

装着型ロボット使用状況下での無計画歩行終了時の安定性推定

Estimation of human stability during unplanned gait termination under wearable robot assistance

○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 objective of this study is to develop metrics for evaluating the safety of wearable robots during unplanned gait termination. In this study, we measured parameters related to the stability of the wearer during unplanned gait termination and explored parameters suitable as metrics. In the experiment, we simulated the occurrence of unplanned gait termination while using the robot in the two conditions with and without assistance that could interfere wearer's termination motion. Then, parameters were compared between conditions. The results showed that the margin of stability changed due to the influence of the assistance that interfered with gait termination. The time required for gait termination was also confirmed to change due to the influence of the assistance. These parameters, whose changes were confirmed in this study, are expected to contribute to the understanding of the mechanism of changes in gait termination motion due to assistance.

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

1 緒言

近年の高齢化社会等の諸問題に伴い、装着型歩行アシストロボットの需要の高まりが予想される。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。しかしこれらは主にリハビリテーションや介護の現場での使用を目的に開発されている。

装着型ロボットの日常生活等における利用に関して最も大きな課題のひとつが安全性である。安全性を確保するには、そのロボットが安全であるかを適切に評価できる指標が必要となる。しかし現状、装着型ロボットの安全性を評価する指標は確立されていない。

装着型ロボットの安全性評価指標の開発にあたり、装着型ロボットにおけるリスク[3]を考慮する必要がある。装着型ロボットのリスクは、大きく2つに分類できる。1つ目は一般的な機械としてのリスクで、例えば電気、圧力等のエネルギー源によるリスクや、構造によるリスク等があげられる。2つ目は装着型ロボット特有のリスクで、例えば装着者の転倒や周囲物体への激突によるリスク、姿勢によるストレスのリスク等があげられる。本研究では、特に後者のリスクを、装着者の身体安定性に関するパラメータを指標として評価可能ではないかと考えた。また他方で、装着型ロボットの評価指標の開発にあたり、あらゆる状況の考慮は困難である。そこで今回、特に無計画歩行終了と呼ばれる急な歩行終了動作を対象として指標の検討を行った。

無計画歩行終了(UGT: Unplanned Gait Termination)は歩行終了の研究における分類のひとつであり、事前に意図していない外的な要因により、突発的に歩行を終了する状況を指す。また、この分類方法において対応する計画的歩行終了(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]。日常生活においてUGTは、危険回避動作として頻繁に発生する可能性があり、安全性の観点から重要である。さらに、歩行アシストロボット使用中に特有のUGTの危険性として、装着者の停止動作をロボットが妨げる可能性があげられる。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おり、ロボットによる装着者の停止動作へ

の干渉に起因する転倒や、周囲物体への激突のリスクが想定される。

本研究では、装着者の安定性に関するパラメータのうち、動作干渉により変化するものを予想し、その中でも安全性の観点から特に、歩行終了に必要な時間と距離について解析を行った。これらのパラメータは、以前行ったUGT動作にアシストアルゴリズムが与える影響を調査した同様の研究[6]においても解析を行っているが、サンプルサイズが少なく統計的な解析を行うことができていない。そこで本研究では、より多くの試行のデータを用いて統計的にアシストの影響を解析する。また以前使用したパラメータに加えて、一般に身体安定性を評価する際に用いられるパラメータである、Margin of Stability(MoS)[7]にも注目した。解析にあたっては、UGTの発生する状況を模擬した実験を行い、装着者の停止動作をロボットが妨げる条件と妨げない条件の間でパラメータを比較した。この比較において、装着者の停止動作をロボットが妨げる条件で不安定な側に変化するパラメータを特定できれば、そのパラメータは指標またはその要素として有用である可能性が考えられる。

以上より本研究の目的は、装着者の身体安定性を利用した、無計画歩行終了の状況下におけるロボットの安全性評価指標の開発である。本論文では特に、無計画歩行終了中のロボットによる動作干渉の影響で装着者の身体安定性がどのように変化するかを解析し、指標として適するパラメータを考察する。

2 無計画歩行終了実験

本実験はロボットによるアシスト下で歩行中の被験者の、無計画歩行終了動作の計測を目的に行った。またこの実験は信州大学「ヒトを対象とした研究に関する倫理委員会」の許可のもとに行われた(許可番号338)。

