

非平坦路歩行におけるつまずき補助歩行アシストスーツの 適応性評価

Evaluation of Adaptability of Assist Suit for Walking on Non-Flat Road

高木 健太郎 (名古屋大) ○正 秋山 靖博 (名古屋大)
正 山田 陽滋 (名古屋大)

Kentaro TAKAGI, Nagoya University
Yasuhiro AKIYAMA, Nagoya University
Yoji YAMADA, Nagoya University

In recent years, the aging of society has led to a shortage of labor force and other social problems. As a solution to this problem, we propose the development of non-powered assist device. In order to prevent stumbling, which is a major cause of falls in the elderly, the non-powered assist device increases the foot clearance by generating a torque that promotes dorsiflexion at the ankle joint during the stance phase, thereby preventing stumbling. The non-powered assist device was found to be effective in reducing the risk of falls in the elderly on flat roads, but the effect in everyday walking environments such as slopes and stairs has not been verified. Therefore, in order to evaluate the adaptability of the non-powered assist device on slopes and stairs, we conduct walking experiments on slopes and stairs, and compare and verify the walking parameters between assisted and unassisted walking.

Key Words: Gait assist, Slope, Stairs

1. 緒言

日本では近年高齢化率が増加しており、2060年には38.1%に達する見込みである[1]。これにより労働力の不足、要介護者の増加といった社会問題の深刻化が懸念される。解決策として、様々な装着型アシストデバイスが開発されている。装着型アシストデバイスの多くはアクチュエータを用いて動力を発生させることで装着者を支援するため、アシストパターンが豊富であり、アシスト力においても優れている。しかし、アクチュエータを用いていることから、本体の重量が大きく、着脱性や装着性に課題を残す。

そこで我々は、無動力歩行補助デバイスを提案する。無動力歩行補助デバイスはアクチュエータを用いないため軽量であり、適切に設計することで歩容に合わせたアシストパターンを印可できるバランスのとれたアシストデバイスである。加齢により歩行機能が低下すると転倒リスクが増加する。無動力歩行補助デバイスは転倒の主要因である躓きを防ぐため、遊脚期において背屈を促すトルクを足関節に発生させることで足底高さを増加させ、躓きを防ぐ。

2. 研究目的

無動力歩行補助デバイスは、装着者の足首の背屈を促し高齢者のつまずきのリスクを軽減する[2]。これまで歩行実験を通じてその効果を検証してきた。しかし、歩行実験は平坦路のみでしか行われておらず、日常環境に広く存在するスロープや階段といった、平坦路とは異なる歩行環境における歩行への影響は検証されていない。そこで本研究では、スロープと階段における無動力歩行補助デバイスの適応性を評価するために、これら2つ歩行環境を実験室内で再現し、それぞれの条件でアシスト時と非アシスト時の歩行パラメータの比較検証を行った。

3. 歩行実験

3.1 実験装置

本実験では図1に示す無動力歩行補助デバイスを用いる。



Fig. 1 Assist device

このデバイスは腰から靴のつま先にかけて下半身にストリングを沿わせた構造をしている。ストリング経路は、遊脚中の躓きを防ぐために、遊脚期において足関節に背屈トルクを与えるようにシミュレータで最適化されたものである[3]。

本実験では、被験者の動作を計測するために光学式モーションキャプチャを用いる。被験者の身体特徴点上に赤外線マーカーを設置し、その3次元座標を得る。また、ストリングの張力を計測するためにひずみゲージ式センサを用いる。ひずみゲージを貼り付けたアクリル板を右脚の膝とつま先を結ぶストリングに直列に配置し、ストリングの張力を計測する。

歩行においては、トレッドミルに傾斜をつけることでスロープを再現する。昇り坂の傾斜は約6.84度、下り坂の傾斜は約5.08度であるとした。また、階段昇降においては3段の階段を2つ繋げたものを用いた。本実験は名古屋大学工学部倫理部会の承認のもとで実施した([21-6])。

3.2 実験概要



Fig. 2 Experiment setup (climbing slope)

