

ワイヤ型アシストスーツが荷物持ち歩行に及ぼす力学的影響

Mechanical effects of wire assist suit on human walking during load-carrying

岡田 征剛^{*1} 村上 健太^{*1} 井上 剛^{*1} 遠藤 維^{*2} 今村 由芽子^{*2} 小澤 順^{*2}
Seigo Okada Kenta Murakami Tsuyoshi Inoue Yui Endo Yumeko Imamura Jun Ozawa

^{*1} パナソニック株式会社 Panasonic Corporation
^{*2} 国立研究開発法人産業技術総合研究所 National Institute of Advanced Industrial Science and Technology

We estimated the mechanical effects of wire assist suit on load-carrying. The wire assist device is a soft exosuit with four independently controllable actuators per assisted joint, with the wires crossed over each other at the front and rear. In this study, we used this assist suit to assist hip extension in stance phase during load-carrying. To estimate mechanical effects on hip moment, we made assist suit model in virtual ergonomic assessment system with human model and solved inverse kinematics. Additionally, we investigated on kinematic parameters to estimate the effects of load-carrying and assist suit on human walking. As a result, the assist suit decreased the hip extension moment in stance phase and the angular impulse during extension torque exertion by 25% compared to load-carrying with no assist device. From a kinematic point of view, the assist suit decreased the step length and the ratio of swing phase during load-carrying.

1. はじめに

近年、ヒトの歩行を支援するための様々なアシストスーツが研究されている。これまで開発されたものとして、ユーザの関節部に装着したアクチュエータによりユーザの動作支援を行う外骨格型[M. Aach 2014], また、関節を跨いだワイヤを引っ張ることでユーザの運動支援を行うワイヤ型[A.T.Asbeck 2015]が挙げられる。我々は、股関節 6 自由度のアシストが可能なワイヤ型アシストスーツを開発してきた[S.W.John 2017]。ワイヤ型のアシストスーツは、外骨格型に比べて拘束性が低く、柔軟な動きに対応したアシストが可能であるという特長を持つ。これまで、通常の歩行に対して支援効果を評価し、部分的ではあるが一定の効果が認められている[村上 2017]。

一方で、通常歩行だけでなく、荷物持ち歩行のように、負荷をかけた状態での動作支援も重要であり、工場や農業における運搬作業等の荷物持ち歩行を支援するアシストスーツを開発が出来れば、労働者の身体への負荷を軽減することが出来る。そこで、本研究では、先行研究により効果の認められたアシストパターンを荷物持ち歩行に適用し、ユーザへの歩容変化や関節トルク変化について評価を行った。

従来、アシストスーツの評価としては呼吸ガスなどの化学的手法が用いられてきた[L.M.Mooney 2014]が、力学的評価はあまりなされていない。本稿では、ワイヤ型アシストスーツのワイヤ動作をモデル化・可視化し、逆動力学シミュレーションにより、アシスト張力制御によるヒト股関節トルクへの影響を評価した結果について述べる。また、荷物持ち歩行に対する支援についての運動学的知見を得るため、荷物持ち歩行及びアシストスーツが歩行に及ぼす運動学的影響の評価を行った。

