# 研究報告 2019(KISTEC Annual Research Report, 2019)

## 【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·····  | 67 |
| プロジェクトリーダー 下野 誠通  |    |
| ▶大型円弧形リニアモータで駆動するプラットフォームを用いた手術支援システムの開発・・・・・・              | 70 |
| 松永 卓也   |    |
| ▶脳性麻痺児のための3軸座位保持支援装置の開発・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ | 74 |
| 富樫 信之   |    |
| ▶磁気ギアードリニアモータの開発・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・        | 78 |
| 下野 誠通、浅井 洋  |    |
| ▶業績・・・・・  | 82 |

# 「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、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(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達成する。

#### 1. 平成30年度の研究目的

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、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。プロ ジェクト三年目となる平成30年度では、以下の項目を重 点項目として取り組んだ。

(1)人間支援ロボット用アクチュエーション技術の開発 平成27年度研究シーズ育成事業から実施してきた、こ れまでの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。特に平成30年度では、アキシャル積層形モー タの設計試作、磁気ギア内蔵リニアモータの試作と原理実 証を実施する。平成29年度に4層モデルの試作を行った ラジアル積層形モータについては、1層から3層までの比 較モデルの製作を行い、比較検証を進めることで有用性実 証を達成する。また、大型円弧モータについては、手術支 援ロボット用プラットフォーム等に実装するために、改良 研究を継続して実施する。

(2) 医療デバイスの開発

プロジェクト後期となる平成30年度からは、医療デバ イスの試作開発をプロジェクト内の最重点テーマとして 定める。JST リサーチコンプレックス事業の資金も活用し



図1 プロジェクト概要

ながら、これまで県プロジェクトで実施した消化器外科分 野への応用研究で得られた成果を発展させ、脳神経外科分 野、口腔外科分野、整形外科分野などへの横展開を加速さ せる。さらに、革新的な手術操作を可能とする多自由度鉗 子デバイスの試作や、植毛支援デバイスの試作についても、 各分野の専門家と協力して研究を推進する。

(3) リハビリロボット・生活支援ロボットの研究

これまでに試作開発を行った移乗支援ロボット、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、 座位保持支援装置といったリハビリロボット・生活支援ロ ボットの研究を継続して行う。特に各種評価実験を通じて 試作ロボットの有用性を多角的に明らかにする。またリハ ビリ・介護ロボット分野でのコンソーシアムを設置し、積 極的な成果発信と、地域連携体制の確立を達成する。

#### 2. 平成30年度の研究成果

平成30年度においては、主に以下の研究成果を得た。 (1)人間支援ロボット用アクチュエーション技術の開発 平成29年度に4層モデルの試作を行ったラジアル積 層モータについては、1層モデルから3層モデルまでの試 作が完了し、有用性評価実験に着手した。前年度に試作し たモデルでは、トルク重量比の最大化という観点から磁石 の軸方向厚さが層毎に異なっていたが、新たに試作したモ デルではトルク体積比の最大化という観点から設計を改 良した。また、ラジアル積層モータの基本概念を応用した アキシャル積層モータについても、実機の設計試作を完了 した。平成31年度に本試作機を用いた性能評価を行い、 有用性を実証する。磁気ギア内蔵リニアモータについては、 試作機を用いた実験を完了し、その有用性を評価した。さ らに、手術支援ロボット用円弧形リニアモータの改良製作 を行い、多自由度鉗子ロボットを搭載した手術プラットフ ォームを実現した。

(2) 医療デバイスの開発

医療デバイスの開発では、各分野の医学研究者と連携し、 JST リサーチコンプレックス事業の支援を活用しながらリ アルハプティクス技術の応用実装研究を実施した。具体的 には、脳神経外科、 整形外科、消化器外科、口腔外科、 植毛治療といった分野におけるハプティックデバイスの 試作開発を行い、実験を通して有用性を確認している。

脳神経外科分野では、昨年度に試作したマスタ・スレー ブー体型鑷子を改良し、実際の手術で用いられているバヨ ネット型鑷子構造を採用した改良機の試作を新たに行っ た(図2)。このハプティック鑷子を用い、血管の脈動検 知や脳組織の剛性抽出などの実験を行った。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 バヨネット型ハプティック鑷子デバイス