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、歩行終了誘発刺激出力装置、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

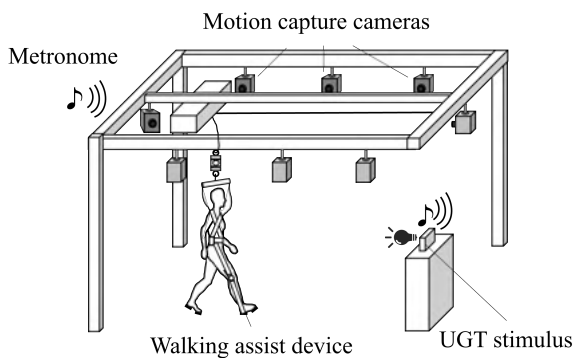


Fig.1 Overview of UGT experiment environment. The walking lane length was approximately 5 meters.



Fig.2 MALO: Motor Actuated Lower-limb Orthosis

MALOの外観を示す。MALOは合計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できる。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、歩行に同調して出力される。通常歩行時のアシストは、歩行中の生体力学データ[8]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歩行中に一般的な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500Hzで行われた。

メトロノームは105bpmに設定し、歩行周期の統制のために用いた。歩行終了誘発刺激出力装置は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。被験者は歩行終了誘発刺激(以降、刺激)を受けた場合、その場で可能な限り速やかに歩行を終了するよう指示された。また刺激出力装置はMALOの制御用コンピュータに接続されており、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。マーカはPlug-in-Gait系(Vicon Motion Systems)に準拠した位置に、合計41個を取り付けた。加えて、ロボットによるマーカの遮蔽を考慮して補助マーカ約20個を取り付けた。カメラは9台設置し、撮影は100fps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後、筋骨格解析ソフトウェア(AnyBody Modeling System, AnyBody Technology社製)により重心座標、重心速度等を取得した。

2.2 実験方法

本実験では、刺激後にアシストを継続する、ロボットが被験者の停止動作を妨害して歩かせ続けようとする状況を模擬した条件(アシスト継続条件)と、刺激と同時にアシストを停止する、比較的安定して停止可能な状況を模擬した条件(アシスト停止条件)の2条件の計測を行い、歩行終了動作を比較した。また、UGT状況に近づけるため、刺激を発生させないダミー試行も行った。

刺激の出力タイミングは、Ohmら[9]により歩行周期の約20%以前と以降で歩行終了に必要な歩数が増えることが判明している。そこで本実験では、刺激出力の基準となる脚の踵接地から歩行周期中の1%時点に出力タイミングを固定することで動作を統制した。なお基準とする脚は左右対称に同数となるよう調整した。また刺激は、歩行開始から5歩目以降の被験者の予測できないランダムな歩数で出力した。

被験者は成人男性4名であった。実験は1被験者あたり12試行を1セットとして3セット36試行実施した。試行の内訳はダミー試行16試行、アシスト継続条件10試行、アシスト停止条件10試行であった。ここで各セットは以下の通り作成した。まずダミー試行から10試行とアシスト継続条件10試行、アシスト停止条件10試行、計30試行をランダムに並び替えた後、1セットあたり10試行の3セットに分割した。その後、各セットの頭にダミー試行2試行を追加し、1セットあたり12試行とした。1セット分の試行が終了した後、被験者には5分以上の休憩を取らせた。

各試行は以下のとおり行った。まず被験者にMALOを装着させ、メトロノームでケイデンスを統制した上で通常歩行アシストを与えて歩行レーン上を歩行させた。歩行中の被験者にランダムなタイミングで刺激を提示し、無計画歩行終了動作を誘発した。刺激後はアシストの有無をランダムに切り替えつつ、刺激を起点に一連の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。

