

ワイヤーを用いた筋力伝達式歩行補助デバイスの製作

Development of a Wire Driven Walking Assist Device by Muscle Strength

○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. Thus, a wearable assist device which increases dorsal flexion to reduce the risk of tripping is developed. This device applies torque to foot joint from strong muscle through wires attached on the whole body during the swing phase. To improve the efficiency of the assist, wire paths were optimized by joint torque simulation. In this study, two wire path patterns which apply dorsal torque in swing phase were considered. As a result, the wearable assist device we developed successfully increased dorsal flexion and minimum foot clearance during swing phase.

Key Words: gait motion, wearable device, walking assist

1. 緒言

1. 1 研究の背景

高齢者は加齢に伴う筋力の低下により、歩行機能が徐々に低下する。現在、高齢者の歩行動作を支援するための方策として、装着型パワーアシストデバイス（以下、装着型デバイス）等の生活支援デバイスの開発の実用化に向けた研究が進んでいる。装着者の関節屈伸運動をアシストすることで、歩行支援のみではなく、リハビリ支援、作業支援等に用いることが期待されている。

歩行アシストの対象となる歩行機能の低下としては、筋力の低下やバランス感覚の衰えによる、歩幅の減少、遊脚期の膝関節角度や足関節角度の減少、遊脚時の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]。背屈角度の減少により足底部のクリアランスが減少し、地面との接触による躓きが発生しやすくなるため、高齢者は転倒のリスクが高くなる^[4]。そのため、転倒事故の発生を回避するための手段として、背屈角度を増加させ、足底部のクリアランスを回復させることは有効である^[5]。装着型デバイスのアシストによりこれを実現するためにはデバイスの日常的装着が必要であり、デバイスの重量・着脱性が優れていなければならない。

装着型デバイスは、装着者の各関節部にモータや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、アシスト力や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。表1に装着型デバイスの種類について示す。

そこで本研究では装着型デバイスの軽量化のために、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、ワイヤーを用いた筋力伝達式背屈補助デバイスを開発する。ワイヤー式装着型デバイスとは、脚部にワイヤーを配し、ワイヤーを引っ張ることにより発生するテンションによって下肢の関節にトルクを与え、装着者の動作をアシストするものである。装着者の関節に効率よくトルクを伝えるためにワイヤーパスを最適化することで、効果的な歩容改善が期待できる。

Table. 1 Type of walking assist device

Type	Actuator Type	Supporter Type
Assist Power	◎High Power	×
Assist Pattern	◎Variable Assist Pattern	×Constant
Weight	×	◎
Removable Performance	×	◎

1. 2 目的

装着者の強い筋から取り出した力を、ワイヤーを介して効率的に足関節へと伝え、背屈トルクに変換する装着型デバイスを設計・製作し、その効果を検証する。

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

本研究で製作する装着型デバイスは、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ワイヤーガイドによりワイヤーを全身に沿わせるものである。全身に沿わせたワイヤー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、肩のひねりや腕の振り等の上半身の動き、股関節周りや大腿部等の下半身の動きを利用し、力を取り出すこととする。

2. 2 装着型デバイスの設計方針

背屈角度の減少による躓きや転倒を回避するためには、足底部と地面の接触が発生する可能性があるタイミングでの背屈補助を行う必要がある。足底部と地面の接触が発生するのは、地面を蹴りだし足関節が底屈した直後に脚を前に運ぶとともに足関節を背屈させるタイミングであり、図1における歩行周期60%から80%のときである。したがって、背屈補助

