

(4)

## 機能的電気刺激における発生張力の 筋電信号からの推定と制御

(慶応義塾大学) 板倉直明, 山本 欧, 久保公人  
井口弥寿彦, 周 起 煥, 南谷晴之  
(相模工業大学) 藤田 欣也

### 1. はじめに

生体の組織, 特に筋が電氣的刺激によって興奮し, 収縮することは電氣生理学の教えることでよく知られたことである. これを利用し, 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補償しようとすることを機能的電気刺激, 略して FES と呼ぶ. 近年, この FES を用いて関節角, および筋張力を制御し, 上下肢の喪失機能を回復させる研究が, 国内外で活発に行われてきている. 特に日本では, 半田, 星宮らが, 健康人の筋電図解析を用いて多数の筋の協調的, 拮抗的作用を考慮した多チャンネル刺激を上肢に与え, 把持動作などの複雑な動きを実現させることに成功している<sup>1-3)</sup>.

われわれは, 現在まで制御工学的観点から FES による関節角, 筋張力の制御を試みてきた<sup>4-6)</sup>. この場合, 電氣刺激により発生する関節運動を引き起こす筋収縮力は, 関節角制御の際の重要な情報であると考えられ, 運動機能の回復のために FES を用いて四肢の運動を制御するためには, この筋収縮による発生張力と関節角を関節運動を妨げずに同時に測定することが必要であると考えられる. しかしながら現在, 筋張力測定によく用いられている歪ゲージ等では, 関節運動を制限した状態でのみの測定しか行えず, 運動状態での筋張力を測定することは不可能である.

そこで, 考えられたのが筋の活動状況を表す筋電 (EMG) 信号から間接的に筋張力を推定することである. 筋電信号からの筋張力推定に関する研究としては自発的収縮時の筋張力推定<sup>7)</sup>や刺入電極刺激時の筋張力推定<sup>8)</sup>などが行われている. しかし, 電氣刺激により発生する筋張力を推定する場合, 特に刺激電極が表

面電極であると刺激電流自体による影響が筋電信号に現れ, 何らかの方法を用いて, この影響を除去しないと電氣刺激中の筋の筋電信号から, 正確に筋張力を推定することはできなかった.

したがって本研究では, 電氣刺激中でも筋電信号から正確な筋張力が推定できるように, 刺激電流の影響をできるだけ受けにくいような筋電信号測定システムを構成した. そして, 健康人を対象とした実験を行い, このシステムを用いて測定した筋電信号から, 電氣刺激により発生した等尺性筋張力を計算機により実時間で推定した. そして, 同時に測定された実際の等尺性筋張力との誤差を調べ, この筋電信号測定システムが筋張力推定に有効であるかを検討した. また, 筋電信号から推定した筋張力を, 実際に制御される筋張力の代わりにフィードバックする閉ループ制御系を構成し, 健康人を対象とした制御実験で筋張力の制御を試みた. そして, この実験結果より筋電信号測定システムを組み込んだ, 筋電信号をフィードバックする FES 制御系の可能性を検討した.

### 2. 筋電信号測定システム

電氣刺激時の筋電信号測定システムを図 1 に示した. このシステムは刺激電極と刺激装置からなる. 筋に電氣刺激を与えるブロックと, EMG 電極, EMG 増幅器, リレー, A/D 変換器からなる, 筋電信号を測定するブロックから構成される. 筋への電氣刺激は計算機からの指令によって刺激装置で発生され, 刺激電極を介して筋に与えられる. 刺激電流は, パルス幅 0.2 msec, パルス間隔 50 msec, 正負のパルス間隔 0.3 msec の両極性パルスを用い, これを振幅変調して筋に与えた. 一方, この電氣刺激によって発生する筋電

