

機能的電気刺激を併用した対麻痺者用パワーアシスト装具の開発

Development of the power assist orthosis for the paraplegia using functional electric stimulation

○学 岩 渕 幹 (秋田大) 正 巖 見 武 裕 (秋田大)
正 木 澤 悟 (秋田高専) 正 宮 脇 和 人 (秋田高専)
島 田 洋 一 (秋田大医) 正 大 日 方 五 郎 (名古屋大)

Motoki IWABUCHI, Graduate School of Akita Univ
Takehiro IWAMI, Akita Univ
Satoru KIZAWA, Akita NCT
Kazuto MIYAWAKI, Akita NCT
Yoichi SHIMADA, Akita Univ
Goro OBINATA, Nagoya Univ

1. 緒言

近年、ロボット技術の進歩により装着者の力を補助するパワーアシストスーツの開発が行われ、リハビリテーション医療の分野でも利用が期待されている。これは、正しい動作を被動的に繰り返して麻痺肢の運動機能の改善を行うものである。一方、外部からの電気刺激によって麻痺筋を収縮させて運動再建を行う機能的電気刺激 (Functional Electrical Stimulation: FES) が研究されており、FES と歩行器を用いて歩行を再建するなどの成果を上げている。また、FES を用いた運動療法により、筋力増強、関節可動域拡大など廃用症候群予防の効果も確認されている^[1]。

本研究では、ロボット技術を用いたパワーアシスト装具に医療技術である FES を併用して、下肢の筋活動を伴いながら歩行機能の再建・補助を行う Hybrid FES (HFES) を用いた下肢用パワーアシスト装具の開発を行った。そして、基礎実験として本アシスト装具を用いた起立実験を行ったので報告する。



Fig. 2 Power assist Orthosis

ドフォワード制御となるため、目標関節軌道からの偏差はサーボモータの PID コントローラにより修正される。

3. 起立実験

下肢の基本動作である起立動作を用いて Hybrid FES の実証実験を行った。このとき、実際の下肢リハビリテーションで行うように歩行器によって起立を行い、FES 刺激装置からの刺激強度を変化させた。また、被験者にはなるべく上肢の力で立つように指示した。被験者と装具の各関節位置にマーカを貼り付け三次元動作解析装置を用いて三次元空間座標を測定する。その座標データと床反力計により得られた床反力を剛体リンクモデルに適用して関節角度や関節モーメント等を求める。歩行器のグリップに 6 軸力覚センサを取り付け上肢により発生した力を計測した。

3.1 実験装置

実験装置としてアシスト装具、三次元動作解析装置は Vicon (Vicon Motion Systems Ltd. 製)、床反力計は Force Plate 9286 (Kistler 社製)、FES 刺激装置は医療用の刺激装置パルスキューア・プロ KR-7 (オージー技術(株)製)を用いた。FES の刺激を任意のタイミングで入れることが可能なスイッチボックスを製作し、被験者が適切であると感じたタイミングで FES 刺激を開始させた。安全のために設置した歩行器に取り付けた力センサは 6 軸力覚センサ (ニッタ株式会社製) を用いた。各関節位置にマーカを貼り付け三次元解析装置を用いて三次元空間座標を測定し、その座標データとあわせて床反力計により測定した床反力を剛体リンクモデルに適用して関節角度、関節モーメント等を求める。

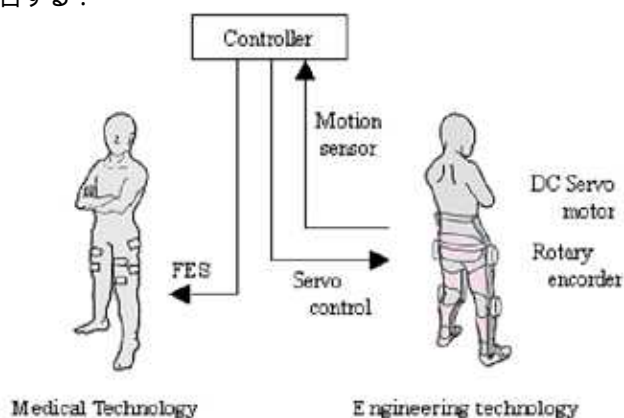


Fig. 1 Hybrid FES System Concept

2. パワーアシスト装具

図 1 は Hybrid FES System の概念図である。これは装着者 (対麻痺患者) の手元にあるスイッチで動作を開始する。その指令はコントローラへ送られて FES 刺激装置による筋への刺激とサーボモータの駆動が開始される。装具のサーボモータは、PID 制御により、あらかじめ設定された関節軌道を追従して装着者の姿勢を制御する。また、FES 刺激装置は、あらかじめ設定されたタイミングと刺激強度によって装着者の筋力を制御する。患者の筋への負担が大きくなる可能性があるため、安全性の観点から FES の制御に閉ループコントローラは用いないこととした。FES は開ループによるフィー

3.2 実験方法

被験者は健康男性一名(58kg, 170cm, 23 歳). 被験者にアシスト装具を装着し, マーカを体の各部位に貼付した. FES の電極は起立に最も寄与している大腿直筋のモータポイントに貼付した. ^{[1][3]} 実験条件は FES の刺激の有無・強弱の 3 パターンとし, 出力パルスの電圧の最大値により刺激強を $V_{\max}=17.5\text{V}$, 刺激弱を $V_{\max}=10.25\text{V}$ とした.

