

研究報告 2018 (KISTEC Annual Research Report, 2018)

【研究開発部】

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

- ◆総括..... 65
プロジェクトリーダー 下野 誠通
- ◆通信遅延下における高精度力触覚伝達..... 68
溝口 貴弘
- ◆マスタ・スレーブ一体型鑷子の開発と評価..... 71
松永 卓也
- ◆移乗支援装置の運動制御 75
富樫 信之
- ◆業績..... 79

「力を感じる医療・福祉介護次世代ロボット」

プロジェクト

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、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、人間支援に応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（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、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) 力触覚に基づいた身体機能の定量化機能を有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、ハプティクス技術の社会実装を達成する。

1. 平成29年度の研究目的

本プロジェクトでは、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、ハプティクス技術を核として、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（図1）。平成29年度の開発研究においては、以下の課題に重点的に取り組むこととした。

(1) 新アクチュエーション技術の開発

これまでのアクチュエータ研究を通じて得られた知見をもとに、力触覚機能を備えた医療福祉ロボットに実装可能なアクチュエーション技術の開発を継続して行う。特に、生活支援ロボットに搭載するための高出力な積層形回転モータの試作や、脳神経外科手術支援ロボットに用いる大型の円弧形リニアモータの改良試作を行う。また、二出力を同時に検出可能なレゾルバに関する研究については、平成29年度中の試作完了と原理検証まで達成する。

(2) 平成28年度に試作したロボットの検証実験

前年度に試作したマスタ・スレーブ体型鉗子デバイス、下肢機能支援ロボット、下肢リハビリテーション支援ロボット、移乗支援ロボット等に運動制御アルゴリズムを実装し、基礎性能を評価すると共に、ハプティクス技術の有用性を確認する。

(3) 医療支援デバイス、生活支援ロボットの新規試作

JSTリサーチコンプレックス推進プログラムによる支援を活用することで、ハプティクス技術を実装した医療デバイス開発に関して得られた成果を脳神経外科分野や



図1 プロジェクト概要

植毛治療分野などへ新たに展開し、応用範囲を拡充する。また、生活支援ロボットの開発研究については、新たに障がい者が椅子に座った時の姿勢保持を支援する座位保持支援装置などの開発を実施する。

2. 平成29年度の研究成果

平成29年度においては、主に以下の研究成果を得た。

(1) 力触覚基盤技術の開発

研究プロジェクトが有するハプティクス技術は鋭敏な力触覚伝達を可能とするが、通信による伝送においては遅延時間の影響により力触覚情報が劣化する問題があった。そこで、力信号において遅延時間の影響を補償し、正確に力伝送を実現するアルゴリズムを開発した。ネットワークエミュレータを用いた制御実験や、海外共同研究者との実ネットワーク環境下での力触覚伝送実験により、開発技術の有用性を確認した。

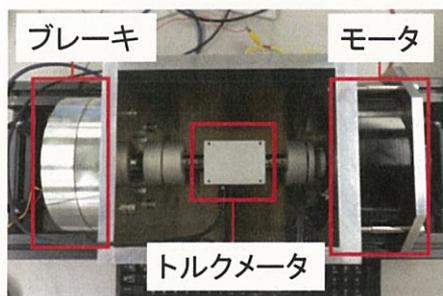


図2 積層形モータ試験装置

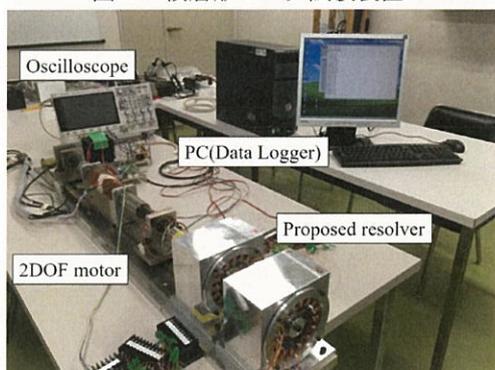


図3 レゾルバ試験装置



図4 大型円弧モータ

(2) 新アクチュエーション技術の開発

生活支援ロボット等に搭載する高出力な積層形回転モータを設計し、四層構造の回転モータを試作した。本モータの試験装置を製作し、原理実証を完了した(図2)。企業との共同研究として実施した二出力の同時検出が可能なレゾルバ開発に関しては、試験装置の試作が完了し、実験による原理実証を達成した(図3)。手術支援ロボットのプラットフォームに組み込む大型の円弧形リニアモータについては、その特性を表す数理モデルを確立すると共に、第一試作機の性能評価試験まで完了した(図4)。

(3) 平成28年度に試作したロボットの検証実験

昨年度に試作したマスタ・スレーブ一体型鉗子、下肢機能支援ロボット、移乗支援ロボット(図5)、下肢リハビリテーション支援ロボット(図6)に運動制御アルゴリズムを実装し、基礎実験を行うことで有用性を確認した。

下肢機能支援ロボットについては、実際に人が装着した際の有用性を検討するための装置を開発すると共に、駆動原理を表す数理モデルを確立した。理論値と実験値との比較検討を行うことで、十分な体重支持機能を発揮できる見通しを得た。

移乗支援ロボットについては、共同研究者である看護学



図5 移乗支援ロボット



図6 下肢リハビリテーション支援ロボット



図7 座位保持支援装置

の専門家らと共同で立ち上がり支援動作を画像取得し、移乗助に必要となるロボット軌道の設計を行った。また、昨年度に開発したコンプライアンス制御手法を実装し、体重支持と柔らかな立ち上がり補助を達成できることを確認した。

下肢リハビリテーションロボットにおいては、可操作度とよばれる指標を用いた評価によるロボットの有用性を検討した。また、ロボットの改良を行い基礎的な運動制御まで完了することで、下肢のリーチング補助動作実験の準備を整えることができた。

