

大腿義足評価システムの構築に関する研究

～床反力波形による大腿義足歩行特性の検討～

Study on Construction a System Assessing Trans-femoral Prosthesis

Investigation of Characteristics of Trans-femoral Prosthetic Gait on Ground Reaction Force

○和田真生 (北科大) 敦賀健志 (北科大) 高島昭彦 (北科大) 吉田協 (北科大)

昆恵介 (北科大) 早川康之 (北科大) 野坂利也 (北科大)

Mao WADA, Division of Biomedical Engineering, Graduate School of Hokkaido University of Science  
 Takeshi TSURAGA, Department of Health Science, Faculty of Prosthetics and Orthotics, Hokkaido University of Science  
 Akihiko TAKASHIMA, Department of Engineering, Faculty of Mechanical Engineering, Hokkaido University of Science  
 Kanou YOSHIDA, Department of Engineering, Faculty of Mechanical Engineering, Hokkaido University of Science  
 Keisuke KON, Department of Health Science, Faculty of Prosthetics and Orthotics, Hokkaido University of Science  
 Yasuyuki HAYAKAWA, Department of Health Science, Faculty of Prosthetics and Orthotics, Hokkaido University of Science

Toshiya NOSAKA, Department of Health Science, Faculty of Prosthetics and Orthotics, Hokkaido University of Science

**Abstract:** Trans-femoral prostheses are used by individuals with trans-femoral amputation. They have a prosthetic knee joint that complements the function of the knee. Gait analysis is commonly used to evaluate the characteristics of the prosthetic knee joints. However, this method may not be necessarily objective due to fatigues of the prosthetic users. The purpose of our study is constructing a system which is able to demonstrate characteristics of motions found in trans-femoral prosthetic user's gait. And we investigated factors to approximate our system's ground reaction force pattern to natural human gait.

**Key Words:** Prosthetics, Ground Reaction Force, Welfare Engineering

1. 背景

大腿切断者の使用する義肢は大腿義足であり,部品として膝関節の役割を代替する膝継手を有している.近年,多種多様な膝継手が開発,発表されている.しかしながら,大腿切断者に対する膝継手の選択場面において,選択の基準となる切断者の活動度等の基準については統一されたものがなく,メーカーごとに定められた基準をもとに,義肢装具士が経験を元に選択を行っているということが,現状である.

また,大腿義足を調べる手法として,歩行分析が主な手段として用いられている.大腿切断者に対する歩行分析については様々な研究がなされており,これらにより様々な大腿義足の特性が明らかにされているなど多くの成果が報告されている.しかし,歩行分析は切断者の歩行によって得られるデータを元にする分析方法であるため疲労による実験の再現性,試行回数制限,歩行実験の危険性などの問題があり,定量的な評価には限界があるという現状がある.

以上のような背景から,当研究室では機械による連続歩行動作によって膝継手を含む大腿義足の動的特性を取得できるシステムの開発を行っている.本研究では歩行動作によって得られる床反力波形を連続歩行動作時のものに近づけるべく,検討を行った.

2. システムの概要

2.1 システムの構成

ヒトの歩行動作における 1 歩行周期とは,片側の初期接地から次の初期接地までを 1 周期としたものである.本システムでは,大腿義足使用者が 1 歩行周期を行う上で必要と考えられる動作を 3 つの AC サーボモータにより模擬している(Fig.1).1 つ目は,ヒトの股関節の屈曲伸展を担当する

モータである.2 つ目はヒトの股関節の上下動を再現するモータである.3 つ目は,前述した 2 つのモータし連動して,足部が接地する床反力計を前後に往復運動させるモータである.また,義足部にはフレキシブルゴニオメータの装着が可能で,膝継手の角度を計測することが可能である.

2.2 システムの制御

各モータの制御は股関節の屈曲伸展モータの動きが中心となっている.股関節の屈曲伸展角度と角速度を設定すると,これをもととして 1 歩行周期に要する時間を算出し,股関節の上下動の速度を,設定した上下振幅値より算出し,動作させている.さらに,設定した義足長の値から床反力計の移動の振幅と速度を算出し制御している.

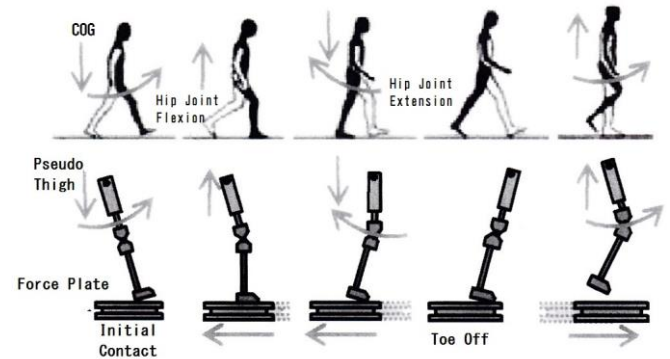


Fig.1 Overview of System<sup>(1)</sup>

3. 先行研究

先行研究において,得られた鉛直方向床反力成分(GRF)のグラフが Fig.2 左のグラフである.大腿義足使用者の鉛直

方向床反力成分の Fig.2 の右のグラフと比較すると、床反力値波形が二峰性であることの再現はなされているが、一度目のピーク値が発生するタイミングについては、実験機のもの遅く、立脚期後半の床反力が減少するタイミングについても、実験機のもの遅いことが分かる。