2. 手法

本章ではアシストスーツ、実験内容、及び解析手法について述べる。

連絡先: 岡田征剛, パナソニック株式会社,
大阪府門真市大字門真 1006 番地 TI 本部西門真
okada.seigo@jp.panasonic.com

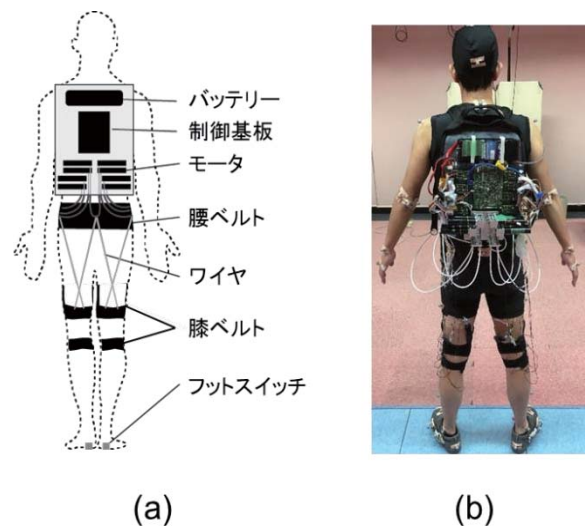


Figure 1. Outline of assist system

2.1 ワイヤ型アシストスーツ

本稿で用いるワイヤ型アシストスーツについて、ハード構成と制御方法について説明する。

(1) ハード構成

本稿で用いるワイヤ型アシストスーツの構成概略図と写真を Figure1 に示す。本アシストスーツは、リュック形状のモータ駆動システムと、ワイヤをユーザの腰に固定するための腰ベルト、左右の膝蓋骨を跨って装着し、ワイヤの端点を固定する膝ベルトから構成される。モータ駆動システムには、バッテリー、制御基板(National Instruments 社 sbRIO-9637 搭載)、モータ 8 本(Maxon 社: EC Servo モータ, 22mm-24V-100W, 減速比 16:1 のギアボックス付)とモータドライバ(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各モータから腰ベルトの固定点を経由し、端点は左右の膝ベルトに取り付けられる。そして、もう一方のワイヤ端点は、モータに取り付けられた、9mm 径のプーリーに接着しており、各ワイヤは、最大で約 100N の張力を生み出すことが可能である。また、

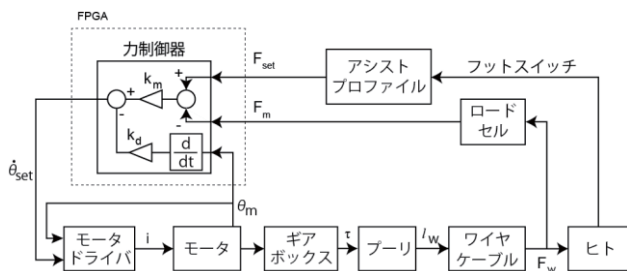


Figure 2. Control system configuration

ワイヤは Figure1 (b)に示すように、各脚の前後に 2 本、交差した形で設置され、モータの回転により、腰ベルト-膝ベルト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。さらに、ワイヤを交差させ、各ワイヤの張力バランスを変更することで、股関節 3 自由度 6 方向(屈曲・伸展、外転・内転、外旋・内旋)へのアシストが可能となる。

本アシストスーツは、歩行周期(かかと接地から次のかかと接地までの時間)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、Figure1 (a)に示すように、靴のかかと部分にフットセンサを設置し、フット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する。また、膝ベルトにおけるワイヤ固定部分に、ロードセルを設置することで、リアルタイムでワイヤ張力の計測とフィードバック制御を行っている。

(2) 制御方法

本ワイヤ型アシストスーツは、Figure 2に示すように、実測した張力 F_m と目標張力 F_{set} の差を用いた、モータ速度へのP制御を行っており、モータ速度の入力コマンド $\dot{\theta}_{set}$ は以下の式により決定する。

$$\dot{\theta}_{set} = K_m(F_{set} - F_m) - K_d \dot{\theta} \quad (1)$$

ここで、 K_m はP制御におけるゲインであり、 K_d はモータ速度に対する減衰係数である。

ワイヤの目標張力 F_{set} は、フットスイッチの計測結果から次ステップの歩行周期を予測し、あらかじめ設定している入力プロファイルを、各歩行周期100%に対して適応させることで決定される。本実験では、左右の後ろ側に取り付けた各2本ずつのワイヤに対して、歩行周期の87.5%から次ステップの20%まで50Nの張力を加えることで股関節運動の支援を行う。ここで入力プロファイルは正規化されており、実際に与える張力は、これに最大張力ゲインを乗算したものとなる。なお、この支援開始・終了タイミングは先行研究により、呼吸ガスによってアシスト効果が確認されたものを用いている。