(4) 医療支援デバイス、生活支援ロボットの新規試作

先端医療分野や生活支援分野におけるハプティクス技術の応用研究として、脳神経外科手術支援に向けた医療デバイス、手術支援ロボット、および座位保持支援装置など

を新規開発した。

脳神経外科手術支援ロボットの開発では、JSTリサーチコンプレックス推進プログラムの支援を活用し、マスタ・スレーブ一体型の脳神経手術用鉗子デバイス、遠隔操作型の多自由度手術支援装置、大型円弧形リニアモータで駆動するハプティック手術支援ロボットプラットフォームの試作を行った。生活支援ロボットの開発では、新たに障がい者が椅子に座った時の姿勢保持を支援するためのロボットとして、三軸座位保持支援装置（図7）を試作した。

3. 今後の展望

平成30年度以降については、これまでに試作開発したロボットにハプティクス技術を中心とした運動制御アルゴリズムを実装し、有用性評価に関する実験的研究を実施する。

特に力触覚機能を実装した医療デバイス研究をプロジェクト内の重点研究テーマとして設定する。そして、消化器外科、脳神経外科、口腔外科、整形外科など各分野での様々な医療支援デバイスを試作開発し、医学者らと共同で非臨床POCまで達成することで、実用化を目指す。

また、リハビリテーションロボット、介護ロボット等の生活支援ロボット研究については、本プロジェクトを中心としたコンソーシアムをさがみロボット産業特区と連携して立ち上げる。地域の医療・看護分野の専門家や企業との交流を組織的に展開することで、得られた研究成果の発信と地域産業への還元を段階的に実行する。

通信遅延下における高精度力触覚伝達

溝口 貴弘

1. はじめに

近年、通信技術の高性能化によってネットワークを利用したサービスが急激に発達している。視聴覚情報は既にネットワーク上で共有され、利用者はアプリケーションを通じてサービスを体験することはもちろん、新たなコンテンツを作成し、配信することが容易に可能となった。人間の五感のうちでも原始的な感覚とされる力触覚に関しても研究が進められており、加速度に基づく手法 [1] 等が提案され、多くの技術成果を発信している。視覚聴覚と異なり、双方向に感覚伝達の行われる力触覚は動き（位置情報）と力加減（力情報）を双方向に、遅延なく伝達する必要があり、課題は未だ数多く存在している。特にネットワークを通じた遠隔操作では物理的な距離に起因する通信遅延が避けられない問題として存在しており、通信遅延下における鮮明な力触覚伝達は技術発展へ向けた課題とされている。

ネットワークを介した制御系では情報伝達の際に通信遅延が生じてしまい、これにより制御性能が悪化し、制御系として不安定になってしまうことが知られている。そのため、通信遅延下の制御系に対して、制御性能の劣化を補償する手法としてスミス法 [2] や H_∞ 制御 [3]、PID 制御 [4]、通信外乱オブザーバ [5] などが提案されている。しかしながら、これらの手法は主に位置制御には効果的ではあるが、通信遅延下の力制御には適していない。

一方、力触覚の伝達には位置制御、力制御の双方が関係してくる。特に通信遅延下では制御系が不安定となり、正確な力触覚の伝達が行われなくなってしまう等といった問題が生じる。通信外乱オブザーバはバイラテラル制御に対しても効果的であり、滑らかな遠隔操作を実現することができる [5]。通信外乱オブザーバを用いることで通信遅延下での力触覚伝達制御が達成されたが、受動性に基づく制御は制御系の安定性に着目した手法であり、通信外乱オブザーバは力触覚伝達の位置制御のみに着目した手法であり、これらの手法では高精度な力の釣合が実現されていない。そのため、本手法では力制御に対する通信遅延補償法を力触覚伝達へと拡張し、通信遅延下でも高精度な力触覚伝達を実現できるような新しい制御系を提案する。制御器設計の観点にも着目し、高精度な力触覚の伝達を実現する。

2. 力触覚伝達制御

本章では力触覚伝達制御について説明する。力触覚伝達制御は位置制御と力制御を組み合わせることで実現されている。また、それらの二つの制御系が二つのアクチュエータ、

マスタシステムとスレーブシステムに同時に実装されることで、位置追従と力の釣り合いが同時に二つのアクチュエータ間で実現される。ここで、アクチュエータの位置を x 、力を f とし、下添え字 m, s がそれぞれマスタシステム、スレーブシステムの応答値を示す時、下式で示す位置追従と力の釣り合いを制御目標とする。

$$x_m - x_s = 0 \tag{1}$$

$$f_m + f_s = 0 \tag{2}$$

これらの式が同時に達成されることで力触覚の伝達が実現される。図 1 に力触覚伝達制御系の模式図を示す。マスタシステム、スレーブシステムで計測された位置情報、力情報を相互に伝達し合い、位置と力の情報を加速度の変化として座標変換を用いて統合的に扱う。マスタシステム・スレーブシステムへの指令値は逆座標変換することで導出され、それぞれのシステムへ入力される。本手法を加速度規範バイラテラル制御 (ABC) 方式 と呼ぶ。通信経路にネットワーク伴わない ABC 制御系においては、顕著な通信遅延は発生せず、制御周期に依存した遅延が存在するのみである。近年の計算機技術の発達により 10kHz という高い制御周期を実現することが容易となってきた。これは 0.0001 秒を意味し、この遅延時間を人間が感触として感じ取ることとはできない。

3. 通信遅延下での力触覚伝達

力触覚の伝達に通信が含まれる場合、図 1 は間に通信遅延を含む形として図 2 のように表すことができる。通信遅延を伴う力触覚伝達では制御情報がネットワークを経由して交換される。そのため、通信の際に T 秒の通信遅延

