

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

A String Driven Walking Assist Device by Using Muscle Transfer System

○学 大橋 航一郎 (名古屋大) 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, Nagoya University, oohashi.kouichirou@c.mbox.nagoya-u.ac.jp
Yasuhiro AKIYAMA, Nagoya University, akiyama-yasuhiro@mech.nagoya-u.ac.jp
Shogo OKAMOTO, Nagoya University, okamoto-shogo@mech.nagoya-u.ac.jp
Yoji YAMADA, Nagoya University, yamada-yoji@mech.nagoya-u.ac.jp

The elderly sometimes fall due to the decreasing of dorsal flexion and minimum foot clearance (MFC). Thus, some wearable assist devices, which prevent such problems to reduce the risk of trip, are developed. For improving assist ability and usability, we developed string driven assist device. Strings, which connect lower and upper body, transfer muscle power from body to foot to assist gait motion. To make better the efficiency of the assist, string paths were optimized using joint torque simulation. This simulator made an optimal path, which applied dorsal torque in the swing phase. Furthermore, thinness and lightness 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. 緒言

1.1 研究の背景

高齢者は加齢に伴う筋力低下により、歩行機能が徐々に減退する。その例として歩幅の減少、遊脚期における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)のばらつきが増加等が報告されている^[1-3]。背屈角度の減少は足底部のクリアランス低下を招き、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高くなる^[4]。高齢者は転倒により手首および脚を骨折することがあり、治療には長期間を要する^[5]。したがって高齢者の転倒問題はただちに解決すべきであり、その方策の1つに装着型パワーアシストデバイスによる歩行支援が挙げられる。

装着型デバイスの1つにアクチュエータ型デバイスがあり、装着者の各関節部にアクチュエータ等を取り付け、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の調整ができる反面、装置の重量が増大する場合もある^[6]。また、サポータ型の装着型デバイスもあり、サポータの弾性力によって関節運動を補助するため、軽量である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。

そこで本研究では装着型デバイスの使用感の向上のために、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、ストリングを介した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。

1.2 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に、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

本研究で製作する装着型デバイスは図1に示すような、装着者の身体各部にカフおよびベルトを取り付け、それらに固定さ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ものである。全身に沿わせたストリングが動力源から被アシスト部位に力を伝えて歩行を補助する原理である。本研究では動力源としてアクチュエータを使用せず、肩のひねり等の上半身の動きを利用し、力を取り出すこととする。しかし足関節部の動作に対し、上半身の動作の変位は小さいため、上半身の動作によりストリングを大きく引き、テンションを与えることが困難である。そこで上半身の動作を増幅するために、上半身を沿うストリングと下半身を沿うストリングを滑車により連結した。上半身のストリングパスの末端に滑車が備え付けられ、下半身のストリングパスが滑車により折り返され、末端部を下半身に固定する。これにより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である。

2.2 ストリングパスの設計方針

背屈減少に伴う足底部のクリアランス低下による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の高さを上げ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は、最小足底クリアランスが現れるタイミングにおいて足関節にトルクを与える必要がある。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、遊脚期中のみアシストを行い、支持脚期中は歩

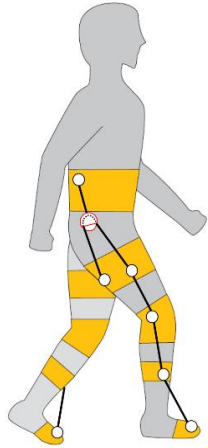


Fig. 1 String driven walking assist device

行補助トルク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 ストリングパス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。

2.3.1 人体モデルの作成

事前に取得した歩容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や太さは想定される人間の身長と体重により自動的に決定した。また歩行中の上体および股関節、膝関節、足関節の角度データを入力することにより、歩行中の指定したタイミングにおける姿勢を出力することができる。この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。

