

装着型ロボットのトルクアシストが旋回歩行動作の安定性に及ぼす影響

The effect of torque assist of the wearable robot on the stability of turning gait

学 竹内 彰 (信州大) 学 坂下 義和 (信州大) ○正 秋山 靖博 (信州大)

Akira TAKEUCHI, Shinshu University
Yoshikazu SAKASHITA, Shinshu University
Yasuhiro AKIYAMA, Shinshu University

The purpose of this study is to develop a wearable walking assist robot that can be used in daily life. Gait stability decreases when encountering various obstacles during walking. Therefore, it is necessary to quantify the influence of assistance on users' gait stability when encountering disturbances while walking, and to develop stability evaluation indices. This study focuses on turning gait assistance and investigates the effect of torque assist of wearable robot on the stability of users' turning gait. The assist patterns used in the experiment are one based on the angular velocity of the lower limb joints during walking and the other based on internal torque. The results of experiments suggested that assist based on angular velocity has the highest stability and is the optimal assist for turning gait assistance.

Key Words: Wearable robot, Turning gait, gait stability

1. 緒言

近年の高齢化の進行に伴い、高齢者の生活の質や日常生活動作の維持・向上の重要性が高まってきている。このような現状への対応として、装着型歩行アシストロボットによる歩行補助が有用であると考えられ、日常生活での実用化が求められている。

一方で現状実用段階にまで至っている装着型歩行アシストロボットのほとんどは、高齢者や障害者の歩行機能回復のリハビリ用などで使われており、日常生活での単純な歩行補助などには使われていない。これは、日常環境に存在する段差や旋回などの様々な外乱に対応することが困難なためである。また、それら外乱を日常環境から完全に排除することはできない。つまり、装着型歩行アシストロボットの日常使用の実用化のためには、様々な外乱に対応する手法の開発と、外乱の影響や安全性の評価指標の開発が必要となる。

本研究では、研究対象として障害物等の外乱に対応するための旋回歩行に焦点を当て、装着型歩行アシストロボットによる歩行アシストが旋回歩行動作の安定性に及ぼす影響を解析することとした。これは旋回歩行が日常生活において高い頻度で発生するためである。また、装着型歩行アシストロボットは基本的に直進用に設計されており、旋回歩行補助に関する研究や確立された安定性の評価指標が少ないためである。

旋回歩行は直進歩行とは歩容が変わることが知られている[1][2]。旋回歩行(半径 0.5 m の四分円カーブ)は直進歩行と比べて歩行速度は約 14%、歩幅は約 7.52%、ケイデンスは約 3.75%減少する。また、骨盤の内傾、股関節の回転や回旋要素が旋回歩行動作の特徴として挙げられる。このように人は歩行パラメータや歩容を変化させて旋回歩行を安定させている。直進歩行用のアシストでの旋回歩行ではふらつきや転倒といった危険が生じてしまう可能性がある。

以上より本研究は、歩行安定性の面から旋回歩行に適した旋回用アシストパターンを開発することを目的とした。複数のアシスト条件下で装着者の歩行パラメータの計測を行うことで、各アシストアルゴリズムが旋回歩行時の装着者の安定性に与える影響を解析する。研究結果は装着型歩行アシストロボットの日常使用の普及に貢献することが期待される。

2. 旋回歩行実験

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 368)

2.1 実験装置

実験環境の概要を図 1 に示す。実験環境は、歩行路、装着型アシストロボット、計測装置から構成される。

実験で使用した歩行路は直線歩行路と旋回歩行路が繋がった歩行路となっている。直進部分の長さは 6 歩分とし、5 歩目(右足 3 歩目)と 6 歩目(左足 3 歩目)がカーブ手前になるように被験者毎に長さを調整した。また、日常生活の小さな旋回歩行を想定しているため、旋回歩行路は半径 0.5 m の四分円カーブとしている。また、本実験では旋回歩行路は右カーブのみとなっている。カーブの終わりには歩行停止用に 1, 2 m ほど直線歩行路を繋げた。

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、股関節と膝関節に着けられた合計 4 つの DC モーターによって、装着者の股関節と膝関節に矢状面上にアシストトルク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 20 Nm、膝関節で 11.7 Nm である。また、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踵接地のタイミングを計測し、現在の歩行周期を推定することでアシストを歩行に同調して出力できる。

被験者の動作の計測には光学式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 100 fps 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。また、データは 6Hz のカットオフ周波数を持つ Butterworth フィルタによって処理した。本実験では主に、左右それぞれの上前腸骨棘、上後腸骨棘、踵、第 1 中足骨骨頭、第 5 中足骨骨頭の 10 箇所にマーカを取り付けて計測を行った。

