場の医療従事者からは改善の要望が聞かれる。装着の手間を軽減するために半装着型アシスト機器の提案も行われている^[20]。



Fig. 1.4 Muscle suit^[13]



Fig. 1.5 HAL^[15]



Fig. 1.6 ATOWN^[19]

ロボットが直接被介護者を抱きかかえるロボットとして、独立行政法人理化学研究所と東海ゴム工業株式会社は介護支援ロボット “RIBA-II” (Fig. 1.7) を開発した^{[21]-[23]}。このロボットは具備された双腕で被介護者を直接抱きかかえてベッドから車椅子への移乗を行うことが出来る。移動機構にオムニホイールを用いていることから全方向に移動が可能であるが、段差乗り越え能力に乏しく、また想定価格が1億円以上要することから開発が中止された。マッスル株式会社は専用のスリングシートに装置腕部を差し入れ、抱きかかえる形で移乗作業が行える “ROBOHELPER SASUKE” (Fig. 1.8) を開発し、販売している^[24]。装置にはパワーアシストハンドルを具備し、傾動、昇降が可能となっており、抱きかかえ作業の軽減を図っている。装置下部にキャスタが取り付けられており移動が可能だが、人力での移動のため移動に大きな力を必要とする。



Fig. 1.7 RIBA-II^[21]



Fig. 1.8 SASUKE^[24]



Fig. 1.9 Resyone plus^[25]

前述の抱きかかえとはアプローチが異なるが、パナソニック株式会社は車椅子統合型のベッド“リショーネ Plus” (Fig. 1.9) を開発^{[25][26]}し、販売している。この装置はベッドの半面がリクライニングする手押し式の車椅子になっており、これがベッドと一体になるように考慮されている。車椅子の移動には介助者が手押しする必要がある。

リフト機構は、ワイヤやアームの先端に吊り下げ用のフックを取り付け、これに牽引物を固定し、ワイヤやアームを引き上げることによって牽引物を持ち上げる。一般的にウィンチと呼ばれるワイヤ式の巻き上げ機では、持ち上げる動力源は回転ハンドルや原動機の回転力を用い、減速機を介してドラムを回転させてワイヤを巻き取る。アーム式の吊上機ではアームを駆動させるために油圧や電動のシリンダーを用いてリンクを稼働させ、牽引物を持ち上げる。

一般的なリフトでは固定式の操作レバーや、ハンディタイプのペンダントを用いて操作する。操作レバーでは連続的な操作力によって速度を変化させることが出来る。ペンダント式の押しボタンスイッチでは一般的に押し込み量は一定のため、速度変更をすることは出来ない。

一般的な介護リフト装置の使い方としては、被介護者に適切な吊り下げ装具を巻き付け、ハンガー部に固定、操作ペンダントのボタン操作にて上昇もしくは下降、横行機構がある場合は移動を行う。作業の利便性を考慮してハンガーの付け根部に回転機構が設けられており、これによって吊られた被介護者の向きを自由に変えることが出来る。反面、その自由度から空中に安定して静止させることが困難になる。安定させるためには両手で把持することが望ましいが、昇降操作に使用する操作ペンダントを都度収納するなどの手間が必要になる。

このような事案に対応する技術として、吊り荷にかかった荷重を計測し、これを操作トリガーとして巻き上げ動作を行うパワーアシスト技術の応用が考えられる。パワーアシストリフトの研究は積極的に行われ^[27]、その応用事例も多岐にわたる。リフトにおいては吊り荷に上下の操作力を入力し、それをロードセルなどで検出する事で巻き上げを行う^{[28][29]}。また、吊り荷に横向き力を加えることでワイヤに傾斜を発生させ、これを検出することで吊り荷を自由に移動させる方法が提案されてきた^{[30]-[32]}。

1.2.2 全方向移動機構に関する研究

介護現場での移乗作業は、移動手段である車椅子と、ベッド、トイレ、風呂など日常生活での移動の目的地の間で頻繁に行われている。介護者は被介護者の姿勢を変え、腰をかかめて抱きかかえて立ち上がらせ、車椅子やベッドまで移動させ、ゆっくりと降ろす。この作業を支援する場合、これらの一連の作業がいつでもどこでも行えることが不可欠である。また、介護者は被介護者を両手で把持した状態で上げ下げを行え、移動も全方向に移動できる装置であれば利便性も向上すると考えられた。この時必要となるのが全方向移動

機構である。

全方向に自在に移動できる機構としては、フリーローラ型、ボール型、キャスト型の 3 種類に大別される。おのこの機構の特徴については Table 1.2 に示す。

フリーローラ機構は、オムニホイールやメカナムホイールに代表されるように車輪の外周にあるフリーローラによって動力を路面に伝えている。本機構は構造が簡単なため安価に市販されており、制御も比較的容易に実現できるため、現在でも一般的な全方向移動プラットフォームの駆動源として広く用いられている^{[33]-[37]}。しかし、この機構はフリーローラの影響により、段差越え能力や不整地の走破性能が低い。また、フリーローラを有することにより振動や騒音の発生といった問題もあり、用途によっては不向きと考えられる。ボール型は動力の伝達に球体伝達機構を応用しており、たとえば ACROBAT^{[38][39]}があるが、強度やエネルギー効率など性能の検討が進んでいない。

Table 1.2 Comparison of the structure of omnidirectional moving wheels

	フリーローラ型	ボール型	キャスト型	DDSS
				
行動範囲 (段差越え)	× 平滑路面のみ	○ 構造に制限あり	◎ 通常車輪による移動 車輪直径 1/3 の段差越え	◎ 通常車輪による移動 車輪直径 1/3 の段差越え
モータ容量・ 運用効率	△ 進行方向とモータ出力方向が一致しない 場合がある (定常走行時に使用しないモータが存在)	×	△ 2つのモータを常時出力することにより 容量低減を実現	◎
機構簡易さ	◎ 市販品がある	× 軸間干渉を考慮	○ 比較的容易	◎ 部品点数増加

Table 1.3 に、これまで紹介した市販品や先行研究、特に被介護者を装置が直接抱きかかえ、オムニホイールを用いることで全方向に移動が出来るといった、類似コンセプトで開発された RIBA-II を、本研究によって開発された介護ロボットとの機能やデメリットを整理する。

Table 1.3 Comparison of previous research and developed equipment

機器名称	移乗リフト 機器 ^{[10]-[12]}	装着型パワー アシスト機器 ^{[13]-[19]}	介護支援 ロボット RIBA-II ^{[21]-[23]}	天井設置式 パワーアシス トリフト ^{[28][29]}	開発した 床上走行式 リフト
カテゴリ	市販	市販／研究	研究	研究	研究
機能	モータ動力によって吊り上げ 人力で移動	装着した作業者の作業力を外部動力などによって増強する	モータ動力によって抱きかかえ、走行する	モータ動力によって吊り上げ 天井レールを人力で移動	モータ動力によって吊り上げ、全方向移動
作業方法	スリングシートを用いる アームやワイヤで吊り上げを行う キャスタやレールなどによって移動 操作ペンダントを使用	アシスト機器を作業者の身体に装着する 装着した人が対象者を抱き上げる 持ち上げる力を外部動力が補助	ロボットに具備されたアームを用いて直接抱きかかえる 全方向移動機構によって移動する	スリングシートを用いて吊り上げ ロードセルによって荷重変化を検知して昇降 両手を使って対象者を把持する	スリングシートを用いて吊り上げ パワーアシストにて上下作業が行える 装置の移動もパワーアシストが可能
デメリットなど	固定式装置の場合、設置した場所でのみ使用可 リフト機構を使用したい場所毎に設置するか、移動させる必要がある	装着に手間がかかる 装着したままだと移乗作業以外がしにくい 相対的に力を増強するので力が弱い者には負担が大きい	オムニホイールによって移動するため、走行面に制約がある 装置が高価	固定式装置のため設置した場所でのみ使用可 リフト機構を使用したい場所毎に設置する必要がある 移動は人力にて行う	—

1.2.3 本研究に関係する要素技術

本研究では、パワーアシスト制御、全方向移動機構、揺れ止め制御、人追尾システムが主要な制御理論および要素技術であり、これらについては、豊橋技術科学大学 機械工学系旧システム制御研究室（寺嶋教授）（以下、当該研究室と記す）でも長年研究されてきている。本研究に関した、当該研究室の成果の概要を簡単に紹介しておく。

・ DDSS 全方向移動機構

当該研究室においては、キャスト型の全方向移動機構の開発が行われた。大野、寺嶋はキャスト駆動輪と遊星歯車による差動歯車機構を利用した差動駆動操舵機構（Differential Drive Steering System : DDSS）を開発した^{[40][41]}。これは一般的なゴムタイヤで駆動することが出来るキャスト型の動力伝達機構であったが、操舵と駆動に容量の異なるモータを用いることで、駆動時には操舵のモータが仕事をしないなど、エネルギー効率の点で難があった。また、駆動機構に遊星ギアを用いる関係で、装置が高額になるほか、強度的に不利であった。この問題点を解決すべく、上野、大野、寺嶋が平歯車型差動駆動操舵機構 DDSS を開発した（Fig. 1.10）^{[42]-[44]}。DDSS では動力の伝達機構に平歯車を用いることで、遊星キャリアを排除することが出来、装置の小型化にも繋がった。また、モータについては2つのモータの回転方向と速度の比で操舵と駆動を両立させることが出来るほか、駆動力は二つのモータの合計として得られることから、駆動モータの容量を半減することが出来るなど、エネルギー効率の点でも優位性があった。当該研究室では、これを用いて全方向移動車椅子（OMR）（Fig. 1.11）^[43]や全方向移動ベッド（OMB）^[45]、回診支援ロボット Terapio（Fig. 1.12）^{[46]-[48]}などの開発につながっている。従来の全方向移動機構に比べて一般的なゴムタイヤを駆動輪として用いることが出来る本機構では理論上、そのタイヤ直径の $1/3$ の段差乗り越え能力を付与することが出来るため、日常生活において考えられる軽微な段差を乗り越えるに十分な性能を付与することが出来る。



Fig. 1.10 DDSS^[42]



Fig. 1.11 OMR^[43]



Fig. 1.12 Terapio^[46]

・パワーアシスト制御

操作ハンドルに加える荷重を制御に用いるタイプのパワーアシスト制御は、国内外で多くの研究がある。操作ハンドルに力覚センサなどを埋め込み、これに操作者が力を加える。力覚センサはその力を検出して操作力とし、アクチュエータを動かすものである。一方、クレーンのロープの荷重変動を制御のきっかけとするタイプでは、当該研究室で数々の研究がなされている。水平方向のパワーアシスト制御に対しては、ロープの振れ角に応じ、水平速度を制御する三好の方法が代表的である^[49]。また垂直方法は、三好らによりロープの上方にロードセルを装着し、加重の方向により、運動方向を、加重の大きさにより速度を制御するものである^{[50]-[53]}。しかしながら、地面に接触するとリミットサイクルに陥るという欠点を持っていた。そこで、小島・三好により、ポポフの安定定理を用いたリミットサイクル抑制コントローラの設計を行い、それを改善した^{[54][55]}。しかしながら、接地後に使用する安定性の高いコントローラにより接地後の操作性が悪いという改善点を残した。それに対して寺嶋らは、荷重値の変動状況から接地を判断し、接地時にコントローラを切り離すことによって抑止するという方法を用いて、その欠点を改善し、実用化した^{[56]-[58]}。しかしながら、接地後にペンダント操作による昇降動作が必要となるという改善の余地がある。

・揺れ止め制御

揺れ止め制御については、積極的に研究されている^{[59]-[62]}。当該研究室においては、フィードフォワード制御では、時変システムへのインプットシェイピング制御^[63]、非線形最適制御法^[64]、時間多項式制御^[65]、S字カーブ制御法など提案してきた。フィードバック制御では、H無限大制御^[66]、スライディングモード制御^[67]、2自由度制御^[68]など提案してきた。それらは、天井クレーン、ロータリークレーン、スタッカークレーン、ガントリーローダの制御、液体コンテナ搬送制御、半導体ウェハの搬送制御、液晶コーター工程の制御、車いすの制御など多くの応用実績、実用化実績を持つ^{[69]-[72]}。しかしながらこれらは、プロセスの厳密なモデル化やあるいは各種のオンラインセンサが必要で、プロセスのモデル化が複雑・困難な場合や、低価格のセンサで対応するには困難な場合が存在する。本研究の場合には、オンライン振れ角センサの導入は困難であり、またフィードフォワード制御だけでは、人と機械の協調問題で、モデル化が現状では難しく性能が保証できない。

・回診ロボットにおける人追尾制御

移動ロボットの自律移動については様々な研究が行われている。これはロボットを使用者が操作することなく自動追尾を行うことで、使用者の負担を軽減することが目的である。追尾制御を実現するためにレーザーレンジファインダー (Laser Range Finder : LRF) や光学カメラで追尾対象者を認識し、ロボット本体を移動させる^{[73]-[78]}。

回診支援ロボット“Terapio”は、医療従事者が病院内を回診するときに、ロボットが医療機器を搬送しながら医療従事者に追従し、また診察時には、電子カルテ機能をするものである。またロボットには顔に相当する部分があり、その部分が、電子カルテにもなるし、また、人の顔にもなり、コミュニケーション機能も有する[79]-[82]。自律移動機能やパワーアシスト機能も原理的には可能であるが、ロボットが医療従事者を追尾していくモードがデフォルトになっている。追尾者を検出するためにレーザーレンジファインダーを用いることによって、画像などを用いずに追尾を行う事が出来る。これは病院などの介護現場において、プライバシーの保護に重点を置いたものであるが、センサと対象者との間に障害物があると見失いが発生するため、追尾制御が中断するという問題があった。

1.3 研究目的と論文構成

Fig. 1.13 に病院内などでの自立、介護、リハビリテーションなどの一連のヘルスケアの統合システムを表す。この図によれば、移乗および搬送の介護は全体のシステムの中で極めて重要な役割を果たすことがわかる。したがって本研究では、省スペースで移動ができる全方向移動方式で、しかも移乗や移動に作業負担が軽減できるパワーアシスト方式を用いた移乗ロボットの開発をすることにした。また、搬送においては、完全自立やパワーアシストなどいろいろな形態があるが、人に追尾していく自動人追尾方式も簡便であり、様々な研究がなされている。したがって、病院内での回診工程を念頭に置き、回診自動人追尾ロボットも本研究で開発することにした。

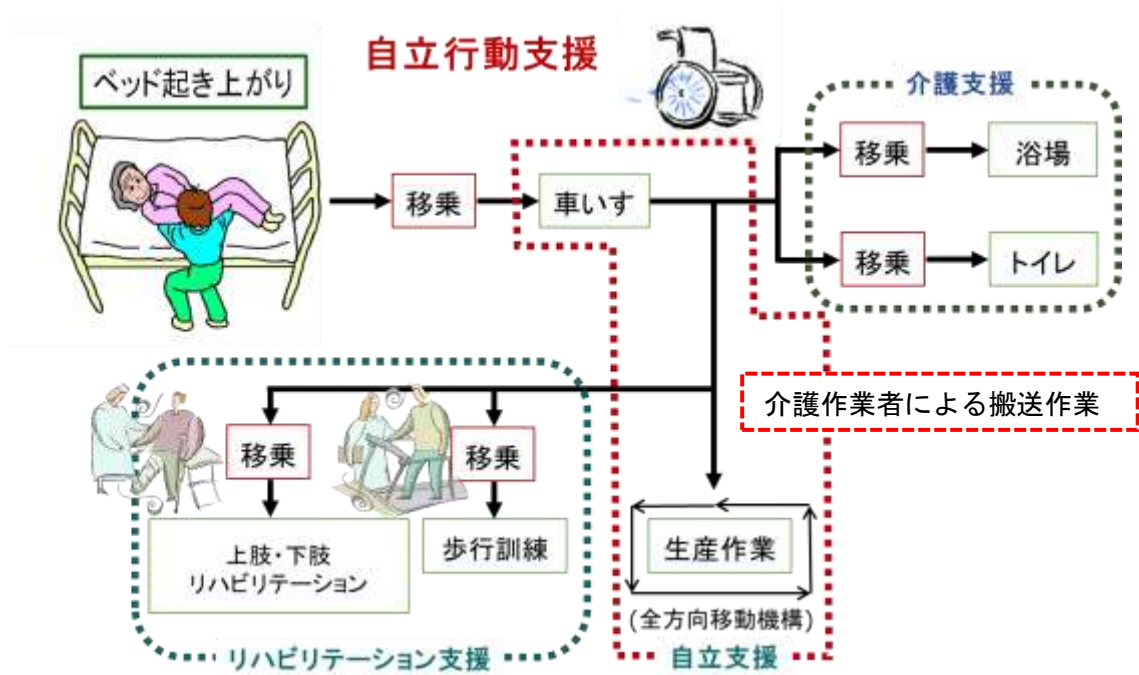


Fig. 1.13 Example of autonomous action support in a care setting

これらの目標を達成するため、関連研究の調査から、まず介護機器としてパワーアシストリフト装置を開発するにあたり、解決すべき課題が存在することが分かった。まず、従来のリフト装置では被介護者を吊り上げ、車椅子へ移乗することのみに注目されており、その作業性や設置に対する汎用性に乏しく、設置した場所でしか利用することが出来ない。移動式のリフトの場合、装置の動力を用いて吊り上げまでは出来るが、移動には人力を必要とするが移動機構を有するリフト機構は研究、開発されていない。したがって、これら移乗と移動の機能を備えた介護ロボット開発が不可欠であり、新規性があり革新的である。従来、パワーアシストをリフト機構に応用すると、リミットサイクルが発生し危険であった。それに対して、すでに述べたように2つの改善策が提案されている。コントローラの改良でリミットサイクルの抑止をすることを小島・三好らは提案したが、荷の着地後においては安定度の高いコントローラのためにパワーアシスト制御での制御がしづらく、介護現場においては着地後にペンダント操作が必要となることが問題となる。一方、寺嶋らは、ロードセルの荷重変化の勾配を計測し、ある閾値を超えると接地したと判定する簡潔な方法を提案したが、すでに述べたように、パワーアシストモードから接地モードに切り替えるので、すべてパワーアシストモードでできないため改善の余地が残った。これらの解決がリフト型のパワーアシストの実用化に必要である。

また、被介護者がベッドから持ち上がる際に、吊り上げ位置と被介護者の重心位置の相違から揺れが発生することから、これらの抑制対策は安全なリフト作業に必要と考えられた。次に、回診支援ロボットの自動人追尾制御においては、従来用いていたレーザーセンサだけの利用では、いくらソフトウェアの工夫をしても限界があり、見失いの解決にはならず、これに対しての解決法を提案する必要がある。

本論文では、これまで述べた種々の課題を解決することにより、革新的な、全方向移動型パワーアシスト移乗・移動介護ロボット、および、回診・搬送用人追尾自動搬送ロボットを開発する。そのために次の三つの研究を行った。

一番目は、パワーアシスト技術を応用したリフト機構と、DDSSによる全方向移動機構を機能的に統合したシステムによる、全方向移動が可能な移動式のパワーアシスト移乗・移動介護ロボットを提案する。ここでは、著者らが従来行ってきたリフトのパワーアシスト制御と、搬送における全方向移動機構の技術を基に、持ち上げによる移乗、その装置による搬送、最後に目的地で降ろす、という一連の動作が行える新型のアシスト介護ロボットの開発を目指し、ロボットの変形機構の設計、試作、システムの解析、接地時におけるリミットサイクルをなくす新制御方式の提案、および検証実験を行い、最後に提案するアシストロボットの有効性を検証することを目的とする。

二番目は、一番目の研究において得られた知見から、被介護者の安全性を守るために、吊り上げ作業の際に発生する揺れの低減を目的とする制御手法の提案を行い、検証実験によってその有用性を検証する。

三番目は回診支援ロボットの自動人追尾制御における，追尾対象者の不可視領域への侵入から発生する見失いについて，レーザーセンサに加えて，慣性センサを用いた対象者の位置の推定手法の提案を行い，検証実験によって有効性を明らかにする．この自動追尾手法は同様の環境センサを実装したロボットに適用でき，介護ロボットに用いることで，介護者への追従に基づく移動支援の省力化が期待できる．

本論文の主要目的は，(i) パワーアシスト機構を用いた全方向移動が可能な移乗・移動介護ロボットの設計と制御．(ii) 吊り上げ対象の被介護者の揺れを抑止する制御手法の構築．(iii) 自動人追尾システムでの，追尾対象者の見失いに対する制御システムの提案である．(i) においては従来のパワーアシスト技術の応用にとどまらず，実際の介護現場における作業分析から必要な制御技術を構築した点に新規性がある．また，(ii) においては，高価なセンサなどを用いずに吊り荷の揺れを抑止する安価で，安全な制御手法を構築した点に新規性がある．(iii) においては，新しいセンサを融合して，オクルージョンを避け，人への追尾を確実にできる人追尾システムを構築し，種々の実験により有効性を実証した点に新規性がある．

本論文の構成を Fig.1.14 に示す．第1章では研究背景および目的について述べた．第2章では全方向移動可能なパワーアシストリフトの開発と，その制御実験結果について述べる．第3章では第2章で開発した装置のリフト機構を用いて，吊り上げ時に発生する揺れを抑止する制御方法，および制御実験結果を示し，市販のリフト装置に応用が可能な制御手法の構築について述べる．第4章では回診支援ロボットにおける LRF を用いた自動追尾システムにおける見失いを回避するため，慣性センサを用いたセンサーフュージョンによる追尾対象者の移動推定の手法を提案し，検証実験により有用性を確認した結果を述べる．第5章ではこれらについて総括し，結言・今後の展望について述べ，本論文を締めくくる．

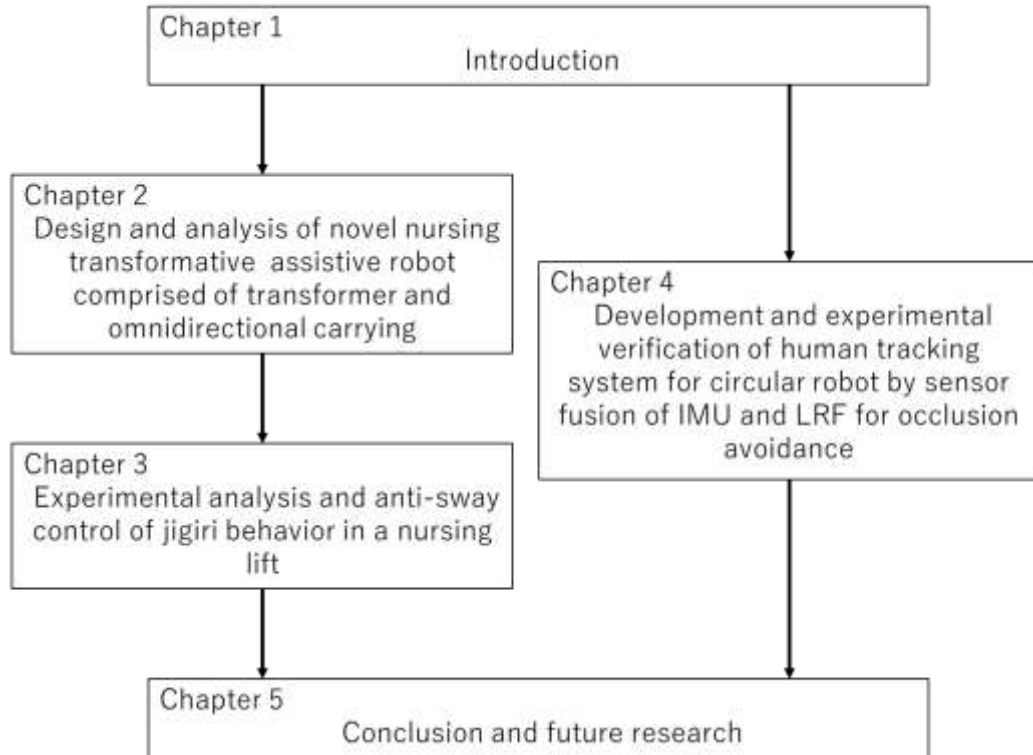


Fig. 1.14 Outline of this dissertation

第2章 全方向移動式パワーアシスト移乗介護ロボットの開発

介護現場での移乗作業は、移動手段である車椅子と、ベッド、トイレ、風呂など日常生活での移動の目的地の間で行われている。介護者は被介護者の姿勢を変え、腰をかがめて抱きかかえて立ち上がらせ、車椅子やベッドまで移動させ、ゆっくりと降ろす。この作業を支援する場合、これらの一連の作業がいつでもどこでも行えることが不可欠である。また、介護者は被介護者を両手で把持した状態で上げ下げを行え、移動も全方向に移動できる装置であれば利便性も向上するものと思われる。

2.1 はじめに

本章では、著者らが従来行ってきたリフトのパワーアシスト制御と搬送における全方向移動機構の技術を基に以下のような一連の動作が行える新型のパワーアシスト移乗介護ロボットの開発を目指す。

- パワーアシストリフトを用いて被介護者を持ち上げる
- ロボットの移動機構を用いて目的地に移動する
- 目的地で降ろす

本章では開発した装置に関するコンセプトやデザイン、装置上部にあるパワーアシストリフト機構、装置下部にある全方向移動機構について述べ、統合システムとして一連の作業の検証実験を行い、提案するアシストロボットの有効性を検証することを目的とする。

2.2 介護作業の分析

実際の移乗介助作業の一例を Fig. 2.1 に示す. ここでは 2 つのリフトを用い, リフト A で吊り下げて車椅子へ移乗し, 車椅子で移動, 目的地でリフト B を使って目的の場所へ降りしている. ここで車椅子を移動手段 (Fig. 2.1 の 2 重枠) として介在させる場合, スリングシートを着脱が 2 回必要となるが, このリフト自体が車椅子のように自由に移動することが出来れば着脱作業を 1 回にすることが出来, 作業負荷低減に寄与する.

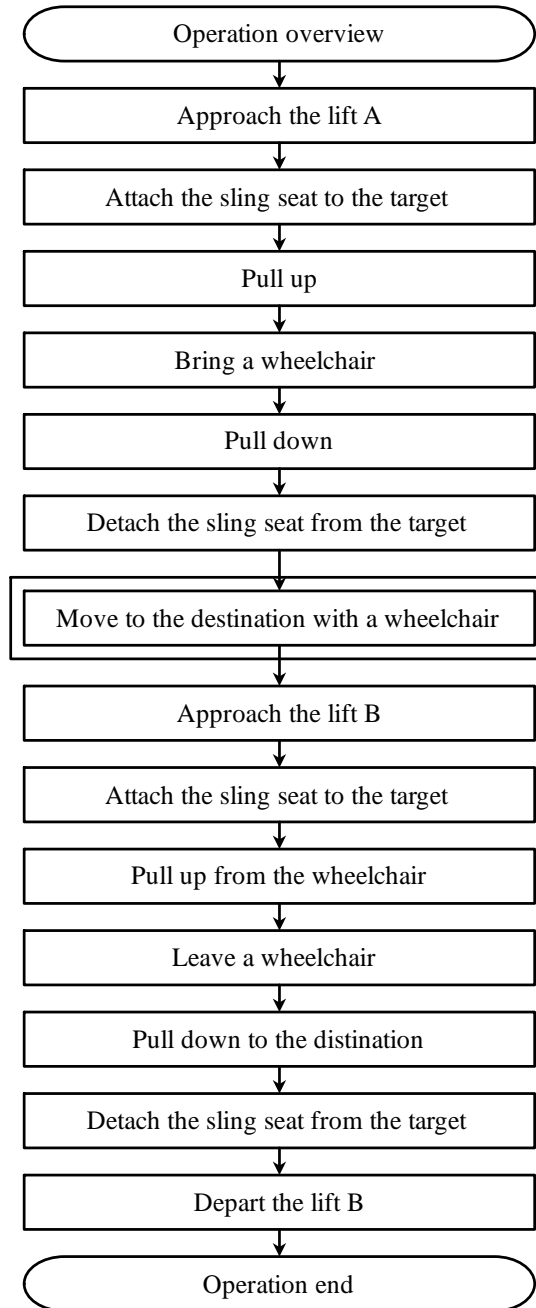


Fig. 2.1 Flowchart of operation overview

ここで、本装置を用いた場合の一連の動作を以下に示す。ここでは被介護者を、スリングシートを用いて、椅子から離れたベッドにまで移乗する作業を想定している。移動中は装置に備え付けられた折りたたみ椅子に着座させている。説明文中の下線部は、介護者が操作する対象（機器や移動させる被介護者）を表し、操作ペンダントを用いた装置の変形動作以外はすべてパワーアシストによる操作となっている。パワーアシスト操作が出来るところは操作ペンダントからでも操作出来るがここでは割愛し、パワーアシストでの操作についてのみ記載する。

- ① 従来の椅子に座っている被介護者にスリングシートを装着する。
- ② 操作ハンドルを用いて本ロボットを被介護者を吊り下げることが出来る位置へ移動する。
- ③ 操作ペンダントを用いて吊り上げ作業が出来るよう装置を拡大（メインシャフト前進、ブーム伸張）させる。
- ④ ワイヤに下向きの力を加えてワイヤを引き下ろす（Fig. 2.2(a)）。
- ⑤ ワイヤ先端に取り付けられたスリングバーにスリングシートを引っかける（Fig. 2.2(b)）。
- ⑥ スリングシートを両手でつかみ、被介護者に上向きの力を加えて空中に引き上げる。
- ⑦ 被介護者に横向きの力を加えてリフトを移動させ、椅子から離れる（Fig. 2.2(c)）。
- ⑧ 操作ペンダントを用いて装置を縮小（メインシャフト後退、ブーム収縮）させる。
- ⑨ 被介護者に下向きの力を加えて引き下ろし、本装置の折りたたみ椅子に着座させる（Fig. 2.2(d)）。
- ⑩ 操作ハンドルを用いてベッドへ移動させる（Fig. 2.2(e)）。
- ⑪ ドアなど低いところをくぐる時は、操作ペンダントを用いて装置の高さ方向を縮小させる。
- ⑫ ベッド付近に到着したら、操作ペンダントを用いて装置を拡大（メインシャフト前進、ブーム伸張）させる。この時安全のため手で被介護者を支えておく。装置に異常を感じたら被介護者を強く引くと装置は即停止する（Fig. 2.2(f)）。
- ⑬ 被介護者に横向きの力を加えてリフトを移動させ、ベッドに接近させる（Fig. 2.2(g)）。
- ⑭ 被介護者に下向きの力を加えてワイヤを引き下ろし、ベッドに降ろす（Fig. 2.2(i)）。スリングシートが取り外せる高さまでワイヤを引き下ろしたら、装置を安全停止状態にし、スリングバーからスリングシートを取り外す（Fig.2.2(j)）。
- ⑮ 装置の安全停止を解除し、ワイヤの巻き上げ、リフトをベッド外へ移動させる。

このように，装置の移動は操作ハンドルを用いて，被介護者の上げ下ろしはスリングシートに直接力を加えたパワーアシストにて作業を行うことができる．ベッドから椅子への移乗はこの反対の動作であるため省略する．これらの動作はトイレなど，他の多くのシーンで用いることができると思われる．この一連の実験の様子は別項にて示す．



Fig. 2.2 Picture of series of tasks

2.3 開発する装置の構成

2.3.1 装置の基本仕様

本研究に用いる実験装置を開発するにあたり，基本的なコンセプトを以下のように定めた．

- パワーアシストリフト機構を用いて，スリングシートに搭乗した対象者をベッドから移動することが出来ること
- 利便性を考え，全方向機構を用いて自在に移動出来ること
- 単体でリフトと車椅子を兼ねる装置であること
- 宅内で扱えるサイズであること

Fig.2.3 は今回設計，製作した装置の外形である．

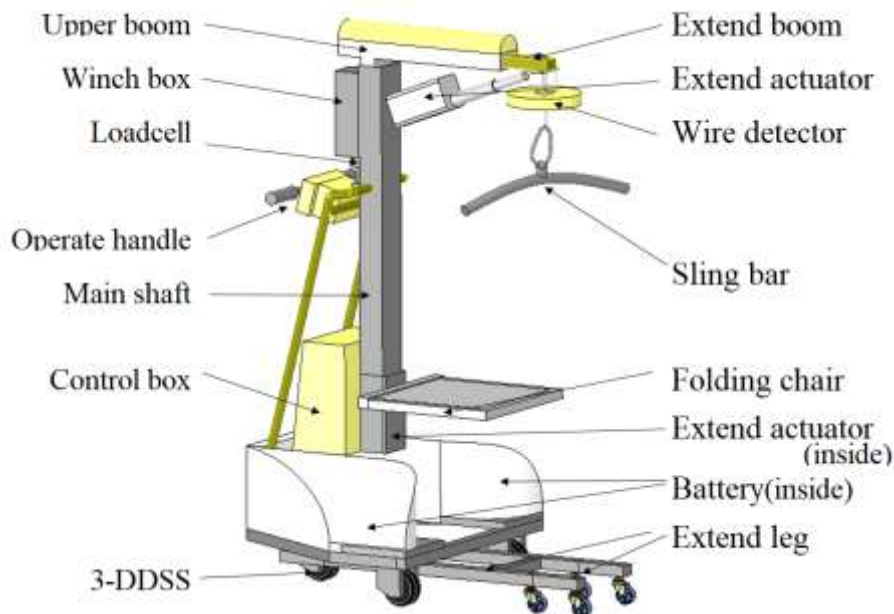


Fig. 2.3 Appearance of experiment machine

ロボットをベッドサイドでの移乗リフト，および搬送車椅子として両用するためには，ロボットの重心を安定する位置に制御する必要がある，本研究ではブーム，シャフトおよび脚の長さを変形できるように，変形機構を設けた．このロボットの必要寸法を検討する．装置は Fig. 2.4(a) に示すとおり，ベッドの長辺方向に接近し，介護者を吊り上げるものとする．これは日常の介助作業と同じ作業方向であり，違和感はない．