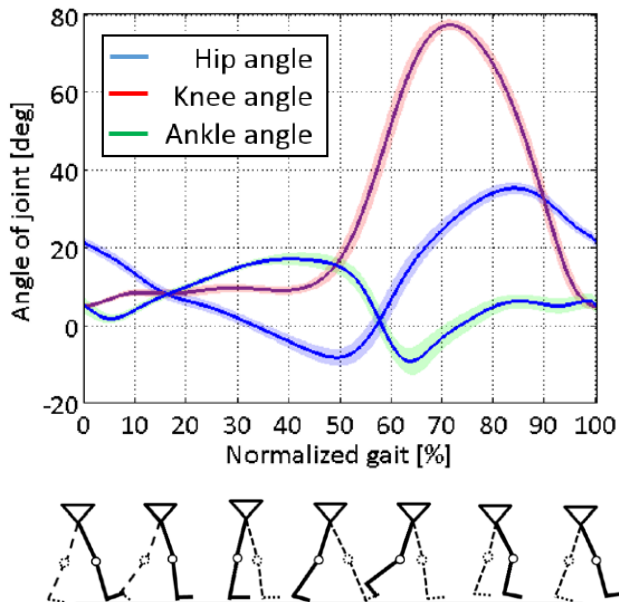


Fig. 1 Joint angle and gait motion

のために関節にトルクを与えるタイミングは歩行周期における60%から80%のときとする必要がある。また、アシスト対象外でのタイミングで歩行を妨害しないために、背屈のタイミング以外ではトルクが発生しないことが要求される。さらに、ワイヤーが下肢全体に配置されているため足関節だけではなく膝関節にもトルクが発生する可能性があり、このトルクが膝関節の動作を妨害しないようにワイヤーパスを構成しなければならない。したがって背屈のタイミングである歩行周期における60%から80%において、足関節周りにのみトルクが発生するワイヤーパスの設計が必要である。

2. 3 実験装置の構成

本研究においては、被験者の動作を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。

被験者の動作は、被験者の脚の各関節中心に張ったマーカをモーションキャプチャで計測し、矢状面に投影した。投影したデータより、隣接する3つのマーカの座標より各関節角度を計算、定義し、腰関節は直立状態が 0° であり進行方向を正とし、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。

2. 4 トルクの計算方法

予備実験より取得した歩容データを用いて歩行時に発生する関節トルクの計算を行った。足関節周りに働くトルク T は、ワイヤーに働く張力を P 、足関節からワイヤーガイドまでの距離 r により以下の式で求められる。

$$T = P \cdot r \quad (1)$$

膝関節周りのトルク T は、文献[7]よりワイヤーガイドに発生する合力 F と、膝関節からワイヤーガイドまでの距離 l の外積計算により求められる。

$$T = \vec{F} \times l \quad (2)$$

2. 4 ワイヤーパスの最適化

ワイヤーパスを決定するにあたり、下肢のワイヤーパスは式(1)、式(2)により求められる足関節周りのトルクを最大化し、膝関節周りのトルクを最小化することで最適化した[7]。

上肢のワイヤーパスは、歩行中のワイヤーパスの長さ変化のシミュレーションにより決定した。ワイヤーに弾性があると仮定した際、ワイヤーが伸びるときにワイヤーにテンションが発生し、足関節に背屈トルクが発生すると考えることができる。まず背屈時にワイヤーが伸びると見込めるワイヤーパスを検討し、被験者の身体上のワイヤーガイドを配置する箇所にマーカを着け、座標データを取得する。この座標データを利用して背屈時にワイヤーが伸びると見込めるワイヤーパスを仮決定する。ワイヤーパスは歩行実験時に設置したマーカ位置を沿うものとなる。ここで仮決定したワイヤーパスの長さの歩行中の変化を、パスとして選択したマーカ間の距離の合計をシミュレートする。このとき、ワイヤーパス全体の長さの歩行中における変化が示される。次に計算したワイヤーパス全体の長さの最小値が0となるように、ワイヤーパスの長さ変化の値すべてを平行移動する。つまりこのときワイヤーパス全体の長さ変化は、ワイヤーパスの最短の長さを0としたワイヤーの伸びを示したデータへと変換される。この変換されたワイヤーパス全体の長さ変化の値 L と、ワイヤーの弾性係数 k を置いたとき、ワイヤーに発生するテンション P が以下の式で示される。計算を簡単なものにするために、弾性係数 k は 1 N/mm とした。これによりワイヤーに発生するテンションを定義し、式(1)、式(2)より仮決定したワイヤーパスにより関節に働くトルクを計算することが可能となる。この過程により、適切なタイミングでトルクが発生するワイヤーパスを試行錯誤的に検討した。

