



有望シーズ展開事業
「力を感じる医療・福祉介護
次世代ロボット」プロジェクト
研究概要集

(平成 28 年度～令和元年度)

令和 2 年 3 月

(地独) 神奈川県立産業技術総合研究所
Kanagawa Institute of Industrial Science and Technology

目 次

プロジェクト総括		
プロジェクトリーダー	下野 誠通	1
プロジェクト参加者		7
業績		11
研 究 報 告		
ラジアル積層モータの開発	浅井 洋	21
アキシシャル積層モータの特性解析	浅井 洋	24
磁気ギアードリニアモータの開発	浅井 洋	27
回転・直動動作の検出が可能な二自由度レゾルバの開発	浅井 洋	30
力触覚技術による治療行為支援が可能な医療用デバイスの開発	溝口 貴弘、松永 卓也	33
極座標動作に基づく下肢リハビリロボットの開発	富樫 信之	38
ベルト駆動型歩行支援装置の足先出力の検証	Andrea Zignoli、富樫 信之	42

移乗支援装置の開発と運動制御	富樫 信之	46
脳性麻痺患者のための 3 軸座位保持支援装置の開発	富樫 信之	50
力触覚伝達機能を備えたマスタ・スレーブ型多自由度手術支援ロボットの開発	松永 卓也	54

総 括

プロジェクトリーダー 下野 誠通

【基本構想】

超高齢社会を迎える21世紀の我が国において、経済産業の持続的発展と安全安心で質の高い生活の実現に寄与する新しい科学技術の開発に対して大きな期待が寄せられている。特に、ロボット技術は従来の生産加工分野への応用のみならず、人間支援分野にも広く展開されることが強く望まれている。しかしながら、産業ロボット技術が高速精密で頑強な動作を可能としてきたのに対して、人間支援に应用するためには優しく柔らかな接触動作を可能とするロボット技術を新たに開発する必要がある。これはつまり、ロボットが精密に接触力を制御する機能を獲得する必要があることを意味する。このような機能は力触覚技術（リアルハプティクス技術）を援用することで初めてロボットに付与することができる。

本プロジェクトでは、医療分野、リハビリテーション分野および介護分野などにおける人間動作の直接的支援を目指した、次世代ロボットを開発することを目的としている。具体的には、リアルハプティクス技術を基盤とすることで、(A) 力触覚の伝送や記録機能を有する最先端医療デバイス、(B) 力触覚に基づいて身体機能の定量化を可能とするリハビリテーション支援ロボット、(C) 生活空間での動作補助や介護支援を提供する生活支援ロボット、(D) 高度で安全安心な手術を可能とする手術支援ロボットの四つのテーマ課題を推進している。様々な医療・リハビリ・介護ロボットの試作開発を、産学公連携を通じて遂行することで、リアルハプティクス技術の医療福祉分野における社会実装を目指す。

1. 研究目的

本プロジェクトは図1に概要を示すように、平成27年度研究シーズ育成事業で得られた人間支援ロボットへの応用を指向したアクチュエータ技術と、実際の力触覚の伝送・記録・再現を可能とするリアルハプティクス技術の両者を基盤として、医療・福祉・介護のための新しいロボット開発を行うことを主テーマとしている。平成28年度から31年度までの4年間で、以下を重点項目として取り組むこととした。

(1) 人間支援ロボット用アクチュエーション技術の開発研究

平成27年度研究シーズ育成事業において実施した機能性ハプティックアクチュエータに関する開発研究で得られた知見を基にして、人間支援ロボットに実装可能なアクチュエーション技術の開発研究を継続して実施する。特に、高い力触覚伝達特性とバックドライバビリティを有するアクチュエーション技術を開発し、医療デバイス等への実装を目指す。

(2) ハプティック医療デバイスの開発研究

従来の鉗子、ピンセット、局所麻酔器具等の医療デバイスに高い力触覚伝達特性を有するアクチュエータを埋め込み、力触覚増幅機能を付与することで、直接的に臨床応用が可能な力触覚機能付き医療デバイスを開発する。はじめに内視鏡下手術用の鉗子を主な対象として機能性ハプティックアクチュエータを埋め込み、試作機の開発を達成する。さらに、脳神経外科や整形外科などへと原理を応用



図1 プロジェクト概要

し、各医療分野における有用性を実証する。プロジェクト期間内に、小動物実験などの非臨床実験を順次行い、実用化へと繋げる成果を得る。

(3) リハビリロボット・生活支援ロボットの開発研究

リアルハプティクス技術を応用することで、力強さと柔らかさを兼ね備えた身体的な支援を可能とするリハビリテーション支援ロボット、介護支援ロボットなどを開発する。看護師、介護士、理学療法士、作業療法士といった専門家と協働し、現場のニーズに即したロボットの設計開発を進める。

(4) 手術支援ロボットの開発研究

鋭敏な力触覚を伝達可能な新しい手術支援ロボットを開発する。消化器外科や口腔外科などの領域で、試作ロボットの有用性を実証する。

2. 平成28～31年度の研究成果

平成28年度から31年度までの4年間の研究活動において、主として以下の研究成果を得ることができた。

(1) 人間支援ロボット用アクチュエーション技術の開発研究

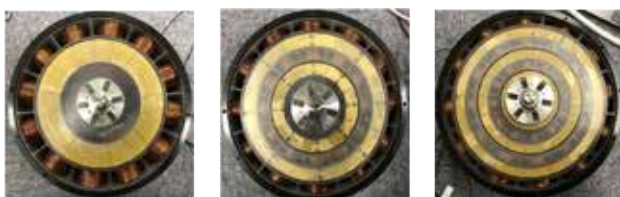
平成27年度研究シーズ育成事業で培ったハプティクス用アクチュエータの知見を基に、種々の特殊モータの開発研究を推進した。手術支援ロボットプラットフォームへの応用を目指し、大型の円弧リニアモータの試作開発を行い(図2)、発生推力に関する理論方程式を確立した。有限要素解析結果および試作モータの性能試験から有用性を確認した。また、研究シーズ育成事業で原理実証を行った積層リニアモータの原理を回転モータへと応用し、ラジアル積層モータ(図3)とアキシアル積層形モータ(図4)を試作し、ロボットへの応用可能性を実証した。その他にも、高出力化のための磁気ギアを内蔵したリニアモータや、円筒二自由度モータにおける直動方向と軸回転方向の運動を計測するための二出力同時検出用レゾルバなどの試作に成功した。

(2) ハプティック医療デバイスの開発研究

リアルハプティクス機能を実装した様々な医療デバイスの試作開発を行った。まずマスタ・スレーブ一体型ハプティック鉗子デバイスを試作し、鋭敏な力触覚の伝達および知覚増幅を実現すると共に、動作データおよび把持環境データの記録が可能であることを示した(図5)。本デバイスの原理を応用し、脳神経外科手術用の鑷子デバイス(図6)や多自由度ハプティック鉗子デバイスを開発し、動物実験結果から力触覚情報を活用することで癌化領域のマッピングや脈動検知による誤動作防止といった付加価値を与えることが可能であるとの見通しを得た。



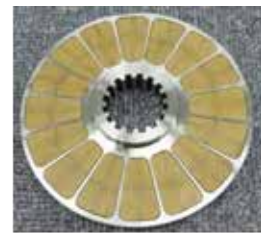
図2 大型円弧リニアモータ



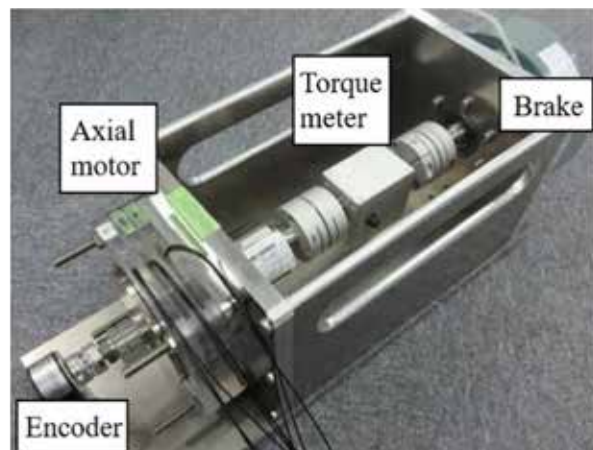
(a) 一層モデル (b) 二層モデル (c) 三層モデル
図3 ラジアル積層モータ



(a) コイル層



(b) 磁石層

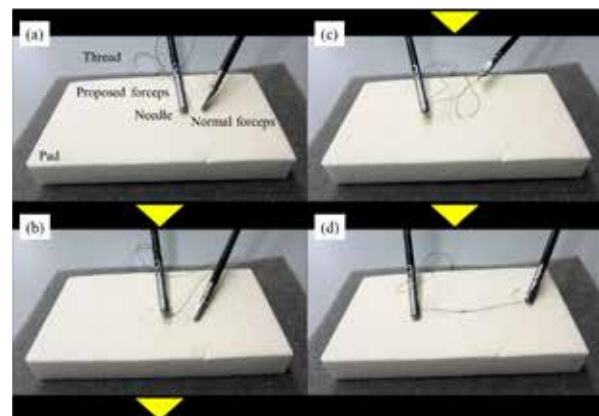


(c) モータ試験機

図4 アキシアル積層モータ



(a) 試作機全体図



(b) ハプティック鉗子による結紮動作の様子

図5 ハプティック鉗子デバイス試作機

このように、開発したリアルハプティクスの医療応用技術について、様々な医療領域への応用性を確認することができた。整形外科への応用を目指したハプティックドリル



図6 ハプティック鉗子デバイス試作機



図7 多自由度ハプティック鉗子デバイス

の開発研究についてはAMED ACT-MSに申請課題が採択され、遠隔触診デバイスの開発研究については総務省 SCOPE に申請課題が採択されるなど、様々な競争的研究経費を獲得したと共に、実用化研究へと着実に進展してきている。また、ハプティック医療デバイスの開発研究においては、特にJST リサーチコンプレックス事業の補助を得たことで、開発技術の様々な医学分野への横展開を加速することができた。

(3) リハビリロボット・生活支援ロボットの開発研究

高齢者等に対する身体的な動作支援を実現するために、リハビリテーション支援ロボットや生活支援ロボットの開発研究を行った。看護学の専門家らとの共同研究では、車いす、ベッド、トイレなどの中での移乗動作を支援するためのロボットマニピュレータの開発研究を行った(図8)。日本人高齢女性の体格を模して作られた人体ダミーを用いた実験を行い、開発したロボットが移乗支援を実際に達成可能であることを確認した。また、下肢トレーニングを実現するリハビリテーション支援ロボットの開発研究では、下肢筋力の評価法を開発し、試作したロボットで検証実験を行った。下肢筋機能を支援するアシストロボットの開発研究(図9)では、発生トルクの伝達特性を表す数理的な基本式を導出すると共に、実験結果からアシスト効果を示した。さらに、座位姿勢の保持を支援する椅子型ロボット等を開発し、理学療法士や作業療法士といった専門家との共同研究を推進した。座位保持支援のための運動制御アルゴリズムを開発し、実証実験まで達成した。

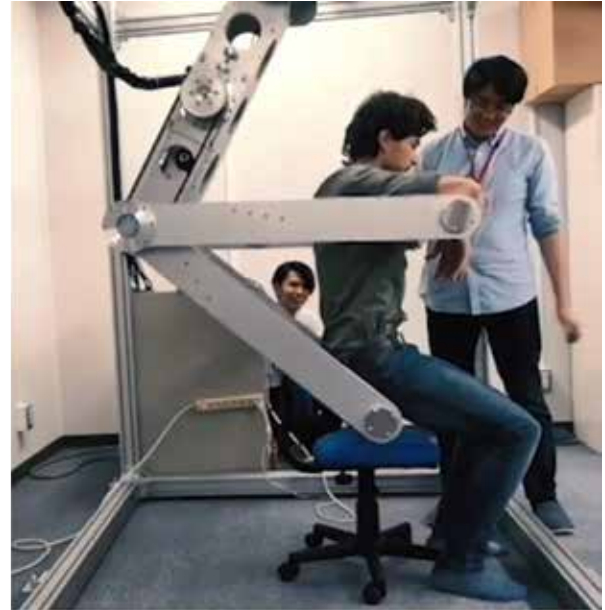


図8 移乗支援ロボット



図9 下肢筋機能支援ロボット

(4) 手術支援ロボットの開発研究

鮮明な力触覚の伝達機能を有する新しい手術支援ロボットの開発研究を推進した。口腔外科分野においては、再建手術やインプラント手術に対する支援を目的として、図10に示す6自由度手術支援ロボットの試作を行った。リアルタイムでの鋭敏な力触覚フィードバックが可能であ



図 1 0 口腔外科手術支援ロボット



図 1 1 手術支援ロボットプラットフォーム

ること、口腔外科手術に必要な基本自由度を獲得できていることなどを基礎実験により確認した。画像データとの統合による手術ナビゲーションの実現といった発展的研究にも着手することができた。また、大型円弧リニアモータ駆動による多自由度手術支援ロボットプラットフォームの開発にも成功した(図 1 1)。双腕による物体把持・操り動作を遠隔操作で達成するなど、基本的な有用性を実証することができた。

(5) 開発技術の普及活動

試作開発したハプティック医療デバイスや人間支援ロボットについては、積極的に神奈川県内の自治体が企画する展示イベントや、学協会のシンポジウムでの動態展示に参加することで、地域社会への成果普及にも努めた。例えば、平成 2 8 年 5 月には第 5 1 回日本理学療法学会大会に参加し、リハビリテーション支援ロボットや人間支援ロボットの展示を行った。また、平成 3 1 年 3 月には健康未来 EXPO で、同年 1 2 月には日本内視鏡外科学会総会において、ハプティック鉗子デバイスなど医療機器の動態展示を行った。

また、招待講演についても積極的に実施し、第六回かながわ未来フォーラム(図 1 3)や、静岡県産業振興財団フェルマバレーセンター技術セミナーなど、様々な講演会で講演した。リハビリ・生活支援ロボットについては、地域での産学連携を加速させるためにマッチングセミナーを企画し(図 1 4)、企業との共同研究にも繋がった。さらに、本プロジェクトが主催する形で、「未来医療ロボット技術シンポジウム」を開催した。2018 年 3 月に第一回を



図 1 2 日本理学療法学会大会での動態展示
(2016 年 5 月 27 日～29 日)



図 1 3 第六回かながわ未来フォーラム
(2016 年 11 月 22 日)



図 1 4 リハビリ・介護ロボットコンソーシアム
マッチングセミナー
(2018 年 12 月 12 日)

開催してから、2019 年 3 月に第二回を、2019 年 11 月には第三回を開催し、地域への成果還元を達成できた。



図 1 5 第一回未来医療ロボット技術シンポジウム
(2018年3月2日)

3. 今後の展望

平成28年度から平成31年度までの4年間の研究期間において、有望シーズ展開事業として計画していた研究目標を概ね達成することができた。令和元年7月より、川崎市殿町に慶應義塾大学ハプティクス研究センター、同大学医学部との共同研究ラボを設置しており、今後は同地区での特にハプティック医療デバイスの開発研究における産学公連携を中心とした実用化研究を加速させる。また、各試作機についても、動物実験等の非臨床実験を実施し、実用性の検証をさらに進めていく予定である。「力を感じる医療・福祉ロボット技術」の社会実装を実現することで、県民・国民のQoL向上、国際的競争力を有する先進技術による市場拡大と持続的成長といった様々な社会的・経済的効果が期待される。

プロジェクト参加者

平成 28 年度 （平成 28 年 4 月～平成 29 年 3 月）

氏名	職名	本務先等
下野 誠通	プロジェクトリーダー	横浜国立大学 准教授
大西 公平	研究顧問	慶應義塾大学 教授
溝口 貴弘	常勤研究員	
Andrea Zignoli	常勤研究員	
河村 篤男	非常勤研究員	横浜国立大学 教授
藤本 康孝	非常勤研究員	横浜国立大学 教授
野崎 貴裕	非常勤研究員	慶應義塾大学 助教
永島 晃	科学技術コーディネーター	慶應義塾大学 特任教授
浅井 洋	非常勤準研究員	横浜国立大学大学院
松永 卓也	非常勤準研究員	慶應義塾大学大学院
柴田 美奈子	事務補助員	
長田 眞一	研究協力員	横浜国立大学大学院
高野 俊也	研究協力員	横浜国立大学大学院
豊増 一平	研究協力員	横浜国立大学大学院
横山 稔	研究協力員	横浜国立大学大学院
田代 哲也	研究協力員	横浜国立大学大学院
辻本 大起	研究協力員	横浜国立大学大学院
大矢 浩貴	研究協力員	横浜国立大学大学院
福島 聡	研究協力員	慶應義塾大学大学院
生方 瑞城	研究協力員	横浜国立大学
島津 晃大	研究協力員	横浜国立大学
稲村 菜月	研究協力員	横浜国立大学
藤代 隆弘	研究協力員	横浜国立大学
中村 堯子	研究協力員	横浜国立大学
田中 創	研究協力員	横浜国立大学大学院
横山 皓大	研究協力員	横浜国立大学大学院
佐久間 昂輝	研究協力員	横浜国立大学大学院
田脇 裕太	研究協力員	慶應義塾大学
吉田 円	研究協力員	横浜国立大学大学院
Luca Corra	研究協力員	横浜国立大学大学院

平成 29 年度 （平成 29 年 4 月～平成 30 年 3 月）

氏名	職名	本務先等
下野 誠通	プロジェクトリーダー	横浜国立大学 准教授
大西 公平	研究顧問	慶應義塾大学 教授
溝口 貴弘	常勤研究員	
Andrea Zignoli	常勤研究員	
富樫 信之	常勤研究員	
河村 篤男	非常勤研究員	横浜国立大学 教授
藤本 康孝	非常勤研究員	横浜国立大学 教授
野崎 貴裕	非常勤研究員	慶應義塾大学 助教
永島 晃	科学技術コーディネーター	慶應義塾大学 特任教授
浅井 洋	非常勤準研究員	横浜国立大学大学院
松永 卓也	常勤研究員	慶應義塾大学大学院
柴田 美奈子	事務補助員	
M.K.C.D. CHINTHAKA	研究協力員	横浜国立大学大学院
横山 稔	研究協力員	横浜国立大学大学院
福島 聡	研究協力員	慶應義塾大学大学院
辻本 大起	研究協力員	横浜国立大学大学院
田代 哲也	研究協力員	横浜国立大学大学院
佐久間 昂輝	研究協力員	横浜国立大学大学院
横山 皓大	研究協力員	横浜国立大学大学院
藤代 隆弘	研究協力員	横浜国立大学大学院
稲村 菜月	研究協力員	横浜国立大学大学院
生方 瑞城	研究協力員	横浜国立大学大学院
中村 堯子	研究協力員	横浜国立大学大学院
島津 晃大	研究協力員	横浜国立大学大学院
田脇 裕太	研究協力員	慶應義塾大学大学院
八田 禎之	研究協力員	横浜国立大学大学院
青木 美夏	研究協力員	横浜国立大学大学院
堀越 幹生	研究協力員	横浜国立大学
後藤 優	研究協力員	横浜国立大学
坪井 雄一	研究協力員	横浜国立大学
曾根田 千夏	研究協力員	横浜国立大学
吉田 円	研究協力員	横浜国立大学

平成 30 年度 （平成 30 年 4 月～平成 31 年 3 月）

氏名	職名	本務先等
下野 誠通	プロジェクトリーダー	横浜国立大学 准教授
大西 公平	研究顧問	慶應義塾大学 教授
富樫 信之	常勤研究員	
松永 卓也	常勤研究員	
河村 篤男	非常勤研究員	横浜国立大学 教授
藤本 康孝	非常勤研究員	横浜国立大学 教授
野崎 貴裕	非常勤研究員	慶應義塾大学 助教
溝口 貴弘	非常勤研究員	モーションリブ株式会社
永島 晃	科学技術コーディネーター	慶應義塾大学 特任教授
柴田 美奈子	事務補助員	
浅井 洋	研究協力員	横浜国立大学
稲村 菜月	研究協力員	横浜国立大学
八田 禎之	研究協力員	横浜国立大学
坪井 雄一	研究協力員	横浜国立大学
堀越 幹生	研究協力員	横浜国立大学
生方 瑞城	研究協力員	横浜国立大学
横山 稔	研究協力員	横浜国立大学
中村 堯子	研究協力員	横浜国立大学
青木 美夏	研究協力員	横浜国立大学
後藤 優	研究協力員	横浜国立大学
曾根田 千夏	研究協力員	横浜国立大学
藤代 崇弘	研究協力員	横浜国立大学
飯島 大河	研究協力員	横浜国立大学

平成 31 年度 （平成 31 年 4 月～令和 2 年 3 月）

氏名	職名	本務先等
下野 誠通	プロジェクトリーダー	横浜国立大学 准教授
大西 公平	研究顧問	慶應義塾大学 特任教授
富樫 信之	常勤研究員	
松永 卓也	常勤研究員	
浅井 洋	常勤研究員	
河村 篤男	非常勤研究員	横浜国立大学 寄付講座教授
藤本 康孝	非常勤研究員	横浜国立大学 教授
野崎 貴裕	非常勤研究員	慶應義塾大学 専任講師
溝口 貴弘	非常勤研究員	モーションリブ株式会社
永島 晃	科学技術コーディネーター	慶應義塾大学 特任教授
柴田 美奈子	事務補助員	
横山 稔	研究協力員	横浜国立大学
八田 禎之	研究協力員	横浜国立大学
後藤 優	研究協力員	横浜国立大学
坪井 雄一	研究協力員	横浜国立大学
曾根田 千夏	研究協力員	横浜国立大学
飯島 大河	研究協力員	横浜国立大学
矢島 正大朗	研究協力員	横浜国立大学
小林 広尚	研究協力員	横浜国立大学
鳥海 宗太郎	研究協力員	横浜国立大学
岡本 利彰	研究協力員	横浜国立大学
根本 匠	研究協力員	横浜国立大学
三好 優輝	研究協力員	横浜国立大学
永石 和也	研究協力員	横浜国立大学
渡辺 涼夏	研究協力員	横浜国立大学
三宅 真由	研究協力員	横浜国立大学
姚 健一	研究協力員	横浜国立大学

業 績

【原著論文】

1. N. Tojo, T. Shimono, T. Kaneko, T. Tsuji, and T. Mizoguchi
Estimation of Antagonistic Output Ratios Based on Force Distribution at End Effector of Limb
IEEE transactions on Industrial Electronics, **64**, **2**, 1783-1792 (2017).
2. 齊藤 佑貴, 中井 一真, 関口 弘武, 福島 聡, 野崎 貴裕, 大西 公平
接点切替によるインピーダンス変動を用いたブラシ付き DC モータのセンサレス角度推定法
電気学会論文誌産業応用部門誌, **137-D**, **11**, 827-836 (2017).
3. T. T. Phuong, K. Ohishi, C. Mitsantisuk, Y. Yokokura, K. Ohnishi, R. Oboe, and A. Sabanovic
Disturbance Observer and Kalman Filter Based Motion Control Realization
IEEJ Journal of Industry Applications, **7**, **1**, 1-14 (2018).
4. S. Akutsu, H. Sekiguchi, T. Nozaki, and T. Murakami
Position and Torque Sensorless Motion Transmission Using Voltage Compensation
IEEJ Journal of Industry Applications, **7**, **2**, 150-157 (2018).
5. C. S. Cyusa and Y. Fujimoto
Enactment Based Direct-Drive Test of a Novel Radial-Gap Helical RotLin Machine
IEEE Transactions on Industry Applications, **54**, **2**, 1273-1282 (2018).
6. S. Fukushima, H. Sekiguchi, Y. Saito, W. Iida, T. Nozaki, K. Ohnishi
Artificial Replacement of Human Sensation Using Haptic Transplant Technology
IEEE Transactions on Industrial Electronics, **65**, **5**, 3985-3994(2018).
7. M. Tajiri, P. Lopez, and Y. Fujimoto
Design of Two-channel Bilateral Control Systems by a Transfer-Function-Based Approach
IEEE Transactions on Industrial Electronics, **65**, **7**, 5655-5664 (2018).
8. S. Lemerle, T. Nozaki, and K. Ohnishi
Design and Evaluation of a Remote Actuated Finger Exoskeleton using Motion-Copying System for Tendon Rehabilitation
IEEE Transactions on Industrial Informatics, **14**, **11**, 5167-5177 (2018).
9. T. Nozaki, S. Shimizu, T. Murakami, and R. Oboe
Impedance Field Expression of Bilateral Control for Reducing Data Traffic in Haptic Transmission
IEEE Transactions on Industrial Electronics, **66**, **2**, 1142-1150 (2018).
10. S. Osada, T. Shimono, T. Mizoguchi, and K. Ohnishi
Active Motion Evaluation by Mechanical Power Factor Analysis Based on the Specific Frequency Component
IEEJ Journal of Industry Applications, **7**, **3**, 244-249 (2018).
11. T. Noguchi, S. Nagai, and A. Kawamura
Electromagnetic Linear Actuator providing High Force Density per Unit Area without Position Sensor as a Tactile Cell
IEEJ Journal of Industry Applications, **7**, **3**, 259-265 (2018).
12. M. K. C. D. Chinthaka and T. Shimono
Inertia Compensation of Motion Copying System for Dexterous Object Handling
IEEJ Journal of Industry Applications, **7**, **6**, 495-505 (2018).
13. K. Ogawa, M. Yousef Ibrahim, and K. Ohishi
Development of Flexible Haptic Forceps Based on the Electro-Hydraulic Transmission System
IEEE Transactions on Industrial Informatics, **14**, **12**, 5256-5267 (2018).
14. H. Asai, T. Shimono, Y. Fujimoto, T. Mizoguchi, and K. Ohnishi
Mathematical Modeling of Semicircular Linear Motor Based on Vector Potential with Landen's Transformation
IEEE Transactions on Industry Applications, **55**, **1**, 437-447(2019).
15. H. Asai, T. Shimono, and T. Mizoguchi
Disturbance Modeling based on Fourier Series for Precise Reaction Force Estimation in Semicircular Linear Motor
IEEJ Journal of Industry Applications, **8**, **3**, 512-521 (2019).
16. S. Nagai, R. Oboe, T. Shimono, and A. Kawamura
Fast Force Control without Force Sensor Using Combination of aaKF and RFOB for In-circuit Test with Probing System
IEEJ Journal of Industry Applications, **8**, **2**, 152-159 (2018).
17. A. Suzumura and Y. Fujimoto

Generalized Design of Position-Based Bilateral Control Parameterized by Complementary Sensitivity Function
IEEE Transactions on Industrial Electronics, **65**, **1**, 8707-8717 (2018).

18. 中村 堯子, 下野誠通
負荷側オブザーバのノミナル剛性設計に基づく柔軟マニピュレータの位置制御
電気学会産業応用部門誌, **139**, **8**, 681-688 (2019).
19. 桑原 央明, 溝口 貴弘, 下野 誠通, 大西 公平
発電機点検の合理化に向けた力センサレス打振検査デバイスの開発
精密工学会誌, **86**, **1**, 120-125 (2020).
20. 松永 卓也, 大西 公平, 和田 則仁, 北川 雄光
力触覚伝達機能を備えた細径軟性把持鉗子ロボットの開発
電気学会論文誌D (産業応用部門誌), **139**, **12**, 966-972 (2019).
21. Y. Hatta and T. Shimono
Analysis and Experimental Verification of Cross-coupled 2-DOF SPM Motor with Halbach Array
IEEJ Journal of Industry Applications, **9**, **2**, 177-190 (2020).

【総説】

1. 大西公平, 野崎貴裕, 下野誠通, 溝口貴弘
QOLを支えるエレクトロニクスー 人間を幸福にするハプティクス技術ー
電子情報通信学会誌, **2017**年**9**月号, 937-942.
2. K. Ohnishi, T. Mizoguchi
Real Haptics and Its Applications
IEEJ Transactions on Electrical and Electronic Engineering, **12**, **6**, 803-808 (2017).
3. 下野誠通, 野崎貴裕
高齢化社会におけるロボット活用の展望 リアルハプティクス技術で介護に幸福な未来を
公益財団法人介護労働安定センター, CARE WORK **2018**年**5**月号, 10-12.
4. 大西公平, 溝口貴弘, 下野誠通
力触覚のあるロボット
一般社団法人日本人工臓器学会, 2018年6月15日, 人工臓器 **47** 卷 **1**号, 1-6.
5. 下野誠通,
力を感じる医療・福祉介護次世代ロボット, 日刊工業新聞社, 機械設計 2018年11月号別冊 The ROBOT **62** 卷

13号, 103

6. 大西公平, 下野誠通
力触覚伝送を実現するリアルハプティクス機能材料, **2019**年**7**月号, 3-11.
7. 溝口貴弘, 永島晃
「AbcCore」で実現するリアルハプティクス機能材料, **2019**年**7**月号, 12-21.
8. 下野誠通, 大西公平, 溝口貴弘, 松永卓也, 浅井洋
リアルハプティクス技術を用いた外科支援手術ロボット
腎臓内科・泌尿器科, **2019**年**11**月号, 471-476.
9. 野崎貴裕
クローズアップ! 農業最新技術
農耕と園芸, **2019**年冬号, 62-65.

