

**科学研究費助成事業 研究成果報告書**

平成 29 年 6 月 6 日現在

機関番号：23201

研究種目：基盤研究(C) (一般)

研究期間：2014～2016

課題番号：26350664

研究課題名(和文) 二関節筋のパンタグラフ機構による歩行運動制御系の構築と歩行支援装具への応用

研究課題名(英文) Gait analysis and application to walking assist prosthetic device using the pantograph mechanism of bi-articular muscle

研究代表者

大島 徹 (OSHIMA, TORU)

富山県立大学・工学部・教授

研究者番号：60223806

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,800,000円

研究成果の概要(和文)：歩行において重要なヒト下肢筋骨格系は、次の4つの機能を備えている。1)姿勢の安定性。2)衝撃の吸収。3)推進力の発生。4)エネルギーの蓄積。本研究課題では、このヒトの歩行を具現化する合理的な歩行メカニズムのモデルデザインを目的に、トルク発生装置としての一関節筋とトルク伝達装置としての二関節筋によって構成されるパンタグラフ機構のトルク伝達機能に焦点を当てた。さらに、歩行において重要な機能であるロッカー機能とパンタグラフ機構の関連について考察した。そして、これらの機能を満たす歩行補助装具の機構を提案した。

研究成果の概要(英文)：The function of musculoskeletal system of leg and foot is very important to the walk. The musculoskeletal system accomplishes four next functions. 1. Stability of the posture. 2. Absorption of the shock. 3. Propulsive generation. 4. Preservation of the energy. This study focused on the effect of torque transfer function of the pantograph leg mechanism equipped with the mono-articular muscles as torque generator and the bi-articular muscles as torque transfer linkage. The functions of the pantograph leg mechanism was discussed in the relations with the rocker function of human walking. And, fundamental walking assist prosthetic device satisfied the pantograph leg mechanism and rocker function was designed based on this study.

研究分野：福祉工学

キーワード：下肢装具 二関節筋 パンタグラフ機構 トルク伝達 ロッカー機能

### 1. 研究開始当初の背景

下肢装具は、足関節のインピーダンス可変な装具や、剛性が可変な油圧式短下肢装具が開発され、歩行時の背屈・底屈動作を補助するなど、これまでの立位バランスの支持から歩行の改善へと発展しつつある。しかし、これらの装具は、自力で歩行可能な患者のバランス維持を補助する程度に留まっている。より重度の患者に対しては、前進歩行のための推進力を生成するような装具が必要である。さらに、歩行支援動力装具として、わが国ではサイバードイン(株)の「HAL」や(株)ホンダ技術研究所の「体重支持型歩行アシスト」などが、諸外国では Ekso Bionics 社の「Ekso」や Argo Medical Technologies 社の「Rewalk」などが、実用化の域に達している。これらの装具の多くは、関節トルク制御を中心とした従来のロボット制御技術を基盤とし、床反力、筋電位を入力として関節アクチュエータをコンピュータ制御する高度な支援システムとして位置づけることができる。

下肢の一関節筋と二関節筋による脚モデルとその運動制御と、従来のシリアルリンクメカニズムを基本とした多関節ロボットの運動制御との相違が明らかにされてきた。

(1) 2 関節 2 自由度 (股関節と膝関節、膝関節と足関節) に対して、それぞれの関節に作用する 2 対の拮抗一関節筋と両関節に作用する 1 対の拮抗二関節筋の 3 対 6 筋による筋配列を基本として、これらの筋の協調制御モデルが提案された。

(2) 3 対 6 筋による筋の協調制御モデルによる力出力制御、軌道制御、外力への挙動が、二関節筋を持たないシリアルリンクメカニズムを基本とした多関節ロボットの挙動とは明らかに異なることが示された。

(3) 歩行時の筋活動と 3 対 6 筋による筋の協調制御モデルから、大腿部の二関節筋と膝関節の一関節筋が歩行にとって重要な筋であることを示し、1 対の二関節筋と 1 対の一関節筋による 2 対 4 筋の筋配列へと展開していく基礎が築かれた。

