

[研究助成 (A)]

空気圧駆動歩容アシストスーツの圧力ベース歩容推定を用いた 歩行・走行トレーニング装置

Walking and running training device using pressure-based gait estimation
of pneumatic driven gait assistive suit

2201028



研究代表者

東京大学大学院
情報理工学系研究科
システム情報学専攻

助教 宮 寄 哲 郎

[研究の目的]

高齢者が健康で快適な生活を送るためには、適度な運動を習慣化し、運動機能の障害を防ぐことが重要である¹⁾。これまでの先行研究によって、高齢者であってもトレーニングを行うことで筋力などの身体機能は向上可能であることが報告されている²⁾。健康ブームを背景に、幅広い年齢層のトレーニング需要が高まっている。

研究代表者のグループでは、長期的な目標として人間の生活をより健康で豊かにすることを掲げ、剛体・流体の動力学制御を基盤とする人間機械調和型医療福祉ロボットシステムについて、社会実装を目指して研究を行っている。具体的には、幅広い年齢層の人々の健康な身体づくりを支援するトレーニング負荷調整用パワーアシストスーツ、そして運動競技者のパフォーマンス向上を目的としたロボットトレーニングシステムの開発などに携わっている。これらが社会実装されれば、装置を利用する運動者個人の要求に答えるオーダーメイド式トレーニングが可能となり、健康長寿社会の実現およびスポーツ競技のレベル向上に寄与するなどの波及効果が期待できる。

これまでに研究代表者は、歩行トレーニングの負荷を調整する歩容アシストスーツを開発し

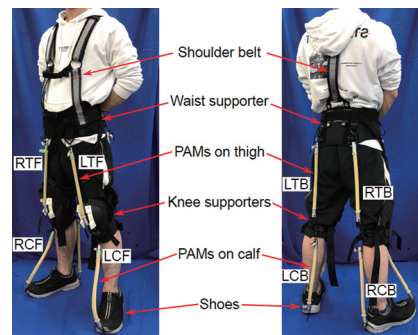
た。ただし、従来研究ではスーツの用途は歩行に限定され、走行などの異なる歩容への適用は未検証であった。

そこで本研究では、スーツを様々な歩容に適用可能とすることを目標とし、歩行と走行という異なる二つの歩容モードに適用可能な機構と制御方法を新たに開発する。歩容動作中のスーツ駆動部圧力から歩容状態を推定・判別するアルゴリズムを実装し、歩容ごとにアシスト力を適切に調整することで、装着者脚部の負荷を軽減する方法を提案する。

[研究の内容, 成果]

走行アシストの実現

図1に示す歩容アシストスーツの特徴として、装着者の身体に電気センサを装着する必要がな



(左：正面, 右：背面)

図1 歩容アシストスーツ

く、準備の時間と手間が少ないため、高いユーザビリティを有する。装着者身体に外力を加える空気圧ゴム人工筋（PAM）の内圧変化をスーツから離れた場所にある圧力センサで計測し、歩容状態を推定することで、適切なタイミングでPAMを駆動するという制御アルゴリズムを採用している。圧力センサはバルブなどを搭載している制御ユニット内にあり、本ユニットはスーツ部分と空気配管を介して接続されている。先行研究で、歩容アシストスーツを用いた歩行のアシスト³⁾および負荷増大トレーニング⁴⁾を提案した。ただし、これらの研究では、人がもつ多様な歩容モードのうち一般的な歩行のみを対象としており、例えば走行などの異なる歩容モードに対しては適用が難しい。

そこで、本研究課題の一つの軸として、歩行と並ぶもう一つの代表的な歩容モードである走行に対して歩容アシストスーツを適用可能とすべく、機構と制御系のカスタマイズを行った。