3.3 座標系

関節角度は屈曲・背屈・後屈を正とし, 関節モーメントは伸展を正とする. 図 3 に関節角度と関節モーメント, モータトルクの座標系を示す.

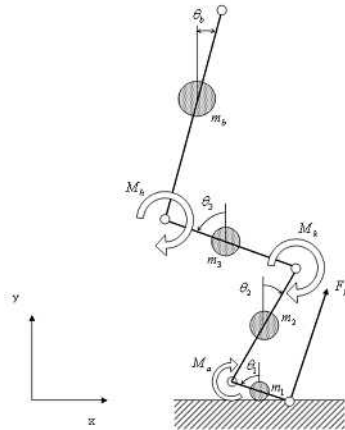


Fig 3 joint angle , moment and motor torque

4. 実験結果

図 4 に歩行器のグリップに設置した力センサで計測した力のベクトルの大きさ(右側)を, 図 5 に床反力計で計測した床反力ベクトルの大きさ(右側)を示す. 床反力ベクトルの大きさは刺激条件が変化しても最大値は約250Nと同様の値を, 最大に達する時間は約1.5秒と同様の傾向を示している. 力センサの値より刺激強度が大きくなるほど上肢が発生させる力が小さくなっていることから, 刺激強度が増大すると自身の筋力が大きくなり上肢の負担が減ることが言える. 図 6 に右側の膝関節モーメントを示す. 刺激強度が変化してもモータトルク, 関節モーメント共にピークの位置, 大きさにおいて同様の傾向を示した. 関節モーメントの最大値は約35Nmであり, この時モータは15Nmのアシストをしていたため起立に要するモーメントの約40%を支援することが出来るといえる.

5. 結言

本研究では, 対麻痺者のリハビリを目的として開発されたFESとモータを併用したHybrid FESを用いて起立実験をを行った. そして, モータによる姿勢制御が行われたこと, FES によるパワーアシストが適切なタイミングで行われたこと, 起立に要する関節モーメントの約40%をモータにより支援できることを確認した. しかし, 歩行器を用いて上肢の力で起立しようとするときFES刺激強度が変化してもモータトルクが一定となってしまう, モータによる支援がどのくらいであるのか定量的な評価が出来なかった. これに加えて, 被験者が一名であったことから実験結果に普遍性がないという問題がある.

今後は上肢の影響を減らして実験を行い定量的な評価が出来るようにすることと, 被験者を増やして実験結果に普遍性を持たせることを今後の課題とし, 研究を進めて歩行動作の再建を目指す.

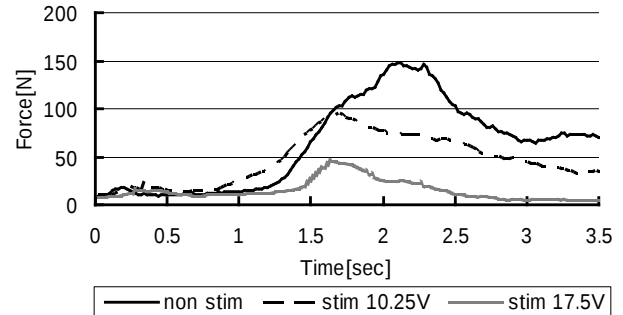


Fig . 4 Force of Walker

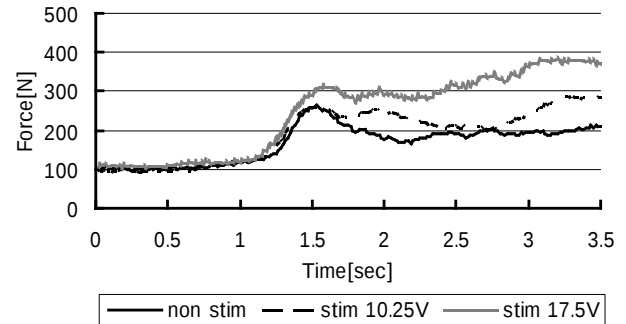


Fig . 5 Force Plate (Size of vector)

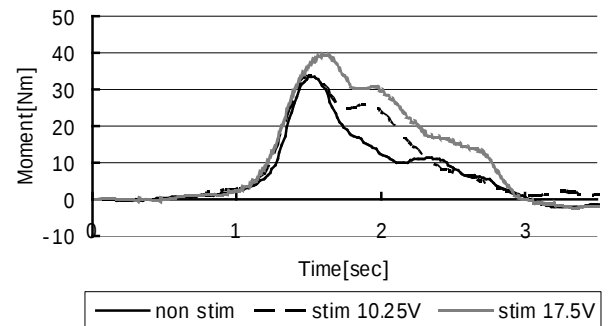


Fig . 6 Knee Joint Moment (right side)

参考文献

- [1] 加賀谷 資, 対麻痺に対する治療的ならびに機能的電気刺激に関する研究, 日本整形外科学会雑誌 第 68 巻 第 9 号 1994 年
- [2] 小形紗恵子, 機能的電気刺激を併用した対麻痺者用パワーアシスト装具の制御, 秋田大学工学資源学部機械工学科平成 18 年度卒業論文
- [3] 加賀谷 資, 起立動作における下肢関節トルクと筋電図の関係, 関節外科 vol. 13 no. 7 1994
- [4] 江原義弘, ボディダイナミクス入門 立ち上がりの動作の分析, 医歯薬出版株式会社
- [5] 臨床歩行分析研究会 関節モーメントによる歩行分析, 医歯薬出版株式会社