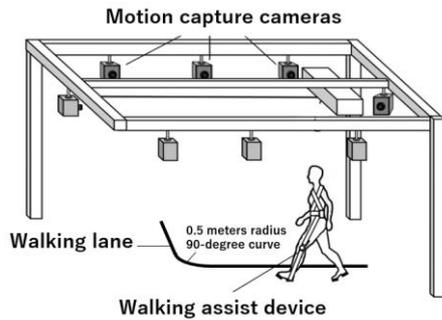


Fig.1 Overview of turning walking experiment environment



Fig.2 MALO: Motor Actuated Lower-limb Orthosis

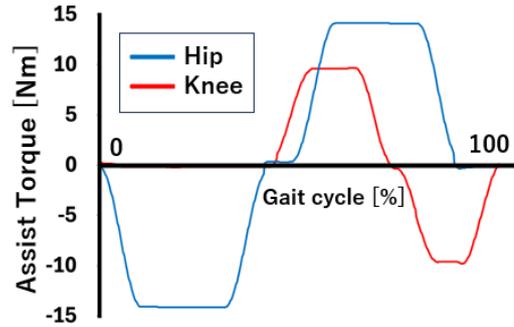


Fig.3 Motion base assist

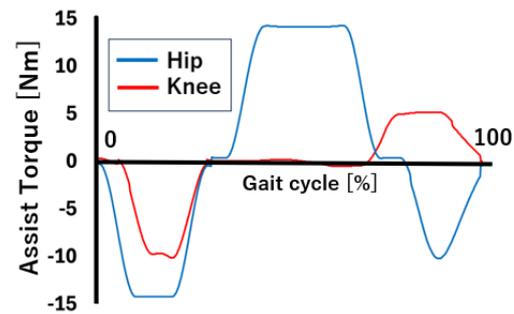


Fig.4 Torque base assist

2.2 アシストパターンの設計

2.2.1 直進用アシスト

ベースとなる直進用アシストとして、歩行中の生体力学的データに基づいた2つの戦略を立てた[3].

1つ目の歩行アシスト戦略は、下肢関節の角速度変化に基づいたMBアシスト(Motion base assist 図3)である。これは下肢関節が動作するタイミングで、動作する方向にトルクを印加することで歩行をアシストする。MBアシストは脚の振り出しや蹴り出しが強くアシストされる。

2つ目の歩行アシスト戦略は、下肢関節の内的トルクに基づいたTBアシスト(Torque base assist 図4)である。これは下肢関節で生じる内的トルクと同じ方向にトルクを印加することで歩行をアシストする。TBアシストはMBアシストとは異なり、必ずしもアシスト方向は下肢関節の動作方向とは一致しない。そのため、足の振り出しや蹴り出しだけでなく、下肢関節の屈曲と伸展の制御や体重の支持、衝撃吸収などのアシストを行うことができる。

2.2.2 旋回用アシスト

旋回用アシストは直進用アシストのトルク印加時間を短縮させてアシスト力を弱めたアシストとした。これは、旋回歩行は直進歩行と比べて歩容が変化し歩行速度や歩幅が減少することから、アシスト力が強いままでは旋回歩行動作を安定させるための歩容の調整が難しい可能性があると考えたためである。また、アシスト力を弱める手法としてもう一つ考えられる印加トルクの最大値を落とす手法は歩行軌跡にふらつきが見られたという先行研究の結果から今回は除外した[4].

印加トルクの具体的な短縮方法は、アシストトルクが与えられているタイミングごとにトルクの印加終了タイミングを歩行周期の10%だけ早めることで印加時間を減少している。

この10%というのは印加トルクが最大値まで上がりきる前に減少が始まらないように設定された限界値である。

2.3 旋回歩行実験

旋回歩行実験はMALOを装着した被験者に対して歩行アシストを与えながら決められた歩行路に沿って歩いてもらう一連の流れで行った。歩行路の直線部分では直進用アシストが、カーブ部分では旋回用アシストが与えられるように歩行中にアシストパターンを切り替えた。アシストを切り替えるタイミングは検知した踵接地の回数に応じて切り替わるようにプログラムした。直進歩行は6歩だが、最初の2歩は助走段階であるため、3歩目から6歩目までで計測した。また、旋回歩行は7歩目から10歩目までの4歩を計測した。本実験では右足から歩行を開始し、旋回歩行開始も右足からで統一した。