まず、走行の歩容フェーズを検知するために、図1に示すスーツに含まれるどの部位のPAMが適当か、脚リンクモデルを用いた走行の運動学解析により決定した。身長171 cm、体重70 kgの運動者を仮定したモデルを用いた解析の結果、走行時の脚の運動一周期では、前脛部に装着するPAMの変位が0.11 mとなり、二番目に大きなPAM変位である0.06 mと比較して大きいことを確認し、このPAMを走行における歩容フェーズ検知に使用することを決定した。先行研究で対象とした歩行のモードでは、ふくらはぎ部に装着するPAMの変位が他の部位のPAM変位よりも大きかったため、このことから歩行と走行が異なる歩容モードであり、個別の検知方法が必要であることがわかった。

走行中の前脛部PAMの内部圧力と圧力微分値を計測したサンプルデータを図2に示す。図中、青実線は計測値、赤マーカは圧力と圧力微分値の変化から検知した立脚期（足が地面に接地している期間）と遊脚期（足が離地している期間）の境界である。赤マーカのタイミングで

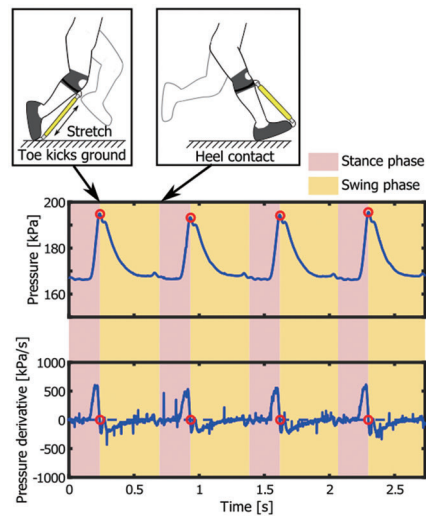


図2 走行中の前脛部PAMの圧力と圧力微分値のサンプルデータ

立脚側の足のつま先が地面を強く蹴り、このとき前脛部のPAMは瞬間的に伸長し、内圧が上昇する特徴を歩容フェーズ検知に利用する。この検知タイミングを毎周期記録し、直近の歩行一周期の時間を計算する。これにより、大腿部と下腿部の正面と背面に装着したPAMに印加する圧力目標値を制御し、適切なタイミングで各PAMを駆動する。今回は走行時の脚部負荷を低減するアシスト力を発生するようにPAMを駆動した。

提案する走行アシストの有効性を検証するために、被験者を募集して実験計測を行った。本実験は、東京大学大学院情報理工学系研究科研究倫理委員会の承認（審査番号：UT-IST-RE-201125-1b）をいただいて実施した。図3に走行アシスト実験の様子を示す。歩行一周期の様子が図示されており、右脚の各PAMを囲む赤枠はPAMに圧力が印加されている時間区間を示す。前脛部のPAMは歩容フェーズ検知のために圧力変動を計測しやすいように、加圧した

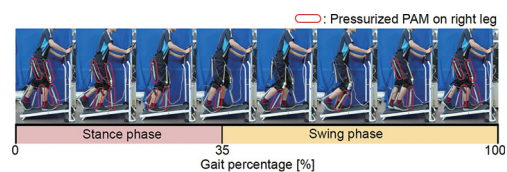


図3 走行アシスト実験の様子

	LTF	LTB	LCB	LCF	
Trainee 1	-9.2 ** (53.4 → 44.2)	-12.2 ** (45.7 → 33.5)	-3.5 ** (25.9 → 22.4)	-15.2 ** (30.6 → 15.4)	+20 +10 0 -10 -20 %MVC [%]
Trainee 2	-80.3 ** (123.6 → 43.3)	-64.1 ** (130.9 → 66.8)	-4.3 ** (55.3 → 51.0)	-1.4 ** (21.5 → 20.1)	
Trainee 3	+4.8 n.s. (86.6 → 91.4)	-10.7 ** (39.8 → 29.1)	-10.5 ** (59.2 → 48.7)	-17.1 ** (49.0 → 31.9)	
Trainee 4	-5.7 ** (80.0 → 74.3)	-8.7 ** (33.6 → 24.9)	+2.7 * (32.8 → 35.5)	-7.7 ** (36.5 → 28.8)	

