

(1) 研究テーマ

下肢痙縮を高精度評価するための低剛性能動関節の研究開発

(2) 実施内容および成果ならびに今後予想される効果の概要

脳卒中片麻痺患者に認められる痙縮の治療を効率化するためには、痙縮の度合いを熟練した理学療法士などの勘や経験に頼らずに定量評価できる手法の開発が求められる。現在、痙縮評価法としては Modified Ashworth Scale (MAS) が広く使用されている。MAS では徒手により関節を動作させて抵抗感を主観的に段階付けされるため、古くから信頼性が疑問視されているが、代わりとなる評価法がないため現在も世界中で使用されている。近年は、モータ駆動により高い再現性で足関節を回転させ、トルクセンサで抵抗トルクを定量する生体工学的手法も提案されているが臨床普及には至っていない。その要因に安全面の不安とトルクセンサの高価格が挙げられる。市販の減速機付モータの多くは位置決め精度に優れているものの、モータが足関節に対して過大なトルクを加えてしまう危険がある。そこで**本研究では位置決め精度を犠牲にせずモータが足関節に加えるトルクを精密に調整可能な低剛性能動関節を研究開発した** (図 1: Motor 2 は負荷試験用のモータであり、能動関節には含まれない) (詳細は文献[3])。低剛性能動関節は減速機付永久磁石同期モータ (PMSM)、低剛性バネ、2つの角度センサで構成される。小型・高出力・高性能を両立させるだけでなく、トルクセンサを不要とする。低剛性バネのねじり量を2つの角度センサで計測することで足関節トルクを推定できる。また、モータトルクがバネを介して足関節に伝わるために過大なトルクを避けられる。今後、この低剛性能動関節を痙縮評価装置 (図 2) (詳細は文献[4][5]) に搭載する予定である。

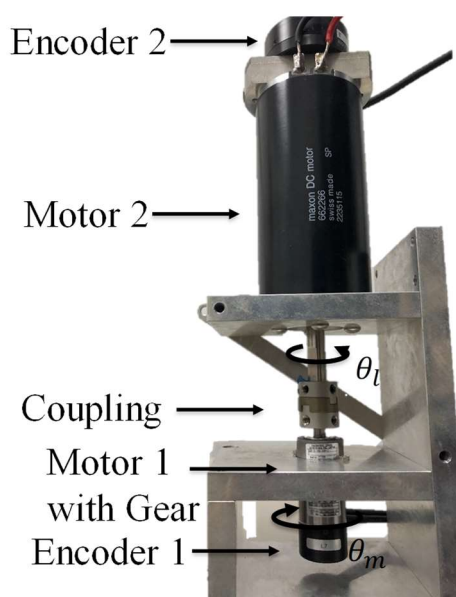


図 1. 低剛性能動関節

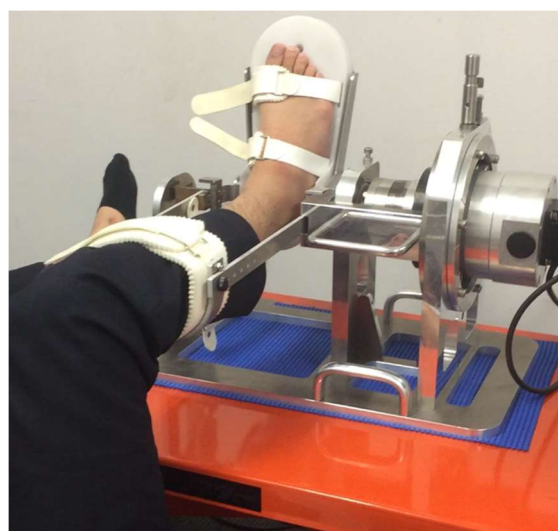


図 2. 痙縮評価装置

(3) 実施内容および成果の説明

(3.1) 低剛性能動関節のモデリングと制御器設計

研究開発した低剛性能動関節を図 1 に示す。低剛性能動関節は、電磁モータ (Motor 1)、減速比 100 の減速機 (Gear)、低剛性バネ (Coupling)、2つの角度センサ (Encoder 1 と Encoder 2) で構成される。Motor 2 は負荷試験用の電磁モータであり、低剛性能動関節には含まれない。Motor 1 に比べて Motor 2 が大きいのは、低剛性能動関節の最大トルクが大きく、負荷試験用の電磁モータが大きくなければ最大トルク付近の性能評価ができないためである。 θ_m はモータ出力回転軸の角度、 θ_l は減速機と低剛性バネを経由した負荷側出力軸の角度を意味する。計測される足関節角度はほぼ θ_l と一致する。

図 2 に低剛性能動関節に加わる負荷トルクを制御するシステムのブロック線図を示す。 τ^{ref} 、 τ 、 \hat{t} はそれぞれ、負荷トルク指令値、負荷トルク応答値、負荷トルク推定値を表す。例えば $\tau^{ref} = 0.1 \text{ Nm}$ の時、制御が良好に行われていれば低剛性能動関節に加わる負荷トルクは 0.1 Nm となる。**この機能を利用することで低剛性能動関節が足関節に対して過大なトルクを加える危険を回避できる。**市販の減速機付モータでは、負荷トルクの調整能力が低いため、過大なトルクを加える危険性が高い。P、PI、DOB、RTOB、Plant はそれぞれ、P 制御器、PI 制御器、外乱オブザーバ、反トルク推定オブザーバ、低剛性能動関節を表す。RTOB により負荷トルクを推定できるため、**低剛性能動関節はトルクセンサを必要としない。**これは装置のコストを削減する効果がある。 θ_m と θ_l の計測値に基づき \hat{t} を推定するのが特徴である。 K_g^{-1} は減速機と低剛性バネを組み合わせた部品に加わる負荷トルクとねじれ角度の関係を表すモデルである。減速機のバックラッシュモデルや低剛性バネのバネ定数等のモデルが含まれる。 K_e は θ_l と τ の関係を表すモデルであり、足関節モデルを含む。この足関節モデルは痙縮の度合いにより変化する。 Q はローパスフィルタを、 s は微分動作を表す。