【書籍】

1. 大西公平
「リアル」を掴む!
東京電機大出版, 2017年2月

【招待講演】

1. 下野誠通
公明党第6回かながわ未来フォーラム, 県民センター2階ホール, 2016年11月22日
2. Kouhei Ohnishi
Soft Robotics by Real Haptics
IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, AIM2017, 2017年7月, ドイツ
3. 下野誠通
日本発の『力触覚技術』による医療・福祉・介護の新展開 ~力を感じるロボットがもたらす人に優しい近未来社会~
第7回 Tonomachi Café, 2017年10月, 川崎
4. 下野誠通
力を感じる医療・福祉介護ロボット
公益財団法人静岡県産業振興財団ファルマバレーセンター技術セミナー, 2017年10月, 静岡
5. Tomoyuki Shimono
Haptic Robots for Physical Human Support
The 26th International Conference on Information, Communication and Automation Technologies, ICAT2017, 2017年10月, ボスニア・ヘルツェゴビナ
6. Kouhei Ohnishi

Real Haptics
The 37th Chinese Control Conference, CCC2018, 2018年7月, 中国

8. 下野誠通
リアルハプティクスが拓く未来医療
YNU研究イノベーション・シンポジウム 2018, 2018年11月, 横浜

9. 下野誠通
リアルハプティクスの医療機器応用
医療機器開発支援セミナー, 2018年12月, 横浜

10. 大西公平
リアルハプティクス技術を用いた外科支援手術ロボット
第11回日本ロボット外科学会学術集会, 2019年1月, 名古屋

11. Kouhei Ohnishi
Haptics-Led Innovation
The 20th International Conference On Industrial Technology, ICIT2019, 2019年2月, オーストラリア

12. 下野誠通
力触覚のデジタル化を実現する医療デバイス
JSTものづくり技術 新技術説明会, 2019年5月, 東京

13. 永島晃
人の繊細さ・優しさを遠隔化・自動化するリアルハプティクス技術
Smart Sensing 2019 Innovation Summit, 2019年6月, 東京

14. Tomoyuki Shimono
Real Haptics and Its Medical Applications
The 5th Vietnam International Conference and Exhibition on Control and Automation, VCCA2019, 2019年9月, ベトナム・ハノイ

15. 下野誠通
リアルハプティクスが拓く未来医療
新川崎・創造のもり 新川崎(K2)タウンキャンパス オープンセミナー リアルハプティクス技術が拓くイノベーション, 2019年11月, 川崎

16. 大西公平, 下野誠通, 松永卓也, 浅井洋, 溝口貴弘
リアルハプティクスによる手術支援ロボットの革新
日本内視鏡外科学会総会, 2019年12月, 横浜

17. Kouhei Ohnishi

Haptics-Led Innovation for Coming Society
2019 IEEE International Electron Devices Meeting, IECM2019, 2019年12月, アメリカ・カルフォルニア

18. 下野誠通
感触を伝える力触覚ロボット
藤沢ロボット産業研究会, 2020年1月, 藤沢

【口頭発表】

1. S. Takano, S. Tanaka, S. Yamaguchi, T. Shimono, and T. Mizoguchi

Analysis of the Effect on Applying Halbach Array to LPMM with Three Phase Multi-Layered Structure

Proceedings of the 2016 IEEE 25th International Symposium on Industrial Electronics (ISIE), 2016年6月, アメリカ

2. 豊増一平, 東條直也, 溝口貴弘, 下野誠通
上肢リハビリテーション支援システムを用いた手先出力機能評価に関する臨床実験
平成28年電気学会産業応用部門大会, 2016年8月, 前橋

3. 田尻将大, 藤本康孝
単一のコントローラのみを用いるバイラテラル制御系の設計
電気学会メカトロニクス制御研究会, 2016年9月, 東京

4. H. Asai, T. Shimono, Y. Fujimoto, T. Mizoguchi, and K. Ohnishi
Mathematical Modeling and Analysis of Semicircular Shaft Motor
The 12th International Conference on Electrical Machines (ICEM2016), 2016年9月, スイス

5. H. Tsujimoto, S. Tanaka, T. Shimono, T. Mizoguchi, M. Watanabe, and K. Ishikawa
Design and Analysis of a Resolver for 2DOF Tubular Motor
The 42nd Annual Conference of IEEE Industrial Electronics Society, 2016年10月, イタリア

6. T. Tashiro, T. Shimono, and T. Mizoguchi
Mutual Compensation Method of Position and Force for Bilateral Control Systems Under Packet Loss
The 42nd Annual Conference of IEEE Industrial Electronics Society, 2016年10月, イタリア

7. S. Osada, T. Mizoguchi, T. Shimono, and K. Ohnishi
Experimental Evaluation of Upper Limb Function by Using the Mechanical Power Factor
The 42nd Annual Conference of IEEE Industrial Electronics Society, 2016年10月, イタリア

8. N. Tojo, T. Mizoguchi, and T. Shimono
Virtual Load Design Toward Assistance of Reaching Task
The 42nd Annual Conference of IEEE Industrial Electronics Society, 2016年10月, イタリア
2017年6月, スコットランド
9. T. Tashiro, T. Mizoguchi, and T. Shimono
Time Delay Compensation for DOB-Based Contact Force Control under Time Delay
IEEE International Conference on Mechatronics 2017, 2017年2月, オーストラリア
10. H. Asai, K. Sakuma, T. Shimono, T. Mizoguchi, and S. Yamaguchi
Optimization of Magnets Length based on Theoretical Equation for Cross-Coupled 2 DOF Planar Direct Drive Motor
IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization, SAMCON2017, 2017年3月, 長岡
11. S. Osada, T. Shimono, T. Mizoguchi, and K. Ohnishi
Experimental Verification of Active Motion Evaluation by Mechanical Power Factor Analysis Using the Specific Frequency Component
IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization, SAMCON2017, 2017年3月, 長岡
12. T. Shimono, H. Asai, T. Fujishiro, T. Mizoguchi, T. Matsunaga, and K. Ohnishi
Large Circular Linear Motor for Lower Limb Rehabilitation Robot
IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization, SAMCON2017, 2017年3月, 長岡
13. S. Tanaka, T. Shimono, and T. Mizoguchi
Bilateral Control for Mobile Robot with Haptic Sense by Twin Lever Handle
IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization, SAMCON2017, 2017年3月, 長岡
14. K. Sakuma, S. Takano, T. Shimono, and T. Mizoguchi
Design and Analysis of Coreless Multi-Layered Permanent Magnet Synchronous Motor
IEEE International Symposium on Industrial Electronics, 2017年6月, スコットランド
15. K. Sakuma, S. Takano, T. Shimono, and T. Mizoguchi
Variable Compliance Control for Transfer Support Robot
IEEE International Symposium on Industrial Electronics, 2017年6月, スコットランド
16. M. Yokoyama, T. Mizoguchi, T. Matsunaga, T. Shimono, and K. Ohnishi
Development of Master-Slave Integrated Haptic Forceps Based on Bilateral Control
2017 IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, 2017年7月, ドイツ
17. M. Ubukata and T. Shimono
Discussion on Comparison of Magnetic Geared Linear Motors with Different Magnetization Direction
The 20th International Conference on Electrical Machines and Systems, ICEMS2017, 2017年8月, オーストラリア
18. 下野誠通, 辻本大起, 溝口貴弘, 石川勝己, 渡辺真志
人間支援ロボットへの応用を目指した二自由度モータと二出力検出が可能なレゾルバの開発
平成29年電気学会産業応用部門大会, 2017年8月, 函館
19. N. Inamura, T. Shimono, T. Mizoguchi, A. Zignoli, T. Nozaki, K. Ohnishi, and S. Ishii
Development of Belt-Driven Supporting Robot for Lower Limb Function
平成29年電気学会産業応用部門大会, 2017年8月, 函館
20. 中村堯子, 下野誠通
負荷側オブザーバのノミナル剛性設計に基づく柔軟マニピュレータの位置制御
平成29年電気学会産業応用部門大会, 2017年8月, 函館
21. 島津晃大, 下野誠通, 河村篤男
リニアモータ用磁気浮上形軸受の基礎研究
平成29年電気学会産業応用部門大会, 2017年8月, 函館
22. 生方瑞城, 下野誠通
磁気ギアードリニアモータにおける低速側可動子に関する一考察
電気学会メカトロニクス制御研究会, 2017年9月, 東京
23. 桑原央明, 溝口貴弘, 山岡清志, 深川真輝, 下野誠通, 大西公平
インフラ点検ロボット応用に向けた力センサレス打振検査システムの開発と評価
精密工学会平成29年度秋季大会, 2017年9月, 大阪

24. T. Fujishiro, T. Shimono, and T. Mizoguchi
Development of Lower Limb Rehabilitation Robot Based on Polar Coordinate
on Polar Coordinate
The 26th International Conference on Information, Communication and Automation Technologies, ICAT2017, 2017年10月, ボスニア・ヘルツェゴビナ
25. M. K. C. D. Chinthaka, T. Shimono
Inertia Estimation of Robot End Effector for Dextrous Object Grasping
The 43rd Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society, IECON2017, 2017年10月, 中国
26. H. Asai, T. Shimono, and T. Mizoguchi
Maximization Design of Thrust Force for Cross-Coupled 2 DOF Planar Direct Drive Motor
The 12th IEEE International Conference on Power Electronics and Drive Systems, PEDS2017, 2017年12月, アメリカ
27. 八田禎之, 下野誠通, 渡辺真志, 石川勝己
ハルバツハ配列を用いた表面磁石クロスカップル型二自由度モータの解析
平成30年電気学会リニアドライブ研究会, 2018年2月, 大阪
28. K. Sakuma, S. Takano, T. Shimono, and T. Mizoguchi
Development of Multi-layered Coreless Permanent Magnet Synchronous Motor
The IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization 2018, SAMCON2018, 2018年3月, 東京
29. Y. Hatta, T. Shimono, M. Watanabe, and K. Ishikawa
Analysis of The cross-Coupled Two-Degree-of-Freedom Motor with Coil Back Yoke
The IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization 2018, SAMCON2018, 2018年3月, 東京
30. T. Fujishiro and T. Shimono
Consideration of Polar Coordinates Rehabilitation Robot from the Viewpoint of Manipulability
The IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization 2018, SAMCON2018, 2018年3月, 東京
31. K. Yokoyama, T. Shimono, T. Mizoguchi, A. Zignoli, N. Togashi, K. Ohnishi, Y. Mashida, M. Hirao, J. Masuya, K. Ota, S. Kato, and K. Dezaki
Trajectory Planning and Motion Control for Transfer Support Robot
The IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization 2018, SAMCON2018, 2018年3月, 東京
32. N. Inamura, T. Shimono, T. Mizoguchi, T. Nozaki, S. Ishii, and K. Ohnishi
Evaluation of Relation between Joints Torques and Output Force of Supporting Robot for Lower Limb
The IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization 2018, SAMCON2018, 2018年3月, 東京
33. A. Nakamura and T. Shimono
High-Accuracy Force Control of Flexible Manipulator based on Nominal Stiffness Design of Load Side Observer Motors with Different Magnetization Direction
The IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization 2018, SAMCON2018, 2018年3月, 東京
34. T. Tashiro, T. Shimono, T. Mizoguchi, and K. Ohnishi
Time Delay Compensation for Force Controller in Bilateral Teleoperation system under Time Delay
the 15th IEEE International Workshop on Advanced Motion Control, AMC2018, 2018年3月, 東京
35. 辻本大起, 下野誠通, 渡辺正志, 石川勝己
二出力同時検出が可能なレゾルバの開発
平成30年度電気学会全国大会, 2018年3月, 福岡
36. Y. Hatta and T. Shimono,
Analysis of Interior Permanent Magnet Two Degrees of Freedom Motor Based on Cross-Coupled Structure
The 2018 International Power Electronics Conference, IPEC2018, 2018年5月, 新潟
37. N. Inamura, T. Shimono, T. Mizoguchi, T. Nozaki, S. Ishii and K. Ohnishi
Improvement of Supporting Robot for Lower Limb and Evaluation of Output Force in Vertical Direction
International Conference on Advanced Intelligent Mechtronics, AIM2018, 2018年7月, ニュージーランド
38. M. Aoki1, T. Shimono, T. Matsunaga, T. Mizoguchi, S. Shibao, H. Sasaki, and K. Ohnishi
Identification Method of Environmental Stiffness using Haptic Forceps for Brain Surgery
International Conference on Advanced Intelligent Mechtronics, AIM2018, 2018年7月, ニュージーランド
39. A. Nakamura and T. Shimono

- Accurate Force Control of Flexible Manipulator based on Mismatch of Stiffness in Load Side Observer
International Conference on Advanced Intelligent Mechnronics, AIM2018, 2018年7月, ニューゼーランド
40. 曾根田千夏, 佐久間昂輝, 浅井洋, 下野誠通, 大西公平
積層型アキシヤルモータの特性解析
平成30年電気学会産業応用部門大会, 2018年8月, 横浜
41. 松永卓也, 下野誠通, 大西公平
異構造力触覚装置で構成した動作再現システムにおけるスケーリングを用いた力触覚情報加工の一手法
平成30年電気学会産業応用部門大会, 2018年8月, 横浜
42. 藤代崇弘, 富樫信之, 下野誠通
力情報に基づく下肢機能評価に関する一考察
電気学会メカトロニクス制御研究会, 2018年9月, 東京
43. M. Horkoshi, T. Matsunaga, T. Shimono, T. Kageyama, and J. Fukuda
Penetration Detection Method Using jerk-dimension Signal without a Force Sensor
YNU-Ostrava Workshop, 2018年9月, チェコ共和国
41. A. Zignoli, T. Shimono, and F. Biral,
Rationale for researching in DOB/OC-based rehabilitation robots: simulation results
The 44th Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society, IECON2018, 2018年10月, アメリカ
42. 生方瑞城, 下野誠通
等価磁化電流による磁束密度計算に基づく磁気ギアードリニアモータの推力導出
平成31年電気学会リニアドライブ研究会, 2019年1月, 東京
43. N. Inamura, T. Shimono, T. Mizoguchi, T. Nozaki, S. Ishii, and K. Ohnishi
Comparison between Calculated and Measured Output Force of Supporting Robot for Lower Limb Function
The IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization 2019, SAMCON2019, 2019年3月, 千葉
44. M. Aoki, T. Shimono, T. Matsunaga, T. Mizoguchi, S. Shibao, H. Sasaki, M. Nishimoto, E. Ishihara, and K. Ohnishi
Utility Consideration of Haptic Forceps for Brain Surgery
The IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization 2019, SAMCON2019, 2019年3月, 千葉
45. M. K. C. D. Chinthaka, and T. Shimono
Adaptability Improvement of Handling Object based Inertia Variation in Multi DOF Motion Copying System
The IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization 2019, SAMCON2019, 2019年3月, 千葉
46. T. Matsunaga, T. Shimono, and K. Ohnishi
Development of Multi Degree of Freedom Haptic Forceps Robot with Multi Actuated Fingers
The IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization 2019, SAMCON2019, 2019年3月, 千葉
47. T. Mizoguchi, G. Kokubun, N. Yamaguchi, T. Shimono, and K. Ohnishi
Experimental Study on Bilateral Control System under Different Wireless Communication Methods
International Conference on Mechatronics, ICM2019, 2019年3月, ドイツ
48. N. Togashi, T. Shimono, T. Nozaki, T. Shibata, Y. Aoyama, and Y. Kitahashi
Development of Three-axis Seating Posture Holding Assist Chair and Proposed Variable Compliance Control
International Conference on Mechatronics, ICM2019, 2019年3月, ドイツ
49. T. Shimono, S. Takano, and H. Asai
Development of DC Linear Permanent Magnet Machine based on Multi-Layered Core-less Structure
The 10th International Conference on Power Electronics, ICPE2019, 2019年5月, 韓国
50. T. Matsunaga, H. Asai, T. Shimono, and K. Ohnishi
Multi DoF Robotic Platform using Large Circular Linear Motors for Haptic Surgical Robots
The 28th IEEE International Symposium on Industrial Electronics, ISIE2019, 2019年6月, カナダ
51. C. Soneda, H. Asai, Y. Hatta, T. Shimono, and K. Ohnishi
Design and Analysis of Core-less Multi-layered Axial Motor
The 28th IEEE International Symposium on Industrial Electronics, ISIE2019, 2019年6月, カナダ
52. 八田禎之, 下野誠通
埋込磁石型クロスカップル二自由度モータにおけるセンサレス制御のための位置推定法

- マグネティクス／リニアドライブ合同研究会, 2019 年 6 月, 長野
53. N. Tojo, T. Tashiro, M. Yokoyama, T. Shimono, R. Oboe, T. Mizoguchi, and K. Ohnishi
Communication Delay Compensation for Precise Force Matching in Teleoperation,
The 17th IEEE International Conference on Industrial Infomatics, INDIN2019, 2019 年 7 月, フィンランド
54. 下野誠通
リアルハプティクスを応用した次世代医療システム
第 3 医工融合連携マッチング例会, 2019 年 8 月, 大阪
55. 鳥海宗太郎, 堀越幹生, 下野誠通, 松永卓也, 景山達斗, 福田淳二
毛髪再生医療のための植毛動作支援に向けた環境インピーダンス推定による層変化検
産業応用部門大会, 2019 年 8 月, 長崎
56. 矢島正大朗, 下野誠通, 富樫信之, 大西公平, 太田喜久子, 平尾美佳, 真志田祐理子, 加藤星羅
双腕型介護支援ロボットの開発に向けた起き上がり介助の動作解析
産業応用部門大会, 2019 年 8 月, 長崎
57. 富樫信之, 下野誠通, 野崎貴裕, 芝田利生, 青山祐樹, 北橋由貴
脳性麻痺患者のための 3 軸座位保持支援装置の開発と運動制御
LIFE2019, 2019 年 9 月, 横浜
58. T. Matsunaga, T. Shimono, H. Asai, and K. Ohnishi
Force Sensorless Haptic Probe Driven by Large Circular Linear Motor for Haptic Rendering
The 45th Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society, IECON2019, 2019 年 10 月, ポルトガル
59. A. Zignoli, F. Biral, K. Yokoyama, T. Shimono
Including a musculoskeletal model in the control loop of an assistive robot for the design of optimal target forces
The 45th Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society, IECON2019, 2019 年 10 月, ポルトガル
60. T. Sugimoto, T. Nozaki, and T. Murakami
Extended T-Type Boost Inverter Using Switched Capacitors
The 45th Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society, IECON2019, 2019 年 10 月, ポルトガル
61. Y. Yamada, T. Nozaki and T. Murakami
Observer Structure Considering Reluctance Torque of IPMSM for Noise Resistance
The 45th Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society, IECON2019, 2019 年 10 月, ポルトガル
62. K. Sugihara, T. Nozaki, and T. Murakami
Continuously Variable Transmission by High-speed Path Switching of Linear Electro-hydrostatic Actuator
The 45th Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society, IECON2019, 2019 年 10 月, ポルトガル
63. Y. Saito, S. Shimmyo, T. Nozaki and K. Ohnishi
A Controller Design Method of Bilateral Teleoperation for Velocity Control Driver
The 45th Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society, IECON2019, 2019 年 10 月, ポルトガル
64. S. Shimmyo, Y. Saito, T. Nozaki, and K. Ohnishi
Bandwidth Expansion of Bilateral Teleoperation Based on Synergy of Observer Gain and Velocity Feedback Gain
The 45th Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society, IECON2019, 2019 年 10 月, ポルトガル
65. T. Iijima, T. Matsunaga, T. Shimono, K. Ohnishi,
Development of a Multi DOF Haptic Robot for Dentistry and Oral Surgery
2020 IEEE/SICE International Symposium on System Integration, SII2020, 2020 年 1 月, アメリカ
66. T. Sugimoto, T. Nozaki, and T. Murakami
Extended T-Type Boost Inverter for Capacitance Reduction
The 21th International Conference on Industrial Technology, ICIT2020, 2020 年 2 月, アルゼンチン
67. Y. Yamada, T. Nozaki and T. Murakami
Independent Drive of Multiple AC Motors Using Amplitude Modulation
The 21th International Conference on Industrial Technology, ICIT2020, 2020 年 2 月, アルゼンチン
68. M. Fukui, G. Kokubun and T. Nozaki
Visualization of Important Human Motion Feature Using Convolutional Neural Network
The 21th International Conference on Industrial Technology, ICIT2020, 2020 年 2 月, アルゼンチン

69. T. Matsunaga, T. Shimono, T. Mizoguchi, K. Ohnishi, T. Yukinari and M. Ui
Verification of Relation Between Ultrasound Image and Haptic Data Obtained by Tele-echography System Implementing Bilateral Control
The6th IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization, 2020年3月, 東京
70. N. Togashi, T. Shimono, T. Nozaki, K. Ohnishi, T. Shibata, Y. Aoyama and Y. Kitahashi
Motion Control Based on Sigmoid Function in Three-axis Seating Posture Assist Chair for Person with Cerebral Palsy
The6th IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization, 2020年3月, 東京
71. T. Iijima, T. Matsunaga, T. Shimono, K. Ohnishi, S. Usuda and H. Kawana
Work Space Control of Parallel Manipulator by Levenberg Marquardt Method
The6th IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization, 2020年3月, 東京
72. C. Soneda, H. Asai, T. Shimono and K. Ohnishi
Mathematical Modeling and Experimental Validation of Core-less Multi-layered Axial Motor
The6th IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization, 2020年3月, 東京
73. T. Okano, T. Nozaki and T. Murakami
Development of Neural Network-based Explicit Force Control for Step Command
The6th IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization, 2020年3月, 東京
- 【展示会】**
1. テクノフロンティア 2016, 幕張メッセ, 2016年4月20日～22日
2. 第51回日本理学療法学会大会, 札幌コンベンションセンター, 2016年5月27日～29日
3. 新技術説明会, JST, 2016年6月30日
4. イノベーションジャパン, 東京ビッグサイト, 2016年8月25日～26日
5. オープンイノベーション交流会, 川崎市産業交流会館, 2016年9月16日
6. かながわロボットイノベーション (ジャパンロボットウィーク内), 東京ビッグサイト, 2016年10月19日～21日
7. 湘南リハケア 2016, 藤沢商工会議所ミナパーク, 2016年11月27日
8. テクニカルショウヨコハマ 2017, 産学連携ワークショップ『YNU 工学研究院「ものづくりライフイノベーション」紹介』の中でのプロジェクト紹介, パシフィコ横浜, 2017年2月1日
9. 神奈川県ものづくり技術交流会, KISTEC 海老名本部, 2017年11月10日
10. かながわ科学技術フェア, 新都市プラザ, 2017年11月11日
11. 青少年のためのロボフェスタ 2017, 神奈川県立神奈川総合産業高等学校, 2017年11月18日・19日
12. 2017国際ロボット展, 東京ビッグサイト, 2017年11月29日～12月2日
13. テクニカルショウヨコハマ 2018, パシフィコ横浜, 2018年2月7日～9日
14. 未来医療ロボット技術シンポジウム, KSP 西棟3階ホール, 2018年3月2日
15. さがみロボット産業特区 かながわロボタウン, 神奈川県庁, 辻堂テラスモール, 2018年11月23日・24日・25日
16. 健康未来 EXPO2019, ポートメッセなごや, 2019年3月30～4月7日
17. 結城 PO サイトビジット, 慶應義塾大学殿町タウンキャンパス, 2019年7月9日
18. Smart Sensing2019, 東京ビッグサイト, 2019年6月5日～7日
19. CEATEC2019, 幕張メッセ, 2019年10月15日～18日
20. 第3回未来医療ロボット技術シンポジウム, KSP 西棟3階, 2019年11月7日
21. 藤沢ロボット産業研究会, 湘南産業振興財団 ロボテラス, 2020年1月22日

【記者発表・取材】

1. 神奈川新聞, 6月12日, 朝刊1面
2. 日刊工業社電子版, ロボ実用化へ連携呼びかけ
KISTECが「未来医療シンポ」, 2019年3月8日

【その他】

1. ものづくりライフイノベーション・シンポジウム2018,
共催, 2018年6月27日
2. かながわ福祉介護ロボットコンソーシアム マッチング
セミナー2018, 自主開催, KSP西棟7階709号室, 2018
年12月12日
3. 第2回未来医療ロボット技術シンポジウム, 共催, 2019
年3月1日
4. KITEC 教育講座「モーションコントロールの基礎」開
講, 2019年3月7日・8日

【受賞・受章】

1. 紫綬褒章, 大西公平, 2016年11月3日
2. 平成28年度横浜国立大学優秀研究者表彰 奨励賞,
下野誠通, 2017年3月28日
3. 2017年度第14回精密工学会 研究奨励賞, 松永卓也,
2018年3月16日
4. 一般財団法人FA財団 平成30年度論文賞, 松永卓也,
2018年12月14日
5. 平成30年電気学会産業応用部門 優秀論文発表賞(国
際ワークショップ), 稲村奈月, 2019年
6. 平成30年電気学会産業応用部門 優秀論文発表賞(国
際ワークショップ), M.K.C. Dinesh Chinthaka, 2019年
7. SAMCON2019 Outstanding Paper Awards, 松永卓也, 2019
年3月5日

【特許】

国内特許出願 7件、国外特許出願 1件

1. 発明の名称: 積層型コアレスモータ
出願番号: 特許2017-118278
出願日: 2017年6月16日
発明者: 溝口貴弘, 下野誠通, 佐久間昂輝
出願人: KISTEC, 横浜国立大学
2. 発明の名称: レゾルバ
出願番号: 特許2017-138459
出願日: 2017年7月14日

発明者: 溝口貴弘, 下野誠通, 辻元大起, 石川勝己, 渡辺真志

出願人: KISTEC, 横浜国立大学, 株式会社ワコー技研

3. 発明の名称: 鉗子システム
出願番号: 特許2017-158330
出願日: 2017年8月21日
発明者: 溝口貴弘, 下野誠通, 大西公平
出願人: KISTEC, 横浜国立大学, 慶応義塾大学
4. 発明の名称: 下肢機能補助装置
出願番号: 特許2017-161073
出願日: 2017年8月24日
発明者: 溝口貴弘, 下野誠通, 稲村奈月, 野崎貴裕, 大西公平, 石井慎一郎
出願人: KISTEC, 横浜国立大学, 慶応義塾大学
5. 発明の名称: 介護用補助装置
出願番号: 特許2017-209279
出願日: 2017年10月30日
発明者: 加藤星羅, 大西公平, 太田喜久子, 下野誠通, 溝口貴弘
出願人: KISTEC, 横浜国立大学, 慶応義塾大学, 株式会社ファインテクノス
6. 発明の名称: 力触覚伝達システム、力触覚伝達方法及びプログラム
出願番号: 特許2018-042238
出願日: 2018年3月8日
発明者: 溝口貴弘, 下野誠通, 大西公平, 田代哲也
出願人: KISTEC, 横浜国立大学, 慶応義塾大学
7. 発明の名称: 医療用把持装置
国内出願番号: 特許2018-129425
出願日: 2018年7月6日
発明者: 溝口貴弘, 下野誠通, 大西公平, 松永卓也, 青木美夏, 佐々木光, 柴尾俊輔, 石原恵理子, 西本真章
出願人: KISTEC, 横浜国立大学, 慶応義塾大学
8. 発明の名称: 医療用把持装置
国際出願番号: PCT/JP2019/022778
出願日: 2019年7月6日
発明者: 下野誠通, 佐々木光, 大西公平, 柴尾俊輔, 溝口貴弘, 松永卓也, 安彦恵理子, 西本真章, 青木美夏
出願人: KISTEC, 横浜国立大学, 慶応義塾大学

研 究 報 告

ラジアル積層モータの開発

浅井 洋

1. はじめに

古くからの産業応用や近年の医療福祉分野におけるロボット技術の導入促進に伴い、駆動源であるモータの需要が急激に高まっている。特に回転型モータは構造の簡潔さや多岐に渡る用途により、今もなお新たな研究開発が行われている[1]-[3]。しかし、遠隔操作手術支援ロボットなどに代表される医療デバイスにおいて重要となるのは、外環境への繊細な接触動作を実現するための優れたバックドライバビリティである。産業用ロボットへの実装を目的として開発されたこれまでのモータは、鉄心等のコアやギア等の減速機により出力密度を向上させたものが大半となっている。一方でコアはコギングトルクを、ギアは摩擦やバックラッシュを引き起こすためバックドライバビリティが劣化し、デバイスの利用者に違和感を与える。そのため、これまでとは異なる設計思想に基づくハプティック医療デバイス用モータを新たに開発することが、今後の医療ロボティクス技術の進展に不可欠となっている。そこで本研究では、コアレスかつダイレクトドライブ構造の回転型モータにおいて出力を向上させる構造を検討し、電磁界解析や試作機による特性試験の結果からその有用性を確認した[4]。

2. ラジアル積層モータの構造・原理

先行研究ではコアレスのリニアモータにおいてコイルおよび磁石を分割し積層することで推力密度が向上したことが報告されている[5]。そこで回転型モータにおいても同様に、コイルおよび磁石を分割することでトルクの向上を実現する。図1にラジアル方向へ積層した回転型モータのCAD図を示す。図1(a)から(d)はそれぞれ1層、2層、3層、4層構造のCADモデルであり、いずれもコイル・磁石の総体積、および最外部の外径は同一となっている。磁石層は外径に向かって青がS極、赤がN極方向に磁化された磁石を示す。また、これら4種のモデルにおける構造パラメータを表1,2に纏める。本モータはコイル層における4組の三相交流と、磁石層における径方向磁化の4組の磁極対により生成される接線方向へのローレンツ力が駆動源である。

3. 電磁界解析

3.1 積層効果解析

一般に空気中における磁束はそれを発生させている磁石の表面から離れれば離れるほど磁石表面に対する法線方向から反れるという特性がある。本モータで提案する積層構造は、ある体積を有する磁石を合計体積が同一となる条件のもと分割することで、相対的に磁石表面からの距離を短くするという設計思想である。そこで本節では積層構造による特性向上を磁束密度の次元から確認する。

