

報告日： 2025年 4月 7日
報告者： 東京電機大学 工学部 情報通信工学科
川瀬 利弘

1. 研究概要

(和文)

(1) 課題名

管路系を計算機構に利用した空気圧人工筋アシストスーツの最適化

(2) 研究者氏名、職名

川瀬 利弘 東京電機大学 工学部情報通信工学科 准教授

(3) 研究概要

空気圧ゴム人工筋を用いた歩行アシストスーツでは、人工筋の力を歩行動作に合わせて連続的に制御することが課題となっている。本研究では、センサ用人工筋の内圧波形を駆動用人工筋の目標内圧として利用する機能的接続アプローチを提案し、下腿背面のセンサ用人工筋と反対側の大腿前面の駆動用人工筋を機能的に接続することで、歩行に合わせて駆動用人工筋が適切なアシスト力を発揮する仕組みを構築した。歩行実験の結果、駆動用人工筋の内圧波形はアシスト対象の筋活動と類似したパターンを示し、歩行動作と同期したアシストが実現できることが確認された。

(4) キーワード

空気圧ゴム人工筋, アシストスーツ, 歩行アシスト, 形態学的計算

(英文)

(1) Research title

Optimization of pneumatic artificial muscle assist suit utilizing the pipeline system as a computational mechanism

(2) Name of researcher with title of position

Toshihiro Kawase, Associate Professor, Tokyo Denki University

(3) Summary

In a walking assist suit using pneumatic rubber artificial muscles, one of the main challenges is to continuously control the force of the artificial muscles in accordance with walking motion. In this study, we propose a functional connection approach that utilizes the internal pressure waveform of a sensor artificial muscle as the target internal pressure for a drive artificial muscle. By functionally connecting the sensor artificial muscle placed on the back of the lower leg with drive artificial muscle located on the front of the opposite thigh, we developed a

system in which the drive artificial muscle generates appropriate assistive force in synchrony with walking. The results of walking experiments showed that the internal pressure waveform of the drive artificial muscle exhibited a pattern like the muscle activity of the assisted muscle, confirming that assistive force synchronized with walking motion can be achieved.

(4) Key Words

Pneumatic artificial rubber muscle, Assist suit, Walking assistance, Morphological computation

2. 本研究の意義、特色

ヒトの歩行などの動作を補助するアシストスーツが、高齢者の健康増進などを目的に開発されている。特に、空気駆動するゴム人工筋 (PAM: Pneumatic artificial rubber muscle) を用いたアシストスーツは、人工筋が身体の形状に合わせて変形可能で、骨格を持たず衣服のように装着できる点で注目されている。

人工筋を用いたアシストスーツで歩行などの複雑な動作を補助するには、装着者の身体動作に合わせて人工筋を適切に制御することが必要である。この問題に対し、圧縮空気を充填した人工筋が引き伸ばされると内圧が高まることを利用し、下腿のセンサ用人工筋の内圧から駆動用人工筋の収縮タイミングを決定する手法が提案されていた[1]。しかし、このアシスト制御では、人工筋はオン (力発揮)・オフ (脱力) の2状態のみで制御されており、歩行フェーズに応じたアシスト力の調整は行われていなかった。また空気圧管路系を用いた物理リザーバ計算による手法も提案されているが[2][3]、計算に用いる管路系の設計手法が確立されていないことが課題であった。

本研究では、連続的にアシスト力を変化させることができ、さらに管路系の設計が容易な手法として、センサ用人工筋の内圧波形を駆動用人工筋の目標内圧として利用する「機能的接続」アプローチを提案し検証した。ある駆動用人工筋の内圧波形が、センサ用人工筋の内圧変化と相関を持つ場合、この2つの人工筋が機能的接続を持つとする。足裏のポンプと人工筋をチューブで機械的に接続するアシスト手法[4]が提案されているが、機能的接続は、制御を介した仮想的な接続である。これが適切に動作すれば、単純な構造で歩行動作の連続的なアシストが可能となり、オン・オフ型制御に比べてより適切な補助を、調整の手間をかけずに実現できることが期待される。この手法は、制御信号の計算の一部を、歩行動作により自然に生成される他の場所の人工筋の圧力を使うことに置き換えたと言え、ロボット分野で注目されている形態学的計算 (morphological computation) の実用例とすることができる。