試行は以下4条件それぞれ10試行、合計40試行をランダムに行った。

1. MBアシストを与えて直進歩行させ、旋回歩行時ではMBアシストのまま歩行させる試行10回
2. MBアシストを与えて直進歩行させ、旋回歩行時ではMBアシストのトルク印加時間を短縮したアシストに切り替えて歩行させる試行10回
3. TBアシストを与えて直進歩行させ、旋回歩行時ではTBアシストのまま歩行させる試行10回
4. TBアシストを与えて直進歩行させ、旋回歩行時ではTBアシストのトルク印加時間を短縮したアシストに切り替えて歩行させる試行10回

2.4 データ処理

モーションキャプチャによって得られた各マーカの座標データから各種パラメータを取得した。

本研究では直進歩行時と旋回歩行時の進行方向を定義するために、座標軸は骨盤の向きを基準として定義することとした。横軸は左上前腸骨棘(L.ASIS)と右上前腸骨棘(R.ASIS)のマーカを結ぶ直線とした。また、縦軸(進行方向)は定義した横軸に対して水平面上から見て前方の垂直方向とした。つまり、被験者の歩行に応じて座標軸が回転する。被験者の重心位置は左右の上前腸骨棘と上後腸骨棘(L, R.PSI)に着けられたマーカ4点の中心とし、Cortexを用いて速度データを取得した。座標軸と重心位置の概要を図5に示す。

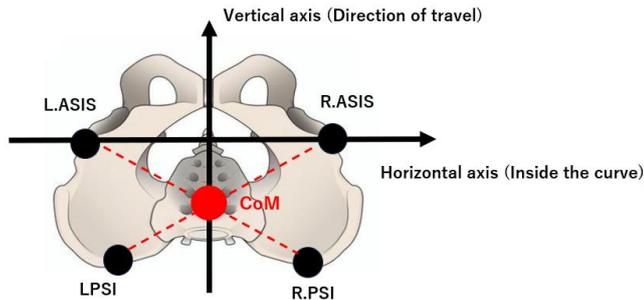


Fig.5 Definition of coordinate axis and CoM

本研究では旋回歩行動作の安定度合いを評価する指標として、歩行時の動的安定性の指標である安定性余裕 MoS(Margin of Stability)を用いた[5]。MoSとは、接地している足底面の端点と倒立振りモデルによって速度と高さを考慮して算出される推定重心位置との水平距離で求められる値で、この値が小さいほど転倒の危険性が高く動作が不安定だと示される。今回は左右の踵接地時と爪先接地時の4パターンのタイミングで、前方向(進行方向)と横方向(前で着地した足側の横方向)の2パターンを計測し、評価する。また、接地している足底面の端点については、踵接地時では前方向と横方向どちらも踵(Heel)のマーカ位置、爪先接地時では前方向は第1中足骨骨頭(Toe)、横方向は第5中足骨骨頭(MT5)のマーカ位置とした。図6と図7にそれぞれ定義を示す。

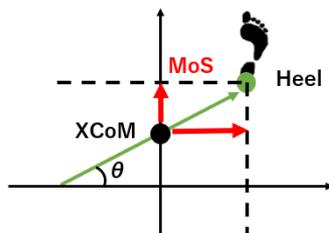


Fig.6 Definition of MoS (heel contact timing)

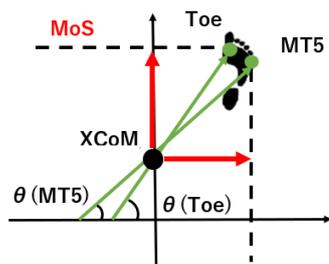


Fig.7 Definition of MoS (toe contact timing)

3. 実験結果

被験者は歩行能力に障害が無い男子大学生3名であった。各条件10試行ずつ行ったが、マーカデータの不足や踵接地の誤検出があった試行は除いた。

今回、MoSは左右の足それぞれの踵接地時と爪先接地時の4パターンで計測した。被験者3名とも似た傾向を示したため、被験者1名の右踵接地時と右爪先接地時の前方向と横方向のMoSのグラフを代表として図8、図9に示す。アシスト条件ごとの直進時と旋回時の箱ひげ図が並んで示されており、左が直進時、右が旋回時の箱ひげ図を示す。図中のバツ印は平均値を表し、nはサンプル数を表す。また、各条件間で有意水準1%のt検定を行った。有意差の見られた条件は図中で示す。

