

非線形特性を補償した FES による関節動作の閉ループ制御

非会員 井口弥寿彦[†] 正員 藤田 欣也^{††}
正員 南谷 晴之[†]

Closed-Loop Control of FES Joint Movement with Feedforward Element

Yasuhiko IGUCHI[†], Nonmember, Kinya FUJITA^{††} and Haruyuki MINAMITANI[†], Members

[†] 慶応義塾大学理工学部電気工学科, 横浜市

Faculty of Science and Technology, Keio University, Yokohama-shi, 223 Japan

^{††} 湘南工科大学電気工学科, 藤沢市

Shonan Institute of Technology, Fujisawa-shi, 251 Japan

あらまし 筋の反応時間の違いなどに起因する非線形な動作特性をもつ関節動作には、従来の機能的電気刺激による関節角の PID 制御では十分な過渡応答を得られなかった。本論文では、フィードフォワード型 2 自由度 PID 制御系によりこの非線形性の補償を可能とした。

1. まえがき

中枢神経障害による四肢の麻痺に対する機能再建法として、電気刺激により筋収縮を起こし動作再建をはかる機能的電気刺激 (FES) がある⁽¹⁾。FES に関しては、単一筋に埋込み電極を 1 対 1 に配し複数の埋込み電極による刺激の組合せにより高精度で円滑な動作を行わせる方法⁽²⁾ に大きな有効性が認められている。一方、少数の表面電極で多数の筋を刺激する方法も簡単なシステムで動作再建が可能なことから、多くの研究が行われている^{(3),(4)}。表面電極を用いた FES システムでは複数の埋込み電極による方法と比較して精度が劣るためにフィードバック制御による関節角あるいは筋張力の制御が必要である⁽⁴⁾。これまで PID 制御により足関節、膝関節の制御が行われており、今回股関節の制御を試みたところ、動作が円滑に行われない場合が確認された。股関節は足、膝関節に比較して動作に関与する筋の数が多いため、刺激が非局在性の場合には複数の筋が刺激され、この筋の反応時間の相違が応答に反映された結果と考えられる。このとき PID 制御を用いると、動特性の遅れ系への近似誤差が増大し応答は円滑さを失う。

本論文では、このような反応時間の相違に起因する近似不可能な動作特性を非線形な動作特性として扱い、この特性をもつ対象のための FES 関節角閉ループ制御システムにおける補償法を提案する。

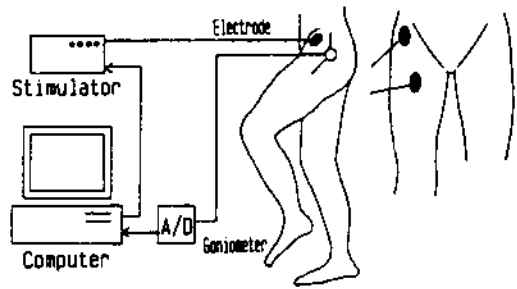


図 1 実験システム
Fig. 1 Experimental set up.

2. 方法

図 1 に、本研究で用いた実験システムの構成を示す。計算機により決定された刺激パルスが刺激装置により発生され、1 対の導電ゴム製表面電極により筋に加えらる。このときゴニオメータにより検出された股関節角度は A-D 変換器を介してフィードバックされ、この情報をもとに次の刺激パルスが決定される。

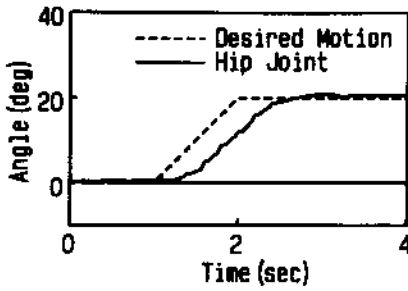
電極は図 1 のように 1 個を大腿四頭筋上部に別の 1 個を腸骨付近に設置した。この電極配置により股関節が屈曲することは健常者および対麻痺者において確認した。股関節の運動は膝関節や足関節に比べて自由度が大きいため、本研究では 3 軸ゴニオメータを用いて伸展、屈曲方向の運動のみを検出して制御した。実験では歩行時の遊脚相、すなわち足の振出しを想定して片足立位での遊脚側の股関節制御を行った。

