

ワイヤ型アシストスーツのトレッドミル歩行における力学的影響評価

Evaluation of mechanical effect for wire assist suit with force plates inside treadmill

村井 大海^{*1}
Hiroumi MURAI

辻内伸好^{*1}
Nobutaka TSUJIUCHI

伊藤彰人^{*1}
Akihito ITO

北野敬祐^{*1}
Keisuke KITANO

村上健太^{*2}
Kenta MURAKAMI

岡田征剛^{*2}
Seigo OKADA

井上剛^{*2}
Tsuyoshi INOUE

遠藤維^{*3}
Yui ENDO

今村由芽子^{*3}
Yumeko IMAMURA

小澤順^{*3}
Jun OZAWA

^{*1} 同志社大学
Doshisha University

^{*2} パナソニック株式会社
Panasonic Corporation

^{*3} 産業技術総合研究所
National Institute of Advanced Industrial Science and Technology

Assist suits have been developed in order to improve gait efficiency and reduce the burden on the body. In recent years, wire type assist suits have been developing. Generally, wire types help users to move by pulling the portion of their bodies with wire. Therefore, they can easily follow human movement and are enough light to wear for long time. In this research, we evaluated the effect of wire type assist suits on lower limb joint by analyzing mechanical values for each joint when walking on the treadmill with wearing wire type. We calculated user's lower limb joint angle, hip joint torque and step length in each condition (Case I: Tension is changed, Case II: Assisting section is changed). Results from the analysis showed increases of lower limb joint angles to particular direction and step lengths, decrease of energy in a part of gait cycle.

1. はじめに

近年の高齢化社会に伴い、高齢者や労働者の動作を支援する装置の研究開発が行われている。その一つが動力を持つ装置をユーザに装着することで、歩行動作を支援するアシストスーツである。近年、ワイヤを伸縮させることで下肢関節の支援を行うワイヤ型のアシストスーツ（以下ワイヤ型）が開発¹⁾²⁾³⁾されている。

従来では、ワイヤ型の評価手法として、呼吸ガス計測によるエネルギー代謝動態が用いられている⁴⁾⁵⁾。しかし、この評価手法では運動全体の代謝の変化についての評価はできるが、アシストスーツが各関節に対して行っている支援の程度を評価することはできない。さらに、ワイヤ型は関節を跨って張られたワイヤを引くことにより動作をアシストするため、関節にエンコーダを有する外骨格アシストスーツに比べ、関節における支援効果の評価は困難である。

そこで、本研究では人体シミュレーションソフトウェアを用いて、ワイヤ型を装着してトレッドミルを所定時間歩行したヒトの各関節に対してワイヤ型が与える力学的な値を計算機上で解析することにより、ワイヤ型が下肢関節に与える影響を評価することを目的とする。本稿では、ワイヤの動作モデルをシミュレーションソフトウェア上でモデル化し、アシストタイミング、およびワイヤ張力の大きさを変化させた際の計測データを用いて股関節トルク、下肢関節角度および歩幅の算出結果に基づき評価を行った。

2. アシストスーツ

ユーザは、図 1 に示す、リュック型のモータ駆動システムを背負い、腰に腰ベルトを、左右の膝上大腿部に膝ベルトを装着する。モータ駆動システムには、バッテリー、制御基板、モータ 8 本 (Maxon 社: EC Servo モータ, 22mm-24V-100W, 減速比 16:1 のギヤボックス付) およびモータドライバ (Maxon 社: ESCON Module 50/5) が設置されている。また、8 本のワイヤがモータ駆動システムのモータから腰ベルトを経由し、端点は膝ベルトに取り付けられる。ワイヤは直径 8mm のプーリを経由してモータに取り付けられており、各ワイヤは、約 100N の張力を生み出すことが可能である。図 1 に示すようにワイヤは、各脚の前後に 2 本、交差した形で設置され、歩行周期の 87.5% から指定の歩行周期まで一定の張力を加えることができる。それにより、モータが回転し、腰ベルトと膝ベルトの間にワイヤ張力が発生し、股関節の運動を支援することができる。