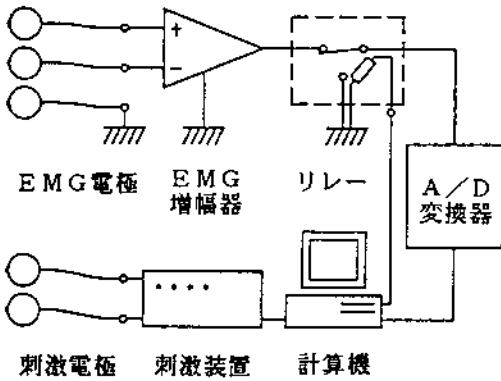
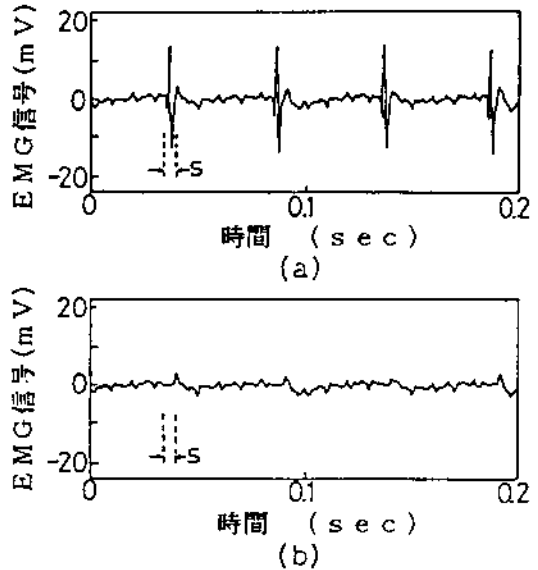


図1 筋電信号測定システム

信号は、EMG増幅器（増幅率53dB、1~100Hz）により増幅される。EMG増幅器とA/D変換器の間に挿入されたリレーは、筋電信号における刺激電流の影響を除去するためのものである。リレーを増幅器の前段につけて刺激電流の影響を除去する方法もあるが、リレーの開閉に伴う接点バウンドによるノイズも筋電信号とともに増幅されてしまい、増幅後の信号では、このノイズが刺激パルス存在期間以外の筋電信号成分に影響を与えてしまうことが考えられる。そこで本研究では、筋電信号増幅後の信号に対してリレーを用い



(a) リレー未使用 (b) リレー使用

図3 電気刺激中に測定された筋電信号

ることにより、リレー開閉に伴うノイズの大きさを相対的に減らすことを考え、リレーを増幅器の後段にいられた。このリレーを駆動する回路を図2に示した。

リレーは図2に示されるような駆動回路により、刺激パルスがあるとき（図2における期間S）は、A/D変換器の入力をグランドにおとし、それ以外の期間では筋電信号をA/D変換器に入力させるように動作する。図2でわざわざ $S > T_1$ としているのは、インバータの出力からリレー接点が開閉するまでに時間（約0.8msec）がかかるため、この時間を考慮に入れて $S > T_1$ となるようにタイマーICを設定した。このようなリレーの動作によって刺激電流の影響がどの程度除去できたかを図3に示した。

図3は、リレーを用いなかった場合（a）と、用いた場合（b）について、測定された筋電信号を比較したものである。両者の比較から、測定筋電信号に与える刺激電流の影響をリレーを用いることによって減少させられることがわかった。このリレー通過後の筋電信号はA/D変換器（サンプリング周波数250Hz）により計算機に入力し、筋張力の推定に用いた。

### 3. 実験システム

実験システムを図4に示した。被験者は椅子に腰掛けた状態で肘関節を90度に屈曲させ、手首に垂直に歪ゲージを取り付けた。刺激電極は導電性ゴムでき

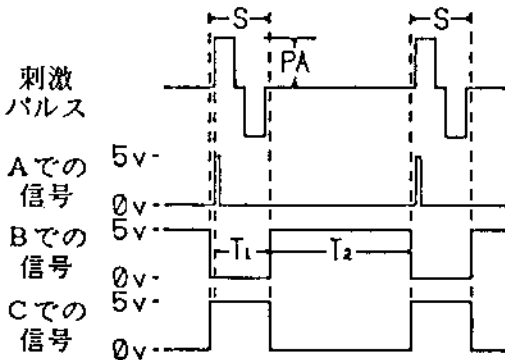
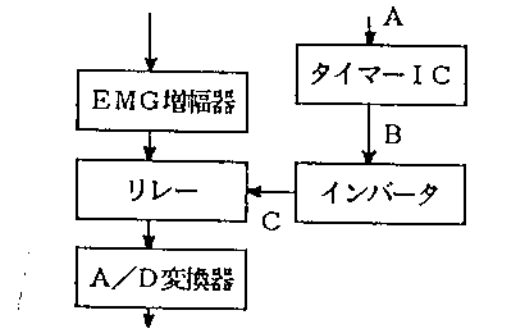