刺激に用いたパルスは刺激振幅を操作量とし、刺激間隔: 40 ms, パルス幅: 300 μ s, 正負のパルス間隔: 1 ms の両極性電流パルスである。

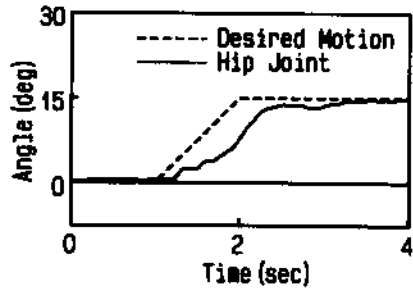
実験は 20 代から 40 代の男子健常者 5 名に対して行った。

3. 非線形な特性をもつ関節の PID 制御

従来より用いられた PID 制御により股関節角度の制御を試みた結果を図 2 に示す。制御器は刺激に対する関節角のインディシャル応答から刺激強度と関節角の伝達関数を 1 次または 2 次遅れ系に同定し、この伝達関数から部分的モデルマッチング法により設計した⁽⁴⁾。(a) にランプ関数状の屈曲動作を目標とする時に良好な制御が行えた結果を、(b) には制御が良好に行われなかった結果を示す。5 名中 2 名が (b) のように円滑さを欠く応答を示した。この応答特性は各個体で再現性があるため、主に個体差によると考えられる。点線は目標関節角度、実線は実際の関節角度を示す。関節角度は無刺激時を 0 度とし屈曲方向を正とした。(a) では目

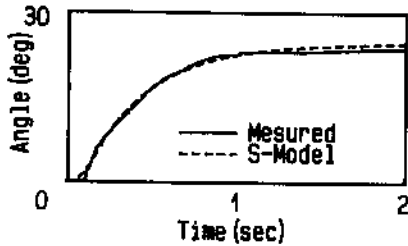


(a) An example of good response

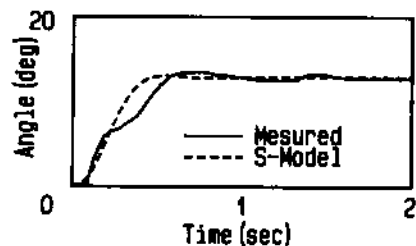


(b) An example of poor response

図2 PID制御系による制御結果
Fig. 2 Control result by PID controller.



(a) Same object of Fig. 2(a)



(b) Same object of Fig. 2(b)

図3 インディシャル応答
Fig. 3 Initial response.

標角度に対してはほぼ一定の時間遅れをもつものの、関節動作は目標に非常に近い速度のランプ関数状に制御できている。この時間遅れは、制御対象である筋骨格系のもつむだ時間が大きいために現れるもので動作を再建する観点からは大きな問題ではない。これに対して(b)の制御結果は、動作が開始した後に一度速度の減少する範囲が見られ円滑な動作は得られていない。

(b)で円滑な応答が得られない原因を明らかにするために、図3の(a)、(b)に示すそれぞれの対象のインディシャル応答により検討を行う。実際の応答を実線で、(むだ時間+1次遅れ)系により同定したモデルによる応答を点線で示す。PID制御の良好に行えた対象では(a)のように円滑な応答を示し、点線のようなモデルによく近似できる。これに対して、制御が良好に行えなかった対象では(b)に示すように関節が一度早く動いた後に約2秒間動きが遅くなり、その後再び動作が早くなる。これは、股関節動作に関与する筋の収縮に大別して2種類の反応時間が存在するためであると考えられる。この反応時間の差のためにインディシャル応答は2種類のむだ時間をもつ遅れ系の線形和に近くなり、(むだ時間+低次の遅れ)系による対象の近似が成立し

なくなる。この結果、制御が良好に行えないと思われる。

4. フィードフォワード要素による非線形な動作特性の補償

PID制御系の目標値追従性を向上させるには2自由度PID制御系の使用が有効であり、その代表例としてフィードフォワード要素によるものがよく知られている⁽⁶⁾。この点に着目し、本研究では従来のPID制御系による関節角制御に制御対象の非線形性を考慮したフィードフォワード要素を付加することで目標値追従性の向上を試みた。

図4に本研究で提案するフィードフォワード型2自由度PID制御系を示す。筋に対する刺激はフィードフォワード要素である刺激発生器と直列補償要素であるPID制御器の出力により決定される。

一般にフィードフォワード型2自由度PID制御系では直列補償要素が主であり、フィードフォワード要素は目標値追従性改善の目的で補助的に用いられる。しかし、本研究の対象には直列補償要素のみでは的確な制御が行えない場合があることが前章より明らかであるので、フィードフォワード要素による開ループ制御

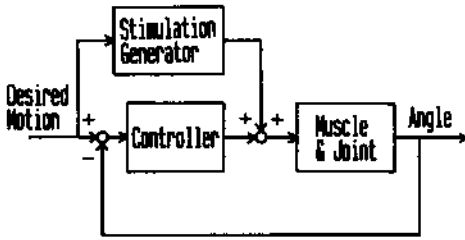


図4 提案する制御系
Fig. 4 Proposed controller.