(4) 2 対 4 筋の筋配列を基盤として、一関節筋を駆動源とし、二関節筋をメカニズムとしてのリンクとしたパンタグラフリンクメカニズムが離床・着地における床反力制御と姿勢の安定性に重要なメカニズムとなることが示された。

このようは背景によって、ヒトの脚モデルの筋配列とその運動制御に基づいて下肢装具をデザインすることで、簡易な運動制御メカニズムにより歩行を支援することが可能であろうことが示唆された。

### 2. 研究の目的

本研究は、ヒトの脚モデルの筋配列とその運動制御の理論体系化、その理論に基づいたパンタグラフリンクメカニズムを基本とした下肢装具のメカニズムの提案を目的とする。

(1) 四肢の運動制御における 2 対 4 筋による協調制御モデルと外力への挙動を明確にし、筋配列による運動制御について、特にパンタグラフリンクメカニズムの抗重力と推進力の発生について明確にする。

(2) 歩行のロッカー機能とパンタグラフリンクメカニズムの関係から、下肢装具のデザインコンセプトを提案し、その有効性を示す。

### 3. 研究の方法

本研究課題は、筋配列による運動制御の理論体系化と、パンタグラフリンクメカニズムを基本とした下肢装具のメカニズムに分けられる。

(1) 筋配列による運動制御の理論体系化では、数値シミュレーションを行うとともに、抗重力および推進力の観点からパンタグラフリンクメカニズムの理論の拡張をはかる。

(2) パンタグラフリンクメカニズムを基本とした下肢装具のメカニズムでは、歩行のロッカー機能から、パンタグラフリンクメカニズムの有効性を示し、下肢装具のメカニズムとして提案する。

### 4. 研究成果

ロボット型跳躍モデルやアニマル型跳躍モデルにおいて、二関節筋のトルク伝達機能を備えたパンタグラフリンクメカニズムによる効果が示されている。ヒト下肢大腿部の大腿直筋とハムストリングスをトルクの伝達要素と位置付け、地面との接点を自由端と固定端としたときの発生力について検討した。

(1) 脚の機構は、図 1 (a) に示すような直動アクチュエータの発生力  $F_p$  が直接、重心  $G$  での発生力  $F_g$  となる直動機構に対し、図 1 (b) に示すように関節  $J_1$  の筋の発生トルク  $T_{a1}$  による関節トルク  $T_{j1}$  と関節  $J_2$  の筋の発生トルク  $T_{a2}$  による関節トルク  $T_{j2}$  で、発生力  $F_g$  を得る関節機構で表すことができる。 $J_c$  は地面との接点を表し、ここでは拘束のない回転関節である。関節  $J_1$ 、 $J_2$  における筋の発生トルク  $T_{a1}$ 、 $T_{a2}$  による関節トルク  $T_{j1}$ 、 $T_{j2}$  に対し、筋の関節に対するモーメントアームの大きさを  $r_1$ 、 $r_2$  とすると、発生力  $F_g$  に対して式 (1) が満足される。

$$\begin{aligned} T_{j1} &= T_{a1} = F_g \cdot r_1, \\ T_{j2} &= T_{a2} = F_g \cdot r_2 \end{aligned} \quad (1)$$

一方、図 2 (a) に示す二関節筋によるトルク伝達機能を備えたパンタグラフリンクで

は、関節 J2 の筋の発生トルク  $T_{a2}$  の一部が関節 J1 へ二関節筋  $f_3$  による伝達力  $F_t$  で伝達され、平行するリンクの距離を  $r_t$  とすると、発生力  $F_g$  が得られるように関節トルクが式 (2) のように調節される。

$$T_{j1} = F_t \cdot r_t = F_g \cdot r_1,$$

$$T_{j2} = T_{a2} - F_t \cdot r_t = F_g \cdot r_2 \quad (2)$$

さらに、図 2 (b) に示すように、関節 J2 と関節 J1 に筋の発生トルク  $T_{a2}$  と  $T_{a1}$  がある場合、 $T_{a2} > T_{j2}$ ,  $T_{a1} < T_{j1}$  の場合には、式 (3) のように関節 J2 の筋の発生トルク  $T_{a2}$  の一部が関節 J1 へ伝達力  $F_t$  で伝達され、 $T_{a1} > T_{j1}$ ,  $T_{a2} < T_{j2}$  の場合には、式 (4) のように関節 J1 の筋の発生トルク  $T_{a1}$  の一部が関節 J2 へ伝達力  $F_t$  で伝達され、発生力  $F_g$  が得られるように関節トルクが調節される。