4. 考察

4.1 前方向 MoS

前方向のMoSに関しては、MBアシストでは直進時と旋回時でMoSに差が生じる傾向は見られなかった。また、アシストトルクの印加時間を短縮したMBアシストと短縮していないMBアシストでは旋回時のMoSの増加は見られず、むしろ短縮していないMBアシストの方がわずかだがMoSの値が大きい条件が見られた。TBアシストではどちらも旋回時にMoSが増加する傾向が見られた。また、アシストトルクの印加時間を短縮したTBアシストの方が短縮していないTBアシストよりも旋回時のMoSがより増加し、大きい値をとる傾向が見られた。

MBアシストとTBアシストを比べると、直進時ではMBアシストの方がMoSの値が大きい傾向が見られた。旋回時では直進時ほど有意差は出づらいがMBアシストの方が大きい傾向が見られた。しかし、アシストトルクの印加時間を減少させたTBアシストの旋回時のMoSはMBアシストの旋回時のMoSと差は見られなかった。

4.2 横方向 MoS

横方向のMoSに関しては、MBアシストとTBアシストともに直進時と旋回時のMoSに目立った傾向の差は出なかった。また、両アシストともにアシストトルクの印加時間を短縮することによる影響も見られなかった。MBアシストとTBアシストを比べると、直進時ではMBアシストの方がMoSの値がわずかだが大きい傾向が見られた。旋回時ではMBアシストの方がMoSの値が有意に大きいという結果を示した条件もあるが、ほとんどの条件ではMBアシストとTBアシストに有意差は出なかった。

全体的に横方向は前方向よりもアシスト条件の違いによるMoSへの影響が小さいように見える。MALOの設計上、股関節や膝関節には横方向の自由度が無い。そのため、アシストパターンの違いやアシストトルクの印加時間の違いによる横方向に対する影響が小さくなったと考えられる。

4.3 旋回歩行補助に最適なアシストパターン

MoSを使用した安定性の評価という視点においては、今回のアシスト条件の中ではMBアシストの方が直進時と旋回時ともに安定性が高く、より最適なアシストパターンであると言える。また、MBアシストではアシストトルクの印加時間を短縮することによる安定性の向上は見られなかったが、TBアシストではMBアシストと同等のMoS値になるまで旋回時の安定性を向上させることとなった。

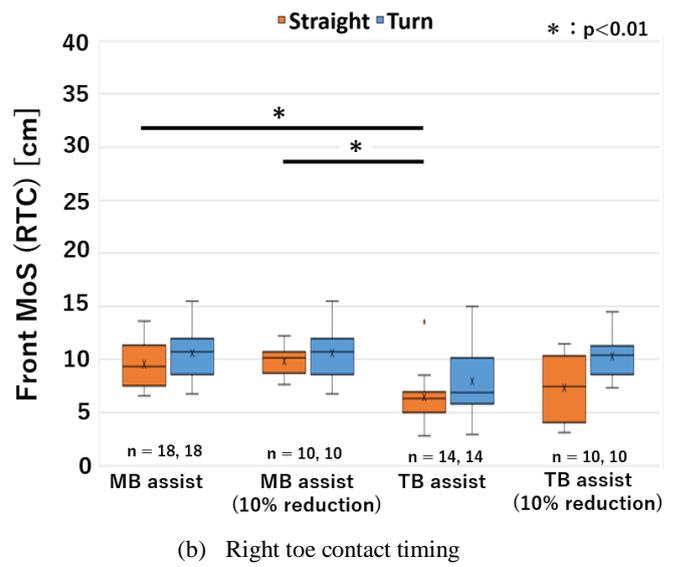
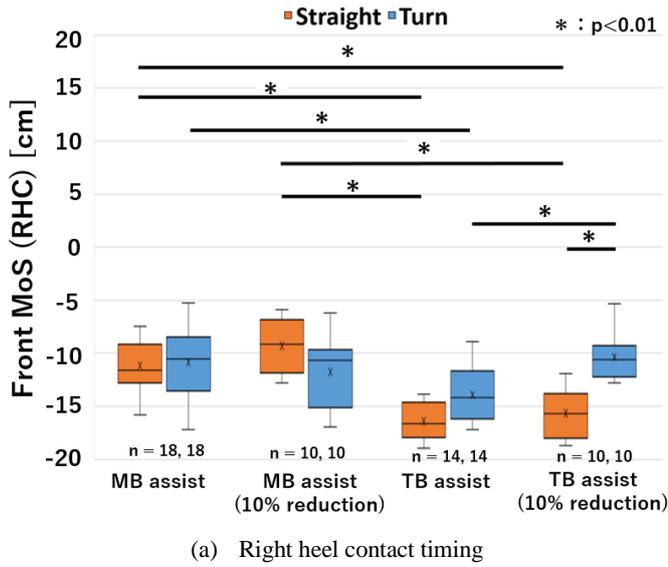