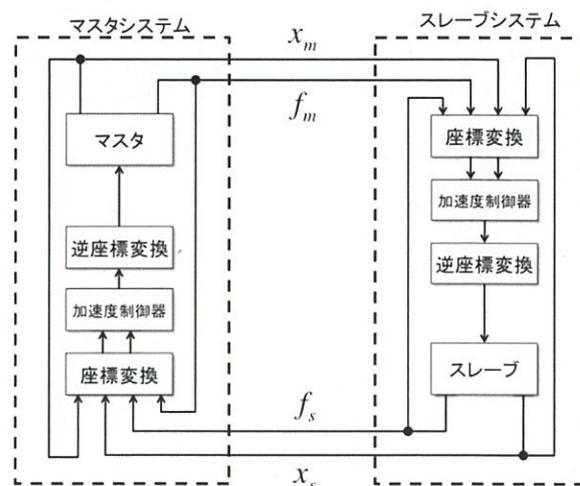


図 1 力触覚伝達システム概略図

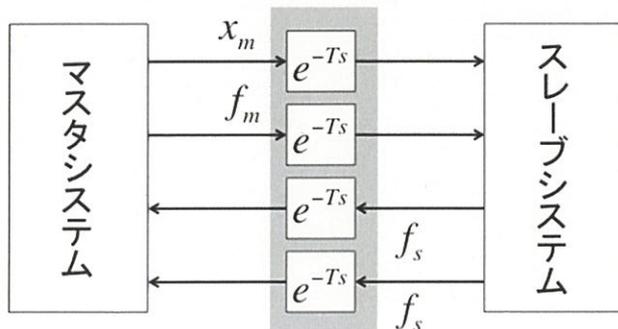


図2 通信遅延下での力触覚伝達システム

が生じることとなる。この通信遅延が制御系の性能を劣化させ、不安定化の要因となる。制御工学では T 秒の通信遅延をラプラス領域における位相のずれとして指数関数を用いて e^{-Ts} と表記する。 s はラプラス演算子である。図3に通信遅延を伴う力触覚伝達の実現例を示す。操作者はディスプレイに表示される視覚、聴覚情報や手元に感じる力触覚情報をもとに遠隔地にある操作対象に対して作業を行う。通信遅延を伴う力触覚伝達ではマスタシステムに操作者が行った操作に対して、通信遅延分遅れてスレーブシステムが動作し、物体に作用する。さらに、その結果が通信遅延分遅れて操作者に伝達されるため、反作用力の伝達に往復通信遅延に相当する遅れが発生する。これにより力触覚伝達の性能劣化が生じ、遠隔操作を通じた作業が達成することが困難化する。参考文献 [6] や [7] では通信遅延による力触覚伝達性能の劣化が具体的な実験結果をもとに議論されている。通信遅延による性能劣化を抑制する手法としてミス法や通信外乱オブザーバを用いた手法が紹介されているが、どちらも位置制御に着目した性能改善法であるため、安定した接触動作が困難とされている。

4. 提案手法

本提案手法では力触覚伝達における力制御性能の向上を目的とし、力次元での通信遅延による誤差（通信外乱 D_{net} ）を推定補償する方法を提案する。通信外乱の補償方法に関しては通信外乱オブザーバを用いる。通信外乱オブザーバは制御工学におけるロバスト制御の考え方を通信路の制御に適用した手法で、通信遅れを外乱と見なし、それを補償する制御系を構成する。通信外乱の概念を図4に示す。 $G(s)$ は制御対象を意味する。 D_{net} は可観測な加速度次元での外乱であるとみなすことができるのでオブザーバを用いて推定し、フィードバックによりその影響を抑圧することができる。このオブザーバを通信外乱オブザーバと呼ぶ。

本手法では推定した通信外乱をマスタシステム側で推定したスレーブシステムに加わっている力から差し引くことで、通信外乱を考慮した力推定器を構成する。推定するスレーブシステムに加わっている力は f_s とし、次式で表す。



図3 通信遅延を伴う力触覚伝達システム

$$\hat{f}_s = f_s e^{-Ts} - D_{net} \quad (3)$$

また、通信遅延下においては位置制御における位置誤差に起因する操作力増大が確認されており、本手法ではスレーブシステムにおける位置制御を廃止し、速度フィードバックのみ実装した。これによりスレーブシステムの加速度の増大を抑制し、操作性を向上する。提案するシステムの概略図を図5に示す。図6、図7に提案手法を用いた場合の実験結果を示す。本実験では通信経路の実環境としてイタリア、バドヴァ大学と神奈川県立産業技術総合研究所をインターネットを通じて接続し実験を実施した。実環境であるため通信遅延時間は一定値を取らないが、おおよそ200ms～300msの遅延時間であった。提案手法では位置制御器に対する通信遅延補償を行っていないため、図6に示すように通信遅延により位置追従特性は劣化してしまう。また、速度制御がブレーキの役割として機能はしているがスレーブシステムに位置制御が実装されていないため、スレーブシステムはマスタシステムよりも素早く動いてしまう。そのため位置応答を見ると、スレーブシステムがマスタシステムよりも少し前に行ってしまうことが確認できる。一方、図7より、マスタシステム・スレーブシステム間で高精度な力の釣合が実現されていることが確認できる。つまり、マスタシステム操作者が加えた力通りにスレーブシステムが環境に接触するという非常に柔らかく安全な動作が実現されたこととなる。以上より、提案手法を用いることで固定遅延下での高精度な力触覚伝達が達成されたことが確認でき、通信遅延下での柔らかい遠隔操作が提案手法により実現された。

5. 今後の展望

本報告では力制御の観点から力触覚伝達制御の性能を向上させる方法を提案した。提案手法では通信外乱を用いてマスタシステム側でスレーブシステムの力を推定することで、操作性と力追従性能を向上した。通常力触覚伝達制御を実装する場面では画像情報が同時に取得できることが想定される。そのため位置の誤差に関しては視覚情報から少ない違和感で操作することが可能である。一方力情報は力触覚以外で取得することができないため、遠隔操作においては精度の高い力伝達が重要である。本手法を援用