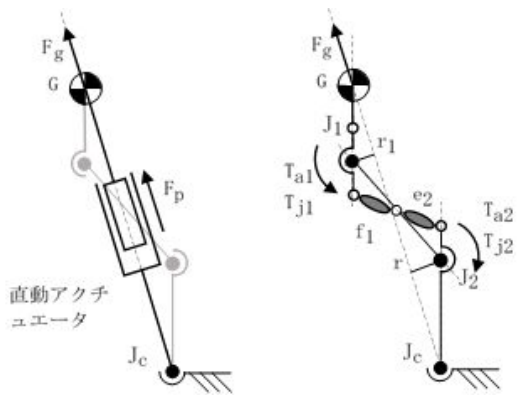
$$T_{j1} = T_{a1} + F_t \cdot r_t = F_g \cdot r_1,$$

$$T_{j2} = T_{a2} - F_t \cdot r_t = F_g \cdot r_2 \quad (3)$$

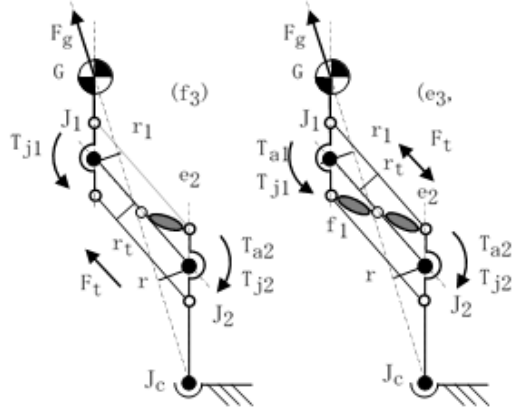
$$T_{j1} = T_{a1} - F_t \cdot r_t = F_g \cdot r_1,$$

$$T_{j2} = T_{a2} + F_t \cdot r_t = F_g \cdot r_2 \quad (4)$$

姿勢に関わらず発生力  $F_g$  は接地点  $J_c$  と重心  $G$  を結ぶ方向となるのが自由端の大きな特徴である。この発生力  $F_g$  は抗重力として機能する。



(a) 直動アクチュエータによる発生力 (b) 一関節筋による発生力  
図 1 二関節駆動機構と発生力



(a) 一方の関節にアクチュエータ (b) 両関節にアクチュエータ  
図 2 パンタグラフリンクによる発生力

(2) 回転関節となる接地点  $J_c$  が拘束を受け、接地点  $J_c$  と関節  $J_2$  を結ぶリンク  $\ell_1$

が固定された場合を考える。図 3 (a) は、関節 J1 に重心  $G$  があり、関節 J2 の筋の発生トルク  $T_{a2}$  による関節トルク  $T_{j2}$  で重心  $G$  で発生力  $F_h$  を得る機構である。発生力  $F_h$  は関節 J1 と関節 J2 を結ぶリンクの長さを  $\ell_2$  とすると式(5)で表すことができ、リンク  $\ell_2$  に直行する方向に重心  $G$  に対して発生力  $F_h$  が発生する。

$$T_{j2} = T_{a2} = F_h \cdot \ell_2 \quad (5)$$

さらに、図 3 (b) のように関節 J1 から体幹にそって重心  $G$  が移動した場合、関節 J1 の筋の発生トルク  $T_{a1}$  による関節トルク  $T_{j1}$  が必要となり、発生力  $F_h$  の作用線と関節 J1 の距離を  $\ell_3$  とすると式(6)となる。