本実験は健康な若年男性 1 名に対して行った。被験者は図 1 の無動力歩行補助デバイスを装着し、全身にマーカをつけた。初めにアシストを受けた状態でトレッドミル上でスロープの上り、下りそれぞれにおいて 1 分間の歩行を 4 試行を行った。次に、階段歩行は 5 往復を 4 試行を行った。その後、ストリングをたるませることでアシストを無効にし、同様の計測を行った。上りのスロープ歩行の様子を図 2 に示す。

3.3 データ解析

本実験の解析に筋骨格シミュレータ Anybody を用いる。Anybody は逆動力学解析により本デバイスが装着者に与えるアシスト力の定量評価が可能である。モーションキャプチャにより計測した 3 次元座標データとひずみゲージ式センサから得たストリングの張力の時系列データを用いて人体と本デバイスのモデル化を行い、関節角度および関節の内的トルクを算出した。また、関節角度と関節トルクは歩行周期で時間的に正規化した。歩行周期は右脚の踵接地を 0% とし、次の右脚の踵接地を 100% とする。図 3 に歩行周期を示す。

躓きのリスクを定量的に予測するために、最小つま先高さ (MTC: Minimum Toe Clearance) と最小踵高さ (MHC: Minimum Heel Clearance) を用いる。MTC の中央値とそのばらつきは、平坦路において有効な躓きの指標と報告されている [4][5]。図 4 に、スロープにおけるつま先マーカ (赤) と踵マーカ (黄) の軌跡を示す。図 4 から、スロープ歩行においてつま先が最も斜面と接近する点をつまずきリスクの指標とした。具体的には、遊脚期中のつま先と斜面との最短距離を MTC とし、MTC の中央値と四分位範囲を評価指標として用いた。

次に、図 5 に階段昇降における MTC と MHC を示す。階段上りにおいてはつま先と 2 段目、3 段目それぞれの段鼻との垂直距離を MTC とした。階段下りにおいては 1 段目の段鼻と踵との距離を MHC とした。階段昇降においても MTC と MHC の中央値と四分位範囲を評価指標として用いる。関節角度、関節トルク、MTC と MHC の中央値と四分位範囲をアシスト時と非アシスト時で比較することでスロープと階段における無動力歩行補助デバイスの適応性を評価した。

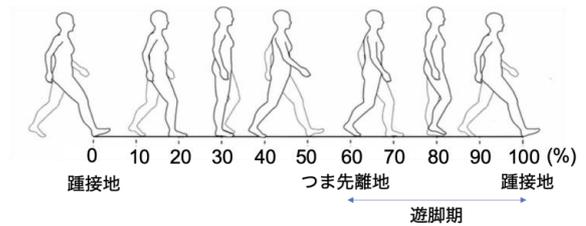
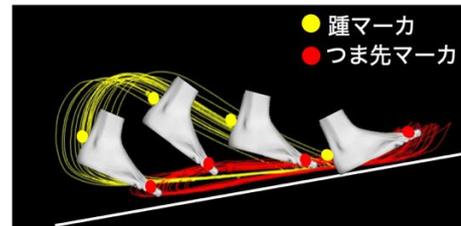
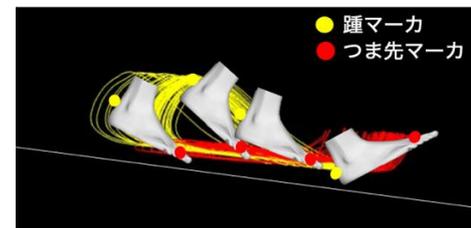


Fig. 3 Gait cycle



(a) Uphill



(b) Downhill

Fig. 4 Marker trajectory (slope)

