

空気圧人工筋肉と磁気粘性流体を用いた可変粘弾性アシストシステムとそのモバイル化のための空気圧源の開発研究

Development of a Variable Viscoelastic Assistive System Composed of Pneumatic Artificial Muscle and Magneto Rheological Brake and Portable Pneumatic Source for Its Mobilization

精密工学専攻 奥井 学
Manabu Okui

1. 緒言

高齢社会では人口に対する労働力の不足が問題となる [1]. 高齢社会による労働力不足への有効な対策として、健康寿命の延伸と労働効率の改善があり、両方に対して効果的な解決策となる装着型アシスト装置が多く開発されている[2,3]. こういった装着型動作支援装置は安全かつ自然な動作支援のため、柔軟なアシストが求められている. しかし、現在開発されている装置のほとんどはモータと減速機による高トルクなアクチュエータにより駆動されており[2], トルクや角度情報をフィードバックすることで「見かけ上」柔軟に制御している. これらはセンサを多く搭載しフィードバック制御を行う必要があり、システムの高コスト化を招くだけでなく、制御による応答遅れの要因となる. また、非動作時や非電源印可時のバックドライバビリティが低く装着者の動きを阻害する問題もある. そこで、マッスルスーツ[3]をはじめとした空気圧ゴム人工筋肉を搭載した装置が開発されているが、空気圧の on/off 制御しかしておらず装着者の姿勢に応じたアシスト力の調節ができない.

一方、人間の関節は筋肉の拮抗配置により「トルク」や「角度」だけでなく「剛性」や「粘性」を変化することで駆動制御されている. 装着型アシスト装置についても、人間と同じ駆動原理を持つアシスト装置を身体と並列に配置することで、より人体親和性の高いアシストが可能であると考えられるが、そのようなアシスト方式は検討・開発されていない.

可変粘弾性特性を実現できる装置として、空気圧人工筋肉と磁気粘性流体デバイス (Magneto rheological fluid device: 以下 MR デバイス) を用いた可変粘弾性関節がある[4]. 本装置は構造的に可変粘弾性を実現できることが確認されているが、これをそのまま装着型アシスト装置に適用する場合、2つの技術的課題が存在する. 一つは、アシストのための制御則の開発、もう一つは空気圧人工筋肉のモバイル化のための空気圧源の開発である.

そこで本研究では、空気圧人工筋肉と磁気粘性流体デバイスから成る可変粘弾性特性を有する装着型アシスト装置の開発を目標とし、アシストに適した粘弾性制御手法の確立と、携帯空気圧源の開発を行うこととした.

2. 可変粘弾性アシストシステム

2.1 システム構成

可変粘弾性関節の概要を Fig. 1 に示す. 本機構は、プーリーを介して拮抗配置した人工筋肉により位置、剛性、トルクを

変化させ、MR デバイスで粘性を変化させることが可能である. 人工筋肉は構造的な可変剛性を持つだけでなく、圧縮空気の発生源と離して配置できる利点があり、モータ駆動と比較して軽量な構成とすることが可能である. また MR デバイスについても、軽量かつ低慣性な特性を持つため、装着型装置としての高いバックドライバビリティを有している.

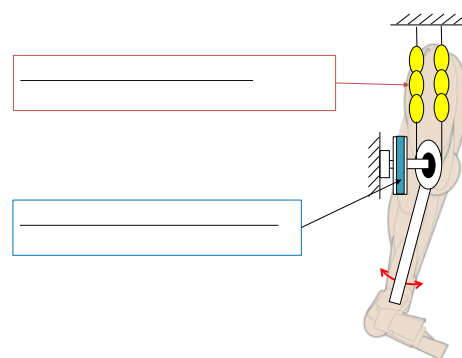


Fig. 1 Specification of variable viscoelastic joint system

2.2 制御手法の概要

可変粘弾性アクチュエータシステムの制御階層を Fig. 2 のように分類した. まず、装着者からの何らかの操作やセンサ情報を用いて、アシスト動作やアシストタイミングを決定する. 次に目標アシスト動作に対して、剛性・粘性・トルク・角度の指令値を算出する. さらに、それらの指令値を実現する人工筋肉への供給圧力と MR ブレーキへの指令電圧を決定する. そしてそれらの指令値から装着者と装置の間に相互トルクが発生し、アシストを行う.