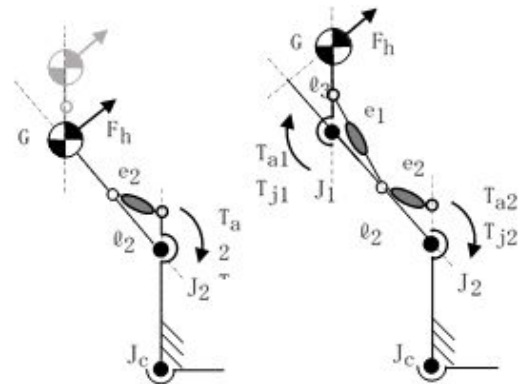
$$T_{j1} = T_{a1} = F_h \cdot \ell_3,$$

$$T_{j2} = T_{a2} = F_h \cdot (\ell_2 + \ell_3) \quad (6)$$

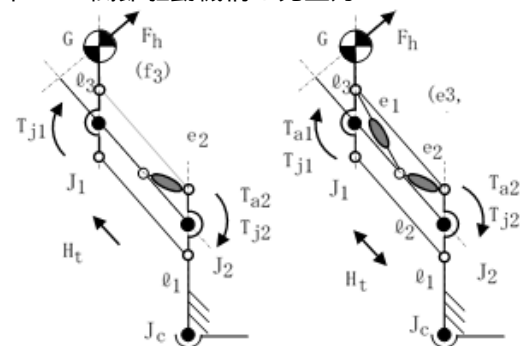
このような直列リンク機構では重心  $G$  が関節から離れるにしたがって、必要な筋の関節トルク  $T_{j1}$ ,  $T_{j2}$  は大きくなる。一方、図 4 (a) のように二関節筋のトルク伝達機能を備えたパンタグラフリンクでは、関節 J2 の筋の発生トルク  $T_{a2}$  は関節トルク  $T_{j2}$  として重心  $G$  への発生力  $F_h$  を得ることができ、重心  $G$  の位置には依存せず式(7)が成立する。また、平行リンクには伝達力  $H_t$  が作用する。

$$T_{j2} = T_{a2} = F_h \cdot \ell_2,$$

$$H_t = F_h \cdot \ell_3 / r_t \quad (7)$$



(a) 単リンクによる発生力 (b) 一関節筋による発生力  
図 3 二関節駆動機構と発生力



(a) 一方の関節にアクチュエータ (b) 両関節にアクチュエータ  
図 4 パンタグラフリンクによる発生力

さらにパンタグラフリンクでは、図 2 (b)

のように関節  $J_2$  と関節  $J_1$  に筋の発生トルク  $T_{a2}$  と  $T_{a1}$  がある場合も、それらの和が式 (8) を満たせばよい。

$$T_{j2} + T_{j1} = T_{a2} + T_{a1} = F_h \cdot \ell_2 \quad (8)$$

姿勢に関わらず発生力  $F_h$  は、常に大腿に直行する向きに発生するのが固定端の大きな特徴である。この発生力  $F_h$  は推進力として機能する。

(3) 歩行立脚相では、初期接地から前遊脚期の間で、踵、足関節、前足部が連続的に回転軸(Rocker)として機能するロッカー機能(ヒールロッカー、アングルロッカー、フォアフットロッカー)が働くことが知られている。

初期接地では、ヒールロッカー機能により踵が接地点  $J_c$  となる。股関節は  $15 \sim 20$  度の屈曲状態を維持し、膝関節は中間位  $\sim 5$  度屈曲状態から約  $20$  度まで屈曲を行う。荷重応答期から立脚中期にかけてアングルロッカーが機能し、足関節が接地点  $J_c$  となる。荷重応答期では股関節と膝関節は最大伸展し一度直立姿勢のように中間位となり、立脚中期では膝関節は中間位を維持、股関節は過伸展を行う。立脚終期ではフォアフットロッカー機能により、前足部が接地点  $J_c$  となる。

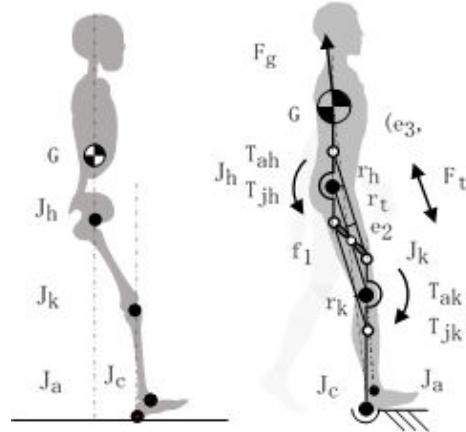
ヒト下肢とパンタグラフリンクの関係は、ロッカー機能を考慮することで下腿を一定の長さとして考えず、踵、足関節、前足部のロッカーとなる回転関節  $J_c$  の移動を含めたリンク構成と考えることが妥当である。ロッカー機能と平行リンク機構の関係を、歩行相が初期接地のときを図 5 で、歩行相が荷重応答期および立脚中期のときを図 6 で、歩行相がおよび立脚終期のときを図 7 で示す。