ベッドの幅方向サイズについての検討を行った。介護ベッドの床幅（適用マットレスの幅）は 830, 910, 1000mm などがあり、このなかでも一般的なサイズとして 910mm が用いられている。介護ベッドには手すりなどもあり、これらの固定部などを加味するとベッド本体の幅はおよそ 970mm となる。このため、ベッド中央までの距離 485mm をブームが必要なリーチ長と定めた。高さ方向について、本研究では被介護人を吊り下げる手段として、市販のスリングシート（Liko 社製、ハイバックタイプ(Fig. 2.4(b))）を用いることにし、吊り下げ補助具であるスリングバーを用いてこのスリングシートを吊り下げる。スリングシートのサイズは被介護者の体格によって変化するが、日本人の成人男性（60-64 歳）の平均身長が 164.5cm とのことなので、これに基づいてスリングシートを選定、スリングバーとスリングシートの組み合わせ寸法を 1,000mm とした。なお、成人女性（60-64 歳）の平均身長が 154.8cm なので、同一装置でカバーできるものと判断した。介護ベッドは起床補助などのために電動アクチュエータが具備されており、また、介護者が作業しやすいように昇降機構が組み込まれていることが一般的であることから、床面から 600mm を作業高さとした。これにより、巻き上げ部の最低高さは 1,600mm となる。

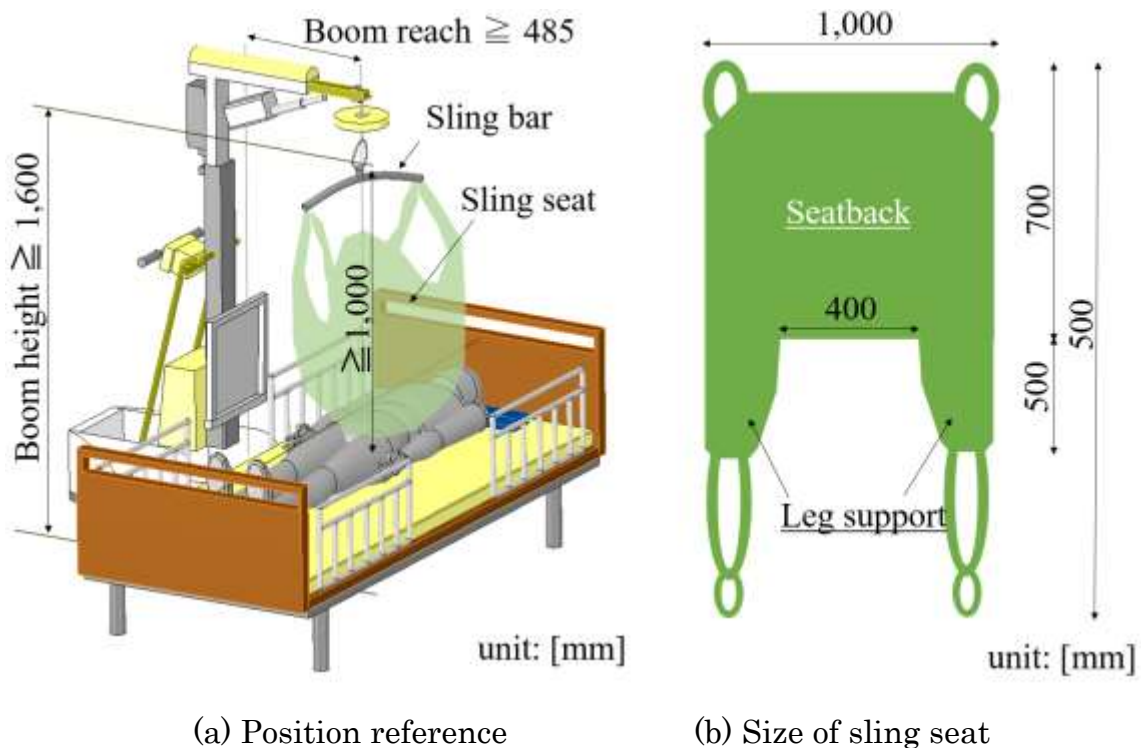


Fig. 2.4 Requirement of size of the machine

病院などの施設はもちろんのこと、一般的な家屋での使用も考慮し、寝室以外の場所に移動できるようにするために本体サイズの制約条件を設定した。まず、ドアを通過できるサイズとして高さ 1,800 × 幅 750mm とし、奥行きについてはエレベータなどで移動を考

慮して 1,100mm を上限とした。これらの条件から、上部の牽引ブームは伸縮構造としたいが、強度的、重量的な問題から可能な限り少ない段数で構成したい。本装置では Fig. 2.5(a)(i)部から Fig. 2.5(b)(I)部のような、一段式の伸縮ブーム構造とした。一段式では設計要件の 485mm のリーチを確保することが難しいため、メインシャフト (Fig. 2.5(a)(iii)部を Fig. 2.5(b)(III)部) のように、移動台車前方へ移動する機構を組み込み、ベッド脇へ接近した際にも可能な限りブーム長が有効に利用できる構造とした。

被介護者を吊り下げるためにブームおよびメインシャフトを前方へ移動させると、重量物が装置上前部へ集中する。吊り下げられた荷の重心はブーム先端にあるワイヤ出口の鉛直線上にあるが、脚部がこれよりも前側に無い場合、装置が前傾して転倒することになり、危険である。そこで本装置では、台車下部にメインシャフトに連結された脚部 Fig. 2.5(a)(iv)部, (v)部を設けた。メインシャフトが前方へ移動した際、同期して脚部がせり出る構造とし、ワイヤ出口の鉛直下よりも前側に脚部が移動する構造とした。これにより装置の装置底面内より外側に重心が出ず、装置の転倒を防止する。各部は(i)部→(I)部, (ii)部→(II)部のように変形を行うことが出来る。装置の最小時 (Fig. 2.5(a)) の寸法は高さ 1,750×幅 720×奥行き 1,050mm, 最大時 (Fig. 2.5(b)) には高さ 2,100×幅 720×奥行き 1,600mm となる。

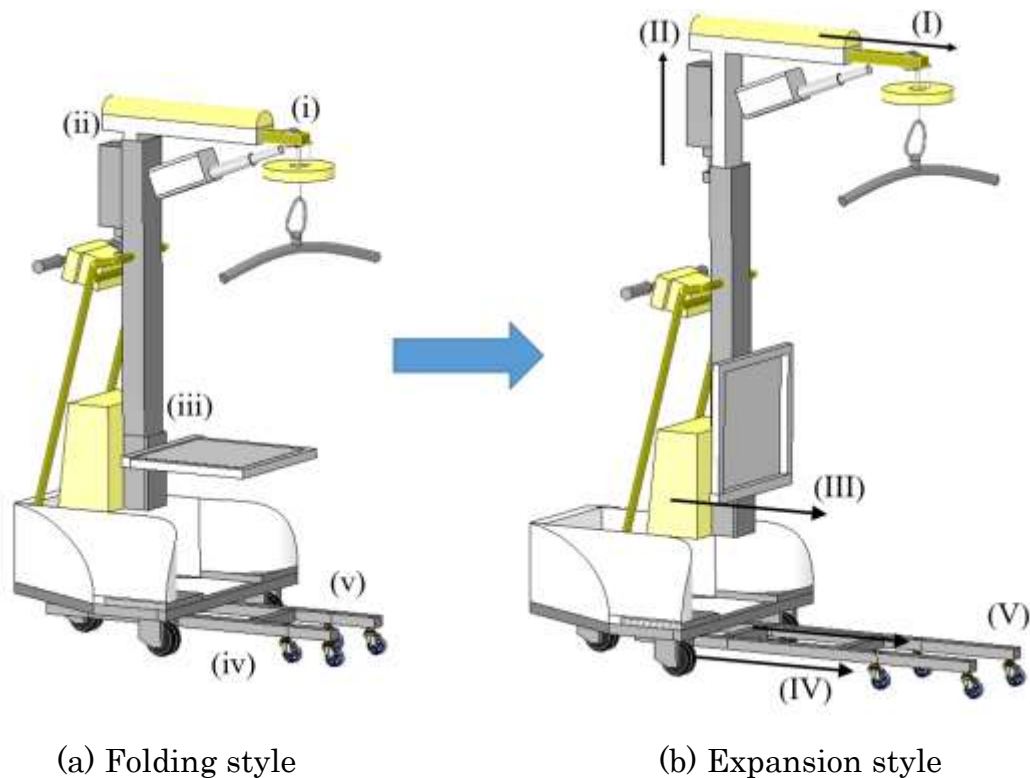


Fig. 2.5 Transformer structure of the machine

装置本体は構造物、バッテリー、制御機器など含めておよそ 100kg 程度あり、その大半は装置下部の台車部に存在する。伸縮ブーム構造を多段化しなかったのは低重心化のためでもある。なお、本装置はブームを回転させる構造を持たず、装置本体は左右に均等に重量物を配置する設計としているため、横方向の重心位置は装置左右方向の中心に存在しているものとしている。

2.3.2 装置の移動機構

先行研究で開発された DDSS を用いることによって全方向に移動する装置がすでに開発されているので、本装置でも全方向移動機構には DDSS を利用することにした。全方向移動を実現するためには最低 3 自由度の駆動力が必要になる。この DDSS を用いた実験装置として全方向移動車椅子(OMR) (Fig.2.6)や対角二輪が DDSS の全方向移動ベッド(OMB) (Fig.2.7), 三輪の全方向移動プラットフォーム 3D-OMP (Fig. 2.8) を開発しており、これらの知見に基づき、動力輪の配置について検討を行った。DDSS では OMB のように対角二輪の構成で十分な全方向移動性能を得られることが確認されている。しかし、本機では装置上部にリフト機構を有しており、リフト部に対象者が吊り下げられている状況では装置前方に大きな荷重がかかることが想定された。OMB においては、搬送物である被介護者は装置の中心であるベッド面に横たわっていることが想定され、荷重は補助輪を含めた四輪に均等にかかると考えられたが、本装置のような装置前方に偏荷重を想定する装置の場合、前方の二つについては駆動輪であるべきだと考えた。しかし、この前輪二輪のみ DDSS にした構成の場合、横方向への移動にすべりが発生するなどし、十分な全方向移動性能を得ることが出来ないことがある。



Fig. 2.6 OMR^[43]



Fig. 2.7 OMB^[45]



Fig. 2.8 3D-OMP^[46]

3D-OMP では、三輪の DDSS での全方向移動が可能であることを示したが、本装置ではタイヤ径や重心の高さなどの問題もあり、装置が不安定になることがある。特に三輪構造は接地点が三角形に配置されることから、四輪構造に比べて装置への外力の影響を受けやすく、操作インターフェースとして設けたロボット上部の操作ハンドルに力を加えると力

の入力方向によっては装置が傾倒することがあった。このため、三輪構造については適切な配置が求められた。そこで本装置では、偏荷重が想定される装置前方に二輪、後方に一輪の合計三輪構成とした。

また可能な限り装置を低床化するために DDSS の駆動輪を段差乗り越え能力について検討した。一般家庭で考えられる、乗り越えが必要な段差は以下のようなものが考えられる。

- 引き戸の敷居
- 延長コードなどの段差
- 重ね敷きのカーペット

敷居などは高いところでは 15~20mm の段差が生じている場合があり、高齢者がこれに躓き、転倒する事故が考えられる。このため、この段差を無くすような措置を講じる工事を行うこともある。延長コードは家庭内で家電を自由な場所に配置するためには欠かせない配線材料であるが、市販されている延長コードに採用されているビニールキャプタイヤケーブル (VCTF 1.25sq×2 芯など) でも直径 8mm 程度の太さとなるため、これらの障害物を乗り越えられる程度の段差乗り越え能力を与える必要があると考えられた。DDSS は構造上、そのタイヤ直径の 1/3 程度の段差乗り越え能力を与えることが出来るため、最大 20mm の段差乗り越え能力を与えるためにはタイヤ直径が 60mm 以上あれば良いことになる。本装置では市販品の中から直径 130mm の硬質ゴム製のタイヤを選定した。

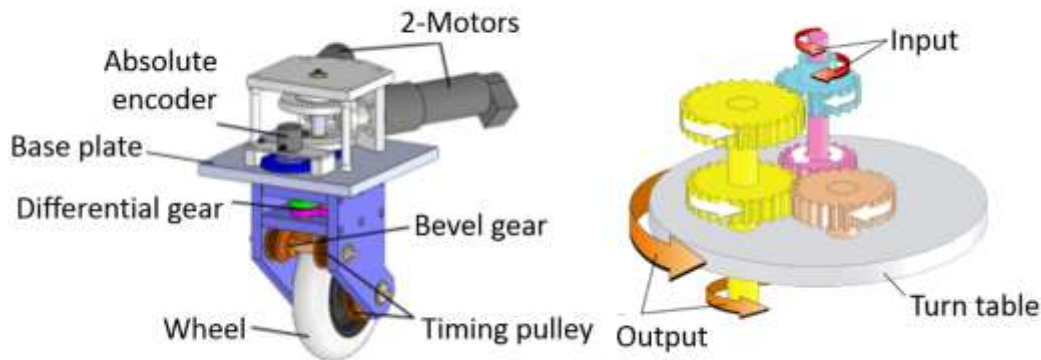


Fig. 2.9 Mechanism of the DDSS

2.3.3 装置のリフトと操作力検出機構

リフト部は、ワイヤ保持ドラムを DC サーボモータによって巻き上げを行う。過去の実験器具吊り荷の重量および吊り荷やワイヤに加えた力を操作力として認識するために、引っ張り型のロードセルをワイヤと吊り荷の中に挿入していた。この吊り荷の付近にロード

セルを配置する手法は、計測器本来の応答性が得られる一方、測定機器や検出値の送信のための通信ケーブルが作業者の近くに配置されることにより、測定機器本体や通信ケーブルの破損のリスクが高まる。

そこで本装置では巻き上げ機構と装置本体の間に引っ張り・圧縮型のロードセルを配置した。この機構の模式図を Fig. 2.10 に示す。ワイヤに取り付けられた吊り荷を作業者が下向きの力、もしくは上向きの力を加える事によって、ワイヤの張力が変化し、巻き上げ機構本体につたわり、その力をロードセルが捉えることが出来る。巻き上げ機構は装置本体とスライドラールにて接続されており、移動方向を上下方向に規制している。

この構造により、吊り荷や作業者から計測機器本体を離すことが出来、故障のリスクを低減することが出来る。

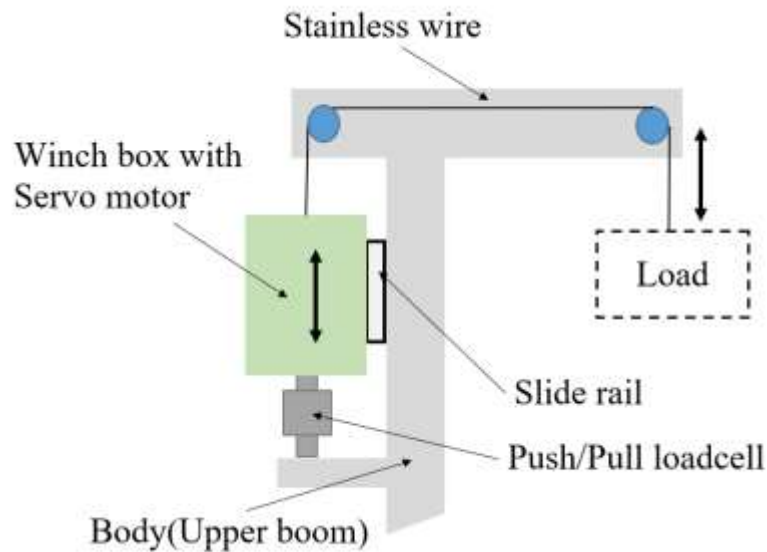


Fig. 2.10 Overview of operating force detection mechanism and drive unit

2.4 装置の設計と製作

2.4.1 制御機器の選定

組み込み機器において、産業界では組み込み型マイコンや、PCコントローラ、プログラマブルロジックコントローラ（PLC）を使用する事が多い。しかし、実験結果の可用性などを考慮するとPCベースのコントローラが有用である。そこで本装置では過去の実績や実装サイズのコンパクトさも考慮し、インターフェース社製のPCベースコントローラを中心に構成することとした。OSとしては組み込みに特化したMicrosoft Windows Embedded Standard 2009が搭載されており、汎用型OSのWindows OSと同様の操作が可能となっている。開発言語にはMicrosoft Visual C++を用いている。

使用したPCコントローラの仕様をTable 2.1に示す。

Table 2.1 Specification of main control system

Maker		Interface Corp.
PC Controller	Series	I/O Classembly Device
	OS	Microsoft Windows embedded Standard 2009
	CPU	Intel Atom Processor Z530 1.6GHz
	RAM	1GByte
	Storage	SSD 4GByte (OS Area)
	Ports	USB 2.0 × 4, RS232C × 2
	Size	180(W)×118(D)×44.2(H)
CAN unit	Model	CZI-485120
	Comms.	CAN 2.0 × 2 Channel
	Baud Rate	60kbps ~ 1Mbps
DIO unit	Model	CZI-293166
	I/O port	48 ports (input/output selectable)
	I/O voltage	DC 5 to 24V
A/D unit	Model	CZI-320312
	Input Channel	Single ended 16 Ch., Differential 8 Ch.
	Resolution	12 bits
	Input range	±5V, ±10V

また、制御の中でも速度制御などが不要な可動箇所については PLC を用いることによりメインコントローラのコーディング負荷を低減することにした。使用した PLC にはシリアル通信ポートが2つあり、Port 1 に PC を接続、Port 2 に同社製小型タッチパネル操作器を接続して機器全体の操作機能を持たせた。タッチパネルの液晶面には、押しボタンスイッチや表示灯がグラフィックとして描画される。表示されたオブジェクトを指で押さえると PLC 内部のメモリを変化させることで操作状況を判断することが出来る。

使用した PLC の仕様を Table 2.2 に示す。

Table 2.2 Specification of PLC

Maker		Keyence Corp.
PLC	Type	KV-N24DR
	Power Source	DC 24V
	Input	TTL 5V / open collector 24V selectable
	Output	Relay contact 8 point
	Communication	Serial Port (RJ11) × 2

また、接続されるタッチパネル操作器の仕様は Table 2.3 の通りである。

Table 2.3 Specification of touch panel operation unit

Maker		Keyence Corp.
Touch Panel Operation unit	Type	VT3-W4T(A)
	Power Source	DC 24V
	LCD	TFT Color 32768
	Size / Resolution	4" wide / 320 × 128 dot

ここで、使用した PC および PLC の制御区分を Table 2.4 に示す。

Table 2.4 Sharing of control

	Use for application	Notation
PC	EPOS2 for DDSS	2 motors for 1 DDSS
	EPOS2 for winch	1 motor
	Operation input for vehicle control	6 Axis force input sensor(USB)
	Operation input for power assist winch	A/D converter
PLC	Transforming mechanism	Boom (Up/Down, Expansion)
	Operation end detect	Forward/ Reverse prop.
	Operation pendant	Small size touch panel
	Safety operation	Operation panel / Controller box

2つのコントローラを用いた総合的な制御システムは Fig. 2.11 のようになっている。

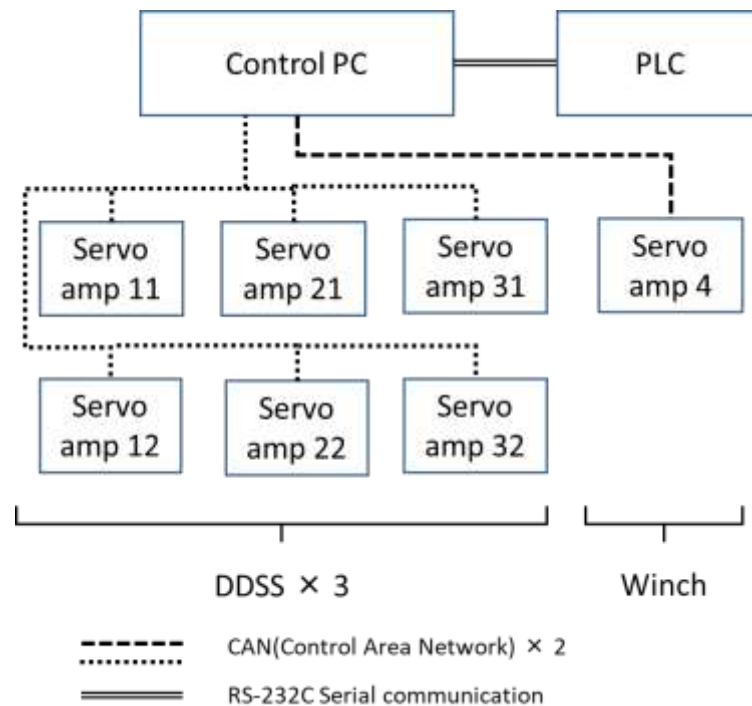


Fig. 2.11 Connection of control unit

モータおよびモータドライバは DDSS 開発当初から利用している Maxon 社製の DC ブラシレスモータおよび EPOS2 を使用した。DC ブラシレスモータは同じ出力であれば他社製品よりも小型であり、また、同等のサイズで比較すると得られるトルクが高いため、実装しやすい。EPOS2 はサーボアンプとモータ制御コントローラが一体化されたサーボコントローラである。EPOS2 は RS485 をベースとした通信規格、Controller Area Network(CAN)によってダイジーチェーンで接続が可能であるため、配線や制御が簡便というメリットも大きい。EPOS2 の内蔵コントローラでは速度制御、位置制御、トルク制御といった、一般的なモータ制御手法が実装されており、PC コントローラからパラメータを送信、駆動指令によってモータ運転が可能となっている。これによってプログラム実装の負担が減り、制御実験に最適である。

2.4.2 変形機構の設計と製作

本装置は第 2.3.1 項のような変形機構を有しているが、リフト部は高さ方向の伸張のメインシャフトとリーチ方向の伸張のブームの 2 つにより構成される。吊り下げワイヤを保持するウインチボックスはメインシャフトの上部にあるブーム部に取り付けられているため、ワイヤ長さはメインシャフトの伸張では影響をうけないように考慮した。しかし、一段伸張するブームの上を通過しているため、その影響を受ける。ワイヤの巻き上げ、巻き下げを行わずに、ブームを短くすると荷は下がり、ブームを伸ばすと荷は上がり、最悪の場合ワイヤを破断させる。これを防止するため、ブームの伸張距離をポテンシオメータによって検出し、伸縮した距離分自動的にワイヤの繰り出しを行い、ワイヤの破断事故を防止している。メインシャフトおよびブームの伸縮は直流電源による市販の直動アクチュエータによって行われる。メインシャフトの前後進については吊り荷がある状態での動作が考えられるため、歯付きプーリ、ボールネジを介して直流モータにて駆動する。その移動速度は最大 8.5mm/s である。

本装置では DDSS に直径 130mm のタイヤを用いているため、この 1/3 の 45mm が乗り越え能力となるが、装置前方に設けた転倒防止用の補助脚先端に取り付けた補助輪の直径が 50mm であるため、この制約を受け 25mm の段差乗り越えが可能となった。

本装置では重量物を空中に吊り上げる必要があるため、装置本体にも相応の重量が必要となる。このため、本装置では可能な限り重量物を装置下方に配置することにした。また、電源は鉛蓄電池を用いることにした。鉛蓄電池はリチウム電池などと比べると出力—質量比が低いですが、本装置では本体重量の増加を狙い、おもりとしての機能を兼ね、2 台のシールドタイプの鉛蓄電池を直列接続し、24V 仕様としている。

2.5 リフト機構におけるパワーアシスト

2.5.1 リミットサイクルの発生メカニズムと従来研究

先行研究^[53]では、従来から吊り下げワイヤにかかる荷重をロードセルで計測し、これを元にワイヤの巻き上げを行うパワーアシストシステムの開発が行われている。ロードセルは装置本体と対象の間に挿入され、対象の重量および対象に加えた力をリアルタイムに計測することが出来る。この荷重情報の変位をワイヤの巻き取りモータの制御量に反映することによってパワーアシストを実現する。従来、三好らが行ってきたパワーアシストリフト制御の基本を Fig. 2.12 から説明する。

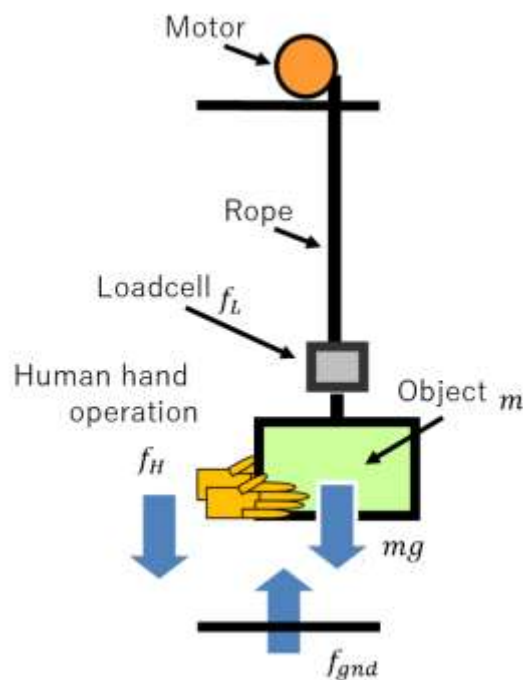


Fig. 2.12 Lifting mechanism of power assist operation

空中にある搬送物の質量 m に対し、操作者が搬送物に直接操作力を加える。搬送物重量を計測するロードセル $f_L(t)$ を検出する。これから重力による力 mg を差し引くことによって操作力 $f_H(t)$ を算出する。コントローラはモータの制御入力値を生成、モータの制御を行って搬送物を昇降させることが出来る。しかしこの方法ではリミットサイクルと呼ばれる問題が発生する。これは巻き下げの際、搬送物が接地後にロープが緩み、ロードセルの検出する値が急激に小さくなると、差し引きした操作力を上向きの力と誤認することで巻き上げ動作をしてしまう。その後、搬送物が空中に浮いた状態で加えられている操作力で再び下降する動作を繰り返す。この問題について、小島らはポポフの安定定理を用いたリミットサイクル抑制コントローラ的设计を行った。これは空中にある時には即応性の

あるコントローラを，接地後には安定性の高いコントローラの 2 つをロードセルの荷重情報によって切り替えることによってリミットサイクルを抑止した．しかし，接地後に使用する安定性の高いコントローラにより接地後の操作性が悪い．寺嶋らは荷重値の変動状況から接地を判断し，接地時にコントローラを切り離すことによって抑止した．この方法では接地後にペンダント操作による昇降動作が必要となる．

本研究では，実際の介護現場で行われているリフト作業に対し，従来型パワーアシスト技術を適用した際に発生する問題の解決法を検討し，提案を行う．前述のようなコントローラの場合，接地後になんらかの対策をしないと，スリングシートを外す際にペンダント操作が必要になる．そのままパワーアシスト機能でスリングシートを外せるまでワイヤを緩めることが出来ればペンダント操作をする必要は無くなる．

2.5.2 提案するパワーアシスト制御手法

従来の方法においては，コントローラの設計を工夫して即応性の高いコントローラと安定性の高いコントローラを動的に切り替えたり，接地判定時にコントローラを切り離したりすることによってリミットサイクルを抑止してきた．本研究では，非接地時（吊り荷が空中にあるとき）から接地する瞬間まで，および接地中の大きく二つの状態に分別し，このコントローラの切り替えを動的に行うことにした．Fig. 2.13 に，下降および接地時にリミットサイクル問題が発生せず，かつ，操作が連続的に行え，操作性の良いパワーアシスト制御手法のフローチャートを示し，以下にその動作の説明を行う．

v はモータ速度を表し，正で下降，負で上昇となる．Step は Fig. 2.13 中の (1) , (2) ... に相当している．

非接地時のアルゴリズム (Step 1~9)

- Step 1. ペンダントにて搬送物をつりあげ，ロードセルにて計測する．10 秒内の平均値を f_L とし，ここからパワーアシストを開始する．
- Step 2. ロードセルの指示値 f_L と搬送物の重量 mg を差し引き，操作力 f_H を得る．
- Step 3. 操作力の閾値 f_{TH} を超えていれば制御開始（ロードセルのノイズ対策）．
- Step 4. コントローラにてモータ速度指令値 v を算出．
コントローラは P 制御でゲイン k_p は予備実験により検討し，本装置の場合，0.5 とした．
- Step 5. 算出された速度 v でモータを駆動．
- Step 6. モータ速度 v が 0 でないか評価．停止 ($v = 0$) していなければ Step 2 へ，減速停止した時は Step 7 へ移行．

- Step 7.** 作業者は接地させた際、モータが停止したと認識した時に一度手を離す（接地中処理移行トリガー）。
- Step 8.** この時のロードセル重量 f_L が搬送物の重量 mg 以下でない場合は Step 2 へ戻る。
- Step 9.** f_H が失われた事による巻き上げを防止するため、3 秒間、操作を無効にした後、接地中処理に移行する。

この制御手法では、まず搬送物に操作力を与えずに空中にある場合、 $f_H = f_L - mg$ は 0 を示し、 $v = 0$ となる (Step 2)。ここに操作者が閾値以上の力を加える (Step 3)。たとえば 50N の下向き（搬送物を引き下げる）の力を加えると、 $f_H = 50$ となり、 $v > 0$ (Step 4) となって搬送物を下降させる。操作者が搬送物から手を離すと、 $f_H = 0$ となり、モータは停止する。下降中に搬送物が接地を始めると、ある時刻において操作力 f_H と接地面からの上向きの力 f_{gnd} が釣り合った時点で見かけ上、 $f_H = 0$ となり、 $v = 0$ となってモータは停止する (Step 6)。この時操作者は、五感（視覚と触覚）でモータが停止したことを認識した後、搬送物から手を離すと下向きの力が失われ (Step 7)、ロードセルには $f_L = mg + f_{gnd}$ (f_{gnd} は上向きの力のため負) が現れる。これは $f_L < mg$ であるから、ここでこの値をそのまま用いると $v < 0$ となり、モータは巻き上げを行ってしまう。そこで、このモータが停止している状態において、上向きの力を含む $mg + f_{gnd}$ を搬送物の接地中の（見かけの）重量とみなすべく、 $f_L < mg \times \alpha$ （本装置の場合 $\alpha = 95\%$ として）ならば接地中であると記憶する (Step 8)。この時の荷重変動を操作量と誤認したことによって巻き上げをさせないようにするため、3 秒間の操作を無効 (Step 9) としたのち、下記の接地中アルゴリズムに移行する。

接地中のアルゴリズム (Step 10~19)

- Step 10.** 接地中と判断した場合、 f_H はロードセルの現在指示値 $f_L(t)$ と前回値 $f_L(t-1)$ の差とする。
- Step 11.** 操作力の閾値 f_{TH} を超えていなければ Step 10 へ戻る。
- Step 12.** 操作力の符号（方向）によって速度 v を算出。
 c は一定速度での制御のため、定数。
- Step 13.** 算出された速度 v でモータを駆動。
- Step 14.** 接地中の搬送物の荷重変位量 Δf_L を算出。
- Step 15.** Δf_L が制御スキャン中の一定量を超える変位（本装置は 20N とした）を確認したら Step 18 へ。

- Step 16.** モータ速度が正（下降）の時， f_L が前回値よりも小さいときは Step 13 へ戻ってモータは回転を続ける。
- Step 17.** モータ速度が負（上昇）の時， f_L が前回値よりも大きいときは Step 13 へ戻ってモータは回転を続ける。
- Step 18.** Step 15～17 のいずれかを満たさなかったとき，モータは停止させる。
- Step 19.** 停止後， f_L が mg よりも大きいときは搬送物が空中にあると判断して接地中処理をリセットする。

接地中と判断している場合，操作力を $f_H = f_L(t) - f_L(t - 1)$ に置き換える (Step 10)。この後，接地中であっても下向きの力を加えて $f_L(t) > f_L(t - 1)$ であるならば $\text{sgn}(f_H)$ は正を返し，上向きの力を加えて $f_L(t) < f_L(t - 1)$ となるならば負を返す。操作力が f_H を超えた場合，モータ速度を $v = c \times \text{sgn}(f_H)$ として (Step 12)，モータを回転させる (Step 13)。モータ回転中は搬送物重量の変位を常に確認し，モータ速度が正の時は f_L が減少，負の時は f_L が増加しているとき，モータを回転させ続ける。変位が一定量（この制御手法では $20N$ よりも大きい (Step 15)，もしくは変位がモータ操作量と逆（下降時に大きく（重く），上昇時に小さく（軽く））になったとき停止する (Step 18)。停止後， f_L が mg よりも大きくなったとき，搬送物は空中に引き上げられたと判断して非接地中処理へ戻る。

本装置において，接地中のモータ速度は一定速とした。これは接地後の引き下げ動作はスリングシートの取り外しのために行うものとみなし，微細な速度制御が必要無いと規定したためである。多くの実験によりこの制御手法の妥当性の確認を行った。その実験結果の一例は第 2. 7 節に示す。

本手法において，操作閾値 f_{TH} よりも小さい操作量 f_H を検出した場合，モータは停止するため，小島らの手法に比べ，微速での操作は出来ない。しかし，操作閾値 f_{TH} 以下ではモータを停止させてしまう事からリミットサイクルの発生は抑止される。また，その後，搬送物重量 mg に代替し，接地中の重量 f_L からの差分で方向を決定してモータ操作を行うことから，モータ停止後にコントローラを遮断してしまう寺嶋らの手法と異なり，スリングシートを取り外すような作業をパワーアシスト操作のみで行えるようになる。

