

# 装着型ロボットのアシストアルゴリズムが無計画歩行終了時の安定性に及ぼす影響

## The effect of assist algorithms for wearable robot on physical stability during unplanned gait termination

○学 坂下義和 (信州大) 正 秋山靖博 (信州大)

Yoshikazu SAKASHITA, Shinshu University

Yasuhiro AKIYAMA, Shinshu University

The aim of this study is to develop the wearable walking assist robot that can be used in daily life. The challenge in daily use is stability, which decrease when encountering disturbances while walking. Therefore, it is necessary to analyze the effect of the assist on the user's stability when facing disturbances and quantify the relationship between them. This study focuses on unplanned gait termination and investigates the effect of assist on user's physical parameters. The experiment involved comparing parameters obtained from conditions where assist was continued after gait terminate stimulus and where assist was stopped thereafter. Results of experiment suggest that assist that is less than half of the torque required by a user does not significantly change the user's movement during unplanned gait termination. Thus, it can be inferred that the effect of assist on the stability is considered to be small, at least in healthy individuals.

**Key Words:** Wearable Robot, Gait Termination, Motion Analysis

### 1 緒言

高齢化は多くの先進国に共通の社会問題である。この問題に対して、装着型アシストロボットは高齢者の生活の質向上の観点から有意義である。現在一般に流通している装着型歩行アシストロボットには、HAL[1]やcurara[2]等が存在する。これらは、主にリハビリテーションや介護の現場で使用されるものである。一方で高齢者の中には、介護やリハビリまでは必要としないが、日常生活での歩行移動を負担に感じている者も想定される。そこで、日常生活での使用を目的とした装着型歩行アシストロボットの開発、実用化が求められる。

日常利用を目的とした装着型歩行アシストロボットには安全性が重要である。安全性を確保するには、安全性を評価する指標が必要となる。本研究において、安全な状況から危険な状況に陥るまでの、装着者の身体的安定性余裕のことを単に安定性と呼ぶ。日常生活中で安定性は、段差やカーブ、加減速などの定常歩行から外れた状況、いわゆる外乱に遭遇することで低下することが予想される。しかし装着型ロボットの外乱遭遇時の安定性に関する指標は不足している[3]。そこで本研究では、この指標開発のためにデータを収集し、解析、考察を行う。

今回、特に無計画歩行終了と呼ばれる急な歩行終了を対象の外乱として研究を行った。無計画歩行終了(UGT: Unplanned Gait Termination)は歩行終了の研究における2つの分類のひとつであり、もう一方の計画的歩行終了(PGT: Planned Gait Termination)とは事前に停止位置を提示しないことによって区別される[4]。日常生活における無計画歩行終了は、停止意図のない歩行中に危険回避を目的として急停止することなどにあたる。無計画歩行終了における安定性の低下としては、歩行終了時間や距離の延長、身体の高さの増加等が考えられる。また秋山ら[5]は装着型ロボット特有かつ危険であるリスク要因が、装着型ロボットにおける動作干渉であると明らかにしている。そのため同様に、無計画歩行終了時の被験者の動作にロボットが干渉することが安定性低下の要因になると

考えられる。

以上より本研究の目的は、日常生活において利用可能な装着型歩行アシストロボットの開発に向け、安全性確保の観点から、外乱遭遇時の装着者の安定性にアシストアルゴリズムが与える影響を解析し、アシストアルゴリズムと装着者の安定性の関係を定量化することである。本論文では特に無計画歩行終了時の安定性に焦点をあて、複数のアシスト条件下で装着者の身体パラメータの計測を行うことで、アシストアルゴリズムが無計画歩行終了時の装着者の安定性に与える影響を解析、考察する。

### 2 無計画歩行終了実験

この実験は「本学ヒトを対象とした研究に関する倫理委員会許可番号338」にもとづいて行われた。

#### 2.1 実験装置

図1に実験環境の概要を示す。実験環境は、装着型歩行アシストロボット、メトロノーム、歩行終了刺激出力装置、計測装置等から構成される。

装着型歩行アシストロボットには、当研究室で開発しているMALO(Motor Actuated Lower-limb Orthosis)を用いた。図2にMALOの外観を示す。MALOはコルセットと長下肢装具を加工することで骨格を構成しており、合計4つのDCモータにより装着者の股関節、膝関節にアシストを印加することが可能である。印加可能な最大連続トルクは股関節で20Nm、膝関節で11.7Nmである。アシストは足底に取り付けられたフォースプレートから得られるデータをもとに歩行周期を推定し、また踵接地を検出することで歩行に同調して出力できる。通常歩行時のアシストは、歩行中生体力学データ[6]をもとに、関節の速度方向にトルクを印加する方法で行った。これにより、股関節においては立脚期である0-40%で伸展、遊脚期である45-85%に屈曲トルクを、膝関節においては立脚後期-遊脚期である40-70%に屈曲、遊脚後期である70-100%に伸展トルクを印加した。またトルクの最大値はアシスト期間中に一般的な

