

# 無計画歩行終了動作に対して不整合な歩行アシストが及ぼす影響

## The Effect of Conflicting Gait Assistance on Unplanned Gait Termination Motion

○学 坂下義和 (信州大) 正 秋山靖博 (信州大)

Yoshikazu SAKASHITA, Shinshu University

Yasuhiro AKIYAMA, Shinshu University

Safety is the most important factor in the development of wearable robots. In this study, we focused on unplanned gait termination, which poses a high risk when it cannot be completed and analyzed the effect of gait assistance that applied conflicted the intention of gait termination. To clarify the effect, an experiment that reproduces unplanned gait termination while using a wearable robot was conducted. In this experiment, the wearer's motion was measured and compared between the condition with gait assistance conflicting the intention of gait termination and the condition without it. The results showed that when gait assistance is applied during unplanned gait termination, even if the assistance was resistible by wearer, the required step length for gait termination is extended. These findings suggest that when evaluating the risk of unplanned gait termination while using wearable robots, it is necessary to focus on the step length for gait termination.

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

### 1 緒言

近年の少子高齢化に伴う諸問題の顕在化により、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。この問題の解決には日常生活環境での使用を前提とした装着型ロボットの開発が求められ、性能や安全性の検証に利用できる要求事項や基準の整備が必要となる。本研究はこれら要求に対し、特に安全の観点からヒトとロボットの相互作用に関する知見を深め、安全性を評価可能な指標の確立に寄与する。

ISO13482[1]はサービスロボットの安全要求事項を規定した国際規格で、ロボットのタイプの1つとして人間装着型ロボットが挙げられている。この規格では安全に関する要求事項が定められている一方、定量的な基準や評価方法の整備は未だ不十分である。

ISO13482では装着型ロボットにおける危害事象の危険源を主に機械的な特性に起因する危険源と、装着型ロボットに特有の人間工学的危険源に分類している。ここで人間工学的危害事象としては、装着者の転倒や激突、不自然な姿勢等が挙げられる。秋山ら[2]はこれらの原因が装着型ロボットによる動作干渉であることを指摘している。動作干渉は大きくアシストと装着者の意図の不整合、ロボットによる関節可動域の制限、追加の重量や慣性モーメントの増加等に分類できる。

装着型歩行アシストロボットの多くは、連続的、定常的な歩行を補助するように設計されている。そのため歩行に付随する歩行開始、方向転換、障害物の回避、歩行終了等のサブタスクは、アシストと装着者の意図の不整合を引き起こし、動作干渉の原因となる。本研究ではこれらのサブタスクの中から特に、いわゆる急停止動作である無計画歩行終了に注目した。

本研究では、この歩行終了意図に対する不整合な歩行アシストが引き起こす影響の特定と、影響発生メカニズムの解明を目的とする。この研究の成果により、装着型歩行アシストロボット使用中の無計画歩行終了に関するリスク評価指標が確立されることが期待される。

### 2 無計画歩行終了

無計画歩行終了 (Unplanned gait termination: UGT) は歩行終了の研究における分類の一つ [3] であり、事前に意図していない外的な要因、例えば車の接近や意識外の段差等に対する認知の遅

れが引き起す急激な動作である。また UGT は、この分類において対応する計画的歩行終了 (Planned gait termination: PGT) と、事前に停止位置を提示しないことによって区別される。日常環境において UGT は危険回避に重要な動作であり、正常に完了できない場合、転倒や激突等の危害事象につながる可能性がある。

#### 2.1 無計画歩行終了動作の流れと脚の定義

UGT は図 1 に示す一連の動作から構成される。まず左右いずれかの脚 (基準脚) の接地後、UGT を誘発する何らかの刺激 (UGT 誘発刺激) が発生する (図 1: A) と、反対の脚 (対側脚) が遊脚した後、基準脚より前方に接地する (図 1: B)。最後に前方向への速度が減少し、安定姿勢に移行する (図 1: C)。ここで前方向への運動エネルギーが十分に減少していない場合、さらにもう 1 歩を前に踏み出すことがある [4]。