なお，本研究では，操作者はワイヤを介してパワーアシスト操作を行っており，操作ペダントが操作者のそばに無いことが考えられる。このため，緊急停止操作などの安全停止作業が行いにくい。そこで本装置ではワイヤの操作量に上限値を設け，それ以上の力が加わった際にソフトウェアで緊急停止することとした。緊急時にはワイヤを上下いずれかの方向に強く引っ張ることによって安全に停止させることが出来る。

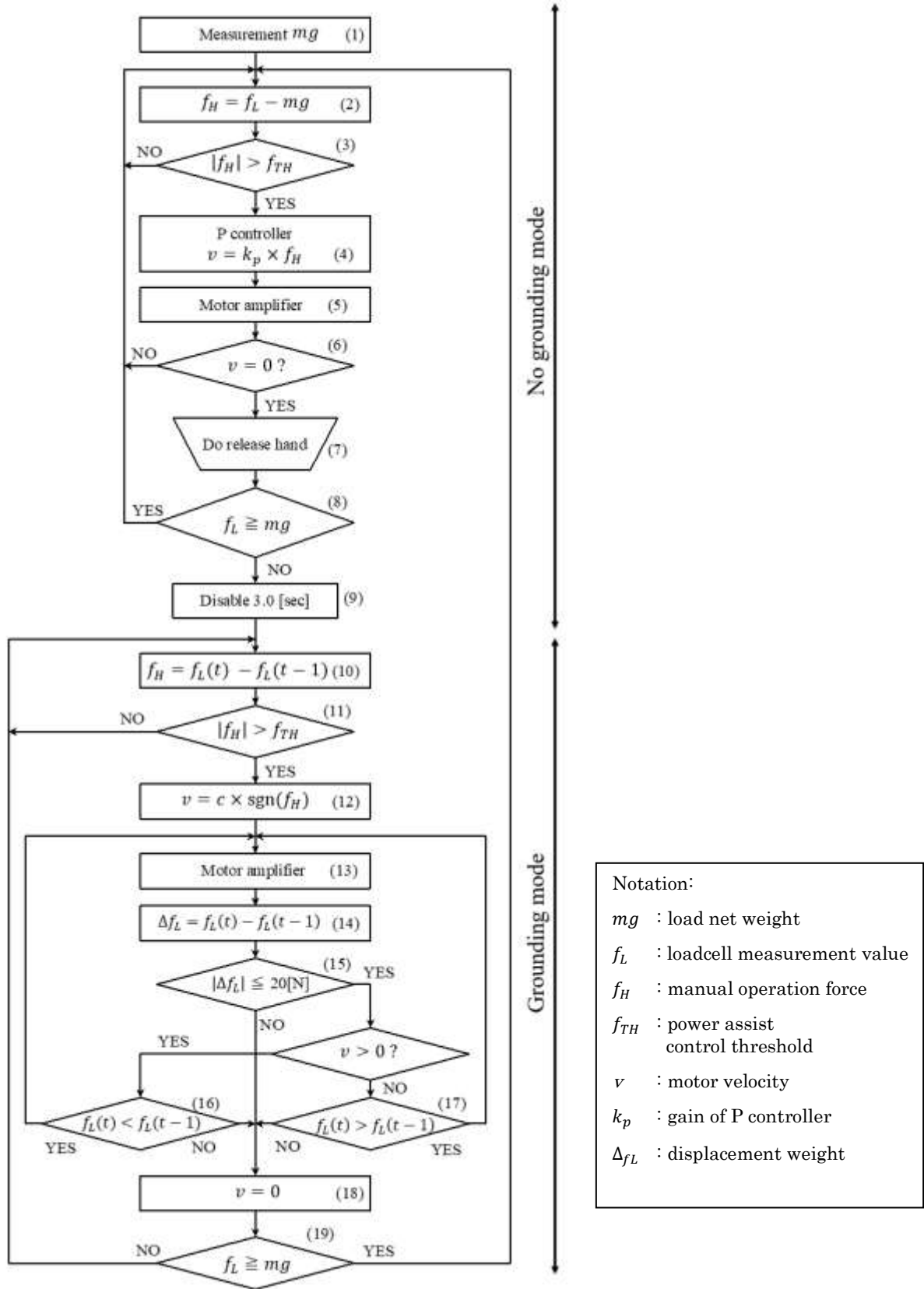


Fig. 2.13 Flowchart of power assist control

2.5.3 椅子からの移乗

椅子に座った被験者を，パワーアシストリフト機能にて引き上げる実験を行った．実験の様子を Fig. 2.14 に示す．作業はあらかじめ被験者にスリングシートを正しく装着し，ハンガーを両手で持ち上げる，というケースを想定している．



(a) Sitting on the chair

(b) Lift in the air

Fig. 2.14 Picture of lift hoisting by power assist

この時の実験結果を Fig. 2.15 に示す．これによると，30N 程度の上向きの力を加える (Fig. 2.14 (a), Fig. 2.15 (a)) ことによってロードセルの指示値は減少し，これをトリガーにワイヤを巻き上げが開始される．手を離す (Fig. 2.14 (b), Fig. 2.15 (b)) ことによって操作力が失われ，巻き上げは停止する．この時ロードセルは元の mg の値を示し，停止時に接地していないと判断できる．

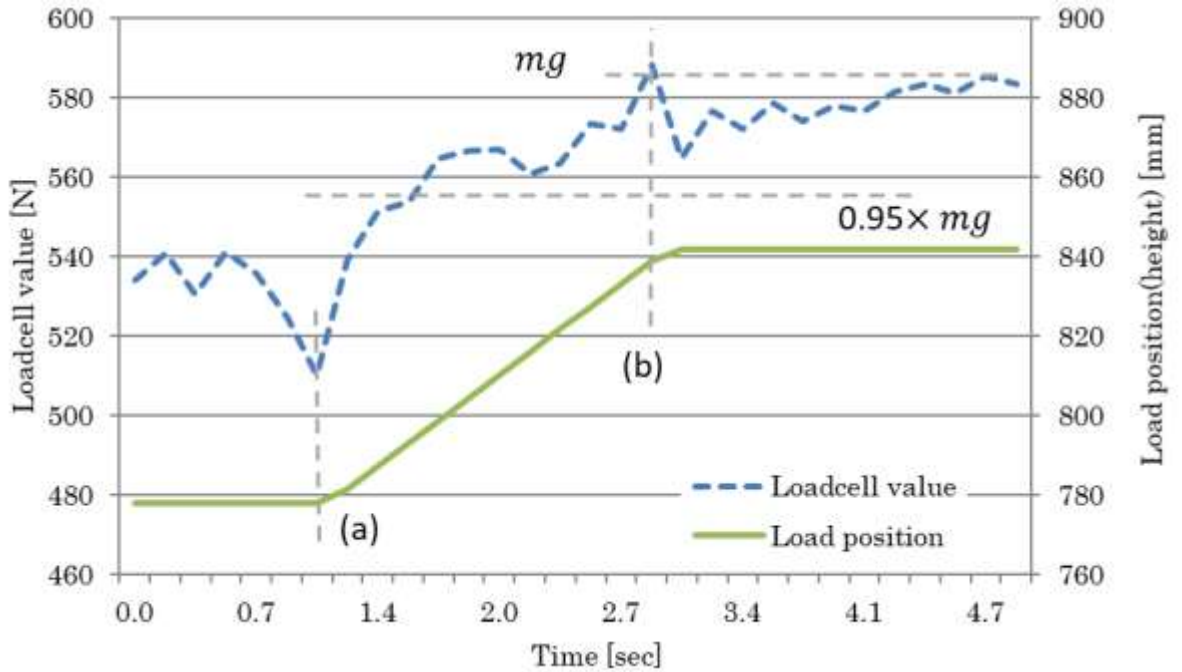
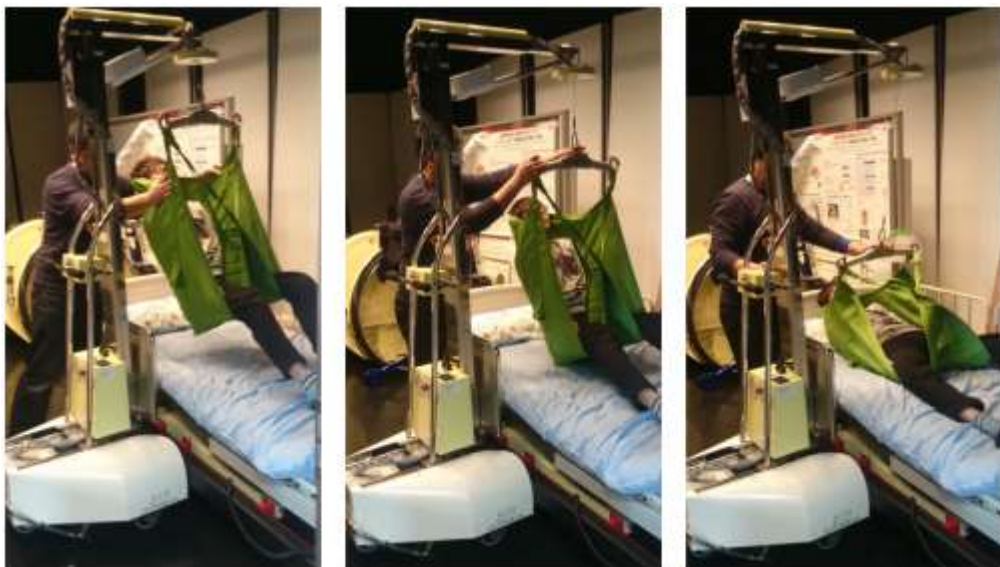


Fig. 2.15 Experimental result by power assist hoisting

2.5.4 ベッドへの移乗

パワーアシストリフト機能にて吊り下げられた被験者を下降させ、ベッドに接地させる実験を行った。実験の様子を Fig. 2.16 に示す。先程と同様、スリングシートに手をかけ、下方向に力を加えることによって下降させる。



(a) Landing of foot (b) Landing of hip (c) Landing of whole body

Fig. 2.16 Picture of lift lowering by power assist

実験結果を Fig. 2.17 に示す。スリングシートを両手でつかみ、80N 程度の下向きの力を加えた (Fig. 2.17(a)) ことにより下降動作が開始され、スリングシート中の被験者の脚がベッドに接地した際に発生した荷重変動により一度停止 (Fig. 2.16 (a), Fig. 2.17 (b)) する。操作者は一度手を離し (Fig. 2.17 (c))、その後再び下向きの力を加えて (Fig. 2.17 (d)) 下降を再開させ、臀部 (Fig. 2.16 (b)) が接地した段階で大きな荷重変化を検出 (Fig. 2.17 (e))、再度下向きの力を加えて (Fig. 2.17 (g))、全身の接地 (Fig. 2.16 (c), Fig. 2.17 (j)) させている。接地時に発生した荷重変化の監視によってモータを巻き上げることなく停止させることで、リミットサイクル問題を解消し、スムーズに下降動作をさせることが出来ている。

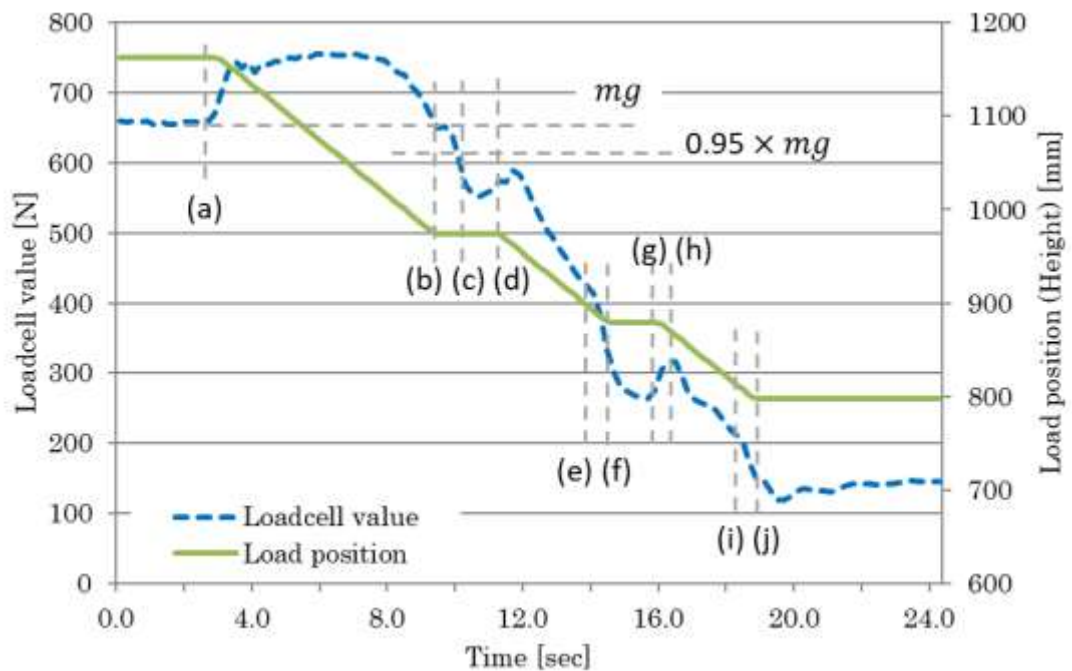


Fig. 2.17 Experimental result of power assist lowering

いずれの場合においても、リミットサイクルを生じさせることなく、操作ペダントなどを用いずに昇降動作におけるパワーアシスト制御が実現できている。

2.6 全方向移動機構におけるパワーアシスト操作

2.6.1 本装置における移動操作方法

吊り下げ式のリフトでは、被介護者をスリングシートに包んだ状態でワイヤを巻き上げて空中に引き上げる。このとき安全性の観点から、ワイヤは鉛直方向に垂下している状態で引き上げることが望ましい。

本研究では全方向移動機構 DDSS を用いて、さまざまな方向へ移動できる台車システムを採用しているため、この機能を組み合わせる事により、引き上げ時のワイヤを鉛直に保つことが可能となる。台車の移動操作に関しては、本システムでは(i) 直感的なハンディタイプの液晶ペンダントによる移動、(ii) 台車後部に備えた操作ハンドルによるパワーアシスト移動、(iii) ワイヤの振れた角度を検出し操作量としたパワーアシスト移動、の3種類を用いることが出来る。

[台車の3種類の移動操作]

- (i). 操作ペンダント操作による移動（搭乗者自らが操作）：
操作ペンダントはタッチパネルとなっており、画面上に備えられたボタンにより、前進・後退、横進、左右旋回を行うことが出来る。操作ペンダントはカールコードにて搭乗者の手元に引き寄せることが出来、自ら移動操作する事が出来る。
- (ii). 操作ハンドルによる移動（移乗搬送中）：
装置後方に Fig. 2.18 に示す操作ハンドルを取り付けた6軸力覚センサを備え、介護者が任意の方向に力を加えることにより台車を移動させることが出来る。DDSS を有する本装置は、前後進だけでなく横進およびその場での旋回が可能であるから、前後進の操作量を F_z 軸から、横進を F_x 軸から、旋回を M_y 軸から抽出する。この操作は主に介護者が本装置を素早く目的地に移動させるなどに用いることが出来る。
- (iii). ワイヤの振れ角を用いた移動（移乗作業中）：
装置上方に Fig. 2.19 に示す非接触型のワイヤ位置検出器を備え、空中に吊り下げられた被介護者に横向きの力を加えることによって発生する吊り下げワイヤの傾きを検出し、その傾きを移動方向として台車の移動を行う。スリングシートの装着時であれば台車は常にワイヤを鉛直に保つ動作となり、斜め吊りを予防する事が出来る。空中に引き上げた後であれば、操作ハンドルを用いなくてもベッドから離脱させることが可能となる。被介護者に両手を添えたまま移動が可能となっており、安心感が高い。被介護者が吊り下げられた状態での移動となるため、安全性を考慮して一定速度の低速にて移動するようになっている。

パワーアシスト操作ハンドルは、根元に6軸力覚センサが取り付けられ、ハンドルに加えられた、前後に押す／引く、左右に引く、および水平方向にひねる力を検出することで台車の移動方向を決定している。

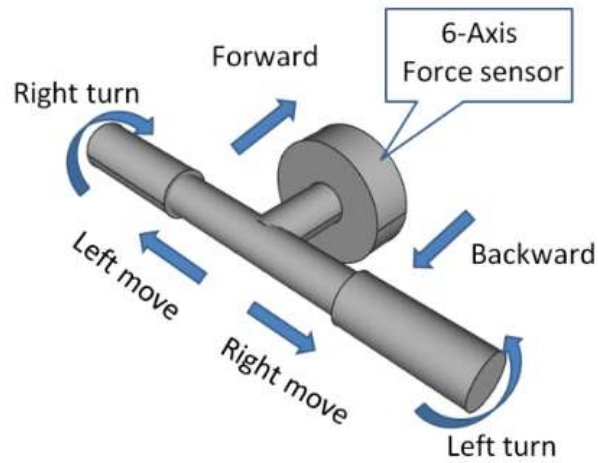


Fig. 2.18 T-bar handle for power assist control

ワイヤ位置検出機構においては、吊り上げワイヤー（直径 1.6mm）の位置を高精度に検出し、吊り荷の傾き量を算出する。本装置では吊り上げワイヤーの垂下部の直近に取り付けられているため、大きな傾きには対応出来ない。また、小さな傾きを移動操作として反映してしまうと装置が揺動することになるため、鉛直状態から ± 4 度程度のデッドバンドエリアを設けることで、小さな変位にロボットが反応しないようにした。また、吊り荷の傾き量によって速度調整を行うことが操作感として不適當であったため、デッドバンドを超えた傾きにおいては、一定速度による移動のみとした。

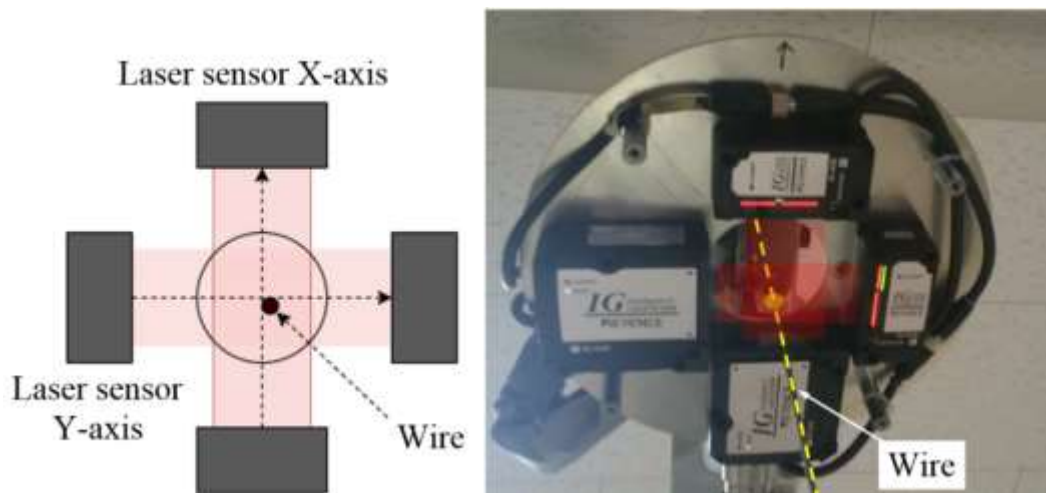


Fig. 2.19 Non-contact wire position detection system

操作ペンダントによる移動(i) および操作ハンドルから生成(ii) される目標速度指令値は、急激な車両の動作を抑止するため、一次遅れフィルターを介して生成する。いずれかの方法にて車両の目標速度を生成し、各 DDSS への速度指令値として分解する。参考文献 [42] の Fig.9 と同様、台車のモデルを Fig. 2.20 のように定義する。

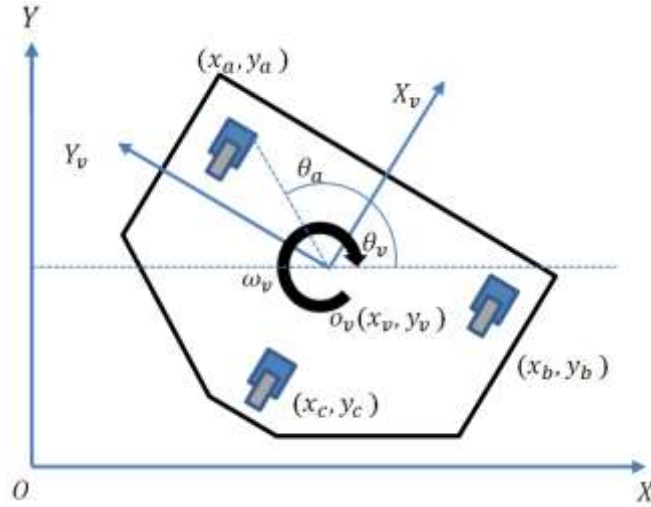


Fig. 2.20 Model of the vehicle

ただし、 i は各 DDSS (a,b,c) を表す。

$X_v - Y_v$: 車両座標系

θ_v : 車両姿勢(角度)[rad]

\dot{x}_v, \dot{y}_v : X_v, Y_v 方向速度[m/s]

$\dot{\theta}_v$: 車両回転角速度[rad/s]

x_i, y_i : 車両座標系における車輪操舵中心点の位置[m]

ここで、DDSS 3 輪構成における運動学モデルは次式のようになる。

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_v \\ \dot{y}_v \\ \dot{\theta}_v \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{3} & 0 & -\frac{1}{3}(x_{va} \sin \theta_v + y_{va} \cos \theta_v) \\ 0 & \frac{1}{3} & \frac{1}{3}(x_{va} \cos \theta_v - y_{va} \sin \theta_v) \\ \frac{1}{3} & 0 & -\frac{1}{3}(x_{vb} \sin \theta_v + y_{vb} \cos \theta_v) \\ 0 & \frac{1}{3} & \frac{1}{3}(x_{vb} \cos \theta_v - y_{vb} \sin \theta_v) \\ \frac{1}{3} & 0 & -\frac{1}{3}(x_{vc} \sin \theta_v + y_{vc} \cos \theta_v) \\ 0 & \frac{1}{3} & \frac{1}{3}(x_{vc} \cos \theta_v - y_{vc} \sin \theta_v) \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} \dot{x}_a \\ \dot{y}_a \\ \dot{x}_b \\ \dot{y}_b \\ \dot{x}_c \\ \dot{y}_c \end{bmatrix} \quad (1)$$

実際の制御値の演算に用いる逆運動学モデルは次式となる.

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_a \\ \dot{y}_a \\ \dot{x}_b \\ \dot{y}_b \\ \dot{x}_c \\ \dot{y}_c \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & -x_{va} \sin \theta_v + y_{va} \cos \theta_v \\ 0 & 1 & x_{va} \cos \theta_v - y_{va} \sin \theta_v \\ 1 & 0 & -x_{vb} \sin \theta_v + y_{vb} \cos \theta_v \\ 0 & 1 & x_{vb} \cos \theta_v - y_{vb} \sin \theta_v \\ 1 & 0 & -x_{vc} \sin \theta_v + y_{vc} \cos \theta_v \\ 0 & 1 & x_{vc} \cos \theta_v - y_{vc} \sin \theta_v \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{x}_v \\ \dot{y}_v \\ \dot{\theta}_v \end{bmatrix} \quad (2)$$

各 DDSS に分解された指令速度から各モータの角速度を算出し、モータドライバへ指令を与える。モータドライバは指令速度に応じて角速度制御を行う。各 DDSS には操舵角を検出する絶対値エンコーダが設けられており、各モータの角速度および車輪角度を元に自己位置の算出を行う。3 輪台車のブロック図を Fig. 2.21, 制御システムを Fig. 2.22 に示す。

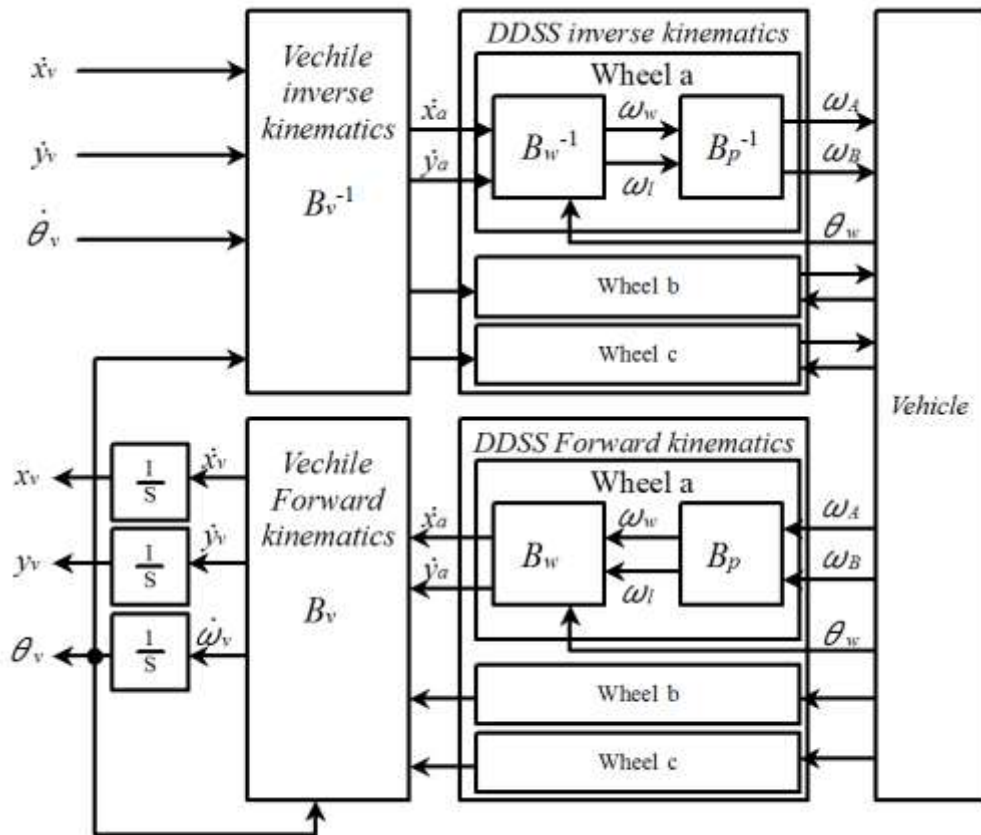


Fig. 2.21 Block diagram of the three-wheeled vehicle

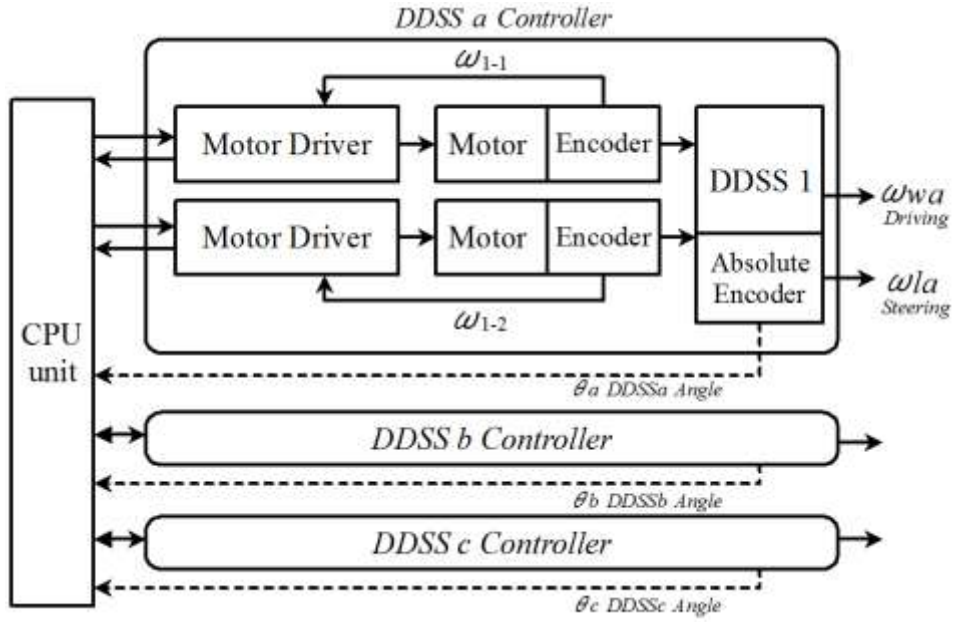


Fig. 2.22 Control system of the vehicle

2.6.2 操作ペンダントによる移動

操作ペンダントを用いて移動台車部の走行機能の検証を行った。走行エリアは前後 (x 軸) 方向 1.8m、左右 (y 軸) 方向 1.4m の矩形エリアとした。全方向移動台車の特性を確認するために、前進、右行、後退、左行と、装置の向きを変えずに移動させる。この実験による速度指令情報を Fig. 2.23 に、車両速度情報および車輪角度を積算した自己位置推定情報を Fig. 2.24 に示す。図中の矢印は移動させた方向を示す。

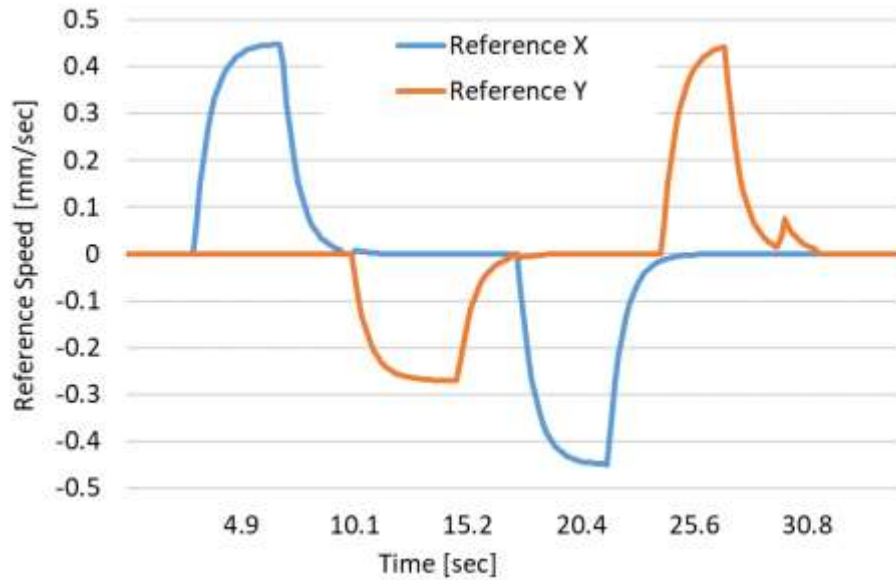


Fig. 2.23 Reference speed of motor generated by the operation pendant

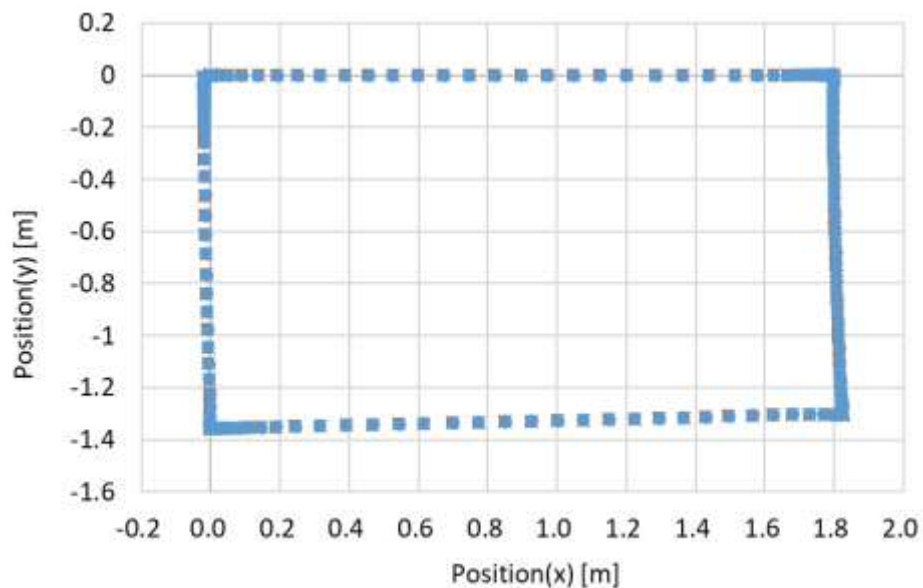


Fig. 2.24 Experimental trajectory by the operation pendant

2.6.3 操作ハンドルによる移動

前項と同じ矩形エリアを，操作ハンドルを用いて移動させる検証を行った．操作ペダントの実験と異なり，制御入力値はアナログ値として入力されるため，これの適切なフィルターが機能しているかも検証する．操作入力値を Fig. 2.25 に，速度指令情報を Fig. 2.26 に，自己位置推定情報を Fig. 2.27 に示す．