3. 実施した研究の具体的内容、結果

3.1 人工筋アシストスーツの概要

本研究で提案する手法は、宮寄ら[1]、林ら[3]と同様の人工筋アシストスーツでの使用を想定している（図 1）。このアシストスーツには、関節の運動を検知するためのセンサ用人工筋と、アシスト力を発揮する駆動用人工筋が、対象関節をまたぐように配置されている。センサ用人工筋には圧力センサが取り付けられており、圧縮空気で充填した後に閉止される。このセンサ用人工筋は、外力で伸長すると内圧が上昇し、外力が失われると内圧が減少するため、変位を検知するセンサとして機能する。駆動用人工筋は圧力センサとサーボバルブを介して内圧がフィードバック制御され、内圧が上昇することで収縮力を発揮する。

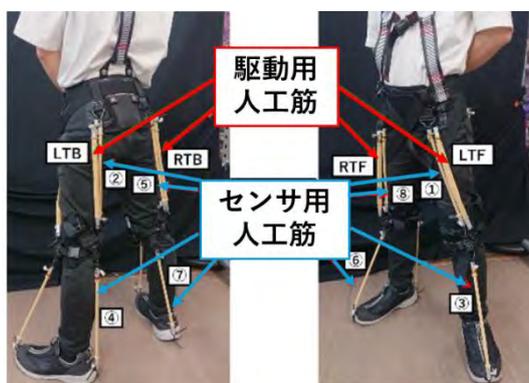


図 1 人工筋アシストスーツ

3.2 機能的接続によるアシスト制御

提案するアシスト手法では、センサ用人工筋の内圧波形を、別の位置にある駆動用人工筋の目標内圧波形として使用する。この背景には、ヒトの身体における複数の関節・筋の協調運動がある。ヒトの運動制御では、多数の関節・筋が連携して運動し、これをシナジーと呼ぶ[5]。

歩行運動では左右の脚が連携して動いている。左脚が後方にあり、身体を前進させる際、左足関節は背屈し、同時に右大腿前面の筋が右脚を前方へ動かすために活動を増す。その結果、左足関節の背屈角度と右大腿前面の筋活動には相関が見られる。この相関は逆の脚でも同様に確認できる。

以上を踏まえ、アシストスーツの足関節背面にセンサ用人工筋を装着し、反対側の股関節前面に駆動用人工筋を装着すれば、足関節の背屈が反対側の駆動用人工筋の内圧に反映され、装着者の大腿前面の筋を増強する力が発揮されると予想される。

3.3 機能的接続の実現方法

センサ用人工筋と駆動用人工筋の機能的接続は、以下の手法で実現される。センサ用人工筋の内圧を 1 次式により変換した値が、駆動用人工筋の目標内圧として使用される（図 2）。

まず、センサ用人工筋の内圧 P_{in} を、最小値 $P_{in,min}$ と最大値 $P_{in,max}$ を用いて以下の式で正

規化する。

$$u = \frac{P_{in} - P_{in,min}}{P_{in,max} - P_{in,min}}$$

この信号 u を、駆動用人工筋の目標内圧 $P_{out,ref}$ に、最小値 $P_{out,min}$ と最大値 $P_{out,max}$ を用いて以下の式で変換する。

$$P_{out,ref} = (P_{out,max} - P_{out,min})u + P_{out,min}$$

駆動用人工筋は、内圧 P_{out} を目標内圧 $P_{out,ref}$ に近づけるよう圧力制御される。本研究ではゲインを K_P とする P 制御を使用した。