本研究では最終姿勢において前方の脚を先行脚、後方の脚を後続脚と呼称する。つまり 1 歩で歩行終了が完了する場合、基準脚は後続脚となり、対側脚は先行脚となる。なお Ohm ら [5] により、基準脚接地後 GC (Gait Cycle) の約 20% 以前に刺激が発生した場合、1 歩で歩行終了が完了することが示されている。

#### 2.2 歩行終了の定義

UGT 動作の解析には、何をもって歩行終了を完了したとするかの定義が重要である。本研究ではロボットなしの UGT に関する研究 [5] を参考に、支持基底面の確定、つまり先行脚の接地をもって歩行終了の完了とする FC (Foot Contact) 基準の歩行終了と、前方向への運動エネルギー、つまり重心の前方向速度が一定以下となる瞬間をもって歩行終了完了とする COG (Center of Gravity) 基準の歩行終了の 2 つを定義した。ここで COG 基準歩行終了の閾値速度として、いくつかの先行研究で用いられている 0.05 m/s を採用した。この値については、本研究内で閾値速度を 0.1 m/s から 0 m/s まで変化させる検証を行い、どの値を採用しても不整合アシストの影響の傾向に変化がないことを確認した上で、先行研究との比較を考慮して採用した。

### 3 無計画歩行終了実験

本研究では不整合なアシストの影響を特定するために、装着型ロボット使用中に無計画歩行終了が発生する状況を再現する実験を行った。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」の許可のもとに行った (許可番号 338)。なお

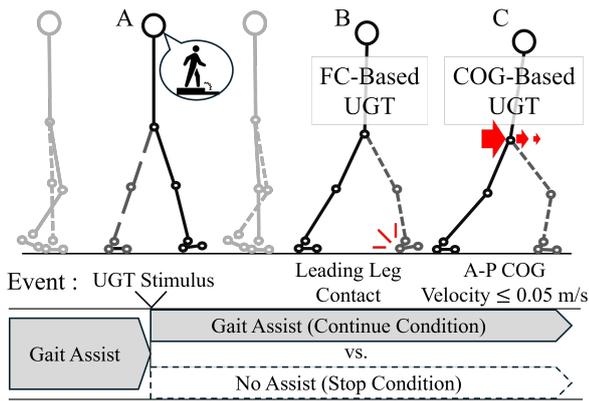


Fig.1 Event and motions of UGT (top) and assist conditions for preparing the motion (bottom). A-P: Anterior-Posterior

本実験は以前実施したロボット使用中の無計画歩行終了を再現する実験 [6] と同様であり、本論文ではこの研究に新たに 6 名の被験者を追加し、さらなる解析を行った結果を報告する。以下では実験の概要について説明する。

### 3.1 実験装置と設定

実験環境は装着型歩行アシストロボット、メトロノーム、UGT 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、動作アシストや動作干渉の影響の検証を目的として当研究室で開発した MALO (Motor Actuated Lower-limb Orthosis) を使用した。MALO は股関節と膝関節にそれぞれ 1 自由度のモータを搭載し、屈曲、または伸展動作のアシストが可能である。また足部に設置されたフォースプレートにより踵接地を検出し、歩行周期を推定することができる。本実験では近藤ら [8] の実施した MALO による歩行アシストの影響の研究において、筋活動を減少させる効果が確認された関節角速度方向にトルクを印加するアシストパターンを用いて歩行を補助した。このアシストパターンにおいて股関節に印加する最大トルクは 14 Nm、膝関節に印加する最大トルクは 11 Nm に設定した。

メトロノームは 105 bpm に設定し、被験者に音に合わせて歩行するよう指示することで歩行周期を統制した。UGT 誘発刺激出力装置は視覚刺激と聴覚刺激を同時に出力し、被験者に歩行終了の指示を与えるために用いた。被験者にはあらかじめ、UGT 誘発刺激 (以下、刺激) を受けた場合、その場で可能な限り素早く停止するように指示を与えた。本研究では比較の容易化のため、UGT 動作統制を目的として刺激の出力タイミングを基準脚接地後 1% GC に固定し、1 歩で歩行終了が完了するようにした。

