

# 無動力歩行補助デバイスによる高齢者の転倒リスク低減

## Decreasing the Risk of Fall by Non-Actuated Walking Assist Device for Elderly

学 大橋 航一郎 (名古屋大)    ○学 内藤 崇介 (名古屋大学)  
 正 秋山 靖博 (名古屋大)    正 岡本 正吾 (名古屋大)  
 正 山田 陽滋 (名古屋大)

Koichiro OHASHI, Syusuke NAITO,  
 Yasuhiro AKIYAMA, Shogo OKAMOTO, Yoji YAMADA

The gait ability of the elderly decreases and the risk of fall increases. Thus, we developed wearable assist devices which improved dorsal flexion and minimum foot clearance (MFC) of the elderly. This device uses upper body muscle as a power source instead of an actuator. Attached strings transfer muscle power from the upper body to foot for assisting walking. To improve the efficiency of assist pattern, string paths were optimized through joint torque simulation. This simulator made three optimal paths which apply dorsal flexion torque. As a result of walking experiments, one of three optimal paths improved elderly MFC.

**Key Words:** Walking Assist, Wearable Device, Fall

### 1. 緒言

#### 1.1 研究の背景

高齢者は加齢に伴い筋力が低下し、歩行機能が徐々に衰える。歩行機能低下の例として、歩幅の減少、遊脚期における股関節角度、膝関節角度および足関節角度の減少、遊脚期中に足部の水平速度が最大になる点での足底高さ（以下、最小足底高さ）のばらつき増加等が報告されている<sup>[1-3]</sup>。特に Khandoker らは、直近で転倒を経験していない高齢者の最小つま先高さが若年者に比べて低下すると述べている<sup>[4]</sup>。最小つま先高さや最小足底高さの低下は遊脚期中の背屈角度の減少などによって引き起こされるものであり、足部と地面との接触による躓きが発生しやすくなるため、転倒リスクを増加させる。また Anderson らは、膝関節の屈曲が十分に行われないことが足底高さの低下を引き起こし、躓きを誘発しやすくなると述べている<sup>[5]</sup>。

こうした問題に対する解決策の1つとして装着型パワーアシストデバイス（以下、装着型デバイス）の研究開発が進められている。これはカフや靴によって使用者に固定され、使用者の動きに反応してトルクを印加することで使用者の関節屈伸をアシストするデバイスである<sup>[6]</sup>。装着型デバイスの日常的な装着により、高齢者の歩容を改善し、転倒リスクを低減させることが可能である。常に装着型デバイスを装着するためにはデバイスが軽量であることや着脱時間が短いこと、一人で着脱できること、使用時間に制限がないことなどが求められる。

そこで本研究では日常的に装着することのできる装着型デバイスとして、ストリングを用いた無動力歩行補助デバイスを提案する。このデバイスは全身にストリングを沿わせる構造をしており、ストリングは上半身からつま先までをつなぐ。そして歩行中の上半身の動作によりストリングが引かれることで下肢やつま先にテンションを伝え、下肢関節周りにトルクを与えることで歩行を補助するという装着型デバイスである。つまりアクチュエータ等の外部電源を必要とする動力を使わず、装着者本人の歩行中の動作を動力として利用する。アクチュエータを使用しないためデバイス重量を軽くするこ

とができる。また、歩行補助を行うタイミングや補助の大きさを、体を沿うストリングの配置パターン（以下、ストリングパス）を調整することによって変更することができる。ストリングパスを装着者の歩容に合わせて調整、最適化することによって、歩行補助の効率を最大化することができる。

#### 1.2 研究の目的

ストリングを用いた無動力歩行補助デバイスを開発する。開発のために高齢者の歩容に合わせたストリングパスの最適化およびデバイスの設計を行う。最終的に高齢者を対象とした歩行試験により無動力歩行補助デバイスの転倒リスク低減効果を評価する。

### 2. 装着型デバイスの製作

#### 2.1 無動力歩行補助デバイスの基本設計

図1に本研究で製作する無動力歩行補助デバイスの概要を示す。本デバイスは、全身にストリングを沿わせるために、ストリングと、ストリングを中継する複数のストリングガイド、下半身に沿うストリングを折り返す部品、ストリングガイドを身体上に固定するカフで構成される。全身を沿うストリングの上端は肩や腰などの強い筋を持つ箇所に取り付けられ、筋力によりストリングにテンションを与える。ストリングの下端はつま先に取り付けられており、上半身の筋よりストリングを介して伝達されたテンションによって背屈増加や足底高さ増加の補助を行う。

