

空気圧人工筋肉を用いた足関節リハビリ機械の開発と動作特性

○齋藤 直樹（秋田県大） 佐藤 俊之（弘前大） 嵯峨 宣彦（関西学院大）

This paper describes an automatic ankle joint range-of-motion training device that uses pneumatic artificial muscles as a drive source. This device operates by antagonistic drive of the artificial muscles and performs range-of-motion training while adjusting joint stiffness. We applied impedance control including the minor loop force feedback to the proposed system and experimentally confirmed that the ankle joint can be moved softly, and range-of-motion training can be performed on a human subject.

1. 緒言

日本の少子高齢化に伴い、医療・介護・予防・住まい・生活支援の一体的な提供を目指す地域包括ケアシステムへの関心が高まりつつある[1]。こうした動きの中で、訪問リハビリテーションのような在宅医療サービスの拡充が求められている。その一方で、労働者人口の減少による医療従事者不足により、在宅医療サービスの拡充は難しい状況である[2]。

こうした背景から本研究では、在宅医療サービスの拡充を目指して、特に訪問リハビリで多く行われている関節可動域訓練の自動化を実現するための足関節リハビリ機械を開発する。本稿では、現在開発中の空気圧人工筋肉駆動型足関節リハビリ機械の概要について説明し、適用した人工筋肉拮抗駆動型コンプライアンス制御による動作特性の確認を通して、在宅でのリハビリ動作の実現の可能性について考察する。

2. 足関節リハビリ機械

図 1 に、開発中の足関節リハビリ機械(以降では AFOReh と呼ぶ)の装着の様子を、図 2 にシステム概要を示す。足関節装具の回転軸にプーリを取り付け、空気圧人工筋肉の拮抗駆動によりプーリを回転させることで足関節に関節トルクを与えて足関節可動域訓練を行うものである。空気圧人工筋肉には図 3 に示す、研究室で開発中の高耐久型ストレートファイバー人工筋肉[3](以降では SFAM と呼ぶ)を用いている。使用者は装具に足関節をセットした後、SFAM の拮抗駆動によるコンプライアンス制御によって、足関節可動域訓練を行うことになる。

関節可動域訓練は、関節拘縮を防ぐために十分な回数および可動域で動かすことが求められるが、可動域には個人差があるため、単純な角度制御では個人の適切な可動域以上を設定する可能性があり、危



図 1 足関節リハビリ機械(AFOReh)

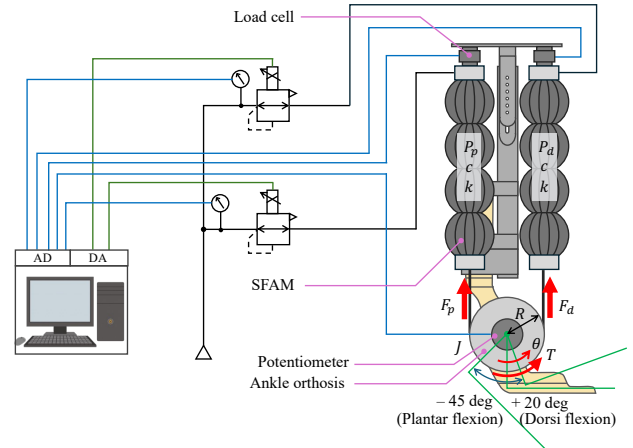


図 2 AFOReh システム概要図



図 3 高耐久ストレートファイバー人工筋肉(SFAM)

険が伴う。一方で、拘縮による可動域の拡大が必要とされる場合、可動域の限界でさらに大きなトルクが足関節にかかるように調節する必要がある。これらのことを満足するために今回は、関節角度に連動して関節トルクを調節できる、コンプライアンス制御を適用することとした。

3. 拮抗駆動システムコンプライアンス制御

3.1 コンプライアンス制御

この AFOReh は SFAM の拮抗駆動システムである。拮抗駆動にすることで、回転関節周りの剛性を調節しながら角度制御を行うことができる。本研究では拮抗駆動システムの双線形モデル[4]を用いて関節剛性を設定しながら関節角度制御を行う。

AFOReh における、装具と拮抗する SFAM の駆動モデルパラメータは図 2 に示すとおりであり、運動方程式は次のようになる。

$$J\ddot{\theta} = (F_d - F_p)R \quad (1)$$

SFAM の膨張時表面積を A 、粘性係数を c 、弾性係数を k 、背屈側 SFAM の圧力を P_d 、底屈側 SFAM の圧力を P_p とし、各 SFAM のモデルは次式で表すことが