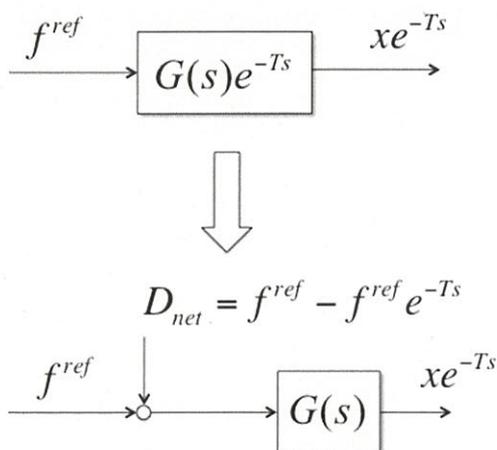


図4 通信外乱の概念

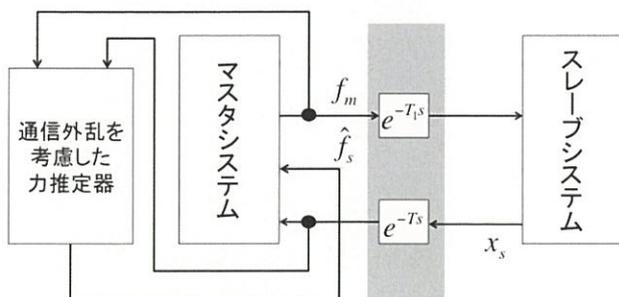


図5 提案手法の概略図

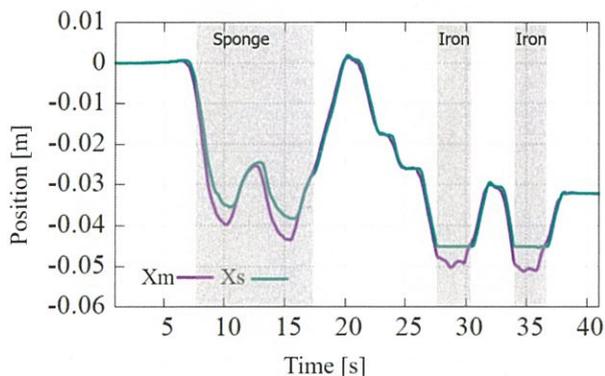


図6 提案手法を用いた位置応答

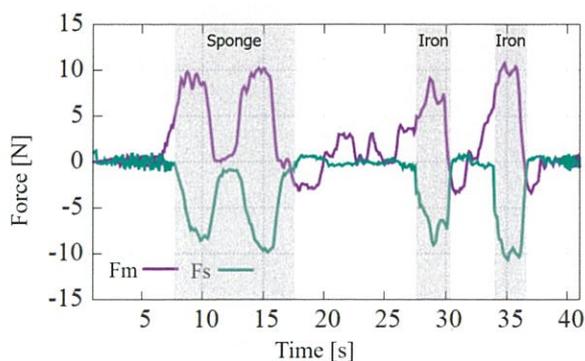


図7 提案手法を用いた力応答

することで通信遅延下においても優しい力でものと触れ合うことができ、多くのアプリケーションで利用可能である。

【参考文献】

1. 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.
2. C. L. Lai, and P. L. Hsu, "Design the Remote Control System With the Time Delay Estimator and the Adaptive Smith Predictor," IEEE Transactions on Industrial Informatics, Vol. 6, No. 1, pp. 73-80, 2010.
3. L. Qiu, Y. Shi, J. Pan, and G. Xu "Networked H1 Controller Design for a Direct Drive Linear Motion Control System," IEEE Transactions on Industrial Electronics, Vol. 63, No. 10, pp. 6281-6291, 2016.
4. J. Y. Lee, M. Jin, and P. H. Chang, "Variable PID Gain Tuning Method Using Backstepping Control With Time-Delay Estimation and Nonlinear Damping," IEEE Transactions on Industrial Electronics, Vol. 61, No. 12, pp. 6975-6985, 2014.
5. K. Natori, R. Oboe, and K. Ohnishi, "Stability Analysis and Practical Design Procedure of Time Delayed Control Systems With Communication Disturbance Observer," IEEE Transactions on Industrial Informatics, Vol. 4, No. 3, pp. 185-197, 2008.
6. T. Tashiro, S. Shimono, T. Mizoguchi, and K. Ohnishi, "Time Delay Compensation for Force Controller in Bilateral Teleoperation system under Time Delay", Proceedings of the 15th IEEE International Workshop on Advanced Motion Control, AMC2018, Mar. 2018.
7. 大西公平、山口正泰、溝口貴弘、「力触覚通信-超成熟社会発展を後押しする新しい通信」、電子情報通信学会誌、vol. 98, No. 5, pp. 361-368, 2015.

マスタ・スレーブ一体型鑷子の開発と評価

松永 卓也

1. はじめに

医療分野では治療における患者の負担の軽減が可能な低侵襲性治療が注目されており、ロボット技術を駆使した治療の低侵襲化や、熟練の技術が要求される低侵襲性手術における治療行為支援が試みられている[1]。腹腔鏡手術分野では、既に市販化されて治療や研究に利用されているda Vinci® (Intuitive Surgical, Inc.) など、手術支援ロボットの研究開発が盛んにおこなわれている[2][3]。一方、脳神経外科手術分野における治療行為も難易度が高く、ロボットによる支援をおこなうことで患者や医師の負担軽減が期待できるが、狭い術野で神経や血管を傷付けずに精密な動作を可能とするロボットが必要となる[4][5]。さらに、組織に接触した際の力触覚情報を術者に伝達する機能を付加することで、より安全で正確な治療行為が期待できる。しかしながら、現状では脳神経外科手術において鮮明な力触覚を伝達する機能を備えた精密な動作を可能とするロボットは開発されていない。

1. 1 マスタ・スレーブ一体型鑷子

本研究では、脳神経外科手術で組織の把持などに用いる器具である鑷子に治療行為支援機能を搭載することを目的として、図1に示すマスタ・スレーブ一体型鑷子を開発した。マスタ・スレーブシステムはロボットの遠隔操作の一手法であり、マスタロボット（マスタ）とスレーブロボット（スレーブ）で構成される。操作者の動作がマスタを介してスレーブに伝達され、実際の作業はスレーブがおこなう。

本研究で開発した一体型鑷子は、図2に示すようにエンドエフェクタを備えたマスタとスレーブを一つの手術器具に統合した装置である。機構的に独立なマスタとスレーブのエンドエフェクタを遠隔操作における力触覚技術であるバイラテラル制御で電氣的に接続することで、従来の鑷子には無い力触覚のデータ化や可視化、増幅伝達などの機能が利用できる。力触覚データは組織に手術後の評価や教示への活用も期待できる。また、小型であることから手術室内の限られた空間においても装置の導入が容易である。本プロジェクトでは、これまでに腹腔鏡手術支援用マスタ・スレーブ一体型鉗子を開発したが[6]、本研究の一体型鑷子は、より繊細な動作に適した構造を有する。