本アシストスーツは、歩行周期 (踵接地から次の踵接地までの時間) に基づいてワイヤ張力の制御が行われるため、ユーザの歩行周期を計測する必要がある。そこで、靴には圧力センサが設置されており、圧力センサの計測結果はワイヤレスでモータ駆動システムに送信され、その信号をもとにアシストタイミングを決定する。また、腰ベルトと膝ベルトの間において、ロードセルが直接ワイヤに接続されており、ワイヤ張力の計測を行い、常にフィードバックすることで、リアルタイムでワイヤ張力の制御を行っている。

なお、本研究では、直進歩行の進行方向のみに対して股関節モーメント支援を行うため、後部ワイヤのみを同張力で制御し、伸展モーメントのアシストのみを行った。

連絡先: 村井大海, 同志社大学機械力学研究室, 京田辺市
多々羅都谷 1-3, buo5037@mail4.doshisha.ac.jp

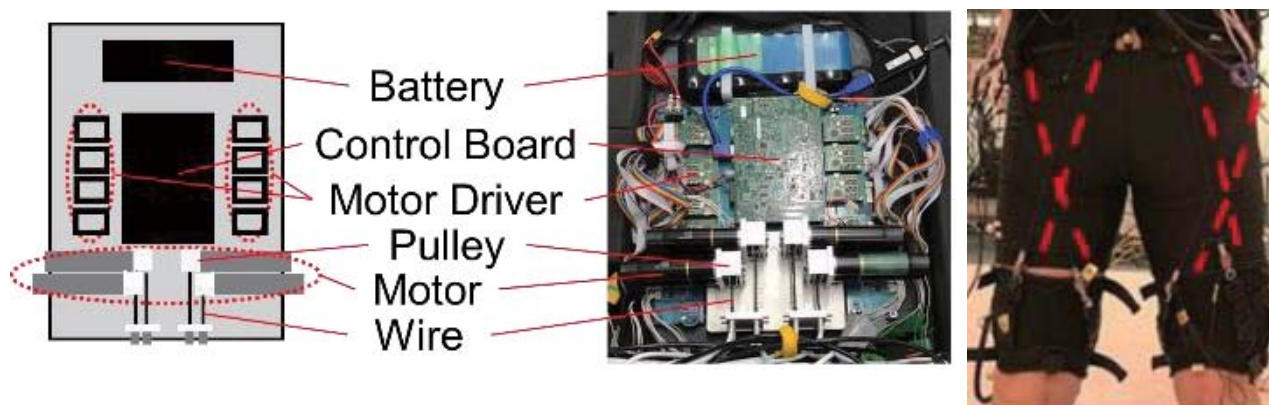


図1 アシストスーツのモータ駆動システム（左，中央）およびワイヤ位置（右）



図2 実験時の様子

3. 実験方法

本アシストスーツ装着時のユーザの運動学情報および床反力情報を計測する実験を行った。被験者は歩行異常のない45歳、177cm、69kgの男性とした。被験者の全身に79個の反射マーカを装着し、モーションキャプチャシステムVENUS3D（ノビテック製）のカメラ（全8台）によって、フォースプレート（テック技販製）内蔵の左右分離型トレッドミル上の歩行運動を計測した。歩行時間は40秒で、そのうちの20秒間のデータを各条件（全7条件）につき3セット取得した。実験時の様子を図2に示す。

条件はI. 各ワイヤの最大張力を30N、50N、70Nと変化させた場合（いずれもアシストタイミングは87.5%~20%）およびII. ワイヤの最大張力を50Nでアシスト終了タイミングを4種類（0%、10%、20%、30%）に変更した場合で歩行計測した。モーションキャプチャおよびフォースプレートのサンプリング周波数は各々200Hzおよび500Hzであった。