しかし、歩行中の肩や腰のひねり動作は足関節の動作に対して小さいため、上半身の動作による足関節の持ち上げが十分に行われない。そこで、上半身を沿うストリングと下半身を沿うストリングの間に折り返しを挟み込んだ。これにより上半身の動作が生むストリングの変位を2倍にして下半身に伝えることができる。動力源とする上半身の動作は、ストリングパスがコンパクトになり装着時間が短くなることが想定される腰のひねりと、大きな動作から力を取り出せることが想定される肩のひねりの、2種類の動作とした。

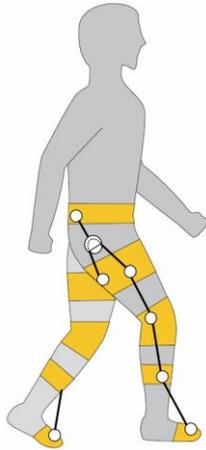


Fig. 1 String driven walking assist device

## 2.2 スtringパスの最適化

高齢者の転倒リスクを低減させるアシストを行うストリングパスを取得するために、シミュレータによるストリングパスの最適化を行った。我々が開発した最適化シミュレータは、ストリングの中継点であるストリングガイドの位置を変数とし、非線形多変量関数である評価関数に対する逐次二次計画法を用いた最小化によりストリングガイドの位置を最適化するものである<sup>[7]</sup>。

本研究では動力源とする上体の動作として腰のひねりと肩のひねりを採用したため、図 2 に示す腰からつま先までをつなぐストリングパスと、肩からつま先までをつなぐストリングパスの 2 種類のストリングパスを最適化の対象とした。また入力する歩容データは事前に取得した高齢女性 5 名のものを用いた。

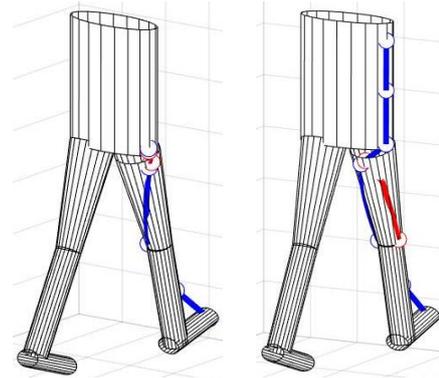
高齢者の転倒リスクを低減するためには最小足底高さの増加が有効であり、そのためには膝関節の屈曲及び足関節の背屈の増加が重要である。一方、蹴り出しの弱化は脚の持ち上げを小さくし、最小足底高さを低下させる要因となる。以上を踏まえ、最小足底高さが表れるタイミングで膝関節周りに発生するトルク及び足関節周りに発生するトルクを最大化する。それと同時に、つま先離地のタイミングで足関節周りのトルクを最小化するように最適化を行う。最小足底高さが表れるタイミングでの膝関節周りに発生するトルクを  $T_{knee-MFC}$ 、最小足底高さが表れるタイミングでの足関節周りに発生するトルクを  $T_{toe-MFC}$ 、つま先離地のタイミングでの足関節周りに発生するトルクを  $T_{toe-kick}$  としたとき、評価関数  $Eval$  を以下のようにする。

$$Eval = -T_{knee-MFC} - T_{toe-MFC} + T_{toe-kick} \quad (1)$$

$Eval$  を最小化すると、正符号である  $T_{toe-kick}$  は最小化され、負符号である  $T_{knee-MFC}$  と  $T_{toe-MFC}$  は最大化される。これら最小化、最大化の対象となるトルクは互いにトレードオフの関係を持つため、評価関数内の値の和が最小となる範囲内で最小、最大な値が選択される。

