

ワイヤーを用いた歩行補助およびワイヤーパスの最適化に関する研究

Development of the Wire Driven Walking Assist Device with the Optimized Wire Passes

○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 through wires attached on the lower leg during the swing phase. To improve the efficiency of the assist, wire passes were optimized under the evaluation function which consisted of joint torque of knee and foot joint. As a result, the wearable assist device we developed successfully increased dorsal flexion during swing phase without the effect to the knee joint.

Key Words: gait motion, wearable device, walking assist

1. 緒言

1.1 研究の背景

加齢に伴う筋力の低下により、歩行機能は徐々に低下する。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ロボット（以下、装着型ロボット）等の生活支援ロボット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。

装着型ロボットは、装着者の各関節部にモータやワイヤー等を取り付け、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。装着型ロボットの種類の中で、歩行支援を目的としたワイヤー式の装着型ロボットは、脚部にワイヤーを配し、ワイヤーを巻き取ることで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、装着者の歩行をアシストする設計となっている^[1-3]。文献[1]では、支持脚期におけるワイヤーの伸展を力に変換しアクチュエータに蓄え、遊脚期に腰関節と足関節にトルクを与える構造の装着型ロボットが紹介されている。アクチュエータにはモータや、圧縮空気を利用した張力発生装置等を使用するため、大きな力を取り出せる反面、装置の重量が増大する場合もある^[1]。

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^[4-6]。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。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^[7]。装着型ロボットのアシストにより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で、つまずきの回避を期待できるが、装着型ロボットによりこれを実現するためには装着型ロボットを日常的に装着していなくてはならない。この点、ワイヤー式の装着型ロボットは、スーツのように装着することができるため、日常的な使用に適していると考えられる。

ワイヤー式装着型ロボットを製作する上で重要であるのが、関節に効率よく力を伝えるためのワイヤーパスの設計である。



Fig. 1 Wire Driven Walking Assist Device

ワイヤーパスによって、関節に働くトルクの大きさや、トルクの働く箇所が決まる。したがって、ワイヤー式装着型ロボットにより背屈の増加を得るためには、足関節に効率よくトルクを与える最適なワイヤーパスの設計が要求される。

1.2 目的

アシストが必要な部位、タイミングに適切なトルクを印加できるようにワイヤーパスの最適化を行い、それに基づいて装着型デバイスを製作する。次に、それを装着した状態での歩容を解析し、非装着時の歩容と比較することで、アシストの効果を検証する。

2. 装置設計

2.1 装着型デバイスの製作

本研究では、被験者の歩行アシストを行うために下肢装着型デバイスを製作した。本研究で用いる装着型デバイスは、

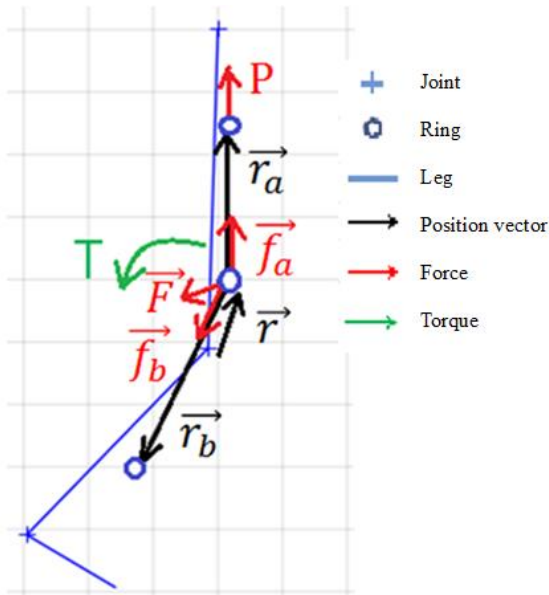


Fig. 2 Calculation model of joint torque

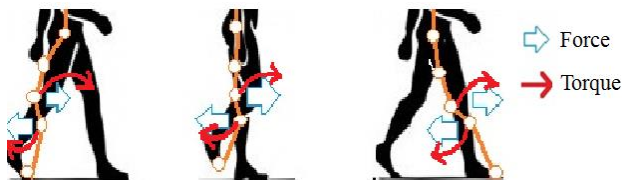


Fig. 3 Wire passes

ワイヤーガイドとしてワッシャーリングを、ワイヤーとしてタコ糸を使用し、ワイヤーガイドの位置の調整、固定のために伸縮ベルトを利用して製作した。装着型デバイスの外観を図1に示す。ワイヤーガイドは両脚のつま先と下腿に2か所、大腿に1か所、股関節部に1か所に配置しており、各リングにワイヤーを通して、今回は簡単のため、ワイヤーを肩越しに引っ張ることにより下肢へのトルクの付与を行う。