Fig. 2.25 Operation Input from T-bar handle

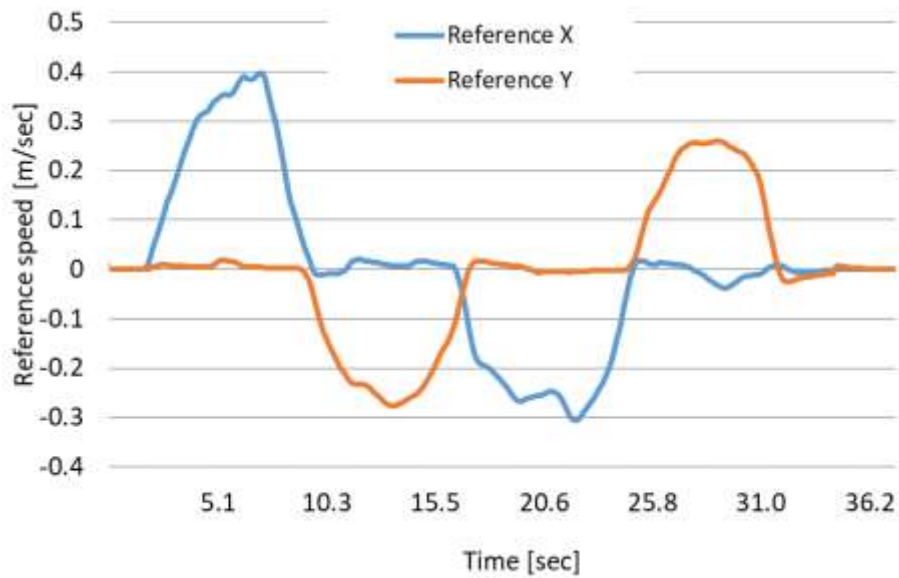


Fig. 2.26 Reference speed of motor generated by the operation handle

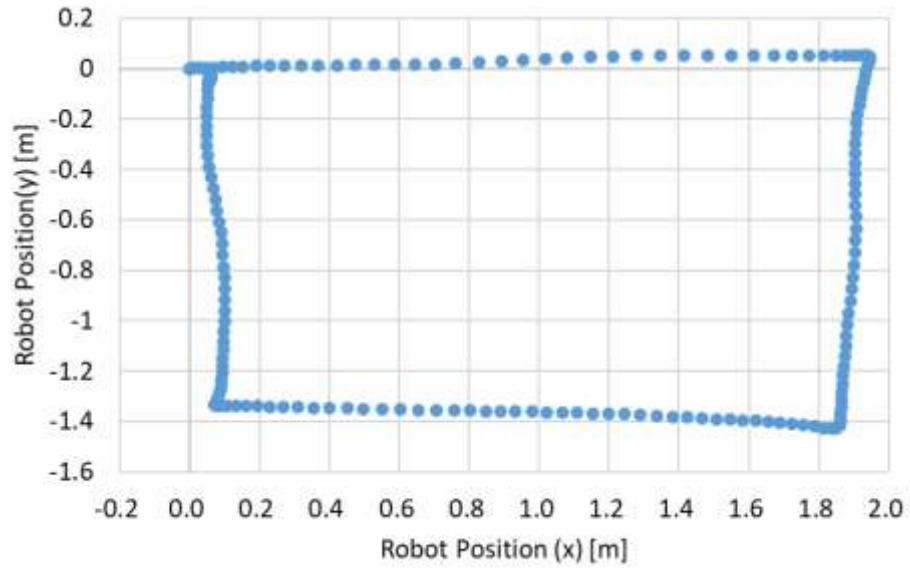


Fig. 2.27 Experimental trajectory by the operation handle

Fig. 2.27 によると y 方向（横向き）の移動については真横に移動出来ていないことになっているが、本装置の用途であれば厳密な位置決め操作を必要としないことから、特に問題と考えていない。

2.7 検証実験

構築したシステムの有効性を検証するため実機実験を実証した。被験者は健常者である。実験は「国立大学法人豊橋技術科学大学人を対象とする研究規定」(承認番号ヒト 28-5)に則り、「豊橋技術科学大学研究倫理審査委員会」の承認を得て実施し、被験者には事前に研究の目的や内容を十分に説明した上で同意を得た。また、実験中は担当教官が監督し、安全上の問題が生じたときは実験を即時中止できるような体制をとった。

第2.2節で説明した一連の作業を行った実験データの一例を Fig. 2.28 に示す。この時の実験の様子は Fig. 2.2 である。この実験において被験者は21歳健常者の男性、体重は71.5kgである。この実験では、スリングシートを装着した被験者を椅子に着座させた状態から実験を開始している。

はじめに、出発地で椅子からリフトを用いて本装置へ搭載する作業である。まず、被験者をくるんだスリングシートを、パワーアシストリフトを用いて空中へ引き上げる (Fig. 2.2(a), Fig. 2.28(a))。本装置の折りたたみ椅子に着座させるために、ブームを収縮させ (Fig. 2.2(b), Fig. 2.28(b))、パワーアシストを用いて引き下げる (Fig. 2.2(c), Fig. 2.28(c))。ここで被験者の高さが変化しているが、これはブームを収納する際に自動でワイヤ巻き取りを行うことで対象者の高さを一定にする機能が働いているためである。ブームの位置を内蔵のポテンションメータで計測し、それに応じた長さのワイヤを自動的に繰り出すことによってスリングシートの高さを一定に保っている。

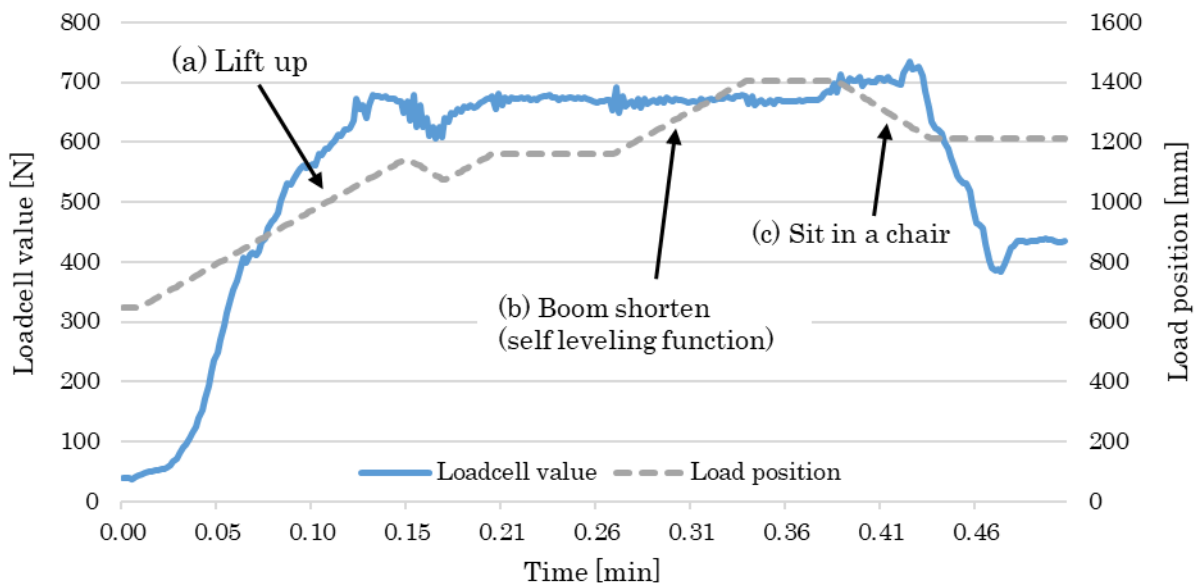


Fig. 2.28 Experimental result by a series of tasks (pickup)

リフトを用いて引き上げ、車椅子に代替する装置自身の折りたたみ椅子に着座させるためにおよそ 50 秒程度要した。

リフトで目的地であるベッドに、T ハンドルを用いて移動する (Fig.2.2(e)). この作業は環境に大きく影響を受けるため、グラフから割愛するが、パワーアシスト機能を用いて全方向に移動する事が出来る。

ベッドサイドにて装置の伸張 (Fig. 2.2(f)) させることで、ベッドに移乗する体勢を取る。ワイヤ位置検出機構にてベッド上部に移動させる (Fig. 2.2(g), Fig. 2.29 (a)). 被験者は装置に吊り上げられている不安定な状態なので、両手で把持することにより安定感が得られる。この状態で装置を全方向に自在に、ベッドの適切な降ろし位置に移動させることができる。最後にパワーアシストリフト機能を用いてベッド上面に降ろして作業が終了する (Fig. 2.2(i)および(j), Fig. 2.29(b)) となっている。この作業に 72 秒程度要した。

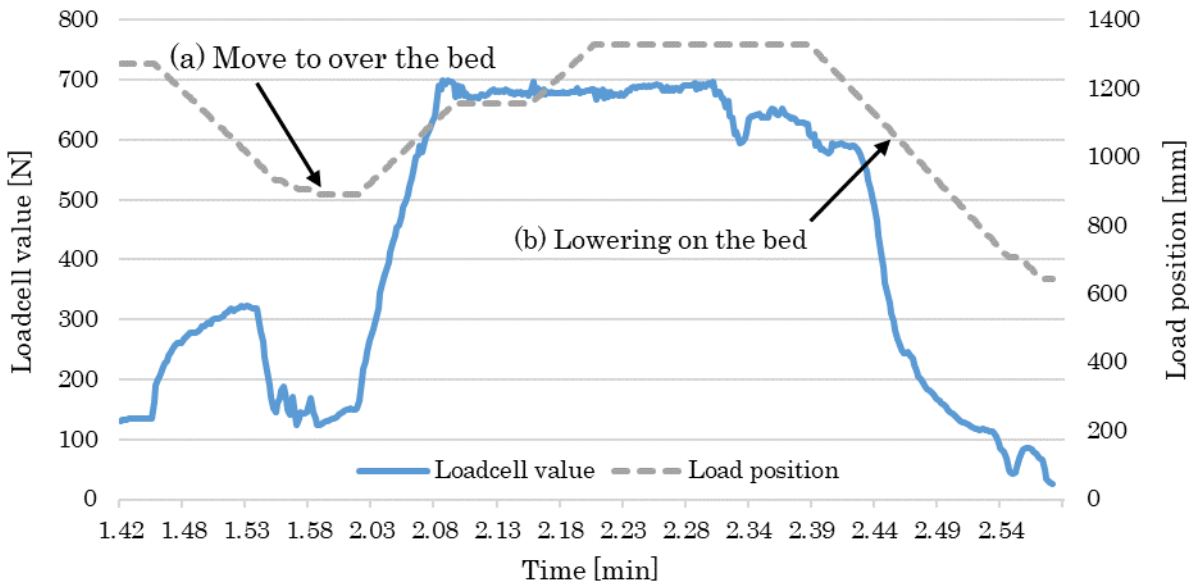


Fig. 2.29 Experimental result by a series of tasks (unloading)

この実験をスリングシートに包まれた被験者だけではなく、砂袋やダミー人形を用いて複数回実験を行い、いずれも安定した動作を確認した。

従来の介護リフトと車椅子を用いた場合の作業を説明する。介護リフトで普通の椅子から車椅子に移乗させる。その車椅子を押して目的地へ移動、ベッド脇に固定設置された別の介護リフトを用いて車椅子から引き上げ、リフトのアームを人力にてベッド上に移動させ、リフトでベッドに降ろす、という流れになる。介護施設の場合、介護リフトがベッド

全数ないことも考えられ、ここで述べたように、いずれの移乗作業にもリフトが利用できるとは限らない。

本装置は介護リフトと移動台車（車椅子）が統合されていることから、普通の椅子から引き上げ、装置に組み込まれた椅子に着座させることによって車椅子も兼ねることが出来、また、椅子から持ち上げる段階からリフト機構を使用する事が出来るため、作業負荷の低減を果たすことが出来る。移動もパワーアシストによって軽い力で行うことが出来、ベッドに移乗させることも容易である。

2.8 まとめ

本章では、リフトのパワーアシスト制御と搬送における全方向移動機構の技術を基に一連の動作が行える新型のパワーアシスト移乗介護ロボットの開発を行い、実験検証を通じてその有用性の確認を行った。車椅子と寝室に備え付けられたリフトを組み合わせた一般的な移乗作業と比較すると

- 本装置が移動することにより、さまざまな場所でパワーアシストを使った移乗をすることが出来る
- パワーアシスト搬送台車として移動時に大きな力を使う必要が無い
- ベッド脇にリフトを据え付ける必要が無い

といった利点がある。なお、スリングシートを被介護者に装着するのに、訓練しても15分程度の時間がかかり、本装置の直接の問題ではないものの、介護作業に携わる実務者から指摘される問題点である。これは今後の課題である。

第3章 介護リフトにおける地切り時の揺れの実験的分析と制御

第2章において、全方向に移動出来る機構を備えたパワーアシスト介護リフト研究を行った。このパワーアシストリフトについては介護用途だけではなくさまざまな研究がなされている。装置には吊り下げるワイヤの偏角を検出するセンサ、重量をリアルタイムに計測するロードセルなどを備えており、これによってパワーアシスト操作が可能なリフトを提案した。一般的なリフト作業においては、操作ペンダントを用いて吊り荷の上げ下げを行う。地面から吊り荷が離れる時の事を地切りと呼ぶが、この地切り時に吊り荷の重心が吊り上げ部分の鉛直下でない場合、吊り荷が揺れる原因となる。吊り荷の重量が大きい場合、作業者が揺れた荷に衝突する恐れがある。吊り荷が人だった場合、揺さぶられることで恐怖感を感じる原因となる。

3.1 はじめに

先行研究においては吊り下げられた荷を移動する際に発生する揺れを抑止する研究は行われているものの、地切り時に発生する揺れを扱う研究はない。

パワーアシスト機能を用いて吊り上げ作業を行うならば、被介護者の揺れを抑止するために、1)装置が人の手による操作を力センサで感知し、人の意思を推定することにより、鉛直方向に吊り下げが出来るように移動する、2) 介助者自身のささえる力で揺れを抑止する、3)揺れない速度で吊り上げを行う、などの方法をとれる。この装置では吊り上げにワイヤを用いており、ワイヤの振れ具合を非接触のセンサを用いて検出し、その方向へ対象物を移動させることが出来る。速度は傾きの大きさに比例して可変することが出来る。

一方、市販の介護リフトの中には装置の構造物（アーム）で吊り上げるものや、平編みベルトで行うものもある。平編みベルトの場合、ベルトのよじれなどが発生するとその傾きを正確に検出することが困難になることもある、また、第2章で開発したロボットにおいても、採用している全方向移動機構や非接触の振れ角センサなどは非常に高価であり、市販の介護リフトに適用するには課題も多い。対して荷重を計測するロードセルなどは市販の電子式体重計などにも多く使用されており、比較的安価に入手出来る。

そこで、本章では鉛直方向の荷重を計測するロードセルと、ワイヤを上下させるサーボモータにより速度が任意に変更できる巻き上げ機構を用いて、吊り上げる対象の地切動作に起因する揺れを可能な限り減らす制御手法を提案する。ただし、実験装置は介護現場に導入されているリフト装置を模して全方向移動機構や装置の可変機構を用いず、ブームの位置は固定としている。第3.2節では揺れる原因についての検討を行い、第3.3節で

は速度を任意のタイミングで変化させることでこの揺れを減殺する手法について検討し、構築した制御手法によってその有用性を実験によって確認する。

3.2 揺れの原因とその対策

3.2.1 地切り時に生じる揺れ

体の重心位置 g の鉛直線上にある場合、傾くことなく持ち上げる事が出来る。しかし、Fig. 3.1(b)のように重心位置 g が吊り上げ点 A の鉛直線上にない場合、空中に吊り上がった物体はその重心位置 g がワイヤの始点 A の鉛直線上に移動し、吊り上げる物体は傾き、揺れることになる。

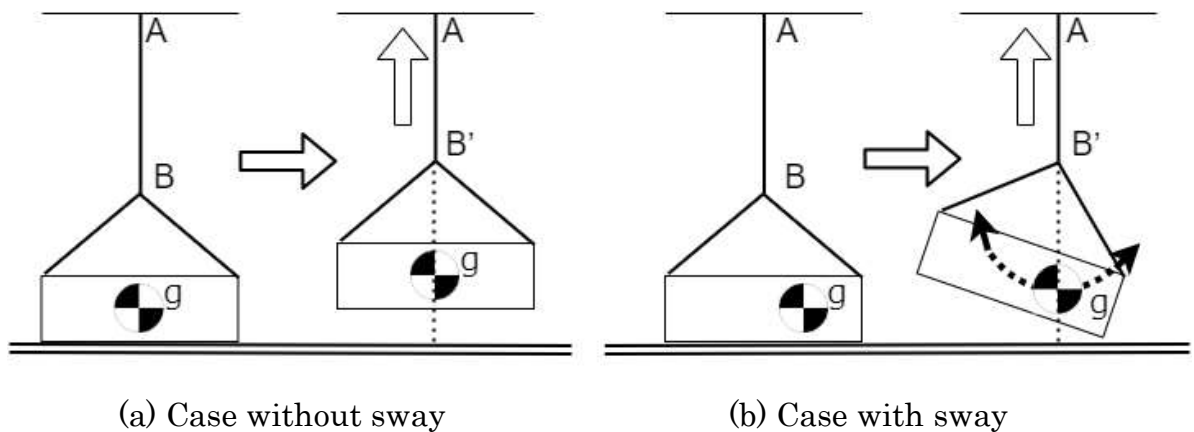


Fig. 3.1 Schematic diagrams of jigiri behavior

ベッドの上に仰向けに寝ている対象者をリフトを用いて吊り上げを行おうとするとき、スリングシートを用いる。スリングシートは Fig. 2.2(b)のような構造になっており、対象者を包み込む。これを用いて吊り上げを行う様子を Fig. 3.2 に示す。

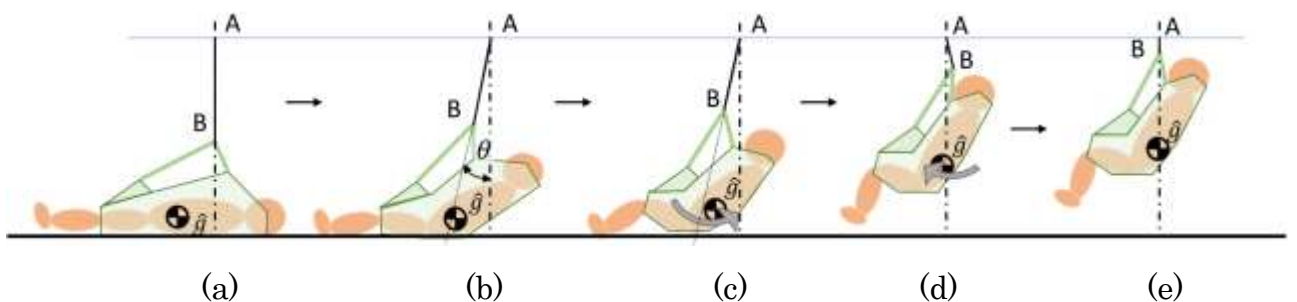


Fig. 3.2 Posture change due to lifting

このスリングシートではその構造上、Fig. 3.2(a)のように、対象者の胸部の鉛直線上付近にて吊り上げはじめる。リフトによって吊り上げていくと Fig. 3.2 (b)のように上半身が起き上がっていき、吊り上げ用のワイヤは対象者の脚部方向に傾きはじめる。上半身は Fig. 3.2(c)のように徐々に引き上げられていく。床面で保持されていた臀部や背中が空中に吊り上げられ、Fig. 3.2(e)のように重心位置 g が吊り上げ点 A の鉛直下に来るようにして安定する。リフト装置を用いて荷を空中に持ち上げた瞬間を地切りと言い、このとき重心位置 g が吊り上げ点 A の鉛直下でない場合、地切時に振り子のように揺れる原因となる。

ところが、スリングシートに覆われた搭乗者の重心位置 g を同定することは難しい。また、体格の違いによっても変化する。そこで、一定速度で吊り上げ動作を行った場合にどのような揺れが生じるのかを観測するために実験を行った。被験者(成人男性、身長 164cm、体重 58kg) をベッドの上に寝かせ、スリングシートに包み、操作ペンダントを用いてワイヤを一定速度で巻き上げる。

3.2.2 低速吊り上げでの地切り時の揺れ

はじめに、巻上速度 0.014m/s (以下、文中では低速と表す) で吊り上げた時の、ワイヤの荷重情報 w とワイヤ偏角 θ について Fig. 3.3 に示す。巻き上げ完了は荷重変化量が一定値以下になったところとしている。図中、44.5s 付近で荷重変化が見られなくなり、吊り上げが完了している。このとき、スリングシートの揺れはほとんど無い。

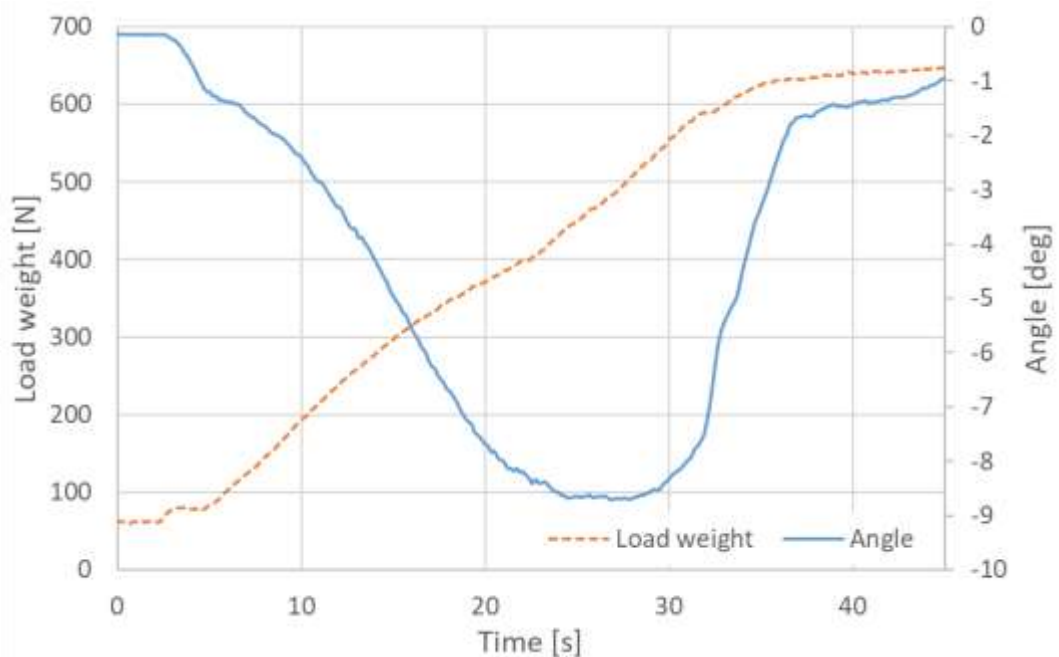


Fig. 3.3 Lifting experimental result of wire angle and load weight
(Winding speed is 0.014m/s)

3.2.3 高速吊り上げでの地切り時の揺れ

次に、巻上速度 0.030m/s（以下、文中では高速と表す）で吊り上げた時の、ワイヤの荷重情報 w とワイヤ偏角 θ について Fig. 3.4 に示す。図中、22.1s 付近で吊り上げが完了しているが、その近辺では角度情報に大きな乱れが見られ、スリングシートが前後に揺さぶられていることがわかる。19.5s から 26.0s における最大振幅は 1.15 度となっている。

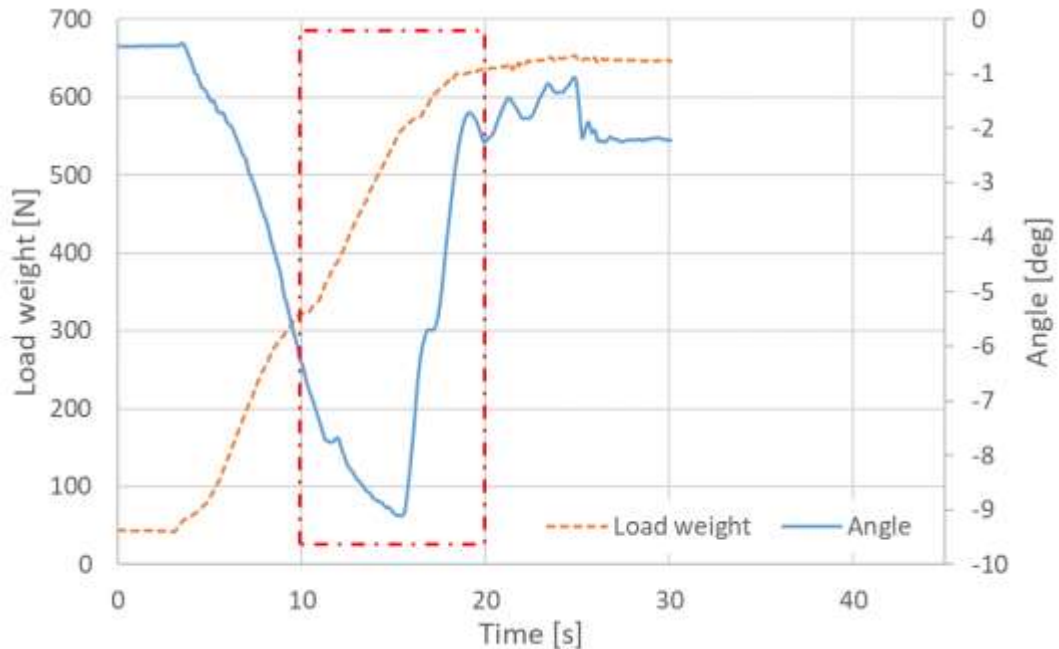


Fig. 3.4 Lifting experimental result of wire angle and load weight
(Winding speed is 0.030m/s)

これらの実験結果により、高速で巻き上げたときには作業は早く完了するが、対象者は前後に揺さぶられることがあり、低速で巻き上げられるとその揺れはないものの高速時の2倍近い作業時間がかかっていることが分かる。

実験の様子を動画撮影し、取得したデータと同期させて動作の様子を確認した。動画の様子を Fig. 3.5 に示す。

これによると、鉛直方向に取り付けたワイヤは巻き上げていくにしたがって搭乗者の足下方向に傾きながら (Fig. 3.5(a))、スリングシートはスリングシートの形状にならないながら上半身および膝のあたりを持ち上げられていく。ワイヤをそのまま巻き上げていくと、まず背中が起き上がり、次第に臀部を持ち上げようとする (Fig. 3.5(b))。臀部を持ち上げると同時にワイヤは頭頂方向へと傾く向きを変える (Fig. 3.5(c))。この時、ベッ

ド上面にはかかどがついたまま、引きずられていく様子が観察される (Fig. 3.5(d)).

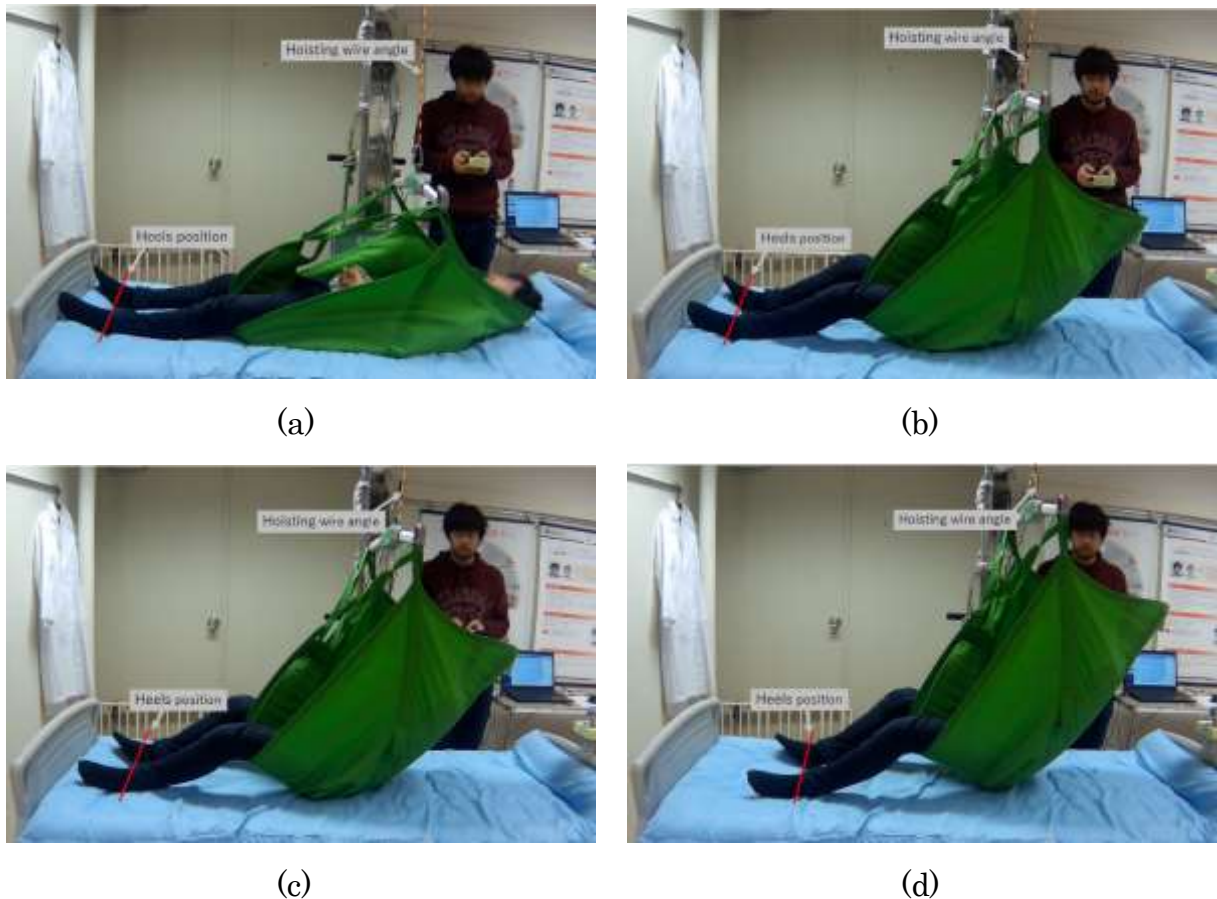


Fig. 3.5 Motion analysis of lifting experiment

巻き上げ速度が低速の場合、臀部、接地したままの脚部（主にかかど部）がベッド上面で引きずられながら、搭乗者の背面方向へ移動している。臀部が完全に浮き上がった段階ではまだ脚部は接地している。吊り上げ作業が完了した時間まで、大きな揺れは観測されない。しかし、高速で巻き上げられた時、同じように引きずられるものの、吊り上げられたところで前後にふらふらと揺れる動きが観測されている。

低速時における、地切り時から巻き上げ完了までの時間が 18.5s 程度であるのに対し、高速時には 8s 程度しかない。これにより、低速時には搭乗者の重心変動は緩やかになり、吊り上げられた際も大きな揺れを発生させないが、高速で巻き上げを行うと、スリングシート内での姿勢変化が早く、重心位置がワイヤ吊り上げ点の鉛直下へ移動するよりも早く空中に吊り上げられてしまい、その結果揺れが生じていると推察される。

これらの状況から、低速時のように巻き上げが完了するまでにワイヤ偏角が十分無くす (0 に近づける) ことが出来れば、持ち上がった際の揺れが抑止できるのではないかと考えられた。

3.3 地切り時の揺れを低減する制御手法

Fig. 3.4において、高速で吊り上げを行うと吊り上げ完了までの時間は短く、吊り上げ完了の高さでは前後の揺れが発生することがわかる。また、Fig. 3.3において、低速では吊り上げ完了までの時間は長くなるが吊り上げ完了時の前後の揺れが発生しないことがわかった。

これらの実験結果による考察から本研究では、速度を自動的に切り替えることによって、吊り上げる対象を揺らすことなく、かつ短い時間で吊り上げ操作を完了するアルゴリズムについて提案を行う。

本実験装置のように、吊り上げ機構がワイヤ式であるならば、そのワイヤの太さがどのようによっても変化しないため、非接触のレーザーセンサ等を用いてワイヤ自体を計測すれば、振れた角度を直接測定出来る。しかし、吊り上げ機構がベルト方式だった場合、同じ方法ではベルトのねじれから振れた方向を計測することが出来ない。また、アーム構造の場合、この揺れがスリングシートを引っかけるハンガー部との接続部でおこるため、振れた角度を計測することが難しい。

そこで、ロードセルによって荷重変化を監視し、これによってワイヤの振れの方向が変化するタイミングを推定し、ワイヤが揺れ戻る直前に速度を自動的に低速に切り替えて揺れを低減する方法を提案する。

本研究では、吊り上げ速度については高速、および低速の2段階の速度でのみ検討を行う。この2つを組み合わせ、はじめは高速で巻き上げを開始し、適切なタイミングで低速に切り替えて振動を抑止し、振動の影響がないと思われる空中に浮き上がったら高速に、と切り替えを行うことでなるべく短い時間で作業を完了させることを目指す。

実験装置にはタッチパネル付き液晶パネル式操作ペンダントが装備されているが、実際に現場で使用されている介護リフトでは押しボタン式のスイッチが用いられていることが多い。そこで、操作としても複数の押しボタンを押し直すのではなく、単一のボタンを押下しているだけで自動的に最適な速度に切り替わるような制御手法を考える。

まず、ワイヤの巻き上げによってワイヤがどのように傾いていくのか、その時荷重はどのように変化しているかを、同時に実験の様子をビデオ撮影した映像とともに分析し、検証した。これを Fig. 3.6 に示す。この図は Fig. 3.4 の 10~20s にある枠内の拡大である。これによると、吊り上げを開始した直後からワイヤ偏角 θ が増加していくが、15.5s 付近でワイヤ偏角 θ が減少に転じる。このとき、装置で吊り上げられている対象には臀部とベッド上面で滑りが発生している。このときにワイヤ荷重 W の変化量が小さくなる瞬間があるように見える。

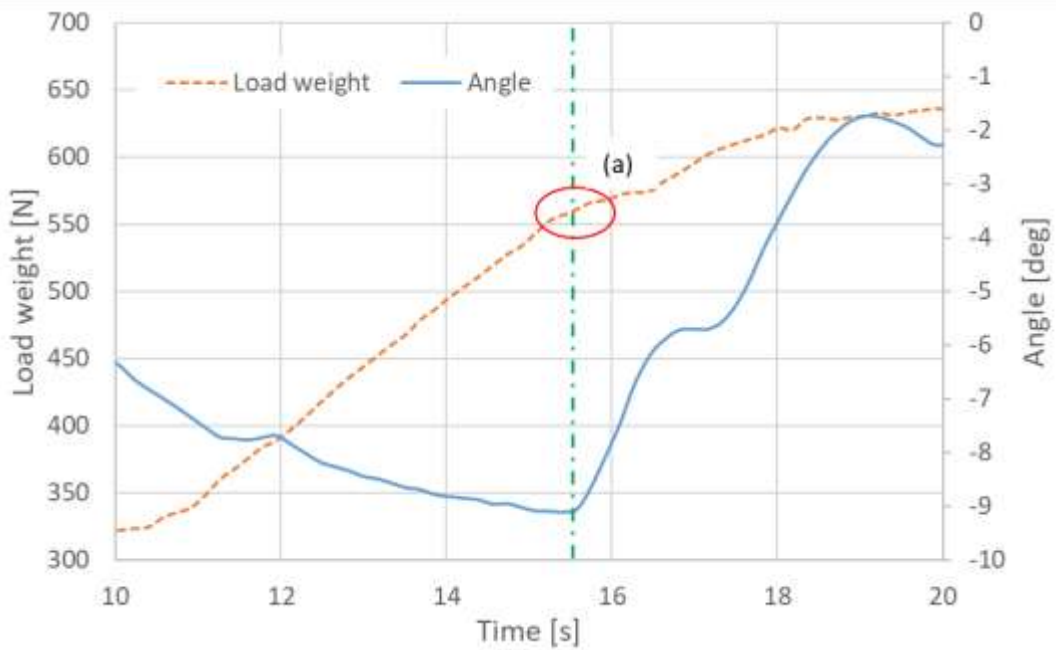


Fig. 3.6 Lifting experimental result of wire angle and load weight
(zoom version of Fig. 3.4)