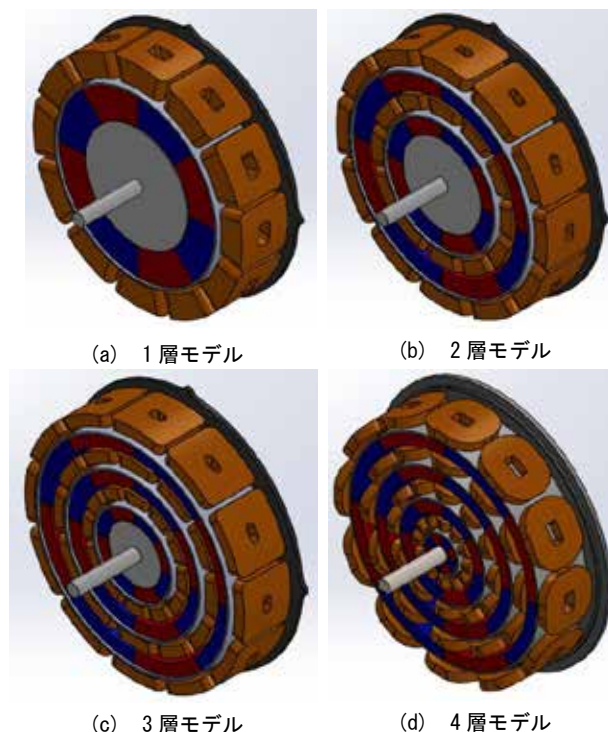


図1. ラジアル積層モータ構造図[4]

表1. 各層モデルの寸法(軸長はいずれも38.0mm)

モデル	径方向磁石厚 [mm]	径方向コイル厚 [mm]	モータ直径 [mm]
1	24.0	17.5	184
2	12.3	10.2	184
3	9.00	7.70	184
4	8.00	7.00	184

表2. 各層コイルの巻数

モデル	1層	2層	3層	4層
1	624			
2	255	415		
3	135	215	304	
4	57	152	230	295

図2に示す同一体積を有する2種の磁石モデルに対して磁束密度の計算および電磁界解析を行う。(a)は一辺10mmの立方体で、(b)は磁化方向に対して垂直な面で二等分した形状となっている。磁石は一般に同等の磁束を発生させるコイルとして置換することが可能であり、その時にコイルに流れる電流を等価磁化電流とする。磁石によって生成される磁束密度 B は等価磁化電流 I_m をもとに式(1),(2)で算出される。

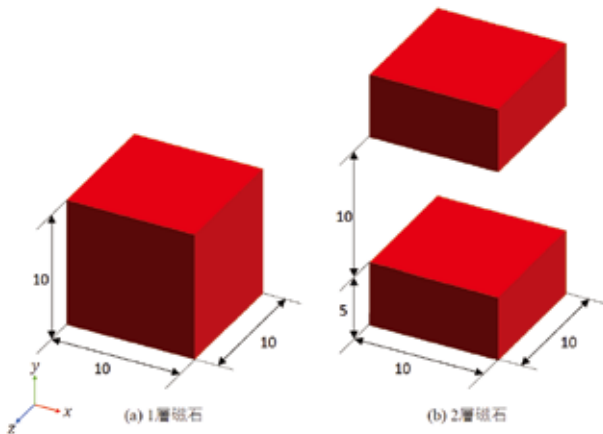


図 2. 積層構造検証用 2 種磁石モデル [4]

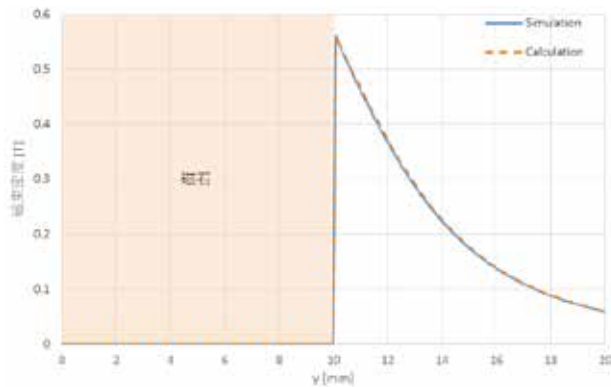


図 3. 1 層磁石による磁束密度 [4]

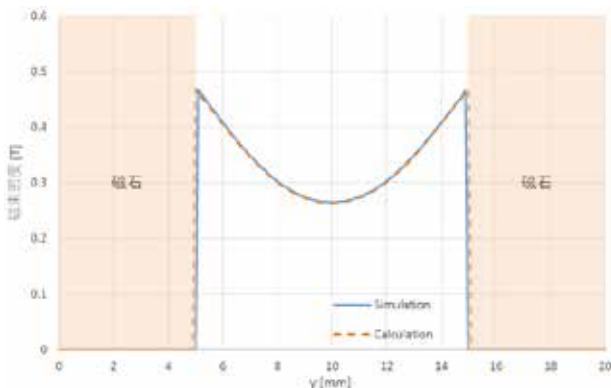


図 4. 2 層磁石による磁束密度 [4]

$$I_m = \frac{B_{rem} h}{\mu_s \mu_0} \dots (1)$$

$$\mathbf{B} = \frac{\mu_0 I_m}{4\pi} \oint \frac{d\mathbf{l} \times \mathbf{r}}{r^3} \dots (2)$$

h は磁石厚、 B_{rem} は NEOREC42SH 磁石の残留磁束密度 (=1.335T)、 μ_0 は真空透磁率、 μ_s はネオジムの比透磁率を示す。また I は微小電流ベクトル、 r および r は微小電流と磁束密度観測点 P 間のベクトルおよび距離を表す。以上の定義のもと計算および電磁界解析によって磁石表面から 10mm 以内における磁束密度を求める。なお磁束密度は駆動源となる y 方向の磁束密度のみ算出する。

図 3 および図 4 にそれぞれの磁石モデルにおける磁束密度の解析・計算結果を示す。1 層モデルでは磁石表面付

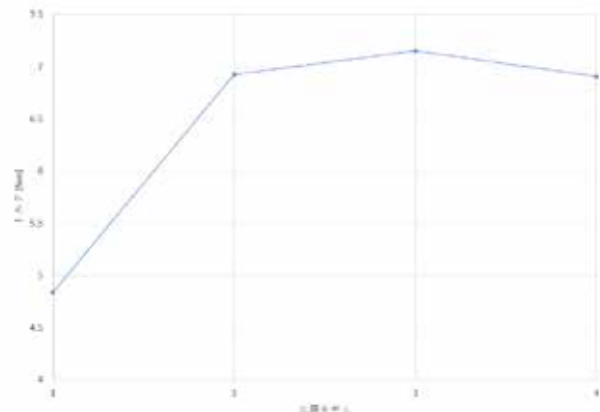


図 5. 各層モデルにおけるトルク比較 [4]

表 3. シミュレーション条件

磁石	NEOREC42SH	線占積率	50 %
銅線径	0.5 mm	電流密度	10 A/mm ²
電流振幅	2.77 A	周波数	50 Hz

近の 0.56T が 20mm 地点では 0.06T にまで減衰しており、平均して 0.22T となっている。一方で 2 層モデルでは表面付近が 0.47T と 1 層モデルと比較して低いものの減衰が緩やかであり、最低値は 0.27T、平均値も 0.34T と大幅に増加している。以上の結果から、磁石の積層構造による磁束密度の向上が確認された。

3. 2 トルク解析

前節では磁石の積層構造による効果を確認した。そこで本節では図 1 における 4 種のラジアル積層モータにおいてトルク解析を行い、積層構造による効果をトルク次元で確認する。表 3 に電磁界解析における条件を示す。線占積率は手巻きでも容易に達成可能な 50% とし、電流密度は自然冷却の限界値である 10A/mm² を採用している。

以上の条件のもとに電磁界解析を行った結果を図 5 に示す。この結果から 1 層モデルと比較して 2 層、3 層モデルではトルクが増大しており、積層構造による特性向上が実現できている。同様に 4 層モデルにおいても 1 層モデルよりトルクの向上が確認できるが、2 層や 3 層モデルと比較して劣化してしまっている。これは、積層構造が磁石厚に比例する等価磁化電流(式 1)と距離の二乗に反比例して減衰する磁束密度(式 2)のトレードオフを表しているためである。過剰な分割は磁石表面付近の磁束密度を大きく低下させるため、結果として層間における磁束密度の平均値が低下し、却ってトルクが劣化するという現象を引き起こす。以上からラジアル積層モータには最適な層数が存在し、かつ今回の条件下では層数 3 のモデルが最適であることが明らかとなった。

4. 実機試験

本章では駆動原理の実証、解析結果との比較、実現可能性の確認を目的として製作した 4 層モデルを用いてトルク特性試験を行う。なお実機では単位重量あたりのトルク

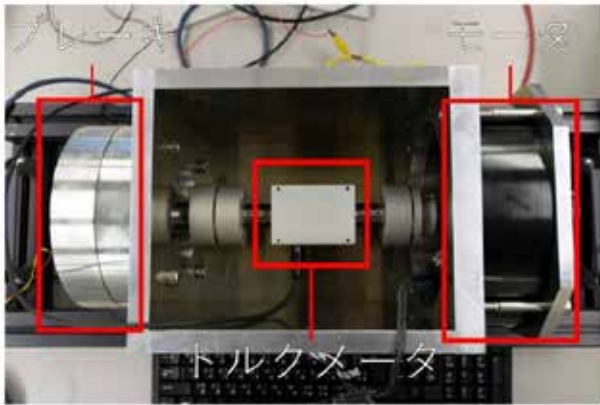


図 6. ラジアル積層モータ実機[4]

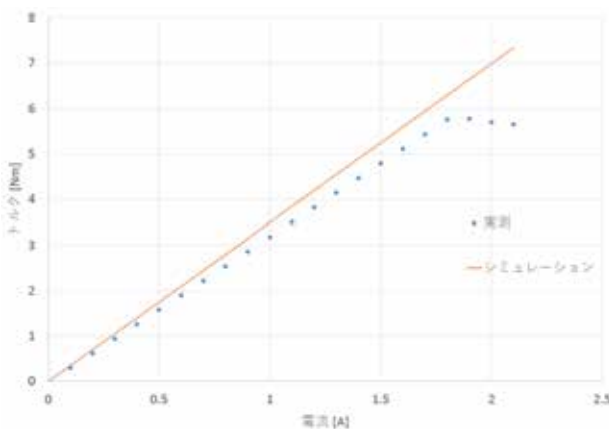


図 7. トルク特性比較[4]

を最大化させるため、磁石層の軸長が1層目から順に36.80、35.04、32.72、31.96mmとなっている。

図6に製作したモータおよび測定環境を示す。左軸をパウダーブレーキによって固定し、右軸からモータによるトルクを印加することで左右のトルク差をトルクメータがアナログ電圧で出力する構成となっている。以上の環境をもとに実効値 0.1Arms 刻みで三相交流を印加して得られた電流トルク特性を図7に示す。橙の実線は解析結果、青の点線は実機試験結果となっている。

この結果から、0から2.0Armsまで一定の線形性をもつシミュレーション結果に対して実機試験結果では1.9Armsからトルクが減少していることが分かる。これはコイルに流れる電流と抵抗によってジュール熱が発生し、磁石が熱によって減磁されたためである。そこで印加電流を1.0Arms、2.0Armsとした際のトルク特性の時間変化を観測した。図8に示す結果から、1.0Armsではトルクの減衰が見られないが2.0Armsでは印加直後の6.2Nmから60秒後には5.7Nmにまで減少している。シミュレーションでは自然冷却上限の電流密度10A/mm²をもとに電流上限を1.96Armsとしたが、実機では1.8Arms程度に制限されることが明らかとなった。

また図7ではシミュレーションでのトルク定数3.496Nm/Aに対し実機では3.205Nm/Aとなっている。これは実機磁石の残留磁束密度やCADモデルにおけるフィ

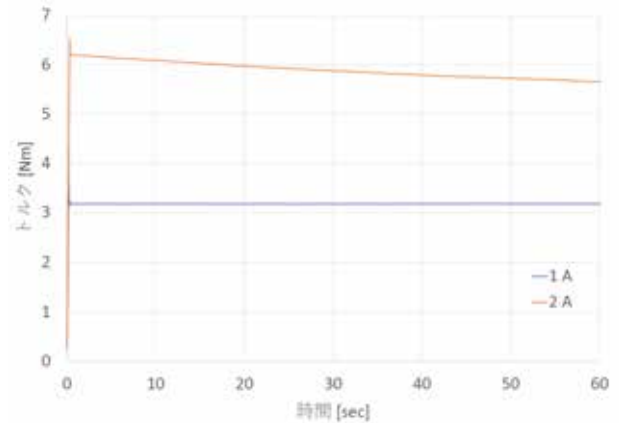


図 8. トルクの時間変動[4]

レットの実機との差によるモデル化誤差が原因と考えられる。

5. 結論および今後の展望

本研究では磁石やコイルを分割して配置する積層構造を提案し、コアレス永久磁石同期モータの出力密度を向上させることに成功した。本研究の今後の展望として

1. 1から3層モデルを試作し、4種モデル間での特性を比較
2. 全モデルでのトルク-回転数特性の測定
3. モータ直径を条件とする最適分割数の理論式構築などが挙げられる。また本成果は同様のコンセプトを有する積層モータの構想に援用され、さらなるハプティックアクチュエータの開発に繋がった。

【参考文献】

1. K. J. Meessen, J. J. H. Paulides, and E. A. Lomonova, "Analysis of a Novel Magnetization Pattern for 2-DOF Rotary-Linear Actuators," *IEEE Transactions on Magnetics*, Vol. 48, No. 11, pp. 3867-3870, 2012.
2. O. Ustun and R. N. Tuncay, "Desing, Analysis, and Control of a Novel Linear Actuator," *IEEE Transactions on Industry Applications*, Vol. 42, No. 4, pp. 1007-1013, 2006.
3. J. Asama, Y. Hamasaki, T. Oiwa, and A. Chiba, "Proposal and Analysis of a Novel Single-Drive Bearingless Motor," *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, Vol. 60, No. 1, pp. 129-138, 2013.
4. K. Sakuma, S. Takano, T. Shimono, and T. Mizoguchi, "Design and analysis of multi-layered coreless permanent magnet synchronous motor," *The 4th International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control and Optimization, SAMCON2018*, 2018.
5. S. Takano, S. Tanaka, S. Yamaguchi, T. Shimono, and T. Mizoguchi, "Analysis of the Effect on Applying Halbach Array to LPMM with Three Phase Multi-layered Structure," *2016 International Symposium on Industrial Electronics, ISIE2016*, 2016.

アキシシャル積層モータの特性解析

浅井 洋

1. はじめに

近年、高速かつ高精度な制御が可能なアクチュエータとしてダイレクトドライブモータの研究開発が進められている[1], [2]。鉄心等のコアによる磁気吸引力やコギングトルク、ギア等の減速機によるバックラッシュや装置の振動が発生せず優れた制御性能を得られるためである。一方でダイレクトドライブ構造ではコアによる磁路が形成されない、減速機による出力増幅がされない等の理由から出力密度が小さくなりがちであり、所望のトルクを得るための装置の肥大化が問題となっている。

このようなダイレクトドライブモータの出力密度向上案として、磁石とコイルを複数に分割し層を積み重ねる積層構造が提案されている[1]。この文献では積層された磁石層による相乗効果が発生し、積層数に対して層数倍以上の推力が得られたことが報告されている。同構造を回転型モータに実装した例がラジアル積層モータであり[2]、同様に積層の効果も確認されたが層や分割数によって部品の寸法が異なるため設計の点において難を抱えている。そこで本研究では回転型モータにおける新たな積層構造を検討し、電磁界解析からその有用性を確認した[3]。

2. アキシシャル積層モータの構造・原理

先行研究となるラジアル積層モータでは、磁石層とコイル層を径方向に積層させた構造となっているが、それに対し本研究では磁石層およびコイル層を軸方向に積層させるアキシシャル積層構造を提案する。図1にアキシシャル方向へ積層した回転型モータのCAD図を示す。環状に磁石を16個配置した磁石層とコイルを24個配置したコイル層の繰り返しによって構成され、層間のエアギャップは1.0mmとなっている。隣り合う磁石同士で磁極の向きが異なり、紙面左下に向かって赤がN極、青がS極を指している。また隣り合うコイル同士でU, V, Wの3相を構成しており、磁石層とあわせて3層2極が周方向に8組繰り返す構造となっている。以上の構造により層同士の相乗効果を生じさせ、かつ層数の変更が容易となった積層型回転モータを実現している。なお両層における構造パラメータを表1に纏める。

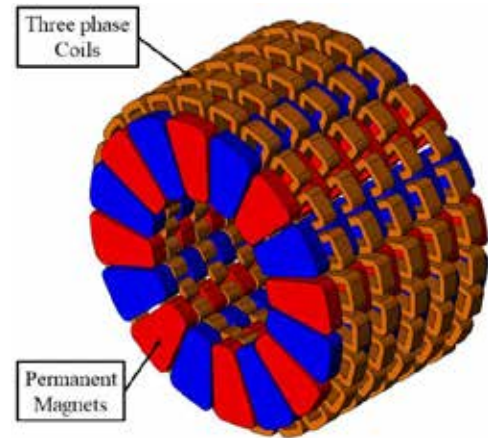


図1. アキシシャル積層モータ構造図

表1. 両層の寸法

	Magnet Layer	Coil Layer
Outside diameter [mm]	100	110
Inside diameter [mm]	47.8	47.8
Axial length [mm]	5.00	5.00
Gap angle between one's neighbor [deg]	2.00	2.00
Angle of one part [deg]	20.5	13.0
Material	N40SH	Copper

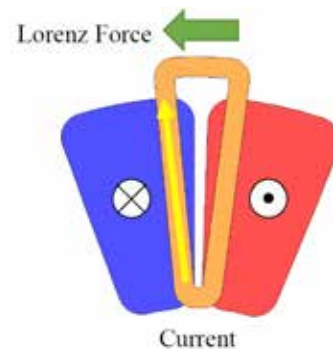


図2. 駆動力の生成原理

3. 電磁界解析

3.1 コイル外径による特性変動

本モータでは径方向に流れる電流と軸方向の磁束密度により生成される円の接線方向へのローレンツ力が駆動源となるため、周方向に電流が流れるコイルの底辺部は駆動力に寄与しない。そのため図2のようにコイル外径が磁石外径より大きい場合、底辺部が磁石層から外れ、駆動力を生み出す二等辺部と磁石層の重なる領域が増加しトルクが増加する。そこで本節ではコイルの外径に対するトルク特性の変動を電磁界解析によって確認する。

コイル外径を100mm(=磁石外径)から114mmまで2mm毎に増加させた際のトルク解析結果を図3に示す。図3の結果から、コイル外径100mmでは0.596Nmのトルクが外径110mmでは0.652Nmまで増加していることが分かる。一方で緩やかに増加していたトルクは以後変化が見られず、外径114mm時のトルク値は外径110mm時とほぼ同一の値となっている。これはコイルの二等辺部と軸方向磁束の重なる領域が頭打ちになったためであり、トルク特性の飽和点とも言える。

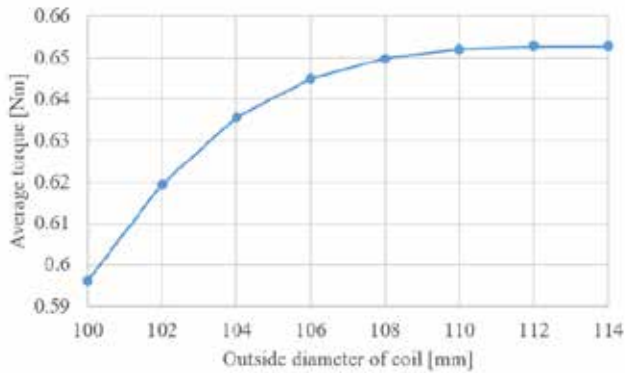


図 3. コイル外径増加に伴うトルク特性変動[5]

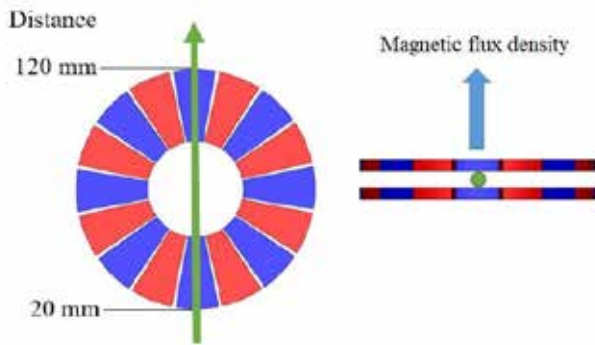
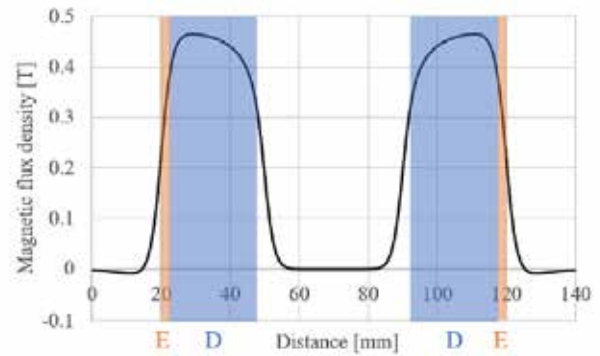


図 4. 磁束密度解析における位置定義[5]

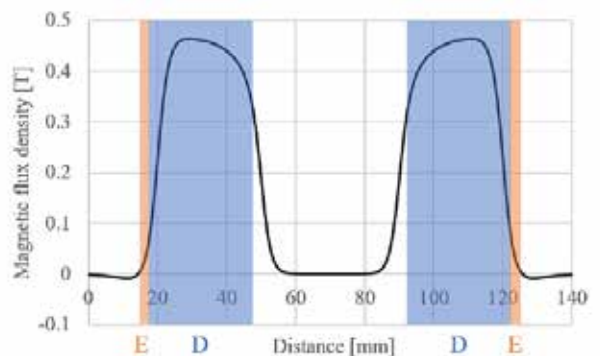
この現象を磁束密度次元で確認するため図 4 で示す位置定義のもと電磁界解析を行った。解析では磁石層間の中点において円の直径に沿った軸上(緑矢印)での軸方向磁束密度(青矢印)を求める。この解析結果に外径 100mm コイルおよび 110mm コイルによる二等辺部(青・領域 D)と底辺部(橙・領域 E)を図示したものがそれぞれ図 5(a)および(b)となる。青領域とグラフの正の部分の重なる面積がコイル層における鎖交磁束量を表しており、この面積の大小がトルクの大小と一致する。この結果からコイルの外径が 110mm に増加することで Distance 軸 20mm および 120mm 付近のグラフ正領域も青領域と重なり、トルクが増大することが分かる。一方で同様に、これより大きい青領域でもグラフ正領域と重なる面積は非常に少なく、トルクが増大が見込めないことが容易に判断できる。これがコイル外径 110mm 以後での特性飽和を示している。以上の結果から試作機ではコイル外径を 110mm として設計した。なお内径は底辺部と二等辺部のような領域が不明瞭であるため磁石と同一の値としている。

3. 2 磁束密度解析

本節では図 6 のように複数層積層した際の相乗効果を磁束密度次元で確認する。表 2 に示す条件のもと電磁界解析を行った結果を図 7 に示す。この結果からコイル 1 層目(Axial Distance 軸 18mm 付近)における 1 層モデル(濃い青)と 2 層モデル(薄い橙)を比較すると、磁束密度が若干向上していることが確認できる。これは 2 層モデルで追加された左から 3 番目の磁石層によって発生した相乗効果であ



(a) 磁束鎖交領域(コイル外径 100mm)



(b) 磁束鎖交領域(コイル外径 110mm)

図 5. コイル外径増加に伴う磁束鎖交領域変動[5]

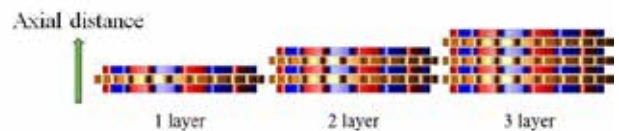


図 6. 積層定義図[5]

表 2. シミュレーション条件

	運動条件		コイル条件
ステップ数	16	振幅[A]	1.41
1 ステップ時間[s]	4.44×10^{-4}	周波数[Hz]	50
1 ステップ角度[deg]	1.00	巻数	63

る。この時、3 番磁石層を中心軸としてコイル 1 層目と対称となるのはコイル 4 層目(Axial Distance 軸 55mm 付近)であるため、コイル 4 層目の領域における 2 層モデルでの値がコイル 1 層目における磁束密度の増加量である。同様の法則から、2 層モデルから 3 層モデル(灰)となった際のコイル 1 層目における磁束密度の増加量は 3 層モデルにおける最外部(Axial Distance 軸 80mm 付近)での値に等しく、どちらもほぼ 0 であることが確認できる。以上からアキシヤル積層構造による相乗効果、および相乗効果の原理を磁束密度次元での考察から明らかにした。

3. 3 トルク解析

本節では積層構造による相乗効果をトルク次元で確認する。積層定義およびシミュレーション条件は前節と同様

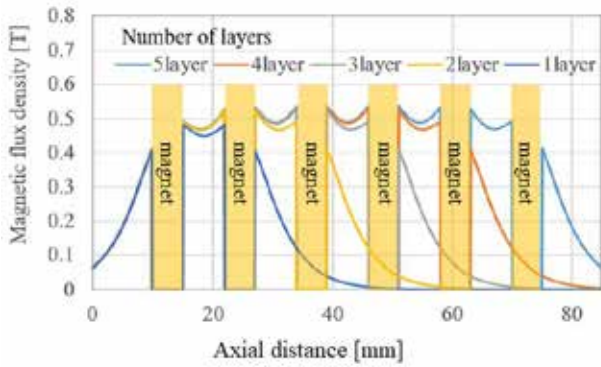


図7. 積層数変化による磁束密度変動[5]

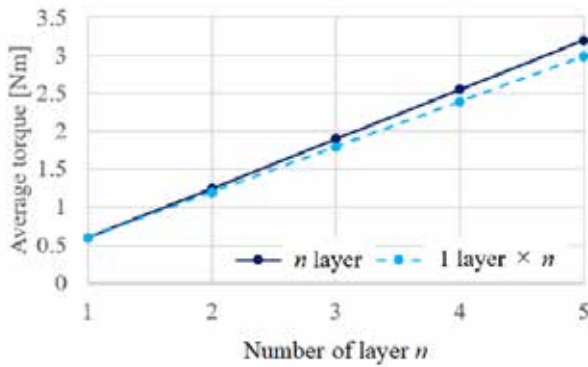


図8. 積層数変化によるトルク変動[5]

に図6および表2に示された通りである。図8に示すトルク解析結果から、N層モデルによるトルク(実線)では1層モデルによるトルク定数をN倍した値(点線)より大きくなっており、トルク次元でも相乗効果が発生していることが確認できる。

3. 4 同一軸長下に対する最適層数

これまでの解析では複数層による相乗効果の確認を目的とした解析を行った。この節では軸長があらかじめ決められた条件下における分割数の変化に伴うトルク定数の変動について解析を行う。この解析はコイル層および磁石層の軸長設計時の指針となるデータを得ることが目的である。図9に示す通り、あらかじめ軸長Lが決められた場合の分割数によるトルク特性の変動を確認する。図10の解析結果から軸長Lが50mmの場合は4層モデルでトルクが最大となるが、80mmでは6層モデルでトルクが最大となり、軸長によって最適な分割数が異なることが確認できる。これは軸長Lが50mmの4層モデルでの寸法をもとに設計した場合、積層数の増加によって軸長が80mmを超えた際に最適なパフォーマンスは発揮できないことを示している。

4. 結論および今後の展望

本研究では磁石やコイルを軸方向に積層して出力密度を増加させる構造を提案し、電磁界解析の結果から本構造の実現可能性を確認した。本研究の今後の展望として

1. 実機を試作し、複数層モデルでの特性を比較



図9. 既定軸長下における分割[5]

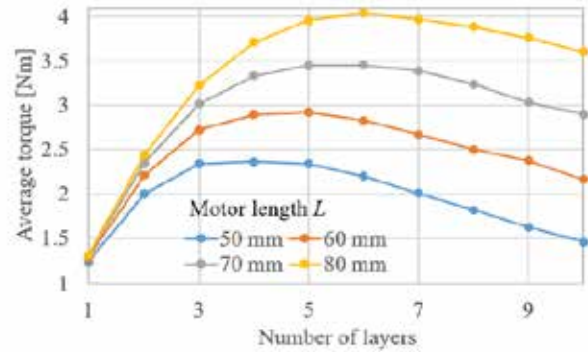


図10. 既定軸長下における分割数変化に対するトルク変動[5]

2. 磁石およびコイル層の軸方向厚さ変化時の特性変動解析
3. 磁束密度およびトルク特性理論式の導出などが挙げられる。

【参考文献】

1. X. Wang, C. Hu, M. Zhao, L. Wu, and S. Zhou, "Design of multi-layer PCB coreless axial permanent magnet synchronous motor," *2019 22nd International Conference on Electrical Machines and Systems, ICEMS2019*, 2019.
2. S. Neethu, S. P. Nikam, A. K. Wankhede, S. Pal, and B. G. Fernandes, "High-Speed Coreless Axial-Flux Permanent-Magnet Motor with Printed Circuit Board Winding," *IEEE Transactions on Industry Applications*, Vol. 55, No. 2, pp. 1954-1962, 2019.
3. S. Takano, S. Tanaka, S. Yamaguchi, T. Shimono, and T. Mizoguchi, "Analysis of the Effect on Applying Halbach Array to LPMM with Three Phase Multi-layered Structure," *2016 International Symposium on Industrial Electronics, ISIE2016*, 2016.
4. K. Sakuma, S. Takano, T. Shimono, and T. Mizoguchi, "Design and analysis of multi-layered coreless permanent magnet synchronous motor," *The 4th International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control and Optimization, SAMCON2018*, 2018.
5. C. Soneda, H. Asai, Y. Hatta, T. Shimono, and K. Ohnishi, "Design and Analysis of Core-less Multi-layered Axial Motor," *2019 IEEE 28th International Symposium on Industrial Electronics, ISIE2019*, 2019.