4. 解析方法

4.1 人体シミュレーションソフトウェアによる支援効果の評価

上述の歩行動作計測結果に基づき、被験者およびワイヤの動作を計算機上に再現し、逆運動学解析を仮想的に行う。以下にその概略手順を示す。

1) 人のモーションデータから逆運動学により関節角度を算出。

表1 歩行周期全体の関節角度差

Condition	Hip[deg] (Extension: +)	Knee[deg] (Flexion: +)	Ankle[deg] (Plantar: +)
30N87.5-20%	1.18	2.40	2.36
50N87.5-0%	-0.43	1.25	3.02
50N87.5-10%	1.85	1.63	3.15
50N87.5-20%	2.37	1.28	2.70
50N87.5-30%	4.11	0.49	3.86
70N87.5-20%	5.56	1.17	2.53

表2 歩行負荷軽減率

Condition	Reduction rate[-]		
	0-7% section	10-60% Section	0-100% section
30N87.5-20%	1.53×10^{-1}	-6.57×10^{-1}	-4.84×10^{-1}
50N87.5-0%	1.30×10^{-1}	-5.70×10^{-1}	-8.57×10^{-1}
50N87.5-10%	1.28×10^{-1}	-6.85×10^{-1}	-1.10
50N87.5-20%	1.07×10^{-1}	-7.19×10^{-1}	-8.99×10^{-1}
50N87.5-30%	4.22×10^{-1}	-6.04×10^{-1}	-1.13
70N87.5-20%	1.10×10^{-1}	-1.01	-1.28

2) 1)の関節角度、ワイヤ張力、床反力、ワイヤのモーションデータおよびCOP（圧力中心位置）から逆運動学により関節モーメントを算出。

以上より、ワイヤ張力の大きさ・制御方法による支援効果の違いを評価した。

4.2 下肢関節角度差

歩行周期全体における、アシスト有りの場合とアシスト無しの場合の各関節角度差を以下の式で求めた。

$$\theta_d(k)(i) = \frac{\sum_j^N (\theta_{(NA)(j)} - \theta_{(i)(j)})}{N} \quad (1)$$

ここで、 i はアシスト条件（30N87.5-20%など）、 j は1歩行周期中の1%、 k は各関節、 NA はアシスト無し条件、 N は1歩行周期（100%）、 θ_d は関節角度差である。