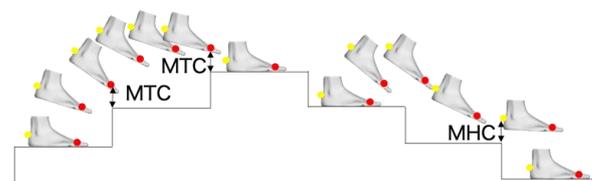


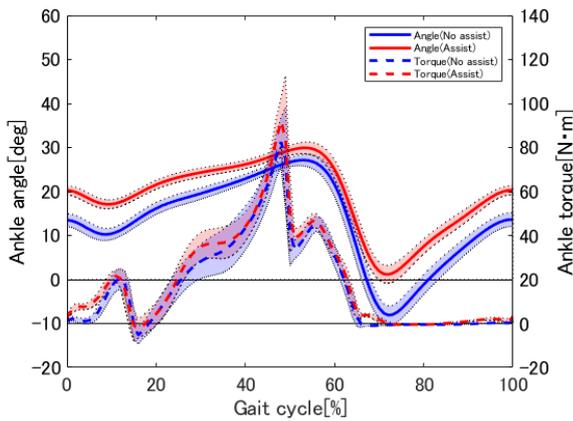
Fig. 5 MTC and MHC

4. 実験結果

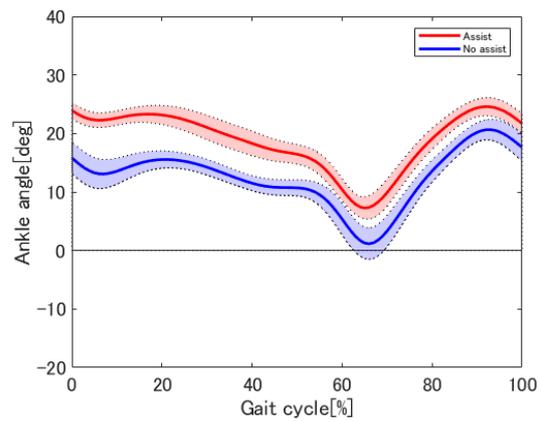
4.1 足関節角度と足関節トルク

図 6 にスロープ歩行のアシスト時と非アシスト時の足関節角度と足関節トルクを示す。また、図 7 に階段歩行の足関節角度を示す。図 6, 7 のグラフの x 軸は歩行周期 [%], 図 6 の y 軸は左右それぞれ足関節角度 [deg] と足関節トルク [deg], 図 7 の y 軸は足関節角度 [deg] である。また、図 6, 7 の足関節角度では、y 軸の正方向が背屈、負方向が底屈である。図 6 の足関節トルクにおいては、y 軸の正方向が底屈、負方向が背屈である。図 6, 7 の実線および点線はそれぞれ足関節角度と足関節トルクの平均値であり、標準偏差を示した。赤色はアシスト時、青色は非アシスト時である。

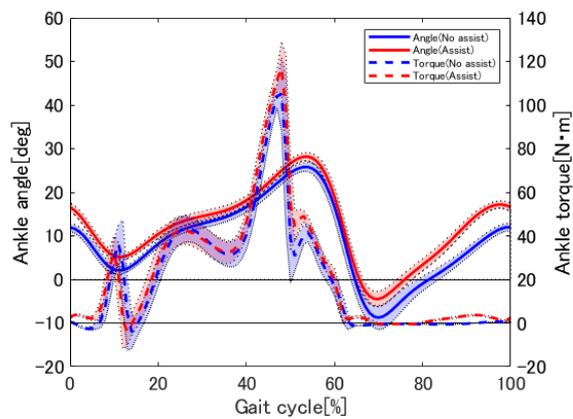
図 6 の足関節角度から、上りと下り両方において歩行周期全体でアシスト時の方が背屈していることが分かる。特につま先離地の直後 (60%~) から始まる遊脚期でアシスト時の背屈が大きい。上りは、かかと接地からかかと離地とつま先離地から次のかかと接地にかけて、ほぼ全区間において下りよりも



