

高齢者の転倒予防を目的とした筋力伝達式歩行補助デバイスの開発

Development of a Muscle Transfer Gait Assist Device to Prevent Fall of the Elderly

○ 大橋航一郎 (名古屋大) 秋山靖博 (名古屋大) 内藤崇介 (名古屋大)
山田陽滋 (名古屋大) 岡本正吾 (名古屋大)

Koichiro OHASHI, Nagoya University
Yasuhiro AKIYAMA, Nagoya University
Shusuke NAITO, Nagoya University
Yoji YAMADA, Nagoya University
Shogo OKAMOTO, Nagoya University

Abstract: The elderly sometimes fall owing to the decrease of dorsal flexion and minimum foot clearance (MFC). Thus, we developed a wearable walking assist device, which recovered elderly's gait ability to prevent tripping. Our device consists of strings, string guides, and cuffs. Strings, which connect upper body and foot, transfer upper body muscle power by using walking motion. For improving the efficiency of assist, string paths were optimized to maximize dorsal assist torque before the timing of MFC. Furthermore, thinness and lightness of the device enhanced the usability. As a result, the device increased dorsal flexion and MFC during swing phase.

Key Words: Wearable Device, Muscle Transfer System, Walking Assist

1. 研究の背景

1-1 高齢者の転倒問題

高齢者は加齢に伴い全身の筋力が低下し、歩行機能が低下する。歩行機能低下の例として、歩幅の減少、歩幅減少に伴う歩行速度維持のための歩行率の増加、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、遊脚期の足底クリアランスの最小値(最小足底クリアランス)のばらつき増加等が報告されている⁽¹⁻³⁾。遊脚期中の背屈角度の減少は最小足底クリアランスの低下を引き起こし、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、高齢者の転倒のリスクが増加する⁽⁴⁾。高齢者は転倒した際の受け身により手首を骨折する可能性が若年者に比べ高く、また受け身を取れなかった場合には脚や股関節を骨折することがあり、治療には長期間を要する⁽⁵⁾。歩行機能を喪失する割合も比較的高く、高齢者の転倒問題は直ちに解決すべきである。

1-2 装着型歩行補助デバイスによる歩行支援と課題

高齢者の転倒問題の解決方策のひとつに装着型歩行補助デバイスによる歩行支援が挙げられる。

既存の装着型デバイスの種類を表1に示す。アクチュエータ型デバイスは装着者の各関節部にアクチュエータを取り付け、それらが生む力により各関節にトルクを与えることで、装着者の関節屈伸運動をアシストする構造となっている。そのため、アシスト力およびアシストパターン調整ができる反面、装置の重量が増大し、使用するバッテリー等により稼働時間にも制限がある⁽⁶⁾。また、サポータ型の装着型デバイスは、サポータの弾性力によって関節運動を補助するため、軽量で稼働時間に制限がないが、アシストパターンが一定である。装着型デバイスのアシストにより転倒予防を実現するためには装着型デバイスの日常的装着が必要であり、装着型デバイスのアシスト性能と使用感・着脱性を両立しなければならない。

Table. 1 Type of walking assist device

Type	Actuator Type	Supporter Type
Assist Power	◎High Power	×
Assist Pattern	◎Variable Assist Pattern	×Constant
Weight	×	◎
Operation Time	×	◎

1-3 筋力伝達式歩行補助デバイス

アシスト力やアシストパターンの調整が可能で、なおかつ時間的な制限なく使用することのできる装着型デバイスを製作するために、本研究ではアクチュエータの代わりに装着者の強い筋を動力源とする、筋力伝達式背屈補助デバイスを開発する。このデバイスは、全身に配したストリングが歩行中の上半身の動作より発生したテンションを下肢に伝え、下肢の関節周りにトルクを与えることで装着者の歩行をアシストするように設計されている。アクチュエータを使用しないため装置重量は軽く、容易に装着することが可能である。一方、アシストの大きさおよびパターンはストリングパスに依存し、装着者の動作を効率よくアシストするためにはストリングパスの最適化が必要である。