図3 口腔外科手術支援ロボット



図4 多自由度ハプティック鉗子デバイス

整形外科分野においては、リアルハプティクスを応用し たドリルデバイスを試作し、切削力のフィードバック機能 やドリル貫通時の自動停止機能などの付加価値を医療デ バイスに与えることに成功した。消化器外科分野において は、これまでに開発したマスタ・スレーブー体型鉗子を用 い、鉗子把持力と臓器損傷の関連性を定量的に評価する実 験を実施した。また、高出力モデルの試作を行い、さらな る有用性検証実験を実施している。

ロ腔外科分野では、図3に示す多自由度手術支援ロボットを開発し、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ること、ロ腔外科手術に必要となる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。 今後は、画像データとの統合により、手術ナビゲーションの実現など発展的研究に移行する予定である。

植毛治療分野では、細胞移植を支援するための植毛ツー ルを開発した。平成31年度には基礎性能を検証する実験 を行い、マウス等での細胞移植実験により有用性を明らか にする予定である。

また、一般外科を革新するための多自由度鉗子デバイス を試作した(図4)。本デバイスは、独立に開閉可能な3 指と回転自由度を有しており、術者の手が体内に直接侵入 する動作が実現可能である。 (3) リハビリロボット・生活支援ロボットの研究

リハビリロボット・生活支援ロボットについては、昨年 度までに試作開発した実機を用いて、実験検証を継続して 実施した。移乗支援ロボットについては、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。座位保持支援装置については、座位保持支 援のための運動制御アルゴリズムを開発した。リクライニ ング部分に開発した制御アルゴリズムを実装し、理学療法 士の協力を得て、制御パラメータの設計など実用に向けた 開発研究を行った。下肢リハビリテーション支援ロボット の研究では、下肢筋力の評価法を開発し、実機での検証を 達成した。また、下肢機能支援ロボットの研究では、数理 学的な基本モデル式を確立し、実験データとの比較を行う ことで、必要となる改良点などを明らかにした。

また、リハビリ・介護ロボット分野における地域連携コ ンソーシアムを設立し、セミナーや第二回未来医療ロボッ ト技術シンポジウムを開催するなど、開発技術の社会実装 に向けた地域連携、産学公連携の体制を構築した。

#### 3. 今後の展望

これまでの開発研究により、様々な実験機の試作開発と、 これらを用いた有用性実証を段階的に達成してきている。 今後は、社会実装に向けた発展研究へとステージを移行し つつ、産業界との共同研究を加速させる予定である。

人間支援ロボット用アクチュエーション技術の開発で は、新アクチュエーション技術の原理実証を完遂し、学術 的成果を発信すると共に、医療デバイスへの応用を見据え た技術開発に重点的に取り組む。医療デバイス開発におい ては、試作機を用いた動物実験など非臨床 POC をそれぞれ の分野において達成すると共に、産業界との連携を促進し、 実用化に向けた開発プロセスへと移行する。また、リハビ リロボット・介護ロボットの開発研究においては、特区や コンソーシアム等を活用し、得られた成果の地域への還元 を目指す。

平成31年度においても、昨年度と同様に、セミナーや 未来医療ロボット技術シンポジウム、教育講座などを実施 し、積極的に地域への成果発信と産学公連携の充実化を図 る予定である。 大型円弧形リニアモータで駆動するプラットフォームを

## 用いた手術支援システムの開発

## 松永 卓也

## 1. はじめに

医療分野において患者の負担軽減を考慮した低侵襲性 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,熟練の技術を要す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]。特に、腹腔鏡下外科手術 の支援を目的として開発された da Vinci<sup>®</sup> (Intuitive Surgical, Inc.) に代表される遠隔操作ロボット技術を応用 したマスタ・スレーブ型手術支援システムの研究開発が盛 んにおこなわれている [2][3]。医師の遠隔操作下で実際に 治療をおこなうロボット (スレーブ) は、視覚情報を取得 するための腹腔鏡に加え、エンドエフェクタとして手術器 具を備えた多自由度ロボットおよび多自由度ロボットを 支えるプラットフォームで構成される。医師の手の代わり となる多自由度ロボットには繊細な動作、プラットフォー ムには高出力かつ大きな可動域が要求され、それぞれの要 素について研究開発が進められている。

## 1. 1 手術支援システム

本研究では、大型円弧形リニアモータで駆動する双腕型 プラットフォームと、手術における基本的な動作を可能と するマスタ・スレーブ型3自由度力触覚鉗子ロボットを中 心として、手術支援システムを構成する[4]。