磁気ギアードリニアモータの開発

浅井 洋

1. はじめに

電動機による推力・トルクに対し出力密度を向上させる外部機構として、機械式ギアによる減速機が挙げられる。入出力軸間の歯数によって決定する減速比に応じて出力が増幅されるため、速度を犠牲に所望の出力を得ることが可能という原理である。一方でこのような機械式の減速機は、物理的な接触による歯の摩耗や機械的共振、バックラッシュによる制御性能の劣化などの難点も抱えている。

このような背景から近年では、非接触での原則を実現する磁気ギアが注目を浴びている。磁気ギアとは従来の機械式ギアにおける歯車を永久磁石に置換したものであり、磁石間での引力・斥力によって駆動力が伝達される機構となっている。その特徴として、非接触で動力を伝達するため低騒音・低振動・メンテナンス性良好などが挙げられる[1]。また過負荷が印加された場合は空転が発生するため、トルクリミッタとして装置全体を保護する機能も備わっている。さらに、磁気ギアとして用いる永久磁石をモータの一部として併用する磁気ギアードリニアモータなども考案されている。この構造により磁気ギアおよびモータをそれぞれ個別に設計し組み合わせる場合に比べ、部品点数の削減や構造の小型化などが期待できる[2]。先行研究では歯車機構との相似性による構造の容易さなどから回転駆動に対する磁気ギアの開発が広く行われているが[3]、直動機構に対する磁気ギアの研究成果も報告されている[4]。そこで本研究では、直動型磁気ギアに三相同期モータを組み合わせた磁気ギアードリニアモータを提案し、電磁界解析や試作機を用いた実機試験の結果から特性を確認した[5], [6]。

2. 磁気ギアードリニアモータの構造・原理

図1に磁気ギアードリニアモータのCAD図を示す。円の外側から三相コイル、高速側永久磁石、ポールピース、低速側永久磁石となっており、三相コイルと高速側永久磁石がリニアモータを、高速側永久磁石、ポールピース、低速側永久磁石が磁気ギアを構成している。磁石はいずれも軸方向磁化されたものを同極同士で向かい合わせることで、接触面において径方向への磁束が集中する構造となっている。このモータは磁気ギアによって増幅されたリニアモータの推力を低速側永久磁石軸から出力として得られる構造となっており、その増幅率は磁気ギアによるギア比 G_r として求められる。ギア比 G_r は高速側磁石極対数を N_h 、低速側磁石極対数を N_l 、ポールピース極数を N_{pp} とすると式(1)および(2)から求められる。

$$N_{pp} = N_l \pm N_h \quad \dots (1)$$

$$G_r = \mp N_l / N_h \quad \dots (2)$$

これらの構造パラメータを表1に纏める。なお負のギア比は高速側磁石と低速側磁石が互いに反対方向へ駆動することを意味する。

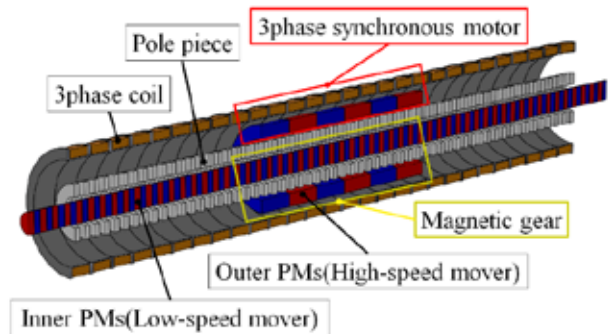


図1. 磁気ギアードリニアモータ構造図[6]

表1. 磁気ギアードリニアモータのパラメータ

Permanent magnets	Outer/Inner
Material	Neodymium N40SH
Inner diameter [mm]	31.0/11.0
Outer diameter [mm]	45.0/0.00
Thickness [mm]	20.0/3.75
Pole piece	
Material	Steel S45C
Inner diameter [mm]	15.0
Outer diameter [mm]	28.0
Thickness [mm]	3.16
Coil windings	
Material	Copper
Number of turns/[slot]	40
Magnetic gear	
Number of pole pairs for high speed mover	3
Number of pole pairs for low speed mover	16
Number of pole pairs for pole piece	19
Gear ratio	-5.33

3. 電磁界解析

図1に示す磁気ギアには磁性体を周期的に配置したポールピースと呼ばれる部品が含まれる。ポールピースは磁石から発生する磁束密度の周期を変調し、高速側と低速側を同期させる役割を持つ。このような構造を持つ磁気ギアは磁束変調型磁気ギアと呼ばれ、他の磁気ギアと比べ推力・トルク密度が高いことが知られている。一方で磁性体を使用しているため、磁石とポールピース間でコギング力が発生してしまう。コギングとは磁石と磁性体間で働く吸引力による力の脈動現象であり、その原理から従来の機械式ギアでは発生しない。そこで、磁気ギア部におけるコギング力の解析を行いその特性を確認する。

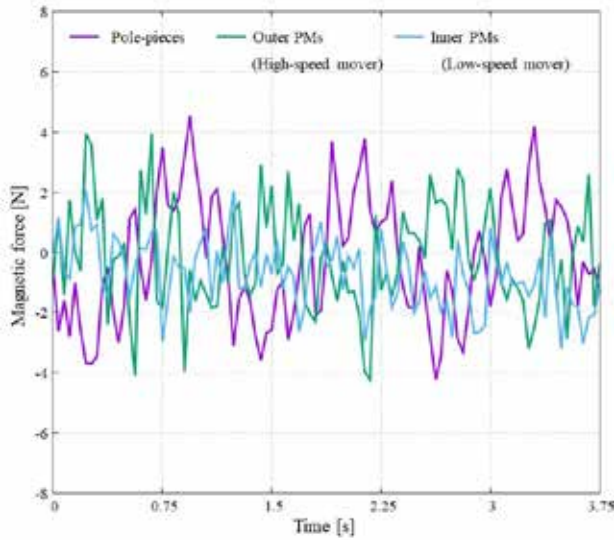


図 2. 磁気ギア部のコギング力解析結果 ($Gr=-5.33$) [5]

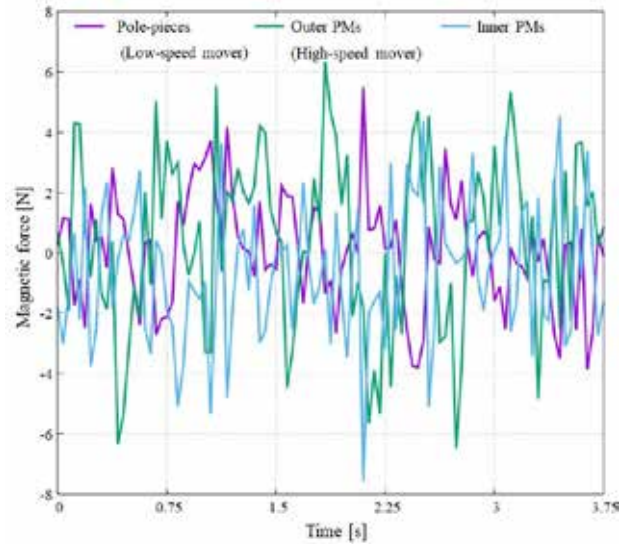


図 4. 磁気ギア部のコギング力解析結果 ($Gr=+5.33$) [5]

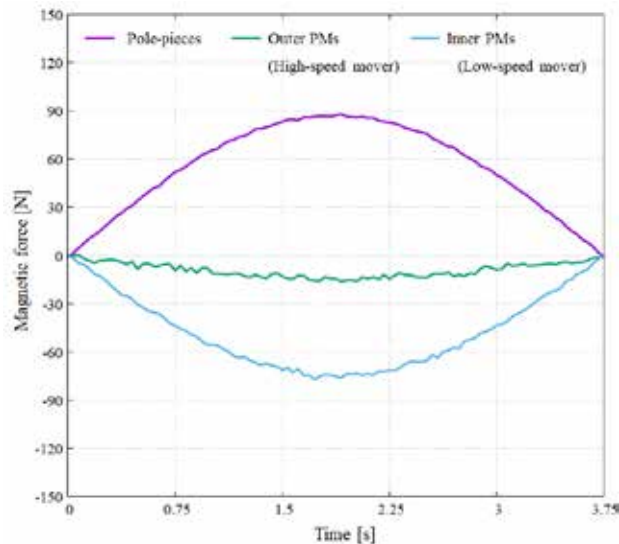


図 3. 磁気ギア部の最大伝達推力解析結果 ($Gr=-5.33$) [5]

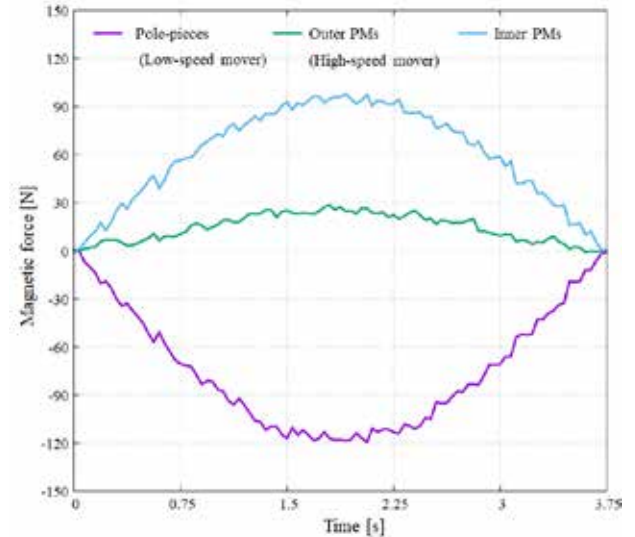


図 5. 磁気ギア部の最大伝達推力解析結果 ($Gr=+5.33$) [5]

コギング力は高速側磁石と低速側磁石を互いに磁氣的に安定な位置関係を保った状態で駆動させることで無負荷状態を再現し、発生する力の脈動を解析することで明らかになる。解析結果は図 2 に示す通りであり、この結果から高速側では 8.17N、低速側では 5.27N のコギング力が発生していることが確認できる。

また同様に、磁気ギア部における最大伝達推力を電磁界解析によって導出する。最大伝達推力とは磁気ギアが伝達可能な力の最大値であり、最大伝達推力以上の力が印加された場合は磁石同士が脱調し空転する。その原理から従来の機械式ギアにおいてギア割れや欠けの原因となる過負荷に対する保護機能となるが、可動域に限られる直動モータでは繰り返しの脱調による機能不全も考慮する必要がある。最大伝達推力は高速側永久磁石を固定した状態で低速側永久磁石を移動させることで負荷をかけた状態を再現し、発生する力の最大値を解析することで明らかになる。解析結果は図 3 に示す通りであり、この結果から最大伝達

表 2. 出力軸による設計値変化

Output Axis	Inner PMs	Pole piece
Pole pairs for Low speed mover	3	3
Pole pairs for High speed mover	16	13
Pole pairs for pole piece	19	16
Gear ratio	-5.33	+5.33

推力は 77.1N であることが確認できる。

一方で磁気ギアの特徴として、内部の永久磁石ではなくポールピースを出力軸として設計することも可能である点が挙げられる。ポールピースを出力軸とする場合、高速側極対数およびギア比を同一とするには表 2 右段のような設計値となる。なお正のギア比であるため、高速側磁石とポールピースは互いに同一方向へ駆動する。この設計値

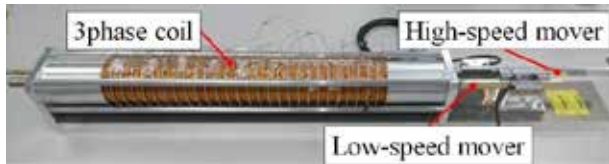


図 6. 磁気ギアードリニアモータ実機 [6]

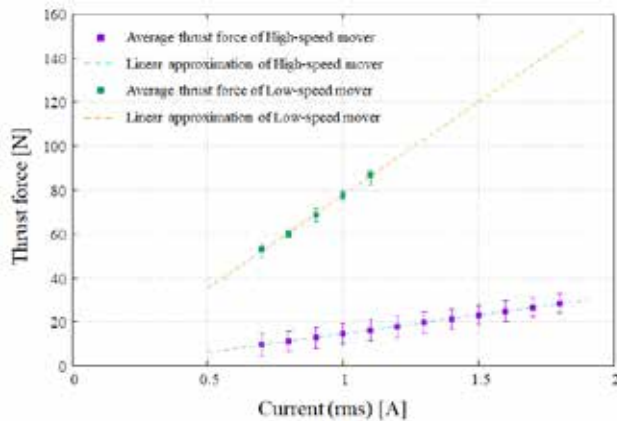


図 7. 推力特性試験結果 [6]

においても同様にコギング力および最大伝達推力の解析を行った。図 4 および図 5 に示す結果から、高速側では 12.83N、低速側では 9.36N のコギング力が発生しており、最大伝達推力は 120N であることが確認できる。一般に連続運転を行う条件下では、効率の観点からコギング力の小さいギアが望ましい。よって本研究ではこれらに優れるギア比 $Gr = -5.33$ の設計値で実機を試作する。

4. 実機試験

本章では図 6 に示す磁気ギアードリニアモータ試作機を用いた推力特性試験を行う。実験ではコイルに三相交流を印加し、高速側および低速側に発生する推力をロードセルを用いて測定している。実効値 0.7Arms から 0.1Arms 毎に測定した結果を図 7 に示す。この結果から磁気ギア入力軸の推力定数は 17.0N/A、出力軸の推力定数は 84.6N/A となっており、リニアモータの出力が磁気ギアによって増幅されていることが確認できる。一方、両者の比率は 4.97 であり設計したギア比である 5.33 とは 6.75% の誤差が発生している。また低速側では 1.2Arms 以降では脱調のため力を測定できていないが、1.1Arms 時点で 80N 以上となっており、前章で求めた最大伝達推力を上回っている。これらはいずれも高速側における摩擦力の影響であり、特に最大伝達推力に関しては摩擦力が駆動を妨げる(=脱調を防ぐ)方向に働くため、解析値よりも大きな値になっていることが予想される。

また図 8 はコイルに実効値 1.1Arms を印加した際の両可動子の位置応答値の変化を示す。実験開始から 5.5 秒後に電流を印加しており、それに伴い両可動子が駆動している。両可動子の位置変動の比率は 5.59 であり、設計したギア比である 5.33 とは 4.88% の誤差が発生している。減速機は減速度合いに応じた力の増幅が発生するため、設計

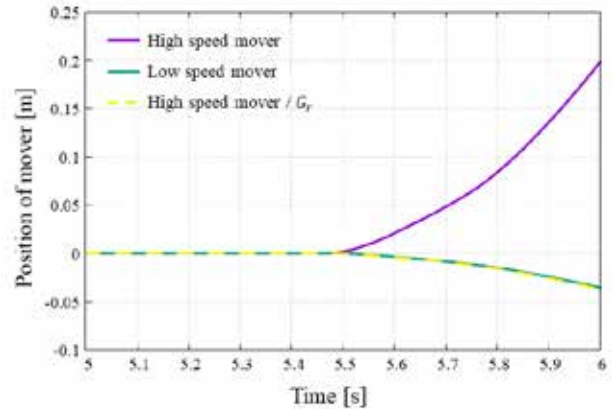


図 8. 1.1Arms 印加時の位置応答値 [6]

値より小さい値となった力の増幅率は、減速率が十分でなかったためであることが予想される。

5. 結論および今後の展望

本研究では磁束変調型磁気ギアにリニアモータを組み合わせた磁気ギアードリニアモータを設計・開発し、原理実証および特性試験を行った。本研究の今後の展望として

1. コギング力の主要因となる非同期高調波磁束の解析
2. ポールピースによる磁路や非線形特性を考慮した特性理論式導出
3. 磁気ギア部の効率測定などが挙げられる。

【参考文献】

1. K. Atallah, and D. Howe, "A Novel High-Performance Magnetic Gear", *IEEE Transactions on Magnetics*, Vol. 37, No. 4, pp. 2844-2846, 2001.
2. K. Atallah, J. Rens, S. Mezani, and D. Howe, "A Novel "Pseudo" Direct-Drive Brushless Permanent Magnet Machine", *IEEE Transactions on Magnetics*, Vol. 44, No. 11, pp. 4349-4352, 2008.
3. B. McGilton, R. Crozier, A. McDonald, and M. Mueller, "Review of Magnetic Gear Technologies and their applications in marine energy," *IET Renewable Power Generation*, Vol. 12, No. 2, pp. 174-181, 2018.
4. S. Niu, S. L. Ho, and W. N. Fu, "Performance Analysis of a Novel Magnetic-gear Tubular Linear Permanent Magnet Machine," *IEEE Transactions on Magnetics*, Vol. 47, No. 10, pp. 3598-3601, 2011.
5. 生方瑞城, 下野誠通, "磁気ギアードリニアモータにおける低速側可動子に関する一考察," 電気学会メカトロニクス制御研究会資料, MEC-17-003, pp. 13-16, 2017 年.
6. 生方瑞城, 下野誠通, "等価磁化電流における磁束密度計算に基づく磁気ギアードリニアモータの推力導出," 電気学会リニアドライブ研究会資料, LD-19-002, pp. 7-10, 2019.

回転・直動動作の検出が可能な二自由度レゾルバの開発

浅井 洋

1. はじめに

産業応用や医療福祉分野でのロボット技術の導入に伴い、工場や手術室などの狭隘空間内において多自由度駆動を可能とするロボットの開発が須要となっている。ロボットの駆動源となるモータは単一で多自由度動作を実現するものも開発されており、特に回転運動と直動動作を独立に行う $r\theta$ モータの報告例が多い[1][2]。一方で、モータの位置情報検出を行うセンサはほとんどが一自由度のみに対応したものであり、多自由度駆動には自由度に応じたセンサを実装しなければならず、装置の大型化、複雑化、高コスト化の原因となっている。

そこで本研究では、単一で二自由度動作の検出が可能なレゾルバを開発する[3]。レゾルバとは複数のコイルによる電磁誘導現象を利用し、運動をアナログ電気信号に変換することで変位を検出する位置センサの一種である[4][5]。また、このような単純な構造から耐環境性に優れるといった特徴を有する。本項では開発した二自由度レゾルバの駆動原理を説明し、電磁界解析や試作機による特性試験の結果から原理実証を行う。

2. 二自由度レゾルバの構造・原理

図1に二自由度レゾルバのCAD図を示す。提案レゾルバは、励磁用のコイルを積層した内側可動子と検出用のコイルを積層した外側固定子によって構成される。可動子側は1層内で45度毎にコイルが配置されており、回転方向に22.5度ずらしたものを直動方向に2層積層している。固定子側は1層内で22.5度毎にコイルが配置されており、回転方向に11.25度ずつずらしたものを直動方向に13層積層している。

積層された固定子側の展開図を図2に示す。固定子側におけるコイルは1層内で回転方向に2種類の検出コイル(それぞれ検出コイル(1),(2)とする)が交互に配置された構造となっており、隣接するコイル同士は別種となっている。2種の検出コイルに発生する90度の位相差を持つ誘導電圧の包絡線から電気角を求めため、検出コイル(1)および(2)が交互に配置された方向に対してのみ位置検出を行うことが可能である。よって図2上は直動、回転、左斜め(左らせん)運動が検出可能な、図2下は直動、回転、右斜め(右らせん)運動が検出可能なレゾルバとなっている。また誘導電圧から電気角を求める式は(1)となる。

$$\theta_e = \arctan \frac{V_{coil1}}{V_{coil2}} \quad \dots (1)$$

V_{coil1} は検出コイル(1)に発生する誘導電圧の包絡線の瞬時値、 V_{coil2} は検出コイル(2)に発生する誘導電圧の包絡線の瞬時値を示す。ここで式(1)から得られる電気角は図2に示す両レゾルバの変位量を用いて式(2)および(3)のように表される。

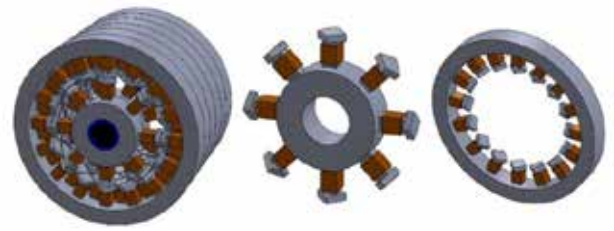


図1. 二自由度レゾルバ構造図 [3]

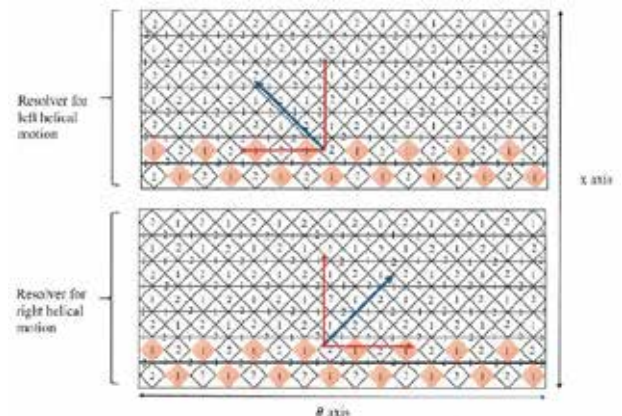


図2. 固定子側展開図

$$\theta_{e1} = \frac{N_p}{2} \theta + \frac{2\pi}{N_p L} x \quad \dots (2)$$

$$\theta_{e2} = -\frac{N_p}{2} \theta + \frac{2\pi}{N_p L} x \quad \dots (3)$$

ここで θ_{e1} は右らせん用レゾルバによる電気角、 θ_{e2} は左らせん用レゾルバによる電気角、 N_p は極対数、 L は1層あたりの固定子直動方向長さ、 θ はモータ角度、 x はモータ位置を表す。これらの式から、右らせんまたは左らせんレゾルバのみで検出した電気角からは変位量(x, θ)は一意に定まらないことが分かる。そこで提案レゾルバでは、両レゾルバによる電気角の和と差のモードを用いることで直動および回転方向の位置検出を行う。式(2)、(3)からモータ距離 x およびモータ角度 θ はそれぞれ式(4)、(5)として求められる。

$$x = \frac{N_p L (\theta_{e1} + \theta_{e2})}{4\pi} \quad \dots (4)$$

$$\theta = \frac{\theta_{e1} - \theta_{e2}}{N_p} \quad \dots (5)$$

3. 電磁界解析

本章では右らせん用レゾルバの直動動作時を例として、

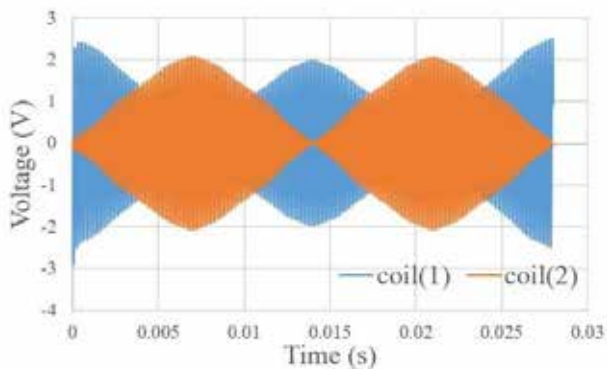


図3. 右らせん用レゾルバにおける直動動作時の誘導電圧 [3]

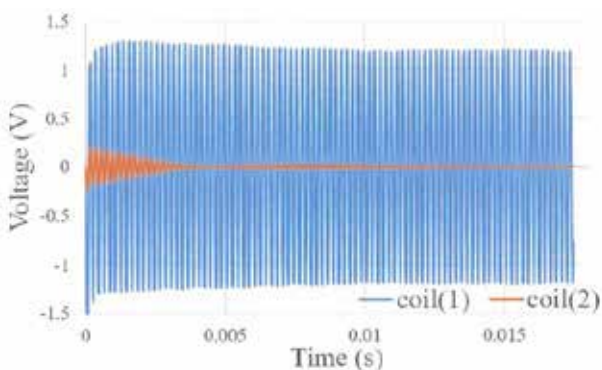


図4. 右らせん用レゾルバにおける左らせん運動時の誘導電圧

表1. 電磁界解析条件

励磁電圧 [V]	10.00
励磁電圧周波数 [kHz]	5.000
直動速度 [m/s]	1.000
ステップ数	1401
ステップ時間 [$\times 10^{-6}$ s]	20.00

発生する誘導電圧の特性を電磁界解析によって確認する。表1の条件のもとで行った電磁界解析において発生する励磁電圧のグラフを図3に示す。この結果から、検出コイル(1)からは余弦波状の電圧が、検出コイル(2)からは正弦波状の電圧が発生していることが確認できる。提案レゾルバではこれらの出力電圧の包絡線をもとに式(1)から電気角を計算するため、2種のコイルを交互に配置し誘導電圧に90度の位相差を発生させることが条件となる。一方で、右らせん用レゾルバを用いた左らせん運動では2種のコイルが交互に配置されていないため、図4のように誘導電圧に90度の位相差が発生せず位置情報の検出が不可能となる。

4. 実機試験

本章では原理実証を目的として製作した試作機を用いて位置・角度検出試験を行う。実機および実験環境は図4となっており、右・左らせんレゾルバを回転・直動運動が

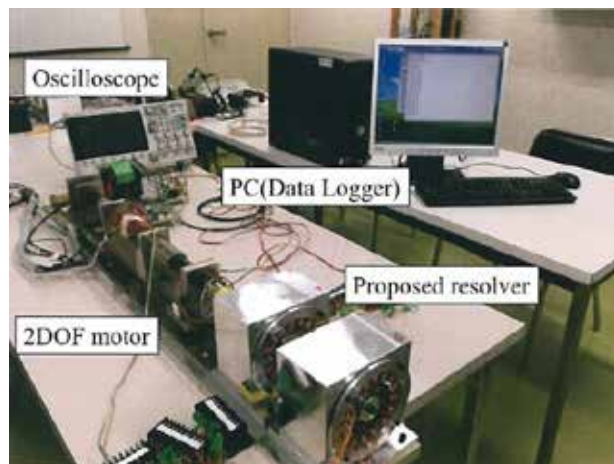


図5. 二自由度レゾルバ実機

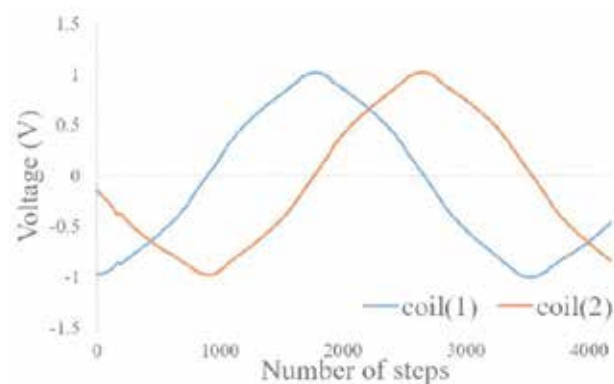


図6. 右らせん用レゾルバにおける直動動作時の誘導電圧包絡線

可能な二自由度モータに接続し試験を行う。可動子側となる励磁コイルには解析と同様、振幅10V、周波数5kHzの高周波電圧を印加し、固定子に発生する誘導電圧をオシロスコープを用いて測定する。さらに測定された誘導電圧をもとに同期検波から包絡線を求め、式(1)から式(5)を用いて位置および角度情報を導出する。同期検波とは検出した誘導電圧と励磁電圧の積をローパスフィルタに通すことで高周波の電圧の包絡線を求める手法である。図6は実機を用いた直動試験時に、右らせん用レゾルバに発生する誘導電圧から同期検波によって求めた包絡線である。また本試験では二自由度モータに装着されたリニアエンコーダおよびロータリエンコーダから位置情報を取得し、提案レゾルバによる検出結果と比較することでその精度を検証する。

以上の条件のもと、直動・回転動作試験時の提案レゾルバによる位置情報検出結果を図7から図10に示す。図7および図8の橙プロットは、直動動作時における2つのレゾルバ出力から求めた位置応答値(和のモード)および角度応答値(差のモード)を示す。また図9および図10の橙プロットは、回転動作時における2つのレゾルバ出力から求めた位置応答値および角度応答値を示す。また図中の青プロットは両エンコーダから求めた位置・角度応答値である。

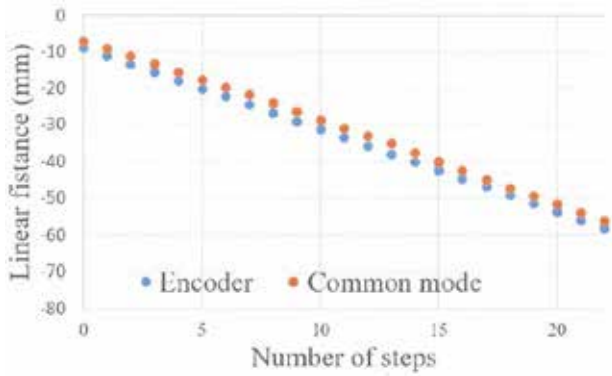


図7. 直動動作時の位置応答値

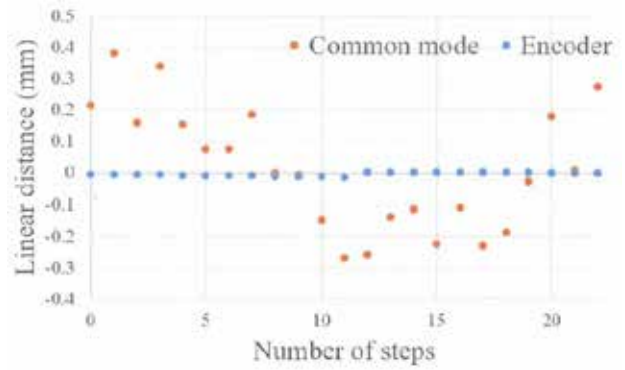


図9. 回転動作時の位置応答値

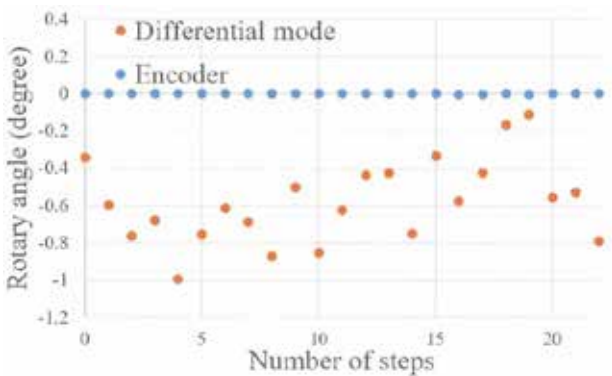


図8. 直動動作時の角度応答値

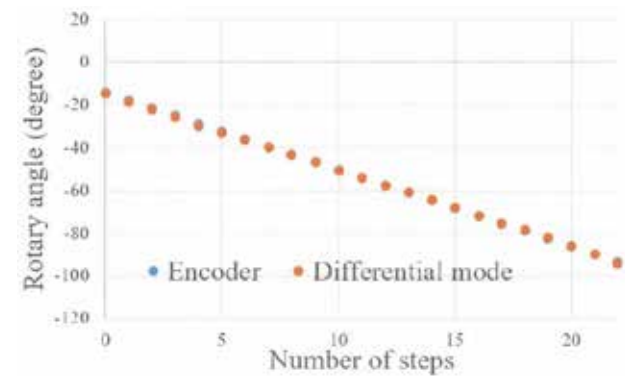


図10. 直動動作時の角度応答値

図7では一定の誤差があるものの、図10の結果とあわせ概ねエンコーダによる測定結果と等しいことが分かる。一方で直動動作時の角度応答値、および回転動作時の位置応答値は非零の値を検出しており、最大で1度および0.4mmの誤差が発生している。これは漏れ磁束等により磁束が本来流れないコイルに流入し、誘導電圧が発生してしまっていることが原因と考えられる。またこれらの結果には周期性が見られるが、これは軸の歪みによる偏心およびそれに伴うエアギャップ長変動による磁気抵抗の位置依存要素が発生したためであると予想される。以上の結果から、提案レゾルバにおける機械的誤差の検出精度への影響度合いが明らかとなった。

5. 結論および今後の展望

本研究では独立な回転・直動動作の検出が可能な二自由度レゾルバを設計・開発し、原理実証および特性試験を行った。本研究の今後の展望として

1. 漏れ磁束を軽減するティース部の構造検討
2. 2種レゾルバを一体化させる新構造の検討
3. 可動子にコイルを用いないVR型レゾルバ[6]への改良

などが挙げられる。

6. その他

本稿は株式会社ワコー技研との共同研究成果に基づき執筆している。

【参考文献】

1. G. Krebs, A. Tounzi, B. Pauwels, D. Willemot, and F. Piriou, "Modeling of a Linear and Rotary Permanent Magnet Actuator," *IEEE Transactions on Magnetics*, Vol. 44, No. 11, pp. 4357-4360, 2008.
2. 牧野省吾, 鹿山透, 室北幾磨, 矢原春樹, 大戸基道, "回転と直動の複合ダイレクトドライブを可能にする θ -zモータ," *電気学会論文誌D*, Vol. 134, No. 7, pp. 683-690, 2014.
3. 辻元大起, 下野誠通, 渡辺真志, 石川勝巳, "二出力同時検出が可能なレゾルバの開発," *平成30年度電気学会全国大会*, 2018年.
4. Z. N-Gheidari, "Design, Performance Analysis, and Prototyping of Linear Resolvers," *IEEE Transactions on Energy Conversion*, Vol. 32, pp. 276-283, 2017.
5. J. Figueiredo, "Resolver Models for Manufacturing," *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, Vol. 58, No. 8, pp. 3693-3700, 2001.
6. 石崎彰, 高崎一彦, 下村昭二, 正木耕一, 北沢完治, "新方式VR型1Xレゾルバの理論と特性," *電気学会論文誌D*, Vol. 115, No. 5, pp. 598-604, 1995.