以上の最適化により、背屈時に足関節にトルクが大きく発生するワイヤーパスを2種類決定した。1つ目は腕の振りより力を取り出す arm swing path (図2(a))、2つ目は腰のひねりを利用する body twist path (図2(b))である。図3、図4にそれぞれのワイヤーパスにより発生するトルクを示す。背屈を行う歩行周期60%から80%にかけて足関節周りにトルクが発生していることが分かる。膝関節周りにトルクが発生しているが、ワイヤーパスの最適化により、トルクの大きさが最小化されている。

2. 5 装着型デバイスの製作

決定したワイヤーパスを構成することのできる装着型デバイスを図5のように製作した。つま先、膝、肘、腕の4つの装具から構成され、すべての装具にベルクロを張ることができるように表面加工されている。ワイヤーガイドを備え付けた白い楕円形のベースにもベルクロ加工を施しているため、ワイヤーガイドをベルクロによって装具上の自由な位置に配置することが可能であり、様々なワイヤーパスを構成することができる。また、ガイドに通すストリングはワイヤーと弾性体からなり、弾性体の伸縮よりワイヤーに発生するテンションを測定することができる。

2. 6 歩容計測実験の実施

製作した背屈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。また、被験者が意図的に歩容を変化させている可能性を排除するために脚の筋電位を測定した。歩行速度は被験者が決定し、トレッドミル上を歩行する。歩行時間は3分とし、はじめの1

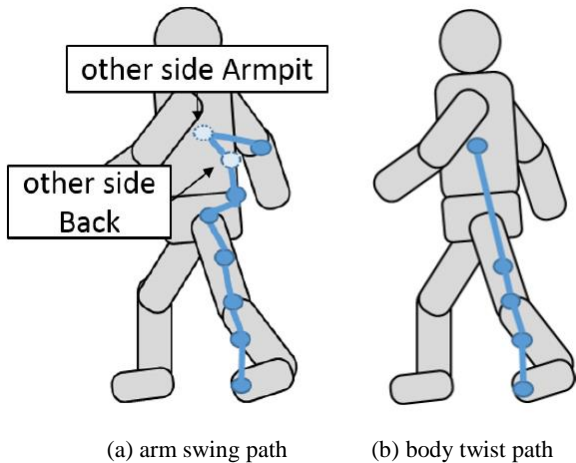


Fig. 2 Wire path candidates

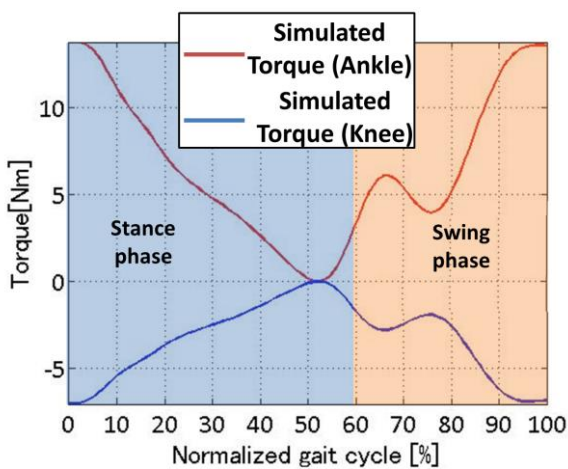


Fig. 3 Simulated joint torque (arm swing path)

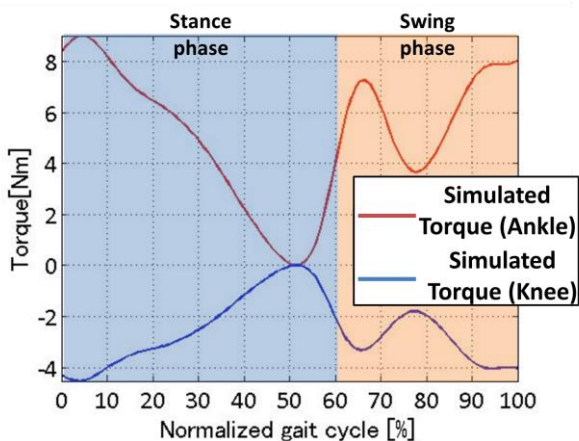


Fig. 4 Simulated joint torque (body twist path)

