パワーアシスト装具を用いた対麻痺患者の運動再建に関する研究

Studies on the reconstruction movement of the paraplegic patients
using the power assist orthosis

○学　野口　雄生　（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）
松永　俊樹　（秋田大医）　　島田　洋一（秋田大医）

Yusei NOGUCHI,　Graduate School of Akita University
Takehiro IWAMI,　Akita University
Satoru KIZAWA,　Akita NCT
Kazuto MIYAWAKI,　Akita NCT
Toshiki MATUNAGA,　Akita University
Yoichi SHIMADA,　Akita University

1.　緒　言

高齢化社会において，身体的衰えのある人の割合は増加するため，事故などにより骨折や，脊椎を損傷する可能性が高くなる．車いすや寝たきりになった場合に下肢の筋肉を使う機会が減少し，筋委縮，筋力の低下，関節の委縮などの廃用症候群と呼ばれる二次障害に悩まされる．このため，高齢者の健康・介護については大きな社会問題となっている．

病院やリハビリテーション施設ではトレッドミル，装具などの歩行訓練機器を用いて廃用症候群の予防，改善を目的とした治療が行われている．しかし，今までのリハビリ機器を用いた治療では効果的に筋委縮をさせることが困難であり，また体重を支えるため上肢に負荷がかかるなどの問題がある．このようなことから今までのリハビリ器機では廃用症候群などの二次障害の十分な予防，改善に繋がらず，新しいリハビリ器機の開発が求められている．

そこで本研究では，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 FES 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歩行実験を行う．

2.　機能的電気刺激(FES)

機能的電気刺激 (Functional Electrical Stimulation：FES)とは，中枢神経からの指令の変わりに麻痺した筋へ外部から電気的な刺激を与えることで筋を収縮させ四肢の動作を再建させる治療法である．自身の筋を収縮させるために筋のトレーニングとなり筋肥大が期待され，また二次障害の予防につながる．

3. パワーアシスト装具

図 2 に本研究で製作したパワーアシスト装具を示す．装具単体の質量は 6 kg であり，加えて左右股関節と膝関節を駆動させるために DC モータ(各 0.75kg)を取り付けるので装具全体で 9kg になる．これは既存の動力源つきアシストスーツが軒並み 10kg を超えていることから比較的軽量である．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 はフィー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する．目標関節軌道は装具を装着した状態で歩行動作を行い，三次元動作計測システムから得られた位置データにより角度データを作成した．

Fig.2　Power assist orthosis concept

4. 歩行実験

装具と FES を用いて健常被験者 1 名で歩行実験を行う．被験者および装具の関節部に反射マーカを貼り付け，装具と刺激装置を併用して歩行を行い，マーカより得られた三次元位置データと床反力データを二次元剛体リンクモデルに適用し動作解析を行う．その結果より，求められた関節モーメントとモータトルクから，制御の検証を行い，次への課題を検討する．歩行実験は安全のために平行棒を併用した．

4.1 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 Vicon370(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アー・プロ KR-7(オージー技術㈱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．

4.2 実験方法

被験者は健常男性 1 名(65kg，168cm，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 の電極は左右の大腿直筋，ハムストリングスに貼付した．それぞれの電圧は 44V，54V となる．刺激パターンを製作するに当たり，文献[3]を参考にした．表 2 に 1 歩行周期あたり(踵接地から次の踵接地まで)の刺激タイミングを示す．

実験条件は，以下のように行った．

Table 1 Experimental condition

条件	刺激パターン	刺激する筋
条件 1	パターン 1	大腿直筋とハムストリングス
条件 2	パターン 2	大腿直筋とハムストリングス
条件 3	パターン 1	大腿直筋
条件 4	パターン 1	ハムストリングス
条件 5	パターン 1	刺激なし(モータアシストのみ)

Table 2 Stimulation patten

刺激パターン	大腿直筋	ハムストリングス
パターン 1	55～65%	0~3%，83~100%
パターン 2	55～74%	0~3%，75~100%

5. 実験結果

5.1 関節角度の追従性

図3より目標関節角度とエンコーダにより計測された関節角度において，すべての条件でよく一致していた．これによりモータの関節角度制御が適切に行われていることを分かる．一例として，条件1の1歩行サイクル分の股関節角度を図3に示す．