できるとする.

$$F_d = AP_d - c\dot{\theta}P_d - k\theta P_d \quad (2)$$

$$F_p = AP_p + c\dot{\theta}P_p + k\theta P_p \quad (3)$$

これらをまとめると, AFOREh の運動は次の双線形系で表される.

$$\frac{J}{R}\ddot{\theta} = A(P_d - P_p) - (c\dot{\theta} + k\theta)(P_d + P_p) \quad (4)$$

このモデルにより, AFOREh は圧力差 $P_d - P_p$ で駆動力を発揮し, 圧力和 $P_d + P_p$ に影響を受けて剛性や粘性が変化することがわかる. ここで, それぞれの圧力を基準圧力 P_0 からの変化とし, $P_d = P_0 + \Delta P$, $P_p = P_0 - \Delta P$ とすると, 圧力変化 ΔP と AFOREh の関節回転速度 Ω との関係は以下のような二次遅れ系となる.

$$\Omega(s) = \frac{2As}{(J/R)s^2 + 2P_0cs + 2P_0k} \Delta P(s) \quad (5)$$

このシステムに対して, 本研究では比較的設計剛性が低い状態で動作が安定する, カベース形コンプライアンス制御[5]を適用する. このコンプライアンス制御のブロック線図を図4に示す.

このシステムで, 設定剛性を K とすると, 足関節の目標角度 θ_r と実応答角度 θ との差と目標トルク τ_r との関係は次式で表される.

$$\tau_r = K(\theta_r - \theta) \quad (6)$$

この関係を用いることで, AFOREh の足関節周りのコンプライアンスを保ちながら足関節を動かすことができる.

3.2 関節コンプライアンスの観測方法

AFOREh が実際に発揮している関節コンプライアンスについて, 2つのSFAMの圧力 P_d と P_p から求める. 図2より, 足関節周りのトルク T は以下で表すことができる.

$$T = AR(P_d - P_p) - (k\theta + c\dot{\theta})R(P_d + P_p) \quad (7)$$

よって, 両辺を θ で偏微分すると, 次のようになる.

$$\frac{\partial T}{\partial \theta} = -kR(P_d + P_p) - cR \frac{\partial (P_d + P_p)}{\partial t} \quad (8)$$

ここで関節コンプライアンスより圧力変動項を省

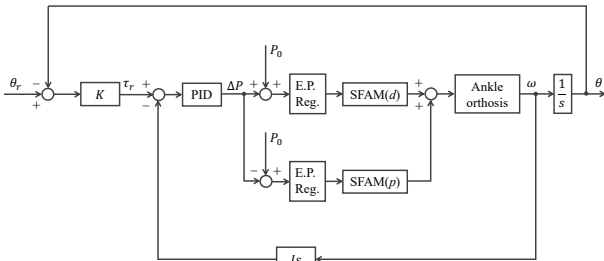


図4 カベース型コンプライアンス制御ブロック線図

略して考えると, 装具のコンプライアンス K_p は角変位に対して反対方向に働くトルクとなり, 以下で求めることができる.

$$K_p = kR(P_d + P_p) \quad (9)$$

ここで式(9)に含まれる k はSFAMが持つ弾性特性である. この弾性特性 k はAFOREhに実装したSFAMを用いて計測を行った. SFAMの収縮量をプリー回転角度 θ に換算し, 収縮量が生じたときの, 内圧 P の変化による収縮力 F の大きさを計測すると, 次式の関係が得られる.

$$F = K(P)\theta \quad (10)$$

図5は, SFAMに内圧 P を印加した際の収縮力 F とプリー回転角度 θ との関係である. この結果から, 一定の内圧 P において収縮量 F とプリー回転角度 θ の間には比例の関係があることがわかる. それぞれの傾きを求め, 内圧 P と傾き K の関係を求めた結果が図6である. ここで $K(P) = kP$ とみなすと, 図6より弾性特性 $k = 22.36$ [N/deg]となる. これにより, 式(9)に基づいて装具剛性 K_p を求めることができる.