被験者の動作はモーションキャプチャシステム (MAC 3D System, Motion Analysis 社製) により計測した。マーカは Plug-in Gait 系 [7] に準拠した位置に、合計 41 個を貼付した。加えて、ロボット等によるマーカの遮蔽を考慮し、補助マーカを約 20 個追加した。カメラは 9 台設置し、撮影は 100 Hz で行った。

### 3.2 実験方法

本研究では成人男性 10 名を被験者とし、ロボットを装着させ、約 5 m の歩行レーンを歩行させる実験を行った。ここで歩行レーンの片道の歩行を 1 試行とし、1 人の被験者に対して複数の試行を行った。各試行は独立しており、試行ごと不整合アシストの有無の条件を切り替えて動作を計測した。

各試行は以下の手順で行った。まずロボットのアシスト同調

のため、メトロノームにあわせて歩行開始位置で 10 歩の足踏みを行う。規定回数の足踏みの後、前方に踏み出して歩行を開始する。その後、歩行終了誘発刺激が出力されるまで歩行を続け、刺激を受けたらその場で可能な限り素早く停止する。もし刺激が出力されなかった場合は、あらかじめ指定した位置まで歩行し、足を揃えて停止する。

本研究では、1 被験者あたり、不整合アシストのある条件 10 試行、ない条件 10 試行、さらに無計画歩行終了を模擬するための刺激を与えないダミー試行 10 試行の合計 30 試行を、ランダムな順番で提示した。ここで不整合アシストのある条件とは、刺激出力後も歩行アシストを継続する条件 (アシスト継続条件) で、停止意図に対する不整合なアシストが再現される。一方で不整合アシストがない条件とは、刺激出力と同時に歩行アシストを停止する条件 (アシスト停止条件) である。図 1 下部に各条件におけるアシストの状況を、上部に対応する動作、イベントを示す。

### 3.3 データ解析

計測した動作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、関節角度、関節トルクを取得した。

本研究では不整合なアシストにより変化する無計画歩行終了のリスクを評価するため、特に歩行終了距離、歩行終了時間、動的安定性指標 (Margin of Stability: MoS) [9] の 3 種類の動作指標に注目した。

これらのうち歩行終了距離と時間については FC 基準歩行終了と COG 基準歩行終了それぞれに対応させた。ここで時間の定義は刺激からそれぞれの歩行終了完了までの時間とし、力学的に不安定な状態が続く時間の長さの指標に用いる。また距離について、FC 基準は基準脚踵から先行脚踵までの前後方向距離と定義し、支持基底面の変化の指標として用いる。また COG 基準は刺激時を基準とした COG 基準歩行終了時の前後方向 COG 座標として定義し、運動エネルギーの変化の指標として用いる。ここで身長によるばらつきを考慮し、距離の指標は被験者毎に定常歩行の歩幅で正規化した。

MoS は水平面上に投影された支持基底面端 (BoS) と速度を加味した重心座標 (XCoM) によって定義される、力学的安定性の指標である。図 2 に前方向の MoS の模式図を示す。MoS が大きければ安定性が高く転倒に至るリスクは小さい。一方で MoS がマイナスの場合、追加の対応を取らなければ転倒してしまう。本研究では前方転倒と側方転倒のリスクを考慮し、前方と側方の MoS を時系列で算出し、特にリスクの高い状態である最小値について比較する。

さらに、関節角度の変化にも注目することで、各動作指標が変化するメカニズムについて考察する。

## 4 無計画歩行終了動作に対する不整合アシストの影響

本研究で得られたデータのサンプルサイズ  $n$  は、アシスト継続条件で 99、アシスト停止条件で 100 である。ここでアシスト継続条件において、歩行アシストが正常に出力されていなかった 1 試行を除外している。以降の解析に用いられるデータは全てこのサンプルサイズである。

本研究の被験者の身長は  $1.76 \pm 0.04$  m (mean  $\pm$  standard deviation: SD) であり、体重は  $68.8 \pm 9.2$  kg であった。また被験者の定常歩行時の平均歩幅は  $401 \pm 74$  mm であった。以降も断りのない限り全ての値は mean  $\pm$  SD で示す。

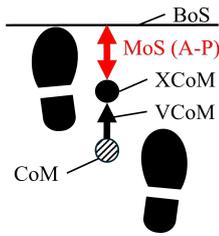


Fig.2 Schematic diagram of A-P MoS. CoM: Center of Mass, BoS : Base of Support, XCoM : Extrapolated CoM accounting for VCoM (Velocity of CoM).