前節で述べたように、本アシストスーツはワイヤを交差させることで、様々な方向への股関節運動支援を可能にしているが、本稿では、直進歩行の進行方向のみに対してトルク支援を行うため、屈曲・伸展トルクのアシストのみ行った。

2.2 実験内容

荷物持ち歩行時のアシストスーツによる支援の評価を行うため、運動学情報と床反力情報を計測する実験を行った。Figure 3に実験時の様子を示す。実験は下記の4条件で行った。

- i) アシストスーツ装着無, 荷物無 (Normal)
- ii) アシストスーツ装着無, 荷物有 (Carry)
- iii) アシストスーツ装着有, 荷物有, 支援無 (Suit)
- iv) アシストスーツ装着有, 荷物有, 支援有 (Assist)



Figure 3. Experiment of assist suit

なお、荷物は 8kg とし、荷物を持ち歩く際は、身体の前側に両手で持つように指示した。

被験者は 45 歳の男性で身長・体重はそれぞれ 177cm, 体重 73kg である。被験者は、モーションキャプチャーシステム (Vicon 社製) により動きを計測するため、全身に 55 個の反射マーカを装着し、約 3.6m の区間を歩行する。歩行区間の中央付近の床には 6 台のフォースプレートが (テック技販製) 配置されており、1 歩行周期の両足の床反力を計測する。

また、ワイヤの取り付け位置を計測するために、各ワイヤの両端に反射マーカを配置した。具体的には、膝ベルトへの固定点に 1 個と腰ベルトのワイヤ経路上に 1 個、計 16 個のマーカを使用した。なお、モーションキャプチャー及びフォースプレートのサンプリング周波数はそれぞれ 200Hz, 1000Hz である。

2.3 解析手法

上述の歩行動作計測結果に基づき、実験協力者およびワイヤの動作を計算機上に再現し、逆動力学解析を仮想的に行うことで、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する。以下にその手順を示す。

1) 立位静止姿勢の状態にて貼付された各マーカ位置情報から、実験協力者の人体モデルを構築し、表皮形状と関節位置・リンクの力学特性を表現する。

2) 立位静止姿勢でのアシストスーツのワイヤ走行を再現する。ワイヤ 1 本につき両端点に貼付されたマーカ位置を結び、かつ 1) による人体表皮メッシュ上の最短経路を導出する。さらに、この経路上で走行が凹形となっている区間については、区間の端点を直線で結ぶように修正する(ワイヤ走行経路)。

3) 歩行動作中の各マーカ軌跡情報に基づき、1) で得られた人体モデルの各フレームでの姿勢を、逆運動学によって再現する。ここで、人体姿勢は、リンク構造モデルに含まれる各関節におけるローカル座標系の回転量によって表現される。

4) 3) で得られた各フレームでの人体姿勢に基づき、各フレームでのワイヤ走行経路を 2) の状態から更新する。

5) 以上より、歩行動作中の各フレームにおいて、人体モデルに対する逆動力学解析を行い、各関節に発生する関節間力および関節トルクの状態変化を推定する。その際、人体にかかる外力は、a) 床からの反力、b) アシストスーツの各ワイヤ端点における張力、および c) 各ワイヤの接触力とする。a) についてはフォースプレート、b) については、ワイヤに取り付けられたロードセルから得られた値を使用し、力の方向については 4) で得られたワイヤ走行経路における端点での経路の方向を使用する。c) については、b) を考慮し、各ワイヤにおける内力の総和が 0 となるように接触力を定め、その接触点は、各ワイヤ走行経路での、2 端点を結ぶ直線との距離が最長となる点とする。