図4 走行アシスト実験の脚部筋電位計測結果

状態で密閉容器としている。マニュアルトレッドミルの上で、運動者4名が時速8 kmで100歩(50周期)走るときの脚部筋活動を表面筋電計で計測した。アシストありの筋活動量データと、アシストなしのデータを比較し、これらの間に統計的な有意差が生じるかを Welch の t-test で検定した。計測結果を図4に示す。4人の被験者(Trainee 1から4)の左脚大腿部と下腿部の正面と背面(LTF, LTB, LCB, LCF)に筋電計の電極4つを配置し、部位ごとの筋活動量を計測した。各運動者の各電極ごとのマスの中の数値の意味について説明する。上部の数値はアシストなしの結果とアシストありの結果の平均値の差であり、負の値(青色系)であればアシストによって筋活動量平均値が減少したことを示し、逆に正の値(赤色系)では増加を示す。色の濃さは差の大きさを示す。括弧で囲まれた下部の数値は、左がアシストなしの筋活動量平均値、右がアシストありの筋活動量平均値である。上部数値の横の記号*と**は両側検定において有意水準5%と1%で統計的な有意差があることを示し、n.s.は有意差がないことを示す。今回計測した全16チャンネルのうち、14チャンネルの結果でアシストによる筋活動量の有意な減少が見られたことで、提案する走行アシスト方法の有効性が定量的に示されたと考える。

圧力情報を用いた歩容状態の推定

上記の成果により、歩容アシストスーツを用いた歩行および走行のアシスト制御が可能となった。一方、歩行と走行という異なる歩容モードでは、歩容フェーズ検知のトリガとなる

タイミングの圧力変化の特性が異なることも明らかとなった。このため、トレーニングの最中に歩容モードが変化するような場合に対応するためには、モードごとに適切な制御器に切り替えるような仕組みが必要となる。このニーズに対し、圧力情報から運動者の状態を推定し、その推定状態量をフィードバック制御に活用できれば、多様な歩容モードに対して適応可能な制御器が実現できると考える。

この構想を実現するための最初の試みとして、空気圧リザーバコンピューティングを歩容アシストスーツに実装し、関節角度を推定する方法について研究を行っており⁵⁾、今回新たに複数関節の動作推定を実施した[成果1]。

図5にリザーバコンピューティングおよび物理リザーバコンピューティングの概念図を示す。リザーバコンピューティングとは、図5(a)に示すように、各ニューロン同士がランダムに結合したニューラルネットワーク(リザーバ)を使った機械学習の手法である。入力からリザーバによって過去の入力を反映した多様な信号が生成され、出力はリザーバが生成した信号の線形和で与えられる。学習ではネットワークの重みは固定とし、この線形和の重みのみを計算するため、小さな計算コストで複雑な入出力関係をモデル化できる。次に、物理リザーバコンピューティングは図5(b)に示すように、学習を必要としないリザーバ部を何らかの複雑な非線形応答を示す物理系(物理リザーバ)に置き換えた手法である。そして、図5(c)に示すように、空気の流動性および圧縮性が生む複雑な

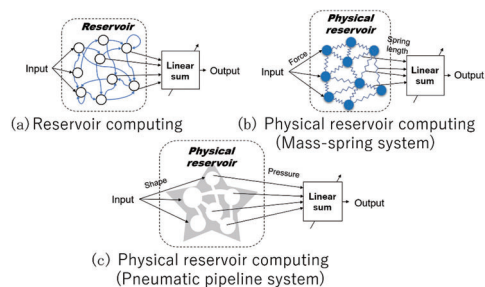


図5 リザーバコンピューティングと物理リザーバコンピューティングの概念図

応答を利用し、物理リザーバーを空気圧管路系としたものが空気圧リザーバーコンピューティングである。配管で互いに繋がれた柔軟な空気室が設けられたシステムを物理リザーバーとし、空気室に圧縮空気を充填したシステムの動作で起きる変形によって、空気室の内圧変化と空気の流れが発生し、過去の状態を反映する圧力応答が得られる。この圧力値の線形和を出力とし、その重みを最小二乗法などで調整することで、システムの動作推定や制御を行うことができると考えられる。

