

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 30 年 6 月 18 日現在

機関番号：32689

研究種目：挑戦的萌芽研究

研究期間：2016～2017

課題番号：16K12481

研究課題名(和文)人には存在しない下肢の筋肉部位への人工筋装着による足先出力特性への影響

研究課題名(英文) Fundamental Research on Performance of a Lower Limb Attached Artificial Bi-articular Muscle on the Body Part Where No Innate Muscle Exists

研究代表者

上杉 繁 (WESUGI, SHIGERU)

早稲田大学・理工学術院・教授

研究者番号：80350461

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 1,800,000円

研究成果の概要(和文)：高負荷作業を支援する身体装着型ロボットの多くは、一関節筋の配置に基づいた、力の増強を主たる目的としている。本研究では一関節筋と二関節筋との協調制御により力の伝達方向調整や姿勢維持などの機能が実現することに着目し、二関節筋が存在しない脛前面部への人工筋の装着による足先出力への影響を調査し、動作支援の新たな方法を検討した。人工筋として膝・足関節を跨ぎワイヤにより力を伝達する牽引機構を構築し、足先の力や変位を計測する実験装置を開発した。人工筋の付与張力や膝・足関節角度を複数組み合わせを行った調査結果を踏まえ、装着者が関節角度を変化させることで足先出力や姿勢維持を調節する操作方法を見出した。

研究成果の概要(英文)：Recently, a great deal of attention has been paid to powered exoskeletons for heavy labors in the engineering field. Previous research demonstrated that the coordinated control of mono-articular muscle and bi-articular muscle would provide functions of adjusting the force direction and keeping the posture. Meanwhile a little research focused on the coordinated control to support human performance. This research, therefore, explored the performance of a lower limb attached artificial muscle on the front of shin where no innate bi-articular muscle exists. The experiment device was designed to determine the force and displacement of a toe with the artificial muscle. Based on the previous survey result, the applied tension of the artificial muscle and angle of each joint were set as the experimental condition. Through this experiment, the method changing the angle for adjusting toe force and keeping the posture was suggested.

研究分野：人間デザイン工学

キーワード：二関節筋 ウェアラブルロボット 足先出力 人工筋 力伝達 姿勢維持 三対六筋 有蹄類

1. 研究開始当初の背景

高負荷作業を支援する身体装着型ロボットの多くは、各関節それぞれにアクチュエータを配置してトルクを付与するという、1つの関節を跨ぐ筋の機能に基づいた設計となっている。一方で実際の身体動作は、一関節筋と2つの関節を跨って作用する二関節筋との協調制御により実行されており、特に二関節筋の配置構造により力の伝達方向調整や外力に対する姿勢維持などの機能が実現する。ここで、人間の骨格筋の構造に注目し、下肢矢状面運動に関与する一関節筋・二関節筋について整理した理想的な実効筋モデルを図1に示す[1]。

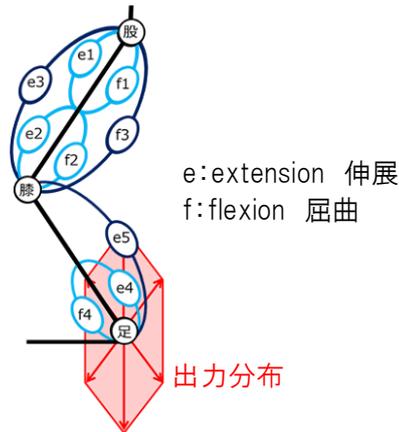


図1 人間の下肢の実効筋モデル

図1の実効筋モデルにおいて、大腿部では、拮抗する1対の二関節筋とその両端の拮抗する2対の一関節筋の拮抗筋群で構成される三対六筋構造が示されている。この三対六筋構造により、発揮する力の大きさと方向を表す出力分布は対称な六角形となり、踵部分で発生する力の大きさ・方向や剛性は均等に出力可能である[1]。一方、図1の下腿部には腓腹筋(e5)に拮抗する二関節筋が存在せず、三対六筋構造が構成されないため、足先での出力分布や剛性に偏りが生じる。