そこで、ワイヤ荷重 W の変化量 ΔW とワイヤ偏角 θ の変化の関係を Fig. 3.7 に示す。吊り上げの進行とともにワイヤの荷重 W は増加するが、対象がベッド上を滑ることによってワイヤ偏角の減少が始まるとともに、Fig. 3.6(a)の部分（ワイヤ偏角が逆転する点）において、荷重の変化量が小さくなることがわかる。

2つの速度による巻き上げ実験の結果を比較検討すると、Fig. 3.3の低速による巻き上げでは、吊り上げ完了までの時間は長くなるが地切り時（図中 36.0s～）の前後の揺れは確認出来ない。しかし、Fig. 3.4の高速で巻き上げでは、吊り上げ完了までの時間は短いものの、地切り時（図中 18.5s～）に前後の振動が現れていることが確認出来る。

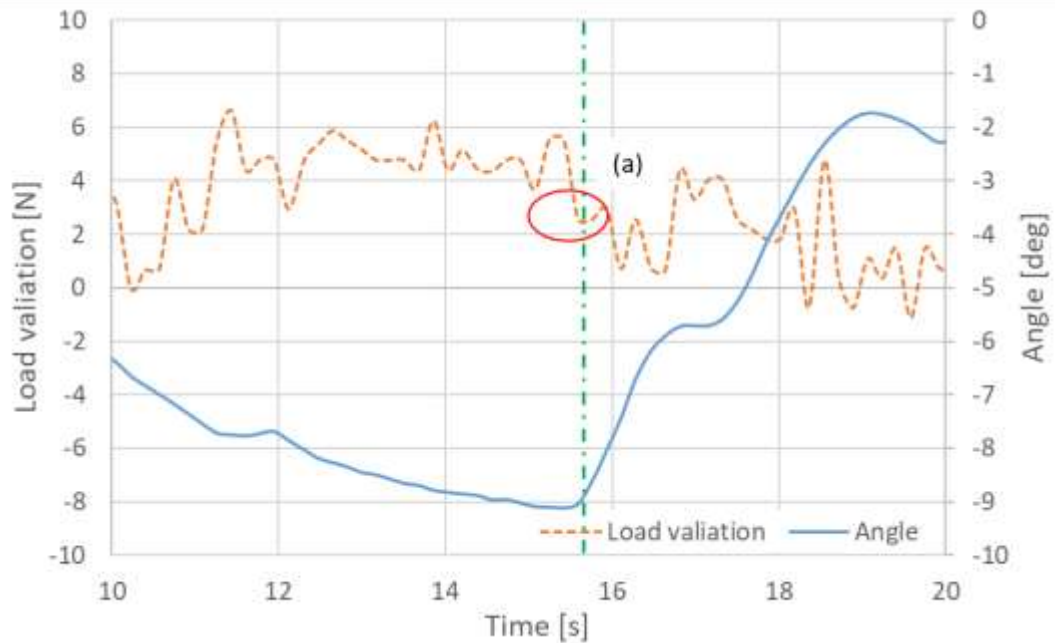


Fig. 3.7 Experimental result in lifting

これらの実験結果による考察から本章では、速度を自動的に切り替えることによって、吊り上げる対象を揺らすことなく、かつ短い時間で吊り上げ操作を完了するアルゴリズムについて提案を行う。

本実験装置のように、吊り上げ機構がワイヤ式であるならば、そのワイヤの太さがどのように見ても変化しないため、非接触のレーザーセンサ等を用いてワイヤ自体を計測すれば、振れた角度を直接測定出来る。しかし、吊り上げ機構がベルト方式の場合、同じ方法ではベルトのねじれから振れた方向を計測することが出来ない。また、アーム構造の場合、この揺れがスリングシートを引っかけるハンガー部との接続部でおこるため、振れた角度を計測することが難しい。

そこで、ロードセルによって荷重変化の監視によって、これによってワイヤの振れの方が変化するタイミングを推察し、ワイヤが揺れ戻る直前で速度を自動的に低速に切り替え、揺れを減殺する方法を提案する。

提案するアルゴリズムのフローチャートについて、Fig. 3.8 に示す。

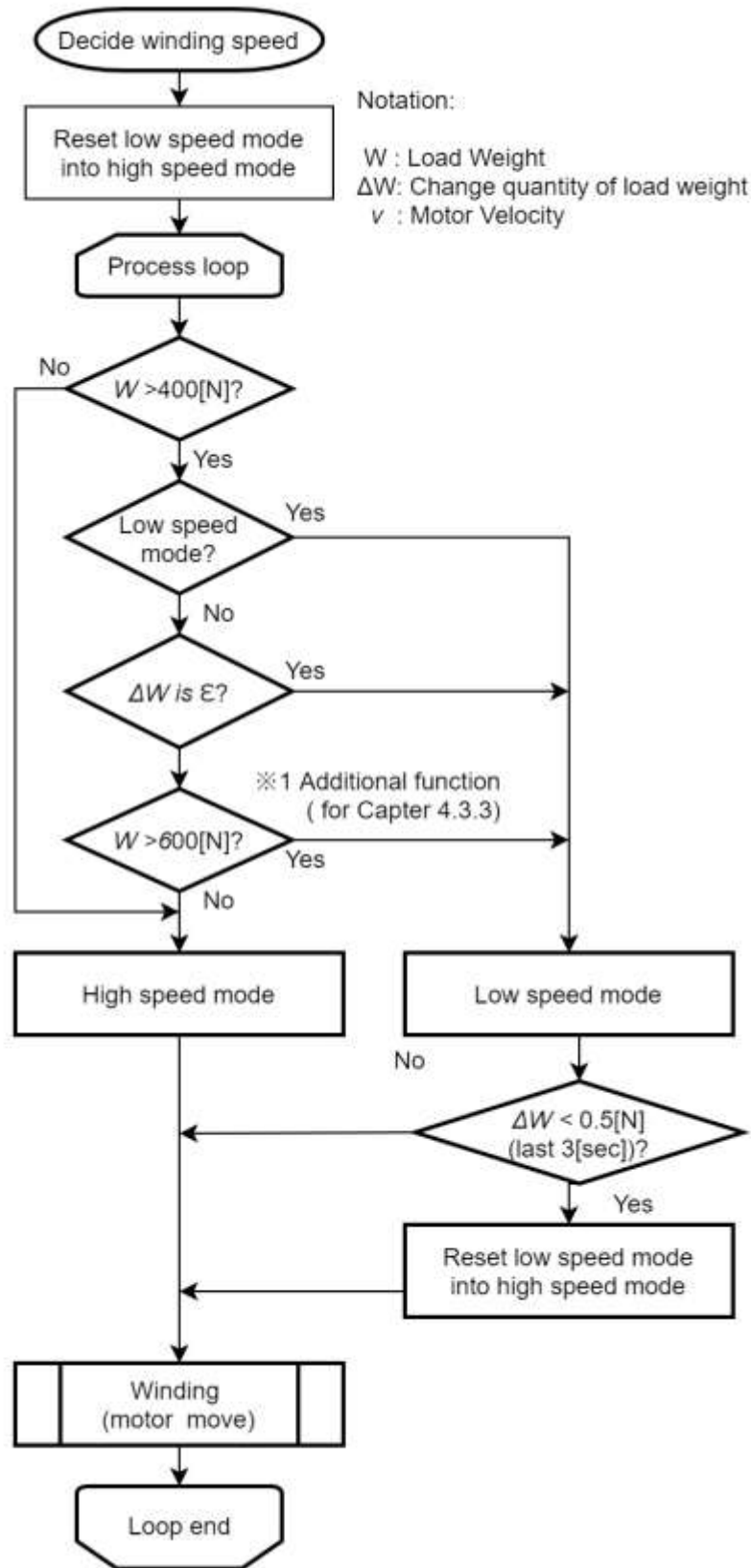


Fig. 3.8 Flowchart of proposed method

提案する手法は、以下のような構造を持っている。

[地切り時に揺れを抑制する制御手法]

1. 地切時に発生する揺れに影響しないと考えられるタイミングまでは高速にて巻き上げを行う。
2. 地切後に発生する揺れを誘発するタイミングの近傍で低速に切り替えて巻き上げる。
3. 高速で巻き上げてもそれ以降揺れないと考えられる、重心が巻き上げ点の鉛直下にあると思われるならば高速に切り替える。

1.の吊り上げ作業の開始直後、ワイヤ荷重 W が 400N 未満であれば地切りの直前でないことは明確（まだ接地している状態）であるとして、高速で巻き上げを行う。

次に 2.において、ワイヤ荷重 W が 400N 以上になったら、速度切り替えタイミングの監視を行う。荷重の変化量 ΔW が ε （本実験では 0.2N）以下となるタイミングを監視する。これを検出したら巻き上げ速度を低速に切り替える。これによって滑りだす挙動に合わせて速度を下げている。この時、搭乗者が身じろぎをして変化量に予期しない変化が発生したとしても、低速に切り替わるため安全性に問題はないと考えられる。

2以降、低速での巻き上げを行っている際、3.の検出を行う。荷重の変化量 ΔW が 0.5N 以上変化しない時間（サンプリングタイム 60ms）が約 3s 続いたとき、対象が浮いている状態であると判定して地切り制御を終了し、巻き上げ速度を高速に切り替える。

3.4 検証実験

一定速度の巻き上げおよび提案手法において、地切りに起因する揺れの様子および吊り上げ対象に加わる加速度を比較するため、検証実験を行った。

実験方法としては、ベッドに仰向けで寝ている対象を提案手法で吊り上げ、そのときの荷重情報 W 、ワイヤ偏角 θ および制御入力を記録する。

検証実験における被験者は（成人男性，23歳，体重 58kg）である。実験は「国立大学法人豊橋技術科学大学人を対象とする研究規定」（承認番号ヒト 28-5）に則り、「豊橋技術科学大学研究倫理審査委員会」の承認を得て実施し、被験者には事前に研究の目的や内容を十分に説明した上で同意を得た。また、実験中は担当教官が監督し、安全上の問題が生じたときは実験を即時中止できるような体制をとった。

提案手法で吊り上げを行った際の、荷重情報 W とワイヤ偏角 θ の変化を Fig. 3.9 に示す。また、その時の制御入力値を Fig. 3.10 に示す。11s 付近で検出された荷重情報の変化によって巻き上げ速度を低速に切り替えている。これによって低速巻き上げ時と同様のワイヤ偏角 θ の動きが見られ、吊り上げ完了時に見られた大きな揺れも発生していない事が

分かる。なお、作業時間の差違を明確にするため、これ以降のグラフ (Fig. 3.9~3.19) において、時間軸を 45s に固定している。

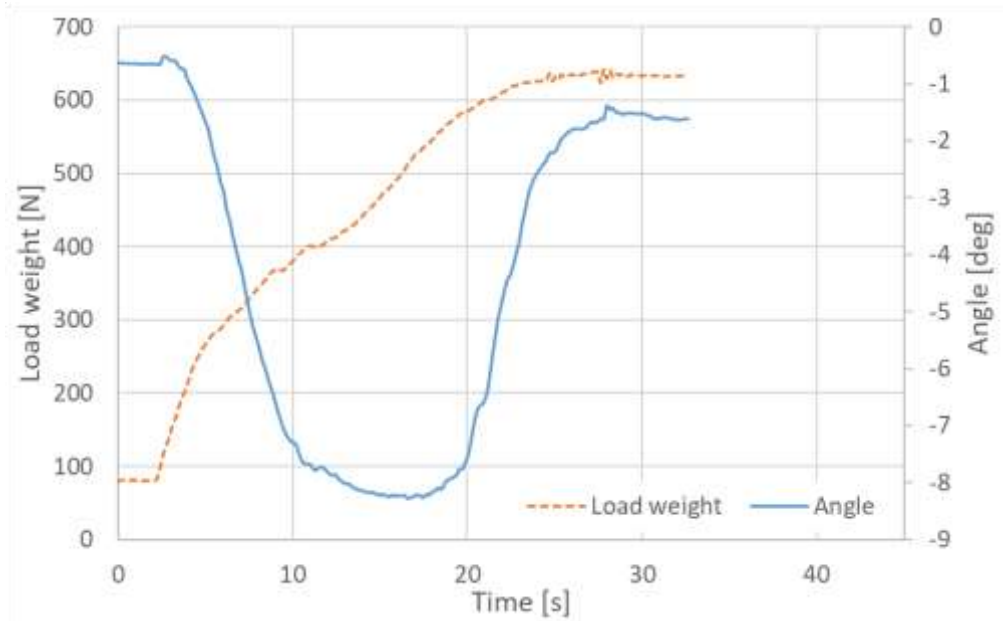


Fig. 3.9 Experimental result in lifting by proposal method ;1st time

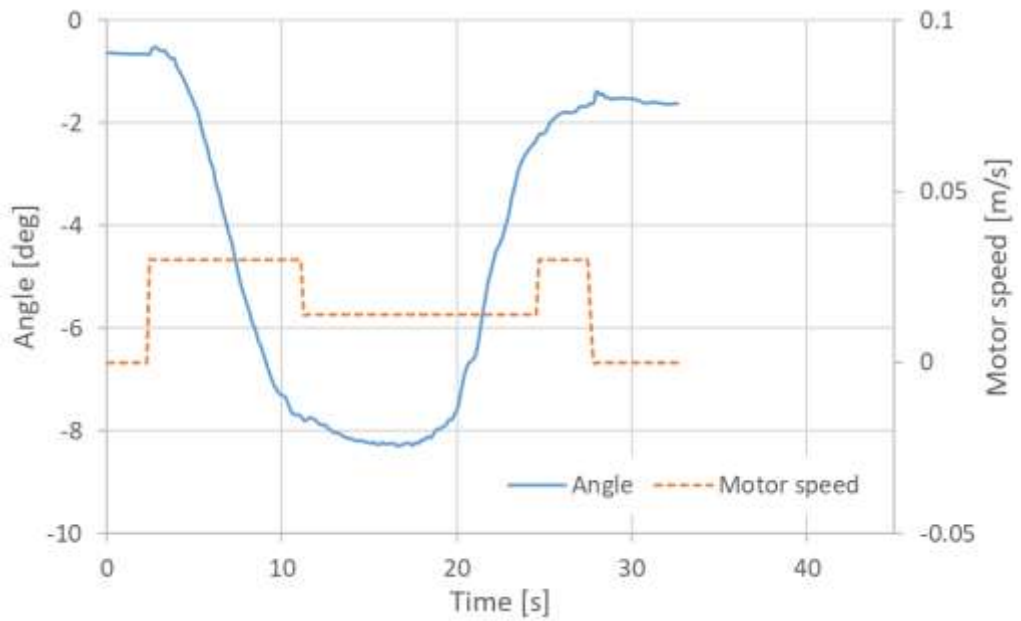


Fig. 3.10 Experimental result of control input and sway angle ;1st time

高速・低速・本提案手法における、それぞれのワイヤ偏角の変化の様子を Fig. 3.11 に示す。これによると提案手法で吊り上げを行った時、ワイヤ偏角が 0 方向へ変化する速度は低速のそれと同等であり、終了時間は高速に近い値となった。

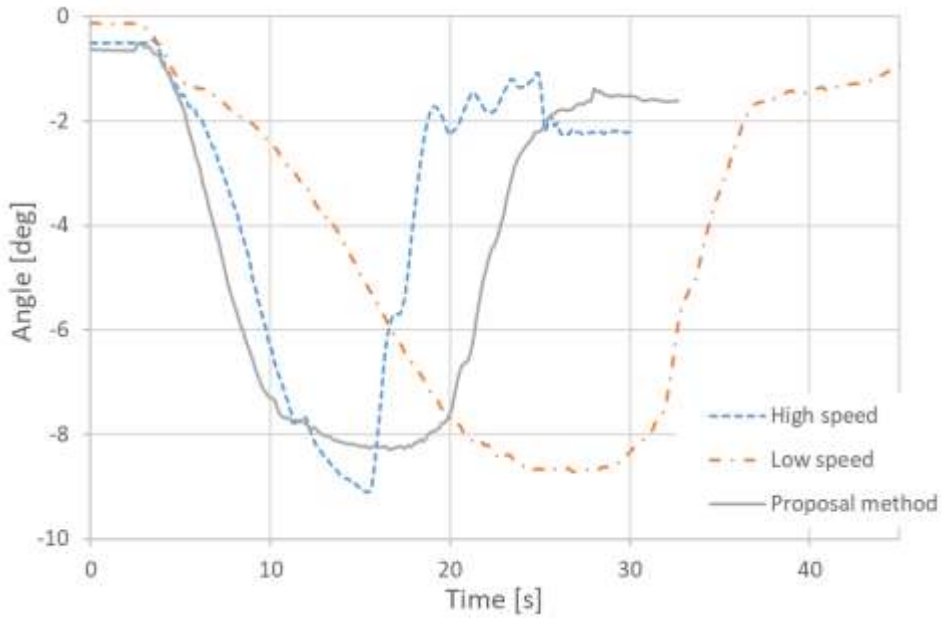


Fig. 3.11 Comparison of experimental results in three cases

再現性を確認するため、吊り上げ実験を行った。この時の実験の様子を Fig. 3.12 および Fig. 3.13 に示す。作業完了までの時間や吊り上げ時の振動の様子から、提案手法により得られた結果には、再現性があるといえる。

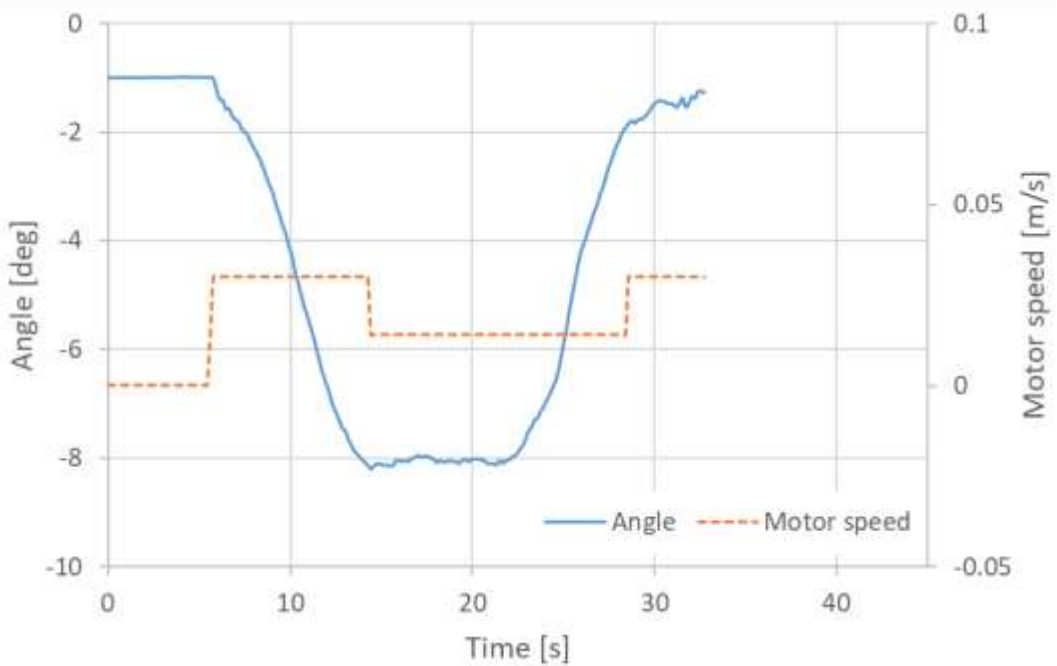


Fig. 3.12 Experimental result of control input and sway angle for 2nd time (angle and winding velocity)

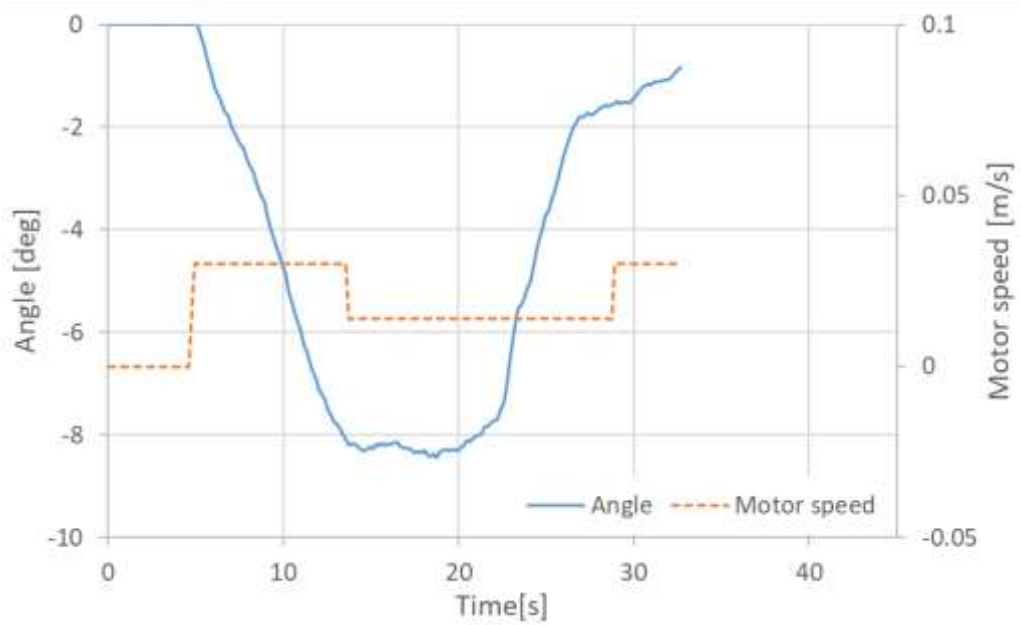


Fig. 3.13 Experimental result of control input and sway angle for 3rd time (angle and winding velocity)

次に被験者を変更(成人男性, 24歳, 体重 72kg)し同様の実験を行った. この結果を Fig. 3.14~4.16 に示す. これによると, Fig. 3.10 同様に速度変更をし, 揺動を抑えることが出来ている.

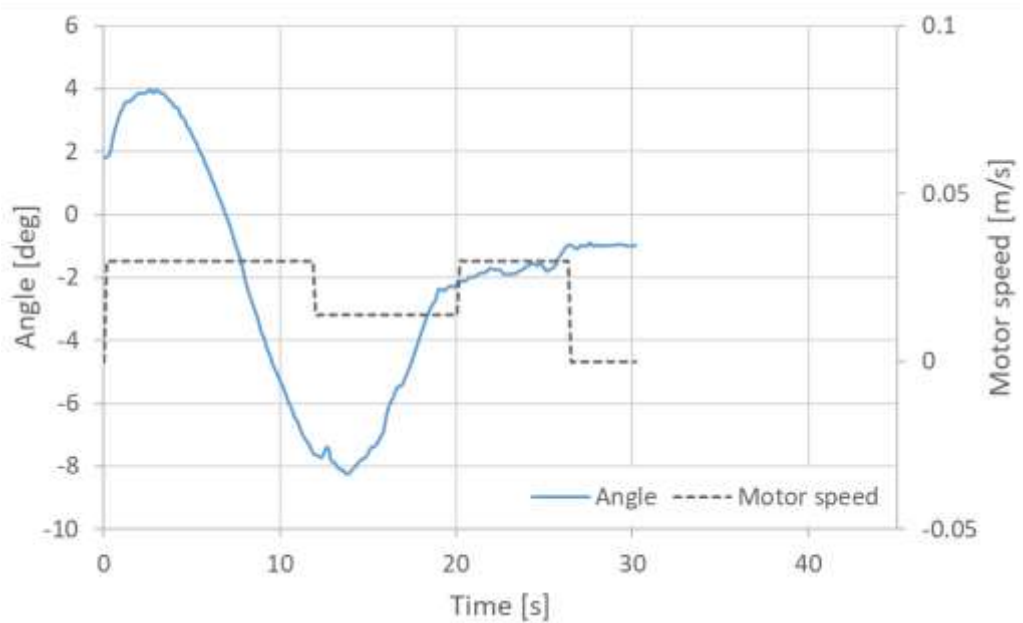


Fig. 3.14 Experimental result of control input and sway angle for 1st time of person B(angle and winding velocity)

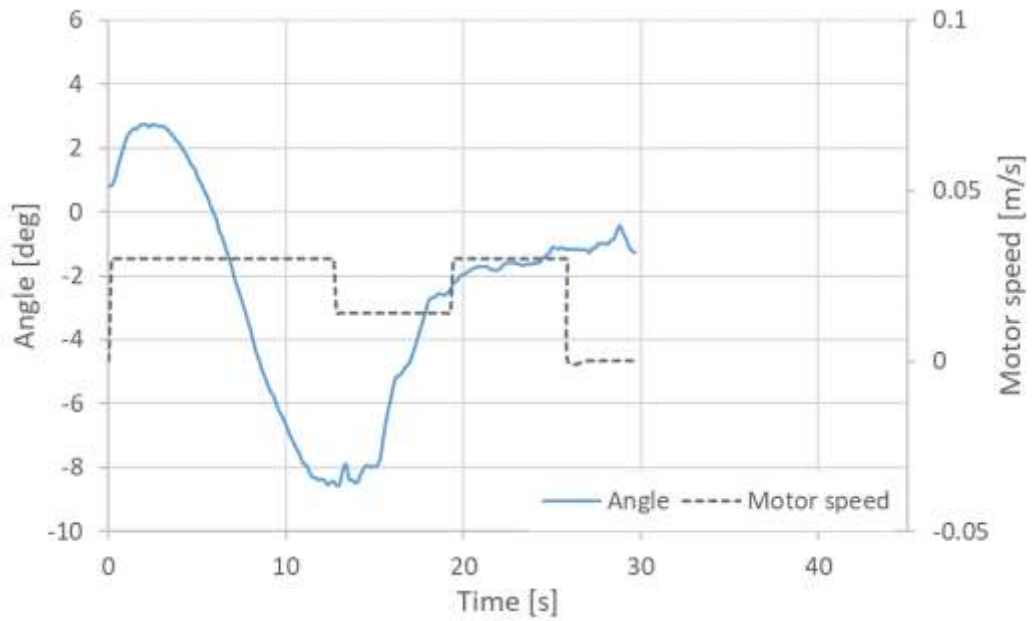


Fig. 3.15 Experimental result of control input and sway angle for 2nd time of person B (angle and winding velocity)

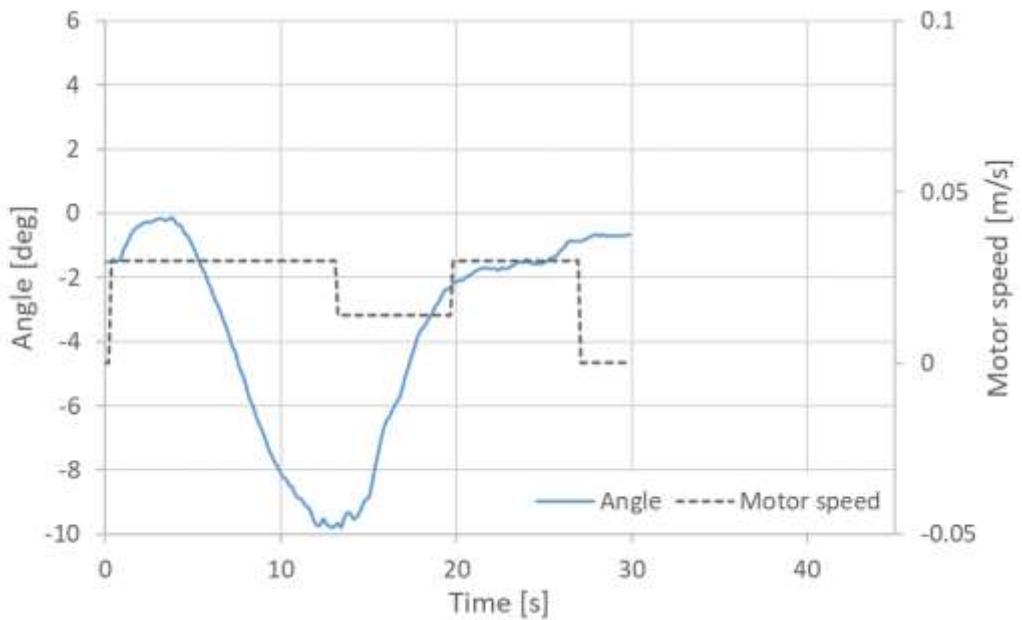


Fig. 3.16 Experimental result of control input and sway angle for 3rd time of person B (angle and winding velocity)

ところが、さらに被験者を変更し（成人男性，24歳，体重64kg）同様の実験を行ったところ、希望通りの制御が行えないことがあった。データを精査すると地切り時に発生する

と期待していた変化が現れないことがあり、変化量の監視では希望通りの制御が出来なかった。このため、制御ロジックに一部改良を加えた。Fig. 3.8 の※1 部に、一定以上の荷重（ここでは 600N とした）になるところで地切が発生すると予測し、ここで自動的に低速に切り替えることにした。これによって Fig. 3.17～ 3.19 のように揺動を抑えることが出来た。なお、この Fig. 3.17～ 3.19 の 25.5s 付近において、制御出力の停止後にワイヤ偏角が急激に変化している。これは対象者の体型によるが、巻き上げワイヤが上端に達した際に脚部がベッド上面から離脱することがあり、この際スリングシートの姿勢が変化するためである。

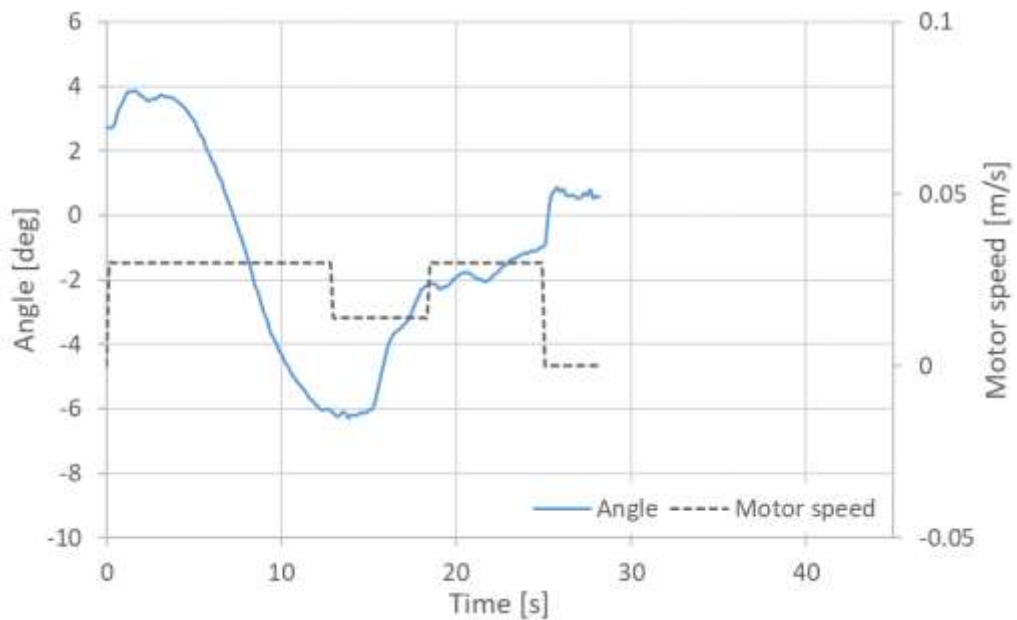


Fig. 3.17 Experimental result of control input and sway angle for 1st time of person C (angle and winding velocity)

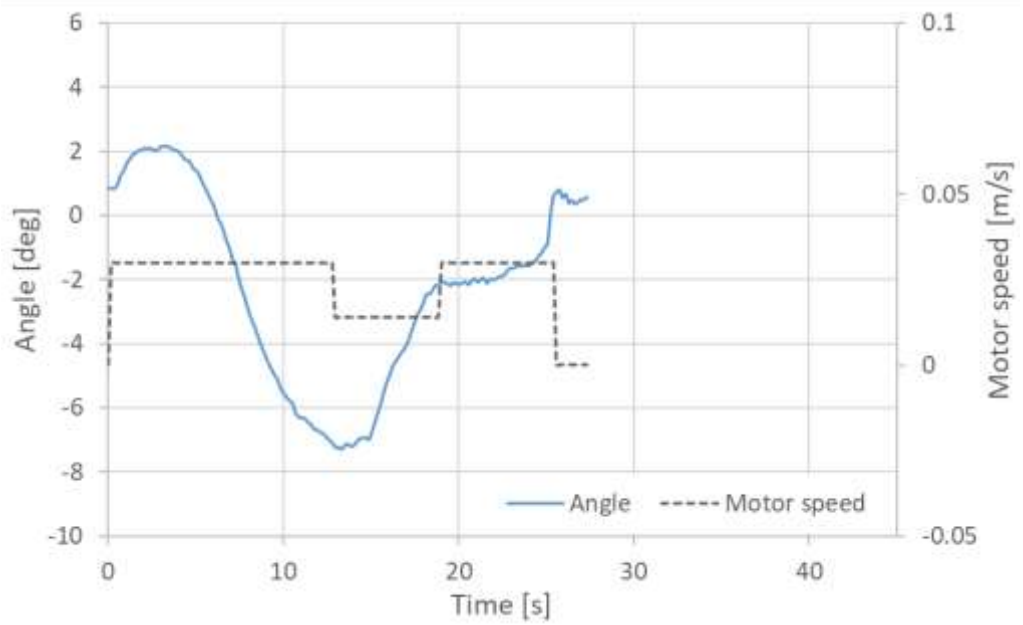


Fig. 3.18 Experimental result of control input and sway angle for 2nd time of person C (angle and winding velocity)