1-4 研究の目的

高齢者の転倒予防を目的とした筋力伝達式歩行補助デバイスの開発を行う。この際ストリングを介して足関節に効率のよいトルクを与えるため、ストリングパスを最適化する。同時に装着型デバイスの使用感・着脱性の向上を行う。

2. 装着型デバイスの設計

2-1 装着型デバイスの背屈補助原理と設計

我々が製作する装着型デバイスの設計を図1に示す。装着者の全身の指定した箇所にベルトを取り付け、ベルトに取り付けられたストリングガイドによりストリングを全身に沿わせる。そして、動力源である上半身の動きから取り出した力を、全身に沿わせたストリングが被アシスト部位に伝えて歩行を補助する。したがって、歩行中における動作範囲の大きい上半身の動作を利用するのが効果的である。しかし、足関節部の底背屈の動作に対し上半身の動作の変位が小さいため、ストリング張力に対して足関節部の動きが支配的となり、上半身の動作がストリングの張力に与える影響が小さくなってしまふ。この問題を解決するために、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滑車を連結し、上半身の動作を増幅して下半身のストリングを引く構造を採用した。ストリングを上半身と下半身で分割し、下半身ストリングを上半身ストリングの下端に取り付けた滑車により折り返し、末端部を大腿部にて固定する。滑車を介することで、上半身の動作の変位を2倍にして下半身へと伝えることが可能となる。

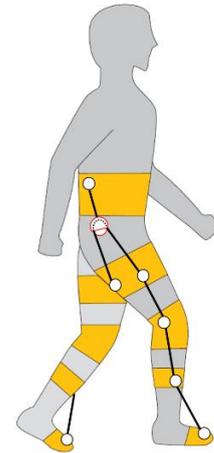


Fig. 1 String driven walking assist device

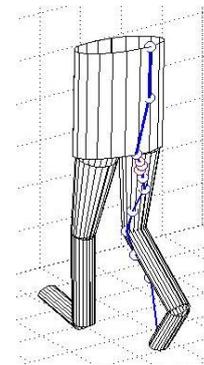


Fig. 2 Optimal string path

2-2 ストリングパスの設計方針

高齢者の躓きおよび転倒を回避するためには、文献(2)より最小足底クリアランスを増加させることが有効である。したがって最小足底クリアランスを増加させるために、最小足底クリアランスが現れるタイミングにて足関節にトルクを与えることにした。また、アシスト対象外でのタイミングにおいて歩行を妨害しないために、アシストは遊脚期中にのみ行い、支持脚期中には足関節にアシストが発生しないことが求められる。以上の要求を満たすようにストリングパスの最適化を行った。

2-3 ストリングの最適化シミュレータ

ストリングパスを最適化するにあたり、最適化シミュレータを作成した。シミュレータはMATLABを用いて以下の手順により作成・実行された。

・人体モデルの作成と変数の設定

事前に行った歩行実験より取得した歩行中の関節角度データを用いて仮想の人体モデルを3次元空間上に作成した。モデルは上体と大腿、下腿、足部から成り、各身体リンクは楕円柱形に簡素化されている。それぞれのリンクの長さおよび太さは、身長と体重から自動的に決定される。ストリングガイドの3次元座標を変数とし、人体モデル上にストリングガイドを配置し、その位置を最適化することにより効率よくアシストを行うストリングパスを得る。

・トルクの計算方法

ストリングガイドの3次元座標やストリングの長さを最適化における変数として、ストリングにテンションが生じたときに発生する足関節周りのトルクを評価関数とした。足関節周りのトルクは、ストリングのテンションにより発生するため、シミュレータによりストリングに生じるテンションと足関節周りに生じるトルクを計算した。

最適化はMATLABを用いて、非線形多変数関数に対する制約付き最小化アルゴリズム(fmincon)による最小化を利用して行った。評価関数 f は、最小足底クリアランスが現れるタイミングでの足関節周りのトルク T_{MFC} と、支持脚期における足関節周りのトルク T_{stance} を用いて以下の式で示される。