## 1. 1. 1 双腕型プラットフォーム

双腕型プラットフォームの各腕は大型円弧形リニアモ ータによって構成される。大型円弧形リニアモータはリア ルハプティクス技術の医療分野への応用のために本プロ ジェクトで試作したアクチュエータであり [5]、高出力か つバックドライバビリティを有する。磁石を内蔵した円弧 形のシャフトに沿ってコイルを内蔵した可動子が移動す る。また、動力伝達機構を介さずに RCM (Remote Center of Motion)機構を構成可能であり、可動子に取り付けたエン 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1に双腕型プラットフォームの3Dモデルを示す。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、各腕の第一関節の可動部には中心 角が約90度の大型円弧形リニアモータを備え、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



図 1. 大型円弧形リニアモータで駆動する多自由度双腕型プラッ トフォームの 3D モデル



が存在する軸上に第二関節の RCM が配置されており、患 部を中心とした2自由度のピボット運動が可能である。

## 1. 1. 2 3自由度力触覚鉗子ロボット

手術における基本的な動作として把持動作,直動動作, 回転動作を備えたマスタ・スレーブ型3自由度力触覚鉗子 ロボットは、マスタとスレーブがエンドエフェクタを除い て同様の構造を有する遠隔操作ロボットである。図2に3 自由度力触覚鉗子ロボットの 3D モデルを示す。各ロボッ トにおいて、2 台の直動型モータがそれぞれ把持動作、直 動動作、回転型モータが回転動作をおこなう。エンドエフ ェクタとしてマスタはハンドル,スレーブは腹腔鏡手術用 鉗子の先端を備える。

#### 1. 2 加速度制御

ロボットを駆動するモータの位置、力の高精度な制御は 外乱オブザーバ [6]を用いたロバストな加速度制御によっ て実現可能である。本研究では、プラットフォームに加速 度制御に基づく位置制御、3自由度力触覚鉗子ロボットに 加速度制御に基づくバイラテラル制御を実装する。

#### 1. 2. 1 位置制御

加速度制御に基づき、モータの位置の PD 制御をおこなう。加速度参照値 *X*<sup>ref</sup> は式(1)で表される。

| $X^{\rm ref} = C_{\rm p} \left( X^{\rm cmd} - X^{\rm res} \right)$ | (1) |
|--|-----|
| $C_{\rm p} = K_{\rm p} + s K_{\rm y}$                              | (2) |

 $X^{\text{cnd}}$ は位置指令値、 $X^{\text{res}}$ は位置応答値を表す。 $C_p$ は位置制 御器であり、本研究では PD 制御をおこなう。s、 $K_p$ 、 $K_v$ はそれぞれラプラス演算子、位置ゲイン、速度ゲインであ る。外乱オブザーバによって外乱を推定し補償することで、 ロバストな加速度制御系となる。位置情報は各モータが備 えるエンコーダで取得する。速度情報は位置応答値の擬似 微分によって推定する。

#### 1. 2. 2 バイラテラル制御

マスタ・スレーブ型遠隔操作ロボットにおける力触覚伝 達手法の一つであるバイラテラル制御では、位置情報や力 情報を送信して力触覚を伝達する。本研究では、位置情報 と力情報を双方向に送信する加速度制御に基づいたバイ ラテラル制御を用いる [7]。加速度制御に基づくバイラテ ラル制御では、式(3)、式(4)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。

| $X_{m-}X_{s} = 0$ | (3) |
|-------------------|-----|
|-------------------|-----|

 $F_m + F_s = 0$  (4) 式(3)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(4)でマスタに加わる外力 $F_m$ とスレーブに加わる

外力 Fs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。

バイラテラル制御で扱う位置情報はエンコーダで取得 する。一方、力情報は反力オブザーバで推定する [8]。力 センサレスの構造を採用することで、装置のコストや機構 の複雑化等を抑えることが可能である。

#### 1.3 実験の概要

双腕型プラットフォーム、3自由度力触覚鉗子ロボット、 カメラ等の機器で図3に示す手術支援システムを構成し、 基礎的な検証実験をおこなう。バイラテラル制御を実装し た3自由度力触覚鉗子ロボットのスレーブを双腕型プラ ットフォームの右腕に搭載する。操作者はカメラで取得し



図3. 手術支援システムの構成



図4. 操作者側の実験装置

た視覚情報を確認し、手元の入力装置で双腕型プラットフ オームに位置指令値を与え、力触覚鉗子ロボットのマスタ を介してスレーブを操作する。なお、プラットフォームの 左腕と右腕は同様の構造であるため、本実験では右腕のみ を使用して検証をおこなう。