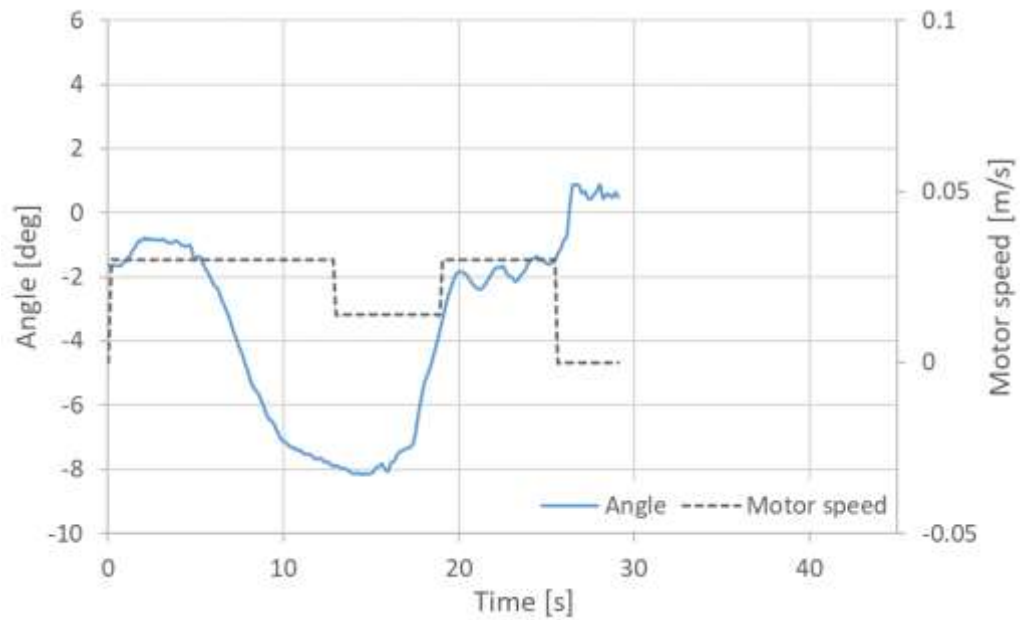


Fig. 3.19 Experimental result of control input and sway angle for 3rd time of person C (angle and winding velocity)

最大揺れ角度で比較すると高速時の 1.18 度から 0.33~0.51 度と低下させる事が出来ており、27~43%に緩和することが出来ている。

Fig. 3.3, Fig. 3.4, 及び本節の実験結果 から得られた実験データを Table 3.1 へ示す。

Table 3.1 Experimental result of control performance by each method

	Average winding time [s]	Average of maximum sway angle [degree] (n=3)	Reduction ratio of vibration width [%]
High speed	26.45	1.18	100
Low speed	44.50	0.04	3
Proposal method A	33.31	0.35	29
Proposal method B	26.40	0.33	27
Proposal method C	28.30	0.51	43

(Proposal method A~C はそれぞれ Person A~C の実験結果)

検証実験では3名の被験者による確認を行った。修正したアルゴリズムを用いた検証実験においても揺れの低減は確認出来た。最大振れ角については、いずれのケースにおいても高速の時と比べ、3割程度揺れを低減化できている。一方、低速の時と比べれば、揺れは大きくなっているが、搬送時間については63%~75%程度に短縮化できており、また、高速の時に比べ、搬送時間は10%~12%程度の遅れである。これにより、高速時とほぼ同程度の時間で、しかも最大揺れを高速時の30%程度に低減化できており、有用な結果と考える。

3.5 まとめ

本章では、地切り時に発生する揺れに対し、ロードセルによって取得されるワイヤの荷重情報を基にそのタイミングを推定し、巻上速度を自動的に調整することによって動的に制御を行い、その低減効果について、実験検証を通じて有用性の確認を行った。

本研究の実験の様子と結果について医療現場にヒアリングを行った。ヒアリングには医療法人さわらび会 福祉村病院の榊原利夫氏をはじめとして、普段リハビリ現場に携わっておられるスタッフの方にご協力戴いた。日頃の介助作業において、現状では二人作業など人手で行っているようなケースであっても、将来的な労働者不足などによりロボットによる介護支援が必要になったとき、安全な移乗作業を補助するロボットは必須であり、これらの基礎的な技術として本研究成果の応用は有用であろうとの意見を頂戴した。また、揺れは不快感を与えるので揺れ防止に期待する等、肯定的な意見を頂戴した。

一方、現在スリングシートの装着に熟練していても約1.5分かかるため、それを待てずに人力で持ち上げ、腰を痛めることがあるため、ロボットの問題とは別に装具の繊維素材

やデザインなどに改善の余地があるという指摘も頂いた。これらは今後の課題としたい。

第4章 センサ融合によるロボットの人物追尾システムの開発

医療従事者の負担を軽減するために、医療サービスをサポートするロボットの開発が精力的に進められている。著者らの研究室でも医療用回診支援ロボット **Terapio** を開発し、研究を行ってきた^[46]。

Terapio は医療機器の運搬と、電子カルテ入力システムを備えている。**Terapio** は先導する医師を自動的に追尾移動し、回診業務をサポートする。病院内のさまざまなタスクの中で、医療機器の運搬は比較的単純である。機器の運搬を支援することにより、医療従事者の負担を軽減し、医師が診察と治療に集中できる環境を提供する。これにより、安全性と医療のサービスレベルの向上が期待される。

Terapio にはレーザー光を用いた周辺環境を認識することの出来る測域センサ (**Laser Range Finder : LRF**) が装備され、特定の人物を追尾する機能が与えられたが、追尾対象者がなんらかの状態では認識できなくなり、見失いが発生すると追尾を中断してしまう。

このような問題を解決するために、本章では慣性センサ (**Inertial Measurement Unit : IMU**) を用いた特定人物の移動推定を行い、**LRF** で認識できない場合でも追尾対象者の位置推定を行う手法を提案し、実験を通じてその有効性を検証することを目的とする。

また、本章の手法を用いることにより、第2章で開発した介護リフトでの移動の際にも、介護者への追従に基づく移動支援の省力化が期待できる。

4.1 はじめに

ロボットが特定の人物や車両などを目標として自動追尾させるためには、**RGB-D** カメラを用いて対象を認識しこれをトラッキングする方法^{[83][84]}、**LRF** を用いた環境認識^{[85]–[88]}など、さまざまなアプローチが提案されている。また、センサを複数組み合わせ高精度な位置測定を行う研究も盛んに行われている。しかし、病院などの屋内空間では、多くの物理的な障害物が存在し、また、さまざまな人が行き交う。これらはロボットからすると全て障害物である。これらはセンサに死角を発生させ、追尾対象の同定の障害になる。実際においては、追尾対象者とロボットの間を人がすり抜けるように移動した場合、ロボットに近い移動物を正しい対象者と誤認することが問題となったため、これを解決する方法が求められた。

さらに、病院内に限らず公共の施設において外部からの来訪者のプライバシーを守るとは重要であり、サービスロボットの開発当初から画像認識による位置同定や追尾手法を可能な限り排除して開発してきた。したがって本研究では、従来から使用している **LRF** で

の追従人物の同定手法に加え、追尾対象者の認識違いを排除するために、LRF と IMU とのセンサ融合による自動追尾システムを確立することを目的とする^{[89][90]}。

本章では、実際の運用で想定されるオクルージョン領域として、現場でよく起こる重要な次の3点を検討した。1つめはロボットの前方を移動する追尾対象者が曲がり角を曲がったことにより、LRF で認識が出来なくなった場合、2つめは前方に移動する追尾者が障害物を避けるように急に向きを変えて動き、障害物に隠れてしまった場合、3つめはロボットと追尾対象者との間に通行人が交差し、本来の追尾対象者が通行人に隠れてしまった場合である。従来のシステムでは前者は追尾対象者の動きが急峻であった場合に見失いが発生したり、すれ違った通行人を本来の追尾対象者と誤認したりすることがあった。これらの認識アルゴリズムについて、オクルージョン回避するアルゴリズムに改良するとともに、IMU の装着位置についても考察した。最後に、これらの想定したケースにおいて実験を通じて本提案手法の妥当性を確認する。

4.2 レーザー測域センサを用いた人物追従システム

4.2.1 システムの構成

Terapio の主な役割は、術後の経過診断や、その場での簡易的な処置のために回診する医師を支援することである。一般的な病院において、こういった術後の処置に使用する器具などは、医師や看護師が手押しカートによってナースステーションから患者の寝室まで運搬する。Terapio では、自律的に全方向に移動でき、障害物を回避しながら特定の人物を追尾する能力を備えているため、このような運搬作業を代替することが出来る。

Terapio は、LRF を用いて追尾する対象者を認識し、移動する対象者を一定の間隔を維持しながら追尾する。しかし、ロボットと追尾対象者との間に検出を阻害する原因がある場合、ロボットはターゲットの位置を見失う。LRF が壁や障害物によるオクルージョンによって認識すべき追尾対象者の脚が見えなくなった場合、追尾する目標を見失い、その結果安全性を担保するべく移動を停止する。

また、追尾対象とすれ違う人がいた場合、これを本来の追尾対象者と誤認識することがあり、この場合はその通行人を目標として追尾動作することがあった。この問題を解決していなかった従来の手法では、ロボットが適切に追尾しているかを確認しながら移動をしなければならなかった。本章で使用する LRF と IMU については Table 4.1 に示す。

まず、ロボットが動作できる領域を確認するため、ロボット座標系のローカル障害物マップをロボット周囲のオブジェクトを LRF で検出して作成する。自動追尾モードでは追尾対象者の位置と周辺環境が把握できれば良いため、事前の環境マップなどは準備しない。ここでいうロボット座標系とはロボットの中心を原点とし、ロボットの前方を 0 度 とするロボットローカルの座標系である。

Table 4.1 Measuring equipment included in experimental equipment

Equipment	Type	Maker	Specification	Use for
Laser Range Finder	UTM-30LX	HOKUYO	30m 270degree	Identification of around robot
Inertia Sensor	TSND121	ATR-Promotions	Sampling Rate 1kHz	Measuring foot moving

Terapio は差動駆動操舵機構(DDSS) を用いることで本体の向きを変えることなく全方向に自在に移動することが出来る. 一つの DDSS は車輪の向きを検出するエンコーダーと, 2 つのサーボモータによって制御されており, これらのフィードバックから DDSS の移動量を検出することが出来る. Terapio では 4 つの DDSS を用いているが, これらの移動量からロボットの自己移動量をデッドレコニングし, 推定する.

全方向に移動できる Terapio は自身の移動のために, 全方位の周辺環境の監視が必須となる. 周辺を監視するために LRF を用いるが, Terapio においては頭部に電子カルテ入力を目的とした液晶タッチパネルが装備され, また, ここに医療器具などの備品を収容するスペースがあるため, 頭部に全周囲を監視する LiDAR を搭載することが難しい.

そこで, Terapio では本体下部 360mm の高さにスリットを設け, ここに LRF を配置することにした. 今回使用している LRF は 1 台で 270 度が検出範囲となるが, 死角が発生しないように 3 台の LRF を用いて水平方向のスキャンを行い, これらから取得されたデータを合成してロボットの全周囲環境を検出する. これは壁などの十分に高い物体や, 人物などの検出に使用される. また, この LRF で認識できない, 床面にある障害物を検出するためにロボット前方下方を監視する LRF を備えているが, このセンサはロボット自身が階段などで落下したりすることがないようにするための安全装置であるため, ここでは取り扱わない.

4.2.2 人物の検出と追従

ロボットの操作者が、ロボットの動作モードを追尾モードに切り替えたとき、初期動作として追尾対象者の検出を開始する。まず、追尾対象者の候補は、ロボットの原点から見て前面方向、半径 2.5m で ± 45 度の扇形の観測範囲にあるものとし、ロボットの正面方向にはじめて検出された対象をロボットの追尾対象として認識する。この時、そのエリアに複数の人が居た場合、また、人が居なかった場合などの観測範囲内に追尾対象を発見できなかった場合には、追尾対象者が現れるまで待機し、その後、検出範囲に入った最初の人を追尾対象として認識する^{[91][92]}。これによって追尾対象者はスタート時にはロボット座標系内で位置が認識されることになる。

ロボットは同定した追尾対象者が移動する場合、この追尾対象をフレーム間での動きの連続性を考慮して同定し続け、これをプログラム内で決められた一定距離を保つように移動指令を生成しロボットの移動制御を行う。これらの制御によって、他の人や、人の形に似た障害物が誤って追尾対象として認識されるエラーを減らすことができる。

各フレームでは、まず、文献^[93]による局所最小法を使用して距離データの局所最小値を検出し、候補を指定する。同じ人物の 2 本の足が同時に検出される場合がある。そのような場合、それらは別個の候補として扱われる。前の 2 つのフレーム($t-2$)と($t-1$)の人物の位置から均一な直線運動を仮定することにより、現在のフレーム(t)の位置を予測する。

現在のフレーム内の位置、前のフレーム内の位置、および現在のフレーム内の検出された候補位置の間のすべての組み合わせを比較し、最短距離の候補位置が現在のフレーム内の人物の位置として認識する。Fig. 4.1 は、現在のフレームで 2 つの候補が検出される状況を示している。ここで、支持脚が人の位置として追尾される場合に対処するために、前のフレームの位置からの距離も考慮される。

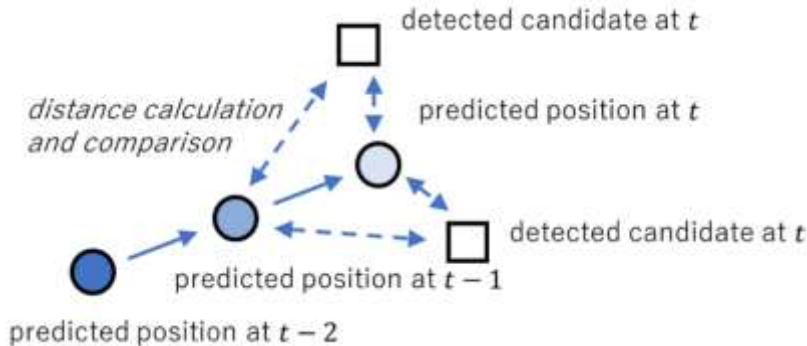


Fig. 4.1 Data association in tracking

4.2.3 経路計画とソフトウェアの構成

ロボット自身の位置だけでなく、周囲環境も刻一刻と変化する動的な環境においては、限られた時間内に適切な移動パスを計画する必要がある。そのため、ランダム検索に基づく経路計画手法である参考文献^[92]による高速探索ランダムツリー (RRT) の拡張手法を用いる。この方法では、速度に対応する速度関数に基づいて、各場所の目標 (このシステムの場合、追尾対象者の位置) への予測到着時間の記述を含む到着時間フィールドを生成する。これを、領域の空間制約を使用して、十分に良いパスが効率的に生成されるようにブランチの展開を制御する^[94]。

Fig. 4.2 は、指定された人物を追尾するための汎用モジュールの構成を示している。

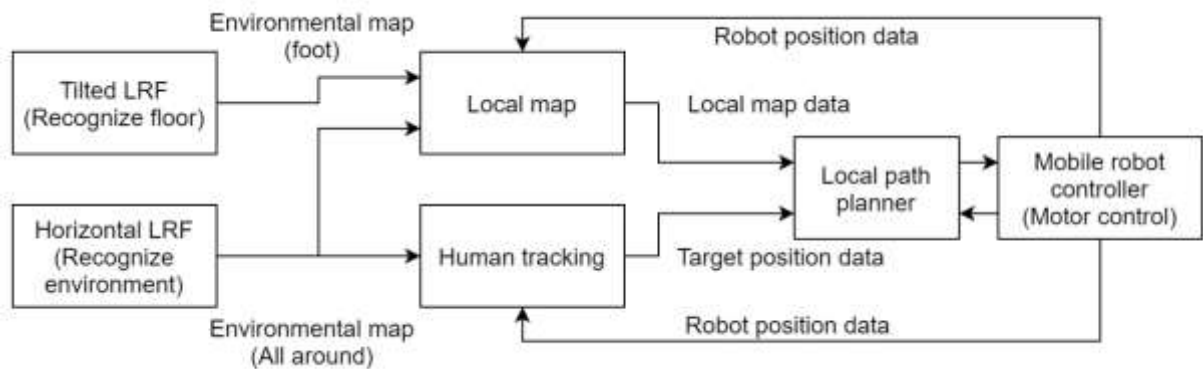


Fig. 4.2 Software configuration for person tracking

ロボットのコントローラとして、全方向機構の数学的モデルに基づく PID コントローラを使用する。人の検出と追尾、マップ生成、および経路計画の 3 つの機能に対応する制御モジュールに加えて、PID コントローラベースのロボット動作制御用のモジュールを加える。これらのソフトウェアは、約 0.5s 間隔の処理サイクルで、すべての処理を実行する。

ロボットの外周に動作禁止エリアを設定し、なんらかのオブジェクトがこの領域に急速に接近すると、衝突を避けるためにロボットは緊急停止する。LRF や、駆動制御コントローラ間の通信制御は約 0.1s 間隔で更新を行い、そのデータ保全性を確保する。

4.3 見失いを回避するためのセンサ融合システム

4.3.1 システムの構成

制御システムの構成を Fig. 4.3 に示す. 従来研究において, Terapio は全周囲を監視する 3 つの LRF を用いて, 障害物を含めた周囲環境を認識する. LRF は構造上, 放射状にレーザーを照射し, 検出物体による反射光を捉えて周辺環境を認識する. この時, 脚の表面をレーザーセンサによってスキャンすると U 字型の形状として検出される. これを U 字クラスタ (U character cluster) と呼び, 追尾対象者の脚の候補と見なして位置推定が実行される. 本論文ではこの推定手法を拡張して, 追尾対象者に取り付けた慣性センサによる追尾対象者自身の移動量を演算し, これを加味して追尾対象者の位置を推定する. この移動経路の推定は以下に説明する慣性航法に基づいて実行される.

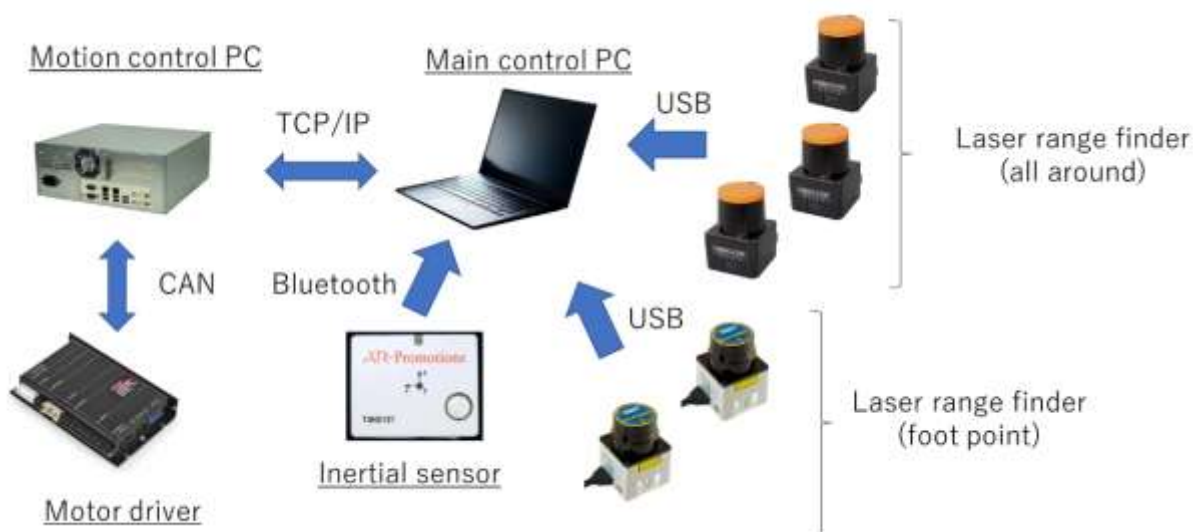


Fig. 4.3 Control unit of Terapio

なお, 追尾対象者の推定において, センサにスマートフォンを用いた方法なども提案されているが, 本論文ではこれとは別に足の甲に取り付けた慣性センサ(IMU)を用いている. センサの位置は追尾対象者の胸ポケットや首元, 腰, および足の甲と取り付け場所を変更して予備実験を行い, この結果, 移動量の感度が良く, センサ誤差のばらつきが小さかった足の甲の位置を最適な IMU の観測位置とした.

4.3.2 慣性航法

慣性航法は、加速度の 2 次積分により経路を推定する。このアプローチでは、まず、歩行を加速度を用いて判断する^{[94]-[101]}。

ここでは、 $\pm 1\text{m/s}^2$ の不感帯を設定した試行錯誤法により、測定された加速度が不感帯内にある場合、追尾対象者は立脚期にあると判断する。それ以外の不感帯外の場合は遊脚期にあると判断される。

しかし、速度が一定の時、つまり加速度が 0 の場合には、追尾対象は立脚期にあると誤認する。この問題を回避するために、速度が 0 で無いならば、追尾対象は遊脚期にあると判断するようにする。

重力加速度は、立脚期で得られる慣性センサの唯一の加速度成分であるため、慣性センサのロール角およびピッチ角を計算する。

遊脚期では、歩行中の加速度と、計算されたロール角とピッチ角を使用して、センサ座標系から補正座標系に変換される。経路推定は、変換された加速度の 2 次積分によって実行される。ヨー角は、角速度の 1 次積分によって得る。

Terapio は、Fig. 4.4 に示されているフローチャートに基づいて追尾対象者の位置を同定する。このアルゴリズムについて、以下にその流れを説明する。

[オクルージョン回避の人物追尾アルゴリズム]

STEP 1 : まず、LRF の現在値を取得する。これを用いてロボット周囲環境の状況を得る。Fig. 4.4(1) において周囲環境の情報の中から、脚が作り出す U 字クラスタを検索し、これを追尾対象者の候補としてピックアップする。

STEP 2 : Fig. 4.4(3) において LRF とは別のスレッドにて IMU からのセンサ情報を取得する。先に Fig. 4.4(2) での LRF による位置推定が行われている追跡対象者の座標を基に慣性航法を用いて移動量の推定を行う。

STEP 3 : LRF で検出した U 字クラスタの中から有効な追尾対象者の候補を確認する。有効な候補とは、一度追尾対象者として確定させた位置から一定の範囲に存在する 1 つもしくは 2 つの U 字クラスタであり、これがあった場合は正しい追尾対象者として LRF での検出座標を使用する (Fig. 4.4(2))。

STEP 4 : もし有効な U 字クラスタが 1 もしくは 2 (人の足の数) でない場合、LRF が候補を選択し得なかったとして Fig. 4.4(4) の演算による自立航行を追尾対象者の位置として使用する。

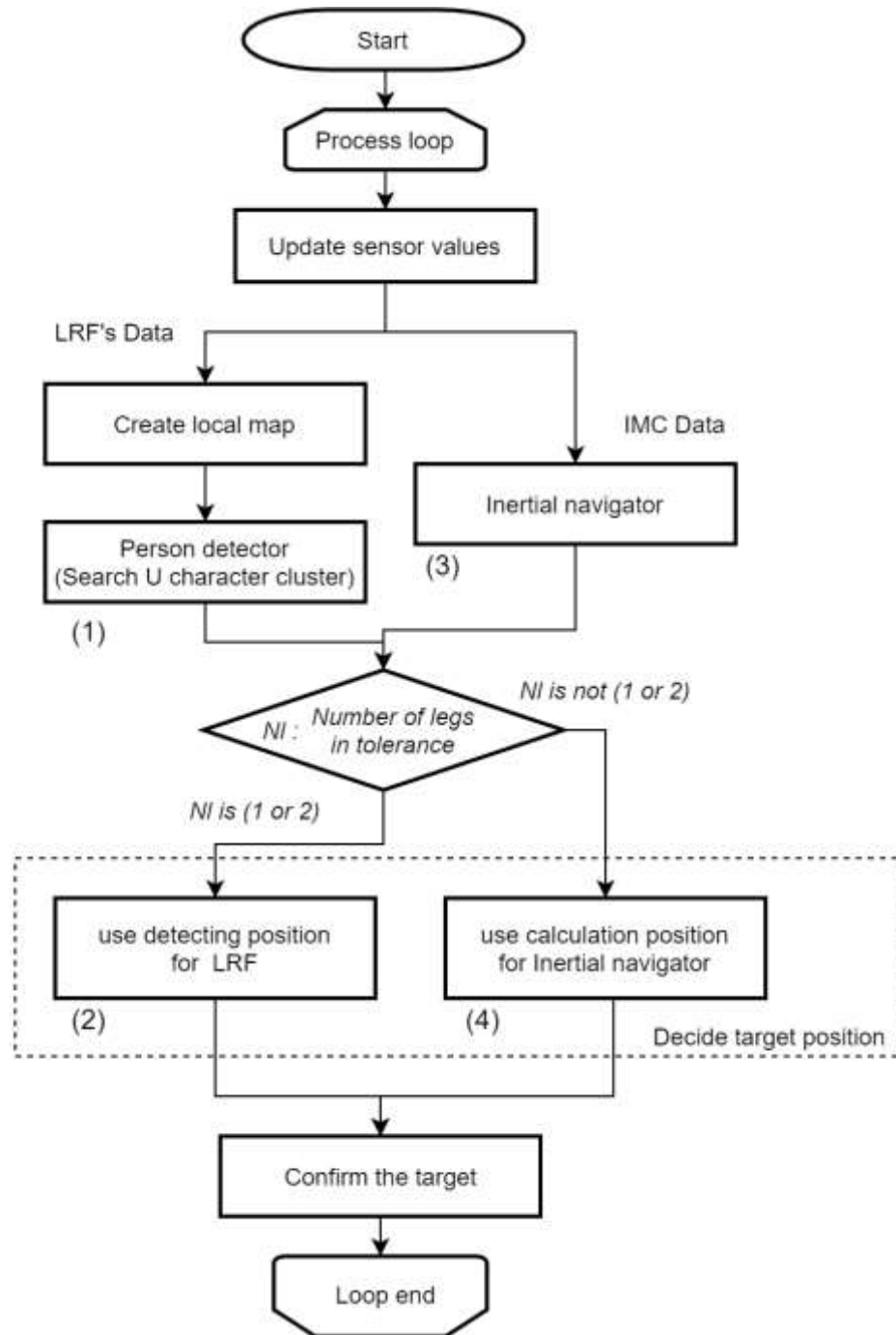


Fig. 4.4 System flowchart for identifying target person by LRFs and inertial sensor

4.3.3 慣性センサの姿勢角の推定

Fig. 4.5 および Fig. 4.6 は、追尾対象者の脚の甲に取り付けた慣性センサの姿勢角の変化を示している。

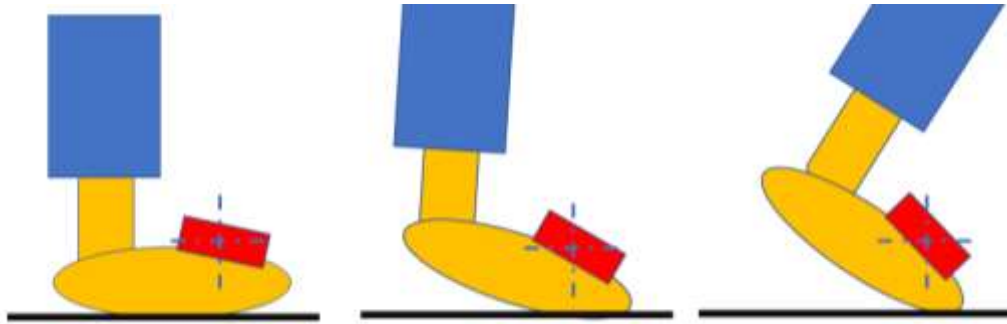


Fig. 4.5 Attitude angle of the instep

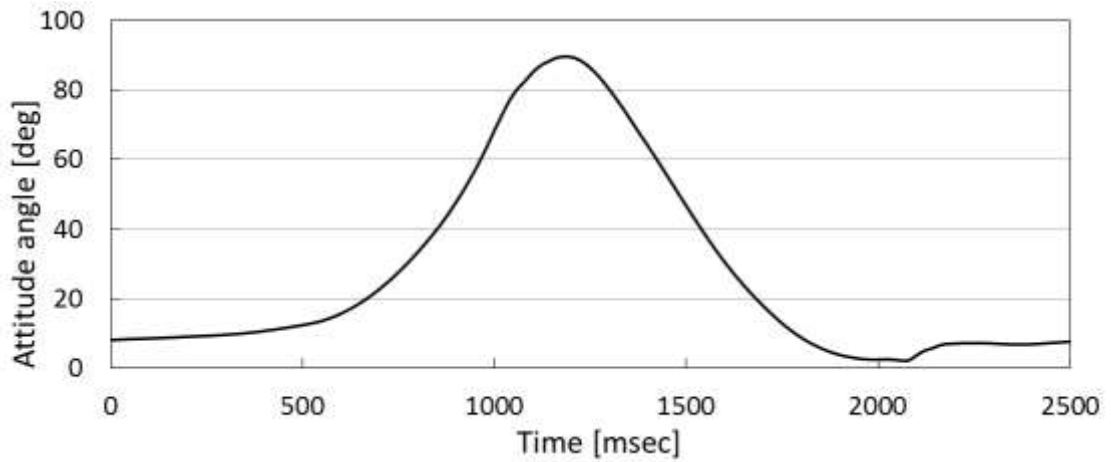


Fig. 4.6 Observation value of attitude angle

歩行中は甲の姿勢が大きく変化するため、立脚期中のセンサの姿勢のみを考慮したセンサ座標系に基づく経路推定では不正確になる。LRFが見失った追尾対象を再び検出するには、推定している対象の推定位置がその検出領域内である必要がある。このため、高い精度の位置推定が不可欠であり、歩行中の甲の姿勢角、つまり慣性センサの姿勢変化を無視することは出来ない。

センサの歩行中の姿勢変化を考慮するために、オイラー角を使用して姿勢角を計算する。

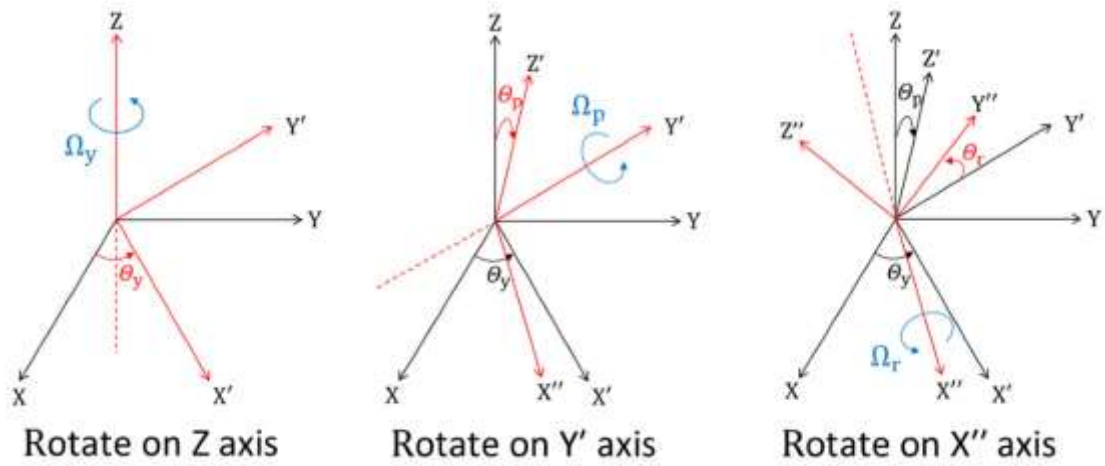


Fig. 4.7 Z-Y-X Euler angles

$\theta_y, \theta_p, \theta_r$ はそれぞれオイラー角を表す. Fig.4.7に示すように, この作業ではZ-Y-X オイラー角が使用される. 座標軸との関係から, センサ角速度 ω は次のように表される.

$$\omega_x = -\Omega_y \sin \theta_p + \Omega_r \quad (3)$$

$$\omega_y = \Omega_y \cos \theta_p \sin \theta_r + \Omega_p \cos \theta_r \quad (4)$$

$$\omega_z = \Omega_y \cos \theta_p \cos \theta_r - \Omega_p \sin \theta_r \quad (5)$$

角速度 Ω は次のように表される. $\Omega_y, \Omega_p, \Omega_r$ はそれぞれオイラー角速度, $\omega_x, \omega_y, \omega_z$ はそれぞれセンサ角速度を表す.

$$\Omega_y = \frac{(\omega_y \sin \theta_r + \omega_z \cos \theta_r)}{\cos \theta_p} \quad (6)$$

$$\Omega_p = \omega_y \cos \theta_r - \omega_z \sin \theta_r \quad (7)$$

$$\Omega_r = \frac{(\omega_y \sin \theta_r + \omega_z \cos \theta_r) \sin \theta_p}{\cos \theta_p} + \omega_x \quad (8)$$

以上から, オイラー角 θ は次のように表される.