4. 動作実験

これらの結果を用いて, AFOREh のコンプライアンス制御実験を行った. 基準圧力 P_0 は設定剛性 K に依存して, 次式により設定した.

$$P_0 = \frac{K}{2kR} \quad (11)$$

今回は, 関節可動域訓練動作として関節角度 θ の目標周波数を 0.03 [Hz], 振幅は -10 [deg]を基準に ± 10

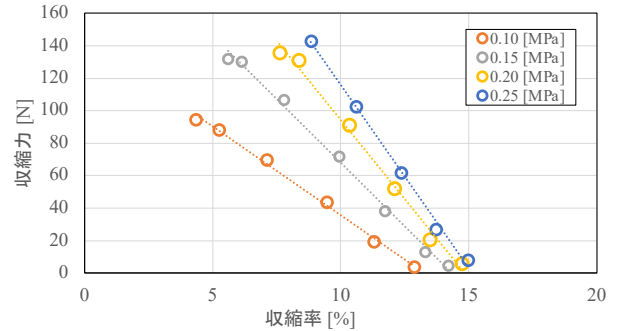


図5 SFAMの内圧における収縮力と収縮率の関係

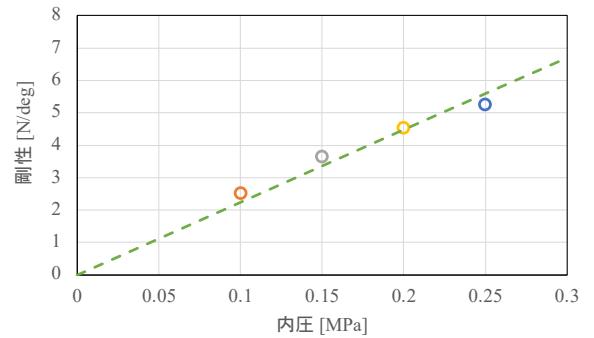


図6 SFAMの剛性と内圧の関係

～-30 [deg]とし、設定剛性を 0.2 [Nm/deg]とした。また、AFOREh のプーリにおもりを吊るして、負荷トルク $\tau = 0, -0.98, -1.96$ [Nm]を与えた。装具角度と装具剛性の結果を図7と図8にそれぞれ示す。図7の Ideal angle は、目標角度と負荷トルクに対して剛性を考慮した場合の AFOREh の角度となるので、実際の応答では負荷トルクに応じてこの Ideal Angle と一致していればよいということになる。

この結果より、目標角度に対して位相遅れはあるものの、実際の装具角度は Ideal Angle とおおよそ一致しており、その間の装具剛性も目標値と一致していることから、関節可動域訓練としておおむね良好な動作ができると考えられる。また、負荷トルクを変更しても誤差の傾向は変わらず、設定剛性に基づいた足関節可動域訓練の実現の可能性を示している。一方で、関節角度が負の底屈側になると、十分な値まで到達できていない傾向も見られる。拮抗駆動システムなので底背屈双方向でシステムの特性が対称になると考えられるので、片側だけ振幅特性が不良になる原因は SFAM の特性のばらつきによるものと考えられる。

次に、実際に被験者の足を入れて擬似的に関節可動域訓練動作を行った。被験者は 20 歳代の健常者 1 名である。関節可動域訓練の目標角度として、足関節角速度を 5 [deg/s]とし、目標可動域は事前に行った被験者の足関節可動域の調査に基づいて、最大可動域より少し狭い+10～-30 [deg]とした。装具剛性 K は 0.1, 0.2, 0.3 [Nm/deg]の 3 種類とした。被験者は基本的に脱力するが、可動域訓練中の疼痛による伸張反射があることを想定し、背屈動作中に任意の力で底屈方向に力をいれる動作をおこなった。以上の設定で実