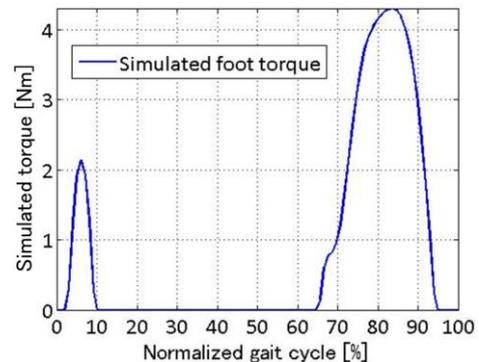


Fig. 3 Simulated foot assist torque

$$f = -T_{MFC} + T_{stance} \quad (1)$$

この時、評価関数 f が最小になるように最適化が行われるため、負の値である T_{MFC} は最大化され、正の値である T_{stance} は最小化された。これにより遊脚期のみ背屈アシストを行い、支持脚期中には歩容を妨害しないために足関節周りにトルクが発生しないようなストリングパスを探索した。

以上の最適化により得られたストリングパスを図2に示す。肩から背中、大腿部、膝を通ってつま先へとパスが構成される。このストリングパスによって発生する足関節周りのトルクを図3に示す。遊脚期である歩行周期65%から95%にかけて足関節周りにトルクが発生している。支持脚期中である歩行周期0%から10%にかけてトルクが発生しているが、ストリングパスの最適化によりトルクの大きさは最小化されている。

2-4 装着型デバイスの製作

最適ストリングパスを実際に身体上に再現するため、装着型デバイスを図4のように設計した。上半身は肩と背中部分にストリングガイドが取り付けられたベルトハーネスを装着する。ベルトの長さを調整することで装着者の体格に適した大きさにすることができる。図5のように肩部分には緩衝材が備え付けられており、ストリングのテンションによってハーネスが鉛直下向きに引き下げられる時に装着者の肩にかかる負担を低減する。また、ハーネスについているストリングの末端には、滑車の役割をする折り返し部品がついている。この部品に下半身のストリングを通し、折り返させる。下半身には大腿、膝、脛部分に図6で示すストリングガイドが備え付けられたベルトを巻いて装備する。ベルトは伸縮素材でできており、弾性力により脚部を適度に締め付けることでずれを抑制することができる。つま先には図7に示すストリングが結びつけられた装具を装着する。ゴム製の板とそれに結びつくベルトにより靴を包み込み固定する。つま先装具とストリングの間に弾性体が組み込まれており、ストリングに弾性を与え、伸び縮みできるようにしている。全身に配したストリングガイドにストリングを通し、身体上にストリングを添わせる。使用感向上のために生地に薄手で蒸れにくい素材を選択している。また、使用感を考慮して金属部品は使用していない。



Fig. 4 Wearable assist device



Fig. 5 Shoulder part

Fig. 6 String guide and belt

2-5 歩行計測実験のプロトコル

最適化されたストリングパスを使用した、筋力伝達式歩行補助デバイスによって生じる歩行への影響の評価を目的とし、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、比較した。比較条件をアシストの強度とし、ストリング長さを調整することにより、ストリングの初期張力に強弱を設けた。歩行速度は被験者の自然な歩行速度である3.5 km/hを基準とし、さらに2.5 km/hと3.0 km/hを選択した。アシスト強度を無し、弱、強の3種類、歩行速度を3種類選択したため、すべての組み合わせは9種類となり、それぞれの試行を2回ずつ行うため、全試行回数は18回となる。試行の順番は無作為に選んだ。

被験者の動作はモーションキャプチャシステム (Motion Analysis 社製 MAC 3D System) を用いて計測する。被験者はトレッドミル上を歩行する。各関節角度の定義は、膝関節は直立状態が0°であり、屈脚方向を正とし、足関節は直立状態が0°であり背屈方向を正とした。