## 2. 実験と結果

本研究で開発した手術支援システムを用いて遠隔操作 による検証実験をおこない、双腕型プラットフォームの基 本的な性能およびプラットフォームを構成する大型円弧 形リニアモータの磁力が3自由度力触覚鉗子ロボットの 動作に及ぼす影響を確認した。

#### 2.1 実験方法

図4に示す操作者側の実験装置は、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自由度力触覚鉗子ロボッ トのマスタで構成した。図5に示す環境側の実験装置は、 視覚情報取得のためのカメラ、右腕に3自由度力触覚鉗子 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 で構成した。環境として縫合練習パッドを使用した。

実験において、視覚情報はカメラで取得し、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の各モー タには一定の位置指令値を与え、キーボード入力時に第一 関節または第二関節の位置指令値を0.5秒間で10mm変化 させた。位置指令値が変化した際の大型円弧形リニアモー タの移動速度は一定とした。環境への接触は3自由度力触 覚鉗子ロボットを用いておこなった。



図5. 環境側の実験装置

実験は下記の手順でおこなった。

- (1) 環境に非接触な状態で3自由度力触覚鉗子ロボット の各自由度を操作した。
- (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) 力触覚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) 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) 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. 実験結果

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 6、3 自由度力触覚鉗子ロボットの位置応答および 力応答を図 7 に示す。図 6 の位置応答値より、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 7 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後に、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

本実験で使用した 3 自由度鉗子ロボットのスレーブの 質量は約 2.5 kg である。図 6 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持ち上げ る能力を有することが確認できる。一方、搭載した多自由 度ロボットが環境を持ち上げる場合には、一時的に負荷が 増大する。したがって、手術中に想定される様々な作業で



図 7.3 自由度力触覚鉗子ロボットの位置・力応答

評価をおこなう必要がある。また、大型円弧形リニアモー タは磁力が強く、モータ間に干渉が生じる可能性があった が、本実験において影響は確認されなかった。しかし、プ ラットフォームの動作に応じた重力の補償は必要である。

今後の展望としては、積載量や位置決め精度の検証など、 双腕型プラットフォームの基本性能の検証を進める。縫合 作業等の両手を用いた作業や、持ち上げ動作等の大きな出 力を要する作業による評価をおこなう。また、本研究では 腹腔鏡下外科手術を想定した多自由度ロボットを開発し たが、プラットフォームに搭載する多自由度ロボットにつ いては他分野にも拡張する予定である。

## 【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. T. Matsunaga, H. Asai, T. Shimono, and K. Ohnishi, Proceedings of the 28th IEEE International Symposium on Industrial Electronics (2019).

5. H. Asai, T. Shimono, Y. Fujimoto, T. Mizoguchi, and K. Ohnishi, *IEEE Transactions on Industry Applications*, **55**, 1, 437-447 (2019).

6. K. Ohnishi, M. Shibata, and T. Murakami, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, **1**, 1, 56-67 (1996).

7. W. Iida and K. Ohnishi, *Proceedings of the 8th IEEE International Workshop on Advanced Motion Control*, 217-222 (2004).

8. T. Murakami, F. Yu, and K. Ohnishi, *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, **40**, 2, 259-265 (1993)

脳性麻痺児のための3軸座位保持支援装置の開発

## 富樫 信之

## 1. 序論

近年の研究により新生児 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児童の生活支援を行 うため、今日ではロボット技術の導入による支援が行われ るようになっている[2][3]。

脳性麻痺を発症した児童は、日常生活において座位姿勢 の保持に多くの問題を抱えている。脳性麻痺を発症した児 童は会話や食事等の僅かな刺激を受けた際に、座位姿勢を 崩す。そのため、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、介護を行う親の負担が増加する。その 問題を解決するため、今日では児童の座位姿勢を保持する 器具が開発されている。また、児童の自立支援を促すため、 ロボット技術を導入した車椅子型の座位保持支援の研究 についても報告されている[4][5][6]。

しかしながら、これらの器具はいずれも座位姿勢を強制 的に保持するものであり、児童が姿勢を自由に反らすこと が困難となってしまう。自由に座位姿勢を変えることが出 来なくなってしまった結果、児童がストレスを抱え込んで しまう等の問題が生じる。そこで、本研究では椅子に加わ 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 イニングの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 によって駆動される。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 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



図1.3 軸座位保持支援装置[10]

| Length of the reclining part              | $1.14 \times 10^3 \text{ mm}$ |
|---|-------------------------------|
| 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                          |

表 1. 3 軸座位保持支援装置のパラメータ[10]