図2 リレー駆動回路

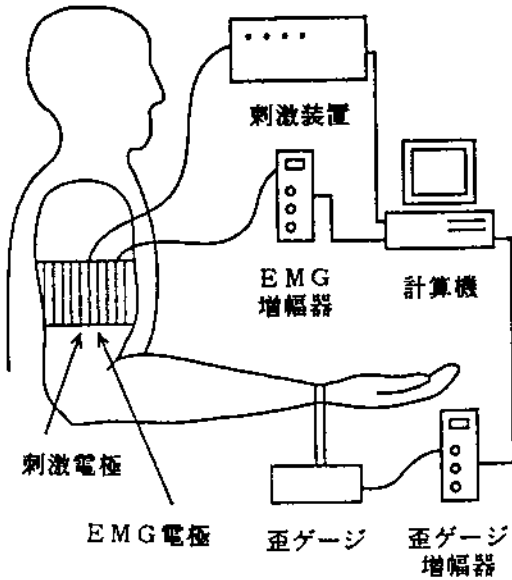


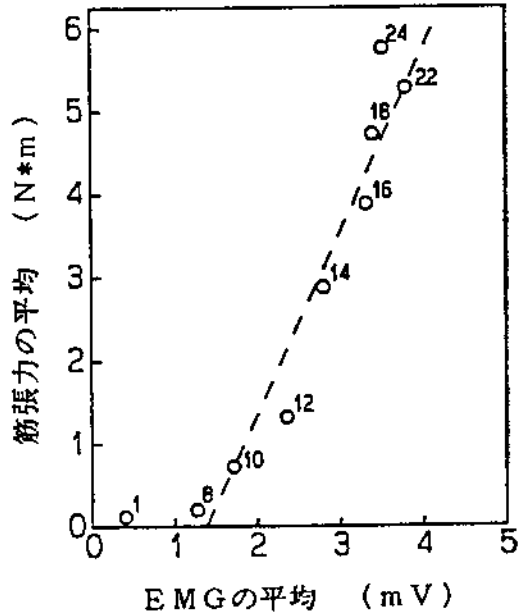
図4 実験システム

ており、その形状は $3.5 \times 3 \text{ cm}$ の楕円形状である。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、 $4 \sim 5 \text{ cm}$ の間隔をおいて張りつけ、この2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回りのトルクは測定筋張力として、歪ゲージにより測定した。歪ゲージの出力は増幅器(増幅率 $74 \text{ dB}$ ,  $0 \sim 10 \text{ Hz}$ )により増幅後、A/D変換器(サンプリング周波数 $250 \text{ Hz}$ )によりサンプリングし、計算機に入力した。一方、筋電用の電極は直径 $1 \text{ cm}$ の銀メッキ血形銅板からできており、この筋電用の2つの電極は上腕二頭筋の直上の中心線上に $3 \sim 4 \text{ cm}$ の間隔を開けて配置した。また、もうひとつの筋電リファレンス電極は肩に配置した。

## 4. 筋張力の推定

### 4.1 推定方法

実際の筋張力を推定するために計算機に入力された筋電信号は、全波整流した後、5点の平均をとり、これを筋張力推定アルゴリズムに用いる筋電信号とした。筋張力推定アルゴリズムは、筋張力 $y$ と筋電信号 $u$ との関係を、3人の被験者の実験において近似誤差が最小であった、2次遅れ系の連続時間伝達関数を離散時間伝達関数に変換した、式(1)の差分形で表現されるARMAモデルによって与えた。



右肩の数字は刺激振幅 (mA)  
図5 筋張力と筋電信号の静特性

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

この式(1)を用いて、実時間で筋張力を推定するために、まず、筋張力 $y$ と筋電信号 $u$ の静特性を測定した。この静特性の一例を図5に示した。図5において、縦軸は筋張力の平均値、横軸は筋電信号の平均値で、筋張力が一定となった時点における2秒間の測定結果から求めたものである。この静特性の結果をもとに筋張力と筋電信号が線形な範囲を選択し、その範囲内で測定を行うと同時に、筋張力が発生していないところでも測定される筋電信号のオフセット値を求めた。実験では、式(1)のARMAモデルのパラメータを決定するために、図6に示すような振幅包絡線をもつ刺激パルスを同一被験者に5回与えた。図6において刺激パルス振幅の最大値(PM)は、線形範囲の最大刺激パルス振幅値(図5の例では $22 \text{ mA}$ )を選んだ。図6の刺激パルスを与えて得られた筋電信号は前もって求めた筋電信号のオフセット値を差し引き、同時に測定された筋張力とともに、最小自乗法を用いて、式(1)の各々のARMAパラメータ( $a_1$ ,  $a_2$ ,  $b_0$ ,  $b_1$ )を求めた。これを同一被験者において得られた5組の筋張力と筋電信号の測定データに適用し、ひとつのパラメータにつき求められる、5つの値の平均値を、式(1)のARMAモデルのパラメータとして代入した。