#### 4.1 無計画歩行終了動作の変化

本実験により確認された UGT 動作は全て図 1 に示す UGT 動作の流れに従っていた。また追加の 1 歩を前に踏み出す動作は全被験者において確認されなかった。以下では条件間での動作の変化について述べる。

図 3a に条件ごとの基準脚膝関節角速度とアシストトルクを重ねたグラフを示す。また図 3b には条件ごとの基準脚膝関節角度を示す。これらのグラフで実線は各時刻における平均値、網掛けは標準偏差を示している。また 0 秒は UGT 刺激の発生時刻で、全てのデータをこの時刻に合わせてオフセットし、平均等を算出している。

本研究で用いた歩行アシストは歩行中の関節角速度方向にトルクを印加するものであり、UGT 動作の 1 歩目は歩行と類似した動作パターンを持つ。そのため図 3a を見ると、0 秒以降の関節角速度がアシストトルクによって条件間で変化することが見て取れる。一方で 0 秒以前の関節角速度は、アシストトルクに差がないため条件間での差異は見られず、動作が再現されていることがわかる。また図 3b を見ると、関節角速度の変化が関節角度にも影響を与え、姿勢が変化していることがわかる。

#### 4.2 動作指標の変化

表 1 に条件ごとの UGT 動作指標の平均値と標準偏差を示す。この表からは、FC 基準歩行終了距離と最小前方 MoS がアシストの影響で増加していることが見て取れる。一方でその他の指標については、条件間でリスクにおいて意味のある差とは言い難い。

ここで FC 基準歩行終了距離と最小前方 MoS について条件間で Welch の  $t$  検定を行った結果、両指標において  $p < 0.001$  であった。FC 基準歩行終了距離は被験者ごとに定常歩行時の歩幅で正規化されているため、平均歩幅で mm の単位に換算すると、条件間における歩行終了距離の延長量は平均値の差で約 72 mm である。また最小前方 MoS の増加量は平均値の差で約 56 mm である。

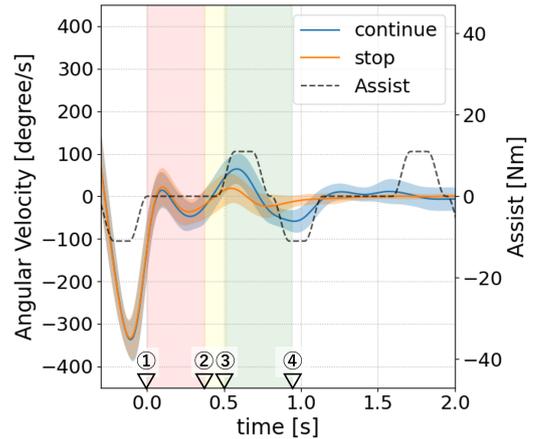
これら動作指標の変化は、全被験者において共通の傾向を示していた。

### 5 考察

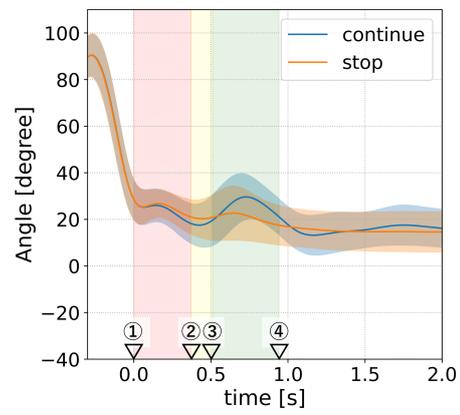
実験の結果から条件間で差があると判断した指標について、その差が生じるメカニズムを考察する。