2.3.2 最適化における変数と拘束条件の決定

ストリングガイドの3次元座標と上半身と下半身のストリングのそれぞれの長さを変数とし、この値を最適化することにより効率の良いアシストを行うストリングパスを得た。ストリングガイドの座標およびストリングの長さといった変数は拘束条件下において値をとることができる。拘束条件は、ストリングガイドが指定したセグメント上のみ位置するような拘束、上半身のストリングの長さが上半身のストリングガイド間の長さの和よりも大きくなるような拘束等を設けた。

2.3.3 トルクの計算方法と評価関数の決定

ストリングガイドの座標等の変数を最適な値とするための評価指標として、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。足関節周りに発生するトルクは、ストリングに生じるテンションにより与えられるため、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。

下半身のストリングに弾性があり、下半身のストリングパスがつま先から始まり、上半身のストリングパスの末端に取り付けられている滑車により折り返され、大腿部で終わるも

のであると仮定した。このとき下半身のストリングパスを構成するために脚部に取り付けられたストリングガイドおよび滑車の間の長さの和を計算した。この長さがストリングの長さよりも短い場合、ストリングは弛み、テンションが発生しないと考えることができる。一方、ストリングガイドおよび滑車間の長さの和がストリングの長さよりも長い場合、ストリングが引き伸ばされ、引き伸ばされた長さとストリングの弾性係数の積の値のテンションが発生していると言える。したがってシミュレータによってストリングガイドの座標とストリングの長さを変数とした際の、ストリングガイド間の長さの和とストリングの長さの大小関係を計算し、それにより生じるテンションの大きさを求めている。ストリングガイド間の長さの和を l_{guide} 、ストリングの長さを l_{string} 、ストリングの弾性係数を k とした時、ストリングに発生するテンション P は以下の式で求められる。

$$P = 0 \quad [l_{guide} < l_{string}] \quad (1)$$

$$P = k \times (l_{guide} - l_{string}) \quad [l_{guide} > l_{string}] \quad (2)$$

実際に使用するストリングの弾性係数に合わせて、 $k=2000$ N/m とした。

足関節周りに生じるトルク T は、ストリングに働くテンション P と足関節からつま先のストリングガイドまでの距離 r により以下の式で求められる。

$$T = r \times P \quad (3)$$

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。

$$f = -T_{MFC} + T_{stance} \quad (4)$$

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、負の符号の付く T_{MFC} は最大化され、正の符号の付く 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。

2.3.4 最適化されたストリングパスとその時発生するトルク

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。肩から背中へと上半身のストリングパスが構成され、つま先から膝の内側へと下半身のストリングパスが通り、滑車により折り返されて大腿部で固定される。このストリングパスにより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

最低化されたストリングパスを身体上に構成するため、装着型デバイスを図4のように製作した。上半身にストリングガイドの付いたベルトハーネスを装着し、下半身にはストリングガイドの付いたベルトを固定することで、全身にストリングガイドを配置し、ストリングパスを構成することができ