4.3 歩行負荷軽減率

股関節モーメントのアシスト効果を定量的に評価するために以下のように歩行負荷軽減率 γ を定義した。

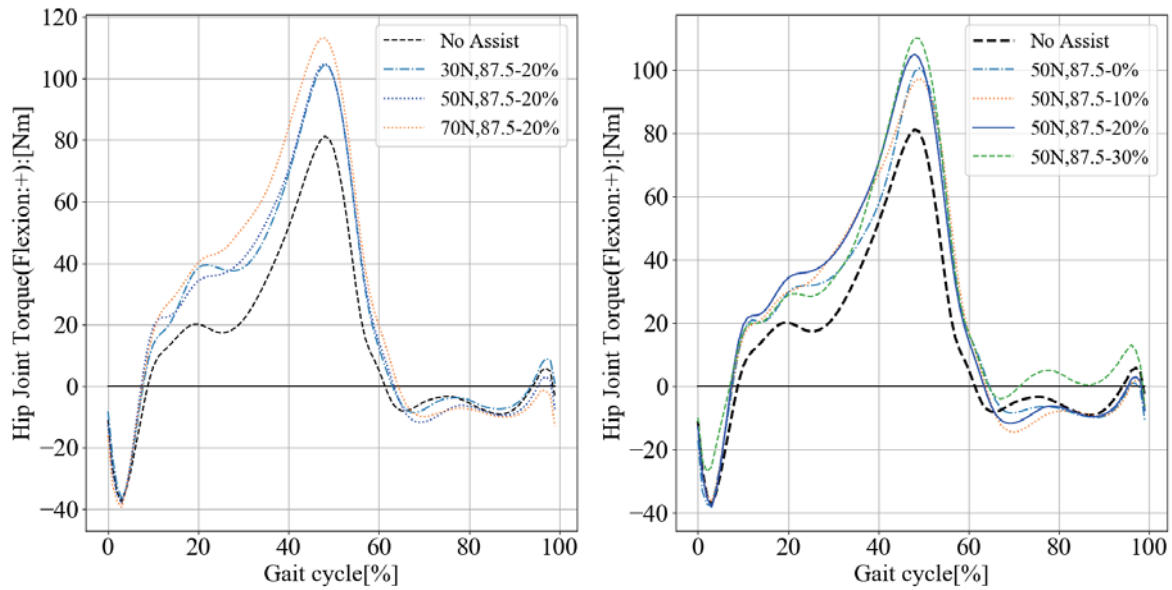


図3 股関節トルク case I (左) および case II (右)

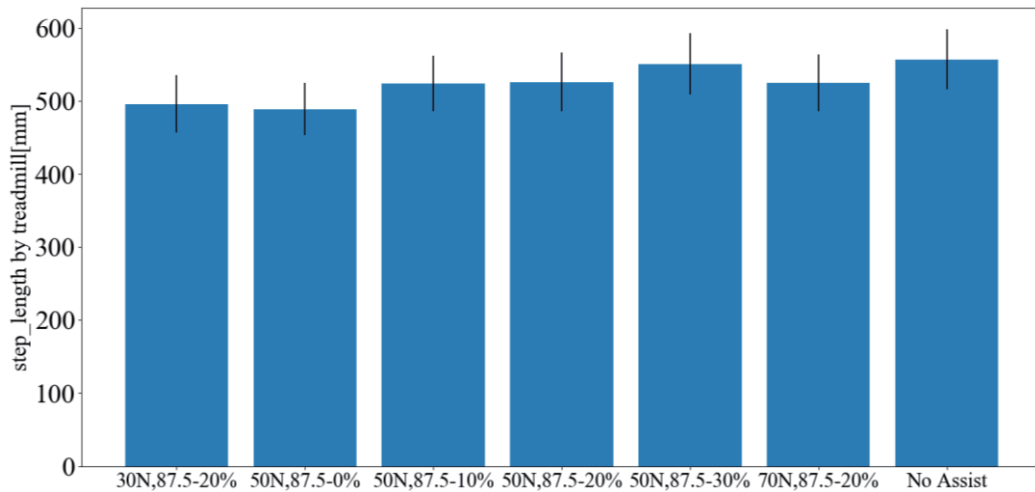


図4 各条件での歩幅

$$\gamma(i) = \frac{\sum_j \left(1 - \frac{|\tau_{(i)(j)}|}{|\tau_{(NA)(j)}|} \right)}{N} \quad (2)$$

ここで、 i はアシスト条件、 j は評価区間内の1%、 NA はアシスト無し条件、 N は評価区間、 τ は股関節モーメントである。

なお、式(1)、(2)では3セット中の左脚のデータを平均した。

5. 結果および考察

5.1 下肢関節角度差

式(1)により求めた各関節角度差の結果を表1に示す。表1より、各実験条件において、膝関節角度は屈曲方向、足関節角度は底屈方向に増加した。股関節角度はアシストする区間を長くする、またはワイヤ張力を大きくするにつれて伸展方向に増加することがわかった。これはワイヤが股関節を直接回転させるトルクを発生させることによるものと考えられる。この結果は、本ワ

イヤ型が股関節に対してアシストするものであることを考えると、ワイヤの制御方法によって特に股関節角度を所望の値に変化できうのではないかと考えられる。

5.2 歩行負荷軽減率

式(2)により求めた歩行負荷軽減率の結果を表2に示す。表2より、歩行周期0-7%では負荷が減少し、10-60%および全体では負荷が増加した。

5.3 アシストタイミングの提案

5.2より、10-60%では屈曲方向に負荷が増加していることから、ユーザが股関節を屈曲方向に曲げようとしているのに反し、後部ワイヤが股関節の伸展方向に引張動作をしてしまっていることがわかる。