#### 5.1 前方最小 MoS 増加のメカニズム

まず最小前方 MoS が不整合なアシストの影響で増加するメカニズムについて考察する。図 2 に示すように、MoS は支持基底面端 (BoS) と速度を加味した重心位置 (XCoM) との距離である。つまり MoS に影響を与える要因は、支持基底面の広さと重心の位置、速度である。ここで本研究において、MoS が最小値をと



(a) Reference knee angular velocity with assistance torque



(b) Reference knee angle

Fig.3 Joint angle and angular velocity comparison between assist conditions, combined across all subjects. Solid line: mean, Shaded area: SD. ①: Stimulus, ②: Mid-swing (COG Superior peak), ③: FC-Based UGT, ④: COG-Based UGT.

る瞬間における重心の位置はアシスト継続条件で  $319 \pm 62\text{mm}$ 、アシスト終了条件で  $323 \pm 64\text{mm}$  であった。なおこの値は、刺激時の重心位置が 0 となるようにオフセットしている。また、MoS が最小値をとる瞬間における重心速度は、アシスト継続条件で  $531 \pm 117\text{mm/s}$ 、アシスト終了条件で  $503 \pm 136\text{mm/s}$  であった。これらの値から、MoS が最小値をとる瞬間における重心位置と速度は条件間での差が小さく、MoS の差が生じるメカニズムは支持基底面端の前方への移動、つまり FC 基準歩行終了距離の延長によると考えられる。

無計画歩行終了の目的に照らし合わせると、途中の動作や歩行終了後のバランスの大小に関係なく、転倒することのない姿勢で、かつ可能な限り短い距離で歩行を終了することが望ましい。MoS 増加のメカニズムからは、無計画歩行終了動作のリスクを評価する指標として FC 基準歩行終了距離を考慮することの重要性が示唆される。

#### 5.2 FC 基準歩行終了距離延長のメカニズム

FC 基準歩行終了距離が不整合なアシストの影響で延長するメカニズムについては、FC 基準歩行終了距離を目的変数とした重回帰分析の結果をもとに考察する。

重回帰分析にあたり、FC 基準歩行終了距離延長の説明変数と

Table 1 UGT motion metrics comparison between assist conditions. (mean  $\pm$  SD)

Parameter	Continue Condition	Stop Condition
FC UGT Time (s)	0.50 $\pm$ 0.04	0.52 $\pm$ 0.06
COG UGT Time (s)	0.93 $\pm$ 0.16	0.95 $\pm$ 0.11
FC UGT Distance	0.86 $\pm$ 0.23	0.68 $\pm$ 0.22
COG UGT Distance	1.09 $\pm$ 0.15	1.10 $\pm$ 0.14
Min. Anterior MoS (mm)	129 $\pm$ 45.5	72.6 $\pm$ 50.8
Min. Reference Side MoS (mm)	82.4 $\pm$ 17.9	83.4 $\pm$ 17.6
Min. Contralateral Side MoS (mm)	102 $\pm$ 27.0	96.9 $\pm$ 25.3

Distance is normalized by step length of each subject. Min: Minimum

## 6 結言

装着型ロボット使用中の無計画歩行終了に関するリスク評価指標の確立のため、無計画歩行終了動作に対して不整合なアシストが与える影響を解析、特定した。本研究では不整合なアシストとして無計画歩行終了動作中に意図に反して印加され続ける歩行アシストを設定し、不整合なアシストがある条件とない条件の間で動作の比較を行った。

実験からは、不整合アシストの影響で支持基底面を基準とする歩行終了距離が延長し、その結果として歩行安定性指標 MoS が増加することが示された。これらの結果は、装着型ロボット使用中の無計画歩行終了のリスク評価において、一般的に歩行のリスク評価に用いられるバランスの指標だけでなく、歩行終了距離のような特有の指標の考慮が重要であることを示唆している。またこれらリスクに関する動作指標への影響は、装着者が十分に抵抗可能なアシスト強度であっても生じることが示された。