3. 歩行実験結果

図8に、歩行速度が2.5 km/h, 3.0 km/h, 3.5 km/hの時の弱アシストと強アシスト時、非アシスト時の最小足底クリアランスの比較を示す。図8より、歩行速度が2.5 km/h, すなわち自然な歩行速度よりも著しく遅く歩行する時、強アシストの方が弱アシストよりも効率よく最小足底クリアランスを増加させた。一方で、歩行速度が3.0 km/hもしくは3.5 km/h, すなわち自然な歩行速度に近い速度で歩行する場合、弱アシストの方が強アシストよりも効率よく最小足底クリアランスを増加させることが確認できた。

歩行速度が2.5 km/hの時に強アシストの方が効率よく最小足底クリアランスを増加させた理由として、歩行速度の低下に伴う底屈角度の減少によるストリングテンションの減少が考えられる。非アシスト時において2.5 km/hで歩行した際の関節角度と3.5 km/hで歩行した際の関節角度の比較を図9に示す。図9より、2.5 km/hで歩行している時、すなわち歩行速度が遅い場合に歩行周期65%付近で底屈角



Fig. 7 Foot part

度が約3°減少することが確認できる。この現象は、ストリングに生じるテンションがストリングの伸びにより発生しており、底屈の減少によりストリングの伸び量が減少し、テンションが小さくなったことによるものだと考えられる。したがって2.5 km/hで歩行している場合、初期張力が弱い時には、遊脚期において背屈と足底クリアランスを増加させるアシストが十分な強さで発揮されず、初期張力が強いアシストの時には遊脚期に足関節にアシストが大きく発生し、効率よく足底クリアランスを増加させることができたと考えられる。

一方、歩行速度が3.0 km/hもしくは3.5 km/hの時、すなわち自然歩行速度に近い速度で歩行している場合、非アシスト時の歩行において底屈角度の減少は見られなかった。しかし、図10に示される歩行速度3.5 km/hのときの被アシスト時の関節角度と強アシスト時の関節角度の比較図によると、強アシスト時に底屈角度が約3°減少していることが確認できる。この現象は底屈時に発生した背屈アシストトルクが底屈を妨げたために発生したと考えられる。底屈角度の減少に伴う蹴り出し強さの低下は膝関節の最大屈曲角の減少を引き起こすことがあり、この場合足部の高さが低下し、最小足底クリアランスの低下を招く⁽⁷⁾。したがって初期張力の強い強アシストの場合、背屈アシストトルクにより底屈が妨げられ、それに伴い膝関節屈曲角度が減