1. 1. 1 装置の構成

マスタ・スレーブ一体型鑷子を構成するマスタおよびスレーブはエンドエフェクタと駆動部で構成される。マスタのエンドエフェクタは人間が力を加える操作部であり、ス

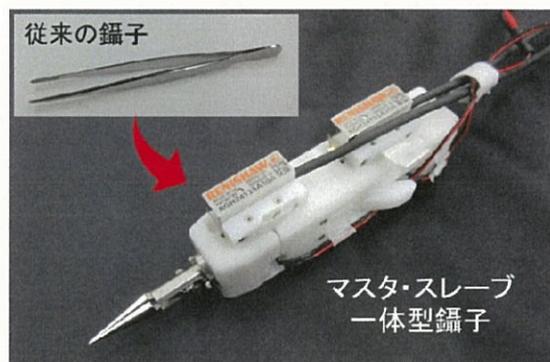


図1. マスタ・スレーブ一体型鑷子

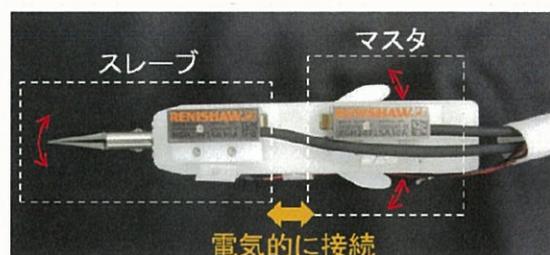


図2. 装置の構成

レーブのエンドエフェクタは組織を把持するためのグリッパである。各駆動部は応答性やバックドライバビリティが良く、小型・高出力なボイスコイルモータと、高分解能なりニアエンコーダで構成される。ボイスコイルモータの直線運動は機構を介して各エンドエフェクタの回転運動に変換される。マスタのエンドエフェクタは従来の鑷子と同様に押す方向のみに力を加えることが可能な構造であり、内部のばねによって開放時は自動で開く機構である。また、マスタ、スレーブともに両開き構造のエンドエフェクタを有する。

1. 1. 2 バイラテラル制御による力触覚伝達

マスタ・スレーブ一体型鑷子进行操作するには、力触覚伝達手法の一つであるバイラテラル制御を用いる[7]。バイラテラル制御では、式(1)、式(2)の制御目標を同時に達成することで、スレーブが接触した物体（環境）のかたさを操作者に伝達する。

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

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

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、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とで、環境

のかたさを操作者に伝達することが可能となる。さらに、マスタ、スレーブ間で送信される力触覚データを加工することで、力触覚の増幅伝達が可能となる。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。脳神経外科手術のように繊細な環境を扱う作業では、スレーブ側で得た力触覚データを増幅することで繊細な作業が可能となる。

バイラテラル制御では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]を用いて加速度制御をおこなう。装置のコストや機構の複雑化などの難点を考慮し、装置には力センサを組み込まず、反力オブザーバを用いて力情報を推定する[9]。

1. 2 実験の概要

マスタ・スレーブ一体型鑷子を用いて3種類の実験をおこなう。まず、モータ空間で構築されたバイラテラル制御を実装した装置を用いて環境に接触し、力触覚の伝達性能を確認する。モータ空間のバイラテラル制御は、マスタ、スレーブのエンドエフェクタの形状に関わらず、各モータの位置および力について式(1)、式(2)の制御目標を達成する。次に、剛性が既知のばねを環境として接触し、力触覚データ取得における性能を評価する。そして、健全な脳細胞と癌化した脳細胞のかたさを模擬した環境に接触し、剛性の判別をおこなう。

2. 実験と結果

本研究で開発したマスタ・スレーブ一体型鑷子にモータ空間で構築したバイラテラル制御を実装し、環境への接触による力触覚伝達と剛性が既知の環境を用いた力触覚取得の性能評価、および生体を模擬した環境のかたさ判別をおこなった。

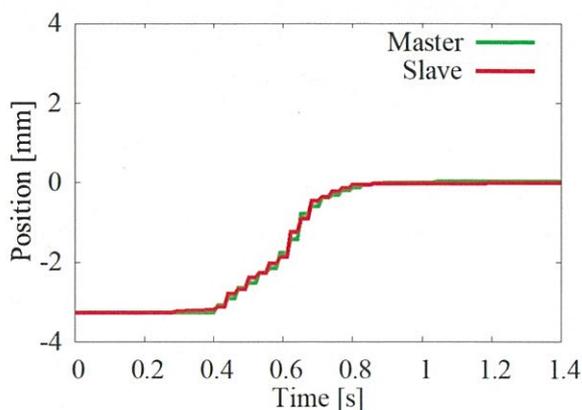
2. 1 力触覚の伝達

マスタ・スレーブ一体型鑷子を用いて環境への接触動作をおこない、マスタおよびスレーブの位置情報と力情報を記録した。環境には脳組織のかたさを模擬した疑似生体として豆腐を用いた。

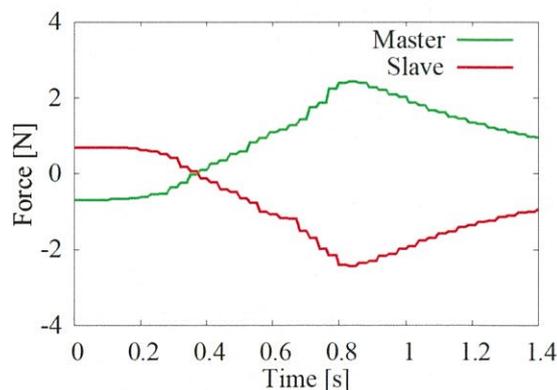
環境に対する接触動作で得られた位置応答および力応答を図3に示す。図3(a)の位置応答より、スレーブの位置がマスタの位置に追従したことが確認できる。図3(b)の力応答より、マスタ、スレーブに加わった外力の間に作用反作用の法則が成立したことが確認できる。したがって、マスタ・スレーブ間において、環境に接触した際の力触覚が伝達された。