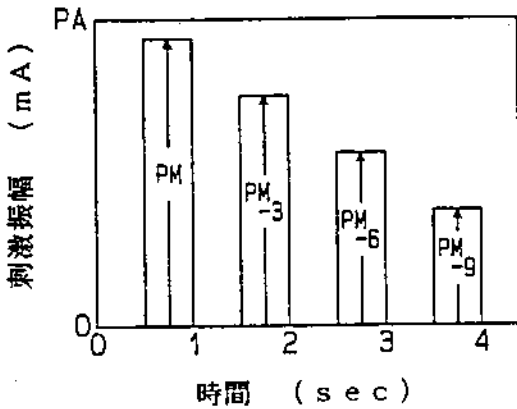


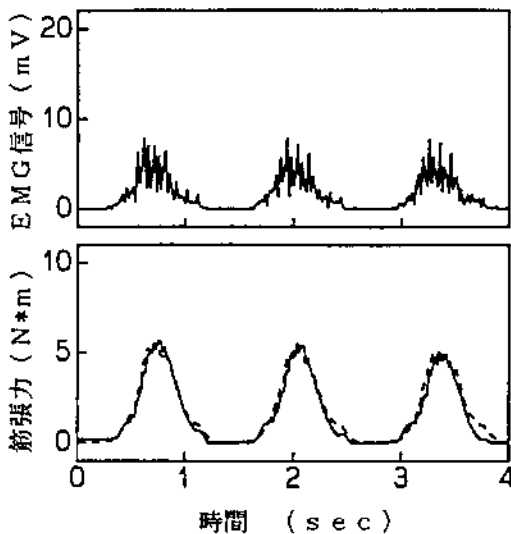
図6 刺激パルス振幅の包絡線

そして、これを筋張力 $Y$ の推定式として測定筋電信号 $u$ から実時間で筋張力 $Y$ を推定した。

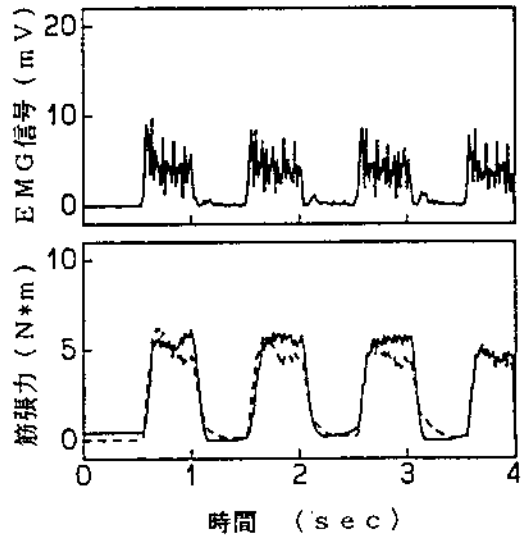
この筋張力の推定は制御に用いることを想定し、刺激パルス間隔(50 msec)以内で推定値が出力できるようにインテル社の80286と80287のマシン語を用いて20 msecで推定を行った。

#### 4.2 推定結果とその検討

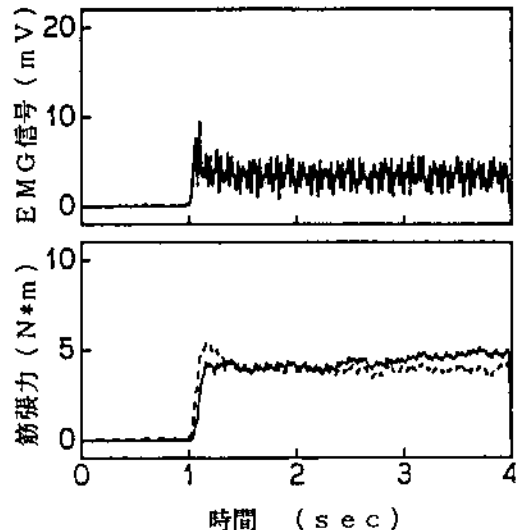
実験は健康人3人を対象にして行った。刺激パルス列の包絡線は、(a)正弦波状に変化するもの、(b)方形波状に変化するもの、(c)ステップ状に変化するもの3種類を用いた。図7~9に、これらの刺激パルス列を与えて筋張力を実時間で推定した結果を示した。



実線：測定張力 点線：推定張力  
図7 推定した筋張力の結果(正弦波)



実線：測定張力 点線：推定張力  
図8 推定した筋張力の結果(方形波)