力触覚技術による治療行為支援が可能な

医療用デバイスの開発

溝口 貴弘、松永 卓也

1. はじめに

外科手術における医師と患者の負担軽減や人間の手では不可能であった新しい治療方法の実現のために、医工連携によるロボット技術の医療分野への応用が進められている [1][2]。遠隔操作ロボットの構成方法の一つであるマスタ・スレーブシステムは多くの手術支援ロボットに採用されており、腹腔鏡等の視覚系の技術と統合した手術支援システムである da Vinci® (Intuitive Surgical, Inc.) は、日本国内を含めて多くの病院で使用されている [3][4]。しかしながら、現在普及している手術支援ロボットは力触覚を操作者に伝達する機能が無く、臓器や血管等に接触した感覚が得られない。また、手術支援ロボットは規模が大きく、導入、維持に費用がかかる。さらに、従来の手術器具とは操作方法が異なり、ロボットを使用して治療をおこなうためのトレーニングを要する [5]。これらの問題が今後のロボット手術の普及において障害となる。本研究では、マスタ・スレーブ一体型医療用デバイスの開発と力触覚技術の応用によってロボット手術の課題に取り組む。

1. 1 マスタ・スレーブ一体型デバイス

本研究では、従来の手術器具と同様の使用方法でありながら操作者に対する動作支援が可能なマスタ・スレーブ一体型の医療用デバイスを開発する。従来のマスタ・スレーブシステムでは操作者側のマスタロボット（マスタ）と作業空間側のスレーブロボット（スレーブ）を機械的に分離して遠隔操作を可能とする。マスタ・スレーブ一体型医療用デバイスは一つの手術機器にマスタとスレーブを組み込むことで、手術支援ロボットと比較して導入における障害が少ない医療器具の形態をとりながらロボット技術による支援が可能となる。

1. 2 力触覚技術

マスタ・スレーブシステムにおける力触覚伝達は、より安全で繊細なロボット手術の実現に貢献する重要な技術の一つである。加速度制御に基づくバイラテラル制御は、位置情報と力情報をマスタ、スレーブ間で双方向に送信することで力触覚を伝達する [6]。バイラテラル制御の制御目標は式(1)、式(2)となる。

$$X_m - X_s = 0 \quad (1)$$

$$F_m + F_s = 0 \quad (2)$$

式(1)でマスタの位置 X_m とスレーブの位置 X_s を一致させ、



図1. 従来の腹腔鏡手術用鉗子の構造の概略図

かつ、式(2)でマスタに加わる外力 F_m とスレーブに加わる外力 F_s に作用反作用の法則を成り立たせる。これらの制御目標を同時に達成することで、環境のかたさが操作者に伝達される。また、位置情報と力情報を加工することで力触覚の増幅伝達が可能である。位置の増幅率を α 、力の増幅率を β と定義すると、式(1)、式(2)の制御目標は式(3)、式(4)となる。

$$X_m - \alpha X_s = 0 \quad (3)$$

$$F_m + \beta F_s = 0 \quad (4)$$

これらの制御目標を達成することで、 α 倍されたスレーブの位置と β 倍されたスレーブに加わる外力がマスタに伝達される。さらに、力触覚をデータとして扱うことで可視化や操作者の動作の記録、再現、解析が可能となる。

バイラテラル制御では各モータの位置および力を高精度に制御することが求められるため、外乱オブザーバ [7] を用いたロバストな加速度制御をおこなう。また、装置のコストや機構の複雑化などの難点を考慮し、反力オブザーバを用いて力センサレスで力情報を推定する [8]。

2. 実験と結果

消化器外科等で使用される腹腔鏡手術用鉗子と脳神経外科手術等で使用される鑷子にマスタ・スレーブ一体型構造を適用した医療用デバイスの開発と、力触覚技術を実装した装置の評価について述べる。

2. 1 腹腔鏡手術用鉗子

腹腔鏡外科手術では、トロッカーを介して治療をおこなうために先端のグリッパと医師の手元のハンドルが細長いシースで接続され、内部のロッド等で動力伝達をおこなう図1の構造の鉗子が用いられる [9]。マスタ・スレーブ

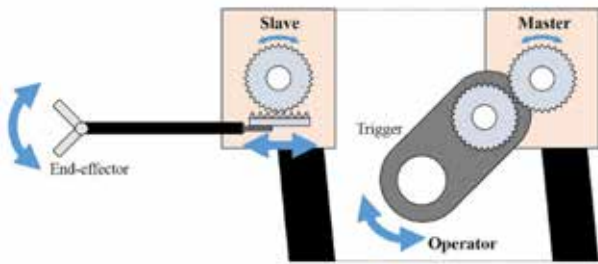
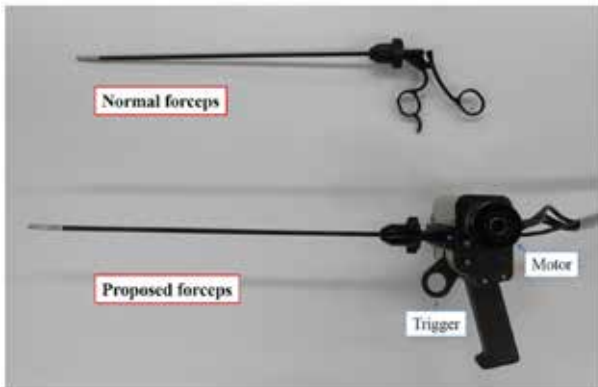
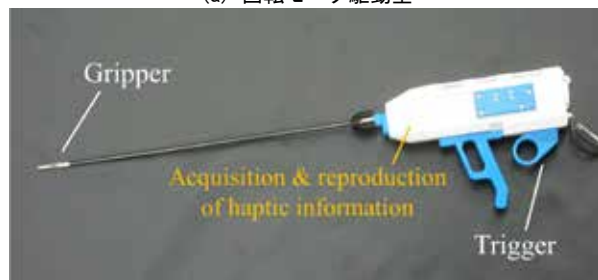


図2. マスタ・スレーブ型鉗子の構造の概略図



(a) 回転モータ駆動型



(b) 直動モータ駆動型

図3. 開発した鉗子の全体像

一体型鉗子は腹腔鏡手術用鉗子の把持自由度に力触覚機能を実装した医療用デバイスであり、ハンドルを介してグリッパで把持した物体のかたさを伝達する。

2. 1. 1. 装置の機構

マスタ・スレーブ型鉗子の構造の概要を図2に示す。物体を把持するエンドエフェクタはスレーブ側のモータに接続されており、モータの運動に応じて開閉をおこなう。操作者が動かすトリガー型のハンドルはマスタ側のモータに接続されており、モータの運動に応じてハンドルが動作する。各モータは角度情報を得るためのエンコーダを備えており、力触覚技術を実装してグリッパとハンドルを電氣的に接続することで、従来の鉗子のように把持自由度を操作することが可能となる。

本研究で開発したマスタ・スレーブ型鉗子の全体像を図3に示す。装置に駆動部を備えるため従来の腹腔鏡手術用鉗子と比較して大型であるが、片手で扱うことが可能な大きさである。また、エンドエフェクタは取り換えが可能である。図3(a)の回転モータ駆動型鉗子の内部構造を図4に示す。マスタ側およびスレーブ側のモータは装置の

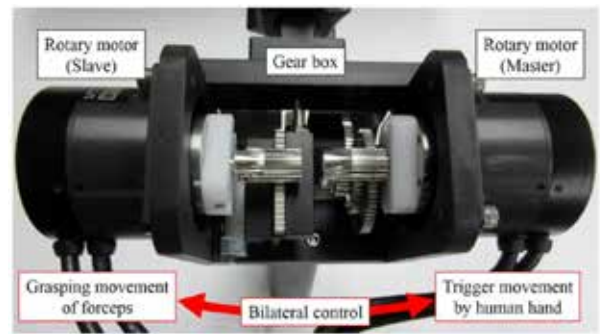
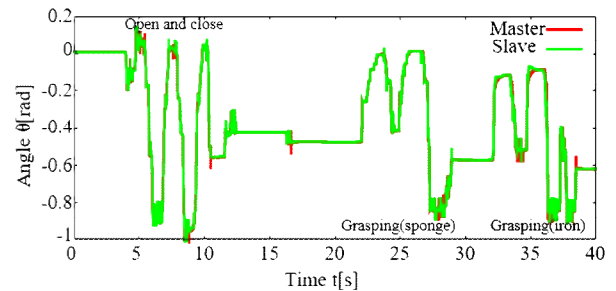
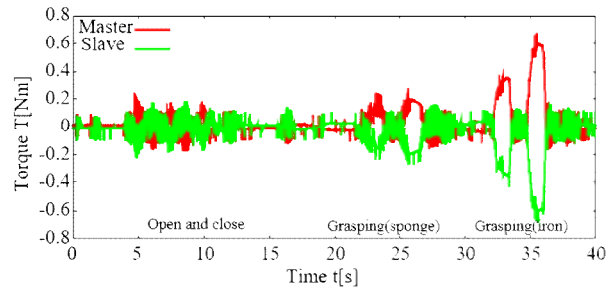


図4. 実際の機構の様子



(a) 角度応答



(b) トルク応答

図5. マスタ・スレーブ型鉗子による実験の結果

両側面に配置され、装置内部でギア機構によって動力伝達をおこなう。外部の制御装置に各モータを接続してバイラテラル制御をおこなうことで、力触覚伝達下でグリッパの操作が可能である。一方、図3(b)の直動モータ駆動型はダイレクトドライブである。

2. 1. 2. 実験

図3(a)の回転モータ駆動型鉗子を使用して開閉動作および物体の把持動作をおこなった。実験は先端を閉じた状態から開始し、以下の3種類の動作をおこなった。

- (1) 開閉動作を2回ほど実施
- (2) 剛性の低い物体としてスポンジを2回ほど把持
- (3) 剛性の高い鉄を2回ほど把持

力触覚の増幅伝達を実装し、角度の増幅率 α を5倍、トルクの増幅率 β を10倍に設定した。

実験の結果を図5に示す。図5(a)の角度応答において、マスタの角度とスレーブの角度が一致しており、ハンドルの操作に連動してグリッパが開閉したことが確認できる。すなわち、式(3)の制御目標が達成された。図5(b)のトルク応答では作用・反作用の法則が成立しており、式(4)の



(a) 全体像



(b) 構成

図 6. マスタ・スレーブ一体型鑷子 (ストレート)

制御目標が達成されたことが確認できる。

実験における最初の開閉動作は5秒から10秒にあたり、角度応答値が大きく変化しているが、物体を把持していないため発生したトルクは小さい。2番目の動作であるスポンジの把持は20秒から30秒にあたり、最初の開閉動作と比較して大きなトルクの発生を確認できる。最後の把持動作は30秒から40秒にあたり、3種類の動作の中で最大のトルクの発生を確認できる。また、鉄の把持ではスポンジの把持と比較してグリップが閉じておらず、把持対象物の剛性の変化が認識可能である。

2. 2 脳神経外科手術用鑷子

狭い術野で神経や血管を傷付けずに繊細な治療をおこなうことが要求される脳神経外科手術は術者の負担が大きく、精密な動作が可能なロボットによる治療行為支援の効果が期待できる。本研究では、脳神経外科手術で用いられる鑷子にマスタ・スレーブ一体型構造を適用し、力触覚機能を実装する [10][11]。

2. 2. 1 装置の機構

図6に示すマスタ・スレーブ一体型鑷子は、上述の腹腔鏡手術用鉗子と同様に、鑷子の把持自由度に力触覚機能を実装した医療用デバイスである。装置にはマスタとスレーブに対応する2台の直動型モータ（ボイスコイルモータ）が組み込まれており、エンコーダを用いて各モータの位置情報を取得する。マスタ側モータの運動は装置両側面のレバー、スレーブ側モータの運動はエンドエフェクタのグリップに運動変換機構を介して伝達される。装置内のマスタ・スレーブシステムにバイラテラル制御を実装することで、レバー押し込み時に物体の反力を感じながらグリップ

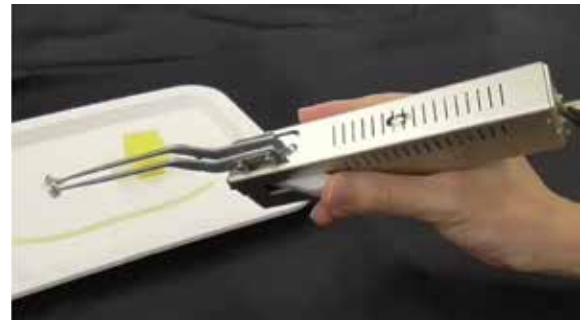
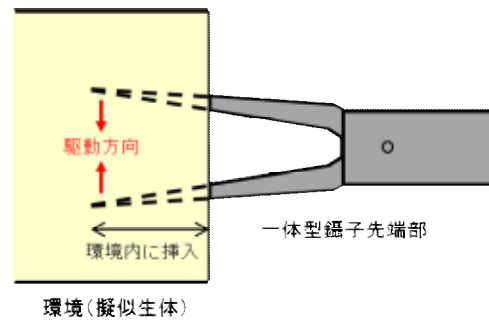


図 7. マスタ・スレーブ一体型鑷子 (バヨネット)



環境(擬似生体)

図 8. 一体型鑷子による接触動作

を閉じることが可能となる。また、把持力を緩めると板ばねによって先端が開く従来の鑷子の構造を模擬するために、マスタ側モータにはばねが取り付けられており、レバーに加える力を緩めるとばねの力でグリップが開く構造である。

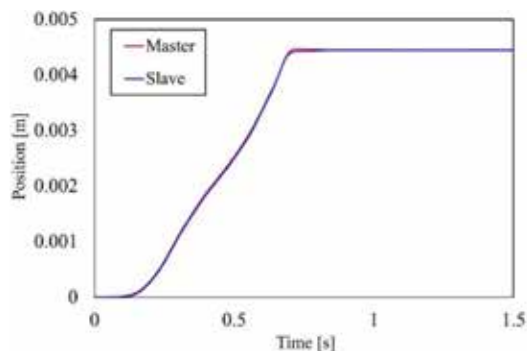
図7に示す医療用デバイスはマスタ・スレーブ一体型鑷子の改良機であり、バヨネット型のエンドエフェクタを有する。先端が屈曲したバヨネット型鑷子は操作者の手や鑷子の後端部が視野を遮らない形状であり、マスタ・スレーブ一体型鑷子を用いた作業においても同様の効果が得られる。また、マスタのレバーを前方に配置することで、使用時に力を加える位置が従来の鑷子に近い構造となっている。

2. 2. 2. 実験

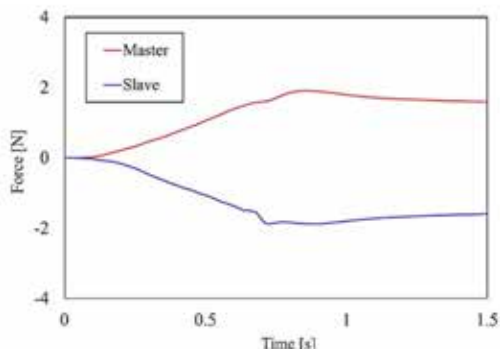
図7のマスタ・スレーブ一体型鑷子にバイラテラル制御を実装し、物体に対する把持動作と剛性の比較をおこなった。把持対象として正常な脳組織を模擬した絹豆腐と癌化した脳組織を模擬した木綿豆腐を使用した。物体に対する接触方法を図8に示す。初期姿勢として鑷子の先端を開いた状態で物体内に挿入した。測定時はマスタを介してスレーブを操作し、力触覚伝達下で徐々に鑷子の先端を閉じて把持動作をおこなった。

図9に絹豆腐、図10に木綿豆腐を把持した際の位置応答および力応答を示す。いずれの結果においてもマスタの位置とスレーブの位置が一致しており、また、マスタで推定した反力とスレーブで推定した反力の間に作用・反作用の法則が確認できる。したがって、マスタ・スレーブ間において、環境に接触した際の力触覚が伝達された。

図9および図10の結果における位置と力の応答値の関

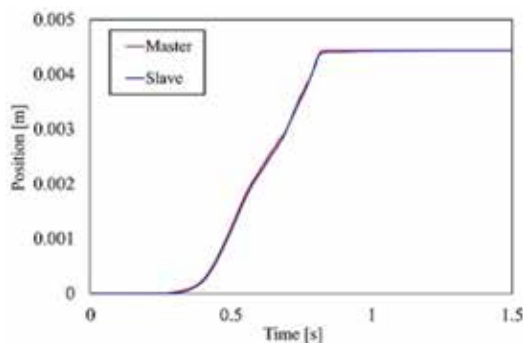


(a) 位置応答

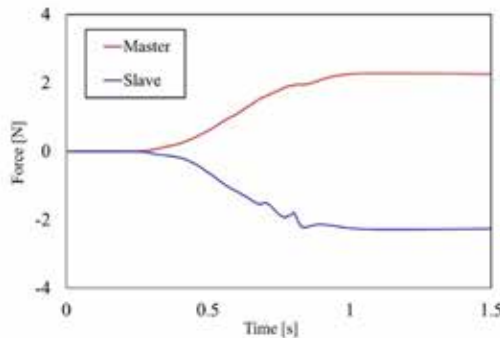


(b) 力応答

図 9. 絹豆腐に対する接触動作



(a) 位置応答



(b) 力応答

図 10. 木綿豆腐に対する接触動作

係を図 11 に示す。グラフの傾きは把持対象の物体の剛性値を示す。図 11 の結果より、木綿豆腐に対する把持動作では、絹豆腐より大きな剛性が推定されたことが確認できる。

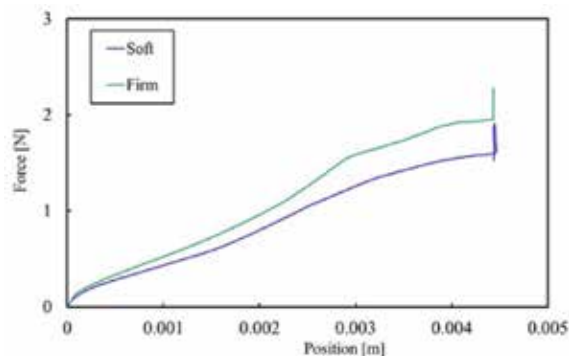


図 11. 一体型鑷子を用いた把持動作における位置と力の関係

3. 考察及び今後の展望

3.1 考察

本研究で開発したマスタ・スレーブ一体型構造の医療用デバイスを用いた実験において、マスタ・スレーブ間における位置の追従と作用反作用の法則の成立が確認でき、バイラテラル制御の二つの制御目標が達成された。すなわち、一つの器具に組み込まれたマスタとスレーブの間で力触覚が伝達された。そして、力触覚の増幅伝達や記録された情報に基づく剛性比較等の解析が可能であることが確認できた。したがって、従来の手術器具と同様の操作方法であり、かつ力触覚による動作支援が可能な医療用デバイスであることが確認できた。

3.2 今後の展望

本研究ではマスタ・スレーブ一体型の医療用デバイスとして腹腔鏡手術用鉗子と脳神経外科手術用鑷子を開発した。今後の課題として装置の小型軽量化に取り組む必要がある。マスタ・スレーブ一体型装置は内部に駆動部を組み込むため、従来の器具と比較して質量が増加する。長時間の手術では術者の負担となるため、小型、高推力のモータの使用や形状変更による軽量化が必要である。一方、マスタ・スレーブ一体型医療用デバイスの機能の面では、これまでに力触覚の増幅伝達や記録が可能であることを確認できた。脳神経外科手術用鑷子を用いた実験では、記録した力触覚情報を解析することで対象物の剛性が判別できており、今後は実用化に向けた臨床やオンラインでの剛性推定による動作支援等が課題となる。

【参考文献】

1. R. H. Taylor and D. Stoianovici, *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, **19**, 5, 765-781 (2003).
2. B. Hannaford, J. Rosen, D. W. Friedman, H. King, P. Roan, L. Cheng, D. Glozman, J. Ma, S. N. Kosari, and L. White, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **60**, 4, 954-959 (2013).
3. G. S. Guthart and J. K. Salisbury Jr., *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 618-621 (2000).
4. 家入里志, 橋爪誠, *日本コンピュータ外科学会誌*, **15**, 4, 319-322 (2014).

5. 富川盛雅, 植村宗則, 橋爪誠, *日本コンピュータ外科学会誌*, **20**, 3, pp. 151-153 (2018).
6. W. Iida and K. Ohnishi, *Proceedings of the 8th IEEE International Workshop on Advanced Motion Control*, 217-222 (2004).
7. K. Ohnishi, M. Shibata, and T. Murakami, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, **1**, 1, 56-67 (1996).
8. T. Murakami, F. Yu, and K. Ohnishi, *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, **40**, 2, 259-265 (1993).
9. M. Yokoyama, T. Mizoguchi, T. Matsunaga, and T. Shimono, *Proceedings of the 2017 IEEE International Conference on Intelligent Mechatronics*, 743-748 (2017).
10. M. Aoki, T. Shimono, T. Matsunaga, T. Mizoguchi, S. Shibao, H. Sasaki, and Kouhei Ohnishi, *Proceedings of IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, 207-212 (2018).
11. M. Aoki, T. Shimono, T. Matsunaga, T. Mizoguchi, S. Shibao, H. Sasaki, M. Nishimoto, E. Ishihara, and K. Ohnishi, *Proceedings of IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization*, 1-6 (2019).

極座標動作に基づく下肢リハビリロボットの開発

富樫 信之

1. はじめに

近年少子高齢化社会に伴い、人の筋機能の改善を行うリハビリテーションの必要性が高まり、それを行う理学療法士の需要が高まっている。しかしながら、厚生労働省の調査によると理学療法士の人数に対し高齢者の割合がますます高まっている[1]。そのため、理学療法士の人手不足が深刻な問題となっている。

このような背景から、理学療法士の負担軽減のためにリハビリロボットの研究開発が近年盛んになっている[2]-[5]。これまでに開発されたリハビリロボットの多くは筋電位センサにより、筋肉の出力を検出して動作を行う。これにより人の動作に応じてリハビリテーションを行う。しかしながら、筋電位を用いたロボットによるリハビリテーションは人を動かす硬い制御であるため、柔軟な動作が困難となる。

そこで本研究では、力触覚機能を搭載した極座標動作が可能な下肢リハビリロボットを開発した。人間の立ち上がり時、又は着座時の運動において極座標動作の成分が最も多く現れることから、回転と直動の動作を可能としたロボットを開発した。また、力触覚機能を用いることで、人の筋肉の出力に応じた柔軟なリハビリテーションが可能となった。本稿では、下肢リハビリロボット、及び下肢リハビリロボットを用いた筋出力推定実験について述べる。

2. 極座標動作に基づく下肢リハビリロボット

2. 1 極座標動作における下肢の可操作性

ロボット工学において手先がどれほど容易に動作可能なのかを評価する指標として、可操作性という指標が用いられる。本研究ではロボットの開発にあたって、よく人の下肢として模擬される2リンクマニピュレータと極座標駆動のモデルを可操作性に基づき、立ち上がり時の動作と着座時の動作における可操作性の解析を行った。立ち上がり及び着座時の動作について腰を原点として下肢の動きを抽出したものを図1及び図2に示す。図1の青線は膝関節の動きを表し、赤線は足首の動きを表している。

図3に立ち上がり時の可操作性、図4に着座時の可操作性をそれぞれ示す。青色の点が極座標駆動の場合の可操作性であり、橙色の点が2リンクマニピュレータモデルの可操作性である。立ち上がり時及び着座時のどちらも極座標駆動の場合が、可操作性が高いことがわかる。このことから人の下肢を模擬した2リンクマニピュレータモデルよりも極座標駆動の場合のモデルの場合が、容易に動作が可能であることが伺える。したがって、極座標動作が可能なリハビリロボットは人の下肢に対して、負担の少ないリハ

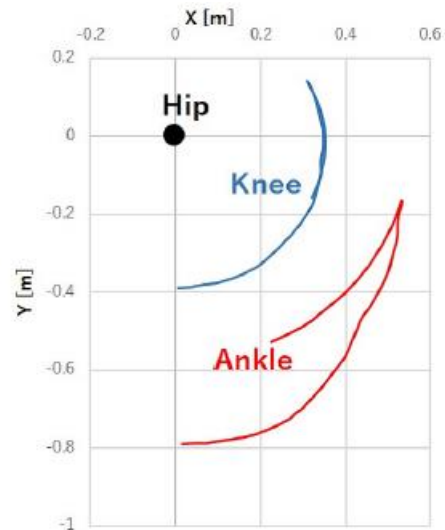


図1. 立ち上がり時の膝及び足首の軌道[6]

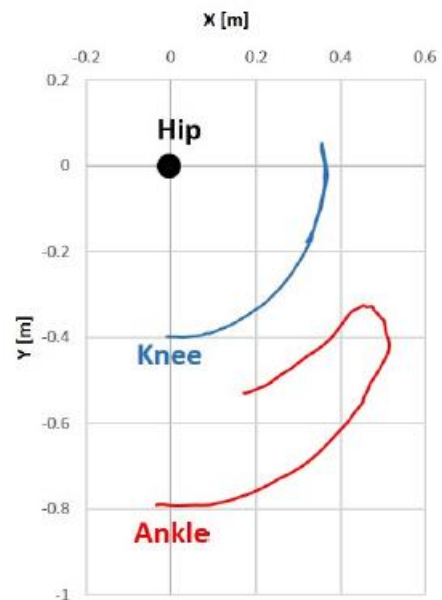


図2. 着座時の膝及び足首の軌道[6]

ビリテーションの実現が期待できる。

2. 2 下肢リハビリロボット

図3に開発した下肢リハビリロボットを示す。このロボットはペダルが大型シャフトモータの可動子に連結されており、ペダル部分が直線運動することが可能となってい

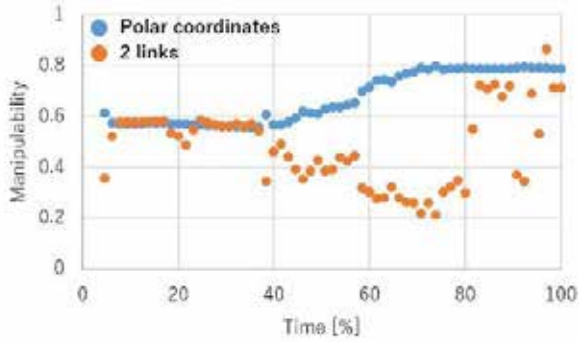


図 3. 立ち上がり時の可操作度[7]