2. 2 装置の性能評価

環境の剛性 k_e は位置の変化に対する反力の変化であり、



(a) 位置応答



(b) 力応答

図3. 疑似生体に対するバイラテラル制御を用いた接触



図4. 引張ばねを用いた性能評価における実験装置

式(5)で表される。

$$k_e = \Delta F / \Delta X \quad (5)$$

したがって、位置情報の測定値と接触動作において推定した力情報を用いて環境の剛性 k_e を推定することが可能である。本研究では、グリッパで引張ばねの自由端に接触した状態を初期状態、グリッパが閉じる直前を終端状態として、初期状態と終端状態の2点の位置・力情報から環境剛性を推定した。

引張ばねを用いた実験装置の概要を図4に示す。一端を土台にねじ留めして固定端とした既知の剛性を持つ引張ばねに対して、バイラテラル制御を実装した一体型鑷子を用いて以下の手順で接触動作をおこなった。

(1) 一体型鑷子のグリッパを開き、グリッパ先端を引張ば

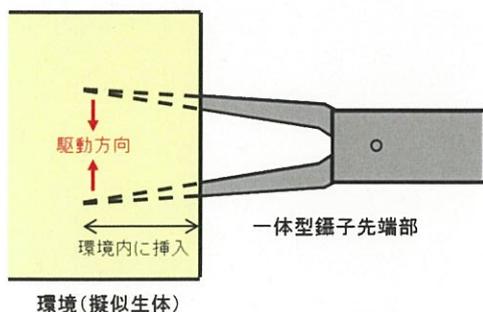


図5 環境のかたさ判別における実験の概要

表1. 擬似生体を用いた環境かたさ判別の条件と順位

条件	製造社	種類	剛性の大きさ	
			$\beta = 1$	$\beta = 2$
1	A	絹	4th	4th
2	A	木綿	2nd	2nd
3	B	絹	3rd	3rd
4	B	木綿	1st	1st

ねの自由端に掛けた。

- (2) 一体型鑷子の本体が動かないように押さえ、操作部を押してグリッパを閉じ、引張ばねを伸ばして力触覚データを取得した。
- (3) グリッパが完全に閉じたことを確認し、引張ばねに対する接触動作を終了した。

エンドエフェクタが完全に閉じた状態は、かたい物体への接触となり把持力が急激に増大するため、剛性推定で用いるデータからは除外した。また、引張ばねにより発生する力はスレーブに組み込まれたスライダクランク機構を介してモータに伝達される。引張ばねの剛性を推定する際には、スライダクランク機構の運動学を用いて先端出力を算出した。

実験の結果、引張ばねの剛性を表すばね定数の公称値 0.14×10^3 N/m に対して、位置測定値、力推定値から算出された剛性が 0.134×10^3 N/m であった。したがって、本研究で開発した装置が高精度に力触覚データを取得し伝達可能であることが確認できた。

2. 3 環境のかたさ判別

擬似生体を用いた環境のかたさ判別の実験について、実験の概要を図5に示す。健全な脳組織のかたさを模擬した環境として絹豆腐、癌化した脳組織のかたさを模擬した環境として木綿豆腐を用いた。2種類の製造社の絹豆腐および木綿豆腐、合計4種類の豆腐について実験をおこなった。バイラテラル制御を実装したマスタ・スレーブ一体型鑷子のグリッパを開いて先端のみを各豆腐に挿入した状態を初期状態、グリッパが完全に閉じた状態を終端状態として、マスタを操作してグリッパを閉じる際の力触覚データを記録した。カスケーリング $\beta = 1$ (増幅無し) の条件下で各擬似生体に対して作業をおこなった後、条件を $\beta = 2$ (増幅有り) に変更して同様の実験をおこなった。

各擬似生体の条件と、カスケーリング $\beta = 1$ の条件下に

おける位置測定値と力推定値の変化に基づいた剛性の大きさの順位を表1に示す。実験結果より、条件4、条件2、条件3、条件1の環境の順に大きな剛性が伝達された。したがって、実験で用いた4種類の環境では、絹豆腐(条件1、条件3)より木綿豆腐(条件2、条件4)がかたく、擬似生体の剛性が判別可能であることを確認できた。また、剛性の大きさの順位はカスケーリング $\beta = 2$ の条件下でも同じ結果が得られた。

3. 考察及び今後の展望

3. 1 考察

以上の実験結果より、本研究で開発した装置が環境から高精度に力触覚データを取得し、一つの器具に統合されたマスタ・スレーブ間で伝達可能であることが確認できた。脳組織を模擬した環境への接触では、絹豆腐と木綿豆腐のかたさを判別可能であることが確認できた。カスケーリングの値を変更した場合にも環境のかたさ判別が可能であったことから、脳神経外科手術において人間の手では感知することが困難な力触覚情報の増幅伝達による繊細な動作の実現が期待できる。

3. 2 今後の展望

マスタ・スレーブ一体型鑷子の実用化において、装置の小型化と軽量化が課題となる。長時間の作業となる手術において質量が大きい装置は術者の負担となる。各部形状に改良を加え、手術器具としての操作性の向上に取り組む。さらに、マスタとスレーブを統合した構造の難点として、手振れを抑制する機能が無いことが挙げられる。マスタとスレーブが離れている場合、マスタ側で生じた手振れをスレーブ側に伝達せずに制御することが可能であるが、マスタ・スレーブ一体型鑷子の場合には、操作者の手振れが直接エンドエフェクタの動作に影響する。したがって、手振れを抑制する機能が新たに必要となる。また、機構改良と並行して、駆動部を構成するボイスコイルモータの発熱緩和や滅菌方法の検討をおこなう。さらに、平成30年度内に試作機を用いて動物実験をおこない、データを収集する予定である。

【参考文献】

1. R. H. Taylor and D. Stoianovici, *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, **19**, 5, 765-781 (2003).
2. G. S. Guthart and J. K. Salisbury Jr., *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 618-621 (2000).
3. 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).
4. 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, pp. 270-274 (2011).
5. M. Mitsuishi, A. Morita, N. Sugita, S. Sora, R. Mochizuki, K. Tanimoto, Y. M. Baek, H. Takahashi, K. Harada, *The*

International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, **9**, 2, 180-189 (2013).