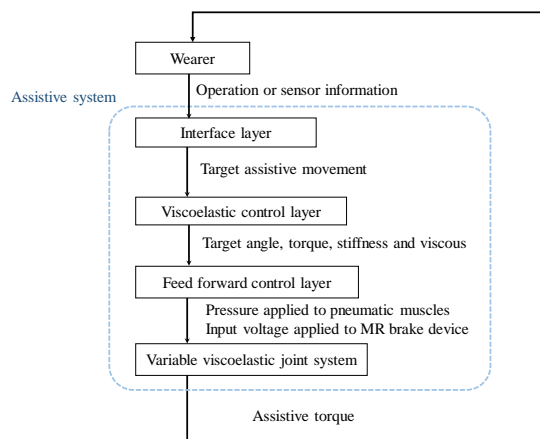


Fig. 2 Layer of the control method of the proposed system

2.3 可変粘弾性コントローラ階層

制御階層のうち制御則の最も重要な階層である可変粘弾性制御階層について述べる。可変粘弾性制御則の提案に向け、膝関節アシスト用の試作機を用いて座位状態での脚の振り上げ・振り下げ動作(Fig. 3)をアシストし、その際の粘弾性が装着者へ与えた影響を調べた。その結果および人間の筋肉の粘弾性特性より得られた、動作フェーズごとの望ましい粘弾性の大きさを Table 1 に示す。なお、実験動作を「1: 動作開始時」、「2: 動作停止時」、「3: 脱力」、「4: 保持」の4つのフェーズに分類しており、Table 1 は動作フェーズ間の粘弾性の相対的な大小関係を示している。

本実験より、粘弾性は脱力フェーズでは小さく、保持フェーズでは大きく、また運動開始時には低下させ運動停止時には上昇させる。以上の結果を基に、以下の式(1)-(4) に示す粘弾性制御則を提案する。

$$K_j = B_k \left(A_k \left| \frac{\tau}{\tau_M} \right| + (1 - A_k) \left| \frac{\dot{\theta}}{\dot{\theta}_M} \right| \right) + K_m \quad (\dot{\theta}_j * \ddot{\theta}_j) \leq 0 \quad (1)$$

$$K_j = B_k A_k \left| \frac{\tau}{\tau_M} \right| + K_m \quad (\dot{\theta}_j * \ddot{\theta}_j) > 0 \quad (2)$$

$$D_j = B_v \left(A_v \left| \frac{\tau}{\tau_M} \right| + (1 - A_v) \left| \frac{\dot{\theta}}{\dot{\theta}_M} \right| \right) \quad (\dot{\theta}_j * \ddot{\theta}_j) \leq 0 \quad (3)$$

$$D_j = B_v A_v \left| \frac{\tau}{\tau_M} \right| \quad (\dot{\theta}_j * \ddot{\theta}_j) > 0 \quad (4)$$

式 1, 2 は剛性の制御則であり、式 3, 4 は粘性制御則である。 τ_M と $\dot{\theta}_M$ は補助動作における最大補助トルクと最大角加速度、 K_m はアシスト装置の最小剛性、 A はトルクに対する剛性と粘性の重み係数、 B は補助動作中の剛性と粘性の振幅を決める係数である。また、添え字の k は剛性に、 v は粘性に関する係数を示す。角速度と角加速度の向き関係から起動時と停止時を判断し、同じ方向なら起動時、逆方向であれば停止時とする。そのため、停止時 ($\dot{\theta}_j * \ddot{\theta}_j < 0$ の時) は角加速度の大きさ(減速の程度)に応じて剛性と粘性を高め、起動時 ($\dot{\theta}_j * \ddot{\theta}_j \geq 0$ の時) には角加速度に対して剛性と粘性は増加させない。

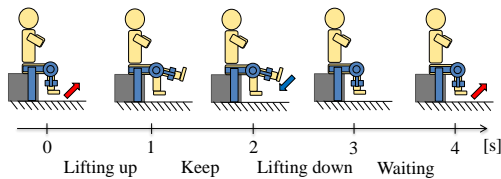


Fig. 3 Schematic of motion cycle

Table 1 Viscoelasticity being suitable for motion phase

Motion phase	Stiffness	Viscous
1: Beginning motion	Small	Small
2: Stopping motion	Large	Large
3: Standing by (Nonactive)	Small	Small
4: Keeping position (Active)	Large	Large

2.4 提案する可変粘弾性ロジックによるアシスト実験

ここでは前項で提案した制御則を用いてアシスト実験を行う。Fig. 4 にアシスト時の内側広筋の筋電位測定結果を示す。提案した制御則は、1: フリー状態に比べ筋電位のピークが約 30% 減少しており、一定粘弾性の場合と比較し、より大きいアシスト効果を確認した。