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。

## 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[7]。 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



図 2. リクライニングにおける運動制御のブロック線図



に反トルク推定オブザーバを実装する[8][9]。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 示す。*T<sup>eac</sup>* 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<sup>mi</sup>* 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。

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

(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。

a.  $T^{low} < T^{reac}$ のとき, t1秒待機する。t1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<sup>low</sup><T<sup>reac</sup><T<sup>high</sup>*のとき,変化の目標値 θ<sub>low</sub>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  $\theta_{high}$ 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、 $\theta_{low}$  および  $\theta_{high}$  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。t1 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。

$$\ddot{\theta}^{c} = \frac{\left(K_{f}T^{reac} - T^{comp}\right)}{M} \cdots (2)$$

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

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

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

(2)式から(5)式中のsはラプラス演算子を示す。Kf, K<sub>cl</sub>, D<sub>cl</sub>, 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<sub>min</sub>は動作中の抵抗力の極小値を示す。 $\theta_{cmd}$ には $\theta_{low}$ または $\theta_{high}$ が代入される。椅子からの抵抗力 T<sup>comp</sup> が(3)式によって生成され,(2)式により加速度が計算され, (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。 $\theta_c$ が 0< $\theta_c$ <br/>< $\theta_{cmd}$  /2 の範囲 にある場合には抵抗力が減少し、 $\theta_{cmd}$  /2<br/>< $\theta_c$ <br/>会 $\theta_{cmd}$ 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。 $\theta_c \ge \theta_{cmd}$ 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。

 $\begin{aligned} \theta^c &= \theta^{cmd} \cdots (6) \\ \dot{\theta}^c &= \ddot{\theta}^c = 0 \cdots (7) \end{aligned}$ 

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遷移する 場合,遷移する状態が2通りあり,元の姿勢に戻る場合か 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.  $T^{eac} < T^{ow}$ または  $T^{eac} > T^{high}$ のとき, t2秒待機する。t2秒後, その条件を満たしている場合,  $T^{eac}$ 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<sup>reac</sup>* < *T<sup>fow</sup>* のとき, 普段の状態まで戻す動作に移る。
 c. *T<sup>reac</sup>* > *T<sup>high</sup>* かつ姿勢の保持の変化量が θ<sub>low</sub>の場合, 変化の
 目標値 θ<sub>high</sub> を設定して, 反り返りの動作に移る。

t2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。

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

 $K_{c2}$ ,  $D_{c2}$ 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遷移してか 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。 $\theta_{cmd}$ が0と一致した場合,普段の状態の保持に移る。

#### 3. 実験

## 3. 1 実験方法

実際にセラピストの方に試乗して頂き,前述のリクライ ニングの運動制御について検証を行った。*θini*は30.0°とし, 姿勢を反らした場合,小さい反り返りの場合は20.0°に, 大きい反り返りの場合は5.00°に収束する設定となって いる。姿勢保持中の待機時間*t1*,および*t2*はそれぞれ1.00 秒および3.00秒とし,トルクの閾値*T*<sup>fow</sup>および*T*<sup>high</sup>はそ



れぞれ 40.0Nm, 65.0Nm とした。また,実験の動作を図 5 に示す。図 5 に示すように,始めは小さい反り返りの動作 から開始し,その後小さい反り返り姿勢を保持した。その 後元の姿勢に戻し,大きい反り返り動作を行い,大きい反 り返り姿勢を保持し,最後に元の姿勢に戻るよう椅子に力 を加えた。

## 3. 2 実験結果

図6および図7にリクライニングの角度応答及びトルク 応答を示す。図の青色部分は反り返り後の姿勢の保持期間 を表している。実験開始から4秒ほどでトルク応答が増加 しており閾値 T<sup>low</sup>を超えているが, 閾値 T<sup>high</sup> 未満であるた めに,小さい反り返り動作が実行され,角度 20.0°程まで 動作している。その後,角度 20.0°程で数秒保持し,トル ク応答が閾値 T<sup>low</sup>を下回っているため,しばらく保持して



図 8. 大きい反り返りの動作時の速度応答

から元の姿勢に戻っていることがわかる。これにより,小 さい反り返りに対して適切に動作していることが確認さ れた。

大きい反り返りの動作についても同様に、実験開始から 15 秒程で閾値 T<sup>high</sup>を超えている。そのため、角度 5.00°程 まで動作し、その後数秒程角度 5.00°で保持されているた め、大きい反り返りの動作が実行されていることがわかる。 さらにその後、トルク応答が閾値 T<sup>fow</sup>を下回っているため、 しばらく反り返り姿勢を保持した後に元の姿勢に戻って いることがわかる。このことから、大きい反り返りの動作 についても適切に動作することが確認された。