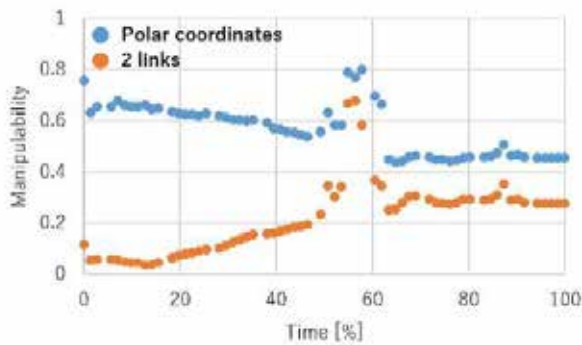


図 4. 着座時の可操作度[7]

る。また、シャフト自体が 335 倍のギア比を有する減速機により、回転運動が可能となっている。回転運動は人の可動域を考慮して 0 から 90°の範囲で動作が可能となっているため、広範囲において下肢の屈伸動作が可能となっている。

2. 3 コンプライアンス制御

ロボットの制御において柔軟なリハビリテーションを行うためには、位置の制御だけでなく力の制御が必要不可欠となる。位置の制御は剛性が高いためリハビリテーションにおいては誘導の役割を果たすが、硬い動作になってしまうため柔軟な動作が困難となり、人に対して危険な動作をしてしまう可能性がある。そこで、本研究では力に応じて位置を修正するコンプライアンス制御を実装する。仮想的なコンプライアンスを設定することにより、力に応じて位置が修正されるため柔軟な動作が実現可能となる。また、外乱に対してロバストな加速度制御を実現するために外乱オブザーバを、ペダルに加わった力を推定するために反力推定オブザーバを実装する[8][9]。

3. 最大筋出力推定試験

3. 1 推定手法

効率的なリハビリテーションを行うためには人の筋肉の状態を定量的に評価する方法が必要不可欠となる。その一例として、最大筋出力を推定する研究が行われている[10]。最大筋出力を推定する方法としては、人が最大努力で力を発揮して計測する方法が一般的である。しかしなが

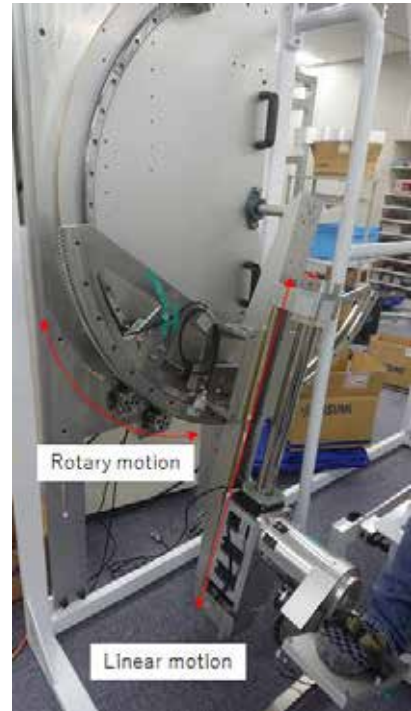


図 5. 極座標動作が可能な下肢リハビリロボット

ら、最大筋出力を推定するためには数回程度、最大努力を持って計測しなければならない。そのため、高齢者等を対象とした場合はその負担を軽減することが求められる。

四肢の屈伸運動において、先端の力と速度に(1)式の関係があることが報告されている[11]。

$$F = av - F_0 \cdots (1)$$

F は発揮している先端の力を示し、 v は先端の速度を示す。また F_0 は先端で発揮できる最大の出力を示す。この(1)式において速度に掛かる係数 a は定数であり、四肢の先端における速度と力の関係には線形の関係があることが報告されている。したがって、速度と力を計測することが可能であれば、数回程度の計測は必要となるものの最大努力を持って力を発揮する必要がない。そのため、最大筋出力の推定において負担を軽減することが可能になると考えられる。この理論を基に下肢が発揮できる最大出力の推定実験を行う。

3. 2 実験準備

体重 75kg 程の成人男性に試乗していただき、測定を行った。図 6 に実験における姿勢を示す。姿勢は足を伸ばしたときに下肢が地面と平行になるように回転角度を設定した。実験における動作としては、足を曲げた状態からペダルを前方に押し出す動作を行った。このときある程度の力でペダルを押し出すよう、コンプライアンス制御によって一定の粘性摩擦のみを与えた。また、データを得るためにはある程度の試行回数が必要となるため、コンプライアンス制御により与える粘性摩擦を 2 種類設定して実験を行った。

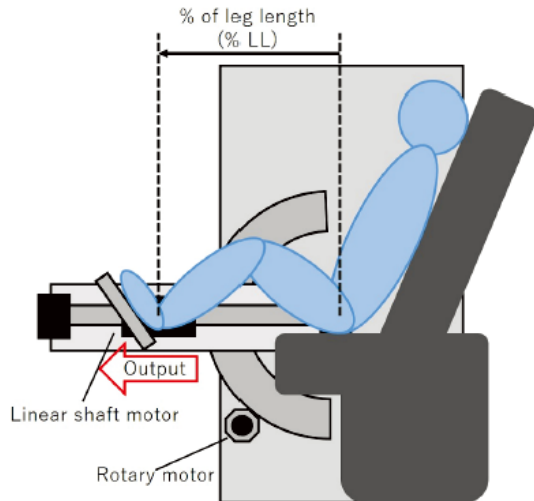


図 6. 実験における姿勢

3. 3 実験結果

図 7 および図 8 にコンプライアンス制御の粘性係数が 800 の場合の測定結果と粘性係数 400 の場合の測定結果を示す。図 7 および図 8 において横軸 LL は規格化された下肢の長さを表し、0 のときは足首が腰付近まで近づいている状態、すなわち屈曲している状態を表す。また、1 のときは完全に伸び切っている状態を示す。この 2 つのグラフの LL が 0.9 のときの力と速度のデータを平均化し、最大筋出力を求める。図 9 に力と速度の関係をプロットしたものを示す。図 9 より、最大筋出力 F_0 に相当する値が 744.22N であると推測される。被験者の体重が 75kg 程であるため、少々誤差がある物の推定された最大筋出力は体重のみを支える力とほぼ同等であると伺える。

3. 考察及び今後の展望

3. 1 考察

今回行った最大筋出力の推定によって、約 744N 程の最大筋出力であると推定された。しかしながら、この値が実際の値に対してどの程度近しいかを検証するために、力センサを用いて実際に計測する必要がある。また、図 7 に示すように粘性係数が大きい、すなわち抵抗が大きい場合は速度や力のデータが収束しやすくばらつきの少ない結果となっているのに対し、図 8 に示すように粘性係数が小さい場合は速度や力に大きなばらつきが見られた。このばらつきは推定精度に影響を与えることが考えられるため、より良い計測の方法などを模索する必要がある。

3. 2 今後の展望

今後の課題として、最大筋出力を推定する手法の検討を中心に行うことが挙げられる。今回の実験では、足を前方向に押し出す屈伸動作のみを対象としていたが、この動作のみでは下肢のどの筋肉が出力しているのか、明確にすることができない。そのため、機能別実効筋理論を適応して最大筋出力分布図を描き、どの筋肉が力を発揮しているのか詳細に解析する手法の確立が必要になると考えられる。

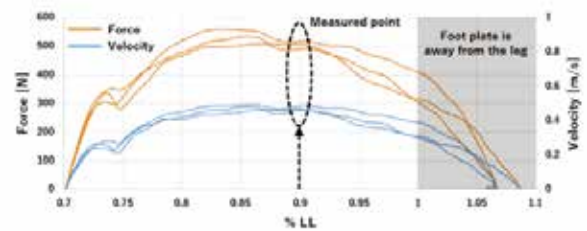


図 7. 力と速度の応答結果 (粘性係数: 800)

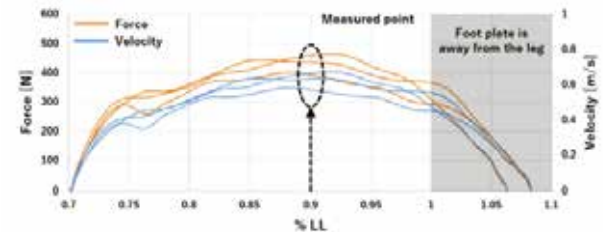


図 8. 力と速度の応答結果 (粘性係数: 400)

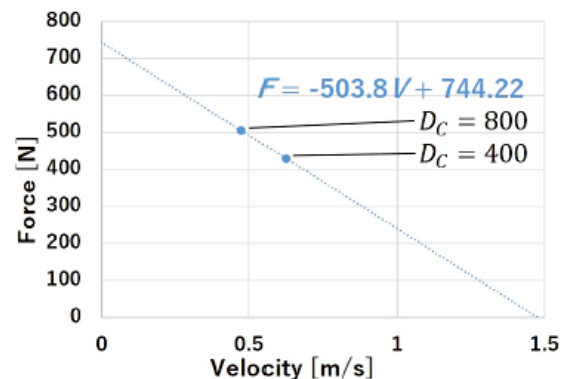


図 9. 力と速度の関係

【参考文献】

1. Ministry of Health, Labour and Welfare, <http://www.mhlw.go.jp/wp/hakusyo/kousei/16/>, 2016
2. E. Cao, Y. Inoue, T. Liu and K. Shibata, "A Sit-to-Stand Training Robot and Its Performance Evaluation: Dynamic Analysis in Lower Limb Rehabilitation Activities," *Journal of System Design and Dynamics*, Vol. 6, No. 4, pp. 466--481, 2012.
3. C.H. Guzman-Valdivia, A. Blanco-Ortega, M.A. Oliver-Salazar, and F.A. Gomez-Becerra: HipBot - The design, development and control of a therapeutic robot for hip rehabilitation," *Mechatronics*, Vol. 30, pp. 55--64, 2015.
4. F. Zhang, Z. Guang, L. Cheng, W. Wang, Y. Chen, J. Hu, L. Peng, and H. Wang: iLeg-A Lower Limb Rehabilitation Robot: A Proof of Concept," *IEEE TRANSACTIONS ON HUMAN-MACHINE SYSTEMS*, Vol. 46, NO. 5, pp. 761--768, 2016.
5. W. Junpeng, G. Jingwu, S. Rong, L. Rihui, L. Yanning, and J. Lelun: The design and control of a 3DOF lower limb

- rehabilitation robot," *Mechatronics*, Vol. 33, pp. 13--22, 2016.
6. T. Fujishiro, T. Shimono, and T. Mizoguchi, "Development of Lower Limb Rehabilitation Robot Based on Polar Coordinate," *Proceedings of 26th International Conference on Information, Communication and Automation Technologies (ICAT2017)*, October 2017.
 7. T. Fujishiro, and T. Shimono, "Consideration of Polar Coordinates Rehabilitation Robot from the Viewpoint of Manipulability," *Proceedings of the IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization (SAMCON2018)*, March 2018.
 8. T. Murakami, F. Yu, and K. Ohnishi, "Torque Sensorless Control in Multi degree-of-freedom Manipulator," *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, Vol. 40, No. 2, pp. 259-265, 1993.
 9. K. Ohnishi, M. Shibata, and T. Murakami, "Motion Control for Advanced Mechatronics," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Vol. 1, No. 1. pp. 56-67, 1996.
 10. 大島徹・藤川智彦・熊本水頼：一関節筋および二関節筋を含む筋座標系による機能別実効筋力評価 -出力分布の簡便な測定法-, 精密工学会誌, Vol. 67, No. 6, pp. 943-948, 2001.
 11. S. Jaric, "Force-velocity Relationship of Muscles Performing Multijoint Maximum Performance Tasks," *International journal of sports medicine*, Vol. 36, No. 9, pp. 699-704, 2015.

ベルト駆動型歩行支援装置の足先出力の検証

Andrea Zignoli、富樫 信之

1. 序論

高齢者は老化とともに筋力が低下し、日常生活における様々な運動に問題を抱えることが多い。その中の一つに、大腿部の筋力が低下によって運動中に膝が安定せず、支持脚の膝関節が体重を支え切れずに折れ曲ってしまう問題がある。このような膝の不安定性は下肢の運動中の転倒リスクとなる[1]。こうした膝折れを防ぐ方法として、運動中に支持脚の膝関節を伸展させるアシストを行うことが挙げられる。

このような問題は、老化に伴い筋力が低下しているものの、自立歩行は可能な高齢者に多い。近年の少子高齢化に伴い介護者人口は不十分となっているため、現状は自立歩行が可能な高齢者に対して介護者の支援を十分に受けることが困難となっている。このような背景から、高齢者の日常生活を支援するための介護やリハビリを補助するロボットの研究開発が盛んになっている [2],[3]。そのようなロボットの一例として、装着型下肢機能支援ロボットとしてCYBERDYNEのHAL[4][5][6]が挙げられる。HALは、人間の筋電情報に基づいて、次に行う動作をコンピュータが読み取り、それに応じてアシストを行うパワーアシストスーツである。アシスト力は十分大きいといえるが、筋電による電流情報は微弱なため不安定であり、それを基に制御を行っているために人間の動作に寄り添った柔軟な動きは困難であるという問題がある。

本研究は、自立歩行可能な高齢者を対象に、日常的な下肢動作に添ってアシストを行う装着型下肢機能支援ロボットの開発を目的としている。機能別実効筋理論に基づいて、体重支援を行うために股関節と膝関節の伸展アシストを実現するロボットの開発を行った。このロボットは腰にモータを取り付け、機能別実効筋理論に基づいて大腿部にベルトを這わせ、足先の装具の溝を通る。このベルトをモータが巻き取ることによって単関節筋の働きを模擬し、股関節及び膝関節において伸展方向のトルクをアシストし、体重支持の方向に力を発揮することが可能となる。また、ベルト駆動型であるため動作を阻害せずに、柔軟な体重支持が可能な他、ベルトの長さを調整することで容易に体格に合わせて装着することが可能となる。本稿では開発したロボット及びそのロボットによって発生する足先出力の検証について報告する。

2. 歩行支援装置の開発と足先出力

2. 1 3筋6対モデルにおける関節トルクと足先出力特性

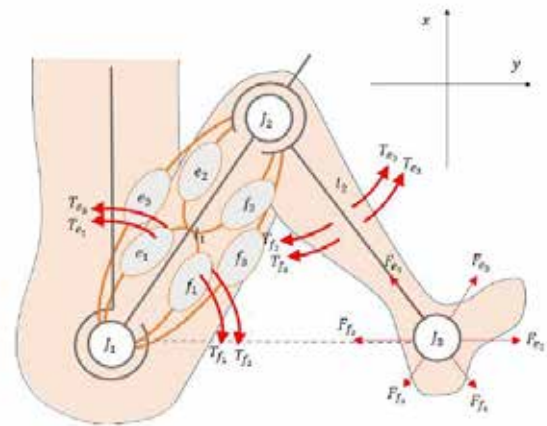


図1. 下肢の筋群モデル

人の下肢の筋肉は6つの筋群に分類される。図1にその筋群モデルを示す。このモデルは3筋6対と呼ばれ、これらの筋群は一つの関節にのみ作用する単関節筋と、2つの関節に作用する二関節筋から構成される。 f_1 及び e_1 の筋群は股関節に作用する単関節筋であり、 f_2 及び e_2 は膝関節に作用する単関節筋である。 f_3 及び e_3 は股関節及び膝関節に同時に作用する二関節筋である。また、 T_{f1} 、 T_{f2} 、 T_{f3} 、 T_{e1} 、 T_{e2} 、 T_{e3} は各筋群によって発生するトルクであり、 F_{f1} 、 F_{f2} 、 F_{f3} 、 F_{e1} 、 F_{e2} 、 F_{e3} は各筋群によって発生する足先出力である。

本研究では、自立歩行は可能であるが下肢の筋出力が低下し、自重を支え切れずに膝折れを起こしてしまう高齢者を対象としている。体重を支えるための方向は図1において足裏の方向である F_{f1} 及び F_{e2} となる。この方向に力を発生させるためには、筋群 f_1 によって発生するトルク T_{f1} と筋群 e_2 によって発生するトルク T_{e2} が必要となる。したがって、この伸展方向のトルクをアシストすることで体重支持を行うことが可能となる。

2. 2 歩行支援装置

図2に歩行支援装置を装着した状態を示す。腰部にモータを取り付け、サポータに取り付けた金具を通るようにベルトが背面から膝前面を通過する。靴の底面に溝を掘り、膝前面を通過したベルトを溝に通す。ベルトは伸縮しないものを使用し、装着者の体格に合わせて調節することが出来るよう長さが調節可能となっている。



図2. 歩行支援装置を装着した状態

この構造においては回転モータがベルトを巻き取ることによって、腰から膝までのベルトが股関節の伸展トルクを、膝から足までのベルトが膝関節の伸展トルクをそれぞれ補助する。これにより、体重方向の足先出力を補助する。

2. 3 足先出力の導出

本研究で開発している歩行支援装置のモデルを図3に示す。点Oは回転モータとベルトの連結点でありモデルの原点を示す。点H及び点Kは、それぞれ股関節滑車及び膝関節滑車の中心点を意味する。点Aは足部プレート下部にある、ベルトが通る溝を示す。直線 t_1 は、原点Oを通る股関節滑車の接線のうち、股関節の後方から接するものである。直線 t_2 は、股関節滑車及び膝関節滑車の共通接線のうち、図3に示すように、股関節の後方から膝関節の前方へ向かうものを示す。直線 t_3 は、点Aを通る膝関節滑車の接線のうち、膝前方を通るものを指す。直線 t_4 は、点H及び直線 t_1 、 t_2 の交点を通るものであり、直線 t_6 は点K及び直線 t_2 、 t_3 の交点を通る。直線 t_5 は点H、Kを通る。原点Oから紙面右向きにx軸を、上向きにy軸を取る。

このモデルにおいて、回転モータによって発生するベルトの張力はモータトルク τ_M 及び回転半径 r_M より、(1)式となる。

$$T = \frac{\tau_M}{r_M} \dots (1)$$

ベルトの張力 T と腰部に作用する力 F_H 、及び膝部に作用する力 F_K にはそれぞれ(2)式及び(3)式に示す関係がある。

$$\begin{aligned} T(\cos \varphi_{11} + \cos \varphi_{12}) \\ = F_H(\cos \theta_{11} + \cos \theta_{12}) \dots (2) \end{aligned}$$

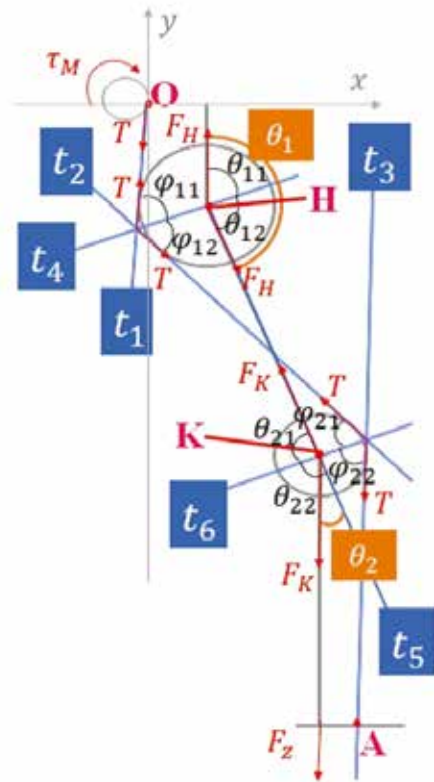


図3. 歩行支援装置を装着した場合のモデル図

$$\begin{aligned} T(\cos \varphi_{21} + \cos \varphi_{22}) \\ = F_K(\cos \theta_{21} + \cos \theta_{22}) \dots (3) \end{aligned}$$

(2)式及び(3)式よりロボットにより発生する抗重力成分である力 F_z は(4)式で表される。

$$\begin{aligned} F_z = F_H + F_K \cos(\theta_1 + \theta_2 - \pi) \\ + \left| F_H \sin\left(\varphi_{11} + \varphi_{12} - \frac{\pi}{2}\right) \right. \\ \left. - F_K \sin\left(\varphi_{21} + \varphi_{22} - \frac{\pi}{2}\right) \right| \dots (4) \end{aligned}$$

2. 4 下肢出力測定評価用試験機を用いた実験

2. 4. 1 下肢出力測定評価用試験機

図4に下肢出力測定評価用試験機を示す。この装置は人の下肢を模擬したものであり、 θ_1 に該当する滑車は股関節を、 θ_2 に該当する滑車は膝関節をそれぞれ模擬している。2つの滑車にベルトを這わすことにより、図5に示す評価用試験機の足先の出力が変化する。これにより足先に取り付けられている6軸力センサによって、足先出力 F_z の変化を計測する。足先は常に地面と水平になるよう配置し、 θ_1 の角度を 157° 、 148° 、 139° として下肢の姿勢を変化させて計測した。

2. 4. 2 実験結果

図6、図7、図8に測定結果を示す。図6は 157° のときの測定結果、図7は 148° のときの測定結果、図8は 139° のときの測定結果をそれぞれ表している。図中の赤線は(4)式に基づく理論値を表し、青線は実測値を示している。



図 4. 下肢出力測定評価用試験機

図 6-8 より理論値と実測値が同様の傾向を示していることが確認された。このことから、開発したロボットは体重支持の方向に力を発揮していることが伺える。しかしながら、 θ_1 が小さくなる、つまり大腿部が上がるほど理論値と実測値の誤差が大きくなる傾向も見られた。これは、 θ_1 が大きいとき、つまり立脚状態に近い場合はベルトと滑車の接触面積が小さいため、ベルトと滑車間の摩擦が小さく理論値と実測値の誤差が 3 種類の実験結果の中で最も低くなっていると考えられる。それに対して、 θ_1 が小さいときはベルトと滑車の接触面積が増加する。これに伴い、ベルトと滑車間での摩擦が増加し、実測値と理論値の誤差が大きくなってしまったと考えられる。したがって、より詳細な理論検討を行うためにはベルトと滑車間の摩擦モデルを検討する必要がある。

3. 考察及び今後の展望

3.1 考察

本稿では体重支持を目的とした歩行支援装置について述べた。機能別実効筋理論により表現される筋群に着目し、股関節と膝関節の伸展方向をアシストするベルト駆動型のロボットを開発した。実験により足先出力について検証し、その効果を確認した。しかしながら、姿勢によっては理論値と大幅な誤差が発生する現象もみられたため、ベルト部分の摩擦を考慮した理論式の構築も必要となることが明らかとなった。

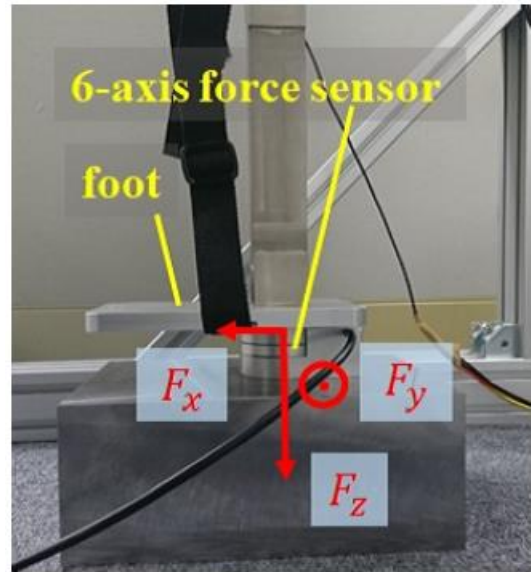


図 5. 評価用試験機の足先の様子

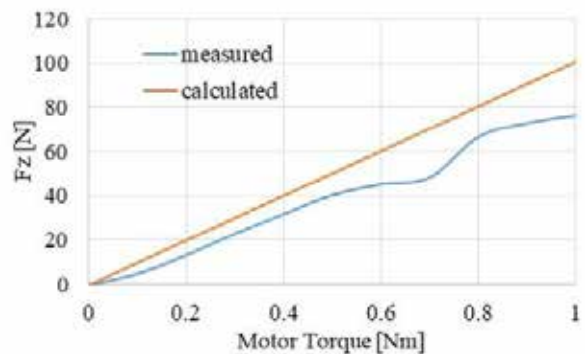


図 6. 測定結果 ($\theta_1=157^\circ$) [7]

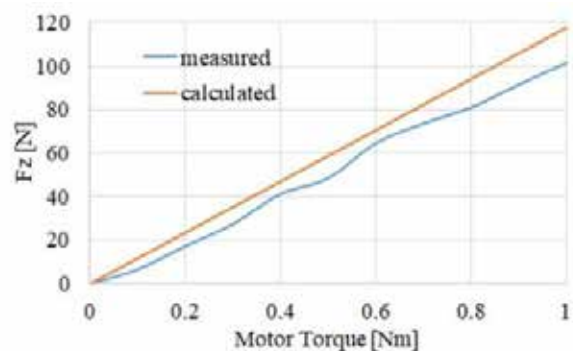


図 7. 測定結果 ($\theta_1=148^\circ$) [7]

3.2 今後の展望

今後の課題として、実際に人に取り付けた場合の歩行動作における効果の検証が挙げられる。本プロジェクトで所有している人体ダミーを用いることによって、歩行中の動作を模擬した検証実験を行うことを予定している。人体ダ

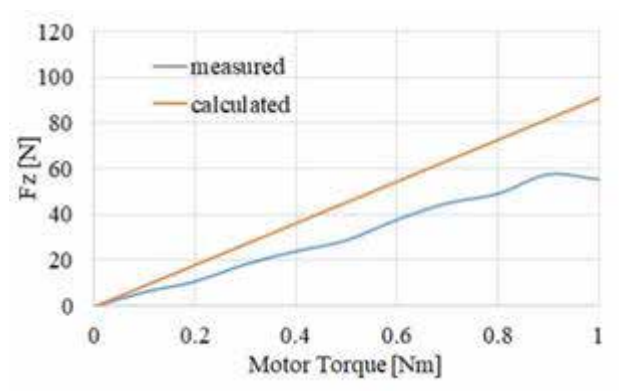


図 8. 測定結果 ($\theta_1=139^\circ$) [7]

ミーは人体を模して製作された人形であるため、歩行支援装置の足先出力の検証に最も適していると考えられる。

【参考文献】

1. M. C. Nevitt, I. Tolstykh, N. Shakoov, U. S. D. T. Nguyen, N. A. Segal, C. Lewis, and D. T. Felson, "Symptoms of Knee Instability as Risk Factors for Recurrent Falls," *Arthritis Care & Research*, Vol. 68, Issue 8, pp. 1089--1097, 2016.
2. B. T. Quinlivan, S. Lee, P. Malcolm, D. M. Rossi, M. Grimmer, C. Siviy, N. Karavas, D. Wagner, A. Asbeck, I. Galiana, and C. J. Walsh, "Assistance magnitude versus metabolic cost reductions for a tethered multiarticular soft exosuit," *Sci. Robot.* 2, eaah4416, 2017.
3. 佐野明人, "受動歩行由来の無動力歩行支援機 ACSIVE," *脊髄外科*, Vol. 31, No. 3, pp. 242--245, 2017.
4. 山海嘉之, 鍋島厚太, 河本浩明, "ロボットスーツ HAL の安全技術," *日本ロボット学会誌*, Vol. 29, No. 9, pp. 780--782, 2011
5. 鍋島厚太, 山海嘉之, "ロボットスーツ HAL の安全認証," *日本ロボット学会誌*, Vol. 32, No. 10, pp. 863--865, 2014.
6. C. Nabeshima, H. Kawamoto, and Y. Sankai, "Strength Testing Machines for Wearable Walking Assistant Robots based on Risk Assessment of Robot Suit HAL," *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, May 2012.
7. N. Inamura, T. Shimono, T. Mizoguchi, T. Nozaki, S. Ishii, and K. Ohnishi, "Comparison between Calculated and Measured Output Force of Supporting Robot for Lower Limb Function," *The IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization (SAMCON)*, Chiba, March, 2019.