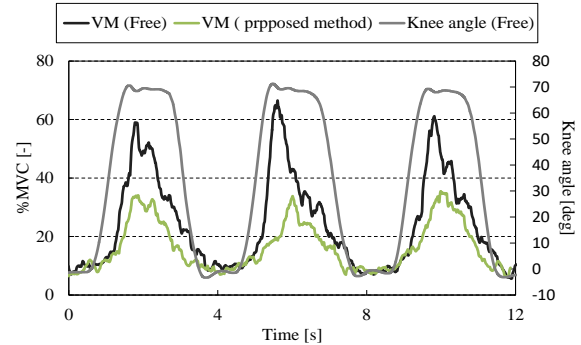


Fig. 4 Result of electromyograms (proposed method)

3. 携帯空気圧源の開発

3.1 携帯空気圧源の開発のための圧縮空気生成手法の評価

本節では、携帯空気圧源の開発に向けて、圧縮空気生成手法の携帯性を測定・比較する。コンプレッサのバッテリー駆動、空気タンク、物質の相変化、化学反応を測定対象とした。携帯性の評価指標については発生可能最大圧力[MPa]と流量密度[NL/g]により行った。

3.2 結果と考察

測定結果を Fig. 5 に示す。図中で右上にあるほど携帯空気圧源としての性能が高いといえるが、最も右上に位置する空気タンクは占有体積が大きく、装着して運搬できる空気量が限定される。次点の液化二酸化炭素についても、常温で 6 MPa 程度の高圧となるため容器に高い耐圧性が必要となり、容器も考慮した場合の流量密度は大きく低下し、0.12 NL/g となる。このように、携帯性に明らかに優れる手法は存在しないことが分かった。

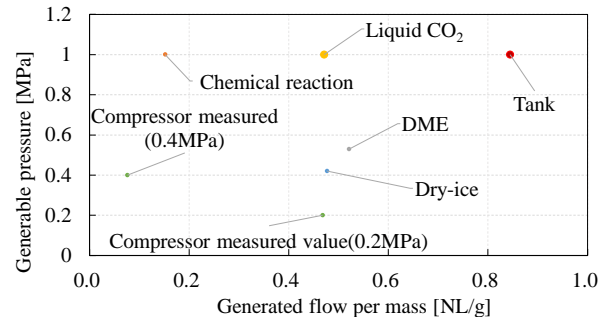


Fig. 5 Mobility chart of pneumatic sources

3.3 ハイブリッド型携帯空気圧源の提案

前節での検討結果より、明らかに携帯性の優れる手法は存

在しないことがわかる。そこで本研究では、複数手法を組み合わせて、それぞれの長所を活かすハイブリッド空気圧源を提案する。液化二酸化炭素に着目する。液化二酸化炭素方式は、最大供給圧力 0.7 MPa を達成できるが、流量密度が他の手法に比べて小さい。そこで、発生流量の多い他の手法と組み合わせ、携帯空気圧源全体の軽量化を図る。発生流量の多い手法として DME をあげる。

Fig. 6 に提案する構成を示す。2 ポートバルブで必要圧力によって空気圧源 2 種類を選択し、電空比例弁で空気圧式アクチュエータへの圧力供給を行う。低圧供給時には、低圧側の DME のみから圧力供給を行う。高圧供給時は、Fig. 6(a) のように駆動開始直後は DME から供給を行い、圧力がある程度高まった時点で Fig. 6(b) のように高圧側の電磁バルブを開く。すると、高圧空気圧源から高圧の圧縮気体がアクチュエータに供給される。本動作により、低圧・高圧供給時の双方において高圧空気圧源の使用流量を低減でき、空気圧源の軽量化が可能となる。