次に大きい反り返りの動作に注目し、反り返りの動作時 の速度応答について検証する。図8に大きい反り返りの動 作時の速度応答を示す。緑色の部分は反り返り動作の期間 を表している。反り返り開始から15.5秒ほどまで速度が 増加していることから、安全に反り返り動作を開始してい るということが伺える。また、15.5秒からは速度が減少し ていることから、徐々に減速して停止を試みているという 様子が伺える。このことから、反り返り動作中の可変コン プライアンス制御が有効に機能しているということが確 認された。しかしながら、反り返り動作の期間中に速度が 0まで減速せず、姿勢保持に移行してから0に収束してし まったため、急な減速となってしまっていることも確認さ れた。

## 4. 考察及び今後の展望

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は有効に動作し 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。この現象につ いては、姿勢の保持と姿勢の変化の間に制御の連続性がな いために引き起こされてしまっていると考えられる。した がって、姿勢の保持と姿勢の変化を連続して行うことが可 能なコンプライアンス制御の提案が今後必要となる。

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,腰のひねりや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. L. Marchal-Crespo, J. Furumasu, and D. J. Reinkensmeyer, "A robotic wheelchair trainer: design overview and a feasibility study," *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, No. 1, Vol. 7, article No. 40, 2010.

5. C. W. Dennis, S. Stansfield, and H. M. Larin, "Feasability 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.

6. 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.

7. 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.

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. N. Togashi, S. Shimono, T. Nozaki, T. Shibata, Y. Aoyama, and Y. Kitahashi, "Development of Three-axis Seating Posture Holding Assist Chair and Proposed Variable Compliance Control," *Proceedings of International Conference on Mechatronics, ICM2019*, Vol. 1, pp. 455–460, 2019.

## 磁気ギアードリニアモータの開発

下野 誠通、浅井 洋

## 1. はじめに

昨今,機械式ギアの代替となる駆動力増幅機構として非 接触での動力伝達が可能な磁気ギアが注目を浴びている。 永久磁石同士の引力・斥力によって動力が伝達される磁気 ギアは従来の機械式ギアに比べ,低騒音・低振動・メンテ ナンスフリーといった特徴を持つ[1]。また過剰な負荷が印 加された際はギアの内部で空転が発生するため、システム 全体を保護するトルクリミッタとしての役割を果たすこ とも可能である。このような永久磁石を用いた磁気ギアに 永久磁石型同期モータを一体化させた磁気ギアードモー タと呼ばれるシステムも提案されている。互いの永久磁石 が共通要素として構成されており、モータと磁気ギアを個 別に用いる場合に比べ部品点数の削減やシステム全体の 小型化が可能である[2]。先行研究ではラジアル型やアキシ ャル型の磁気ギア[3]や、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[4]などが提案されている。

#### 2. 磁気ギアードリニアモータの構造・原理

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開発した[5][6]。 磁気ギアードリニアモータの実機および CAD 図をそれぞ れ図1および図2に示す。また構造パラメータを表1に示 す。磁気ギアードリニアモータはそれぞれ3相コイル,外 側(高速側)永久磁石、ポールピース、内側(低速側)永久磁石 で構成されており、3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 石が磁気ギアを構築している。磁石はいずれも軸方向に磁 化されており、同極同士で接合することで接合部に径方向 の磁束が集中する構造となっている。

リニアモータ部では、コイルに印加された3相交流と径 方向への磁束が鎖交することによって高速側永久磁石に 軸方向への推力が生成される。磁気ギア部は、永久磁石に よる磁束がポールピースによって変調されることで内外 磁石が同期し、推力が伝達・増幅される原理となっている。 そのためこのモータは、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から出力として得られ る構造となっており、従来のリニアモータに比べ推力密度 の増加が期待できる。ここで高速側磁石極対数を N<sub>h</sub>、低速 側磁石極対数を N<sub>l</sub> とするとポールピース極数 N<sub>pp</sub> および 磁気ギアによるギア比 G<sub>r</sub>はそれぞれ式(1)および式(2)から 定められる。

| $N_{pp} = N_{l\pm} N_h \cdots \cdots$ | 1) |
|--|----|
| $G_r = \mp N_l / N_h \cdots \cdots$   | 2) |



Inner PMs(Low-speed mover)