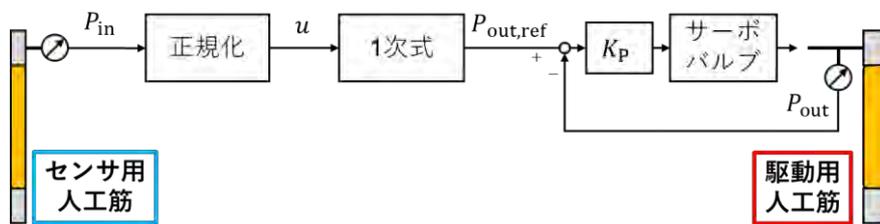


図 2 機能的接続のブロック線図

3.4 アシストスーツシステムの構成

本研究の実験で使用したアシストスーツを図 3 に示す。駆動用には通常的人工筋（ブリヂストン社製，長さ 250 mm，内径 9.5 mm）を使用し，関節角度の変化を検出するために，センサ用の細い人工筋（ブリヂストン社製，長さ 250 mm，内径 5 mm）を装着している。今回の実験では，大腿前面の駆動用人工筋 2 本（左右各 1 本）と，下腿背面のセンサ用人工筋 2 本（左右各 1 本）を使用した。すべての人工筋にはチューブ（長さ 3 m，内径 4 mm）が接続され，反対側に圧力センサ（SMC 社製，PSE530）が取り付けられている。駆動用人工筋はサーボバルブ（Festo 社製，MPYE5-1/4-010-B）に接続され，センサ用人工筋は供給圧で空気を充填後に閉止された。供給圧は約 0.2 MPa に設定した。

このアシストスーツにおいて，右下腿背面のセンサ人工筋と左大腿前面の駆動用人工筋の間，および左下腿背面のセンサ人工筋と右大腿前面の駆動用人工筋の間に，機能的接続をソフトウェアで実装した。制御ソフトウェアは，Ubuntu 18.04 上で Python と Robot Operating System (ROS) Melodic を使用して構築した。



図 3 機能的接続を備えた人工筋アシストスーツ

3.5 実験

提案する制御により，歩行運動に適したアシスト力が発揮されるかを実験で検証した．成人男性 1 名がアシストスーツを装着し，機能的接続を組み込んだ制御を有効にした状態で，トレッドミル上を歩行速度 1 km/h および 3 km/h で歩行した（図 4）．歩行中にセンサ用人工筋の内圧，駆動用人工筋の目標内圧と実測内圧を記録した．今回の実験で使用した制御パラメータを表 1 に示す．これらは波形を確認しながら手動で設定した．

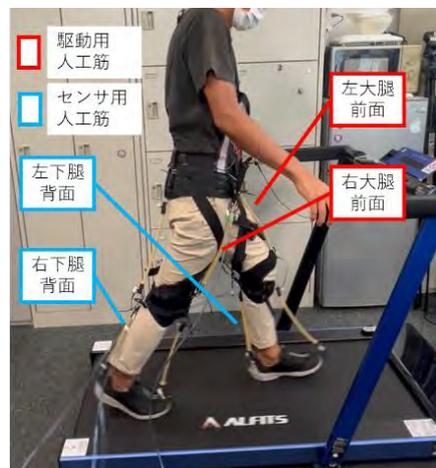


図 4 実験環境

表 1 制御パラメータ

パラメータ名	設定値
右下腿部センサ用人工筋の内圧最小値・最大値	239 kPa・249 kPa
左下腿部センサ用人工筋の内圧最小値・最大値	231 kPa・241 kPa
左右大腿部の駆動用人工筋の内圧最小値・最大値	0 kPa・200 kPa
圧力制御ゲイン	0.1 V/kPa

計測された内圧の波形を図 5 に示す。波形は上から順に、右下腿背面のセンサ用人工筋の内圧、左下腿背面のセンサ用人工筋の内圧、右大腿前面の駆動用人工筋の目標内圧と実測内圧、左大腿前面の駆動用人工筋の目標内圧と実測内圧を示している。センサ用人工筋の圧力変化は駆動用人工筋に比べ小さいため、縦軸の圧力のスケールは上 2 段と下 2 段で異なるものとしている。横軸の時刻は、右脚が前方で接地した時刻付近を 0 s に設定した。左右ともにセンサ用人工筋の内圧変化の振幅は 10 kPa 程度だが、これが振幅 200 kPa 程度に増幅され、反対側の駆動用人工筋に伝達されていることが確認できる。その結果、どちらの歩行速度においても、駆動用人工筋の内圧が、脚が前方で接地する時刻付近でピークとなっていることがわかる。この波形およびピークの位置は、歩行中の大腿直筋の筋電位の振幅変化と類似しており [6]、筋活動とほぼ同期したアシストが実現できていることが期待される。今回の実験では、実験参加者は 1 名であり、身体の姿勢や筋活動の測定は行っていないため、より詳細な検証は今後の課題である。

