

筋電信号フィードバックを用いた FES 関節運動制御システム

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

FES Control System of Joint Movement by Using EMG Signal Feedback
 Naoaki ITAKURA[†], Kihwan JU^{††}, Members, Yasuhiko IGUCHI^{††},
 Nonmember, Haruyuki MINAMITANI^{††} and
 Kin'ya FUJITA^{†††}, Members

[†] 電気通信大学電気通信学部電子情報学科, 調布市
 Faculty of Electro-Communications, University of Electro-Communications, Chofu-shi, 182 Japan

^{††} 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

^{†††} 湘南工科大学工学部電気工学科, 藤沢市
 Faculty of Engineering, Shonan Institute of Technology, Fujisawa-shi, 251 Japan

あらまし 電気刺激の影響を取り除くことに成功した筋電信号測定システムを用い、筋張力の代わりに筋電信号をフィードバックする FES 関節運動制御システムを構築して実験を行った結果、筋電信号をフィードバックすることによっても関節運動制御が可能であることが明らかになった。

1. まえがき

脳溢血や脊髄損傷等による四肢麻痺患者の運動機能喪失を電気刺激によって回復させようとする研究を機能的電気刺激 (Functional Electrical Stimulation), 略して FES と呼び、国内外で活発に研究が行われている⁽¹⁾⁻⁽³⁾。

この FES により、健常人の滑らかで微細な運動を実現させるためには、運動を起こすのに必要な関節にかかわるすべての筋を制御し、関節の角度と関節の機械的インピーダンスを同時に調整する⁽⁴⁾ が必要であると考えられる。このためにはポテンショメータ等から測定される関節角度をフィードバックする関節運動制御系では、関節の角度は制御できても関節の機械的インピーダンスを制御することは不可能であると考えられる。従って、関節の機械的インピーダンスも含めた関節運動制御を行うためには、電気刺激により発生する筋張力 (関節運動を引き起こす筋収縮力) を直接、フィードバックする閉ループの関節運動制御系が必要であると考えられる。しかし、関節運動を妨げずに直接、筋張力を測定することが困難であるため、筋張力

をフィードバックする関節運動制御は行われなかった。そこで、関節運動を妨げずに測定できる筋電 (EMG) 信号より、間接的に筋張力が推定できる^{(5),(6)} ことから、筋電信号を筋張力の代わりとしてフィードバックする関節運動制御系を考えた。

本研究では前論文⁽⁷⁾ で用いた刺激電流の影響を受けないような筋電信号測定システムを使い、このシステムで測定された筋電信号をフィードバックする関節運動制御系を構成し、健常人の肘関節を対象とした関節運動の制御実験を試みた。このとき、関節の機械的インピーダンスと角度を同時に、そして独立に制御を行うためには、一つの関節運動において、少なくとも拮抗する二つの筋の筋電信号を制御することが必要となる。しかし、それ以前に提案した筋電信号フィードバック制御系により、関節の機械的インピーダンスと角度を同時に制御できるかを調べる必要がある。

そこで、一つの筋だけに電気刺激を与え、その筋電信号だけをフィードバックする制御系において、機械的インピーダンスに関する筋電信号からの筋張力推定値を直接の目標値として、間接的ではあるが、関節角度も同時に制御することができるか試みた。更に、一つの筋を電気刺激する場合に、機械的インピーダンスに関する筋張力に対して、関節角度がもつと考えられる従属的な特性が、筋電信号からの筋張力推定値に対しても存在するかを調べるために、フィードバックされる筋電信号とそのときの関節角度とを比較し、筋電信号フィードバック制御系において、筋電信号の経時変化等を考慮した関節角度の制御方法が必要であるかを検討した。

2. 筋電信号フィードバックによる関節運動制御

2.1 実験システム

実験システムを図 1 に示した。被験者はいすに腰掛けた状態で肘関節に角度センサを取り付けた。刺激電極は導伝性ゴムでできており、その形状は 3.5×3 cm のだ円形状である。この刺激電極を上腕二頭筋の最も太い部分の筋線維方向を横切る方向に 4~5 cm の間隔をおいて張り付け、この二つの電極により上腕二頭筋に電気刺激を与えた。電気刺激により発生する肘関節運動の関節角度は角度センサにより測定した。角度センサの出力は A-D 変換器によってサンプリングし、計算機に入力した。一方、筋電用の電極は外径 27 mm の使い捨て電極を用い、上腕二頭筋の直上の中心線上に 1~2 cm の間隔を空けて配置し筋電信号を測定した。筋電信号は増幅後、A-D 変換器によってサンプリング