2. 研究の目的

二関節筋の存在しない箇所に、人工的に二関節筋を配置することにより、出力分布が拡張し、周辺部の筋にも影響が生じることが考えられる。そこで、人間において二関節筋が存在しない脛前面部に着目し、そこに人工筋を配置することによる足先の力の大きさや方向、剛性、周辺の筋活動の変化を調査する。そして、人工筋を装着した下肢矢状面上の運動をまずは対象とした実験装置を開発することとした。この調査実験の結果を踏まえ、新たに人工筋を追加した際の、足先出力や剛性等の操作方法を検討することを目的とした。

3. 研究の方法

(1) 研究方針

人工筋を装着した人の下肢における足先出力を測定する。本実験では主に下肢矢状面上

の運動を対象とし、この運動における下肢の重さ、装置重量などの、重力に対応する筋活動の影響を除外するため、装置体験者の姿勢は側臥位、つまり横向きに寝た状態で行うこととした。さらに関節角度が連続的に変化していく動的な運動では、筋収縮速度や慣性などの影響が生じる。そのため本研究では、筋配置のみが支配的な影響を与えるよう、関節角度が変化しない等尺性収縮の運動を対象とし、足先矢状面上において①足先出力計測実験と②足先剛性計測実験の2つの実験を行うこととした。

①足先出力計測実験

足先で発揮される力の大きさと方向の計測を行う。また同時に、人工筋アクチュエータを含めて三対六筋構造を構成する筋肉である外側広筋、大腿二頭筋、前脛骨筋、ヒラメ筋、腓腹筋の活動状態を、ワイヤレス筋電センサ(追坂電子機器, LP-WS1221, 19.6-442[Hz])を用いて計測する。

②足先剛性計測実験

足先に外力を付与した際の足先位置の変位を計測し、外力に対する動きにくさである剛性を評価する。変位の計測にはモーションキャプチャ用カメラ(OptiTrack, Flex13)を4台使用する。また足先出力計測実験と同様に、筋活動も同時に計測する。

(2) 実験システム

①人工筋アクチュエータ

人工筋アクチュエータは脛前面部に配置し、膝・足関節を跨いで張力を付与する。発揮張力は平成28年度に開発した人工筋アクチュエータを用いた予備実験を参考に、最大発揮張力を200[N]とした。そして平成28年度の装置を基に、平成29年度ではDCモータの動力を直線運動に変換するボールねじを、2本平行に配置して連動させることで小型化した装置を新たに開発した。これにより実験中の関節角度の変更に伴う人工筋の位置調整の労力を軽減した。また、張力の計測には、高精度引張型ロードセル(共和電業, LTZ-100KA, 定格容量1[kN])を使用した。

②計測台

側臥位姿勢で装置体験者の右下肢を固定するために使用する。任意の膝・足関節角度の組み合わせで調節できるように、関節軸を中心に円弧状に穴を設け、ピンを差し込むことで関節角度を固定する機構を考案した。これにより、図2に示す関節可動域[2]と方向において、表1に示す関節角度条件に対応可能とした。

また、足先出力計測実験における足先の力の大きさと方向の計測には、増幅器付小型六分力計(共和電業, LFX-A-3KN, 定格容量±3000[N])を用い、計測台に組み込んだ。

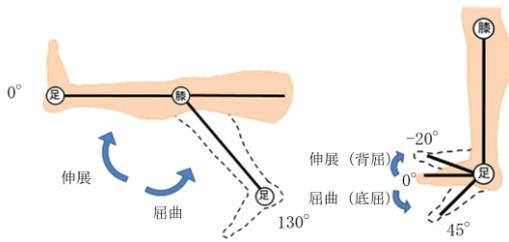


図2 膝・足関節の可動域

表1 膝・足関節角度条件

	段階	角度 °
膝関節	16	0, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100, 110, 120, 125, 130
		足関節
足関節	9	-20, -15, -10, 0, 10, 20, 30, 40, 45