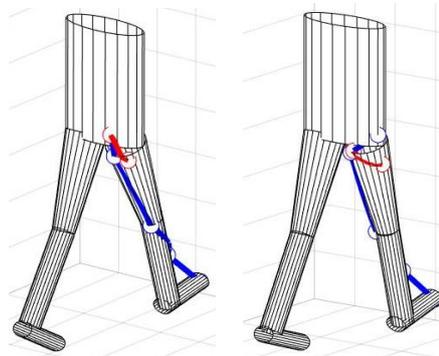
## 2.3 最適化結果

腰のひねりを利用するストリングパスと肩のひねりを利用するストリングパスに対してそれぞれ高齢女性 5 名の歩容データを入力し最適化を行ったため、それぞれのストリングパ

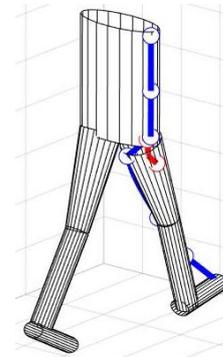


(a) Waist twist path (b) Shoulder twist path

Fig. 2 Two types of string path



(a) Two types of optimal waist twist path



(b) Optimal shoulder twist path

Fig. 3 Three types of optimal string path

スの最適化結果が 5 つ表れた。その結果から腰のひねりを利用するストリングパスには 2 種類が得られ、肩のひねりを利用するストリングパスは 1 種類のみが得られた。腰のひねりを利用するストリングパスの 2 種類の結果と肩のひねりを利用するストリングパスの 1 種類の結果を図 3 に示す。腰のひねりを利用するストリングパスはストリングが膝の外側を通るもの（外側腰パス）と膝の内側を通るもの（内側腰パス）の 2 種類である。入力する歩容データによって異なるストリングパスが最適な結果として選択されたことから、実際に装着して使用する際にも装着者の歩容によってより効果のあるストリングパスが異なることが予想される。一方、肩のひねりを利用するストリングパス（肩パス）は 1 種類のみ表れた

ため、装着者の歩容によらず効果を発揮することが期待できる。また、大きな動作である肩のひねりを利用するため、歩行補助効果が大きいことも予想される。

## 2.4 無動力歩行補助デバイス本体の製作

最適化された3種類のストリングパスを基に、図4に示す無動力歩行補助デバイスを製作した。2種類の腰パスを構成するデバイスは腰ベルト、膝サポータ及び靴である。それぞれの装具にストリングガイドが備えられており、ストリングを身体上に沿わせることができる。装着時間を短くするために、使用するパーツ数を少なくした。一方、肩パスを構成するデバイスは上体ベスト、ベルト、靴からなる。ストリングパスの上端が肩にあるため、ストリングに大きなテンションが生じた際に肩が引き下げられるように力が働く。その力を支持するために上体に装着するベストは装着者の上体に合わせてサイズを調整することが可能であり、ストリングガイドがテンションによって移動するのを防ぐ。



Fig. 4 Two types of wearable device

## 3. 歩行実験

### 3.1 実験条件

無動力歩行補助デバイスの高齢者に対する歩行補助効果を検証するために、デバイスによるアシスト時の歩容と非アシスト時の歩容を計測、比較する。対象とする被験者は高齢男性3名（平均年齢：69歳、平均身長：163cm、平均体重：61kg）とする。被験者はおよそ5m四方の歩行レーンに沿って1分間の歩行を行う。このとき無動力歩行補助デバイスによる歩行アシストを行う。使用するストリングパスは最適化によって得られた3種類で、これらのストリングパスによるアシストをしている状態の歩容を計測する。それに加えアシストをしていない場合の歩容も計測する。計測はそれぞれを2回ずつ、1分間行った。

計測には慣性計測装置（XSENS社製 MVN Analyze）を使用する。各関節角度の定義は、膝関節は直立状態が $0^\circ$ であり、屈脚方向を正とし、足関節は直立状態が $0^\circ$ であり背屈方向を正とした。

### 3.2 実験結果

図5に全被験者の最小足底高さを示す。図5より、全被験者において外側腰パスにおいて最小足底高さを増加させる効果があることが分かった。一方、内側腰パスにおいては全被験者に有効ではなかった。また、肩パスは被験者Cに対してのみ効果が表れた。

外側腰パスでのみ全被験者に対して最小足底高さを増加させる効果があった理由について、図6に示す、外側腰パスを用いた際の全被験者の足関節角度のグラフより考察する。図6における歩行周期80%から90%にかけて、アシスト時に背屈角度が増加していることが確認できる。このタイミングは全被験者の最小足底高さが現れるタイミングと一致しており、適切なタイミングにおける背屈補助効果が働いたため、最小足底高さを増加させることができたと考えられる。一方、内側腰パスでは、最小足底高さが現れるタイミングでの背屈補助効果がみられなかった。したがって最小足底高さが増加しなかったと考えられる。以上のことから、腰のひねりを利用