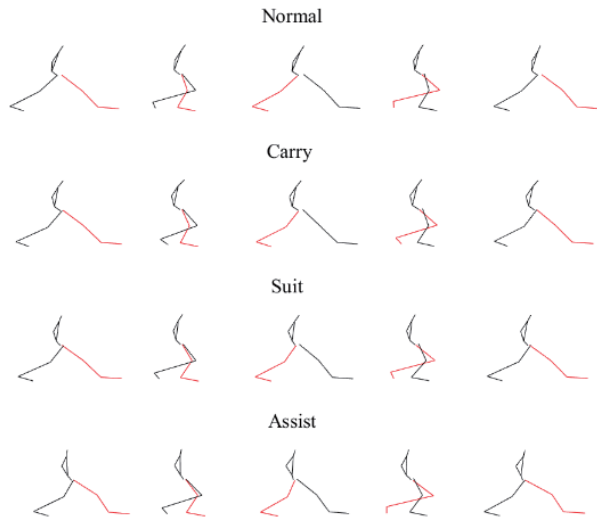


Figure 4. Stick picture of trunk and lower limb

Table 1. Step, stride and velocity

	First Step		Second Step		Stride	
	Length (m)	Time (s)	Length (m)	Time (s)	Length (m)	Velocity (m/s)
Normal	0.671	0.550	0.634	0.560	1.31	1.17
Carry	0.639	0.525	0.617	0.530	1.26	1.18
Suit	0.595	0.515	0.622	0.530	1.22	1.16
Assist	0.543	0.495	0.600	0.465	1.14	1.18

Table 2. Extension and flexion phase of stride

	Extension moment phase(%)	Flexion moment phase (%)
Normal	3~22, 63~96	0~2, 23~62, 97~100
Carry	1~34, 62~96	0, 35~61, 97~100
Suit	1~32, 64~92	0, 33~63, 93~100
Assist	3~26, 68~94	0~2, 27~67, 95~100

本研究における力学的評価対象は、股関節のみであるため、荷物持ち歩行の解析では、荷物のモデル化は行わず、荷物を持つことによって発生する股関節の力学的変化について評価を行った。

なお、本稿では、国立研究開発法人産業技術総合研究所が開発した人体シミュレーションソフトウェア「DhaibaWorks」[Y. Endo 2014]を使用し、上述の人体・アシストスーツのモデル化および力学解析評価を行なった。

3. 結果

Figure 4に各条件における体幹及び下肢のスティックピクチャを示す。体幹の傾きや歩幅が条件により変化していることが分かる。本章では、これらの動作について運動学及び運動力学の観点から解析した結果を示す。解析区間は左脚踵接地から次の左脚踵接地までの1ストライドとし、左脚について解析した。

3.1 歩幅及び歩行速度

Table 1に各条件におけるステップの長さ、時間及びストライドの長さ及び歩行速度を算出した結果を示す。Normal条件と比較して他の3条件では1歩目(左脚支持脚期)及び2歩目(左脚遊脚期)の歩幅が減少し、4条件の中では、Assist条件で最