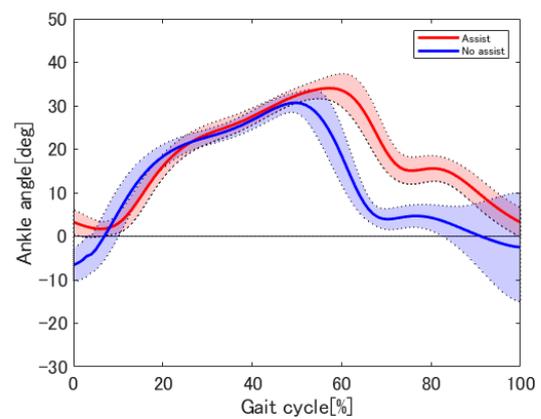
(a) Uphill



(a) Stair ascent



(b) Downhill



(b) Stair descent

Fig. 6 Ankle angle and torque of slope

Fig. 7 Ankle angle of stair

アシスト時と非アシスト時の差が大きい。また、両条件においてつま先離地直後にある最小値はアシスト時の方が高い値となっている。足関節トルクにおいては、遊脚期において非アシスト時は足関節の内的トルクが発生していないが、アシスト時は底屈方向にトルクが発生している。これはストリングの張力による背屈方向のトルクが加わったことによるものである可能性がある。50%付近にある最大値は地面を蹴る時に発生するトルクである。この最大値は、上り下り両方においてアシスト時の方が大きい。

図7より階段歩行の上りの足関節角度は、常に非アシスト時より背屈している。下りの足関節角度は遊脚期中において非アシスト時より背屈されている。

4.2 MTC と MHC

図8にスロープにおけるアシスト時と非アシスト時のMTCの箱ひげ図を示す。各図の左右の箱ひげ図はそれぞれアシスト時と非アシスト時である。スロープの上りと下り両方においてアシスト時のMTCの中央値が非アシスト時より増加している。

図9に階段におけるアシスト時と非アシスト時のMTCとMHCを示す。(a)と(b)はそれぞれ上りにおける最初のMTCと2歩目のMTCである。(c)はMHCである。左右の箱ひげ図はそれぞれ非アシスト時とアシスト時を示す。最初のMTCにお

いては中央値がやや増加している。2つ目のMTCは、アシスト時と非アシスト時で中央値はほとんど変わらない。しかし、四分位範囲はアシスト時が非アシスト時より大きく、ばらつきがある。MHCにおいては、アシスト時の中央値が非アシスト時の中央値より小さく、四分位範囲はほぼ変わらない。

5. 考察

スロープにおいて足関節角度は遊脚期中においてアシスト時で非アシスト時に比べて背屈している。また、足関節トルクは遊脚期でストリングの張力によるトルクが発生している。したがって、ストリングによる背屈方向のトルクが発生したことで、背屈方向への角度が増加したと考えられる。加えて、MTCは両者ともに増加している。これは背屈が増加したことが原因だと考えられる。よって、MTCの増加によってつまずきリスクが軽減されたと考えられる。しかし、同時に遊脚期以外でも背屈が増加している。特に上りでは下りよりもその差が大きく、足関節トルクもかかと接地直後などで非アシスト時より内的トルクが大きい。したがって上りの方が下りよりもストリングによるトルクを受けやすいと考えられる。つま先離地直後で最も底屈しているが、この時に両者は背屈方向に増加しており、足関節トルクも底屈方向の最大値が増加している。つまり、地面を蹴る時に足首を底屈方向に柔軟に曲げることができないことから通常よりも底屈方向のトルクが必

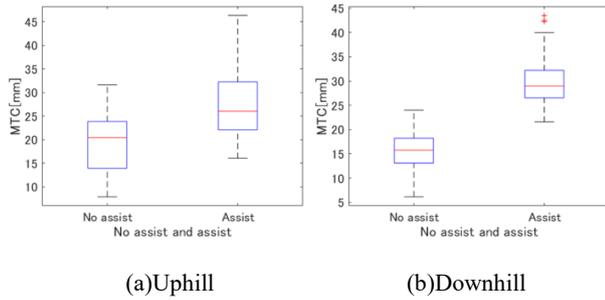


Fig. 7 MTC (slope)