5.2 股関節のモータトルク

図4は条件1～条件4を条件5(刺激なし)と比較したものである．足が地面に接地時(立脚期)には，モーメントの変化はほとんどない．条件2において，足が地面から離れている時(遊脚期)には，モータトルクが大きく低下しているのが分かる．これにから遊脚期において，刺激パターン1よりも効果的に働いたと言える．立脚期から遊脚期へ遷移時に伸展方向に大きなトルクが発生している．これは大腿直筋の刺激タイミングに問題があり，より短くする必要がある．なので，条件4のハムストリングスのみ刺激するときは大きな伸展方向のトルクは発生していない．

5.3 膝関節のモータトルク

図5より立脚期ではすべての条件で差が見られなかった．条件4のハムストリングスのみ刺激以外では，立脚期から遊脚期への遷移時に伸展方向のトルクが減少している．立脚時にはすべての条件で差は見られなかった． 条件2では，遊脚中期において伸展方向のトルクが発生している．これは膝関節の伸展筋であるハムストリングスを刺激しすぎたことが原因だと考えられる．

6. 結　言

本研究では，パワーアシスト装具とFESを併用したハイブリッドパワーアシスト装具システムを開発し，それを用いて5つの条件を設定し，健常男性1名で歩行実験を行った．そして三次元動作解析システムで計測した三次元位置データより，モータに流れる電流からモータトルクを算出した．また，装具に取り付けたエンコーダより関節角度を求めた．FESの刺激電圧が高くなるとモータアシスト量が減少することが確認された．

今回の歩行実験で使用した刺激タイミングは文献[3]を参考に作成したが，これを健常者の通常歩行をデータであり，装具を着用したデータではない．今後，装具を着用した状態歩行時の筋電を計測し，新たなFES刺激タイミングを作成する．

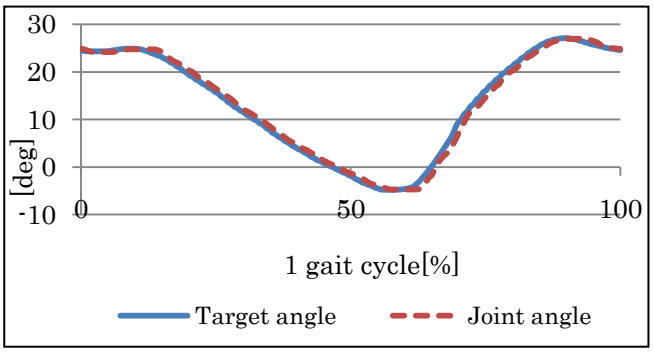

Fig.3　Joint angle

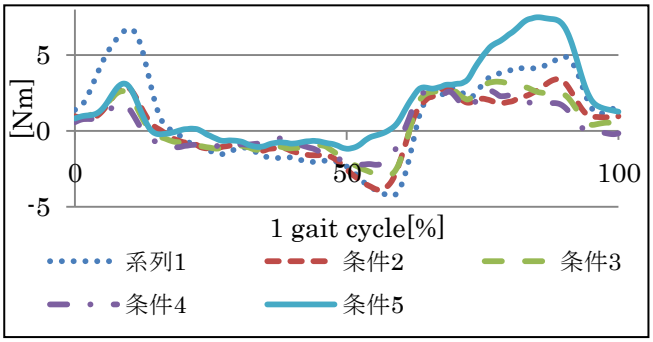

Fig.4　Hip motor torque

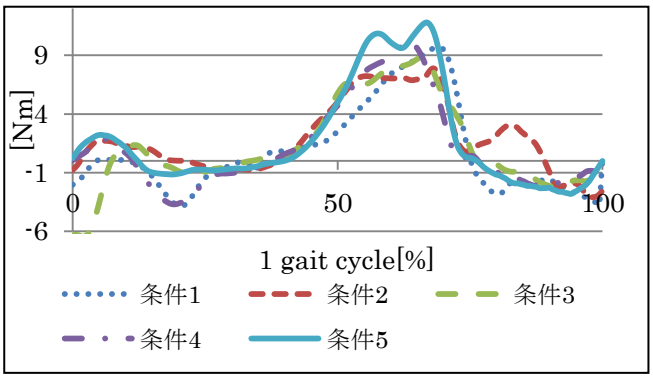

Fig.5　Knee motor torque

参考文献

[1]　野口雄生，パワーアシスト装具を用いた対麻痺患者の運動再建に関する研究，秋田大学工学資源学部機械工学科平成 21 年度卒業論文

[2]　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

[3]　Jacquelin Perry,MD，Gait Analysis