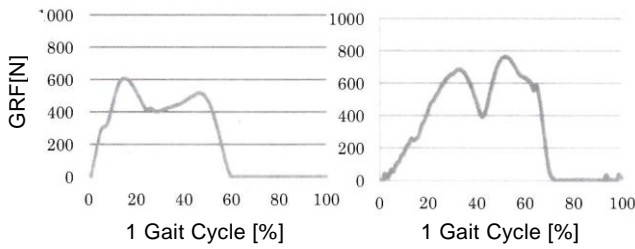


Fig.2 Ground Reaction Force<sup>(1)</sup>

#### 4. 仮説

##### 4.1 原因の考察

従来のシステムは、健常者の歩行時における股関節角度の変化を参考に屈曲を伸展よりも大きくとり、15[deg]、伸展10[deg]に設定していた。この時、股関節屈曲伸展時の角速度は一定であるため、屈曲時の時間が長くなるため、遊脚中期から踵接地さらに立脚中期に至るまで、股関節上下動の速度が低下して床反力値の一度目のピークが遅く現れていたと考えられた。

##### 4.2 仮説 1

健常者の重心の上下動は左右の歩行周期で差は無く、重心の上下動の速さに差は見られない。また、大腿義足使用者は立脚後期に股関節を 5[deg] 伸展、骨盤および腰椎を 10[deg] 前傾させることで、非切断者と見かけ上同様な TKA ラインを確保している。

本システム上でも、股関節角度ではなく、大腿部の傾きを動作に反映させる必要があると考えられた。そのため、股関節伸展角度を屈曲・伸展で統一することで、股関節の上下動時の速さを一定にでき床反力のグラフが改善されると考えた。

##### 4.3 仮説 2

健常者の歩行中における体重心の前後方向速度の時間変化はサインカーブを描いていることが知られている<sup>(2)</sup>。本システムにおいて対応するモータの動作は床反力計の後方移動であるが、本システムでは速度を一定としていた。

このため、床反力前後移動用のモータに速度差をつけることで、初期接地のタイミングが早くなり床反力の 1 度目のピークのタイミングが早くなると考えられた。

このため、現在の床反力計移動速度に対して、両脚支持期で 10% 加速、単脚支持期で 10% 減速させる制御を行った。

#### 5. 実験と結果

##### 5.1 実験目的

先行研究より得られた床反力値の一度目のピーク値が発生するタイミングを早めることを目的に実験を行った。

##### 5.2 実験方法

本システムでは、従来と同じストローク 25[deg] を保った、股関節屈曲・伸展 12.5[deg] として計測した。膝継手は先行研究に倣い、3R60(Otto Bock 社製)、足部は Ai SACH(今仙技術研究所製)を使用した。

##### 5.3 結果

###### 5.3.1 股関節角度の影響

前述した仮説 1 で述べた方法を元に実験 1 を行った。グラフ中の縦線はピークを表している。結果として、股関節の屈曲伸展角度を屈曲・伸展 12.5[deg] にした場合、1 歩行周期を

100%とした際、約 8 % 程度、一度目の床反力のピーク値の発生が早くなる結果となった(Fig3)。

しかしながら、ヒトの歩行では床反力の 1 度目のピークのタイミングは 1 歩行周期の開始から 14% 程度であることに対して、今回得られた結果は約 30% であった。このため、より 1 度目のピークのタイミングを早めることを目的に仮説 2 で述べた方法を元に実験を行った。

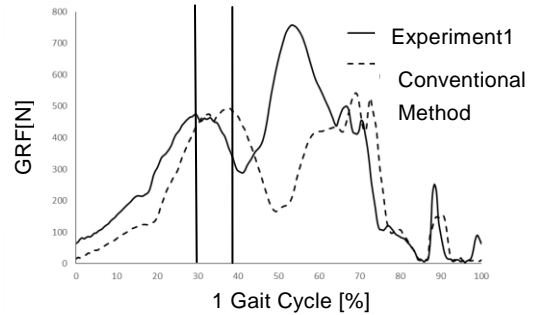


Fig.3 GRF in First Experiment

###### 5.3.2 床反力計速度の影響

仮説 2 で述べた方法を元に実験 2 を行った。結果として、床反力計の移動速度に加減速を反映した場合、床反力の 1 度目のピークのタイミングは 1 歩行周期のうち約 29% であった(Fig4)。

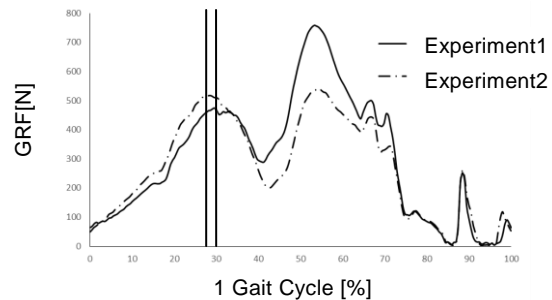


Fig.4 GRF in Second Experiment

#### 5.4 考察

実験 2 の結果床反力値の増減のタイミングの変化は、わずかであった原因として本システムでは股関節の屈曲時と伸展時の角速度はそれぞれ一定の値で制御しているが、ヒトの歩行時の股関節屈曲角度は立脚期の途中で角速度が緩やかに変化していることが、文献から確認できる<sup>(2)</sup>。従来、本システムでは股関節の角速度に変化をつける制御を行ってきいてはいたため床反力のピークのタイミングに差が少なかったものと考えられた。

#### 6. まとめ

今回提案した方法で本システムの床反力波形を改善し離ために、股関節と床反力計移動速度を変更し、検討を行った。その結果、床反力波形の一部をヒトのものに近づけることができた。今後は股関節の角速度といった面から制御方法を調整する必要があると考えている。

#### 参考文献

- (1) 飯野 浩之, 大腿義足評価システムの構築に関する研究, 北海道科学大学院工学研究科医療工学専攻修士学位論文, pp.3, 28-33, 2015.
- (2) 江原 義弘, ボディダイナミクス入門 歩き初めと歩行の分析, 医歯薬出版株式会社, 第 1 版, p98-166, 2002