Fig.8 Front MoS

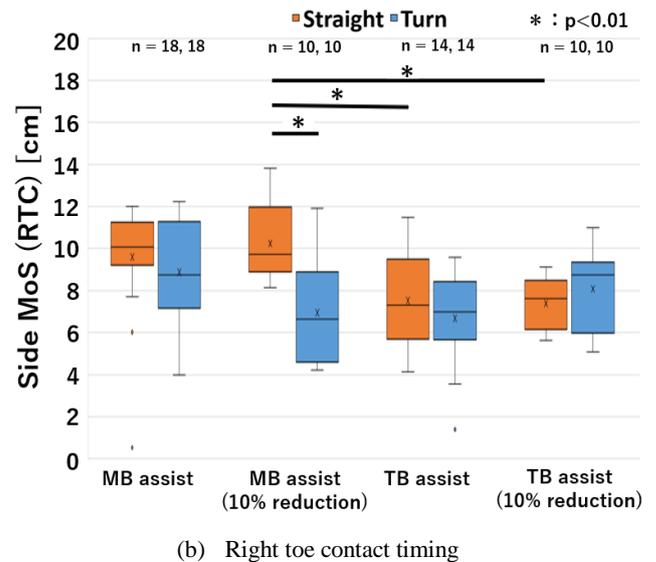
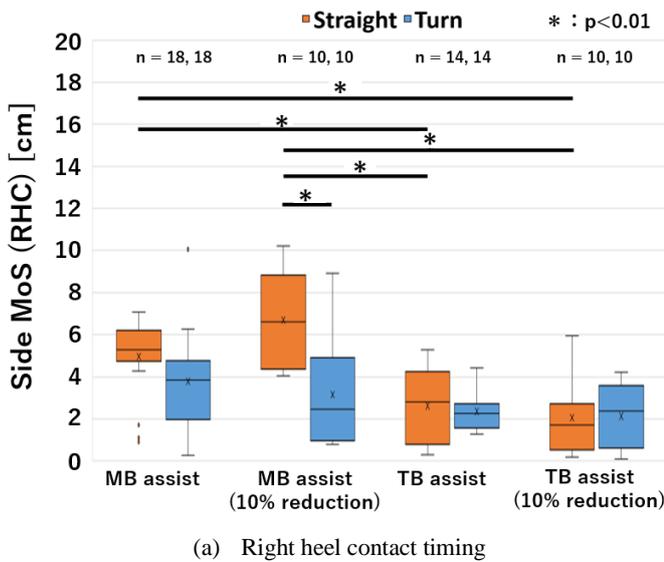


Fig.9 Side MoS

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た。本研究では特に旋回歩行を対象として、装着型歩行アシストロボットのトルクアシストが装着者の旋回歩行時の安定性に与える影響を調べた。実験では歩行時の下肢関節の角速度を基準にしたアシストと内的トルクを基準にしたアシストを与え、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。また、トルク印加時間を短縮することによる影響も調べた。実験の結果、角速度を基準にしたアシストが最も安定性が高くなると示された。また、アシストトルクの印加時間を短縮することで内的トルクを基準にしたアシストでは旋回時の安定性の向上が見られた。

参考文献

- [1] Yasuhiro Akiyama, "Gait motion for naturally curving variously shaped corners", *Advanced Robotics*, vol. 32, 2017, Pages 77-88
- [2] Yasuhiro Akiyama, "Classification and analysis of the natural corner curving motion of humans based on gait motion", *Gait&Posture*, Vol 60, February 2018, Pages 15-21
- [3] 近藤 輝一, "装着型ロボットのアシストタイミングが歩容に与える影響の実験的検証", ロボティクス・メカトロニクス講演会 2023, IP1-D22, 名古屋, June 29-30, 2023
- [4] KWON H.J., "旋回歩行のための装着型ロボットアシストパターンの開発", ロボティクス・メカトロニクス講演会, 2022, 2A2-B05, 札幌, June 1-4, 2022
- [5] S. Bruijn, O. Meijer, P. Beek, and J. Van Dieen, "Assessing the stability of human locomotion: a review of current measures", *Journal of the Royal Society Interface*, vol. 10, no. 83, p.20120999, 2013.