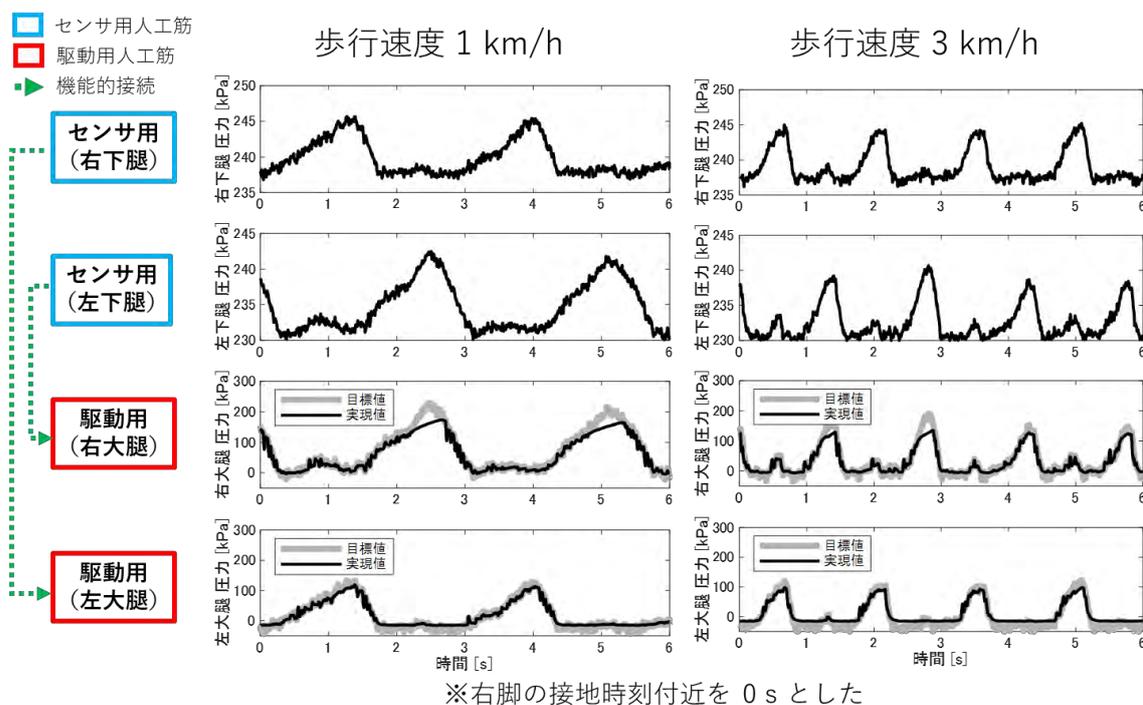


図 5 歩行中におけるアシストスーツの人工筋の内圧

4. 本研究を実施したグループに属する主な研究者の氏名、職名

- | | | |
|-------|------------------|--------------|
| 川瀬 利弘 | 東京電機大学工学部情報通信工学科 | 准教授 |
| 川嶋 健嗣 | 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 教授 |
| 宮寄 哲郎 | 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 講師 |

5. 研究実施時期

2023年 4月 1日から 2024年 3月 31日まで

6. 本研究に関連して発表した主な論文等

国内会議論文

川瀬 利弘, 高山 知也, 伊與 凜賀, 濱 悠行, 阿部 昌樹, 宮寄 哲郎, 川嶋 健嗣, 人工筋間の機能的接続による空気圧式歩行アシストスーツの制御, 計測自動制御学会 2024 年度産業応用部門大会講演論文集, pp. 47-50, 2024.

解説

宮寄 哲郎, 川瀬 利弘, 渡邊 悠希, 川嶋 健嗣, 空気圧ゴム人工筋アシストスーツの特性を利用したセンシングと計算, 計測と制御, vol. 64, no. 5, 2025. (掲載予定)

7. 内外における関連研究の状況

宮寄らは、圧縮空気を充填した人工筋が引き伸ばされると内圧が高まることを利用し、下腿のセンサ用人工筋の内圧変化点から駆動人工筋のアシスト開始タイミングを決定した[1]. 林らは、空気圧管路系を用いた物理リザーバ計算手法[2]により、アシストスーツに取り付けられたセンサ用人工筋の内圧データから関節角度や角速度を推定し、それに基づいてアシストタイミングを決定した[3]. しかし、これらのアシスト制御では、人工筋はオン（力発揮）・オフ（脱力）の2状態のみで制御されており、歩行フェーズに応じたアシスト力の調整は行われていなかった. また、リザーバ計算などの機械学習を使用する手法では、事前に学習用データの取得が必要であった.