2. 2 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。計測区間は長さ 7m の直線の走路であり、3m の助走路と 4m の計測区間で構成される。

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ー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 つのマーカー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。

また、事前に予備実験を行い、デバイス非装着時の歩容を測定し、各関節角度変化のデータを取得した。この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。はじめに、下肢上のリング固定位置を定義し、それらをつなぐワイヤーパスを定義する。次に、ワイヤー張力をワイヤー進行方向への力ベクトルとして各リングに生じる合力を計算し、関節-リング間の位置ベクトルとリングに生じる合力ベクトル

の外積計算より各関節に働くトルクを計算した。図 2 に脚部の図を示す。以下に、ワイヤーに働く張力を P 、リング間の位置ベクトルを \vec{r}_a 、 \vec{r}_b 、膝関節-リング間の位置ベクトルを \vec{r} とおいた際の、ワイヤーに働く力ベクトル \vec{f}_a 、 \vec{f}_b 、リングに働く合力ベクトル \vec{F} 、関節に働くトルク T の計算式を示す。

$$\vec{f}_a = P \cdot \vec{r}_a / |\vec{r}_a| \quad (1)$$

$$\vec{f}_b = P \cdot \vec{r}_b / |\vec{r}_b| \quad (2)$$

$$\vec{F} = \vec{f}_a + \vec{f}_b \quad (3)$$

$$T = \vec{F} \times \vec{r} \quad (4)$$

2. 3 ワイヤーパスの最適化

ワイヤーパスを下肢に密着して配置するため、固定リングを股関節上とつま先に 1 か所ずつ、可動リングを大腿に 1 か所と下腿に 2 か所配置する。製作した装着型デバイスは、ワイヤーおよびガイドが下肢全体に配置されているため、つま先に加え膝関節や股関節にもトルクを与え、歩容に干渉する可能性がある。そのため、最適化により、背屈トルクを最大化し、他関節へのトルクを最小化するワイヤーパスを求めた。最適化は MATLAB を用いて、可動リングの座標を変数とし、関節周りのトルクを評価関数として、ワイヤーパスの最適化を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う。評価関数 J は以下に定める。

$$J = -T_{\text{toeup}} + T_{\text{knee}} \quad (5)$$

これにより、遊脚中の足底クリアランスを増加させるために、遊脚時の最大背屈トルク (T_{toeup}) の最大化および最大膝関節伸展トルク (T_{knee}) の最小化を行う。図 1 に示すように、ワイヤーがつま先と下腿間で浮く箇所が存在し、装着型デバイスのワイヤーパスを脚上に可能な限り配置するために、拘束条件としてつま先と直結される下腿リングの可動領域を足関節外顆から高さ 20cm とする。最適化されたワイヤーパスを図 3 に示す。図 3 より、下腿のリングにより生じるトルクが打ち消し合うように働くことが分かった。

2. 4 歩容計測実験の実施

製作した装着型デバイスにより、通常歩行時の歩容動作に対して生じる影響を評価することを目的として、ロボット装着時、非装着時の歩容を、計測装置を用いてそれぞれ 5 回ずつランダムな順番で計測した。装着型デバイスを装着して自然な速度で走路を歩行した場合と、非装着で行った場合の双方で取得した計測データ結果の平均値を条件ごとに比較した。下肢にトルクを与えるために、ワイヤーは約 30N の定常力で引っ張り、歩行する。

3. 実験結果

本実験において計測した歩容パラメータを表 1 に示す。装着型デバイスの有無によって、歩行速度と歩幅のパラメータに差が見られた。装着型デバイスの装着によって歩幅が減少したため、歩行速度が低下したと考えられる。

Table 1 Gait parameters

	normal	assisted
Speed[m/s]	1.35±0.03	1.29±0.07
Step length[cm]	72.6±2.0	68.8±2.0
Cadence[step/min]	109.2±3.7	109.4±2.9

次に、右脚各関節角度の変化を図4に示す。図4において、横軸0~60%が支持脚期であり、60~100%が遊脚期である。図4より、遊脚期において背屈角度が増加し、膝関節角度変化がほぼないことがわかる。また、支持脚期において、膝関節角度、背屈角度がともに増加している。これは装着型デバイスによる下肢へのトルクの付与が常に行われていることを示す。そのため、図4における横軸60%付近の踏み込みが浅くなっており、歩容が変化していると考えられる。このことが歩幅やケイデンスの減少による歩行速度の低下の原因である可能性がある。