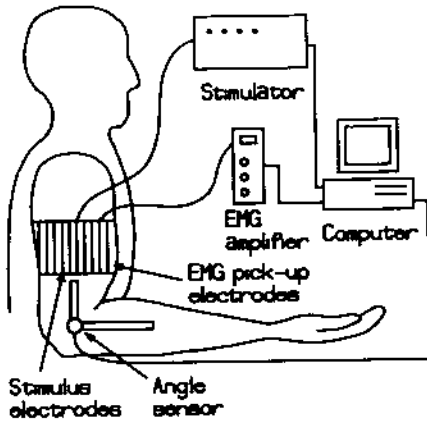


図1 実験システム

Fig. 1 Block diagram of experimental system.

グシ(サンプリング周波数 250 Hz), 整流した後, サンプリング 5 点ごとの積分平均をフィードバック信号のための測定筋電信号として用いた。

2.2 制御実験方法

以上の実験システムにより健康人 2~3 人を対象として, 筋電信号フィードバックによる肘関節運動の制御実験を行った。このとき, 所望の関節運動を起こすために必要な筋電信号目標値を, どのように与えるかが問題となる。そこで本研究では, (1)観測器⁽⁸⁾を用いて関節角度と筋電信号の関係を観測することによって関節角度目標値から筋電信号目標値を計算しながら制御する場合と, (2)あらかじめ得られた電気刺激時の筋電信号データを筋電信号目標値として使い関節運動制御を行う場合の, 以上の 2 通りの筋電信号目標値の与え方により実験を行った。(2)の場合, 得られた筋電信号を整流後, 10 点の移動平均を行ったものを筋電信号目標値とし, 更に, この筋電信号目標値が得られた電気刺激時に実際に測定された関節角度を, 筋電信号と関節角度の関係を評価する値として筋電信号目標値と共に, 結果に関節角度目標値として示した。

また, 筋張力の代わりとして筋電信号を使うことを前提とすると, フィードバックする信号としては, 筋電信号から得られる推定筋張力に相当する信号をフィードバックする必要がある。そこで, 前論文⁽⁷⁾で得られた式(1)の ARMA モデルを用いて得られる推定筋張力に相当する筋電信号 $u(k)$ をフィードバック信号として用いた。

$$u(k) = a_1 u(k-1) + a_2 u(k-2) + b_0 u'(k) + b_1 u'(k-1) \quad (1)$$

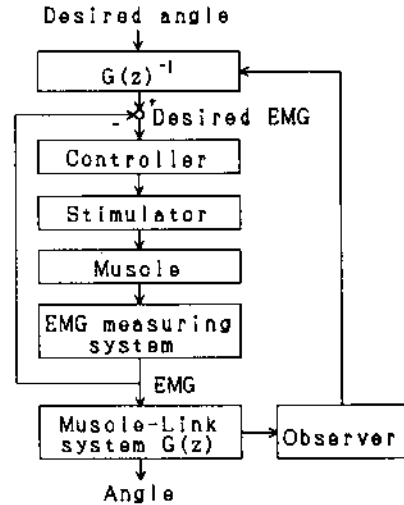


図2 関節運動制御系(観測器あり)

Fig. 2 Control system of joint movement.

この式(1)において, $u'(k)$ は k 時点での測定筋電信号を表している。

2.3 制御系

図2に観測器を用いた関節運動制御系を示した。制御系は, 制御器と刺激装置と筋電測定システム, および観測器から構成されるが, 上述した(2)のあらかじめ得られた筋電信号目標値を与える場合には観測器は用いない。

図2において, 観測器は筋-リンク系の伝達関数 $G(z)$ を観測するために用いられる。ここで $G(z)$ は, 筋-リンク系の連続時間伝達関数を 2 次遅れ系と仮定し, これを離散時間伝達関数に変換した式(2)によって与えた。

$$G(z) = \frac{a_3 z^{-1} - a_4 z^{-2}}{1 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2}} \quad (2)$$