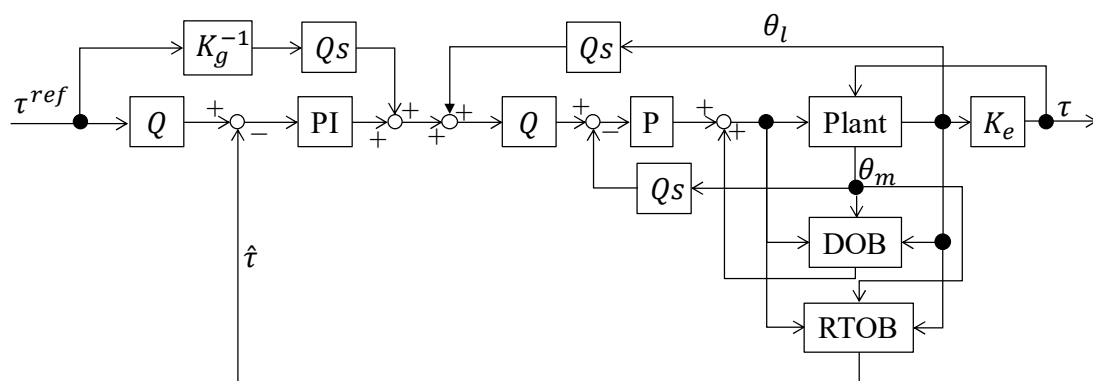


図 3. 低剛性能動関節の負荷トルク制御系のブロック線図

(3.2) 負荷トルク制御のシミュレーションと実験

図1のMotor 2により K_e を模擬することで低剛性能動関節の負荷トルク制御性能を評価した。 $\tau^{ref}=0.3\sin(t)$ (ref: 太実線) と τ (conv1: 太破線、conv2: 細破線、prop: 細実線) の時間応答を図4 (シミュレーション) と図5 (実験) に示す。conv1、conv2、prop はそれぞれ、文献[1] (従来手法1)、文献[2] (従来手法2)、文献[3] (提案手法) の制御器を用いた場合の結果に対応する。従来手法1と従来手法2では τ の推定誤差が大きいため制御性能が低い。一方で、提案手法では τ の推定誤差が小さいため良好な制御性能が得られた。また、制御系の安定性も改善されることが実験的に確認できた。

文献

- [1] S.Katsura, et al. "Pushing Operation by Flexible Manipulator Taking Environmental Information Into Account", IEEE Transactions on Industrial Electronics, Vol.53 No.5 pp.1688 - 1697, 2006
- [2] S.Yamada, et al. "Precise Joint Torque Control Method for Two-inertia System with Backlash using Load-side Encoder", IEEE Journal of Industry Applications, Vol.8 No.1 pp.75 - 83, 2019
- [3] 近藤大智, 矢代大祐, 弓場井一裕, 駒田諭, "減速機を有する電磁モータのモータ/負荷側エンコーダを用いた負荷トルク制御器の設計", 機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会演論文集, 金沢, May. 28th-29th, 2020 (発表予定)
- [4] 北俣康介, 矢代大祐, 弓場井一裕, 駒田諭, "EMG と足関節角度を用いた底屈筋による足関節発揮トルクの推定", 機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会演論文集, 広島, Jun. 7th, 2019
- [5] Kosuke Kitabata, Daisuke Yashiro, Satoshi Komada, Kazuhiro Yubai, "Modeling of Ankle Elastic Torque during Passive Plantar-dorsiflexion", Proceedings of the 6th IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization, Tokyo, Mar. 14th-16th, 2020

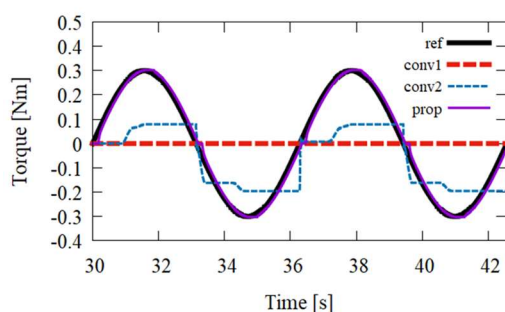


図4. シミュレーション結果 (τ^{ref} と τ)

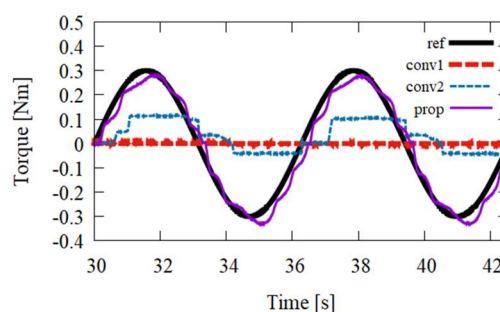


図5. 実験結果 (τ^{ref} と τ)