次に、各関節に働くトルクの変化を図5,6に示す。図5に示す膝関節トルクの変化のデータより、最適化されたワイヤーパスでは膝関節伸展トルクがほぼ発生しないことが分かる。図4より、歩行実験の結果から膝関節角度の変化はほぼないことがわかるため、膝関節伸展トルクは約±0.8Nm以下であれば膝関節への影響を無視することができると考えられる。また、図6に示す背屈トルクの変化のデータより、つま先に常に約4Nm以上の背屈トルクが働いていることが分かる。したがって、つま先に4Nm以上の背屈トルクを与えることで、背屈角度を増加させることが可能であると考えられる。一方図4からはgait=60%付近で踏み込み時の底屈角度が減少していることが分かるが、これは、装着型デバイスが常に下肢にトルクを与えているためであり、装置の改善が必要である。

また、被験者が意図せず背屈角度を増加させるように歩行している可能性があるため、他の被験者による歩行実験の実施または、被験者の筋電を計測し、背屈の増加効果が装着型デバイスによるものであることの確認等を行う必要がある。

結言

本研究においては、最適化されたワイヤーパスに基づいた装着型デバイスの開発およびそれを用いた歩容の計測を行った。その結果、装着型デバイスの装着により遊脚期の背屈を増加させることが可能であることが分かった。しかし、踏み込みが浅くなり、歩容が変化した。今後は、装着型デバイスの非装着時と同様の踏み込みを維持しつつ、背屈角度のみを増加させることを課題とし、装着型デバイスを開発する必要がある。

文献

[1] Alan T.Asbeck,Atefano M.M.De Rossi,Ignacio Galiana,YeDing,and Conor J.Walsh, " Stronger,Smarter,Softer, " IEEE ROBOTICS&AUTOMATION MAGAZINE,December,2014

[2] A.Esquenazi, M Talaty,A.Packel,and M.Saulino,"The ReWalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor -complete spinal cord injury," Amer.J.Phys,Med,rehab.,vol.91,no.11,pp.911-921,2012

[3] K.Yamamoto,M.Ishii,K.Hyodo,T.Yoshimitsu,and T.Matsuo,"Development of power assisting suit (miniaturization of supply system to realize wearable suit)," JSME Int.J.Ser.C,vol46,no.3,pp.923-930,2003

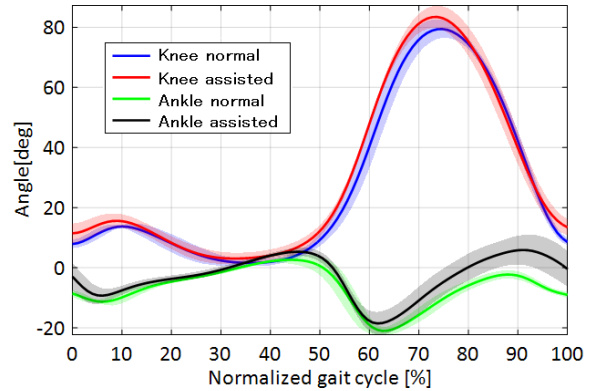


Fig. 4 Joint angle

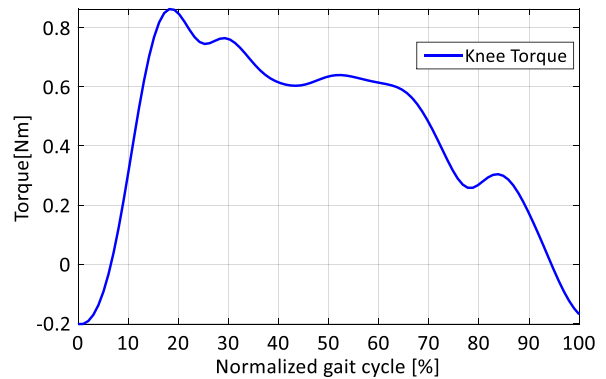


Fig. 5 Applied torque on the knee joint

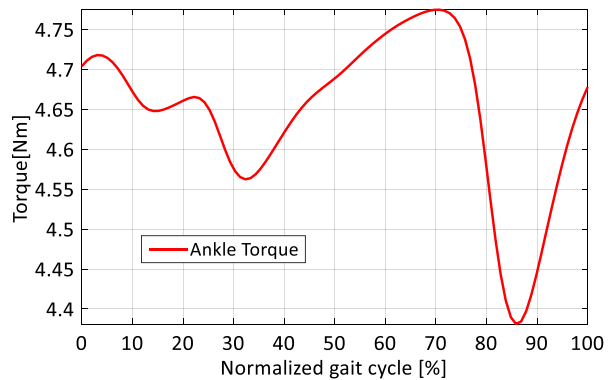


Fig. 6 Applied torque on the ankle joint

[4] 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

[5] 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

[6] 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

[7] 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