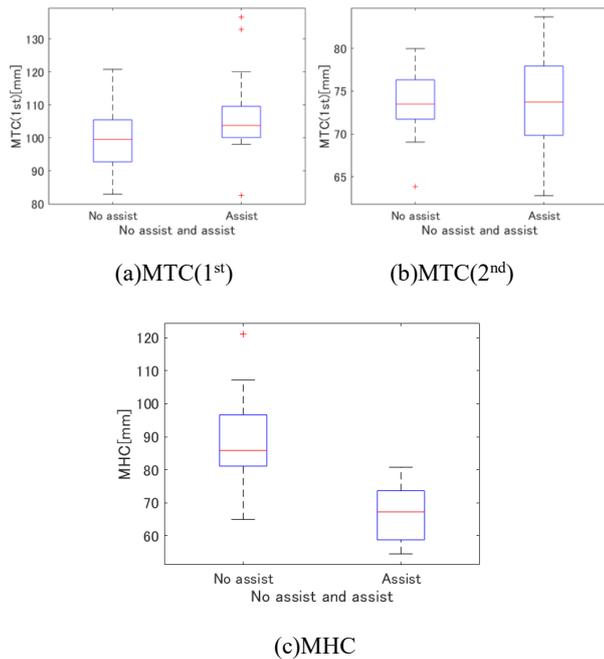


Fig. 8 MTC and MHC(stair)

要となったと考えられる。原因としてはストリングによる張力が強すぎたことが考えられ、トルクが適切な大きさではなかった可能性があるためストリングの張力と背屈量の関係を調べる必要があると考えられる。

階段においても背屈が増加している。上りにおいて、最初のMTCが増加していることから2段目の段鼻に躓きリスクは軽減されていると考えられる。一方2つ目のMFCの中央値はアシストの有無であまり変わらないが四分位範囲が大きい。これは、本デバイスによって動作のばらつきが大きくなったことを示す。MHCにおいてはアシスト無しの時のMHCがアシストありよりも大きくなっている。これは、アシスト時には背屈により逆にかかどが下がったことが原因だと考えられる。したがって、階段の下りにおいてはかかどが段鼻と接触する可能性が増加した。以上のことから、階段においては本デバイスの使用によるつまずきリスクについてさらなる検証が必要と考えられる。

6. 結言

本研究ではスロープや階段といった非平坦路における無動力歩行補助デバイスの適応性を評価するために、スロープお

よび階段の2つの歩行環境において歩行実験を行った。スロープ歩行においては足関節角度の背屈の増加が見られ、MTCが増加したため、つまずきリスクが軽減したと考えられる。階段歩行においては足関節角度は上り下りともに増加した。最初のMTCは増加したためつまずきリスクは軽減されたが、2つ目のMTCはばらつきが増加したことから、安定した動作ができていない可能性が考えられる。下りにおいてはMHCが減少したためつまずきリスクが増加した可能性がある。

本実験の被験者は1人である。歩容の多様性によって張力の発生のタイミングや大きさが異なることも考えられるため、今後は被験者を増やして非平坦路歩行における無動力歩行補助デバイスの影響を引き続き検証する必要がある。

参考文献

- [1] 内閣府, “令和3年版高齢社会白書
- [2] 白澤拓磨, 山田陽滋, 岡本正吾, 秋山靖博, “無動力歩行補助デバイスのアシスト力が歩容に与える影響の検証”
- [3] 大橋航一郎, 山田陽滋, 岡本正吾, 秋山靖博, “高齢者の転倒リスク低減を目的とした無動力歩行補助デバイスの開発”
- [4] Begg RK, Best RJ, Taylor S, Dell'Oro L: Minimum foot clearance during walking: Strategies for the minimization of trip-related falls. *Gait and Posture* 2007, 25(2):191-198.
- [5] Khandoker AH, Lynch K, Karmakar CK, Palaniswami M, Begg RK: Regulation of Minimum Toe Clearance Variability in the Young and Elderly during Walking on Sloped Surfaces. *Proceedings of 29th IEEE EMBS Annual International Conference: 22-26 Aug. 2007; Lyon, France 2007:4887-4890.*