歩容アシストスーツが有する PAM8 本を図 6 のように空気配管で接続し、空気圧リザーバーを構成した。管路内に約 100 kPa (G) の圧縮空気を充填し、根元のハンドバルブを閉止した。各 PAM につながる管路根本に圧力センサ 8 つ

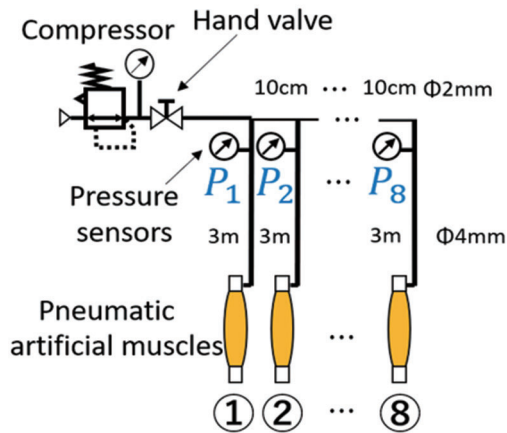


図 6 PAM 同士の管路接続

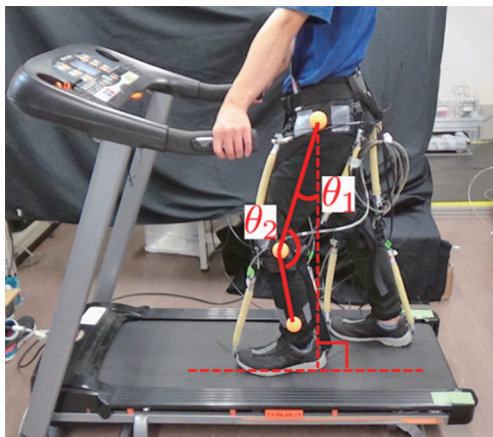


図 7 左大腿部・左膝部の角度推定実験の様子

を配置し計測した。この状態のスーツを被験者 1 名が装着し、図 7 のようにトレッドミル上で 1, 2, 3, 4 km/h の速度で歩行した。歩行中の左脚股関節部・膝関節部・足関節部にマークを取り付け、カメラ撮影を行い左大腿部と左膝部の関節角度と角速度を計算した。この情報を角度の正解情報とする。サンプリング周波数 1000 Hz で圧力を計測し、これを空気圧リザーバーから得られた出力として角度と角速度の推定に用いた。学習にはリッジ回帰を採用し、正解情報と推定情報の二乗誤差を最小とするパラメータを計算した。

推定結果の例として、歩行速度 3 km/h での角度推定結果を図 8 に、角速度推定結果を図 9 に示す。図中、青線は角度または角速度の正解情報、オレンジ線は推定値である。図中上段は