また、I、II各条件における股関節トルクを図3に示す。股関節トルクの傾きが負のとき、ユーザは股関節を伸展させようとしているので、後部ワイヤ引張のタイミングとしては、歩行周期の0-3%、50-63%が適切であると考えられる。また、股関節トルクの傾きが正のとき、ユーザは股関節を屈曲させようとしているので、

歩行周期の 4-50%で前部ワイヤを引っ張るといと考えられる。4-50%で前部ワイヤを引っ張ることで本研究の 10-60%区間で見られた歩行負荷の増加が改善することが考えられる。

featuring variable compliance control, IEEE International Conference on Consumer Electronics, pp.400-401,2015.

5.4 歩幅の変化

条件I, IIIにおける、ユーザの歩幅を図 4 に示す。図 4 より、アシストタイミングを長くする、またはワイヤ張力を大きくするにつれて歩幅が増加する傾向が見られた。また、ユーザがアシストスーツを装着していない状態(No Assist)の歩幅が最も大きくなることから、アシストスーツを装着するとユーザの歩幅が小さくなるということがわかった。したがって、アシストスーツを装着した歩行において、装着していない状態と同様の歩幅にするためには、より長い区間や大きい力を条件とした実験が必要である。また、先に述べたように前部ワイヤを引っ張ることで、よりアシストがない歩行に近い歩幅を実現できると考えられる。

6. おわりに

本研究では、歩行アシストスーツの中で特に近年開発が見られている、柔軟なワイヤ型の歩行アシストスーツが下肢関節に対して与える影響を歩容と負荷の 2 つの観点から評価した。

歩容に関して、歩行周期全体の平均をとると、股関節角度は伸展方向、膝関節角度は屈曲方向、足関節角度は底屈方向に増加することがわかった。また、アシストタイミングを長くする、あるいはワイヤ張力を大きくするにつれて、歩幅が大きくなることが分かった。

負荷に関して、0-7%では負荷が減少し、10-60%および歩行周期全体では負荷が増加することがわかった。

今後の課題として、特に歩行負荷が増加した 10-60%で負荷を減少するための最適なアシストのタイミングおよび入力するワイヤ張力の制御方法を検討する必要がある。また、今回の実験では被験者が一人であったため、他の被験者でも同様のアシスト効果が見られるのかは分からなかった。そこで今後はさらに被験者数を増やし、アシストスーツの歩行運動に対する影響の評価を行っていく。

参考文献

- 1) A. T. Asbeck, S. M. M. De Rossi, K. G. Holt, and C. J. Walsh: A biologically inspired soft exosuit for walking assistance, The International Journal of Robotics Research, 34-6, pp.744-762,2015.
- 2) A. T. Asbeck, S. M. M. De Rossi, I. Galiana, Y. Ding, and C. Walsh: Stronger, Smarter, Softer: Next Generation Wearable Robots, Robotics & Automation Magazine, 21-4, pp.22-23,2014.
- 3) V. Bartenback, K. Schmidt, M. Naef, D. Wyss, and R. Riener: Concept of a soft exosuit for the support of leg function in rehabilitation, IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, pp.125-130,2015.
- 4) Y. Ding, I. Galiana, A. Asbeck, S. De Rossi, J. Bae, T. Santos, V. Araujo, S. Lee, K. Holt, and C. Walsh: Biomechanical and Physiological Evaluation of Multi-joint Assistance with Soft Exosuits, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 25-2, pp.119-130,2016.
- 5) S. W. John, M. Komatsu, K. Murakami, J. Ozawa and M. Yamamoto: Soft hip walking assist experimental system