本研究により得られたアシストによる動作変化とその発生メカニズムの理解は、ヒトとロボットの相互作用に関する知見を深め、リスク評価に限らず広く装着型ロボットの性能向上や安全性確保に貢献することが期待される。

## 参考文献

- [1] 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.
- [2] Akiyama, Y., Higo, I., 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)*, pp.1493-1498, 2014.
- [3] 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.
- [4] Hase, K. and Stein, R.B., "Analysis of Rapid Stopping during Human Walking," *Journal of Neurophysiology*, vol.80-1, pp.255-261, 1998.
- [5] Ohm, K. and Hahn, E.M., "The Effect of Stimulus Timing on Unplanned Gait Termination," *Journal of Applied Biomechanics*, vol.32-4, pp.388-393, 2016.
- [6] 坂下 義和, 秋山 靖博, "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", ロボティクス・メカトロニクス講演会 2024, 1P2-E07, 2024.
- [7] Vicon®, "Plug-in-gait modelling instructions," *Vicon Manual, Vicon 612 Motion Systems, Oxford Metrics Ltd. Oxford, UK*, 2002.
- [8] Kondo, K., Yasuhiro, A., Okamoto, S. and Yamada, Y., "Effect of different gait phase-based assist patterns of a wearable robot on gait motion," *2021 IEEE International Conference on Intelligence and Safety for Robotics (ISR)*, pp.378-381, 2021.
- [9] Hof, A. L., Gazendam, M. G. J. and Sinke, W. E., "The condition for dynamic stability," *Journal of biomechanics*, vol.38-1, pp.1-8, 2005.

Table 2 Standardized regression coefficients for FC UGT Distance

Explanatory variable	Coefficient
Ref. Hip Flex. Angle	-0.41
Con. Hip Rot. Angle	-0.40
Con. Knee Flex. Angle	-0.35
Ref. Knee Flex. Angle	0.32
Ref. Hip Flex. Velocity	-0.27
Con. Hip Abd. Angle	0.15
Ref. Hip Abd. Angle	0.13
Con. Hip Rot. Velocity	0.11
Con. Hip Abd. Velocity	0.10
Con. Knee Flex. Velocity	0.02

Ref: Reference, Con: Contralateral, Flex: Flexion, Rot: Rotation, Abd: Abduction

して股関節屈曲, 外転, 外旋, 膝関節屈曲の関節角度と, 同関節の角速度を選定した。ここで関節角度は FC 基準歩行終了時の値を使用し, 関節角速度は対側脚遊脚中期 (COG 上下方向ピーク時点, 図3の赤と黄色の背景の切り替わり時点) における値を使用した。なお足関節は歩行終了距離の延長に影響しないと判断したため, 説明変数には含めなかった。さらに多重共線性の問題を考慮して VIF (Variance Inflation Factor) が 3 以下かつ, 重要な説明変数 (股関節, 膝関節屈曲角度) が可能な限り含まれるように説明変数を選定した。最後に説明変数の標準化を行って重回帰分析を行い, 表 2 に示す標準化偏回帰係数を得た。今回得られた回帰式の決定係数は 0.67 であった。

この結果からは, 基準脚 (支持脚) の股関節伸展および膝関節屈曲, 対側脚 (遊脚) の股関節屈曲が FC 基準歩行終了距離の延長に大きく寄与している一方, UGT 動作中の角速度の影響は小さいことがわかる。これはすなわち, UGT の途中の動作の影響は小さく, FC 基準歩行終了距離を決定する主な要因は先行脚の接地直前のアシストにあることを示唆している。そのため無計画歩行終了時に不整合なアシストが与える影響を解析する際には, 特に先行脚接地直前のアシストトルクや動作に注目することが重要だと考えられる。

なおこの動作変化は, 本研究で用いたような歩行中の最大発揮トルクの 1/2 程度, すなわち被験者が十分に抵抗可能な強度のアシストトルクにおいて発生している。これは, アシストの強度が弱い場合でも, 不整合なアシストによるリスクが生じる可能性があることを示唆している。