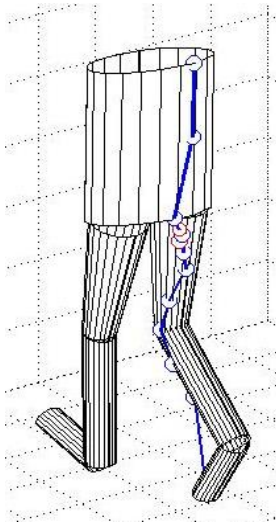


Fig. 2 Optimal string path

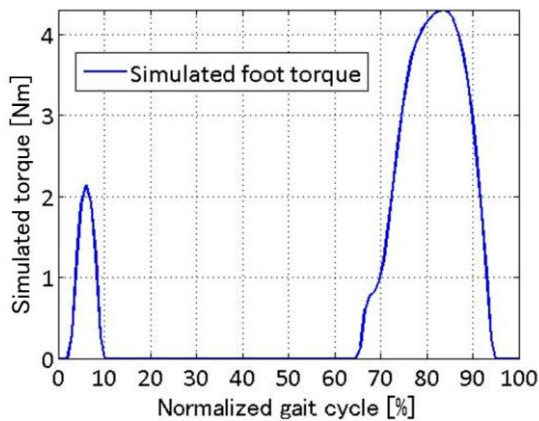


Fig. 3 Simulated foot assist torque

る。使用感を向上するために薄手の生地を使用し、軽く、蒸れにくい性質を持つ。ストリングに弾性を与えるため、弾性体とストリングが連結している。

2.5 歩行計測実験の実施

製作した筋力伝達式歩行補助デバイスによる通常歩行時の歩容動作に対して生じる影響の評価を目的として、デバイスによるアシスト時の歩容、非アシスト時の歩容を計測、比較した。比較する条件として、歩行速度とアシスト時の強度を選択した。歩行速度はトレッドミルにより 2.5 km/h、3.0 km/h と、被験者の自然な歩行速度に近い値である 3.5 km/h の 3 種類の速度を指定し、アシスト強度は非アシスト時の 1 種類に加え、アシスト時のストリングの初期張力に強弱の 2 種類を設け、計 3 種類とした。この比較項目のすべての組み合わせをそれぞれ 2 回試行するため、全試行回数は 18 となる。それぞれの試行はランダムな順番で行われた。

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。



Fig. 4 Wearable assist device

3. 歩行実験結果

歩行速度が 2.5 km/h、3.0 km/h、3.5 km/h のときの弱アシスト時と強アシスト時、非アシスト時の最小足底クリアランスの比較を図 5 に示す。図 5 より、歩行速度が 2.5 km/h、つまり自然な歩行速度よりも著しく遅い速度で歩行する場合、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、歩行速度が 3.0 km/h もしくは 3.5 km/h、つまり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 の場合、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。図 6 に非アシスト時における 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示す。図 6 より、歩行速度が遅い場合に歩行周期 65% 付近で底屈角度が約 3° 減少することが確認できる。ストリングに生じるテンションはストリングの伸びにより発生するため、底屈が小さくなるとストリングの伸び量も減少し、テンションが小さくなる。したがって初期張力が弱い場合には、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力が十分に発揮されず、初期張力が強いアシストの場合は遊脚期に足関節にアシストトルクが大きく発生し、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 7 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、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。これは底屈時にストリングが伸びてテンションが発生することにより、足関節周りに背屈トルクが発生し、底屈を妨げたためと考えられる。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