③外力付与装置

足先剛性計測実験において装置体験者の足先に外力を付与する装置である。DC モータによりドラムを回転させ、ワイヤを牽引することで足先に取り付けた装具に張力を付与する（最大 1050[N]）。足先に加える外力の方向を変更できるように、足先を中心として設置する直方体のフレーム辺上にプーリを組み込み、そのプーリを介してワイヤの牽引方向を調節可能とした。また張力の計測には人工筋アクチュエータと同様の高精度引張型ロードセルを使用した。

④制御部

人工筋アクチュエータや外力付与装置のDC モータの制御にはサーボコントローラ（maxon motor, ESCON50/5, サンプリング周波数 53.6[Hz]）を使用し、Windows PC 用ソフトウェアを介して操作する。また、張力計測のためのロードセルのデータは、動ひずみ測定器（共和電業, DPM-911B）、アナログ入出力ボード（インタフェース, LPC-361316, 分解能 16[bit]）を介して PC に送信される。なお同期パルス発生装置（追坂電子機器, 同期パルス発生装置Ⅱ）も使用することで、筋電計、六分力計、モーションキャプチャの信号を同期させている。

そして、装置の動作中に不具合が生じて装置体験者に大きな負荷がかかってしまう場合に備え、体験者の意志で装置を停止できる押ボタン式スイッチも組み込んでいる。

⑤システム全体

以上①～④によって構成される足先出力計測実験装置と足先剛性計測実験装置をそれぞれ図 3, 図 4 に示す。

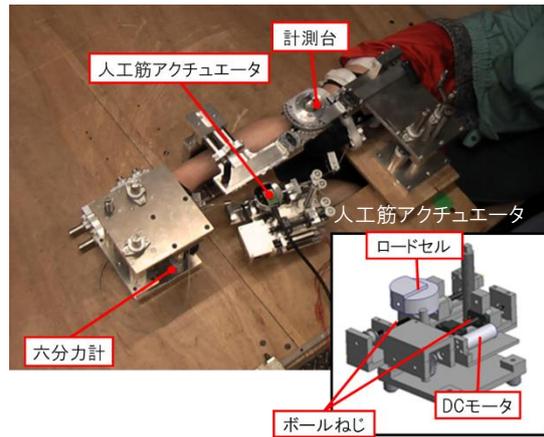


図3 足先出力計測実験装置

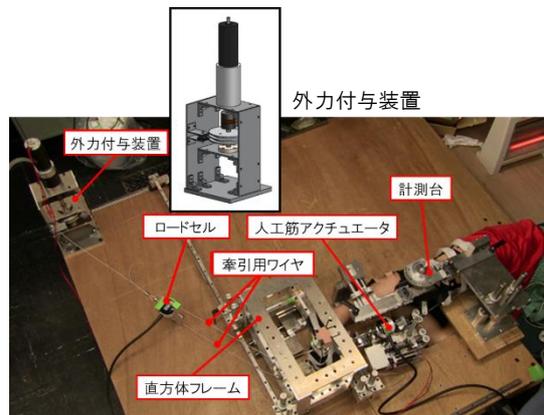


図4 足先剛性計測実験装置

4. 研究成果

(1) 足先出力計測実験

関節角度は主に立ち上がりの場面を想定して設定し、付与張力も合わせた実験条件を表 2 に示す。装置体験者は、図 5 に示す足先を中心にした座標系における八方向に対して、計測中は力を発揮し続けた。