2.3 データ処理

本論文では、刺激出力の基準となった脚を基準脚(Reference Leg)、その逆の脚を対側脚(Contralateral Leg)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最終前方脚(Forward Leg)、後方にある脚を最終後脚(Trailing Leg)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歩で完了しているため、基準脚と最終後脚、対側脚と最終前方脚はそれぞれ同側である。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フィルタにより処理を行った。HCのタイミングはMALOのフォースプレートから得られたデータに6Hzのカットオフ周波数をもつ4次のButterworthフィルタをかけたデータを用いて検出した。またCOGは得られたマーカデータをAnyBody Modeling Systemにより解析して求めた。なおここで、MALOのフォースプレートの誤検知によって正常なアシストが行われなかったアシスト継続条件の1試行をすべての解析から除外した。またCOGの解析については、計測失敗によりマーカが欠落したアシスト停止条件の1試行を除外した。

歩行終了の完了は、一連の歩行終了動作のうち最終前方脚が踵接地したタイミングを用いるHC基準歩行終了と、COG

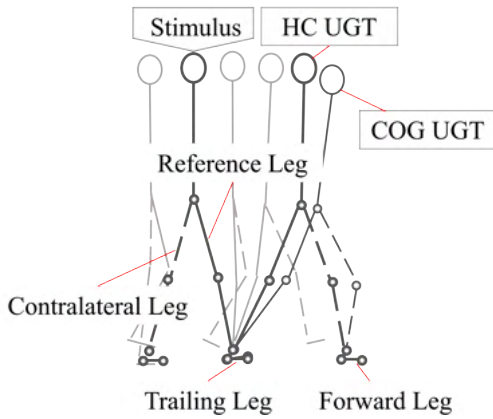


Fig.3 UGT motion and leg definitions.

の前後方向速度がはじめて 3 cm/s 以下になるタイミングを用いる COG 基準歩行終了の 2 種を考慮した。そしてこれら歩行終了の定義をもとに HC 基準, COG 基準の歩行終了距離, 歩行終了距離時間を求めた。HC 基準歩行終了距離は, 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した。COG 基準歩行終了距離は, 刺激時の COG 位置から, COG 基準歩行終了のタイミングにおける COG 位置までの前後方向距離とした。HC 基準歩行終了時間は, 刺激タイミングから, HC 基準歩行終了タイミングまでの時間とした。COG 基準歩行終了時間は, 刺激タイミングから, COG 基準歩行終了タイミングまでの時間とした。

さらに Hof ら [7] の開発した歩行安定性指標 MoS を導入し, HC 基準歩行終了時における進行方向 (前方向) の値を求めた。MoS は以下の式で定義される。

$$\begin{aligned} MoS &= BoS - XCoM \\ XCoM &= CoM + \frac{v_{CoM}}{\omega_0} \\ \omega_0 &= \sqrt{\frac{g}{h}} \end{aligned} \quad (1)$$

ここで BoS は最終前方脚つま先の前後方向座標, CoM は重心の前後方向座標, v_{CoM} は重心の前後方向速度, g は重力加速度, h は重心の高さを表す。MoS が小さいほど, 支持基底面に対する (速度を考慮した) 重心座標が外側に近く, 歩行安定性が低いことを示す。加えて Ohm ら [9] 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 パラメータ比較

以降の結果において, 各条件, 各パラメータのサンプルサイズ n は, アシスト停止条件の HC 基準歩行終了時間, 歩行終了距離で $n = 40$, それ以外で $n = 39$ である。

表 1 に各条件における各パラメータの平均値と標準偏差 (Standard deviation: SD) を示す。この表において p -value は, 各パラメータについてアシスト継続条件とアシスト停止条件の間で Mann-Whitney の U 検定 (両側, 連続性補正あり) を行い得られた値である。また図 4 は各パラメータの箱ひげ図で示したものである。この図で, \times は外れ値を, \blacklozenge は外れ値を除いた平均を表す。

表 1 より, 歩行終了時間と MoS に関しては条件間で有意差が確認でき, 歩行終了距離と Stabilization Phase に関しては条件間で有意差が確認できなかった。また図 4 から, 歩行終了時

間に関してアシスト停止条件でアシスト継続条件よりも長い時間を要することが確認できる。さらに同様の図から MoS はアシスト継続条件でアシスト停止条件よりも大きい値を示していることが確認できる。

4 考察

解析結果より, アシスト継続の影響で歩行終了時間が有意に短縮している一方で, Stabilization Phase には有意な差が認められなかった。このことから, 仮に条件間で Stabilization Phase に差はないとするなら, Stabilization Phase は COG 基準歩行終了時間と HC 基準歩行終了時間の差であるため, COG 基準歩行終了時間の短縮を HC 基準歩行終了時間の短縮のみで説明できる。