図 5 では、ヒールロッカーが機能し踵が回転軸(rocker)となる。接地点  $J_c$  となる踵を通る地面と垂直な仮想線は、膝関節  $J_k$  を通る。地面と垂直に落ちる体重心を通る線は股関節  $J_h$  を通る。そのため、股関節  $J_h$  と膝関節  $J_k$  間の大腿の二関節筋のトルク伝達機能を実現する平行リンクの構成を可能とする。このとき、踵が起点となる仮想線は下腿の後方に表れ、リンクを構成する長さは下腿とは異なる長さとなる。接地点  $J_c$  となる踵は拘束を受けない回転関節であるため、トルク伝達による発生力が抗重力  $F_g$  として働き体幹の安定に貢献する。

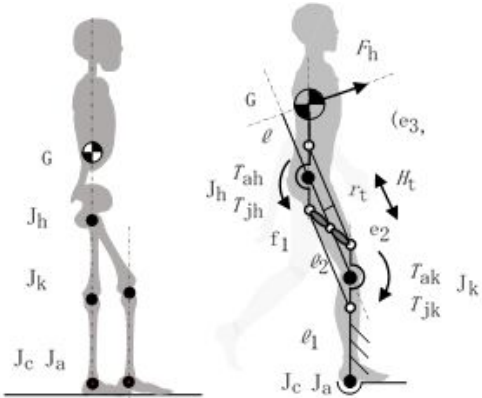
図 6 では、アングルロッカーが機能し足関節に回転軸が移動する。接地点  $J_c$  となる足関節を通る地面と垂直な仮想線は膝関節  $J_k$  を通り、地面と垂直に落ちる体重心を通る線は股関節  $J_h$  を通る。そのため、股関節  $J_h$  と膝関節  $J_k$  間の大腿の平行リンクの構成が可能である。足関節が接地点  $J_c$  のとき、足部は地面と連結し接地点  $J_c$  は拘束を受ける回転関節となる。トルク伝達による発生力が推進力  $F_h$  として働き、身体を前方へ運ぶ働きをする。

図 7 では、フォアフットロッカーが機能し前足部に回転軸が移動する。接地点  $J_c$  とな

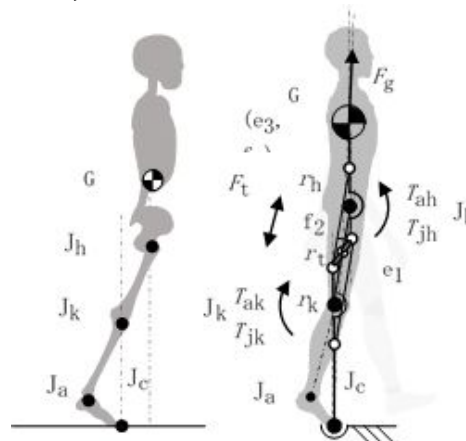
る前足部を通る地面と垂直な仮想線は膝関節  $J_k$  を通り、地面と垂直に落ちる体重心を通る線は股関節  $J_h$  を通る。そのため、股関節  $J_h$  と膝関節  $J_k$  間の大腿の平行リンクの構成が可能である。このとき前足部が起点となる仮想線は下腿の前方に表れ、リンクを構成する長さは腿とは異なる長さとなる。接地点  $J_c$  となる前足部は拘束を受けない回転関節であるため、トルク伝達による発生力が抗重力  $F_g$  として働き、重力に抗する歩行を可能とする。



(a) 骨格モデル (b) 歩行モデル  
図 5 ヒールロッカーとパンタグラフリンク



(a) 骨格モデル (b) 歩行モデル  
図 6 アングルロッカーとパンタグラフリンク



(a) 骨格モデル (b) 歩行モデル  
図 7 フォアフットロッカーとパンタグラフリンク

ヒトの歩行メカニズムを、パンタグラフィリンクとロッカー機能から考察してきた。パンタグラフィリンクによって、合理的な下肢装具のメカニズムとして提案し、具現化を進めている。