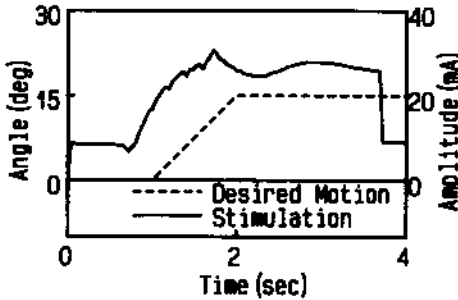


図5 刺激発生器の出力
Fig. 5 Output of stimulation generator.

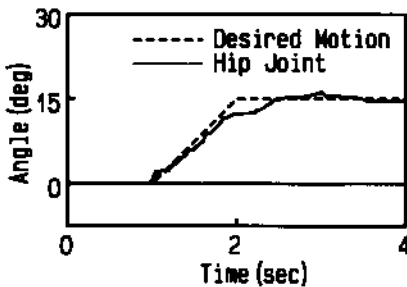


図6 提案した制御系による制御結果
Fig. 6 Control result by the proposed controller.

を主体とした直列補償系を補助的に用いることで目標値追従性の向上を目指した。開ループ主体の制御を行うことは非線形な対象に対する制御安定性の向上にもつながると考えられる。また、この方法で正確な動作を得るには対象の動特性の逆システムをフィードフォワード要素にするのが適当であると考えられる。しかし、対象の逆システムの安定性は保証されておらず、本研究の主目的がフィードフォワード要素による非線形な動作特性の補償可能性を検討することにあるので、数学的モデルによるフィードフォワード要素の構築は行わず、以下のように実験的に決定した。

決定法は開ループ制御を用いたFESで従来より用い

られてきた Trial and Error によるテーブルルックアップ法⁶⁾である。これはあらかじめ目標動作に対応した刺激を発生する刺激発生器を試行錯誤により求めておくもので、非線形な動作特性をもつ場合にも補償可能であるという利点をもつ。このようにして決定されたフィードフォワード要素が図2の目標動作を達成するために発生した刺激を図5に示す。また直列補償要素であるPID制御器のパラメータは、フィードフォワード要素が存在しモデルマッチング法が適用できないため実験的に決定し、以下の制御に用いた。

提案した制御系により図2(b)と同一の対象に制御を試みた結果が図6である。この結果は同様の制御を15回行ったうちの代表的な制御結果である。目標値がランプ関数から一定値に変わる区間では誤差が増大しているが、図2(b)に比較して速応性、応答の円滑さ共に向上していることが確認される。目標値と関節角の誤差の2乗平均を全被験者の平均で比較したところ、従来のPID制御器で7.8[deg²]、今回提案する制御器で0.8[deg²]という良好な結果が得られた。この結果から、フィードフォワード要素により動特性の非線形性が補償できたと判断できる。

5. むすび

本研究によって、FESにおける閉ループ関節角制御において、非線形な動作特性を補償するためにフィードフォワード要素の制御系への導入が有効であることが明らかになった。

本研究では、フィードフォワード要素をあらかじめ Trial and Error により決定した刺激発生器の形で制御系に与えたが、これは入力となる動作を限定することになり好ましい方法ではない。制御系の自由度を高めるために、フィードフォワード要素に与える数学的なモデルの構築が今後の重要な課題である。

謝辞 本研究の実験に御協力頂いた慶応義塾大学南谷研究室 FES 研究グループの諸氏、麻痺患者による確認に御協力頂いた国立療養所箱根温泉病院野口隆敏氏に深く感謝する。

また本研究は平成元年度文部省科学研究費一般研究費(C)-No. 01550341を受けたものである。ここに記して感謝する。

文 献

- (1) 星宮 望, 半田康延: “機能的電気刺激(FES)による筋運動系の制御”, 計測と制御, 28, 7, pp. 595-600(平1).
- (2) 半田康延, 星宮 望: “機能的電気刺激(FES)による麻痺上下肢の制御”, 医用電子と生体工学, 24, 1, pp. 1-7(昭

- 61).
- (3) C. A. Phillips: "Electrical muscle stimulation in combination with a reciprocating gait orthosis for ambulation by paraplegics", *J. Biomed. Eng.*, **11**, July, pp. 338-344 (1989).
- (4) 藤田欣也, 板倉直明, 久保公人, 南谷晴之: "筋電気刺激による目標値フィルタを備えたヒト足首関節制御システム", *信学論(D)*, **J70-D**, 8, pp. 1651-1658 (昭 62-08).
- (5) 荒木光彦: "2自由度制御系—I-PID・微分先行型・I-PD 制御系の統一的見方などについて", *システムと制御*, **29**, 10, pp. 649-656 (昭 60).
- (6) D. R. McNeal, R. J. Nakai, P. Meadows and W. Tu: "Open-loop control of the freely-swinging paralyzed leg", *IEEE Trans. BME*, **36**, 9, pp. 895-905 (1989).
(平成 2 年 4 月 27 日受付, 6 月 25 日再受付)