6. M. Yokoyama, T. Mizoguchi, T. Matsunaga, and T. Shimono, *Proceedings of the 2017 IEEE International Conference on Intelligent Mechatronics*, 743-748 (2017).

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).

移乗支援装置の運動制御

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。厚生労働省の報告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。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 リショーネ 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、その多くは剛性の高い位置制御が主流である[4]-[7]。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。力触覚技術を実装することで人が動作を所望する方向には柔軟な運動を行い、十分に支持したい方向には剛性を増加し支援することが可能となる。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

本章では、移乗支援装置、介護動作の解析、位置制御、および実験について説明する。

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特殊な構造となっており、1つが人体の腰部分をもう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。

2.2 介護動作の解析

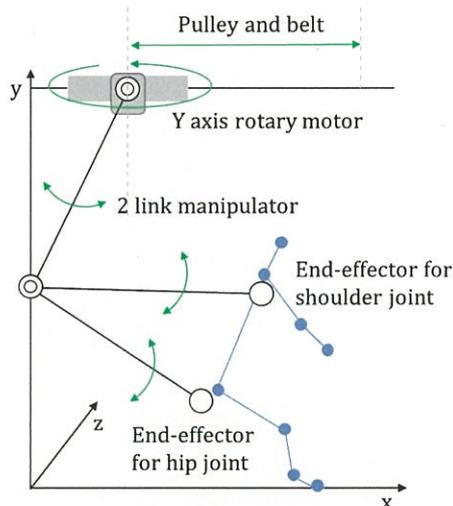


図1. 移乗支援装置のモデル



図2. 開発した移乗支援装置

移乗支援を行うためには、装置がどのような軌道に沿って動作するかを決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もらい、そのときの被介助者および介助者の動作のデータを文献[8][9]にならぬ解析し、どのような動作が装置に必要なのかを検討する。

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

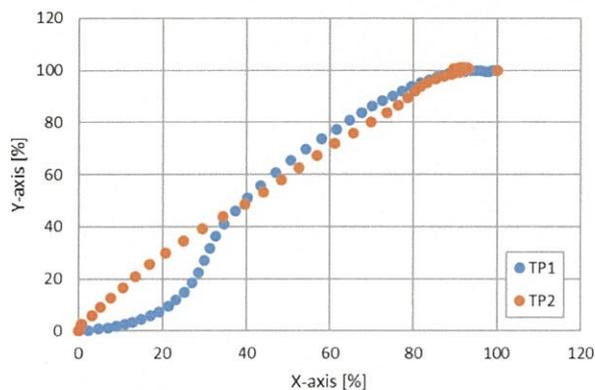


図 3. 被介助者の重心軌道 [10]

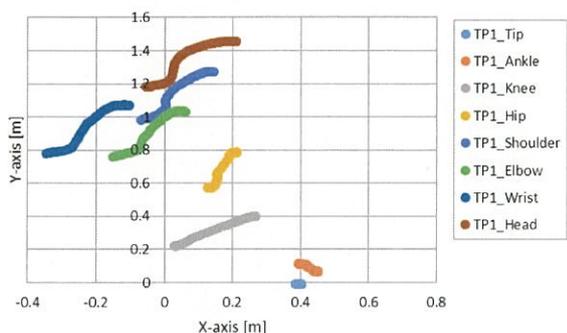


図 4. 介助者 (TP1) の関節位置の推移 [10]

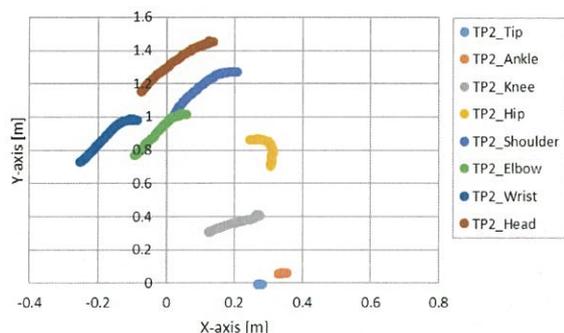


図 5. 介助者 (TP2) の関節位置の推移 [10]

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時のデータであり、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いため、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

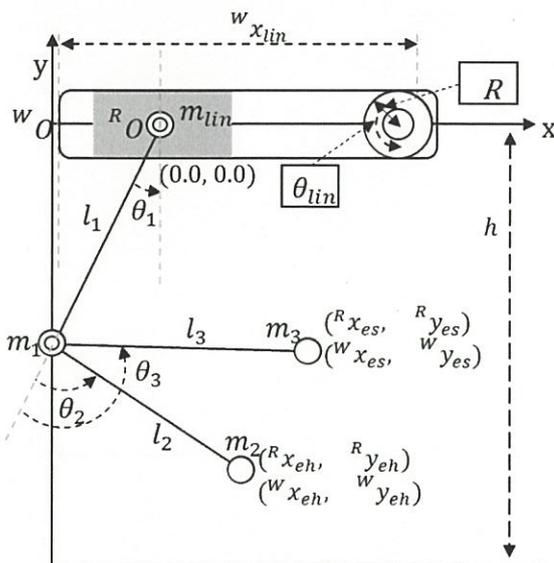


図 6. 移乗支援装置の座標および変数

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。

$$\ddot{\boldsymbol{\theta}}_r = \mathbf{Jaco}^{-1} {}^W \ddot{\mathbf{x}}_e \quad (5)$$