分で歩容を安定させ、後の 2 分で計測を行う。計測したデータは、歩行周期に合わせて正規化し、統計処理を施した上で評価を行う。

3. 実験結果

arm swing path によるアシストをした歩行とアシスト無の歩行の関節角度とワイヤーに発生するテンションを図 6 に



Fig. 5 Applied torque on the ankle joint

示す。これらを比較すると、歩行周期 70-80 %において、アシスト時に背屈角度が約 2° 増加していることがわかる。このワイヤーパスは腕の動作より力を取り出すため、背屈を行うタイミングに足関節にトルクが加わるように調整することができたと考えられる。しかし遊脚期において膝関節の角度が約 3° 減少している。これは膝関節上にワイヤーパスが通っているため膝関節に伸張トルクが働いたためだと考えられる。ワイヤーテンションについて図 3 のシミュレーション結果と比較する。図 6 のグラフは張力について示しており、図 3 では関節周りのトルクについて示しているが、トルクはテンションと関節からワイヤーガイドまでの距離の積より求められるため、波形の比較を行うことができる。歩行周期 65%付近においてシミュレーションでは発生したトルクの山が確認できるが、実際に発生したテンションに山は確認できない。これは、arm swing path は腕の振りより力を取り出すワイヤーパスであるため、背屈時に全体的にテンションを発生させるように腕の振りを調整したことによる差異であると考えられる。背屈時以外のタイミングにおける波形はほぼ一致しているため、シミュレーションは実際に発生するトルクを概ね推定することができると思われる。したがって、背屈時に足関節には背屈トルクが働き、膝関節には伸張トルクが働いているといえる。図 7 に示す body twist path によるアシストをした歩行とアシスト無の歩行の関節角度の比較を見ると、歩行周期 60-80 %においてアシスト時に背屈角度が約 10° 増加している。これはつま先の底屈に合わせてワイヤーにテンションが働いたため、つま先角度を下げないようにアシストがされていると考えられる。しかし底屈が減少し、蹴りだしが弱くなっている。そのため膝関節角度の減少量が arm swing path よりも大きく、約 8° 減少したと考えられる。しかし底屈が減少し、蹴りだしが弱くなっている。そのため膝関節角度の減少量が arm swing path よりも大きく、約 8° 減

少しだと考えられる。また、図4の関節周りトルクのシミュレーションと比較すると、同様の波形が確認できる。つまり、シミュレーションは実際に発生するトルクをほぼ推定しており、遊脚期において膝関節に大きく伸展トルクが働き、膝関節の屈曲を妨げている可能性があることを示している。

次に、最小足底クリアランスの比較を図8に示す。body twist pathの場合、背屈を増加させているにも関わらず、足底クリアランスがアシスト無の歩行のものより低下していることがわかる。これはbody twist pathのアシスト時に膝関節角度が大きく減少したことにより、足部の高さが低下したためだと考えられる。膝関節周りに働くトルクの最小化をワイヤパスの最適化により行ったが、実際は膝関節に伸展トルクが発生しており、そのため膝関節の屈曲角度が減少するという結果が見られたため、さらに膝関節周りに発生するトルクの最小化が必要であり、ワイヤパスの再設計が求められる。

背屈を行う筋の筋電位に違いは見られず、装着型デバイスのアシスト効果によって背屈が増加していることを確認した。

結言

高齢者の転倒問題を解決するためにワイヤを用いた無動力式背屈補助デバイスの開発を行い、その背屈効果の検証を行った。考案した2つのワイヤパスはそれぞれ異なる性質を示したものの、どちらも背屈効果を確認することができた。しかしどちらのワイヤパスも膝関節角度の減少をもたらし、膝関節角度が大きく減少した場合には足底クリアランスが低下する場面があることがわかった。今後はワイヤパスを再調整し、適切なタイミングで足関節のみにトルクを与える設計にすることを課題とする