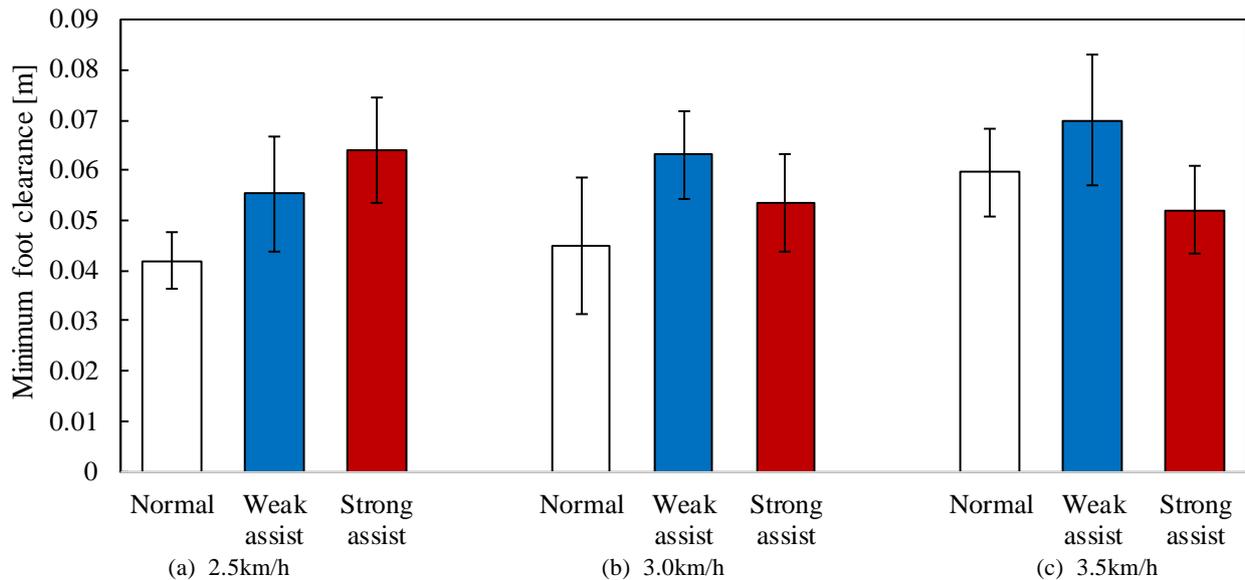


Fig. 8 Minimum foot clearance

少し、効率よく最小足底クリアランスを増加しなかったと考えられる。

4. 結論

高齢者の転倒問題を解決する方策のひとつである装着型歩行補助デバイスの開発を行った。我々の製作した筋力伝達式歩行補助デバイスのアシスト効率を向上させるためにストリングパスを最適化し、使用感に優れたデバイスを設計した。歩行実験結果より、歩行速度によってアシスト効率を効率よく増加させるストリングの張力が異なることが分かった。

参考文献

- (1) Peter M.Mills, Rod S.Barrett, and Steven Morrison, "Toe clearance variability during walking in young and elderly men," *Gait&Posture*, vol 28, pp 101-107, 2008
- (2) Rezaul Begg, Russell Best, Lisa Dell'Orti, and Simon Taylor, "Minimum foot clearance during walking: strategies for the minimisation of trip-related falls," *Gait&Posture*, vol 25, pp 191-198, 2007
- (3) Ahsan H.Khandoker, Simon B.Taylor, Chandan K.Karmakar, and Rezaul 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) 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
- (5) 一般社団法人日本骨折治療学会, <https://www.jsfr.jp/>
- (6) Alan T.Asbeck, Atefano M.M.De Rossi, Ignacio Galiana, YeDing, and Conor 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, "ワイヤーを用いた筋力伝達式歩行補助デバイスの製作" *ROBOMECH2017*

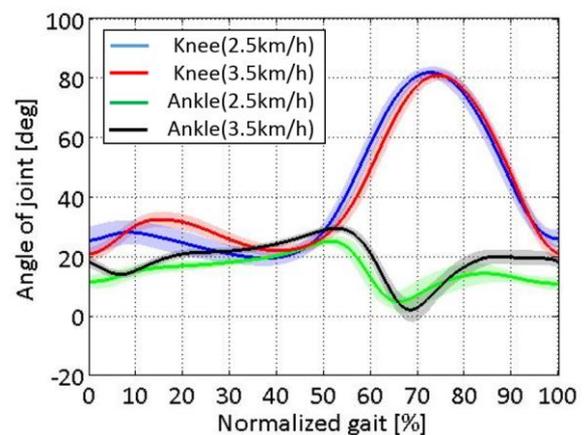


Fig. 9 Comparison of 2.5km/h and 3.5km/h walking

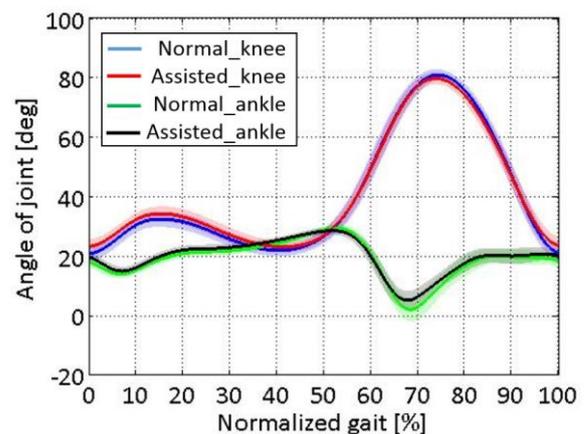


Fig. 10 Comparison of normal walking and assisted walking