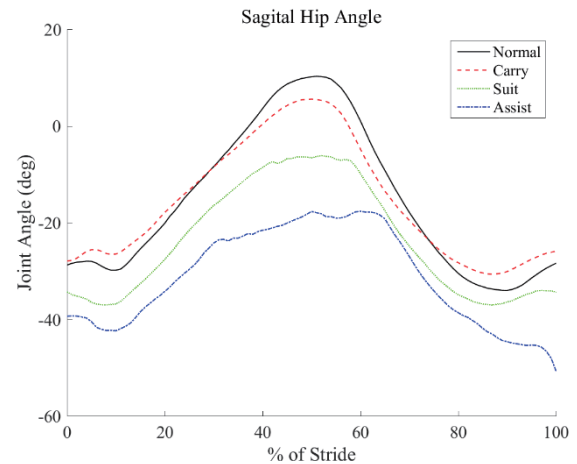


Figure 5. Sagittal hip angle

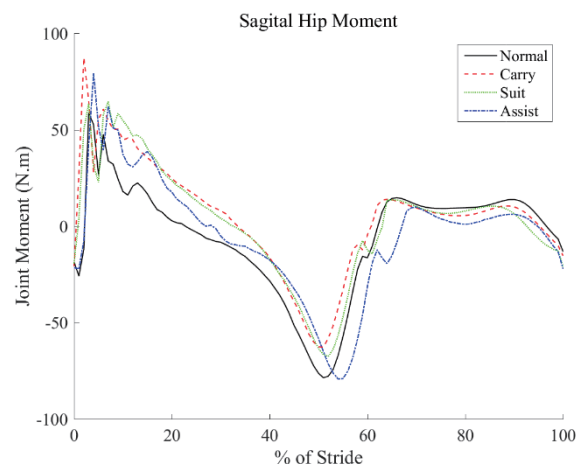


Figure 6. Sagittal hip moment

も歩幅が短くなった。また、1歩目及び2歩目に要する時間の合計時間とストライド長から歩行速度を算出した結果、歩行速度に大きな変化は見られなかった。1ストライドにかかる時間についても、Normal条件に比べ他の3条件で減少し、Assist条件で最も短くなった。

3.2 股関節角度変化

Figure 6に矢状面における股関節角度の変化を示す。股関節角度は骨盤中心に対する大腿の角度とし、股関節伸展側を正、屈曲側を負としている。Normal条件とCarry条件を比較すると、Carry条件で最大伸展角度は減少し、立脚期に股関節伸展側へ遷移した。Carry条件とSuit条件を比較すると、Suit条件で動作域が歩行周期全体で股関節屈曲側に遷移した。同様に、Suit条件とAssist条件を比較すると、股関節角度動作域が歩行周期全体で股関節屈曲側に遷移する結果となった。

3.3 股関節トルク発揮変化

Figure 6に歩行ストライド中の矢状面における左脚股関節の発揮トルクを0から100%に正規化したグラフを示す。股関節伸展側を正としている。また、Table 2に1ストライドにおける伸展トルク発揮区間及び屈曲トルク発揮区間を示す。

Normal条件では、踵接地後の股関節伸展トルク発揮区間は3~22%の範囲であるのに対し、Carry条件で1~34%、Suit条件で1~32%、Assist条件で3~26%と長くなっている。Normal条件と比較して、立脚期の股関節伸展トルクは、他の3条件で大き

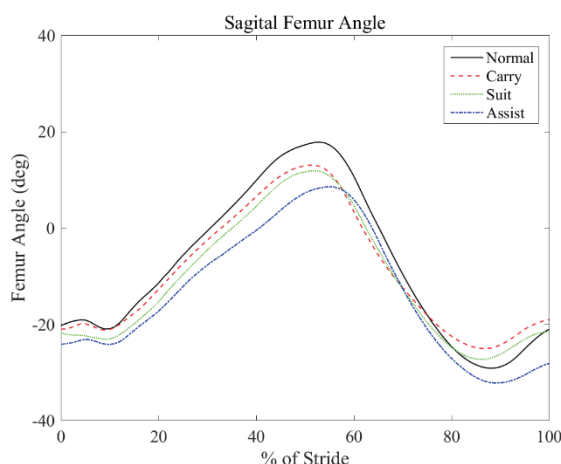


Figure 7. Sagittal femur angle

い値となった。また、Carry 及び Suit 条件と比較して、Assist 条件では、17~26%の区間で伸展トルクの減少が見られた。

屈曲トルク発揮区間に注目すると、最大屈曲トルク発揮タイミングは、Assist の条件は他の3条件に比べ、約 5%遅れていた。また、最大屈曲トルクは、Carry 及び Suit 条件と比較し、Normal 及び Assist 条件で大きい値となった。

4. 考察

4.1 股関節角度変化の要因

3.2 における結果より Assist > Suit > Carry の順に、股関節角度は屈曲側に遷移していた。股関節角度の屈曲側への変化の要因としては、グローバル座標における大腿動作域の屈曲側への変化、またはローカル座標の中心となる骨盤の前傾が考えられる。

Figure 5 において、股関節角度は Normal 条件と比較して、Assist 条件では 1 ストライド内の平均で 16 度屈曲側に変化している。ここで、Figure 7 にグローバル座標における大腿の角度を、水平面の法線に対して股関節伸展側を正、屈曲側を負として算出した結果を示す。Normal 条件と比較して、Assist 条件では 1 ストライド内の平均で 5.7 度屈曲側に変化している。