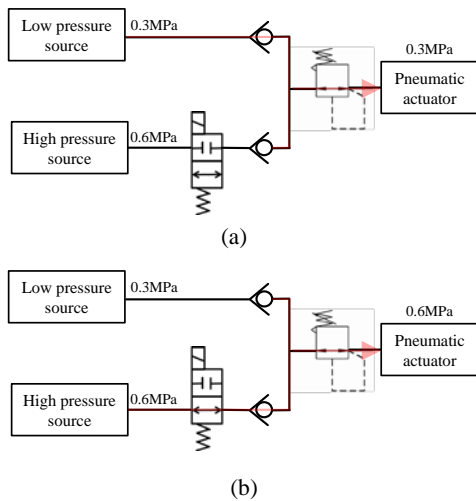


Fig. 6 Movement of hybrid pneumatic system

3.4 シリンダ駆動実験

空気圧シリンダの連続駆動により、提案する空気圧源の実践的評価を行った。実験結果および空気圧源の理論的な重量と供給圧量の関係を用いて、本シリンダ駆動タスクに対する空気圧源の供給総流量と空気圧源重量の関係を算出し、グラフ化したものが Fig. 7 である。実線はハイブリッド空気圧源、点線は高圧空気圧源のみを用いた空気圧源、マーカは本章の実験結果である。

これより、供給総流量が約 50 NL を超えるとハイブリッド化による軽量化効果が表れることがわかる。ただし、50 NL は空気圧システムを駆動するには比較的少ない空気量であり、多くの空気圧駆動システムにおいてハイブリッド化による軽量化が可能となると期待される。

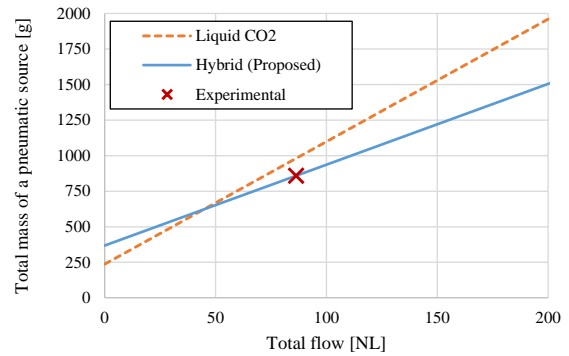


Fig. 7 Comparison of conventional and proposed method

4. 可変粘弾性下肢アシスト装具 Airsist I

4.1 装置概要

実用に近い動作を対象に提案手法を評価するため、「Airsist I」と名付けた可変粘弾性下肢アシスト装具を開発した。Airsist I の外観を Fig.8 に、仕様を Table 2 に示す。Airsist I は、股関節および膝関節に可変粘弾性関節を有する外骨格であり、低慣性モーメントによる高いバックドライブバリエティを特徴とする。

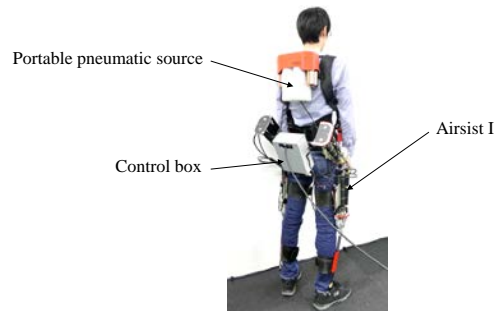


Fig. 8 Appearance of Airsist I and additional systems

Table 2 Spec of Airsist I

Whole Weight	7.9 kg
Weight of leg	1.9 kg
Range of motion (hip)	Extension 5°, flexion 120°
Range of motion (knee)	Extension 20°, flexion 80°
Assistive force	88 Nm (at maximum, artificial muscle is in isometric condition)

4.2 Airsist I 用ハイブリッド携帯空気圧源

Airsist I 駆動のために開発したハイブリッド空気圧源について述べる。開発した空気圧源のデザインを Fig. 9 に、仕様を Table 3 に示す。本空気圧源はジメチルエーテル(DME)の相変化および、液化二酸化炭素の相変化を利用したハイブリッド空気圧源である。なお、DME が低圧空気圧源として、液化二酸化炭素が高圧空気圧源として機能する。それぞれの物質は容器に封入されており、容器を交換することで容易に再充填することが可能である。

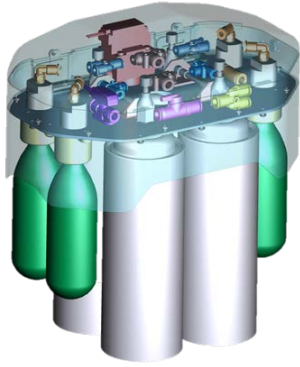


Fig. 9 Design of hybrid pneumatic power source for Airsis I

Table 3 Spec of hybrid pneumatic power source for Airsis I

Size (Width × Height × Depth) [mm]	245 × 280 × 140
Total weight (fully charged)[g]	4250
Total weight (empty)[g]	1597
Suppliable total flow[NL]	806