足先の力が安定して発揮され続けた間の重心を代表点として、それらを結んだ図をそれぞれの膝・足関節条件ごとに図 6-8 で示す。

表2 足先出力計測実験の条件

(膝・足関節角度) °	付与張力 N
(0, 0)	0, 50, 100
(+80, -15)	0, 50, 100
(+90, -10)	0, 50, 100

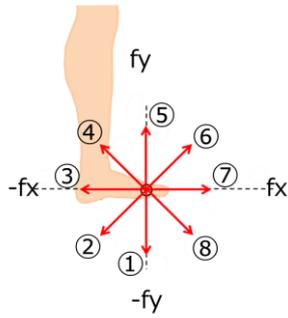


図5 足先出力の方向

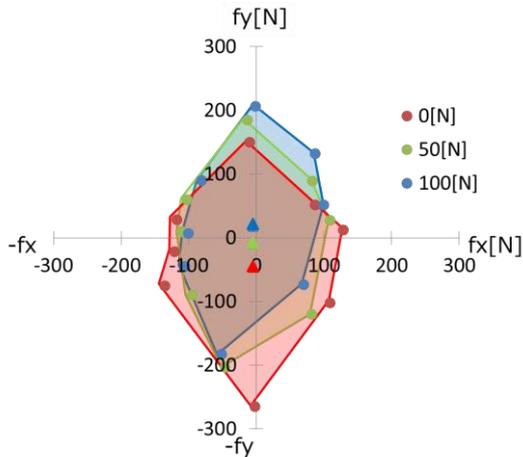


図6 関節角度 (0, 0) の出力分布

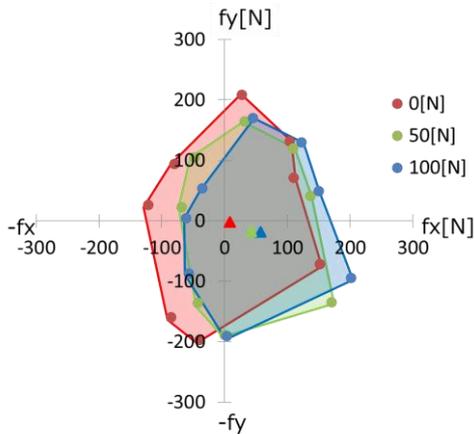


図7 関節角度 (+80, -15) の出力分布

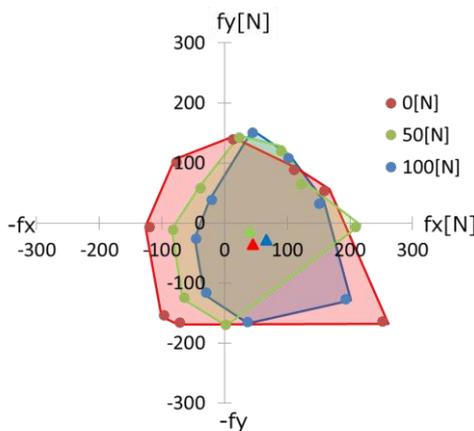


図8 関節角度 (+90, -10) の出力分布

それぞれの結果が示すように、各関節角度の組み合わせによって、牽引力の変化による足先出力の分布が異なることが分かる。

膝は屈曲しない関節角度 (0, 0) 条件では (図6), 牽引力が増すと図5の⑤方向である足裏から大腿部のほうへ出力分布がシフトしている。

一方、膝が屈曲する場合、関節角度 (+80, -15) 条件では (図7), 図5の⑦, ⑧の方向に出力分布はシフトしているが、関節角度 (+90, -10) 条件では (図8), 図5の fx 軸方向に領域が縮むようにシフトする変化が見られる。

(2) 足先剛性計測実験

表3に示す実験条件において装置体験者は、計測中は足先をその位置に可能な限りとどまり続けるように力を発揮した。

表3 足先剛性計測実験の条件

膝・足関節角度)°	付与張力 N	外力 N
(0, 0)	0, 50, 100	-x 100
(+80, -15)	0, 50, 100	-x 100
(+90, -10)	0, 50, 100	-x 100