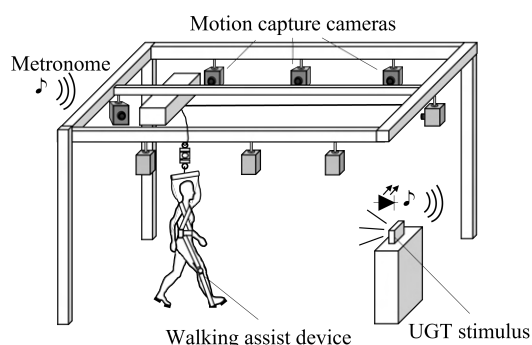


Fig.1 Overview of UGT experiment environment. Walking lane length was approximately 5 meters.



Fig.2 MALO: Motor Actuated Lower-limb Orthosis

体格の人間が必要とする平均トルクの約 1/2-1/3 とし、股関節で 14Nm、膝関節で 10Nm を印加した。これらの制御は外付けのコンピュータにより 500Hz で行われた。

メトロノームは歩行周期の統制のために用いた。メトロノームは MALO とは独立しており、周期的な音を発生させることのみを目的として設置された。歩行終了刺激出力装置は LED とスピーカから構成され、視覚刺激と聴覚刺激を同時に出力する。また装置は MALO の制御用コンピュータに接続されているため、制御プログラム中で推定した歩行周期をもとに、歩行周期中の任意のタイミングで刺激を出力可能である。

被験者の動作の計測にはモーションキャプチャシステム (MAC 3D System, Motion Analysis 社製) を用いた。カメラは 9 台設置し、撮影は 60fps で行われた。計測されたデータは解析ソフトウェア (Cortex, Motion Analysis 社製) により処理し、3次元のマーカ座標データを得た。

## 2.2 実験方法

本実験では、通常歩行アシストで歩行させて歩行終了刺激後にアシストを継続する試行 (アシスト継続条件) と、歩行終了刺激後にアシストを停止する試行 (アシスト停止条件) の 2 条件の計測を行い、無計画歩行終了動作を比較した。

被験者は成人男性 2 名であった。以降この 2 名は被験者 A, B と呼称する。実験は 1 被験者あたり、歩行終了刺激を出力しないダミー試行 10 回と、アシスト継続条件の試行 10 回、アシスト停止条件の試行 10 回の合計 30 試行をランダムな順番で行った。無計画歩行終了を行う試行では刺激後速やかに歩行を終了する指示のみを与え、足の位置や配置に関する指示は行わなかった。また刺激出力の基準となる歩行位相は左右対称に同数ずつとした。歩行終了刺激の出力タイミングについて、Ohm ら [7] により出力が歩行周期の約 20% 以前と以降で歩行終了に必要な歩数が変化することが判明している。そ

こで本実験では歩行終了動作統制のため、刺激出力タイミングを歩行周期中の 1% 時点に固定した。また刺激は、被験者の予測できないランダムな歩数で出力した。

実験は以下のように行われた。まず被験者には MALO を装着させ、歩行レーン上を歩行させた。ケイデンスは 105 step/min になるよう、メトロノームを使って踵接地タイミングを統制した。歩行中の被験者にはランダムに刺激を提示し、無計画歩行終了動作を撮影した。また停止後の被験者には、指示があるまで歩行終了時の姿勢を維持させた。これら 1 連の流れは 6 試行を 1 セットとし、1 セット毎に 5 分間の休憩を挟んだ。

## 2.3 データ処理

本論文では、歩行終了刺激出力の基準となった脚を基準脚、その逆の脚を反対脚と呼ぶ。また歩行終了動作が完了した時点で前方にある脚を前方脚、後方にある脚を後方脚と呼ぶ。なお本研究で得られた結果では歩行終了動作は全て 1 歩で完了しており、基準脚は後方脚、反対脚は前方脚である。また、HC (Heel Contact) は踵接地、COG (Center of Gravity) は重心を指す。

モーションキャプチャのすべてのマーカは 6Hz のカットオフ周波数をもつ 4 次の Butterworth フィルタによる処理を行った。なお消失などにより位置情報が追跡できない特徴点が存在するデータに関しては結果から除外した。