従って, 式(2)から筋電信号 $u(k)$ と関節角度 $d(k)$ の関係は式(3)によって与えられる。

$$d(k) = -a_1 d(k-1) - a_2 d(k-2) + a_3 u(k-1) + a_4 u(k-2) \quad (3)$$

観測器は筋電信号 $u(k)$ と関節角度 $d(k)$ の関係から, 式(3)の係数 $a_i (i=1\sim 4)$ を実時間で推定する⁽⁸⁾, そして, 推定した式(3)を用いて, 与えられた関節角度 $d(k)$ の目標値から逆に実時間で筋電信号 $u(k)$ の目標値を計算し, この筋電信号目標値に対して筋電信号を制御した。実験に用いた制御器は北森法⁽⁹⁾により設計した PI 制御器を用いた⁽¹⁰⁾。また制御結果において関節角度は肘関節を伸ばした状態を 0 deg とした。

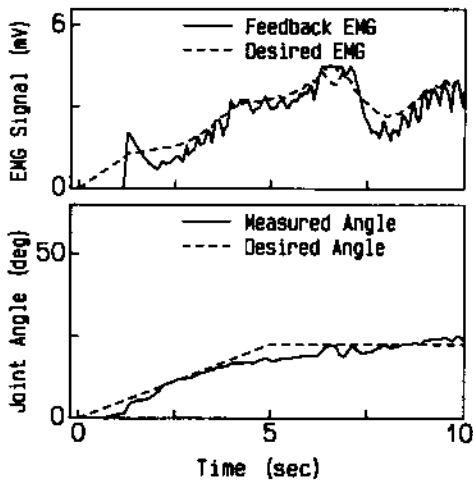


図3 制御した関節運動の結果
(観測器あり, PI制御, $K_p=0.6$, $K_i=1.0$)
Fig. 3 Result of controlled joint movement.

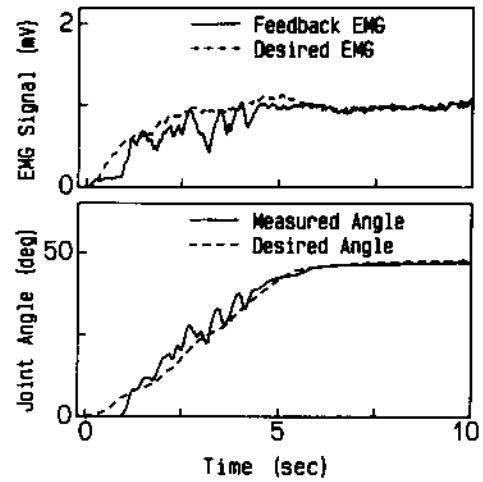


図5 制御した関節運動の結果
(観測器なし, PI制御, $K_p=2.0$, $K_i=3.3$)
Fig. 5 Result of controlled joint movement.

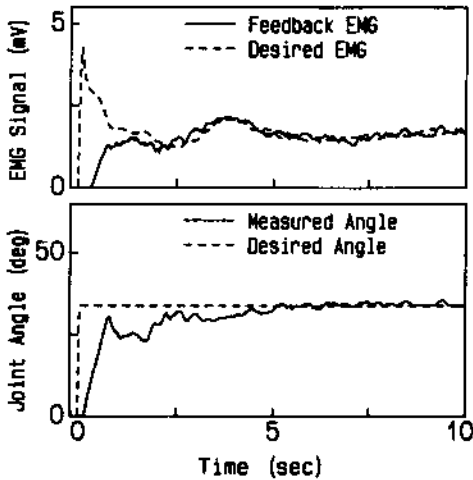


図4 制御した関節運動の結果
(観測器あり, PI制御, $K_p=2.0$, $K_i=1.6$)
Fig. 4 Result of controlled joint movement.

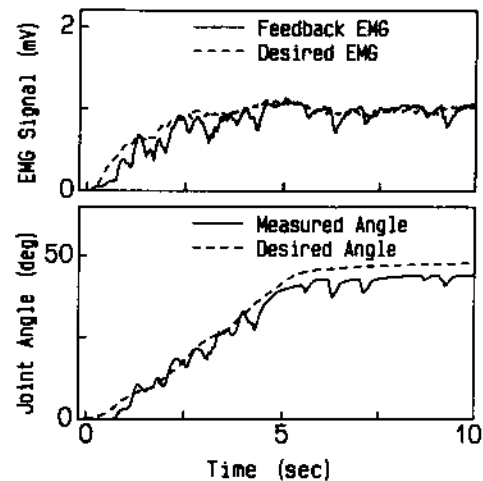


図6 制御した関節運動の結果
(観測器なし, PI制御, $K_p=2.0$, $K_i=3.3$)
Fig. 6 Result of controlled joint movement.