## 5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕(計0件)

〔学会発表〕(計11件)

蛸崎雅佳・大島 徹・藤川智彦・浅野秀光・小柳健一・増田寛之・本吉達郎・澤井圭，二関節筋のトルク伝達効果による歩行メカニズム，日本機械学会北陸信越支部54期総会・講演会，2017.3.9，金沢大学（石川県）

万野真伸・小出卓哉・大島 徹・藤川智彦，歩行時における腓腹筋の平行リンク機能，第37回バイオメカニズム学術講演会，2016.11.12，富山県立大学（富山県）

浅野秀光・大島 徹・小柳健一・増田寛之・本吉達郎・澤井圭・藤川智彦，平行リンクの合理性に基づく下肢装具のメカニズム，第37回バイオメカニズム学術講演会2016.11.12，富山県立大学（富山県）

浅野秀光・大島 徹・小柳健一・増田寛之・本吉達郎・澤井圭，平行リンク機構による脚ロボットの関節トルクと力出力，第34回日本ロボット学会学術講演会，2016.9.7，山形大学（山形県）

大島 徹・藤川智彦・小柳健一・増田寛之・本吉達郎，脚の二関節筋を機構要素とした平行リンク機構による運動制御，日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会2016，2016.6.9，パシフィコ横浜（神奈川県）

戸松麻依・大島 徹・小柳健一・本吉達郎・阿部友和・藤川智彦・増田寛之，筋を構成要素とする四肢リンク機構の提案下肢大腿の筋配列の相違による力出力制御，第36回バイオメカニズム学術講演会，2015.11.28，信州大学（長野県）

戸松麻依・大島 徹・小柳健一・本吉達郎・阿部友和・藤川智彦・増田寛之，脚の筋配列の相違による力出力特性・剛性特性の解析，第33回日本ロボット学会学術講演会，2015.9.3，東京電機大学（東京都）

戸松麻依・大島 徹・阿部友和・小柳健一・増田寛之・本吉達郎，下肢大腿部の筋配列を基盤としたパンタグラフモデルの提案，第35回バイオメカニズム学術講演会2014.11.8，岡山大学（岡山県）

阿部友和・藤井範久・戸松麻依・大古拓史・越智 亮・小柳健一・本吉達郎・大島 徹，機能別実効筋モデルに基づく歩行立脚期の動作筋電図学的分析，第35回バイオメカニズム学術講演会2014.11.8，岡山大学（岡山県）

阿部友和・戸松麻依・大古拓史・越智亮・金井 章・小出卓也・小柳健一・本吉達郎・藤川智彦・大島 徹，機能別実効筋モデルを用いた起立動作時の姿勢安定性の検証，第32回日本ロボット学会学術講演会，2014.9.4，九州産業大学（福岡県）

戸松麻依・阿部友和・大島 徹・小柳健一・増田寛之・本吉達郎，下肢大腿の筋配列の相違による力出力制御，第32回日本ロボット学会学術講演会，2014.9.4，九州産業大学（福岡県）

〔図書〕(計0件)

〔産業財産権〕(計0件)

〔その他〕(計0件)

## 6. 研究組織

### (1) 研究代表者

大島 徹 (OSHIMA, TORU)  
富山県立大学・工学部・教授  
研究者番号：60223806

### 研究分担者

藤川 智彦 (FUJIKAWA, TOMOHIKO)  
大阪電気通信大学・医療福祉工学部・教授  
研究者番号：80321420

### 研究分担者

阿部 友和 (ABE, TOMOKAZU)  
富山県立大学・工学部・准教授  
研究者番号：90460625  
(H28年度3月18日分担者削除)

### 研究分担者

小柳 健一 (KOYANAGI, KENICHI)  
富山県立大学・工学部・准教授  
研究者番号：30335377

### 研究分担者

本吉 達郎 (MOTOYOSHI, TATSUO)  
富山県立大学・工学部・講師  
研究者番号：20533061