歩行終了動作の流れと踵接地タイミングは Cortex より得られるマーカ位置映像から目視で確認した。また COG は左右の上前腸骨棘 (ASIS) の中点と、仙骨 (sacrum) を結ぶ線の中点とし、Cortex を用いて速度データを取得した。関節角度については直立姿勢における関節角度を 0° として、屈曲/背屈方向を正、伸展/底屈方向を負と定義し、Cortex から得られる各マーカ位置の座標データから計算を行った。その他、距離のデータに関しても同様にマーカ位置の座標データから計算を行った。

歩行終了の完了は、一連の歩行終了動作のうち前方脚が踵接地したタイミングを用いる HC 基準のものと、COG の前後方向速度がはじめて 0 以下になるタイミングを用いる COG 基準のもの 2 つを考慮した。そしてこれをもとにして以下のとおり歩行終了距離、歩行終了距離時間を定義した。まず歩行終了距離について、HC 基準歩行終了距離を、基準脚の踵接地位置から、前方脚の踵接地位置までの前後方向距離と定義した。また COG 基準歩行終了距離は、刺激時の COG 位置から、COG の前後方向速度がはじめて 0 以下になるタイミングの COG 位置までの前後方向距離と定義した。次に歩行終了時間について、HC 基準歩行終了時間を、基準脚の踵接地タイミングから、前方脚の踵接地タイミングまでの時間と定義した。また COG 基準歩行終了時間は、刺激タイミングから、COG の前後方向速度がはじめて 0 以下になるタイミングまでの時間と定義した。

以上に加え歩隔は、基準脚の踵接地位置と前方脚の踵接地位置の内外側方向の距離の絶対値とした。また Ohm ら [7] を参考に、COG 基準歩行終了時間と HC 基準歩行終了時間の差である Stabilization Phase を定義した。

## 3 無計画歩行終了動作

各被験者の使用可能なデータ数は、被験者 A のアシスト継続条件で 7、アシスト停止条件で 6、被験者 B のアシスト継続条件で 6、アシスト停止条件で 3 であった。以降の解析も同様のデータ数で行う。

	Subject A	Subject B
Assist Continue	553 ± 84	881 ± 60
Assist Stop	507 ± 48	809 ± 154

	Subject A	Subject B
Assist Continue	516 ± 60	702 ± 51
Assist Stop	430 ± 53	674 ± 141

	Subject A	Subject B
Assist Continue	1.16 ± 0.53	1.19 ± 0.28
Assist Stop	1.06 ± 0.19	0.99 ± 0.13

	Subject A	Subject B
Assist Continue	0.52 ± 0.01	0.56 ± 0.02
Assist Stop	0.51 ± 0.04	0.53 ± 0.03

### 3.1 歩行終了動作

無計画歩行終了が発生したすべての試行において、歩行終了動作は以下の流れで行われた。

1. 定常歩行
2. 歩行終了刺激出力
3. 反対脚の遊脚の後、前方脚として HC
4. 歩行終了完了

なお被験者 B では前方脚の HC 後に後脚が前方脚の後方で前方に移動する送り足が存在した。送り足の回数は、アシスト継続試行で4回、アシスト停止試行で1回であった。さらに被験者 B で、停止後の足が左右で揃う試行が1回存在したが、マーカの消失により結果からは除外された。

### 3.2 時空間パラメータ

表1にCOG基準の、表2にHC基準の、無計画歩行終了距離 (mean ± SD: Standard Deviation) を、また表3にCOG基準の、表4にHC基準の、無計画歩行終了時間 (mean ± SD) を被験者、条件毎に示す。結果から、両被験者の全ての無計画歩行終了距離、時間において、アシスト停止条件と比べてアシスト継続条件で平均値が延長している。また表5には Stabilization Phase (mean ± SD) を被験者、条件毎に示す。Stabilization Phase に関しても、同様にアシスト継続条件で平均値が延長している。

図3には被験者 A の、股関節と膝関節の関節角度の時系列変化を示す。時間軸は刺激のタイミングを0としており、○のマーカで示される線がアシスト継続試行、xのマーカで表される線がアシスト停止試行の結果を示す。グラフ中の線1本は1回の施行に対応しており、base, rev はそれぞれ基準脚、反対脚を指す。なお被験者 B においても、関節角度波形は同様の傾向を示した。

最後に表6に歩隔 (mean ± SD) を被験者、条件毎に示す。歩隔の平均は両被験者のアシスト継続条件で減少している。

## 4 考察

### 4.1 歩行終了動作

今回、無計画歩行終了の発生した両条件、すべての試行において歩行終了動作の流れは一定であった。また図3の波形に大きく逸脱した試行は存在せず、被験者 B においても同様の傾向であった。