膝・足関節角度の条件ごとの足先変位と特徴的な変化が観察された前脛骨筋の活動を図9-14に示す。

膝・足関節角度 (0, 0) 条件の足先変位は、人工筋アクチュエータの付与張力が 0[N]のときと比べ 50, 100[N]のときの足先の変位が小さくなり、人工筋アクチュエータの張力付与により、足先の剛性が増加することが示唆された。

また、膝・足関節角度が (+80, -15), (+90, -10) 条件のときは、本調査で行った外力値 100[N]では変位に大きな差は見られなかった。なお前脛骨筋の活動に着目してみると、人工筋アクチュエータの張力付与により、筋電位の減少が確認された。

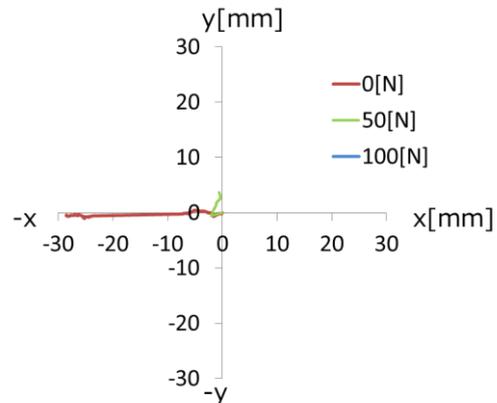


図9 関節角度 (0, 0) の足先変位

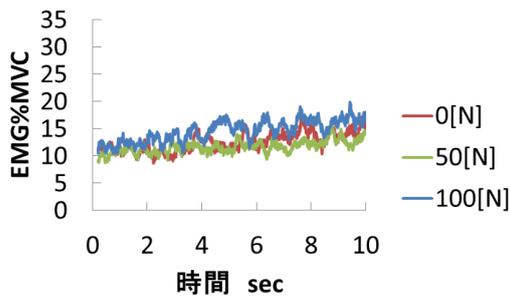


図 10 関節角度 (0, 0) の前脛骨筋の筋電図

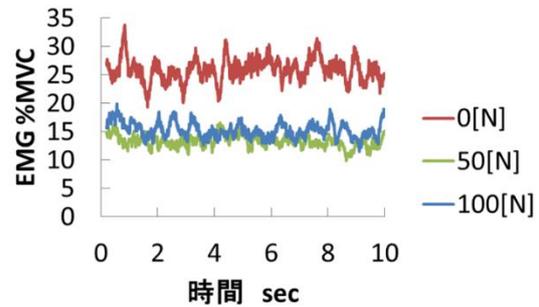


図 14 関節角度 (+90, -10) の前脛骨筋の筋電図

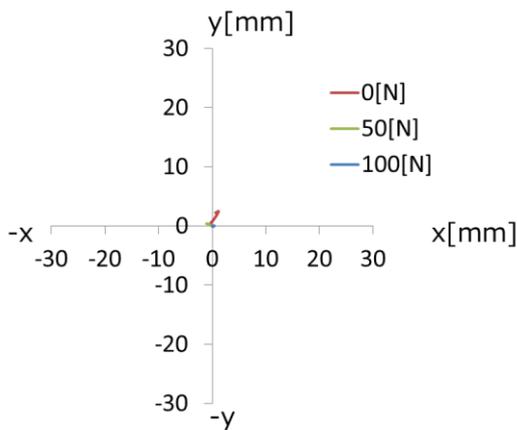


図 11 関節角度 (+80, -15) の足先変位

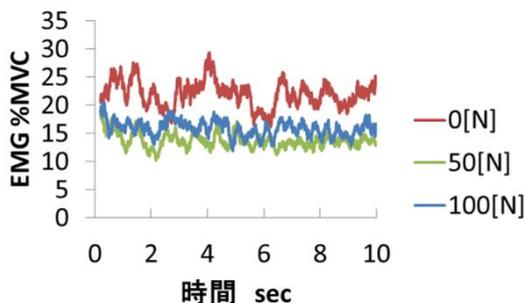


図 12 関節角度 (+80, -15) の前脛骨筋の筋電図

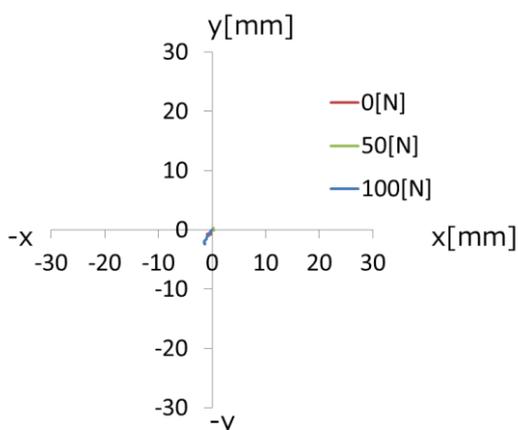


図 13 関節角度 (+90, -10) の足先変位

(3) 今後の展望

調査結果より、脛前面部に人には存在しない人工的な二関節を配置した場合、足先の出力分布の形状が変化することや膝・足関節角度に応じて出力分布のシフト方向が変化すること、また、足先剛性も変化することや、関節角度によって活動が低下する筋部位もあることが示唆された。

これらの結果を足先出力や剛性を操作するという観点から捉えなおすと、人工二関節筋により張力を付与する際、膝・足関節角度を変えることにより、足先の出力特性を変化させるという操作方法が構想される。現時点では付与張力の大きさは一定であるものの、例えば足先方向に力を加えたいときや不整地で下肢姿勢を保持したいときに、装着者自身が膝・足関節角度を変えることで、望んでいる方向への出力や剛性の調整を実現する方法が考えられる。