図 2. 磁気ギアードリニアモータ CAD 図[6] 表 1. 磁気ギアードリニアモータのパラメータ[6]

Permanent magnets **Outer/Inner** Neodymium N40SH Material 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 3 high speed mover Number of pole pairs for 16 low speed mover Number of pole pairs for 19 pole piece Gear ratio -5.33



図4. 高速側永久磁石による変調後磁束密度のスペクトル[6] なお負のギア比は高速側と低速側が互いに反対方向へ駆 動することを意味する。

## 3. 電磁界解析

本章では磁気ギアードリニアモータの電磁界解析を行い,磁気ギア部の原理検証や最大伝達推力およびコギング 力の導出を行う。

前章にて述べた通り,磁気ギアにおけるポールピースは 磁束の周期を変調し高速側および低速側の永久磁石を同 期させる役割を持つ。そこでポールピースによる磁束の変 調を確認するため電磁界解析ソフト JMAG Designer によ る有限要素解析を行った。図3は周期120mmに対する高 速側永久磁石による磁束密度分布のスペクトル分析結果 を示す。なお周期 120mm は高速側 1 磁極対 40mm と低速 側1磁極対 7.50mm の最小公倍数である。この結果から高 速側極対数として設計した Nh=3 次の高調波成分が生成さ れていることが確認できる。これらの磁束密度は Npp=19 次のポールピースによって異なるスペクトルを有する磁 東密度へと変調される。変調後の磁束密度のスペクトル分 析結果を図4に示す。この結果から低速側極対数として設 計した N=16 次の高調波成分へと変調されていることが 確認できる。なお同様に生成されている 22 次成分は、式 (1)における N<sub>h</sub> =3 および N<sub>pp</sub>=19 での N<sub>i</sub>の別解である。一 般に磁気ギアでは非同期の高調波磁束によって磁石に渦 電流が発生することが知られており,渦電流損失の低減



図 5. 低速側永久磁石による磁束密度のスペクトル[6]



図 6. 低速側永久磁石による変調後磁束密度のスペクトル[6]

を目的とした構造の検討も行われている[7]。また周期 120mm に対する低速側永久磁石による磁束密度分布のス ペクトル分析結果を図5に示す。この結果から図4の変調 後磁束密度と同様に 16 次の成分を有することが分かる。 以上から,高速側永久磁石による磁束密度分布がポールピ ースによって低速側永久磁石と同一の周期を有する磁束 密度分布へと変調されていることが確認できる。さらに低 速側永久磁石によって生成された磁束密度の変調後のス ペクトル分析結果を図6に示す。この結果においても同様 に高速側極対数である N<sub>h</sub>=3 次の高調波成分が生成されて いる。以上から高速側から低速側,または低速側から高速 側のどちらの場合であっても同一の周期を有する分布へ と変調されていることが分かる。

また電磁界解析から磁気ギア部における最大伝達推力 を導出する。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 可動部が空転する。最大伝達推力は高速側可動子(永久磁 石)を固定した状態で低速側可動子(永久磁石)を移動させ ることで空転状態を解析上で再現し,発生する磁気吸引力 の最大値を解析することで明らかになる。これら空転状態 を電磁界解析上で再現した際のポールピース,高速側可動 子,低速側可動子に発生する力を図7に示す。この結果か ら,設計した磁気ギアードリニアモータにおける最大伝達 推力は77.1N であることが確認された。

さらに磁気ギア部におけるコギング力を電磁界解析か









ら導出する。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。また磁気ギアではコギング力は低速側極 数とポールピース極数の最小公倍数が大きいほど小さく なることが知られている。コギング力は高速側可動子と低 速側可動子を互いに磁気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。これら無負荷状態を 電磁界解析上で再現した際のポールピース,高速側可動子, 低速側可動子に発生する力を図8に示す。この結果から, 設計した磁気ギア部におけるコギング力は高速側可動子 では8.17N,低速側可動子では5.27N であることが確認さ れた。

## 4. 実機実験

本章では図1の磁気ギアードリニアモータ実機におけ







図 10. 電流印加時の位置応答値

る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、両可動子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 0.7A から 0.1A 毎に測定した推力を図 9 に 示す。図 9 から高速側可動子の推力定数は 17.0N/A,低速 側可動子の推力定数は 84.6N/A となっており、リニアモー タ部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。この誤差の 主要因は前章にて述べたコギング力であり、特に高速側可 動子の推力定数である 17.0N/A に対しコギング力 8.17N の 割合は非常に大きい。図 9 におけるエラーバーは推力計測 値の最大値および最小値を示しており、高速側では特に変 動が大きいことが分かる。