5. Airsis I によるアシスト動作実験

5.1 可変粘弾性アシスト実験

本節では、2章で提案した可変粘弾性制御則を Airsis I によるスクワット動作アシストに適用し、筋電位測定によりその有効性を評価する。実験の様子を Fig. 10 に、Fig. 11 に測定した立ち上がり動作時の内側広筋の筋電位と角度を示す。実線はアシストなし（装置非動作）での値、点線がアシスト時の値を示しており、スイッチ操作を行ったタイミングが1sとなるように表記した。すなわち、0~1 s の領域がしゃがんだ状態、1~2 s で立ち上がり動作、2~4 s は直立状態である。結果より、アシストにより筋電位の減少を確認した。

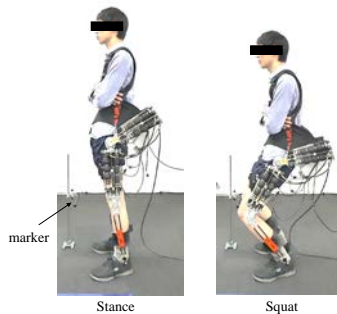


Fig.10 The condition of squat experiment

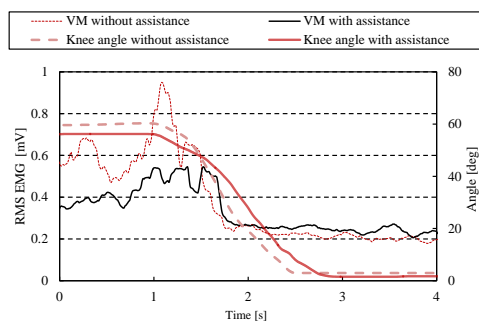


Fig.11 RMS EMG and knee angle during standing up

5.2 携帯空気圧源による駆動実験

空気圧源による Airsis I の駆動実験を行い、外部からの圧縮空気供給を必要とせずに駆動が可能かどうかを確認する。実験動作は 5.1 節と同様である。実験の様子を Fig. 12 に示す。これより、空気圧源を用いた Airsis I の駆動を確認した。

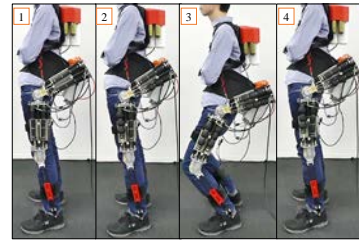


Fig. 12 Tubeless drive experiment of Airsis I

5.3 バックドライバビリティ評価実験

装置を駆動していない状態で十分なバックドライバビリティを有しているか、実験により確認した。Fig. 13 は、日常動作でのバックライティビリティ評価実験の様子である。画像に示す通り、歩行および階段昇降が不自由なく行えることが確認できた。

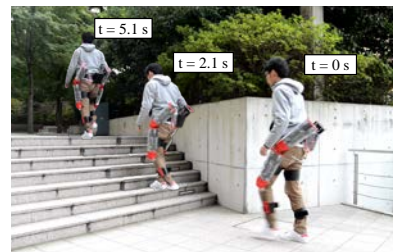


Fig. 13 Back drivability verification experiment during walking

6. 結言

本論文では、軸方向繊維強化型人工筋肉と磁気粘性流体ブレーキにより構成される可変粘弾性関節を有する装着型アシスト装置の開発と、その携帯化のための空気圧源の開発を行った。今後の課題として、歩行を含む様々な動作への応用、消費空気量低減手法の検討を予定している。

7. 参考文献

- [1] 平成 23 年版 労働経済の分析—世代ごとにみた働き方と雇用管理の動向—, 第 1 章 労働経済の推移と特徴, 第 1 節 雇用、失業の動向, 厚生労働省労働経済白書 <http://www.mhlw.go.jp/wp/hakusyo/roudou/11/>
- [2] T. Hayashi, H. Kawamoto and Y. Sankai, “Control Method of Robot Suit HAL working as Operator’s Muscle using Biological and Dynamical Information,” In Proc. IEEE/RSJ Int. Conf. (Intelligent Robots and Systems), IROS 2005, pp.3063–3068. 2005.
- [3] 株式会社 ATOUN, <http://atoun.co.jp/>
- [4] Takahiro Nagayama, Hikaru Ishihara, Hiroki Tomori, and Taro Nakamura, “Verification of throwing operation by a manipulator with variable viscoelastic joints with straight-fiber-type artificial muscles and magnetorheological brakes”, Advanced Robotics, Vol.30, Iss21, pp.1365-1379, (2016.10)