これにより、膝・足関節部それぞれに位置やトルクセンサ、アクチュエータを組み込んでシステムを構築するのみならず、二関節筋の位置にひとつのアクチュエータを組み込むだけで、出力特性を操作することが可能な、あらたな動作支援ツールが期待できる。

<引用文献>

- [1] 熊本 水頼, “ヒューマノイド工学 生物進化から学ぶ 2 関節筋ロボット機構”, 東京電機大出版局, 2006
- [2] 日本リハビリテーション医学会・評価基準委員会・合同委員会, “関節可動域表示ならびに測定法”, リハビリテーション医学 VOL.32 NO.4, 1995

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

〔雑誌論文〕 (計 0 件)

〔学会発表〕 (計 1 件)

山中 健太郎, 佐治 義紀, 宮西 海舟, 石川 雄宇生, 川上 泰雄, 上杉 繁, 人には存在しない下肢の筋部位への人工二関節筋装着による足先出力に関する基礎的研究, 日本機械学会 第

28 回設計工学・システム部門講演会，沖縄，
2018.11 予定

〔図書〕（計 0 件）

〔産業財産権〕（計 0 件）

〔その他〕

研究室ホームページ

<http://www.wesugi.mech.waseda.ac.jp/>

6. 研究組織

(1) 研究代表者

上杉 繁 (WESUGI, Shigeru)

早稲田大学・理工学術院・教授

研究者番号：80350461

(2) 研究分担者

川上 泰雄 (KAWAKAMI, Yasuo)

早稲田大学・スポーツ科学学術院・教授

研究者番号：60234027

(3) 連携研究者

(4) 研究協力者

山中 健太郎 (YAMANAKA, Kentaro)

早稲田大学大学院・創造理工学研究科

佐治 義紀 (SAJI, Yoshiki)

早稲田大学大学院・創造理工学研究科

石川 雄宇生 (ISHIKAWA, Yuki)

早稲田大学大学院・創造理工学研究科

宮西 海舟 (MIYANISHI, Kaishu)

早稲田大学大学院・創造理工学研究科