また図 10 はコイルに実効値 1.1A 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移動している。 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。こちらに 関しても同様にコギング力が誤差の主要因であることが 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・開発した。本 項では電磁界解析用の3次元モデルや実機をもとに磁気 ギアードリニアモータの原理実証および特性試験を行っ た。これらの結果から、開発した磁気ギアードリニアモー タが概ね設計ギア比通りに動作することを確認した。今後 の展望としては、コギング力の主要因となる非同期高調波 磁束を対象とした各種検討を行っていく。

## 【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, Issue. 2, pp. 174-181, 2018.

4. S. Niu, S. L. Ho, and W. N. Fu: "Performance Analysis of a Novel Magnetic-geared 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年.

7. 池田哲也, 中村健二, 一ノ倉理, "永久磁石式磁気ギアの 効率向上に関する一考察," 日本磁気学会誌, 33 巻, 2 号, pp. 130-134, 2009 年.

績 業

## 【原著論文】

1. 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).

2. K. Ogawa, M. Yousef Ibrahim, and K. Ohnishi, "Development of Flexible Haptic Forceps Based on the Electro-Hydraulic Transmission System," IEEE Transactions on Industrial Informatics, **14**, **12**, 5256-5267 (2018).

3. 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).

4. 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).

5. 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 (2019).

6. 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).

#### 【総説・解説】

1. 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.

大西公平,溝口貴弘,下野誠通,"力触覚のあるロボット",人工臓器,47巻1号,1-6.

3. "力を感じる医療・福祉介護次世代ロボット",機械 設計 2018 年 11 月号別冊 The ROBOT 62 巻 13 号,103

## 【招待講演】

1. Kouhei Ohnishi, "Real Haptics," The 37th Chinese Control Conference, CCC2018, 2018 年 7 月,中国

2. 下野誠通, "リアルハプティクスが拓く未来医療", Y

NU研究イノベーション・シンポジウム 2018, 2018 年 11 月、 横浜

3. 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

4. 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

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

## 【口頭発表】

1. 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

- 2. 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," IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechtronics, AIM2018, 2018 年 7 月, ニュージ ーランド
- 3. 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," IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechtronics, AIM2018, 2018 年 7 月, ニュージ ーランド
- 4. A. Nakamura and T. Shimono, "Accurate Force Control of Flexible Manipulator based on Mismatch of Stiffness in Load Side Observer," IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechtronics, AIM2018, 2018 年 7 月, ニュージ ーランド
- 5. M. Horkoshi, T. Matsunaga, T. Shimono, T. Kageyama, and J. Fukuda, "Penetration Detection Method Using jerk-dimension Signal without a Force Sensor," The 8th International Workshop on New Methods of Damage and Failure Analysis of Structural Parts, 2018 年 9 月, チェコ共和国
- 6. 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

- 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 2019, SAMCON2019, 2019年3月, 千葉
- 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
- 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
- 10. 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
- 11. T. Mizoguchi, G Kokubun, N.Yamaguchi, T. Shimono, and K. Ohnishi, "Experimental Study on Bilateral Control System under Different Wireless Communication Methods," IEEE International Conference on Mechatronics, ICM2019, 2019 年 3 月,ドイツ
- 12. N. Togashi, S. Shimono, T. Nozaki, T. Shibata, Y. Aoyama, And Y. Kitahashi, "Development of Three-axis Seating Posture Holding Assist Chair and Proposed Variable Compliance Control," IEEE International Conference on Mechatronics, ICM2019, 2019 年 3 月, ドイツ
- 13. 曽根田千夏, 佐久間昴輝, 浅井洋, 下野誠通, 大西公平, "積層型アキシャ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
- 14. 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

- 15. 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
- 16. 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

#### 【展示会】

- 1. 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~25日
- 2. 健康未来 EXPO2019, ポートメッセなごや, 2019 年 3 月 30 日~4 月 7 日

【記者発表・取材】

 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】

- ものづくりライフイノベーション・シンポジウム 2018, ポスター展示, 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, 主催, 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. KISTEC 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

【特許】 国際特許出願 2件

国内特許出願 1件

## 【受賞】

1. 松永卓也, 一般財団法人 FA 財団 平成 30 年度 論文賞, 2018 年 12 月 14 日

2. T. Matsunaga, T. Shimono, and K. Ohnishi, IEEJ SAMCON2019, Outstanding Paper Award