移乗支援装置の開発と運動制御

富樫 信之

1. はじめに

近年日本では高齢化社会に伴う介護者の需要が増加している。厚生労働省の調査によると介護従事者は延べ170万人と推定されているが、一方要介護者は620万人に達するとされており介護従事者の不足が深刻な問題となっている[1][2]。この問題を解決するため、介護ロボットの研究開発が盛んになっている。

介護動作の一つに移乗支援がある。移乗支援は非介助者が椅子からの立ち上がり、および目的とする場所までの移動を支援する。移乗介護は被介助者を介助者が抱きかかえるようにして介助を行うため、介護者の肩や腰に大きな負担がかかる[3]。この問題を解決するため、移乗支援装置の研究開発が行われている[4]-[7]。例として富士機械製造株式会社から移乗サポートロボット Hug T1、マッスル株式会社から ROBOHELPER SASUKE、パナソニック エイジフリー株式会社から離床アシストロボット リショーン Plus が挙げられる。このように数多くの移乗支援装置の研究開発が行われているが、その多くは位置制御が主流である。剛性の高い位置制御では固い運動制御となってしまう、人にとって危険な動作となりうる可能性がある。安全に人を支援するためには、柔軟な運動制御を可能とする力の制御を行う必要がある。

そこで、本プロジェクトでは力触覚技術を実装した移乗支援装置の研究開発を行っている。力触覚技術とは人が有する力触覚を制御する技術であり、柔軟な動作を可能とする。力触覚技術を移乗支援装置に実装することで人を支えている部分の力加減を検知し、人の重心の位置や支持部分の力に応じて適切な移乗介護が実現可能となる。本稿では、開発した移乗支援装置、介護動作解析、位置制御、実験及び今後の展望について述べる。

2. 移乗支援装置の位置制御

2. 1 移乗支援装置

図1に移乗支援装置のモデル図を示す。本装置は2リンクマニピュレータの手先が二つ存在する構造となっており、1つが人体の腰部部分をもう1方が肩を支える。また、このマニピュレータ自体は回転モータにより y 軸周りに回転し、プーリーおよびベルトにより x 軸方向に平行移動する。

実際に開発した移乗支援装置を図2に示す。本装置の各リンクには減速機が実装されており、プーリーベルト部分に使用している減速比は35、2リンクマニピュレータの第1リンク、及び肩と腰を支える第2リンク、第3リンクの減速比は160となっている。また、肩と腰を支える手先部

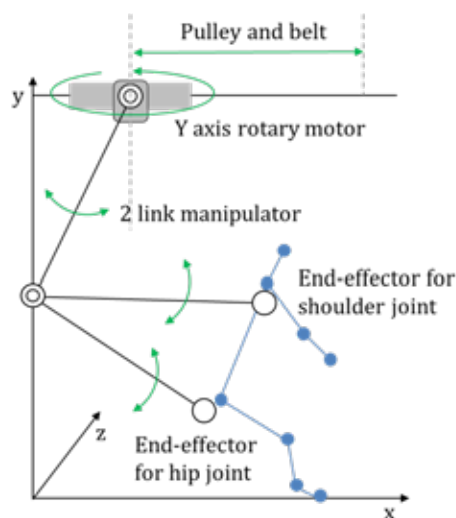


図1. 移乗支援装置のモデル



図2. 開発した移乗支援装置

分が完全に閉じることを防止するため、第2リンク、第3リンクの間は20°以上保持するようストッパーが設けられている。

2. 2 介護動作の解析

移乗支援を行うためには、移乗介護における被介助者の肩や腰の位置を解析し、移乗に適した動作を予め設定しておく必要がある。そこで実際に介助者に立ち上がりの介助を行っていただき、被介助者および介助者の動作のデータを文献[8][9]に従って解析し、必要な動作について検討する。

図3に2人の介助者が立ち上がりの介助を行った時の被

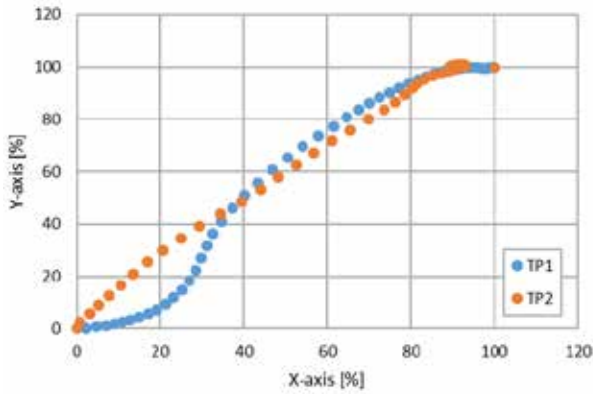


図 3. 被介助者の重心軌道[10]

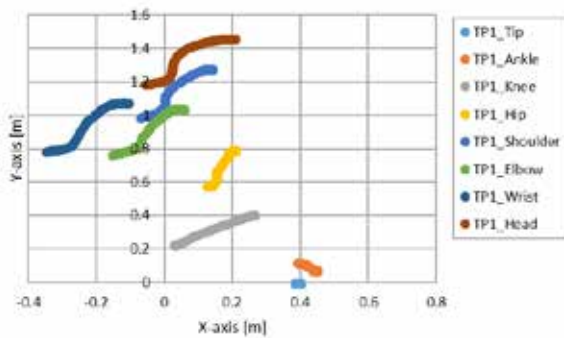


図 4. 介助者 (TP1) の関節位置の推移[10]

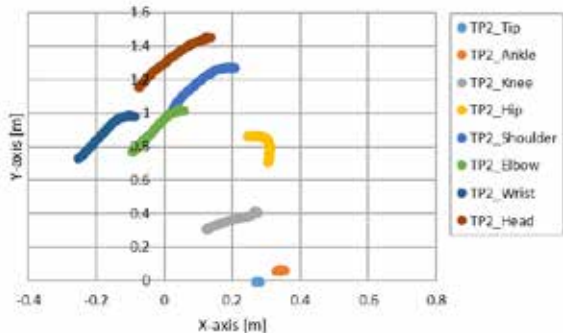


図 5. 介助者 (TP2) の関節位置の推移[10]

介助者の重心軌道を示し、図 4、図 5 にそれぞれの介助者が支援した時の介助者の関節軌道を示す。図 3 においては重心位置の推移を把握しやすいよう、初期位置（着座時）を 0%、最終姿勢時（直立姿勢時）を 100%として規格化している。図 3 より 0 から 40%までは体幹前傾動作と呼ばれる動作区間であり、上半身を前方向に預け重心を移動している。このとき 2 人の介助者は異なる介助方法で被介助者を支援しているため、重心軌道は異なる。このことから体幹前傾動作時は非介助者の重心位置を前方向に移動させることができればよく、移乗支援装置の軌道を一意に決定する必要はないと考えられる。

一方、40 から 100%の間は前傾姿勢から直立姿勢までの立ち上がり動作であり、2 人の介助者共に同じ重心軌道を示している。また図 4 より、介助者 (TP1) は腰関節が上

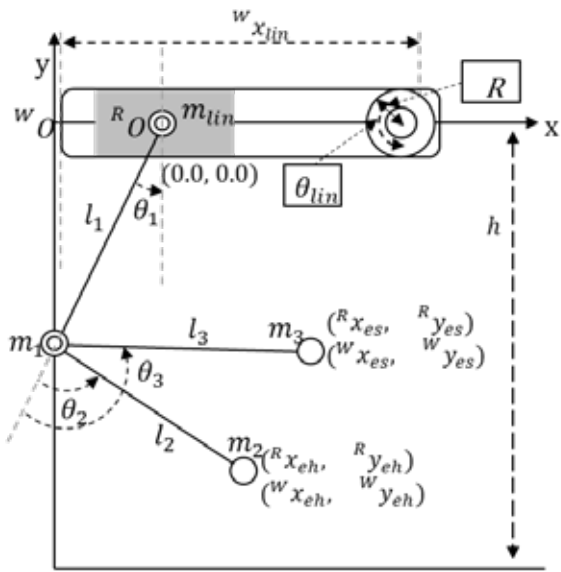


図 6. 移乗支援装置の座標および変数の定義

方向にもっていくような動作で移乗支援を行っていることが分かる。一方図 5 より、介助者 (TP2) は腰関節が下がる動作になっていることが分かる。しかし、図 3 より被介助者の重心移動において介助者による違いがあまり見られないことから移乗支援の軌道は非介助者の体格に依存することが考えられる。そのためこの立ち上がりの動作区間においては移乗支援装置の軌道を一意に決まる可能性があると考えられる。

2. 3 位置制御

本装置の手先位置を制御するため、順運動学、動力学に基づき、位置制御を構築する。本稿では、xy 平面での動作の検証のため y 軸の回転はないものとする。また、座標及び変数を図 6 に示す。移乗支援装置の手先のベクトル及び装置の各関節ベクトルは(1)式、(2)式で表される。

$${}^W \mathbf{x}_e = ({}^W x_{eh} \quad {}^W y_{eh} \quad {}^W x_{es} \quad {}^W y_{es}) \quad (1)$$

$$\boldsymbol{\theta}_r = (\theta_{lin} \quad \theta_1 \quad \theta_2 \quad \theta_3) \quad (2)$$

(1)式及び(2)式を微分することで速度を求めることができる。このとき、手先ベクトルの速度と各関節の角速度ベクトルの関係はヤコビ行列 **Jaco** を用いて(3)式で表される。

$${}^W \dot{\mathbf{x}}_e = \mathbf{Jaco} \dot{\boldsymbol{\theta}}_r \quad (3)$$

(3)式をさらに微分することにより加速度についての式を得ることができ、さらにヤコビ行列を用いることで(4)式を得ることができる。

$$\ddot{\boldsymbol{\theta}}_r = \mathbf{Jaco}^{-1} ({}^W \ddot{\mathbf{x}}_e - \dot{\mathbf{Jaco}} \dot{\boldsymbol{\theta}}_r) \quad (4)$$

通常、(4)式の第二項目については第一項目に比べ無視できるため、(5)式となる。

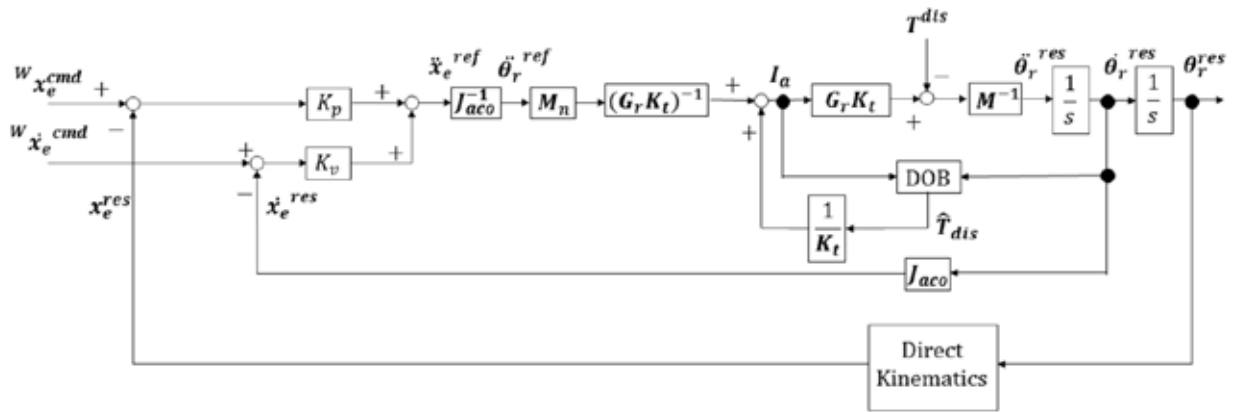


図 7. 移乗支援装置における位置制御のブロック線図

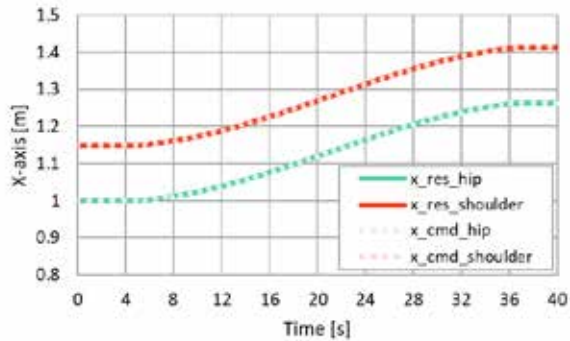


図 8. 水平方向の位置応答結果[10]

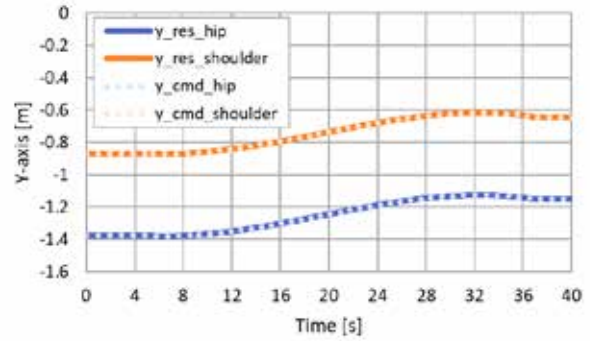


図 9. 垂直方向の位置応答結果[10]

$$\ddot{\theta}_r = J_{aco}^{-1} W_{x_e} \ddot{x}_e \quad (5)$$

また、ラグランジュ法より運動方程式を導出することで(6)式を得ることが出来る。

$$T = M\ddot{\theta}_r + H + G \quad (6)$$

T は駆動トルクベクトル、 M は慣性行列、 H はコリオリ力、 G は重力によるトルクベクトルを示す。また、 H および G は外乱として作用するベクトルとなる。

(1)から(6)式に基づき位置制御を構成したブロック線図を図7に示す。図7中の G_r および K_t は減速比およびトルク定数を示し、 K_p および K_v は位置ゲインおよび速度ゲインを示す。また、ロバストな運動制御を実現するため外乱オブザーバ(DOB)を実装している。

2. 4 実験

図3の重心軌道より軌道を設計し、図7に示す位置制御系を構成して位置制御の実験を行った。初めの5秒間は初期位置を保持し、5秒より設計した軌道に対して追従するよう位置制御を行い、37秒以降は終点で位置を保持する指令値を入力した。5~37秒における位置制御の指令値は

図3の重心位置および被験者の体格を考慮し、(7)式から(10)式として与えた。

$$W_{x_{eh}}^{cmd} = -0.0933t^3 + 0.2253t^2 + 0.0432t + 0.4 \quad (7)$$

$$W_{y_{eh}}^{cmd} = -0.234t^3 + 0.5066t^2 - 0.0708t - 1.38 \quad (8)$$

$$W_{x_{es}}^{cmd} = W_{x_{eh}}^{cmd} + 0.15 \quad (9)$$

$$W_{y_{es}}^{cmd} = W_{y_{eh}}^{cmd} + 0.51 \quad (10)$$

実験結果を図8および図9に示す。図8は水平移動の応答結果を示し、図9は垂直方向の応答結果を示す。また、点線が指令値として与えた軌道であり、実線が実際の応答結果を示している。これらの図より、指定した軌道に対し大きな誤差なく位置追従を行えていることが確認された。

3. 考察と今後の展望

3. 1 考察

今回の実験で設計した軌道に対し、開発した移乗支援装置は正確な位置追従が行えていた。このことから、開発している移乗支援装置において立ち上がりの軌道を再現可能であるため、移乗支援を十分に行える能力を有していることが確認された。

今回設計した軌道は2人の介助者と1人の被介助者のデ

ータより設計した。2.2節で述べたように、介助者にはよ
らず被介助者の体格に依存することが考えられる。しかし、
そのことを示すためには十分なサンプルが必要となるた
め、今後も介助時の動作のデータ収集を行う必要があると
考えられる。

3. 2 今後の展望

本稿では、開発した移乗支援装置において移乗支援のた
めの軌道設計を行い、位置制御による確認を行った。今後
の課題として、移乗支援装置を用いる上で、具体的な力加
減が必要となるのかを果とすることが挙げられる。本装置
は肩と腰を支えて介助するため、肩と腰を支える力加減に
よっては被介助者が転倒してしまうリスクがある。そのた
め被介助者の重心位置や、ゼロモーメントポイントと呼ば
れる歩行動作の安定性の指標となる位置について解析す
ることで、介護動作における適切な力加減を明らかにする
ことが必要となる。

【参考文献】

1. Ministry of Health, Labour and Welfare, “Status report of the nursing care insurance business,” <http://www.mhlw.go.jp/topics/0103/tp0329-1.html>, 2016.
2. Ministry of Health, Labour and Welfare, <http://www.mhlw.go.jp/stf/houdou/0000088998.html>, 2016
3. Ozge Cinar-Medenia, Bulent Elbasanb and Irem Duzgunc, “Low back pain prevalence in healthcare professionals and identification of factors affecting low back pain,” *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, pp.1-9, 2016.
4. Hiroshi Kobayashi, Hirokazu Nozaki, and Toshiaki Tsuji, “Development of power assist system for caregiver by muscle suit,” *Mechatronics and Automation, 2007. ICMA 2007. International Conference on. IEEE*, pp.180-185, 2007.
5. Christian Mandel, Thorsten Luth, Tim Laue, Thomas Rofer, Axel Graser, and Bernd Krieg-Bruckner, “Navigating a Smart Wheelchair with a Brain-Computer Interface Interpreting Steady-State Visual Evoked Potentials,” *Proc. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems(IROS)*, pp.1118-1125, 2009.
6. Toshiharu Mukai, Shinya Hirano, Hiromichi Nakashima, Yo Kato, Yuki Sakaida, Shijie Guo and Shigeyuki Hosoe, “Development of a Nursing-Care Assistant Robot RIBA That Can Lift a Human in Its Arms,” *The 2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems(IROS)*, pp.5996-6001, 2010.
7. Akihiro Ohta, Tomohiro Simoda, Shohei Tsukada, Yohei Kume, Hideo Kawakami, “Development of Transfer Assist Robot “Robotbed,” *JSME Conference on Robotics and Mechatronics*, No. 13-2, 1A1-H06(1)-(2), 2013
8. Satoru Kojima and Hidekatsu Takeda, “Sit-to-Stand Movement in Elderly Adults,” *The Society of Physical Therapy Science*, No.13, pp.85-88, 1998 (in Japanese).
9. Winter, David A, “Biomechanics and motor control of human

movement,” *John Wiley & Sons, INC.* 2009.

10. K. Yokoyama, S. Shimono, T. Mizoguchi, A. Zignoli, N. Togashi, K. Ohnishi, Y. Mashida, M. Hirao, J. Masuya, K. Ota, S. Kato, and K. Dezaki, “Trajectory Planning and Motion Control for Transfer Support Robot,” *The IEEE International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization 2018, SAMCON2018*, 2018.

脳性麻痺患者のための 3 軸座位保持支援装置の開発

富樫 信之

1. はじめに

新生児 1000 人の内、2 から 3 人の割合で脳性麻痺を発症するという調査結果が報告されている[1]。このような脳性麻痺を発症した患者の生活支援を行うため、今日ではロボット技術による介護やリハビリ支援について研究開発が盛んになっている[2][3]。

脳性麻痺を発症した患者が抱える問題の一つとして、日座位姿勢の保持がある。脳性麻痺を発症した患者は日常生活における動作の僅かな刺激を受けた際に緊張して、座位姿勢をそらす。そのため、日常生活を送るためには抱きかかえるようにして座位姿勢を保持しなければならず、介護者の負担が増加する。その問題を解決するため、座位姿勢を保持する車椅子が開発されている。また、自立支援を目的とした、座位保持車椅子型ロボットの研究についても報告されている[4][5]。

しかしながら、これらの器具はいずれも座位姿勢が固定されたものであり、患者が姿勢を自由に反らすことは困難である。自由に座位姿勢を変えることが出来なくなってしまうため、ストレスを抱え込んでしまう等の問題が生じる。そこで、本研究では背もたれに加わった力に応じて座位姿勢を変えることが可能な椅子型の装置を開発した。この装置はリクライニング、腰のひねり及び首周りにモータが搭載されており、モータにより駆動する装置となっている。本稿では開発した装置及びリクライニングと腰のひねりにおける制御手法について述べる。

2. 3 軸座位保持支援装置と運動制御

2. 1 3 軸座位保持支援装置

図 1 に開発した 3 軸座位保持支援装置を示す。この装置はリクライニング、腰のひねり、首周りの 3 箇所がモータによって駆動する。それぞれの可動範囲はリクライニングが 45°、腰のひねりが±30°、首周りが 45°となっている。また、各駆動部には減速機が実装されており、これにより大きなトルクが出力可能となっている。さらにリクライニングにおいては減速比の増加を抑え、良好なバックドライブバビリティを獲得するため、2 個のモータによるツインドライブ方式を採用している。装置に取り付けられている背もたれや座面、首周りのクッションやシートは車椅子型の座位保持器具から移植したものであり、対象となる被験者の体格に合わせて作成されたものとなっている。座面には、股の開き具合を固定するクッションが取り付けられており、背もたれには体の軸を固定するベルトが備え付けられている。表 1 に開発した 3 軸座位保持支援装置の機械的パラメータを示す。



図 1. 3 軸座位保持支援装置

表 1 3 軸座位保持支援装置のパラメータ

Length of the reclining part	1.14×10 ³ mm
Weight of the reclining part	17.0 kg
Length of the backrest	540 mm
Seat size	400 mm ×400 mm
Weight of the chair	67.0 kg
Gear ratio of the right side in reclining	96.0
Gear ratio of the left side in reclining	96.0
Gear ratio of the twist of hip	35.8
Gear ratio of the neck	5.00

2. 2 リクライニングの運動制御

本装置では力に応じて姿勢の保持と姿勢の変化を切り替えるために、可変コンプライアンス制御を実装する[6]。また、ロバストな加速度制御を実現するために外乱オブザーバを、人が装置に加えた力をトルクとして推定するために反トルク推定オブザーバを実装する[7][8]。図 2 にリクライニングに実装したブロック線図を示す。図中の DOB は外乱オブザーバを、RTOB は反トルク推定オブザーバを

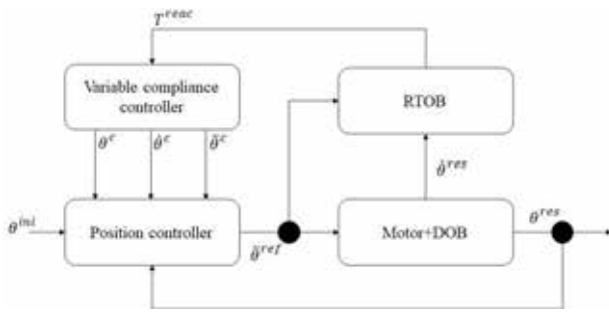


図2. リクライニングにおける運動制御のブロック線図

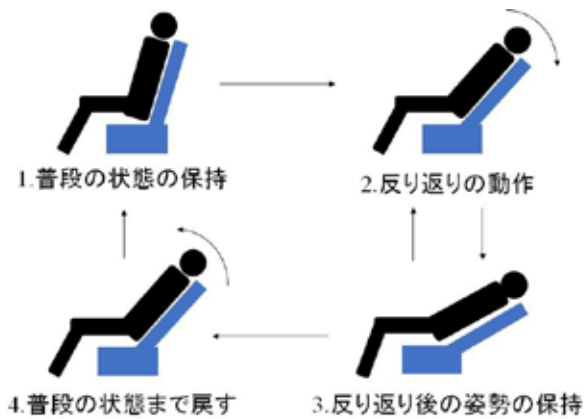


図3. 座位の状態

示す。 T^{reac} はRTOBによって推定された人が装置に加えたトルクを示す。 θ^{mi} は普段の姿勢を表し、装置に印加された力に応じて生成された角度、角速度、角加速度の変化量を普段の姿勢の角度に加えて演算することによって、姿勢の変化と姿勢の保持を切り替える。

図3に座位の状態図を示す。座位の状態は、1.普段の状態の保持、2.反り返りの動作、3.反り返り後の姿勢の保持、4.普段の状態まで戻す動作の4つに状態分けされる。この4つの状態に応じた生成すべき角度、角速度、角加速度の変化量および状態遷移の条件について述べる。

2. 2. 1 普段の状態の保持

普段の状態の保持における可変コンプライアンス制御器によって生成される角度、角速度、角加速度の変化量は(1)式となる。

$$\theta^c = \dot{\theta}^c = \ddot{\theta}^c = 0 \dots (1)$$

(1)式に示すように変化量を0とすることによって、姿勢の保持が可能となる。

普段の姿勢の保持から反り返りの動作への遷移条件は、椅子に印加された力によって決定する。反り返りの動作においては、小さく反る場合と大きく反る場合の2種類があるため、力に応じて反り返り動作における変化量の目標値を設定する。また、過敏な動作を防止するため、待機時間を設ける。この状態における遷移条件は次の通りである。



図4. 反り返りの動作における力の関係

- a. $T^{low} < T^{reac}$ のとき、 t_1 秒待機する。 t_1 秒後、 $T^{low} < T^{reac}$ を満たしている場合、 T^{reac} に応じてbまたはcの条件のどちらかを実行する。満たしていない場合は普段の姿勢の保持を継続する。
- b. $T^{low} < T^{reac} < T^{high}$ のとき、変化の目標値 θ_{low} を設定して、反り返りの動作に移る。
- c. $T^{reac} > T^{high}$ のとき、変化の目標値 θ_{high} を設定して、反り返りの動作に移る。

T^{low} および T^{high} はそれぞれ、トルクの閾値を示し、 θ_{low} および θ_{high} はそれぞれ小さく反る場合の変化量の目標値と大きく反る場合の変化量の目標値を示す。 t_1 はこの状態における設定した待機時間を示す。

2. 2. 2 反り返りの動作

反り返りの動作においては、図4に示すように急な加減速を防止するために、動作開始時は椅子から人に加わる抵抗力を減少させ徐々に加速し、目標角度付近に接近した場合は抵抗力を増加して減速する必要がある。この力関係を満たすよう設計した、反り返り時における可変コンプライアンス制御が(2)式から(5)式である。

$$\ddot{\theta}^c = \frac{(K_f T^{reac} - T^{comp})}{M} \dots (2)$$

$$T^{comp} = \left(K_{c1} \left(\theta^c - \frac{\theta^{cmd}}{2} \right)^2 + D_{c1} \dot{\theta}^c + T_{min} \right) \dots (3)$$

$$\theta^c = \frac{1}{s} \dot{\theta}^c \dots (4)$$

$$\dot{\theta}^c = \frac{1}{s} \ddot{\theta}^c \dots (5)$$

(2)式から(5)式中の s はラプラス演算子を示す。 K_f 、 K_{c1} 、 D_{c1} 、 M はコンプライアンス制御に用いる力ゲインおよび仮想的な弾性、粘性、慣性を表し、それぞれ定数値として用いる。また、 T_{min} は動作中の抵抗力の極小値を示す。 θ^{cmd} には θ_{low} または θ_{high} が代入される。(2)式中に示すように、 T^{reac} に釣り合うような椅子からの抵抗力 T^{comp} が(3)式によって生成され、(4)式および(5)式に示すようにその積分によって角度および角速度の変化量が生成される。 θ_c が $0 < \theta_c < \theta^{cmd} / 2$ の範囲にある場合には抵抗力が減少し、 $\theta^{cmd} / 2 < \theta_c < \theta^{cmd}$ の範囲にある場合には抵抗力が増加する。これにより、図4の力関係を満たすように動作することが可能となる。 $\theta_c \geq \theta^{cmd}$ を満たした場合、反り返り後の姿勢の保持に移行する。

2. 2. 3 反り返り後の姿勢の保持

反り返り後の姿勢の保持における可変コンプライアンス制御器によって生成される角度、角速度、角加速度の変化量は(6)式および(7)式となる。

$$\theta^c = \theta^{cmd} \dots (6)$$

$$\dot{\theta}^c = \ddot{\theta}^c = 0 \dots (7)$$

生成される角度を θ_{cmd} に固定し、角速度および角加速度を 0 とする。これにより、変化後の姿勢を保持することが可能となる。

また、反り返り後の姿勢の保持から次の動作に移移する場合、遷移する状態が 2 通りあり、元の姿勢に戻る場合があるいはより大きく姿勢を反る場合のどちらかである。遷移条件は次の通りである。

- a. $T^{reac} < T^{low}$ または $T^{reac} > T^{high}$ のとき、 t_2 秒待機する。 t_2 秒後、その条件を満たしている場合、 T^{reac} に応じて以下 b または c の条件を実行する。満たしていない場合は反り返り後の姿勢の保持を継続する。
- b. $T^{reac} < T^{low}$ のとき、普段の状態まで戻す動作に移る。
- c. $T^{reac} > T^{high}$ かつ姿勢の保持の変化量が θ_{low} の場合、変化の目標値 θ_{high} を設定して、反り返りの動作に移る。

t_2 はこの状態における設定した待機時間を示す。

2. 2. 4 普段の状態に戻す動作

普段の姿勢に戻す場合は、急激な変化を防止するために設定した時間によって戻るよう制御する必要がある。その条件を満たすよう設計した、可変コンプライアンス制御によって生成される椅子からの抵抗力は(8)式となる。

$$T^{comp} = K_{c2} \left(\theta^c - \theta^{cmd} \left(1 - \frac{t}{t_{const}} \right) \right) + D_{c2} \left(\dot{\theta}^c + \frac{\theta^{cmd}}{t_{const}} \right) \dots (8)$$

K_{c2} 、 D_{c2} はコンプライアンス制御に用いる仮想的な弾性、粘性、および慣性を表し、それぞれ定数値として用いる。また、 t および t_{const} は普段の状態に戻す動作に移移してから経過した時間及び元の姿勢に戻すまでに要する時間を示す。(8)式によって生成された椅子からの抵抗力 T^{comp} を(2)式、(4)式および(5)式に代入することによって、変化すべき角度、角速度、角加速度を得る。これにより、 t_{const} で設定した時間通りに普段の状態に戻ることが可能となる。 θ_{cmd} が 0 と一致した場合、普段の状態の保持に移る。

2. 3 腰のひねりの制御

腰ひねりの動作については、リクライニングと連動して変化しようコンプライアンス制御を設計する。(9)式が腰ひねりの軸におけるコンプライアンス制御となる。

$$T_{hip}^{comp} = K_f T_{hip} - K(\theta_{hip}^c - \alpha \theta_{reclining}^c) - D(\dot{\theta}_{hip}^c - \alpha \dot{\theta}_{reclining}^c) \dots (9)$$

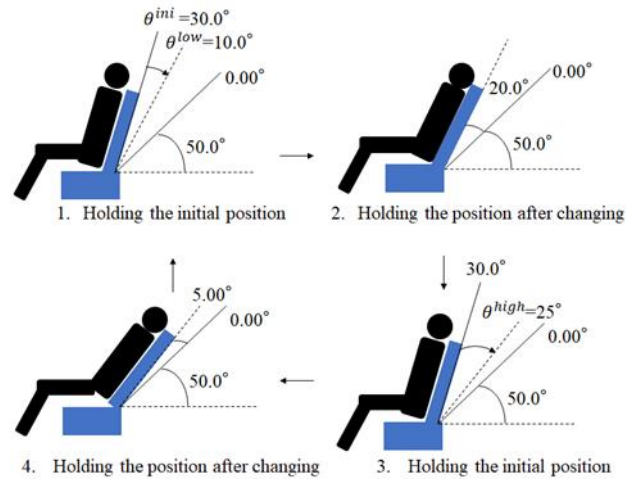


図 5. 実験における座位状態 [9]

(9)式の α はリクライニングの変化量の倍率を示す。(9)式によって生成された腰ひねりの軸のトルクを(2)式、(4)式および(5)式に代入することによって、変化すべき角度、角速度、角加速度を得る。(9)式に示すように、リクライニングの変化量を用いることで、腰ひねりのコンプライアンス制御の基準角度がリクライニングの変化量となるため、リクライニングに連動して動作する。また、 α の倍率および仮想的な弾性および粘性を設定することで腰ひねりの軸の変化量を変更することが可能となり、腰ひねりのトルクに応じて微調整が可能となる。