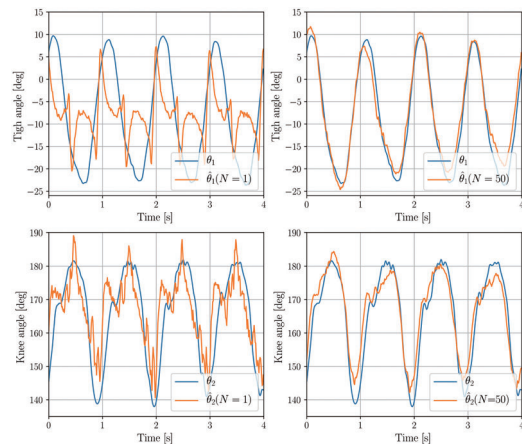


図 8 歩行速度 3 km/h での角度推定結果

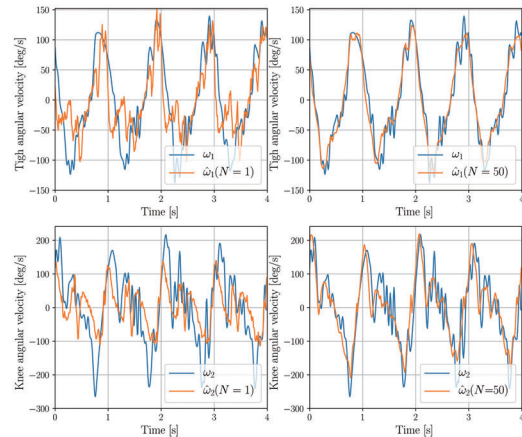


図 9 歩行速度 3 km/h での角速度推定結果

左大腿部角度または角速度、下段は左膝部の角度または角速度、左側は $N=1$ (推定に現在の値のみ使用) の推定結果、右側は $N=50$ (推定に過去 0.5 秒分、50 点の値を使用) の推定結果である。 $N=1$ では推定誤差が大きいが、 $N=50$ では二つの関節情報を高い精度で推定できることを確認した。 $N=50$ の場合では 2 km/h 以上の歩行速度において $N=1$ の場合と比較すると精度が向上した。これは、歩行速度が速い場合には得られる圧力変化が大きいため、過去の圧力応答データを用いることで推定精度が高くなりやすいと考えられる。本実験の結果から、歩容アシストスーツを一つの空気圧リザーバーとし、大腿部の関節角度・角速度と膝部の関節角度・角速度を連続的に同時推定できることを確認した。

[今後の研究の方向、課題]

本研究の成果として、歩容アシストスーツを用いた走行アシストを実現し、また空気圧リザーバーコンピューティングを実装したスーツの複数関節動作推定方法を実現した。これらの成果をもとに国内会議論文 1 本の発表を完了し、その後、英文雑誌論文 1 本と国際会議論文 1 本の執筆を完了して現在査読審査中である。

今後の研究の方向性及び課題として、開発した動作推定方法をスーツのフィードバック制御

系に実装し、トレーニング中の歩容モード変化に対応可能なアシスト制御アルゴリズムを構築する予定である。

[成果の発表、論文等]

- [1] 林滉之ら, 空気圧リザーバーコンピューティングを用いた人工筋アシストスーツの複数関節動作推定, 計測自動制御学会 2020 年度産業応用部門大会, Nov. 2020.

[参考文献]

- 1) B. H. Goodpaster et al., "The loss of skeletal muscle strength, mass, and quality in older adults: the health, aging and body composition study," *J. Gerontol. A*, vol. 61, no. 10, pp. 1059–1064, Oct. 2006, DOI: 10.1093/gerona/61.10.1059.
- 2) R. Orr et al., "Power training improves balance in healthy older adults," *J. Gerontol. A*, vol. 61, no. 1, pp. 78–85, Jan. 2006, DOI: 10.1093/gerona/61.1.78.
- 3) T. Miyazaki et al., "A motion control of soft gait assistive suit by gait phase detection using pressure information," *Appl. Sci.*, vol. 9, no. 14, pp. 2869, Jul. 2019, DOI: 10.3390/app9142869.
- 4) T. Miyazaki et al., "Leg load increase training using soft gait-assistive suit and its experimental validation," *Sens. Mater.*, vol. 32, no. 3, pp. 1051–1064, Mar. 2020, DOI: 10.18494/SAM.2020.2633.
- 5) 川瀬ら, 空気圧リザーバーコンピューティングを用いた物理リザーバーコンピューティングの提案, フルードパワーシステム講演会講演論文集, pp. 180–182, Nov. 2019.