するストリングパスは最適化により2種類得られたが、背屈補助及び最小足底高さ増加に有効であったのは、ストリングが膝の外側を通るパスのみであったといえる。

肩パスが被験者Cにのみ有効であった理由を、図7に示す肩パスを用いた際の全被験者の腰のロール角度のグラフより考察する。図7から、被験者Cのみ歩行周期60%から100%にかけてアシスト時にロール角度が増加していることがわかる。このタイミングは右足遊脚期に相当し、この時被験者Cは右腰を持ち上げるように歩行したといえる。肩パスはストリングの上端が肩にあるため、ストリングにテンションが生じたときに肩が引き下げられるように力が働く。この時肩が下がってしまうとストリングが緩み、テンションが小さくなり、アシストが弱くなってしまふ。被験者Cはこのストリングの緩みを避けるために遊脚期において腰を持ち上げるように歩行したと考えられる。つまり被験者Cは肩の位置を下げないようにし、ストリングのテンションを維持した状態で歩行し、その結果最小足底高さを増加させることができたのだと考えられる。その他の被験者は腰及び肩の持ち上げを行っていないため、ストリングのテンションが十分に発揮されず、最小足底高さを増加させる効果が現れなかったと考えられる。

## 4. 結言

本研究では高齢者の転倒リスク低減を目的としてストリングを用いた無動力歩行補助デバイスを開発した。開発のために高齢者の歩容に合わせたストリングパスの最適化を行った。最適化の結果3種類の最適ストリングパスを取得し、それを基にデバイスの設計を行った。高齢者を対象とした歩行試験では外側腰パスでのみ全被験者に対して背屈角度及び最小足底高さを増加させる効果があることが分かった。また、肩パスは被験者Cのように腰及び肩の持ち上げを行うことで最小足底高さの増加に対して有効であった。

今後は、外側腰パスが他の高齢者に対しても効果があるかどうか検証していくと同時に、肩パスを用いる際に歩行指導を行い、肩でストリングを持ち上げるように歩行を行った場合に効果が現れることを検証していく必要がある。