上記の考えに対応して, 歩行終了距離についても HC 基準歩行終了から COG 基準歩行終了までの値に差があるかを検証した。まず, 刺激時の COG 位置から HC 基準歩行終了時の COG 位置までの前後方向距離 (HC 基準歩行終了 COG 距離) を求め, 他のパラメータと同様に検定を行った。その結果, HC 基準歩行終了 COG 距離についてもその他の歩行終了距離と同様に条件間で有意な差が認められなかった。よって, こちらも仮に条件間で HC 基準歩行終了 COG 距離に差がないとするなら, HC 基準歩行終了タイミングから COG 基準歩行終了タイミングまで, つまり Stabilization Phase 中に移動する COG 距離 (Stabilization COG Distance) に差がないことが示唆される。

これらの仮定を踏まえると, Stabilization Phase の時間と Stabilization COG Distance, つまり HC 基準歩行終了タイミングから COG 基準歩行終了タイミングまでの COG 軌道は, アシストによって変化しない可能性がある。したがって, Stabilization Phase 中の動作にアシスト条件が与える影響は小さく, UGT 動作において注目すべき区間は刺激から最終前方脚接地までであるという仮説が立てられる。なおこれらは, Stabilization Phase と HC 基準歩行終了 COG 距離について条件間で差がないという仮定に基づいている。

さらに, アシスト継続によって MoS が有意に増加している。ここで MoS は, BoS と CoM , V_{CoM} の 3 つの変数によって変化する。実験における刺激以前の動作がアシスト条件にかかわらず同一であるという仮定に基づけば, これらの変数のうち BoS と CoM はそれぞれ HC 基準歩行終了距離と COG 基準歩行終了距離と同様の変化をすると考えられる。今回の実験では HC 基準歩行終了距離と COG 基準歩行終了距離はどちらもアシスト条件により有意差が認められなかったため, MoS の増加は V_{CoM} の減少による可能性がある。

なおアシスト継続の影響による MoS 増加が, 必ずしも安定性向上のためにアシストを継続するべきであるといった結論をもたらすとは限らない。この変化は, 例えばアシストに対抗して停止するために, 通常より大きな力を発揮して無理に停止した結果発生したものである可能性等も考えられる。そのためアシストと安定性の関係は, 今後, UGT 中の関節角度や床反力等の時系列変化等を踏まえ, 実際の動作と照らし合わせた考察を行う必要がある。一方で, 本研究において有意差の認められたパラメータは, UGT 中のロボットの影響解明において注目すべきパラメータである可能性がある。

また有意差の認められたパラメータの絶対的な値を考えた場合, 平均の差は歩行終了時間で 0.01 秒 オーダー, MoS で 40 mm 程度である。この傾向は以前の研究 [6] においても確認されており, どの程度の差が物理的な安定性に対して意味をもつか, またアシスト強度によってこれらのパラメータがどのように変化するかについてもさらなる研究が求められる。

Table 1 UGT parameters for each assist condition. (mean±SD)

	Assist Continue	Assist Stop	<i>p</i> -value
HC-Base UGT Time	0.53 ± 0.04 s	0.58 ± 0.07 s	< 0.001***
COG-Base UGT Time	0.94 ± 0.17 s	0.95 ± 0.09 s	0.019*
Stabilization Phase	0.41 ± 0.17 s	0.37 ± 0.07 s	0.865
HC-Base UGT Distance	353 ± 82 mm	324 ± 99 mm	0.108
COG-Base UGT Distance	403 ± 110 mm	416 ± 117 mm	0.727
MoS at HC-Base UGT	169 ± 37 mm	131 ± 33 mm	< 0.001***

p-value column indicates the statistical significance between assist conditions.