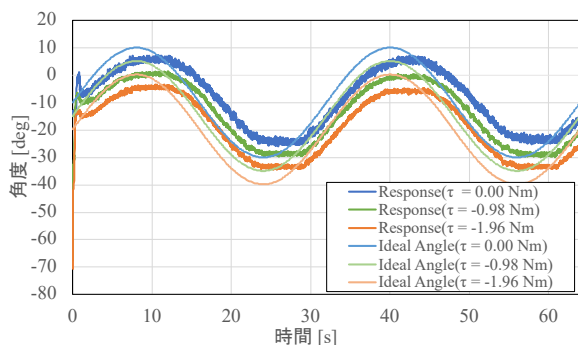


図7 コンプライアンス制御における装具角度実験結果

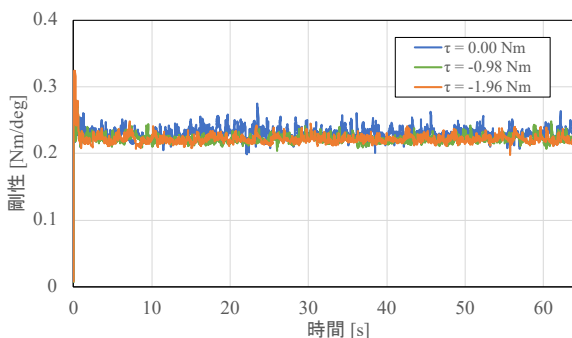


図8 コンプライアンス制御における装具剛性観測結果

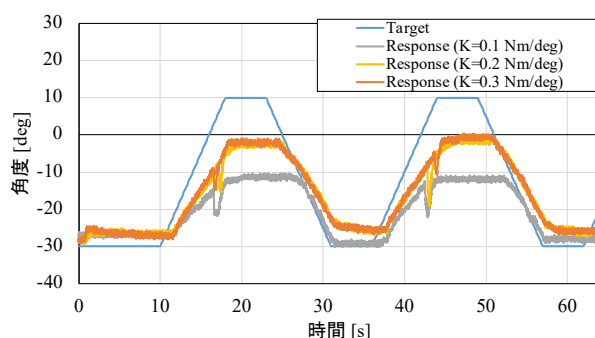


図9 疑似足関節可動域訓練における装具角度実験結果

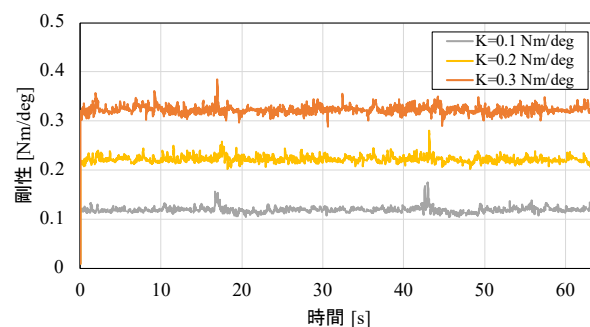


図10 疑似足関節可動域訓練における装具剛性観測結果

験を行った結果として、装具角度を図9に、その際の装具剛性観測結果を図10にそれぞれ示す。

装具角度の結果から、設定剛性が低い $K=0.1$ [Nm/deg]の場合、目標装具角度から大きくずれており、設定剛性が高くなるにつれて目標装具角度に近づいていることがわかる。これは装具剛性を低くすると、足関節トルクに対して装具角度が大きく変化することが原因で、脱力しているものの足関節トルクはいくらかあるために、設定剛性が低くなるにつれて目標装具角度から大きくずれた結果である。実際、図10の剛性の結果をみるとほぼ設定剛性どおりの結果が得られており、コンプライアンス制御は適切に行われていると言える。また、伸張反射を想定した装具角度の動きが 17 [s]と 43 [s]付近でみられ、角度が大きく変化していることだけでなく、その時の剛性観測結果もわずかに変動しているものの、ほぼ設定剛性どおりの結果が得られている。このことは、提案する AFOREh により、足関節の状態に応じて設定剛性を調節しながら、安全にかつ自動的に足関節可動域訓練を行うことが出来る可能性があることを示唆しているといえる。

5. 結言

本稿では、在宅での自動的な足関節可動域訓練の実現を目指して開発を勧めている、空気圧人工筋肉で駆動する足関節リハビリ機械(AFOREh)の概要を説明し、カベース型コンプライアンス制御を適用して擬似的な足関節可動域訓練を行った。その結果、装具関節剛性を調節しながら被験者の足関節を動かすことができおり、また被験者の伸張反射による急な反応動作においても柔らかさを維持しつつ可動域訓

練が継続できていることが確認できた．このことから，本システムは在宅での安全かつ自動的な足関節可動域訓練の実現の可能性を有していることがわかった．

参 考 文 献

- [1] 厚生労働省: “地域包括ケアとリハビリテーション”，
2014 年 9 月
- [2] (社)日本理学療法士協会: “訪問リハビリテーションと
訪問看護ステーションからの理学療法士等による訪問
の提供実態に関する調査研究事業調査報告書”，
2014.
- [3] N. Saito: “Development of Highly Durable Straight Fiber
Type Pneumatic Artificial Muscle with a Double Structural
Air Chamber,” Proc. 11th JFPS Int. Symp. Fluid Power 2020,
OS5-1-04-(1)-(6), 2021
- [4] 羅志偉: “接触作業における関節インピーダンス制御の
双線形モデル,” 計測自動制御学会論文集 vol. 27, no. 9,
pp. 1070-1072, 1991.
- [5] 則次俊郎: “ゴム人工筋の制御性能,” 機論 C, vol. 60, no.
570, pp.557-562, 1994.