したがって、股関節角度変化の要因として、大腿の可動域の屈曲側への移動に加え、骨盤の前傾の影響が大きいと考えられる。骨盤が前傾した要因としては、アシストスーツの装着および支援による姿勢の後傾への対応が考えられる。

4.2 最大屈曲トルク発揮タイミング

Figure 6 より、最大屈曲トルク発揮タイミングは、Assist の条件で他の条件と比較して約 5%遅くなっている。この原因を調べるため、Table 2 より算出した、1 ストライドに占める立脚期及び遊脚期の時間の割合を Table 3 に示す。Assist 条件では他の 3 条件に比べ遊脚期の割合が小さい。遊脚期の割合が減少したことにより、最大屈曲トルク発揮タイミングが相対的に遅くなったことが考えられる。

遊脚期の割合が小さくなった原因として、片方の脚が遊脚期の際にはもう一方の脚は支持脚期で支援されている状態のため、遊脚期間を短くしてバランスを保つように対応したからではないかと考えられる。

4.3 アシストスーツによる支援効果

最後に、アシストスーツによる力学的効果があったのかどうかを調べるため、Table 4 に示すように、踵接地後の伸展トルク発揮

Table 3. Stance and swing phase ratio of stride

	Stance phase (%)	Swing phase (%)
Normal	49.5	50.5
Carry	49.8	50.2
Suit	49.3	50.7
Assist	51.6	48.4

Table 4. Angular impulse of extention period in stance phase

	Angular impulse ($10^3 \cdot \text{N} \cdot \text{m}$)
Normal	0.947
Carry	2.16
Suit	2.03
Assist	1.62

積分値を算出した。その結果、Normal 条件と比較して Carry 条件は 128%増加、Suit 条件は 114%増加した。これに対し、Assist 条件は Carry 条件と比較して 25%減少、Suit 条件と比較して 20%減少した。

本研究において支援は歩行ストライドの 87.5~20%に入力しており、踵接地後の伸展トルク発揮区間の支援が期待されていた。上述の結果より、この区間においては支援効果があったといえる。

5. おわりに

本研究において、アシストスーツの装着及び支援により、歩幅の減少及び遊脚期期間の減少という歩容の変化が明らかになった。支援効果については、股関節伸展トルク発揮区間においては一定の支援効果が認められた。今後、ストライド全区間での支援効果を得るため屈曲トルク発揮区間の支援も検討する。

参考文献

- [M.Aach 2014] M.Aach, O.Cruciger, M.Sczesny-Kaiser, et al.: "Voluntary driven exoskeleton as a new tool for rehabilitation in chronic spinal cord injury: a pilot study", *The Spine Journal*, vol.14, no.12, pp.2847-2853, 2014.
- [A.T.Asbeck 2015] A.T.Asbeck, S.M.M.De Rossi, K.G.Holt, et al.: "A biologically inspired soft exosuit for walking assistance", *The International Journal of Robotics Research*, vol.34, no.6, pp.744-762, 2015.
- [S.W.John 2017] S.W.John, K.Murakami, M.Komatsu, et al.: "Cross-wire assist suit concept, for mobile and lightweight multiple degree of freedom hip assistance", *International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp.387-393, 2017.
- [村上 2017] 村上, 井上, 岡田・他: "ワイヤ型歩行アシストスーツによる股関節への力学的支援効果", 計測自動制御学会, 2017.
- [L.M.Mooney 2014] L.M.Mooney, E.J.Rouse, and H.M.Herr: "Autonomous exoskeleton reduces metabolic cost of human walking during load carriage", *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol.11, no.1, p.80-90, 2014.
- [S.W.John 2015] S.W.John, M.Komatsu, K.Murakami, et al.: "Soft hip walking assist experimental system featuring variable compliance control", *IEEE International Conference on Consumer Electronics*, pp.400-401, 2015.
- [Y. Endo 2014] Y.Endo, M.Tada, M.Mochimaru: "Dhaiba: Development of Virtual Ergonomic Assessment System with Human Models" *Proceedings of The 3rd International Digital Human Symposium*, 2014.