2.4 制御結果と検討

図2に示した制御系により制御した結果を, 図3, 図4に示した。図3の結果は比例係数 $K_p=0.6$, 積分係数 $K_i=1.0$ のPI制御器で, 図4の結果は比例係数 $K_p=2.0$, 積分係数 $K_i=1.6$ のPI制御器で制御した結果である。また観測器の適応ゲインは 1×10^{-7} を, ARMAモデルのパラメータ値は式(1)において $a_1=1.5235$, $a_2=0.5695$, $b_0=-0.0707$, $b_1=0.1385$ を用いた。この結果から, 観測器を用いた場合には筋電信号目標値を筋電信号と関節角度間の特性変化に合わせて変えることができるため, 筋電信号目標値に筋電

信号が追従すれば所望の関節角度が得られた。

比較のために, 観測器を用いない制御系において実験した結果を図5, 図6に示す。図5, 図6は比例係数 $K_p=4.0$, 積分係数 $K_i=6.6$ のPI制御器で制御した結果である。図5は, 筋電信号目標値を得た実験直後の結果であり, 図6は, その後数回の実験を行った後の結果である。図5, 図6の結果に示すように筋電信号目標値に筋電信号が追従したとしても, 筋電信号目標値が得られたときの関節角度と同じ関節角度が得られなくなること(図6)が起きる。これは, 電気刺激時の筋電信号と関節角度との特性が変化し, 同じ関節

角度でも得られる筋電信号が異なるためであると考えられる。特性が変化の原因としては、筋の疲労等が挙げられる。また、電極位置によっては筋の収縮により電極間距離が変わり、これも筋電信号と関節角度の特性を大きく変化させるものと考えられる。

従って、同じ関節運動においても得られる筋電信号が異なってくるような場合において、関節角度を制御するためには、筋電信号目標値を観測器を用いて変化させることが必要となる。

3. むすび

電気刺激中の刺激パルスの影響を受けない筋電信号測定システムで得られた筋電信号を、筋張力の代わりにフィードバックする関節運動制御系により関節角度制御が可能であることがわかった。

今後は目的とする関節運動に関与する筋に対して、できるだけ多くの筋に筋電信号フィードバックを適用し、この FES 関節運動制御系の実際の四肢制御における応用の可能性を探っていく予定である。

文 献

- (1) N. Hoshimiya, A. Naito, M. Yajima and Y. Handa: "A multichannel FES system for the restoration of motor functional in high spinal cord injury patients: A respiration-controlled system for multijoint upper extremity", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **36**, 7, pp. 754-760 (1989).
- (2) G. Khang and F. E. Zajac: "Paraplegic standing

controlled by functional neuromuscular stimulation Part 1, 2", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **36**, 9, pp. 873-894 (1989).

- (3) D. R. Mcneal, R. J. Nakai, P. Meadows and W. Tu: "Open-loop control of the freely-swinging paralyzed leg", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **36**, 9, pp. 895-905 (1989).
- (4) 朴 炯俊, 橋本秀忠, 赤沢堅造: "ヒト骨格筋の機械インピーダンス調節機構の解析", 第 11 回バイオメカニズムシンポジウム, pp. 129-140 (平 1).
- (5) 赤沢堅造, 榎 勝夫, 藤井克彦: "筋電信号のデータ圧縮法の開発—筋張力の推定とその長時間計測", *信学論(D)*, **J71-D**, 3, pp. 596-604 (昭 63-03).
- (6) M. Solomonow, R. Baratta, H. Shoji and R. D'ambrosia: "The myoelectric signal of electrically stimulated muscle during recruitment: an inherent feedback parameter for a closed-loop control scheme", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **33**, 4, pp. 735-745 (1986).
- (7) 板倉直明, 山本 吹, 周 起煥, 久保公人, 井口弥寿彦, 南谷晴之, 藤田欣也: "電気刺激による発生筋張力の筋電信号からの推定", *信学論(D II)*, **J72-D-II**, 9, pp. 1592-1595 (平 1 09).
- (8) 市川邦彦, 金井喜美雄: "適応制御", pp. 175-196, 昭晃堂 (昭 59).
- (9) 北森俊行: "制御対象の部分的知識に基づくサンプル値制御系の設計法", *計測自動制御学会論文集*, **15**, 5, pp. 695-700 (昭 54).
- (10) 板倉直明, 久保公人, 井口弥寿彦, 藤田欣也, 南谷晴之: "電気刺激による筋張力制御系の安定性の評価", *信学論(D II)*, **J72-D-II**, 9, pp. 1543-1549 (平 1-09).
(平成 2 年 4 月 26 日受付, 6 月 22 日再受付)