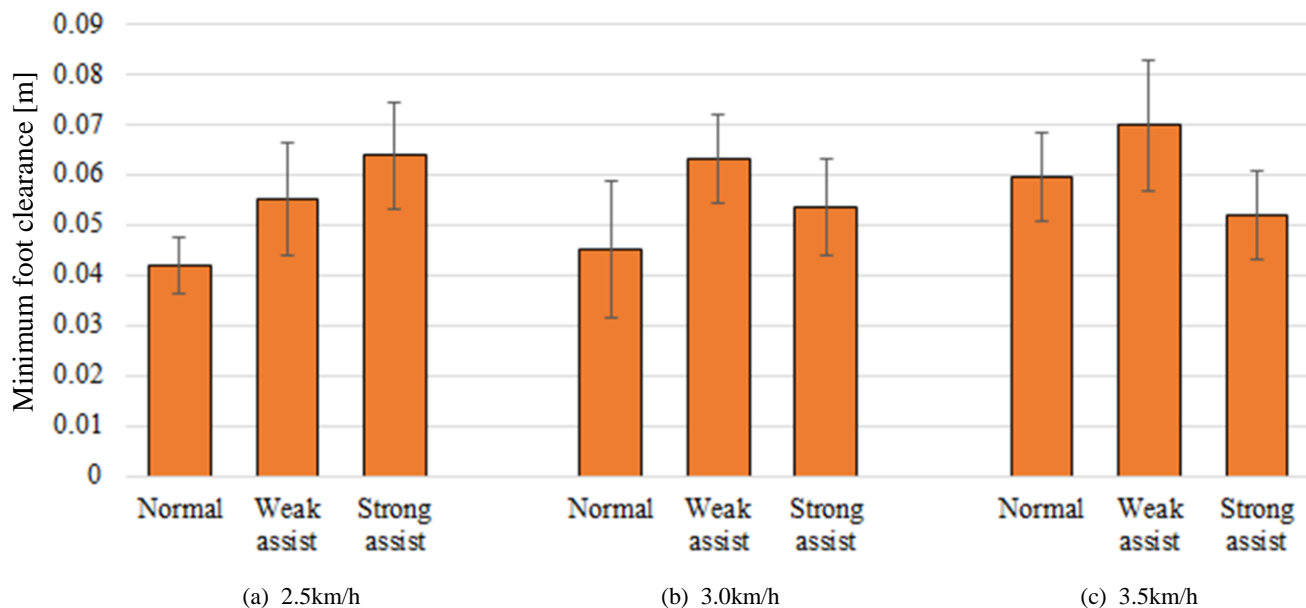


Fig. 5 Minimum foot clearance

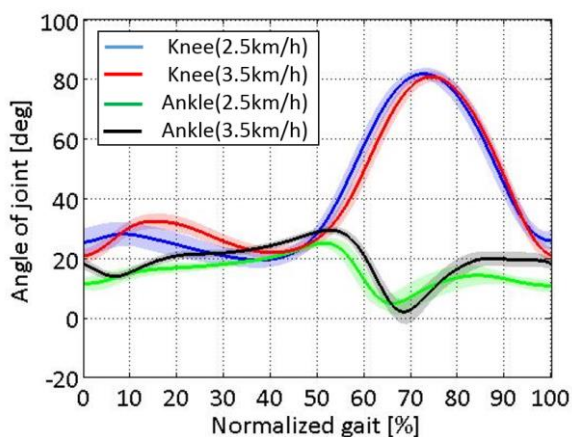


Fig. 6 Comparison of 2.5km/h and 3.5km/h walking

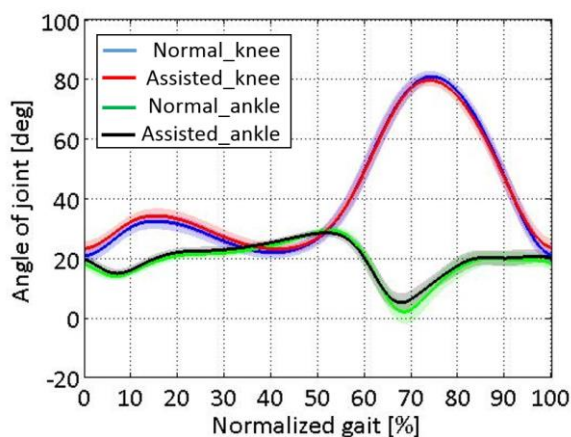


Fig. 7 Comparison of normal walking and assisted walking

の低下を招く^[7]。したがって初期張力を強くした場合、底屈を妨げるトルクが大きくなり底屈が減少し、それに伴い膝関節屈曲角度が減少し、歩行速度 3.0 km/h のときは弱アシストよりも効率の悪いアシストとなり、歩行速度 3.5 km/h の時には非アシスト時よりも最小足底クリアランスが低下したと考えられる。

4. 結言

高齢者の転倒問題を解決するために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を行い、その歩行補助効果の検証を行った。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初期張力が異なることがわかった。したがって若年者に比べ歩行速度の遅い高齢者の歩容に対して効率よく歩行補助を行うことのできるストリングの初期張力の探索が必要であり、今後被験者数を増やし実験を行い確認していく

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'Ori,and Simon Taylor,"Minimum foot clearance during walking: strategies for the minimisatin 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

[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' *ROBOMECH*2017