アシスト力の調整と連続的な力の発揮を両立し、機械学習を使用しない方法として、ある部位で計測されたセンサ情報を別の部位のアクチュエータに伝達するアプローチが提案されている. 人工筋以外によるアシストスーツでは、中村らが、足裏で計測した床反力から人体モデルを用い膝関節のモータで出力するアシスト力を計算する手法を開発している[7]. 人工筋を用いたアシストスーツでは、小川らは、足裏に取り付けられたポンプと人工筋をチューブで接続し、踏み込み動作に連動して下肢の歩行動作を補助する手法を実現した[4]. この場合、ポンプの空気がそのまま人工筋を駆動するため、アシストスーツは動力を持たない受動的な装置となる. これは軽量化や耐久性向上をもたらすが、高齢者など身体の発揮する力が減弱している場合には、外部からのエネルギー供給を行い、能動的にアシスト力を発揮することが求められると考えられる.

8. 今後の発展に対する希望

本研究では、人工筋を用いたアシストスーツの制御方法として、センサ用人工筋の内圧波形を他部位の駆動人工筋の目標内圧波形に設定する、人工筋間の機能的接続を使用した手法を提案した. 下腿背面のセンサ用人工筋と反対側の大腿前面の駆動人工筋の間にこ

の機能的接続を設定したアシストスーツを使用した結果、大腿前面の筋活動と類似した波形で人工筋の内圧を増加させることができた。今後の課題としては、タイミングの精密な検証や体形の違いによる影響、またそれらの誤差を改善するための人工筋の配置や機能的接続の組み合わせの検討が挙げられる。また人工筋の制御指令の計算に空気圧管路系を用いた物理リザーバ計算[2]を併用し、より適切な制御指令を計算することも考えられる。

参考文献

- [1] Tetsuro Miyazaki, Toshihiro Tagami, Daisuke Morisaki, Ryoken Miyazaki, Toshihiro Kawase, Takahiro Kanno, Kenji Kawashima: A Motion Control of Soft Gait Assistive Suit by Gait Phase Detection Using Pressure Information, *Applied Sciences*, vol. 9, no. 14, 2869, 2019.
- [2] Toshihiro Kawase, Tetsuro Miyazaki, Takahiro Kanno, Kotaro Tadano, Yoshikazu Nakajima, Kenji Kawashima: Pneumatic Reservoir Computing for Sensing Soft Body: Computational Ability of Air in Tube and Its Application to Posture Estimation of Soft Exoskeleton, *Sensors and Materials*, vol. 33, no. 8, pp. 2803-2824, 2021.
- [3] Hiroyuki Hayashi, Toshihiro Kawase, Tetsuro Miyazaki, Maina Sogabe, Yoshikazu Nakajima, Kenji Kawashima: Online Assistance Control of a Pneumatic Gait Assistive Suit Using Physical Reservoir Computing Exploiting Air Dynamics, *Proc. IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pp. 3245-3251, 2022.
- [4] Kazunori Ogawa, Chetan Thakur, Tomohiro Ikeda, Toshio Tsuji, Yuichi Kurita: Development of a Pneumatic Artificial Muscle Driven by Low Pressure and Its Application to the Unplugged Powered Suit, *Advanced Robotics*, vol. 31, no. 21, pp. 1135-1143, 2017.
- [5] N.A. Bernstein: *The Co-ordination and Regulation of Movements*, Pergamon Press, 1967.
- [6] H.J.A. van Hedel, L. Tomatis, R. Müller: Modulation of Leg Muscle Activity and Gait Kinematics by Walking Speed and Bodyweight Unloading, *Gait Posture*, vol. 24, no. 1, pp. 35-45, 2006.
- [7] Takahiko Nakamura, Kazunari Saito, Kazuhiro Kosuge: Control of Wearable Walking Support System Based on Human-Model and GRF, *Proc. IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pp. 4394-4399, 2005.