2. 4 実験

2. 4. 1 実験設定

セラピストの方に試乗いただき、図 5 に示すように座位状態が変化しよう装置の背もたれに力を加えた。普段の姿勢から始まり、小さい姿勢変化となるよう小さく力を加えた。その後、加えている力を緩めて普段の姿勢に戻った後、大きな姿勢変化が発生するよう大きな力を印加した。

2. 4. 2 実験結果

図 6 から図 9 に実験結果を示す。図 6 および図 7 はリクライニングの角度応答及びトルク応答を示し、図 8 および図 9 は腰ひねりの軸の角度応答及びトルク応答を示す。図 6 および図 7 より、装置に力が加わり、反トルクが赤線で示された閾値 T_{low} を超えた際に、動作しているということが分かる。このとき、7.00s 付近において緑線で示された閾値 T_{high} を超えなかったため、小さい反り返り動作が行われていることが分かる。10.0s 付近では、一度 T_{high} を瞬間的に超えているが、継続的には超えておらず T_{low} を下回っているため、しばらくしてから元の姿勢に戻っていることが分かる。また、20.0s 以降も同様に、 T_{high} を超えた際に大きな反り返り動作を行っていることが分かる。また、50.0s 付近で T_{low} を下回ってしばらくしてから、元の姿勢に戻っていることも分かる。

腰ひねりの軸についても同様に図 8 および図 9 より、リ

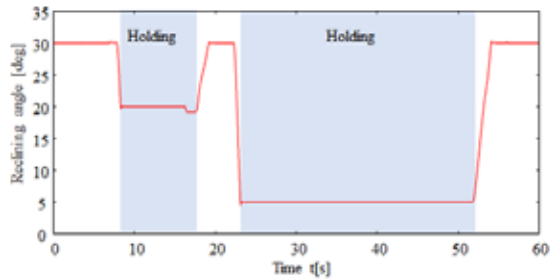


図 6. リクライニングの角度応答 [9]

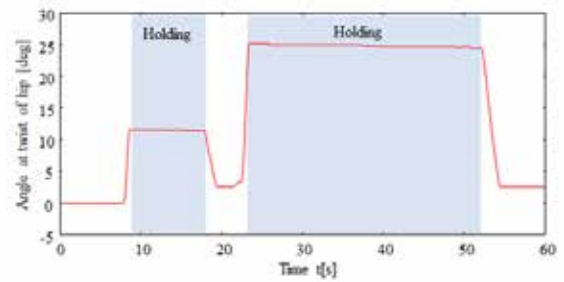


図 8. 腰ひねりの角度応答 [9]

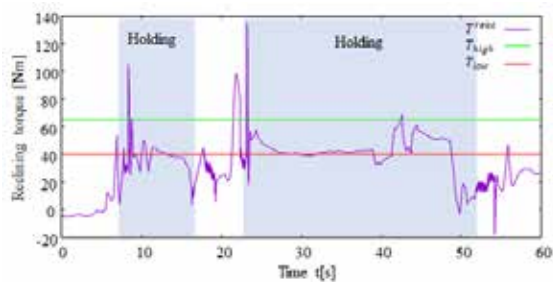


図 7. リクライニングのトルク応答 [9]

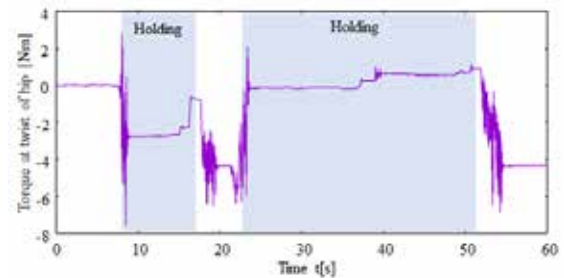


図 9. 腰ひねりのトルク応答 [9]

クライニングと連動して同じ時刻において同じ変化量で動作していることが分かる。特に小さい反り返り動作では、姿勢保持中にトルクが発生しているため 10.0deg からずれて姿勢を保持していることが分かる。以上より、姿勢保持が可能であることが確認できた。

4. 考察及び今後の展望

4. 1 考察

今回の実験では、力に応じて姿勢の保持と姿勢の変化を切り替えるという機能的な部分について有効に動作しているという知見が得られた。しかし、反り返り動作時において姿勢の保持に移行する前に十分に減速せず、急な減速になってしまっていることも確認された。姿勢の保持と姿勢の変化の間に、制御の連続性がないため、姿勢の保持と姿勢の変化を連続して行うコンプライアンス制御の提案が今後必要となる。

4. 2 今後の展望

今後の展望としては、リクライニングの運動制御の改善の他、首周りの制御の設計が挙げられる。また、共同研究先である心身障害児総合医療療育センターの協力の下、臨床試験を実施することを予定している。

【参考文献】

1. C. Morris, "Definition and classification of cerebral palsy: a historical perspective," *Development Medicine and Child Neurology*, Vol. 109, No. 49 pp. 3–7, 2007.
2. L. Maisa, F. Frascarelli, P. Morasso, G. Di. Rosa, M. Petrarca, E. Castelli, and P. Cappa, "Reduced short term adaptation to robot generated dynamic environment in children affected by Cerebral Palsy," *Journal of Neuroengineering and*

Rehabilitation, No. 1, Vol. 8, article No. 28, 2011.

3. C. Bayon, R. Raya, S. L. Lara, O. Ramirez, I. Serrano J, and E. Rocon, "Robotic Therapies for Children with Cerebral Palsy: A Systematic Review," *Translational Biomedicine*, No. 1:44, Vol. 7, pp. 1–10, 2016.
4. C. W. Dennis, S. Stansfield, and H. M. Larin, "Feasibility of a mobile robot with alternative control system for a child with cerebral palsy," *Proceedings of the FICCDAT RESNA Conference*, pp. 1–4, Toronto, Canada, 2011.
5. C. Y. Zheng and T. T. Yang, "Development of portable hand cycle for children with cerebral palsy — The Malaysian scenario: Wheelchair propulsion motion," *Proceedings of 2017 IEEE Region 10 Humanitarian Technology Conference*, pp. 873–877, 2017.
6. N. Motoi, T. Shimono, R. Kubo and A. Kawamura, "Task Realization by a Force-Based Variable Compliance Controller for Flexible Motion Control Systems," *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, Vol. 61, No. 2, pp. 1009-1021, February 2014.
7. T. Murakami, F. Yu, and K. Ohnishi, "Torque Sensorless Control in Multi degree-of-freedom Manipulator," *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, Vol. 40, No. 2, pp. 259–265, 1993.
8. K. Ohnishi, M. Shibata, and T. Murakami, "Motion Control for Advanced Mechatronics," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Vol. 1, No. 1. pp. 56–67, 1996.
9. N. Togashi, T. Shimono, T. Nozaki, T. Shibata, Y. Aoyama, and Y. Kitahashi, "Development and motion control of three-axis seating posture holding assist chair for cerebral palsy patient," *LIFE 2019*, OS 10-1, Kanagawa, Japan, September, 2019.

力触覚伝達機能を備えたマスタ・スレーブ型

多自由度手術支援ロボットの開発

松永 卓也

1. はじめに

外科手術の低侵襲化, 外科医の負担軽減, これまで人間の手では不可能であった新しい治療方法の実現のために, 手術支援ロボットの研究開発が進められている [1][2]。腹腔鏡下外科手術等の支援のために米国で開発された da Vinci[®] (Intuitive Surgical, Inc.) は, 日本国内も含め多くの病院で導入されている [3][4]。手術支援ロボットの多くは遠隔操作ロボットの構成方法の一手法であるマスタ・スレーブシステムを採用しており, 医師はマスタロボット (マスタ) を介してスレーブロボット (スレーブ) を遠隔操作し治療をおこなう。スレーブはエンドエフェクタとして手術器具を備え, 特に鉗子は多自由度の動作が可能である。また, 土台側に多自由度マニピュレータを有し, エンドエフェクタの位置, 姿勢を変化させることで大きな作業空間を得る。

ロボット技術によって術者に対する治療行為支援が可能となったが, 従来の手術支援ロボットの課題として力触覚伝達機能の搭載が挙げられる。マスタ・スレーブシステムを介して術者に力触覚を提示することで, より直感的かつ繊細な治療行為の実現への貢献が期待できる。ロボットの機構の面では, 硬性器具を扱う従来の手術支援ロボットに対して, 近年は人間の自然孔等を用いる軟性内視鏡手術の支援が検討されている [5]。また, 脳神経外科手術では狭い術野で繊細な作業をおこなう必要があり, より精密な動作で術者の手技を可能とする手術支援ロボットの研究開発が進められている [6]。

1. 1 力触覚技術

マスタ・スレーブ型遠隔操作ロボットにおける力触覚伝達は, より安全で繊細なロボット手術の実現に貢献する重要な技術の一つである。加速度制御に基づくバイラテラル制御は, 位置情報と力情報をマスタ, スレーブ間で双方向に送信することで力触覚を伝達する [7]。バイラテラル制御の制御目標は式(1), 式(2)となる。

$$X_m - X_s = 0 \quad (1)$$

$$F_m + F_s = 0 \quad (2)$$

マスタの位置 X_m とスレーブの位置 X_s の一致を式(1), マスタに加わる外力 F_m とスレーブに加わる外力 F_s における作用反作用の法則の成立を式(2)が表す。二つの制御目標を同時に達成することで, 遠隔地の接触対象物 (環境) のかたさを操作者に伝達する。また, 送信される情報を加工

することで力触覚の増幅伝達が可能である。位置の増幅率を α , 力の増幅率を β と定義すると, 制御目標は式(3), 式(4)となる。

$$X_m - \alpha X_s = 0 \quad (3)$$

$$F_m + \beta F_s = 0 \quad (4)$$

これらの制御目標を達成することで, α 倍されたスレーブの位置と β 倍されたスレーブに加わる外力がマスタに伝達される。さらに, 力触覚をデータとして扱うことで可視化や操作者の動作の記録, 再現, 解析等の機能が利用可能となる。

バイラテラル制御では各モータの位置および力を高精度に制御することが求められるため, 外乱オブザーバ[8]を用いたロバストな加速度制御をおこなう。また, 装置のコストや機構の複雑化などの難点を考慮し, 反力オブザーバを用いて力センサレスで力情報を推定する[9]。

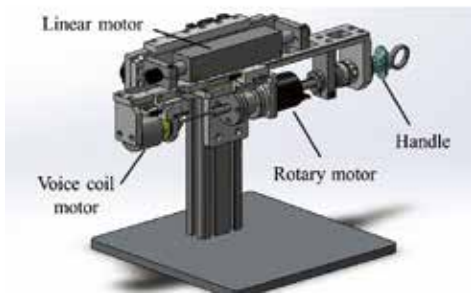
1. 2 手術支援ロボット

本研究では, 力触覚機能を備えた力センサレスなマスタ・スレーブ型医療用ロボットとして, 手術における基本的な動作を備えた3自由度鉗子ロボット, 口腔外科手術を支援する6自由度マニピュレータ, 軟性内視鏡手術支援ロボットに搭載するための多指鉗子ロボットを開発する。さらに, 3自由度鉗子ロボットや6自由度マニピュレータを搭載するための双腕型のプラットフォームを開発する。

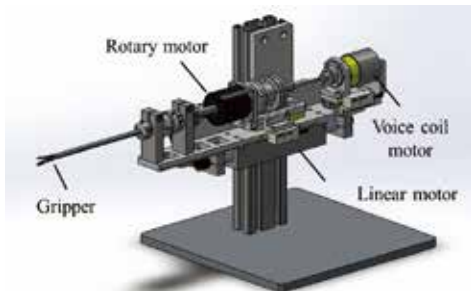
1. 2. 1 3自由度鉗子ロボット

図1にマスタ・スレーブ型3自由度鉗子ロボットの3Dモデルを示す [10]。3自由度鉗子ロボットは腹腔鏡手術における基本的な動作としてエンドエフェクタによる把持動作, トロッカーの中心軸に対して平行移動する直動動作, 中心軸まわりの回転動作を備えており, バイラテラル制御を実装することで各動作において力触覚伝達が可能となる。また, 力触覚情報の増幅伝達や可視化等の機能も利用可能である。

マスタとスレーブはエンドエフェクタを除いて同様の構造を有し, マスタはハンドル, スレーブは腹腔鏡手術用鉗子の先端をエンドエフェクタとして備える。各ロボットにはそれぞれ3台のモータが組み込まれており, ボイスコイルモータが把持動作, シャフトモータが直動動作, ブラシレスDCモータが回転動作の駆動部として機能する。各モータの位置情報はエンコーダで取得する。



(a) マスタ

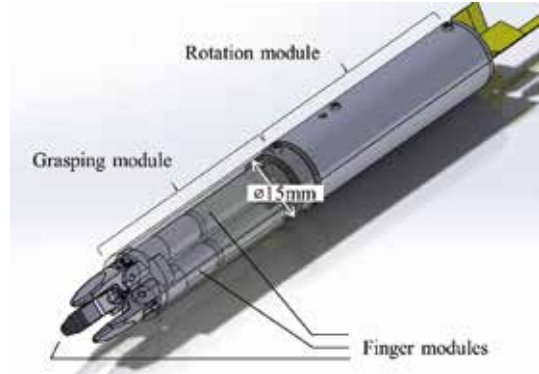


(b) スレーブ

図 1. 3自由度鉗子ロボット



(a) 軟性管に取り付けたイメージ図



(b) 多指構造の詳細

図 3. 多指鉗子ロボット

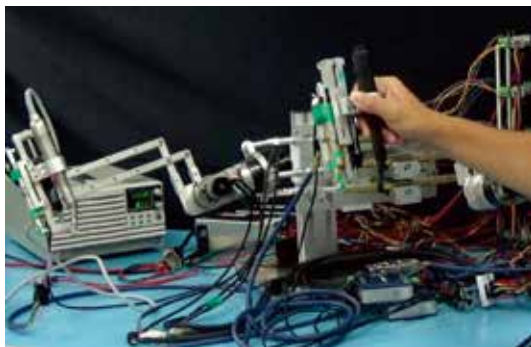


図 2. 口腔外科手術支援用 6 自由度マニピュレータ

1. 2. 2 6 自由度マニピュレータ

口腔外科分野では医療用ドリルを用いたインプラント手術や鋸等の器具を用いた顎変形症の治療がおこなわれており、より正確な治療をおこなうためにナビゲーションシステムや手術支援ロボットの研究が進められている。本研究では、口腔外科手術を支援するために、図 2 に示すマスタ・スレーブ型 6 自由度マニピュレータを開発する [11]。6 自由度の動作は 3 自由度の先端位置決め動作、2 自由度の先端ピボット動作、1 自由度の先端直動動作で構成される。パイラテラル制御を用いたマスタ・スレーブ間における力触覚伝達下において、医療用器具先端のドリルや鋸を当てる位置、角度を調整しながら作業をおこなうことを可能とする。

口腔外科手術支援用 6 自由度マニピュレータのマスタとスレーブは同構造である。3 自由度の位置決め動作を回転モータとラック・ピニオン機構で駆動するパラレルリンク機構、2 自由度のピボット動作を回転モータで駆動する RCM 機構、先端直動動作をダイレクトドライブのシャフトモータで実現する。

1. 2. 3 多指鉗子

軟性内視鏡手術は先端に内視鏡や鉗子を備えた柔軟に屈曲可能な管を患者の体内に挿入しておこなう治療である。患者の体内への入り口として自然孔を用いる NOTES (Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery) 等、より低侵襲な手術の実現が期待でき、内視鏡や鉗子の操作を支援するために軟性内視鏡手術支援ロボットが開発されている。しかしながら、従来の手術支援ロボットと同様に患者の体外から硬性部を経て先端部に動力を伝達する軟性内視鏡手術支援ロボットの運動制御は容易ではない。

本研究では、柔軟管の先端に配置する鉗子ロボットに駆動部を内蔵することで軟性部の屈曲による制御性能の低下を抑え、かつ、多指形状とすることで複雑な把持動作を可能とする。図 3 に示す多指鉗子ロボットは、把持動作と回転動作を有する 3 指 2 自由度の装置であり、把持モジュールと回転モジュールで構成される [12]。把持モジュールは 3 台の小型回転モータを内蔵し、3 指を独立に駆動することが可能である。回転モジュールは 1 台の小型回転モータを内蔵し、先端に接続されたモジュールを回転させる機能を持つ。各モータの配線は装置の後端で外部に接続可能である。軟性管内部に電線を配置することで、柔軟部の屈曲の影響を抑えて先端の鉗子ロボットの制御をおこなうことが可能となる。

3 指 2 自由度鉗子ロボットはマスタ・スレーブ型手術支援ロボットのスレーブとして機能する。スレーブに対応する自由度を備えたマスタを用いることで力触覚伝達下における遠隔操作が可能となる。

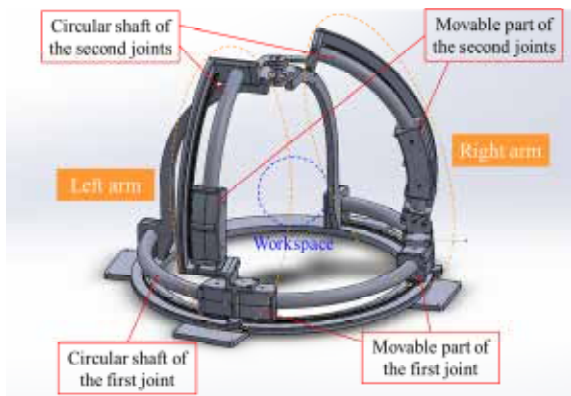


図 4. 多自由度双腕型プラットフォームの 3D モデル

1. 2. 4 双腕型プラットフォーム

手術支援ロボットを構成する多自由度鉗子ロボットのエンドエフェクタは細かな作業を実現可能であるが、患者の体内に挿入される先端部の自由度のみでは十分な作業空間の確保が難しい。したがって、患者の体外に配置され、ロボットの土台となるマニピュレータが作業空間や環境に対する角度を調整する。

本研究では、大型円弧形リニアモータ（LCLM: Large Circular Linear Motor）を駆動部に使用し、脳神経外科手術等における治療行為支援を想定した多自由度双腕型プラットフォームを開発する。LCLM はリアルハプティクス技術を医療分野に応用するために本プロジェクトで試作した高出力、ノーバックラッシュでバックドライバビリティを有するアクチュエータである [13]。駆動時は磁石を内蔵した円弧形シャフトに沿ってコイルを内蔵した可動子が移動する。運動変換機構を介さずに RCM (Remote Center of Motion) 機構を構成可能であり、エンドエフェクタの先端を中心としたピボット運動が実現できる。

図 4 に双腕型プラットフォームの 3D モデルを示す [10]。土台には中心角が約 270 度の大型円弧形リニアモータのシャフトが固定されており、各腕の第一関節として 2 台の可動子を有する。そして、各腕の第一関節は可動部に中心角が約 90 度の大型円弧形リニアモータを備え、可動子が第二関節として駆動する。第一関節の円弧を含む平面と第二関節の円弧を含む平面は常に直交する。また、第一関節の RCM が存在する軸上に第二関節の RCM が配置されており、2 自由度のピボット運動となる。手術において頭部の位置を RCM 付近とすることで、作業空間の位置を変えずにエンドエフェクタの姿勢を変化させることが可能である。

2. 実験と結果

本研究で開発した力触覚機能付きマスタ・スレーブ型 3 自由度鉗子ロボットと双腕型プラットフォームで遠隔操作型手術支援システムを構成し、実験において基礎的な検証をおこなった。

2. 1 手順

手術支援システムの構成図を図 5 に示す。また、操作者

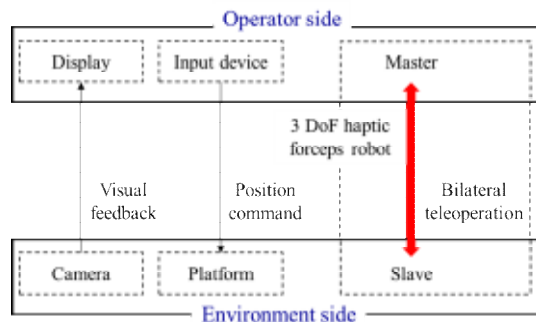


図 5. 手術支援システムの構成

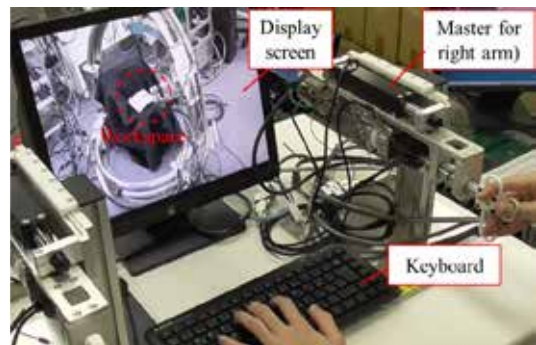


図 6. 操作者側の実験機器の配置

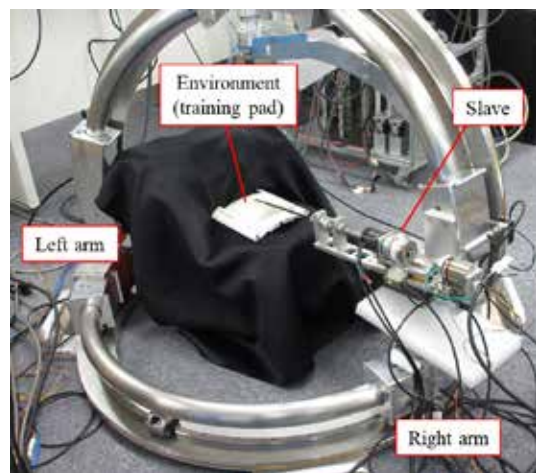


図 7. 環境側の実験機器の配置

側と環境側の実験機器の配置を図 6、図 7 に示す。操作者側には、視覚情報を提示するためのディスプレイ、双腕型プラットフォームに位置指令値を与えるためのキーボード、3 自由度鉗子ロボットのマスタを配置した。環境側には、視覚情報取得のためのカメラ、右腕に 3 自由度鉗子ロボットのスレーブを搭載した双腕型プラットフォームを配置した。

実験では環境として縫合練習パッドを使用した。カメラで取得した視覚情報は、ディスプレイを介してリアルタイムで操作者に提示した。双腕型プラットフォームを駆動する各 LCLM の位置指令値はキーボード入力で変化させた。指令値は LCLM の移動速度が 20 mm/s となるように設定した。検証は下記の手順でおこなった。

(1) 環境に非接触な状態で 3 自由度鉗子ロボットの各自

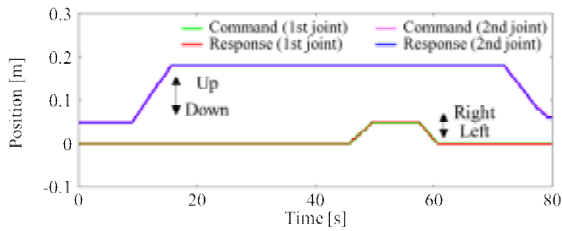
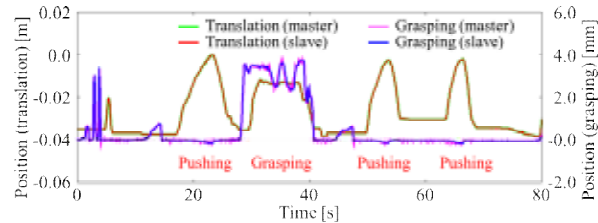
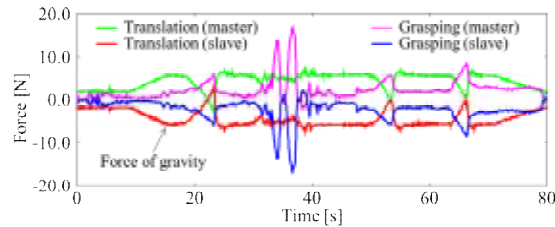


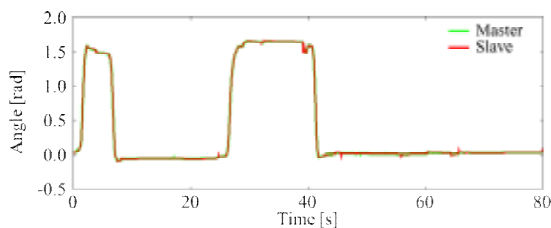
図 8. 双腕型プラットフォーム右腕の遠隔操作における位置応答



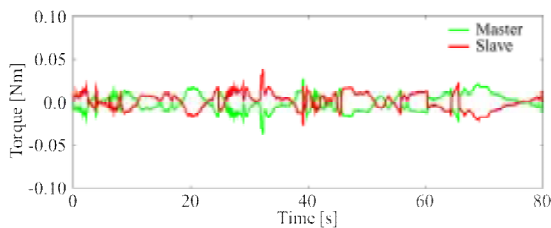
(a) 把持動作、直動動作の位置応答



(b) 把持動作、直動動作の力応答



(c) 回転動作の位置応答



(d) 回転動作の力応答

図 9. 3 自由度鉗子ロボットで記録した力触覚情報

由度を操作した。

- (2) 双腕型プラットフォームの右腕第二関節を上方向に駆動した。
- (3) 3 自由度鉗子ロボットの直動動作で環境に接触した後、環境を 2 回把持した。
- (4) 右腕第一関節を右方向に動かし、直動動作による環境への接触動作をおこなった。
- (5) 右腕第一関節を左方向に動かし、直動動作による環境への接触動作をおこなった。

2. 2. 結果

実験結果として双腕型プラットフォーム右腕の位置応答を図 8、3 自由度鉗子ロボットの位置応答および力応答を図 9 に示す。図 8 の結果より、双腕型プラットフォーム右腕の第一関節、第二関節の位置応答値が与えられた位置指令値に追従したことが確認できる。図 9 の実験結果では、各動作においてマスタの位置応答値にスレーブの位置応答値が追従し、かつ推定反力に作用反作用の法則が成立していることが確認できる。環境への接触では使用した動作において反力が増大しており、マスタ・スレーブ間において力触覚が伝達された。一方、本実験では重力の影響を考慮していないため、双腕型プラットフォームの第二関節を上方向に駆動した際に 3 自由度鉗子ロボットに組み込まれたシャフトモータが傾き、重力によって生じる力も操作者に伝達されたことが確認できる。

3. 考察及び今後の展望

3. 1 考察

実験で使用した 3 自由度鉗子ロボットのスレーブ全体の質量は約 2.5 kg である。図 8 において双腕型プラットフォームの右腕第二関節を上方向に移動させた際にも精度良く指令値に応答値が追従したことから、開発したプラットフォームが約 2.5 kg 程度の多自由度ロボットを定常的に支持する能力を有することが確認できる。3 自由度鉗子ロボットは双腕型プラットフォームの姿勢に応じた重力の影響を受けたが、一般的にマニピュレータやプラットフォームの各関節の位置情報はエンコーダで取得でき、重力項の補償も可能である。

3. 2 今後の展望

現在の外科手術において、手術器具の形状や要求される動作の難易度等は分野や術式によって異なる。本研究では、用途に応じた機構を有するマスタ・スレーブ型医療用ロボットやプラットフォームを開発した。手術支援ロボットの利点の一つは、人間には不可能な術式を実現することであり、今後も術式に特化したスレーブの研究開発が進むと考えられる。一方、遠隔操作型の手術支援ロボットの操作者は人間であり、インターフェイスとなるマスタには分野や術式によらない共通の要素があると考えられる。したがって、本研究では、異構造マスタ・スレーブシステムを中心とした医療用ロボットの研究開発を進める。また、機能の面ではマスタ・スレーブ間で臓器や血管のかたさを伝達するのみではなく、力触覚情報を活用した動作支援機能の充実に取り組む。

【参考文献】

1. R. H. Taylor and D. Stoianovici, *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, **19**, 5, 765-781 (2003).
2. B. Hannaford, J. Rosen, D. W. Friedman, H. King, P. Roan, L. Cheng, D. Glozman, J. Ma, S. N. Kosari, and L. White, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **60**, 4, 954-959 (2013).

3. G. S. Guthart and J. K. Salisbury Jr., *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 618-621 (2000).
4. 家入里志, 橋爪誠, *日本コンピュータ外科学会誌*, **15**, 4, 319-322 (2014).
5. 安田一弘, 白下英史, 北野正剛, *日本コンピュータ外科学会誌*, **13**, 2, 63-66 (2011).
6. 本郷一博, 後藤哲哉, 柿澤幸成, 小山淳一, *脳神経外科ジャーナル*, **20**, 4, 270-274 (2011).
7. W. Iida and K. Ohnishi, *Proceedings of the 8th IEEE International Workshop on Advanced Motion Control*, 217-222 (2004).
8. K. Ohnishi, M. Shibata, and T. Murakami, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, **1**, 1, 56-67 (1996).
9. T. Murakami, F. Yu, and K. Ohnishi, *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, **40**, 2, 259-265 (1993).
10. T. Matsunaga, H. Asai, T. Shimono, and K. Ohnishi, *Proceedings of the 28th IEEE International Symposium on Industrial Electronics*, 1174-1179 (2019).
11. T. Iijima, T. Matsunaga, T. Shimono, K. Ohnishi, S. Usuda, H. Kawana, *Proceedings of 2020 IEEE/SICE International Symposium on System Integration* (2020).
12. T. Matsunaga, T. Shimono, and K. Ohnishi, *Proceedings of the 6th IEEEJ international workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization*, 1-4 (2019).
13. H. Asai, T. Shimono, Y. Fujimoto, T. Mizoguchi, and K. Ohnishi, *IEEE Transactions on Industry Applications*, **55**, 1, 437-447 (2019).

有望シーズ展開事業
「力を感じる医療・福祉介護次世代ロボット」プロジェクト
研究概要集

発行日 令和2年3月31日

発行 地方独立行政法人

神奈川県立産業技術総合研究所 溝の口支所

〒213-0012川崎市高津区坂戸3-2-1

TEL(044)819-2030

印刷 野崎印刷紙器株式会社

TEL(045)571-3508