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。

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

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

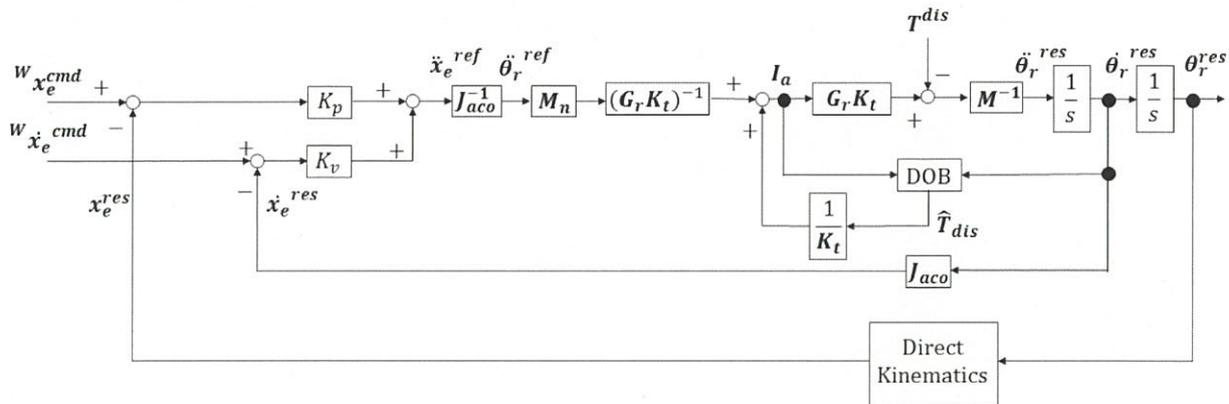


図 7. 移乗支援装置における位置制御のブロック線図

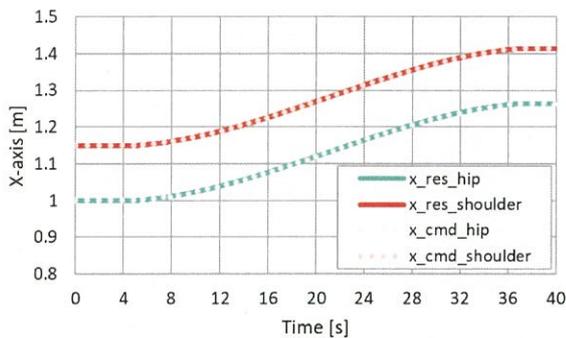


図 8. 水平方向の位置応答結果 [10]

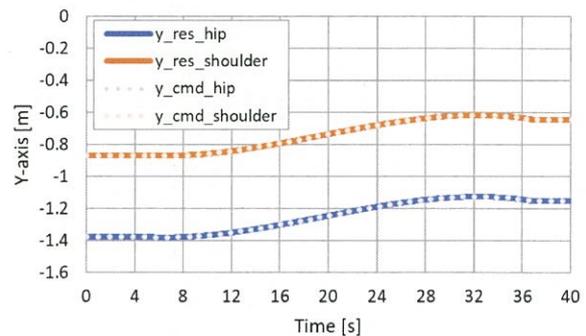


図 9. 垂直方向の位置応答結果 [10]

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[10]。

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、先ほど述べた介助時の動作のデータ収集や柔軟な運動制御手法を用いた移乗支援動作の確認が挙げられる。柔軟な運動制御については平成 28 年度に開発した、方向によって固さが異なるコンプライアンス制御を実装し、設計した軌道に対しても有効であるかどうかを検討する予定である。また、人体ダミーを用いた検証実験を行うことも予定している。人体ダミーとは人体を模した人形であり、人と同じ可動範囲である関節を有している。また、

人体ダミーにはセンサーが取り付けられており、どのような動作をしているかをデータ化することが出来る。そのため安全に検証実験を行うことが可能となり、データの収集が容易になると期待できる。また具体的な検討や装置の改良をするため、前年度にも行っていた移乗支援装置についてのミーティングも継続して行うことを予定している。また、評価検討だけでなく導入についても課題の一つとして挙げられる。開発した本装置は吊り天井型であり、階段などの段差が障害にならない点に利点がある。しかし、吊り天井型であるため導入コストがかかってしまう。そのため、導入について協業可能な企業を探すことが必要になると考えられる。

【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 “Roboticed,” *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 IEEJ International*

Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization 2018, SAMCON2018, 2018.

11. 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.

業 績

【原著論文】

1. 斉藤 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).
2. T. T. Phuong, K. Ohnishi, 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).
3. 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).
4. C. S. Cyusa and T. Fujimoto
Enactment Based Direct-Drive Test of a Novel Radial-Gap Helical RotLin Machine
IEEE Transactions on Industry Applications, **54**, **2**, 1273-1282 (2018).
5. 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).
6. 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).
7. 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, (2018). (Accepted for Publication)
8. 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, (2018).
(Accepted for Publication)

9. 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).
10. 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).

【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).

【招待講演】

1. K Kouhei Ohnishi
Soft Robotics by Real Haptics
IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, AIM2017, 2017年7月, ドイツ
2. 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
3. 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
4. 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

【口頭発表】

1. K. Sakuma, S. Takano, T. Shimono, 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
2. K. Sakuma, S. Takano, T. Shimono, 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
3. M. Yokoyama, T. Mizoguchi, T. Matsunaga, T. Shimono, 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
4. 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
5. T. Fujishiro, T. Shimono, T. Mizoguchi
Development of Lower Limb Rehabilitation Robot Based 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
6. M. K. C. D. Chinthaka, T. Shimono
Inertia Estimation of Robot End Effector for Dexterous Object Grasping
The 43rd Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society, IECON2017, 2017年10月, 中国
7. H. Asai, T. Shimono, 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
8. K. Sakuma, S. Takano, S. Shimono, 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
9. Y. Hatta, S. Shimono, M. Watanabe, 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
10. T. Fujishiro, S. 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
11. K. Yokoyama, S. Shimono, T. Mizoguchi, A. Zignoli, N. Togashi, K. Ohnishi, Y. Mashida, M. Hirao, J. Masuya, K. Ota, S. Kato, 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
12. N. Inamura, S. Shimono, T. Mizoguchi, T. Nozaki, S. Ishii, 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
13. A. Nakamura and S. 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
14. T. Tashiro, S. Shimono, T. Mizoguchi, 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
15. 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

16. N. Inamura, T. Shimono, T. Mizoguchi, A. Zignoli, T. Nozaki, K. Ohnishi, 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

17. 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

18. 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

19. 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

20. 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

21. 八田禎之, 下野誠通, 渡辺真志, 石川勝己
ハルパッ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

22. 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

【展示会】

1. 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
2. かながわ科学技術フェア, 新都市プラザ, 2017 年 11 月 11 日
5. 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

6. 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

8. 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

7. 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

【特許】

国内特許出願 6 件