$$\theta_y = \theta_{y0} + \int_0^t \Omega_y d\tau \quad (9)$$

$$\theta_p = \theta_{p0} + \int_0^t \Omega_p d\tau \quad (10)$$

$$\theta_r = \theta_{r0} + \int_0^t \Omega_r d\tau \quad (11)$$

したがって、歩行中のセンサの姿勢角を推定することが可能である。このセンサの姿勢角の回転行列 \mathbf{R} は次のように表される。 $\mathbf{R}_x, \mathbf{R}_y, \mathbf{R}_z$ はそれぞれ回転行列を表す。

$$\mathbf{R}_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta_r & -\sin\theta_r \\ 0 & \sin\theta_r & \cos\theta_r \end{bmatrix} \quad (12)$$

$$\mathbf{R}_y = \begin{bmatrix} \cos\theta_p & 0 & \sin\theta_p \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\theta_p & 0 & \cos\theta_p \end{bmatrix} \quad (13)$$

$$\mathbf{R}_z = \begin{bmatrix} \cos\theta_y & -\sin\theta_y & 0 \\ \sin\theta_y & \cos\theta_y & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (14)$$

センサ座標系から地表座標系への変換のための方向コサイン行列 \mathbf{C} は、次のように表される:

$$\mathbf{C} = \mathbf{R}_z \cdot \mathbf{R}_y \cdot \mathbf{R}_x \quad (15)$$

$$= \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} & M_{13} \\ M_{21} & M_{22} & M_{23} \\ M_{31} & M_{32} & M_{33} \end{bmatrix} \quad (16)$$

$$M_{11} = \cos\theta_y \cos\theta_p \quad (17)$$

$$M_{12} = -\sin\theta_y \cos\theta_r + \cos\theta_y \sin\theta_p \sin\theta_r \quad (18)$$

$$M_{13} = \sin\theta_y \sin\theta_r + \cos\theta_y \sin\theta_p \cos\theta_r \quad (19)$$

$$M_{21} = \sin\theta_y \cos\theta_p \quad (20)$$

$$M_{22} = \cos\theta_y \cos\theta_r + \sin\theta_y \sin\theta_p \sin\theta_r \quad (21)$$

$$M_{23} = -\cos\theta_y \sin\theta_r + \sin\theta_y \sin\theta_p \cos\theta_r \quad (22)$$

$$M_{31} = -\sin\theta_p \quad (23)$$

$$M_{32} = \cos\theta_p \sin\theta_r \quad (24)$$

$$M_{33} = \cos\theta_p \cos\theta_r \quad (25)$$

したがって、

$$\mathbf{a}_{abs} = \mathbf{C} \cdot \mathbf{a}_{sen} \quad (26)$$

このようにセンサ座標系の加速度 \mathbf{a}_{sen} から地面座標系の加速度 \mathbf{a}_{abs} への変換が可能である。地表面座標系の加速度 \mathbf{a}_{abs} の2次統合により、非常に正確な経路推定が可能になる。

1回の歩行ステップ中の慣性センサの姿勢角は、Fig. 4.8に示す実線である。この図のように、推定データでは累積誤差が時間とともに増加する。

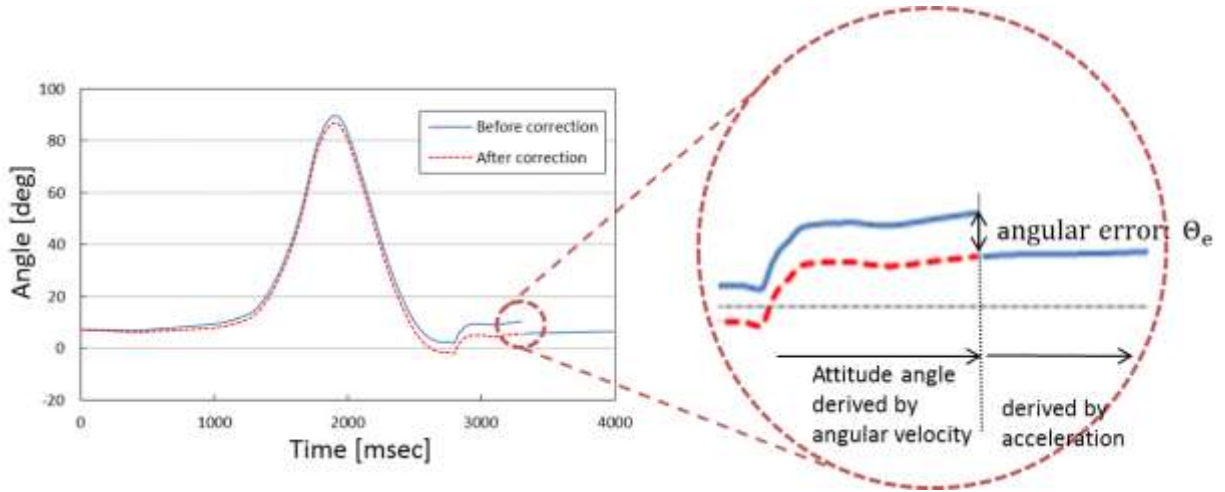


Fig. 4.8 Sensor attitude angle

これはセンサの推定角を導出するための角速度の積分計算に起因し、追尾対象者の移動推定位置の検出精度を低下させる。

累積誤差は、時間に応じた線形関係と想定できるので、次の式で補正する。

$$\theta(t) = \theta_0 + \int_0^t \{\Omega(\tau) - \Omega_e(\tau)\} d\tau \quad (27)$$

$$= \theta_0 + \int_0^t \Omega(\tau) d\tau - \frac{\theta_e}{T} t \quad (28)$$

ここで $\theta(t)$ はセンサの補正姿勢角、 θ_0 はその初期角度、 $\Omega(\tau)$ はセンサの推定オイラー角速度、 $\Omega_e(\tau)$ はオイラー角速度の誤差、そして T は一ステップに対する補正時間または遊脚期の時間である。

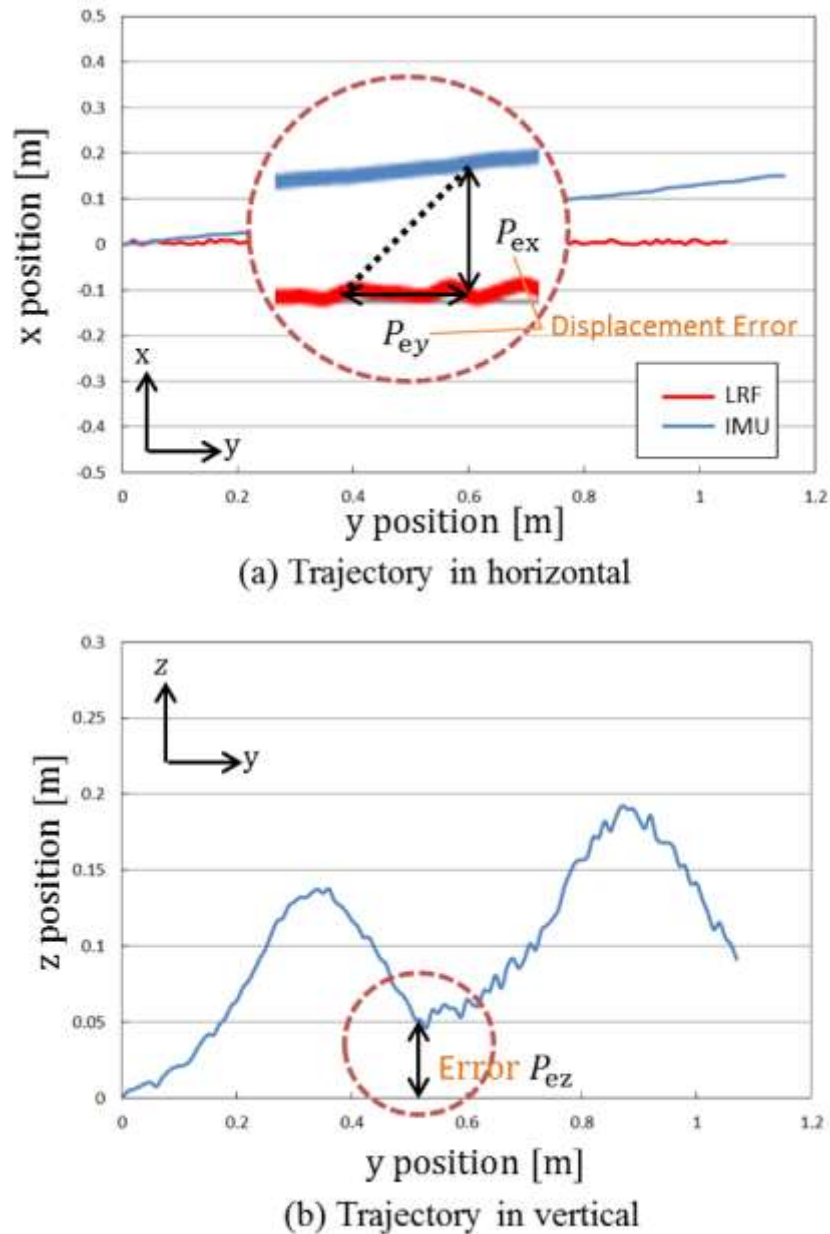


Fig. 4.9 Accumulated error of moving direction and displacement

ターゲットの移動方向と移動量は、誤差補正計算を用いて正確に測定する必要がある。Fig. 4.9(a) は、LRF による測定軌跡と慣性センサによる推定軌跡の両方を示している。推定結果は、移動方向情報の初期角度誤差のため、 $x = 0 \text{ m}$ の線上の実際の軌道とは異なる。一方、Fig. 4.9(b) に示すように、絶対座標系の加速度情報の誤差によっても垂直方向の誤差が発生する。歩行の立脚期における実際の垂直変位の測定可能なデータを使用した位置誤差補正計算を提案する。上記のように、水平方向の測定可能な移動方向誤差 P_{ex} と垂直方向の誤差 P_{ez} の両方を使用して、累積移動誤差を次の式で適切に補正する。

$$\mathbf{a}_t(t) = \mathbf{a}_{abs}(t) - \mathbf{a}_e(t) \quad (29)$$

$$= \mathbf{C} \cdot \mathbf{a}_{sen}(t) - \mathbf{a}_e(t) \quad (30)$$

$$\mathbf{P}(t) = \mathbf{P}_0 + \int_0^t \int_0^{\tau_2} \mathbf{C} \cdot \mathbf{a}_{sen}(\tau_1) d\tau_1 d\tau_2 - \frac{P_e}{T} t \quad (31)$$

ここで、 $\mathbf{a}_{sen}(t)$ は、センサ座標系におけるターゲットの移動加速度である。 $\mathbf{a}_{abs}(t)$ は加速度、 $\mathbf{a}_t(t)$ は実際の加速度、 $\mathbf{a}_e(t)$ は絶対座標系における加速度誤差量である。

いくつかの基礎実験の結果により、 \mathbf{a}_e に関する累積誤差は、時間に依存する線形関係として仮定することができる。

$$\int_0^t \int_0^{\tau_2} \mathbf{a}_e(\tau_1) d\tau_1 d\tau_2 \cong \frac{P_e}{T} t \quad (32)$$

4.4 検証実験

4.4.1 慣性センサの姿勢角補償による経路推定精度

経路推定の精度を検証するために、被験者は地面に描かれた直径 3m の円の円周に沿って 16 ステップで歩き、経路は姿勢角による補償なしと補償ありで比較することにした。

まず、慣性センサの姿勢角補償をせずに推定した経路を Fig. 4.10 を示し、このときの各ステップの推定誤差を Fig. 4.11 に示す。これによると、歩行による推定誤差が蓄積していき、位置の誤差は最悪の場合、およそ 1.35m もの誤差が発生してしまっている。

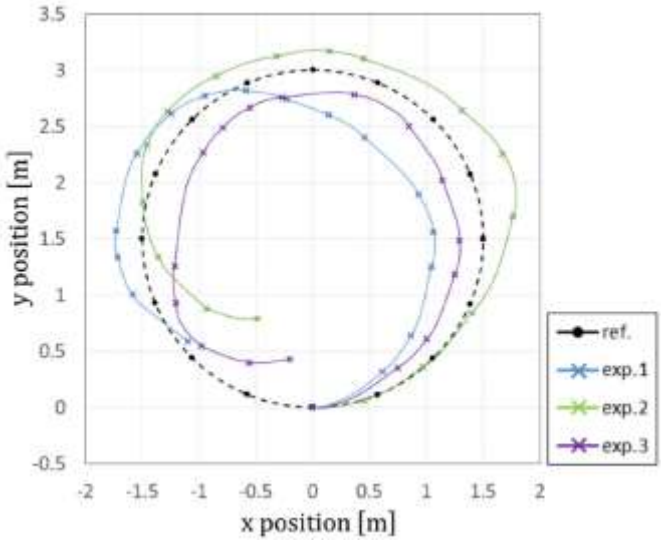


Fig. 4.10 Estimated walking path without compensation

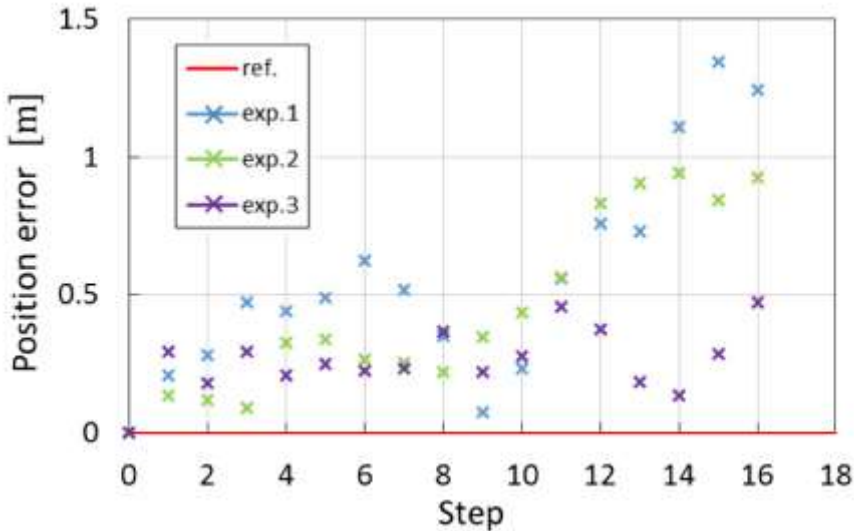


Fig. 4.11 Position error of each step without compensation

次に慣性センサの姿勢角補償をして推定した経路を Fig. 4.12, このときの各ステップの推定誤差を Fig. 4.13 に示す. これによると, 歩行による推定誤差は大幅に低減でき, 3回の結果をみても, 最大位置誤差は 0.2m 以内におさまっている.

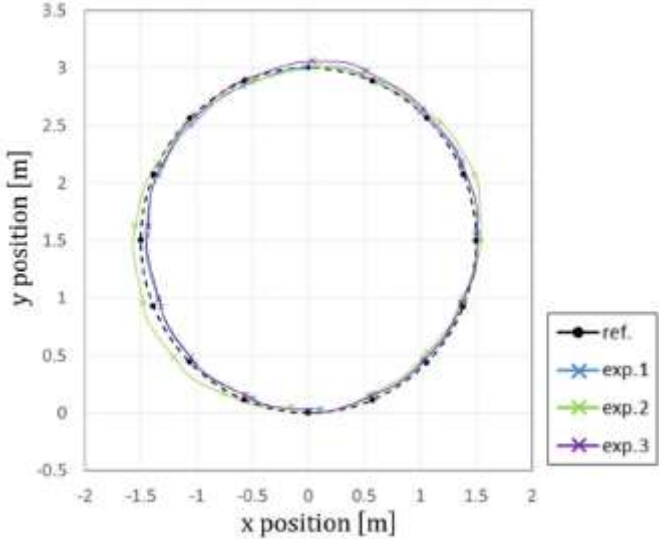


Fig. 4.12 Estimated walking path with compensation

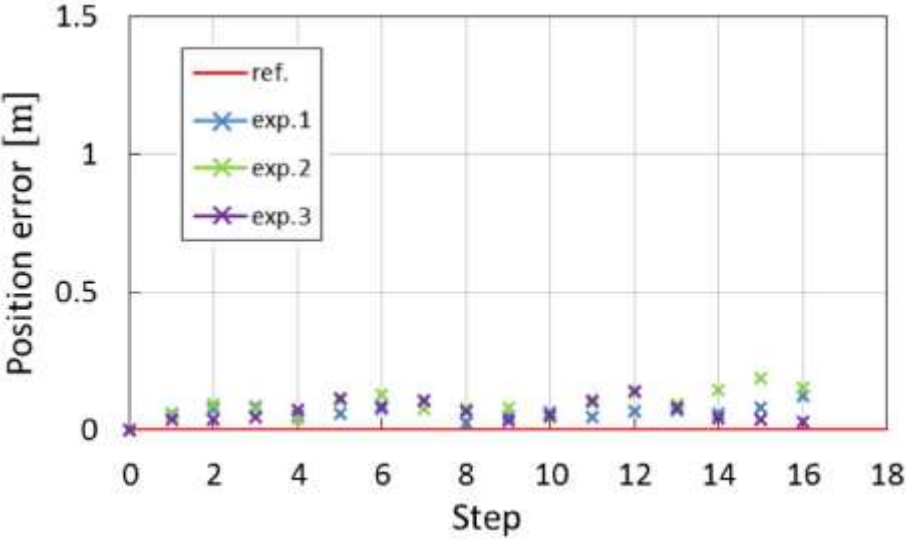


Fig. 4.13 Position error of each step with compensation

実装するロボット本体の, DDSS による移動量の自己位置推定の誤差については, 1.8×1.4m の長方形のフィールドを移動させたとき, 最終的なデッドレコニングの誤差量は 0.1m 以内に収まる精度で演算されている. これらのことより, 姿勢角補償を行わない場合,

LRF による再発見プロセスにおいて 1.45m 程度の誤差範囲を見込む必要があり、これは検出領域において他の人を対象と誤認する可能性がある。一方、姿勢角補償を行う場合、0.3m 程度の誤差に縮小することが出来、センサ精度の向上を図ることが出来た。

なお、本研究では追尾目標者の位置を点では無く円領域で捉えている。人間の体の大きさを考慮して、半径 0.25m の円領域としている。したがって、今回の計測誤差はこの領域内に収まっている。

4.4.2 オクルージョン環境下での自動追尾

実環境で想定されるさまざまなケースから、3つのケースを準備し、Terapio 実機に本制御手法を実装して自動追尾させる実験を行った。Fig. 4.14, 4.16 および 4.18 に実験の概要を、Fig. 4.15, 4.17, および 4.19 に実験中の様子を示している。

実験中の様子では、画像の上側にロボットの前面に取り付けられたカメラで撮影された画像を、下側に LRF によって作成された環境マップを表示している。なお、この実験を記録しているカメラはロボット本体に装備されているものではなく、画角はセンサ取得エリアとはかならずしも一致しない。また、環境マップ中のマーキングについては Fig. 4.15(e) に表示しているが、本章では説明のため、障害物などの位置を追記している。

それぞれの実験では、LRF が追尾ターゲットを検出し、ロボットの追尾動作が開始される。その後、オクルージョンによって認識出来なくなる状況が発生し、LRF 単体での追尾が不可能になる。従来研究ではこの時ロボットは安全のため停止する。本提案手法においては IMU を用いて追尾対象を移動量推定によって目標位置を推定し、追尾動作を続ける。その後、LRF によって U 字クラスタが再検出された場合、その位置と IMU による推定位置が一致（本論文では 0.5m 以内）した場合、LRF の検出位置を追尾ターゲットとする。一致しなかった場合、検出された候補を追尾ターゲットとせず、IMU の推定位置で追尾を行う。

実験 1：追尾対象者が曲がり角の壁で認識できなくなるケース

Fig. 4.14, Fig. 4.15 は、追尾対象者が廊下の曲がり角を曲がり、障害物となる壁によって LRF が見失うケースである。ここでは壁がオクルージョンの要因であり、追尾する人を障害物で見失うことは一般的なケースである。

Fig. 4.15 (a) で認識していた追尾対象者が、Fig. 4.15 (c) において左側に配置された障害物に阻まれて LRF が追尾対象者を見失う。提案手法では、この時 IMU によって適切に移動経路推定を継続しており、Fig. 4.15 (d)にて LRF によって再度直接認識された対象者を本来の追尾対象者と同一と判断した。これによってこれ以降も正常に追尾を継続させることができる。

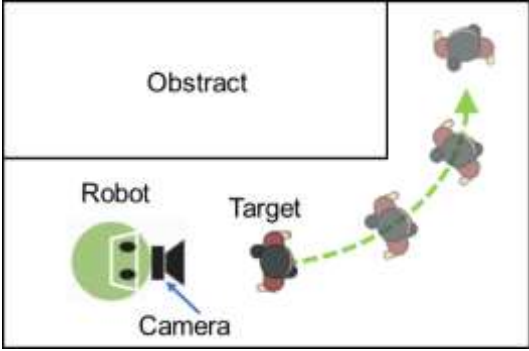


Fig. 4.14 Outline of the occlusion experiment case 1

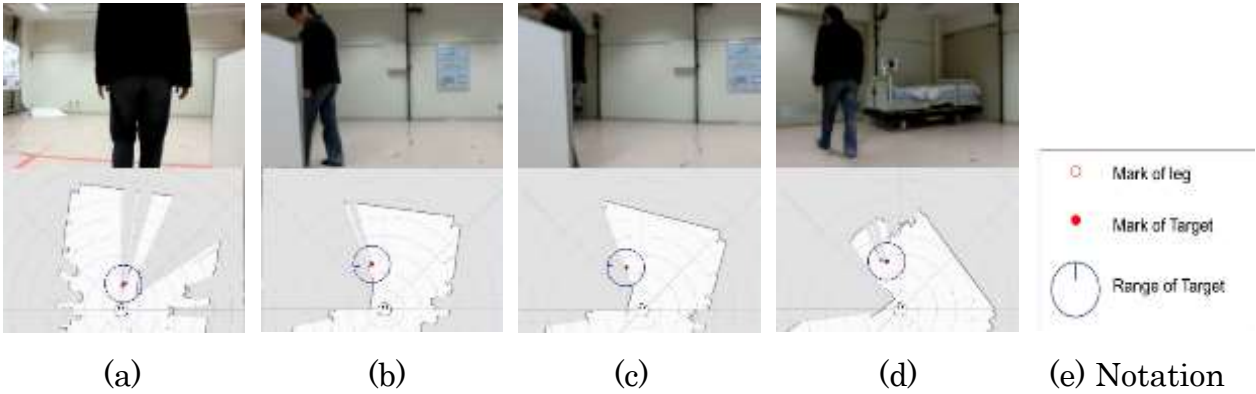


Fig. 4.15 Experimental result in occlusion case 1

実験 2：追尾対象者が障害物を避けたことによって認識できなくなるケース

Fig. 4.16, Fig. 4.17 では、追尾対象者が障害物を避け、その後元の方向へ急に戻ることで、障害物の向こう側に移動してしまうケースである。ここでは前方の障害物がオクルージョン要因となっている。

Fig. 4.17(b) にて、追尾対象者は眼前の障害物を避けるように進行方向右手へ進路を変え、その後元の進路に戻るために進路方向左手に転進する。Fig. 4.17(c)において障害物に阻まれ、LRF 単体では追尾対象者を見失った、また、従来の追尾手法においてはこのような急峻な動作において、推定位置との大きな誤差が発生し、追尾対象者を見失うケースがあったが、このような場合でも、IMU によって適切に移動経路推定を行ったことにより、その後 LRF で直接認識された対象者 Fig. 4.17(d)が本来の追尾対象者と同一と判断することができ、正常な追尾が継続できる。

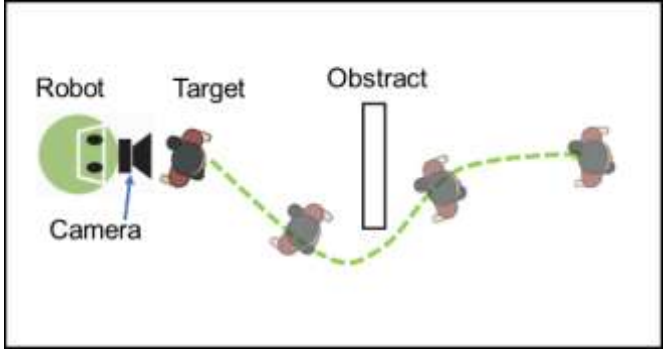


Fig. 4.16 Outline of the occlusion experiment case 2

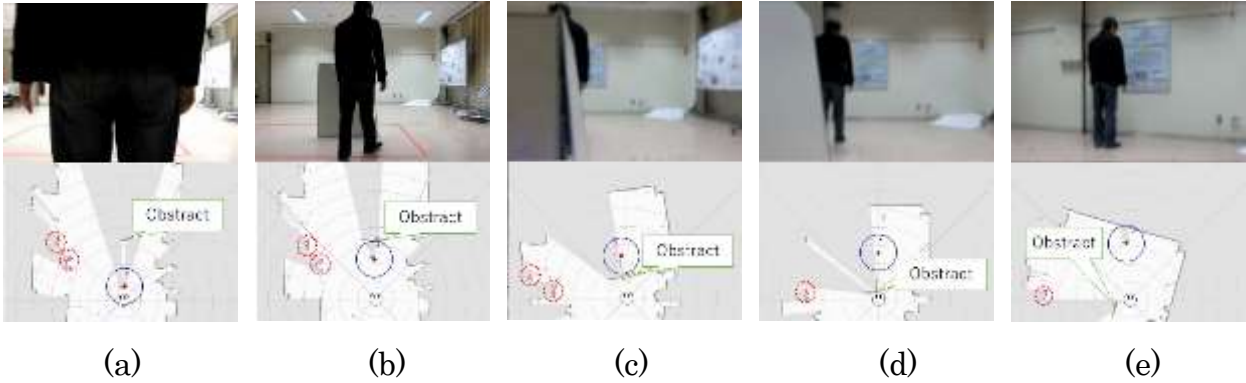


Fig. 4.17 Experimental result in occlusion case 2

実験3: 追尾対象者とロボットの間に通行人が交差することによって認識できなくなるケース

Fig. 4.18, Fig. 4.19 では追尾対象者が障害物となる別の通行人と交差するケースである。従来の LRF のみを用いた検出では、ロボットの手前を交差した別の通行人を追尾対象者と誤認してしまう可能性があるケースである。ここでは交差する通行人がオクルージョン要因となる。このようなケースは公共的な施設においては日常的なケースであり、追尾機能を実装するにあたって、この問題は避けて通れない問題である。

まず, Fig. 4.19(b) において, 追尾対象者が前方に移動していき, Fig. 4.19(c) において, 別の通行人が追尾対象者の後方, ロボットの前方を横切る。従来の LRF のみで追尾を行っていた場合, この横切った通行人を追尾対象者と誤認し, ロボットは Fig. 4.19(d) のすれ違った通行人を追尾対象者と判定してしまい, 正常な追尾が出来なくなる。本提案手法では IMU の移動経路推定によって追尾対象者を見失うこと無く追尾が出来ている (Fig. 4.19(e))。

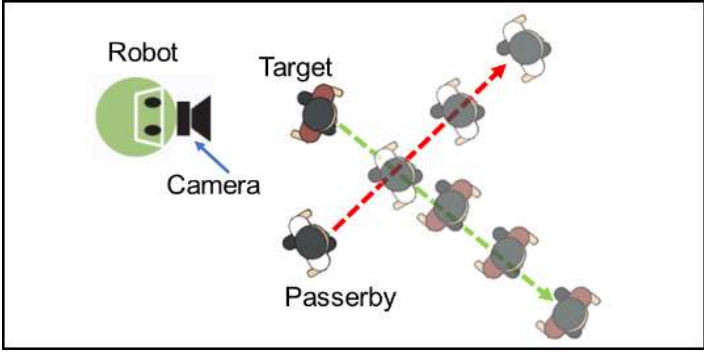


Fig. 4.18 Outline of the occlusion experiment case 3

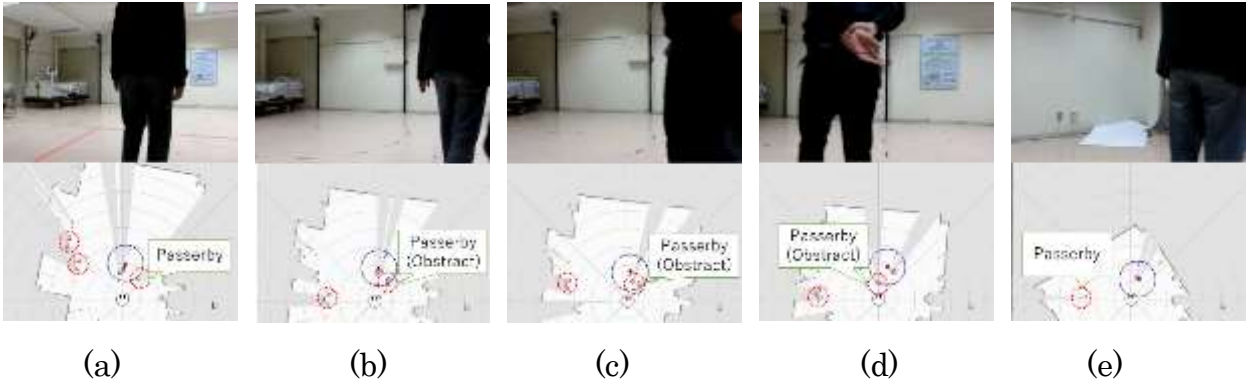


Fig. 4.19 Experimental result in occlusion case 3

いずれのケースにおいても LRF のみの検出では見失い・取り違えが発生し、正しい追尾動作が出来なくなっていたが、本提案手法を組みあわせることによって正常に追尾を続けることが出来るようになった。この実験の結果に基づいて、追尾対象を見失うことなく追尾を続けることが可能であると考えられる。

この一連のアルゴリズムによって、オクルージョンを回避することが出来る。

4.5 まとめ

本章では慣性センサを用いた特定人物の移動推定を行い、LRF のみを用いた追尾制御における、追尾対象の見失いが発生した場合においても移動推定を組み合わせることでこれを抑止し、追尾を継続することが可能となった。

第5章 結言

5.1 研究成果

本研究では、介護者の負担軽減や被介護者の自立化を目指して、全方向移動式パワーアシスト移乗介護ロボットの研究、および、回診支援ロボットの自動人追尾システムの研究を行ない、介護ロボット開発の実用化に向けての基礎的な知見を得た。本研究で得られた結果は以下の通りである。

全方向移動式パワーアシスト移乗介護ロボットの開発は、多くの分野でロボット技術の実用化が行われている昨今、重要になりつつあるシステムインテグレーション分野における一構成法を示した点で学術的な意義が高いと考える。また、荷重変化検出に基づくリミットサイクルを抑制したパワーアシスト制御法、移乗リフトの揺れの制御法、センサーフュージョンに基づく人追尾移動制御法は、それぞれ学術的な独創性および実用性が高いと考える。

まず、第2章の全方向移動式パワーアシスト移乗介護ロボットの研究においては、移乗と移動の機能を備えた介護ロボット開発を目指し、パワーアシストリフトと全方向移動台車という二つの技術を基に、介護現場において実用的に使用できるアシスト介護ロボット開発を目指して装置の考案、および基礎的な動作解析と制御実験を行い、その制御手法の構築、および統合の有用性が明らかになった。これにより、これまでの課題を解決し、実現が困難とされた移乗と移動の機能を備えた高度な介護ロボットの開発を可能にした。主要な結果は以下のようにまとめられる。

1. 移乗介助および移動・搬送介助の工程分析を行い、従来、リフトと車椅子の2種類の介護機器が必要であったものに対して、これらの作業を一つのロボットで行うために全方向移動機構とパワーアシストリフトを融合した全方向移動式パワーアシスト移乗介護ロボットを提案し、それに必要な機構設計及び制御系設計を行い試作した。
2. 提案した全方向移動式パワーアシスト移乗介護ロボットを開発するに当たり、実際の介護現場における移乗介助の作業分析を行い、必要なハードウェアの設計をした。この時必要なサイズが一般家庭で使用するには大きすぎるといった問題点から、利用する時に必要なサイズに変形する機構の設計を行った。装置に変形機構を与える為に必要な重心位置の設計を行うことで、最小のサイズにおいては一般家庭で移動出来る実用的なサイズに縮小することが出来るようになった。(最小時：高さ 1,750×幅 720×奥行き 1,050mm, 最大時：高さ 2,100×幅 720×奥行き 1,600mm)
3. 試作した全方向移動式パワーアシスト移乗介護ロボットを用いて、被介護者へのべ

ッド上でのスリングシートの装着、リフトで被介護者の吊り上げ、リフトでの車いす方向への移動、車いすへの被介護者の設置、車椅子での被介護者の搬送など、一連の介護動作を実験した。1台で2つの作業ができ、また移動式であることから、どこでも使うことができる便利で革新的なものであることを実験により実証した。

4. 従来パワーアシストリフト部では、接地時に周期的な振動であるリミットサイクルが発生し、接地が安定にできなかった。それに対して、本研究では、空中から接地に向けて下降していく動作中の荷重量の変化から接地を判断し、新たに設定した接地モードに切り替えを行う、新しい制御アルゴリズムを構築した。これにより、接地時にリミットサイクルが生じることなく安定して接地することが出来るようになった。また接地後も、パワーアシストモードから、リモコンモードにコントローラを切り替えることなく、パワーアシストモードの一つのコントローラで実現できるようになり、介護者の操作が各段に容易になった。
5. 全方向移動式パワーアシスト移乗介護ロボットの研究成果を医療従事者（成田病院）に対してヒアリングを行った。その結果、一つの機器で2つの工程作業ができるのは大変便利でよい。また、パワーアシストなので作業負担が低減化するため是非使いたい。特に、ベッドから、入浴場所までに使いたいなど、有用な意見が聞かれた。