***: *p* < 0.001, **: *p* < 0.01, *: *p* < 0.05

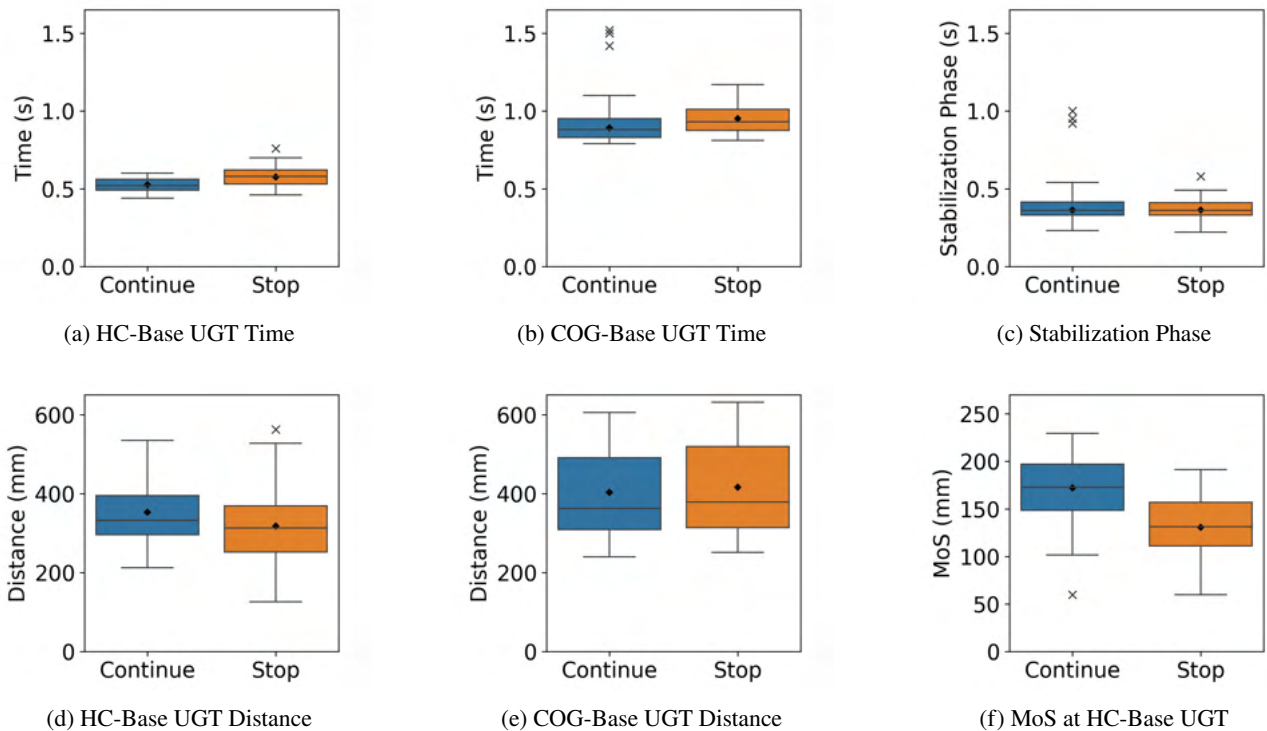


Fig.4 UGT parameters for each assist condition.

5 結言

装着型ロボットの無計画歩行終了中の安全性評価指標の開発を目的に、装着者の無計画歩行終了動作を測定し、身体安定性に関するパラメータを解析した。本研究では装着者の停止動作を妨げうるアシストがある条件とない条件の間で比較を行う実験を行った。解析の結果、歩行終了に必要な時間と歩行安定性指標 Margin of Stability がアシスト条件により変化した。本研究により変化が確認されたパラメータの解析によって、アシストが歩行終了動作に与える影響と、そのメカニズムの理解につながる事が期待される。

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] Tanaka, H. and Hashimoto, M., "Development of a non-exoskeletal structure for a robotic suit," *International Journal of Automation Technology*, vol.8-2, pp.201-207, 2014.
- [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] Sakashita, Y. and Akiyama, Y., "The Effects of Assist Algorithms for Gait Assist Robot on Physical Stability During Unplanned Gait Termination," *2023 IEEE 12th Global Conference on Consumer Electronics (GCCE)*, pp.1111-1112, 2023.
- [7] Hof, A. L. and Gazendam, M. G. J. and Sinke, W. E., "The condition for dynamic stability," *Journal of biomechanics*, vol.38-1, pp.1-8, 2005.
- [8] Winter, D. A., "Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological," *University of Waterloo Press*, pp.21-27, 1991.
- [9] 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.