結果に示した一連の動作は Hase ら [8] の研究において確認されたロボット未装着時の無計画歩行終了動作と同様である。よって少なくとも健常者においては、必要トルクの 1/2-1/3 以下のアシストが歩行終了動作を大きく変化させることはないと考えられる。

### 4.2 歩行終了距離、時間の延長

表1-表4より、アシストの継続によって歩行終了距離、歩行終了時間の平均がCOG基準、HC基準ともに全て延長している。これはアシスト継続の結果、歩行終了距離と歩行終了時間が延長し、安定性の低下につながる可能性を示唆している。しかしこの差はばらつきに対して小さいものであることに注意したい。

また表5から Stabilization Phase についてもアシスト継続の結果延長している。つまり、COG基準歩行終了時間の延長は、HC基準歩行終了時間の延長の結果のみを原因とせず、COGの前方移動の時間が延長したことも影響していると捉えることができる。

### 4.3 関節角度変化

図3より、アシスト停止試行と比べアシスト継続試行に特徴的な波形が見られる。特徴的な波形とは歩行終了刺激前後の大きな山の後に見られる小さな山の連続である。この波形を見るとおよそ0.5s周期である。今回の実験では被験者のケイデンスを105 step/min に統制したため、1stepあたりの時間は約0.57sである。そのためこの波形はアシスト継続の結果現れたものであると考えられる。

一方でこの波形は、アシストを加えるロボットの揺れが、体表を伝わりマーカを動かしているという、計測上の限界から現れている可能性もある。

### 4.4 歩隔の減少

表6から、アシストの継続により歩隔が小さくなる傾向が確認できる。この減少に関して、一般的な無計画歩行終了では前方脚が体重のほとんどを支えるため、重心直下に足を配置するように、内外側方向の内側に前方脚が寄るといった報告が存在する [8]。つまりアシスト継続の影響により身体が不安定になった結果、足を重心に寄せることでバランスを保とうとしたと考察することができる。

### 4.5 ロボット装着が無計画歩行動作に与える影響

本研究で用いたHC基準歩行終了時間の定義は、Ohm ら [7] の研究における定義と同様であり、その研究により得られたロボット未装着時のHC基準歩行終了時間は  $0.36 \pm 0.09$  s であった。この結果と本研究で得られたHC基準歩行終了時間 (表4) を比較すると、装着型歩行アシストロボットの使用により歩行終了に必要な時間が延長している。Ohm らの研究における被験者の平均ケイデンスから求められる歩行周期と、本研

	Subject A	Subject B
Assist Continue	0.63 ± 0.53	0.60 ± 0.31
Assist Stop	0.55 ± 0.19	0.54 ± 0.08