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] Yoko Honda, Yoko Aso, Aki Ibe, Megumi Katayama, Tomoko Tamaru,"A Study of Effects of Foot Bath before Exercise on Fall Prevention," JOURNAL OF JAPAN SOCIETY OF NURSING RESEARCH Vol.35, No.5, 2012
- [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, "ワイヤを用いた歩行補助およびワイヤパスの最適化に関する研究" ROBOMECH2016

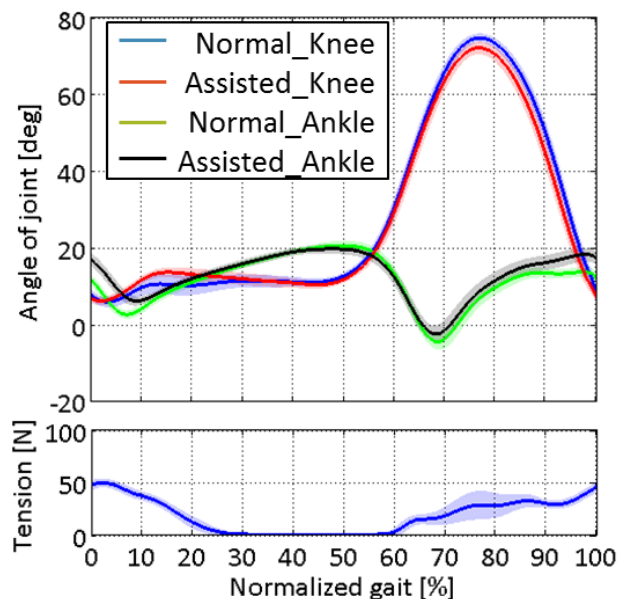


Fig. 6 Comparison of normal walking vs arm swing path

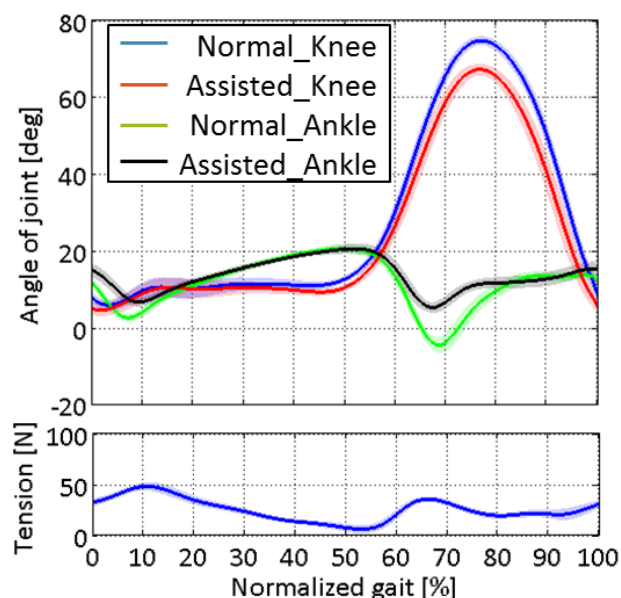


Fig. 7 Comparison of normal walking vs body twist path

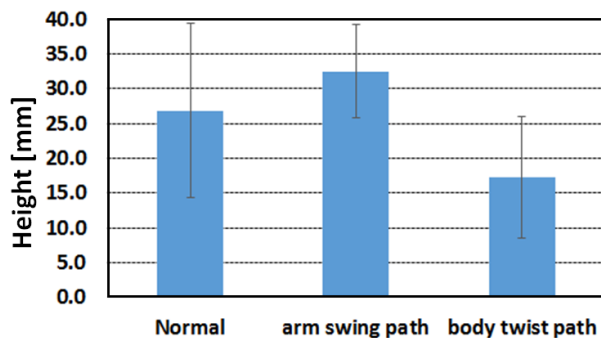


Fig. 8 Comparison of foot clearance