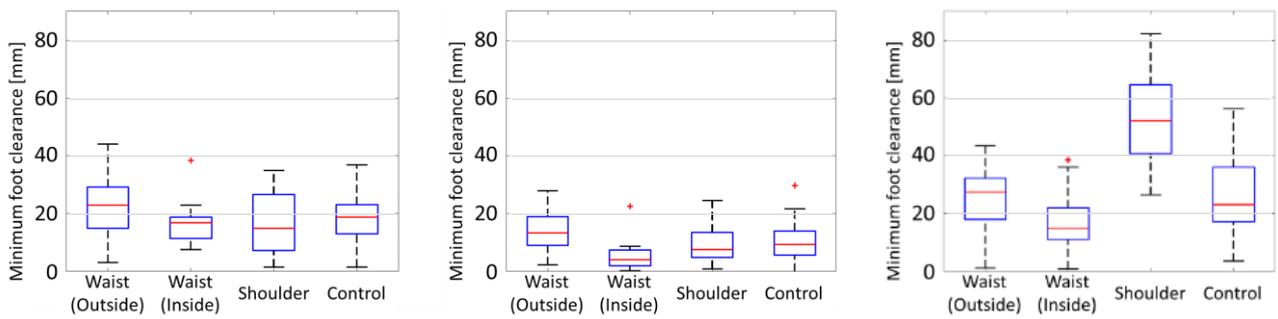


Fig. 5 Minimum foot clearance

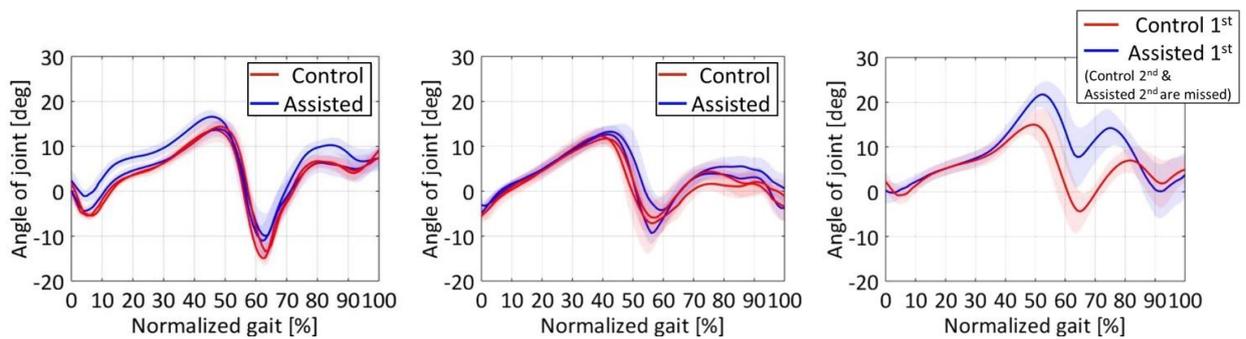


Fig. 6 Ankle joint angle when subjects used waist twist string path through knee outside

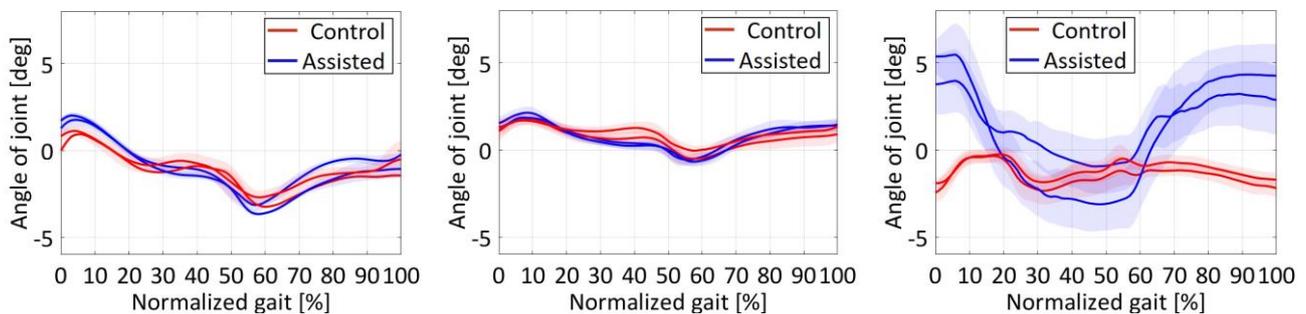


Fig. 7 Waist roll angle when subjects used shoulder string path

### 参考文献

- [1] P.M.Mills, R.Barrett, and S.Morrison, "Toe Clearance Variability during Walking in Young and Elderly Men," *Gait&Posture*, vol 28, pp 101-107, 2008
- [2] R.Begg, R.Best, L.Dell'Orti, and S.Taylor, "Minimum Foot Clearance during Walking: Strategies for the Minimisation of Trip-Related Falls," *Gait&Posture*, vol 25, pp 191-198, 2007
- [3] A.H.Khandoker, S.B.Taylor, C.K.Karmakar, and R.K.Begg, "Investigating Scale Invariant Dynamics in Minimum Toe Clearance Variability of the Young and Elderly during Treadmill Walking," *IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING*, VOL.16, NO.4, AUGUST, 2008
- [4] AH.Khandoker, M.Palaniswami, and RK.Begg, "A Comparative Study on Approximate Entropy Measure and Poincare Plot Indexes of Minimum Foot Clearance Variability in the Elderly during Walking," *J Neuroeng Rehabil*, 2008.
- [5] R. Barrett, P. Mills, and R. Begg, "A Systematic Review of the Effect of Aging and Falls History on Minimum Foot Clearance Characteristics during Level Walking," *Gait&Posture*, vol. 32, pp. 429-435, 2010.
- [6] A.T.Asbeck, A.M.M.DeRossi, I.Galiana, YeDing, and C.J.Walsh, "Stronger, Smarter, Softer," *IEEE ROBOTICS&AUTOMATION MAGAZINE*, December, 2014
- [7] 大橋航一郎, 秋山靖博, 岡本正吾, 山田陽滋, "ストリングを介した筋力伝達式歩行補助デバイスの開発," *ROBOMECH2018*