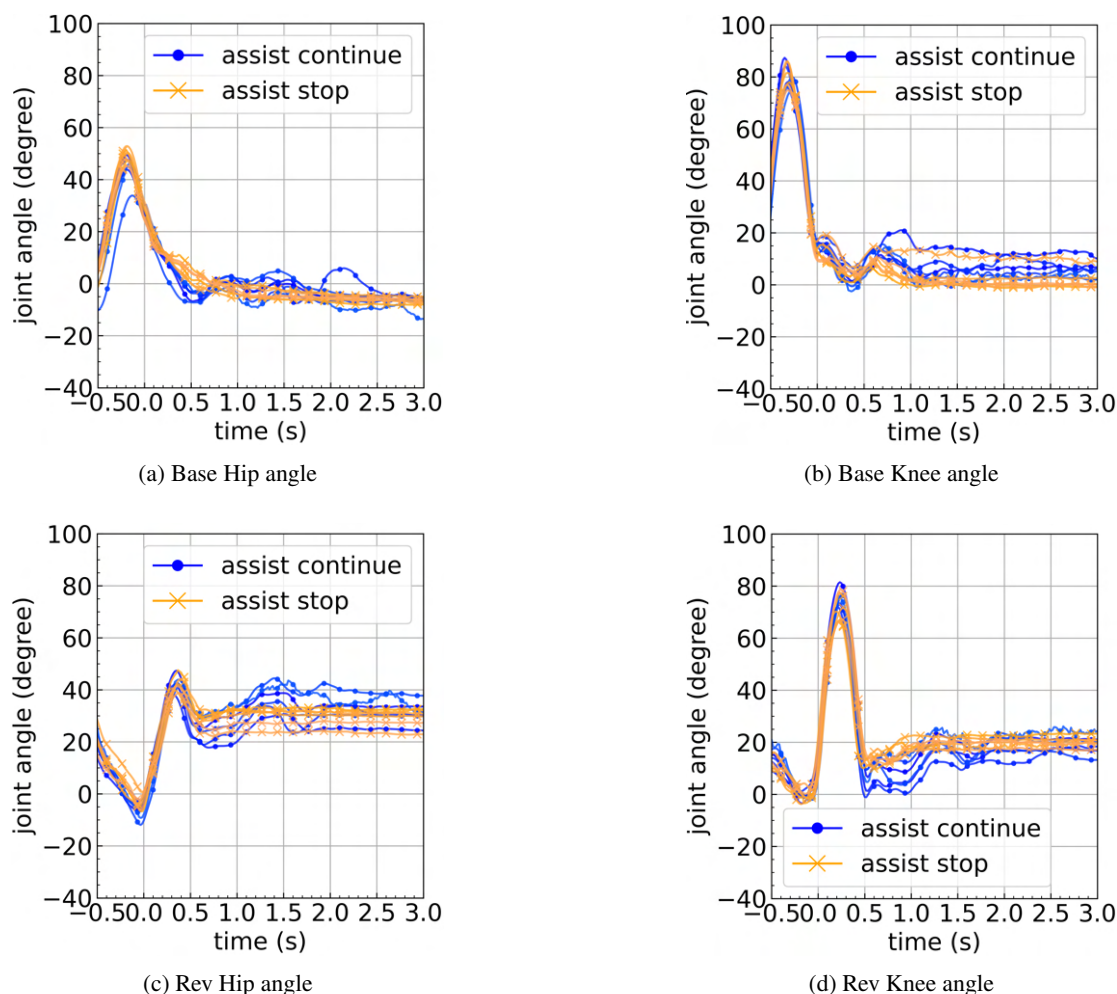


Fig.3 Time series joint angles during UGT on Sub.A

	Subject A	Subject B
Assist Continue	206 ± 30	203 ± 32
Assist Stop	223 ± 38	249 ± 47

究で用いたケイデンスから求められる歩行周期の差は約0.05 sであり、この差が歩行終了動作に与える影響は小さいと考えられる。そのため歩行終了時間の延長は、装着型歩行アシストロボットを使用した影響であると考えるのが妥当である。

なおこれらの考察に関して、サンプル数の少なさから統計的検定等は行わなかった。そのため被験者数や試行回数を増やし、結果の一般化を行う必要がある。

## 5 結言

日常利用可能な装着型歩行アシストロボットの安全性確保のため、外乱遭遇時の被験者の安定性にアシストアルゴリズムが与える影響を解析した。本研究では特に無計画歩行終了を対象として、無計画歩行終了時のアシストが装着者の身体パラメータに与える影響を調べた。実験では歩行終了刺激後に通常歩行アシストを継続する条件とアシストを停止する条件間で、モーションキャプチャから得られるパラメータの比較を行った。実験の結果からはアシスト継続の影響が示唆された。一方で歩行終了の一連の動作を変えるほどの影響ではな

く、少なくとも健常者においては安定性に対する影響は小さい可能性がある。

## 参考文献

- [1] Suzuki, K. and Mito, G. and Kawamoto, H. and Hasegawa, Y. and Sankai, Y., "Intention-based walking support for paraplegia patients with Robot Suit HAL," *Advanced Robotics*, vol.21-12, pp.1441-1469, 2007.
- [2] 橋本 稔, "生活動作支援ロボット curara® の開発", 産学官連携ジャーナル, vol.17-7, pp.4-6, 2021.
- [3] ISO Central Secretary, "Robots and robotic devices - Safety requirements for personal care robots," *International Organization for Standardization, Geneva, CH*, Tech. Rep. ISO 13482:2014, 2014.
- [4] Sparrow, W.A. and Tirosh, O., "Gait termination: a review of experimental methods and the effects of ageing and gait pathologies," *Gait & posture*, vol.22-4, pp.362-371, 2005.
- [5] Akiyama, Y. and Higo, I. and Yamada, Y. and Okamoto, S., "Analysis of recovery motion of human to prevent fall in response to abnormality with a physical assistant robot," *2014 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO 2014)*, 2014.
- [6] Winter, D. A., "Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological," *University of Waterloo Press*, pp.21-27, 1991.
- [7] Ohm, K. and Hahn, M. E., "The Effect of Stimulus Timing on Unplanned Gait Termination," *Journal of applied biomechanics*, vol.32-4, pp.388-393, 2016.
- [8] Hase, K. and Stein, R. B., "Analysis of rapid stopping during human walking," *Journal of neurophysiology*, vol.80-1, pp.255-261, 1998.