本研究においては、当該研究室において、従来から培われてきた研究を基に、より実用性のある介護機器の実現を目指し、装置の設計、開発を行ってきた。この際必要と考えられたパワーアシスト機能の実装、および、パワーアシストを実用化する際に必要と考えられたリミットサイクルを抑止する手法の実現を行った。装置としては必要十分な機能が達成できたと考える反面、サービスロボットとしての装置の安全性への配慮やコスト面での課題も多く、より実用的な機器を開発するための別のアプローチを模索する必要があると考えられる。

第3章では、一般的な介護現場で用いられる介護リフトにおいて、その一般的な操作手法である押しボタン式の操作器を用いた吊り上げ作業において、対象者を吊り上げた際に空中に引き上げられる地切と呼ばれるタイミングにおいて発生する前後の揺れを、装置に装備したロードセルを用いた荷重計測情報のみをもとにした、巻き上げ速度の動的制御手法を提案し、実験によって以下の基礎的知見が得られた。

1. 介護リフトの使用時に発生する地切り時の揺れの原因を分析し、レーザーセンサなどの高価な揺れ角センサを用いず、ロードセルだけのオンラインセンサ情報を用い、上昇時の荷重量の変化を検出することにより巻上速度の減速を動的に行い、揺れを止めるという簡便な制御手法を提案した。実験により揺れの低減を実証し、新しい揺れ止め制御の有効性を明らかにした。これにより、被介護人に対して、快適性、安全・安心性を向上させた。

2. 人体のような多関節で重心位置が同定しにくい対象において、簡便な提案手段で揺れを抑止する制御手法を提案し、これによって低速での巻き上げに対して 63~75% の作業時間で完了するにもかかわらず、揺れは高速での巻き上げに対して 27~43% に緩和することが出来た。
3. 揺れ防止の研究結果について、実際の介護現場（さわらび会 福祉村病院）においてヒアリングを行った。その低減効果の有用性を医療従事者より直接確認することで、実践的な制御手法の提案を行うことが出来たと考えられる。
4. 本研究では実験的考察により制御設計を行ったが、この基本アイデアをより一般性のあるものにするために、シミュレーションなど理論的解析を行い、最適なスイッチング速度など、合理的な設計手法へ発展させる。そして、臨床実験を増やし、現場での妥当性の検証を行う。さらに、本手法はクレーンの荷役搬送での地切制御にも応用できる可能性が高く、今後検討をしたい。

本研究においては、介護リフト装置における地切制御という、今までに無いアプローチによる揺れの低減を行った。実験環境における揺れの抑止効果は確認出来たものの、ここで確認された揺れの現象の原因について詳しく解析がなされておらず、一般性に乏しい。また、ここで取り上げた事例において、その原因となる重心の偏心について、一般的なホイストによる吊り下げ作業においては、荷の傾きや落下など重大事故に繋がる恐れがあるため、どのような作業においても適用できるわけではないと考えられる。このため、これらの作業においてこの研究成果がそのまま適用できない可能性もある。

第4章では、回診支援ロボットの自動人追尾システムにおいて、従来の LRF だけのセンサを用いて特定人物追尾を行う場合、特定人物が他の人と交差した場合や、視界から隠れた場合などのオクルージョンにおいて、特定人物を見失う場合が生じた。これに視覚センサをつけてもオクルージョンでは、特定人物に追従できない。そこでこの問題を解決するために研究を行い、以下の結果が得られた。

1. ロボットに搭載されている LRF に加えて、追尾すべき特定人物に IMU センサを装着し、センサーフュージョンにより追尾対象者を推定することにした。IMU を用いて追尾対象者の歩容を計測し、そして IMU の姿勢角度を考慮する計算式を用いることで、特定人物のロボットからの移動量の推定を行うアルゴリズムを構築した。IMU の姿勢を考慮することで、考慮しない場合に比べ、1.2m 程度精度を向上させることができた。
2. ロボットに装備された LRF と、特定人物に装着した IMU の 2 つのセンサ情報をリアルタイムで計測する。LRF のサンプリングタイムは 500ms、IMU のサンプリングタイムは、100ms である。LRF によって追尾対象者の位置情報が確保出来るときは LRF の情報を採用し、LRF の位置情報が取れなくなった時は、IMU の情報を用

いて LRF で認識していた特定人物の移動量を推定し、ロボットからの距離を推定する。なお、IMU は誤差が累積していくので、LRF のデータが得られるときは、その都度、IMU をキャリブレーションすることで精度が改善される。この新しいアルゴリズムで、各種実験を行ったところ、オクルージョン領域に移動した追尾対象者の位置を、最大位置誤差が 0.2m 程度の誤差という、高精度に追跡でき、自動人追尾での見失いを抑止することが出来た。

3. 追尾対象者の見失いの回避手法の提案を行い、ロボットが追尾対象者を見失う状況においても正しく追尾することが出来る制御手法を提案した。これにより回診支援ロボットの自動追尾機能をより発展させることができ、人混みの中でも確実に対象者を追尾する機能を実現することが可能となった。

この手法を用いることにより、対象者を一定の間隔で追尾するロボットが、オクルージョンによって自身の LRF 単体で追跡しつづけることが困難なケースについて、見失うことなく追尾が続けられることを確認できた。

本研究では、経路推定における追尾対象の歩行パターンの違いの影響を考慮していない。たとえばこれは速度や歩幅といった歩様特性の違いとなって影響すると考えられる。したがって、今後の研究では、より多くの被験者を含む実験で経路推定と評価を行う必要がある。

なお、第 2 章および 3 章で取り上げた全方向移動リフトでは LRF などの自己位置観測機器を有して居なかったため、別の装置を用いて検証を行ったが、同様の観測機器を有する自立航行ロボットでの特定目標に対する追尾に同様に適用できる。高精度な自己位置推定は多数の移動する人物が交差する環境において重要な技術であるが、専用の機器を身につけるのではなく、普段から身につけていると考えられる機器である、スマートフォンを用いた位置推定なども組み合わせることにより、より汎用性の高い技術の開発が可能であると考えられる。

5.2 今後の課題と展望

本論文では、新たな全方向移動式パワーアシスト移乗介護ロボットの設計および試作、クレーンタイプにおける接地時のリミットサイクルが生じないパワーアシスト制御手法、地切り時の揺れを抑制した制御手法、および回診支援ロボットのオクルージョン時における特定人物の見失いを防止する LRF と IMU のセンサーフュージョン、および、提案アルゴリズムによる新しい自動追尾制御システムの構築などの研究を行い、一定の成果をあげることができ、また実用化への様々な基礎的知見を得た。しかし、それぞれの内容に関しては、実用化に向けた課題や、今後の新たなパラダイム形成のための展望が挙げられる。

1. 全方向移動式パワーアシスト移乗介護ロボットにおいては、制御手法の一般化についての検討があげられる。本研究では従来研究と同様に空中に吊り荷がある状態を初期状態として（リモコンである高さまでは吊り上げ、そこからパワーアシストモードにする）、荷重センサにかかる力の増減によってパワーアシスト制御を行っているが、一般的なリフトにおいては、初期状態は空中ではなく接地している状態である。このような状態からも、最初からパワーアシスト制御を実現するためにさらなる検討が必要と考える。また、ロボット本体に使用したセンサの中には非接触型の高分解能レーザーセンサ等、高価なセンサも含まれており、これらは実用化においてコストの問題になるため、安価な代替センサの検討やあらたな制御手法の検討が必要となる。
2. 被介護者を寝た状態から空中にリフトで上げる地切り時の揺れの抑制制御においては、実験的にその挙動を解析し、簡便な制御手法の構築を行った。しかし、被験者の体型とスリングシートのサイズの不整合から発生する計測値の乱れによって希望する制御が得られないなどの問題も確認されたことから、荷重の変化や体格の違いなど、幅広い実験条件で検証を行う必要がある。
3. 実験で設計、検証してだけでなく、人とロボットの数理モデル化をし、シミュレーションで、挙動の予測や、制御系の設計を行うことが合理的で、一般性のある設計手法と考える。人を扱う点で大変、高度な課題であるが、果敢に挑戦することが、飛躍的発展につながると思い、この分野の研究の推進、発展が強く期待される。
4. 回診支援ロボットの自動追尾制御においては、様々な実験から IMU の取り付け位置を脚の甲としていたが、この分野の複数の専門家から脚の甲以外の場所の検討を総合的な観点からするとよいというコメントをいただいた。これはセンサの取り付け位置として、センサ値の S/N 比の向上という観点からは適切であっても、総合的な実用面では改善の余地があると考えられる。実際に他の研究においては胸ポケットに挿入されたスマートフォンのセンサ値を元に移動量を推定するなど、各センサ位置で研究が行われており、本研究においてもさらなるセンサ位置の検討を、全体的な観点から行い最適化を図る必要があると考えられる。

最後になるが、介護現場に関わるロボットは、これからの高齢者社会において無くてはならないものである。今後様々な分野や機器への応用を通じて得られる知見を集約し、それぞれの要素技術のさらなる発展と同時に、要素技術の最適なシステム統合が実現されることが不可欠である。ロボットの要素技術はモジュール化されてきており、過去のスマートフォンの開発と同じように、それらを如何にうまく、そして安価に組み合わせるかが今後のキーポイントと思われる。

それと共に、実用化、実装化が加速されることを期待する。産業機械などと違い、まだ

まだ市場が確定されておらず、大企業などでは、失敗を恐れ、実用化を踏みとどまることが多いようである。ここはどんどん実用化し、商品化後に使用例を増やすことで課題を洗い出し、また新たな市場を作っていくことが必要である。ベンチャーやスタートアップイノベーションが近年盛んになってきたが、まさに若者が勇気を出し、そして熟練者がそれをサポートする等の体制を基に、産学医官商が一丸となり新規製品創出に取り組み、新たなパラダイム形成がなされることを期待したい。

高齢者社会における、介護という大きな問題に立ち向かうための解決策の一つのヒントに本研究がなることを心より期待する次第である。

参考文献

- [1] 内閣府 令和元年版高齢社会白書（全体版）：
https://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2019/zenbun/01pdf_index.html
 （2020年9月1日）
- [2] 厚生労働省 介護保険制度：
https://www.mhlw.go.jp/stf/seisakunitsuite/bunya/hukushi_kaigo/kaigo_koureis-ha/gaiyo/index.html（2020年9月1日）
- [3] 厚生労働省 要介護認定：
https://www.mhlw.go.jp/stf/seisakunitsuite/bunya/hukushi_kaigo/kaigo_koureis-ha/nintei/index.html（2020年9月1日）
- [4] 厚生労働省 平成30年雇用動向調査結果の概要：
<https://www.mhlw.go.jp/toukei/itiran/roudou/koyou/doukou/19-2/index.html>
 （2020年9月1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られるベッド介助作業負担の評価，福祉のまちづくり研究，第14巻，2号，pp.A9-A17(2012)
- [6] 正源寺美穂，泉キヨ子，平松知子，天津栄子：高齢者の排泄介助におけるケアスタッフの腰痛に関する研究：夜間1人で行う排泄介助時の作業姿勢について，老年看護学，第8巻，1号，pp.22-30(2003)
- [7] 厚生労働省 ロボット技術の介護分野利用における重点分野（平成29年10月改定）：
<https://www.mhlw.go.jp/file/04-Houdouhappyou-12304250-Roukenkyoku-Koureishashienka/0000180157.pdf>（2020年9月1日）
- [8] 介護ロボットポータルサイト：
<http://robotcare.jp/>（2020年9月1日）
- [9] 厚生労働省 e-ヘルスネット 高齢者：
<https://www.e-healthnet.mhlw.go.jp/information/dictionary/alcohol/ya-032.html>
 （2020年9月1日）
- [10] 株式会社モリトー：
<http://www.moritoh.co.jp/products/tsurube-b/>（2020年9月1日）
- [11] 株式会社竹虎 かるがる：
<http://www.taketora-web.com/humancare/かるがるIII/>（2020年9月1日）
- [12] パラマウントベッド株式会社 KQ-770：
<https://www.paramount.co.jp/product/detail/index/20/P0006956>（2020年9月1日）
- [13] 株式会社イノフィス：
<https://innophys.jp/>（2020年9月1日）
- [14] H. Kobayashi, T. Aida and T. Hashimoto: Muscle suit development and factory application, International Journal of Automation Technology, Vol.3, No.6, pp. 709-715(2009)

- [15] CYBERDYNE 株式会社：
<https://www.cyberdyne.jp/products/HAL/> (2020年9月1日)
- [16] 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 C 編, 第 76 巻, 762 号, pp. 227-235(2010)
- [17] H. Kawamoto and Y. Sankai: Power assist system HAL-3 for gait disorder person, Proceedings of International Conference on Computers Helping People with Special Needs (Lecture notes on computer science), Vol. 2398, pp. 19-29(2002)
- [18] 佐藤裕, 何佳欧, 小林寛征, 村松慶紀, 橋本卓弥, 小林宏: 腰補助用マッスルスーツの開発と定量的評価, 日本機械学会論文集 C 編, 第 78 巻, 792 号, pp. 2987-2999(2012)
- [19] 株式会社 ATOUN : <http://atoun.co.jp/> (2020年9月1日)
- [20] 山本大介, 貞本敦史, 中本秀一, 田中淳也, 福永いづみ, 衛藤春菜: 介護用移乗アシスト機器の開発: 半装着型アシストの提案, ロボティクス・メカトロニクス講演会講演概要集, セッション ID 3P2-J03 (2014)
- [21] T. Mukai, S. Hirano, H. Nakashima, Y. Kato, Y. Sakaida, S. Guo and S. Hosoe: Development of a nursing-care assistant robot RIBA that can lift a human in its arms, International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp. 5596-6001(2010)
- [22] 佐藤侑, 郭士傑, 稲田誠生, 向井利春: 介護支援ロボット RIBA-II の動作設計と評価実験, 日本機械学会論文集 C 編, 第 78 巻, 789 号, pp. 1899-1912(2012)
- [23] Y. Mori, R. Ikeura and M. Ding: Estimation of care receiver's position based on tactile information for transfer assist using dual arm robot, Journal of Robotics and Mechatronics, Vol.26, No.6, pp. 743-749(2014)
- [24] マッスル株式会社: <https://www.musclerobo.com/> (2020年9月1日)
- [25] 久米洋平, 河上日出生: 自立した生活を支援するロボティックベッドの制御技術, Panasonic Technical Journal, Vol.56, No.3, pp. 176-178(2010)
- [26] 久米洋平, 塚田将平, 河上日出生: 離床アシストロボット“リシヨーネ Plus”の安全技術開発, 日本機械学会論文集, 第 85 巻, 869 号, pp. 18-00344-18-00344(2019)
- [27] H. Kazerooni: Extender : a case study for human-robot interaction via transfer of power and information signals, 2nd IEEE International Workshop on Robot and Human Communication, pp. 10-20(1993)
- [28] J.T. Wen, D.O. Popa, G. Montemayor and P.L. Liu: Human assisted impedance control of overhead cranes, the IEEE International Conference on Control Applications, pp. 383-387(2001)
- [29] D. Fotiosa, K. Panagiotisb and A. Nikos: Control of a Power Assisted Lifting Device, 21th International Workshop on Robotics in Alpe-Adria-Danube Region, pp. 1-7(2012)
- [30] T. Miyoshi, et al.: Construction of traveling crane embedded power assist

- function, IASTED Robotics and Applications, pp. 134-138 (2003)
- [31] T. Miyoshi and K. Terashima: Development of vertical power-assisted crane system to reduce the operators' burden, IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, Vol.5, pp. 4420-4425(2004)
- [32] T. Miyoshi and K. Terashima: Control of power-assisted crane system using direct manual manipulation, IEEE International Conference on Control Applications, pp. 38-44(2004)
- [33] 和田正義:全方向移動ロボットの研究開発動向,システム/制御/情報, 第 47 巻, 9 号, pp. 439-444(2003)
- [34] 藤沢正一郎, 大久保慶治, 師玉康成, 山浦弘夫: 四輪独立駆動型全方向移動ロボットの運動学と走行特性, 日本機械学会論文集 C 編, 第 62 巻, 604 号, pp. 4573-4579(1996)
- [35] S.L. Dickerson, B.D. Lapin: Control of an omni-directional robotic vehicle with mecanum wheels, National Telesystems Conference, pp.323-328(1991)
- [36] I.E. Paromtchik, H. Asama, T. Fujii and L.Endo: A control system for an omnidirectional mobile robot, IEEE International Conference on Control Applications, Vol.2, pp.1123-1128(1999)
- [37] J. Salih, M. Rizon, S. Yaacob, A.H. Adom and M.R. Mamat: Designing omni-directional mobile robot with mecanum wheel, American Journal of Applied Science, pp. 1831-1835(2006)
- [38] 和田正義, 平間貴大: 球状伝達機構を用いたアクティブキャスタによる 2 輪全方向移動, 計測自動制御学会論文集, 第 51 巻, 6 号, pp. 400-408(2015)
- [39] 和田正義, 平間貴大: 球形動力伝達機構を用いたアクティブキャスタ ACROBAT による全方向移動ロボットに関する研究~冗長駆動性のないアクティブキャスタの動力伝達機構とその制御方法の開発~, 計測自動制御学会論文集, 計測自動制御学会, pp. 400-408(2015)
- [40] 大野貴: 全方向移動型車椅子のための差動駆動操舵機構の開発, 修士論文, 豊橋技術科学大学大学院(2007)
- [41] 北川秀夫, 大野貴, 三好孝典, 寺嶋一彦: 全方向移動ロボットのための差動駆動操舵機構の開発, 日本ロボット学会誌, 第 27 巻, 3 号, pp. 343-349(2009)
- [42] 上野祐樹, 北川秀夫, 柿原清章, 寺嶋一彦: 全方向移動ロボットのための平歯車型差動駆動操舵機構の開発, 日本機械学会論文集 C 編, 第 78 巻, 789 号, pp. 1872-1885(2012)
- [43] 上野祐樹: 全方向移動ロボットのための差動駆動操舵機構の開発, 博士論文, 豊橋技術科学大学大学院(2014)
- [44] 柿原清章, 寺嶋一彦, 三好孝典, 田崎良佑: 移動台車, 特許番号: 特開 2016-064082 (2016)
- [45] 上野祐樹, 寺嶋一彦, 北川秀夫, 柿原清章: 全方向移動パワーアシストベッドの開

- 発, 日本機械学会東海支部総会講演会講演論文集, pp. 102-1-102-2(2011)
- [46] K. Terashima, S. Takenoshita, J. Miura, R. Tasaki, M. Kitazaki, R. Saegusa, T. Miyoshi, N. Uchiyama, S. Sano, J. Satake, R. Ohmura, T. Fukushima, K. Kakihara, H. Kawamura and M. Takahashi: Medical round robot-Terapio-, Journal of Robotics and Mechatronics, Vol.26, No.1, pp. 112-114(2014)
- [47] R. Tasaki, M. Kitazaki, J. Miura and K. Terashima: Prototype design of medical round supporting robot 'Terapio', IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 829-834(2015)
- [48] T. Miyoshi, Y. Suzuki and K. Terashima: Construction of traveling crane embedded power assist function, IASTED International Conference Robotics and Applications, pp. 134-138(2003)
- [49] T. Miyoshi and K. Terashima: Study on power assist system for overhead crane, International Conference on Mechatronics and Information Technology, pp. 637-641(2003)
- [50] T. Miyoshi and K. Terashima: Control of power-assisted crane system using direct manual manipulation, IEEE Conference on Control Applications, pp. 38-44(2004)
- [51] T. Miyoshi and K. Terashima: Development of vertical power-assisted crane system to reduce the operators' burden, IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, pp. 4420-4425(2004)
- [52] 三好孝典, 鈴木裕一, 寺嶋一彦: 天井クレーンにおけるパワーアシストシステムの構築, 日本機械学会論文集 C編, 第70巻, 696号, pp. 2427-2434(2004)
- [53] 小島秀人, 三好孝典, 寺嶋一彦: リミットサイクルを抑制したパワーアシストシステムの応用, ロボティクス・メカトロニクス講演会講演概要集, pp. 2A1-B06_1-4(2006)
- [54] 三好孝典, 小島秀人, 寺嶋一彦: パワーアシスト搬送装置の介護リフトへの応用(OSパワーアシスト), 福祉工学シンポジウム講演論文集, セッション ID 3E3-03, pp. 309-310(2006)
- [55] T. Miyoshi, A. Niinuma, K. Terashima, Y. Miyashita: Development of industry oriented power-assisted system and comparison with conventional machine, International Journal of Automation Technology, Vol.3, No.6, pp. 692-699(2009)
- [56] 寺嶋一彦, 三好孝典, 牧野泰育: 昇降装置の制御システム, 特許番号: 特開 2007-314290(2007)
- [57] 三好孝典, 寺嶋一彦, 小島秀人, 牧野泰育, 川合悦蔵: 鋳型合わせ作業に対するパワーアシストシステムの適用, 鋳造工学 全国講演大会講演概要集, 第151巻, p. 99(2007)
- [58] 寺嶋一彦: 素形材産業におけるロボットの導入と今後の動向, 日本ロボット工業会, No.234(2017)
- [59] N.C. Singer, W.P. Seering: Preshaping command input to reduce system

- vibration, *Journal of Dynamic Systems, Trans. ASME*, Vol.112, pp. 76-82(1990)
- [60] J.T. Feddema: Control for slosh-free motion of an open container, *IEEE Control Systems Magazine*, vol.17, pp. 29-36(1997)
- [61] 寺嶋一彦: 制振と高速搬送の同時制御, *日本信頼性学会誌*, 第 32 巻, 8 号, pp. 559-564 (2010)
- [62] 寺嶋一彦, 渋谷涼太: 振動制御を考慮したセンサレス高速搬送制御の研究動向と展望, *機械の研究*, 第 65 巻, 1 号, pp. 25-34(2013)
- [63] 山下貴仁, Wisnu Aribowo, 内山直樹, 増井陽二, 佐伯亨, 神垣敏雄, 河村博年, 寺嶋一彦: 残留振動の同定手法の構築と Input shaping による半導体ウェハ搬送ロボットアームの制振制御, *自動制御連合講演会講演論文集*, 第 54 回自動制御連合講演会, セッション ID2C205, p. 257(2011)
- [64] 寺嶋一彦, 矢野賢一, 浜口雅史, 藤原邦治, 鈴木祐二: 流動, 振動プロセスの最適化と制御, *鑄造工学*, 第 72 巻, 3 号, pp. 204-216(2000)
- [65] 三好孝典, 寺嶋一彦: 境界条件を考慮した有限時間多項式表現による制御入力の解析解導出, *計測自動制御学会論文集*, 第 36 巻, 6 号, pp. 489-496(2000)
- [66] 三好孝典, 小笠原慎一, 北川秀夫, 寺嶋一彦: 負荷変動に対するロバスト性を考慮した H_∞ 制御パワーアシスト車いすの開発, *日本機械学会論文集 C 編*, 第 74 巻, 738 号, pp. 386-394(2008)
- [67] H.D. Tho, R. Tasaki, K. Terashima, M. Tsume and K. Suzuki: Robust sliding mode control of a rotary hook, *IFAC 2017 World Congress*, pp. 6234-6240(2017)
- [68] 矢野賢一, 寺嶋一彦, 稲垣知親: 2 自由度制御による取鍋内スロッシング制振制御, *鑄造工学*, 第 73 巻, 5 号, pp.299-304(2001)
- [69] 矢野賢一ほか: 時間, 周波数仕様を考慮したハイブリッド整形法による制振起動制御, *計測自動制御学会論文集*, 第 37 巻, 5 号, pp. 403-410(2001)
- [70] K. Terashima: Modeling and optimal control of a rotary crane using the straight transfer transformation method, *International Journal of Control Engineering Practice*, vol.15, pp. 1179-1192(2007)
- [71] H.D. Tho and K. Terashima: Robust control designs of payload's skew rotation in a boom crane system, *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, Vol.28, No.4, pp. 1608-1621(2018)
- [72] H.D. Tho, K. Suzuki, M. Tsume, R. Tasaki, T. Miyoshi and K. Terashima: A switched optimal control approach to reduce transferring time, energy consumption, and residual vibration of payload's skew rotation in crane systems, *Control Engineering Practice*, Vol. 84, pp. 247-260(2019)
- [73] 田崎良佑, 櫻井浩人, 國廣和樹, 三好孝典, 寺嶋一彦: 回診支援ロボットの慣性航法システムを用いた特定人物追従制御, *第 16 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会*, pp.1023-1027(2015)
- [74] J.F. Sucher, S.R. Todd, S.L. Jones, T. Throckmorton, K.L. Turner and F.A. Moore:

- Robotic telepresence: a helpful adjunct that is viewed favorably by critically ill surgical patients, *The American Journal of Surgery*, Vol.202, No.6, pp. 843-847(2011)
- [75] M. Takahashi, T. Moriguchi, S. Tanaka, H. Namikawa, H. Shitamoto, T. Nakano, Y. Minato, T. Ihama, and T. Murayama: Development of a mobile robot for transport application in hospital, *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol.24, No.6, pp. 1046-1053(2012)
- [76] M. Kristou, A. Ohya and S. Yuta: Target person identification and following based on omnidirectional camera and LRF sensor fusion from a moving robot, *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol.23, No.1, pp. 163-172(2011)
- [77] T. Ogino, M. Tomono, T. Akimoto and A. Matsumoto: Human following by an omnidirectional mobile robot using maps built from laser range-finder measurement, *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol.22, No.1, pp. 28-35(2010)
- [78] H.H. Yu, H.W. Hsieh, Y.K. Tasi, Z.H. Ou, Y.S. Huang and T. Fukuda: Visual localization for mobile robots based on composite map, *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol.25, No.1, pp. 25-37(2013)
- [79] 寺嶋一彦：理学療法とシステム工学との接点，理学療法，第23巻，4号，pp.691-700(2006)
- [80] 寺嶋一彦：日常の生活を豊かにするスマート介護ロボットステーションの開発，自動制御連合講演会講演論文集，第54巻，p.88(2011)
- [81] 寺嶋一彦，山本たつ子：使いやすい福祉機器・ロボットをどう開発するか-工学と福祉の連携，月刊福祉，第97巻，7号，pp. 38-45(2014)
- [82] 田崎良佑，北崎充晃，三浦純，福島俊彦，寺嶋一彦：病院内回診支援ロボットの設計と開発，日本ロボット学会誌，第35巻，3号，pp. 249-257(2017)
- [83] M. Munaro and E. Menegatti: Fast RGB-D people tracking for service robots, *Autonomous Robots*, Vol. 37, pp. 227-242(2014)
- [84] T. Linder, S. Breuers, B. Leibe and K. Arrans: On multi-modal people tracking from mobile platforms in very crowded and dynamic environments, *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 5512-5519(2016)
- [85] T. Ogino, M. Tomono, T. Akimoto and A. Matsumoto: Human following by an omnidirectional mobile robot using maps built from laser range-finder measurement, *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol.22, No.1, pp. 28-35, (2010)
- [86] M.Kristou, A.Ohya and S.Yuta: Target person identification and following based on omnidirectional camera and LRF sensor fusion from a moving robot, *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol.23, No.1, pp. 163-172(2011)
- [87] H. Yu, H. Hsieh, Y. Tasi, Z. Ou, Y. Huang and T. Fukuda: Visual localization for

- mobile robots based on composite map, *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol.25, No.1, pp. 25-37(2013)
- [88] J. Cai and T. Matsumaru: Human detecting and following mobile robot using a laser range sensor, *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol. 26, No. 6, pp. 718-734(2019)
- [89] R. Tasaki, H. Sakurai and K. Terashima: Moving Target Localization Method using Foot Mounted Acceleration Sensor for Autonomous Following Robot, 1st IEEE Conference on Control Technology and Applications, pp.827-833(2017)
- [90] 船戸一弘, 田崎良佑, 櫻井浩人, 寺嶋一彦: オクルージョン回避のための IMU と LRF のセンサ融合による回診ロボットの人物追尾システムの開発と実験的検証, *Journal of Robotics and Mechatronics*, 投稿中
- [91] K. Koide, J. Miura and J. Satake: Development of an attendant robot with a person tracking capability, *Robotics and Mechatronics Conference*, SID 1P1-L03(2013)
- [92] M. Kobilarov, G. Sukhatme, J. Hyams and P. Batavia: People tracking and following with mobile robot using an omnidirectional camera and a laser, *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 557-562(2006)
- [93] Y. Okada, J. Miura, I. Ardiyanto and J. Satake: Indoor mapping including steps by a Mobile Robot with Multiple Range Sensors, *The Robotics and Mechatronics Conference*, pp. 1P1-L02(2013)
- [94] S. Okusako and S. Sakane: Human tracking with a mobile robot using a laser range-finder, *Journal of Robotics Society of Japan*, Vol.24, No.5, pp. 605-613(2016)
- [95] I. Ardiyanto and J. Miura: Real-time navigation using randomized kinodynamic planning with arrival time Field, *Robotics and Autonomous Systems*, Vol.60, No.12, pp. 1579-1591(2012)
- [96] O. Khatib: Real-time obstacle avoidance for manipulators and mobile robots, *International Journal of Robotics Research*, Vol.5, No.1, pp. 90-98(1986)
- [97] U. Steinhoff and B. Schiele: Dead reckoning from the pocket - an experimental study, *IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communications*, pp. 162-170(2010)
- [98] N.B. Priyantha, A. Chakraborty and H. Balakrishnan: The cricket location-support system, 6th Annual ACM International Conference on Mobile Computing and Networking, pp. 32-43(2000)
- [99] D. Hallaway, T. Hollerer and S. Feiner: Coarse, inexpensive, infrared tracking for wearable computing, *International Symposium on Wearable Computers*, pp. 69-78(2003)
- [100] E. Foxlin: Pedestrian tracking with shoe-mounted inertial sensors, *IEEE computer graphics and applications*, Vol.25, No.6, pp. 38-46(2005)
- [101] A. Hamaguchi, M. Kanbara and N. Yokoya: User localization using wearable

electromagnetic tracker and orientation sensor, IEEE international symposium on wearable computers, pp. 55-58(2006)

研究業績

学術論文

1. 船戸一弘, 田崎良佑, 三好孝典, 柿原清章, 寺嶋一彦: 移乗リフトと全方向移動車いす機能を有する変形アシスト介護ロボットの一連の介護作業に対する設計と解析, 日本ロボット学会誌, 第37巻, 1号, pp. 81-91, 2019
2. Kazuhiro Funato, Yuichiro Kenmotsu, Tosio Sakakibara, Kiyooki Kakihara, Kazuhiko Terashima: Analysis and Anti-Sway Control of Jigiri Behavior in a Nursing Lift, International Journal of Automation Technology (IJAT), Vol. 14 No. 4, pp. 615-624, 2020
3. Kazuhiro Funato, Ryosuke Tasaki, Hiroto Sakurai, Kazuhiko Terashima: Development and Experimental Verification of a Person Tracking System of Mobile Robots Using Sensor Fusion of Inertial Measurement Unit and Laser Range Finder for Occlusion Avoidance, Journal of Robotics and Mechatronics (JRM), Vol.33, No. 1, pp. 33-43, 2020

査読付き国際会議論文

1. Kazuhiro Funato, Ryosuke Tasaki, Takanori Miyoshi, Kiyooki Kakihara, Kazuhiko Terashima: Motion control of novel power assist lift robot integrated with omnidirectional assist vehicle considering suppression of limit cycle at grounding, 56th Annual Conference of the Society of Instrument and Control Engineers of Japan (SICE), Kanazawa, Japan, 19-22 Sept. 2017

表彰

1. 第2回 MERRO 次世代「医・理・工連携」研究会 若手奨励賞 受賞, 愛知県豊橋市 豊橋商工高会議所, 2015年7月21日, 主催: 一般社団法人 医療・環境・再生研究機構 (MERRO)

謝辞

本論文は、2015年4月から2019年3月までに遂行された研究をまとめたものであり、多くの先生方のご指導と多くの方々のご協力のたまものであります。ここに感謝の意を表します。

本研究は在籍期間中、現学長の寺嶋一彦先生に指導教員としてご提案いただいたものです。介護ロボットの開発や応用を含めた、様々な研究テーマを頂き、装置の設計、製作、理論解析、実験、評価に至るまでご指導いただき、感謝いたします。

その後、指導教員をお引き受けいただいた機械工学系教授 内山直樹先生には本論文を作成するにあたり、ご丁寧な指導をいただき、感謝いたします。

本論文を完成させるにあたり、岐阜工業高等専門学校電子・機械工学部教授 北川秀夫先生、長岡技術科学大学機械創造工学教授（元機械工学系准教授）三好孝典先生、青山学院大学 理工学部准教授（元機械工学系助教）田崎良佑先生、広島工業大学工学部教授（元機械工学系教授）章忠先生をはじめとする諸先生方からは、研究だけでなく多方面でご指導いただきましたことを感謝いたします。

本論文の審査委員を務めていただきました機械工学系教授 高木賢太郎先生、同准教授 真下智昭先生には大変多忙な中、お時間を頂戴することになり、また、大変貴重なコメント・ご指導を賜りましたことを感謝いたします。

大学院での研究の機会を与えてくださいました、柿原清章社長をはじめ、株式会社ケーイーアールの皆様に厚く御礼申し上げます。特に社長の寛大な配慮がなければこれらの研究成果を上げることはできませんでした。

また、研究の遂行にあたり、ご助言、また実験にご協力戴いたシステム制御研究室の修了生の皆様に深く感謝いたします。

最後になりますが、日頃支えてくれた妻 純子には、日頃の忍耐、支援に対して心から感謝するとともに、深く敬意を表します。

皆様の多大なるご支援の下、今日まで研究を遂行できたことを深く感謝するとともに、今後はこれらの経験を糧として、社会と多くの方々に貢献していく所存です。