実線：測定張力 点線：推定張力  
図9 推定した筋張力の結果(ステップ)

この図7~9において、図の上半分は測定された全波整流後の筋電信号を、また、下半分には測定された筋張力(実線)と筋電信号から推定された筋張力(点線)を示した。ここで推定筋張力の評価のために、測定筋張力と推定筋張力の偏差の自乗積分値を測定筋張力の自乗積分値で正規化したパワー正規化誤差を求めた。図7~9に示した結果のパワー正規化誤差は、図7は2.5%、図8は3.8%、図9は2.4%であった。また、他の実験結果においてもパワー正規化誤差はほぼ10%以内に収まっており、良好な推定が行えたも

のと考えられる。しかし、なかにはパワー正規化誤差が10%を超えるものも見られ、特に(b)の方形波状刺激パルスを与えた場合に多かった。測定筋張力と推定筋張力との間に誤差が生ずる原因としては、筋電信号の雑音、筋張力測定の方法、電極の位置などの測定に関するものと、ARMAモデルの次数、筋電信号と筋張力の非線形性などの推定に関するものがあげられる。これらの改善方法としては、シールドを十分に行い雑音混入を防ぐ、性能の良い差動増幅器を用いる、最適なARMA次数を決定するなどの方法が考えられ、今後は、これらの改善を行い、さらに推定精度をあげていく必要があるものと思われる。

## 5. 筋張力の制御

### 5.1 制御方法

次に、以上の方法で筋電信号から推定される筋張力をフィードバック信号として用い、実際に測定される筋張力を制御する実験を行った。図10に、このための筋張力制御系を示した。制御系は制御器、刺激装置、筋電測定システムから構成される。また、制御実験の評価のために、歪ゲージにより筋張力を測定し、これを測定筋張力としての筋電からの推定筋張力と比較した。

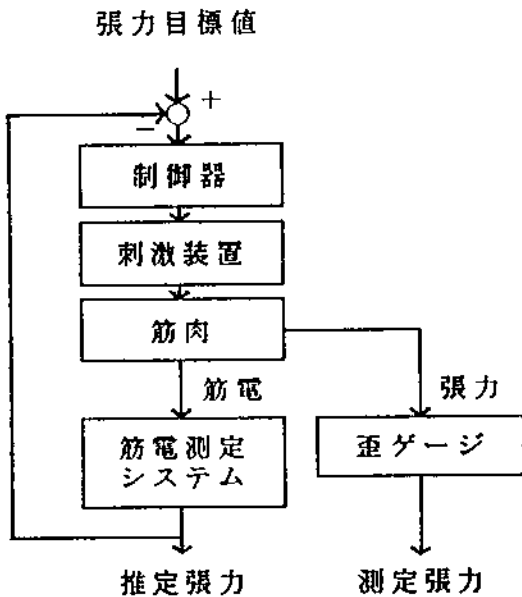
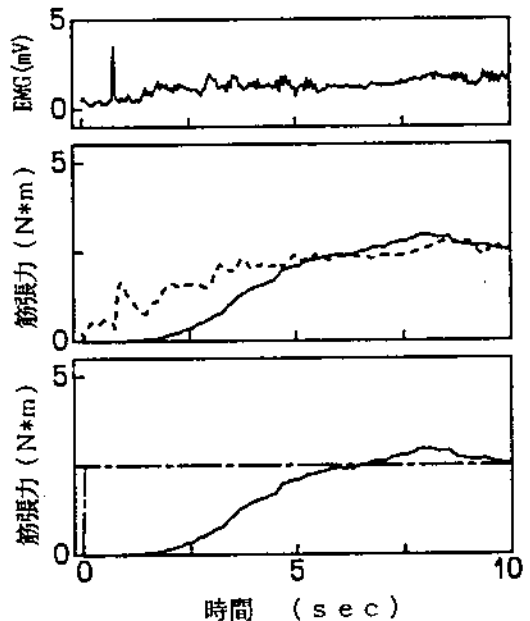


図10 筋張力制御系

健康人を対象とした筋張力制御実験は、上述した筋張力推定実験と同様な方法でARMAモデルのパラメータを決定した後に、筋張力推定実験と同様な実験システムを用いて行った。実験に用いた制御器は、北森法<sup>9)</sup>により設計されたPI制御器を用いた。また、実験で用いた張力目標値としては、ステップ状に変化する目標値を用いた。制御実験にはインテル社の80286と80287のマシン語が用いられ、制御のための筋張力サンプリング間隔は50 msecである。

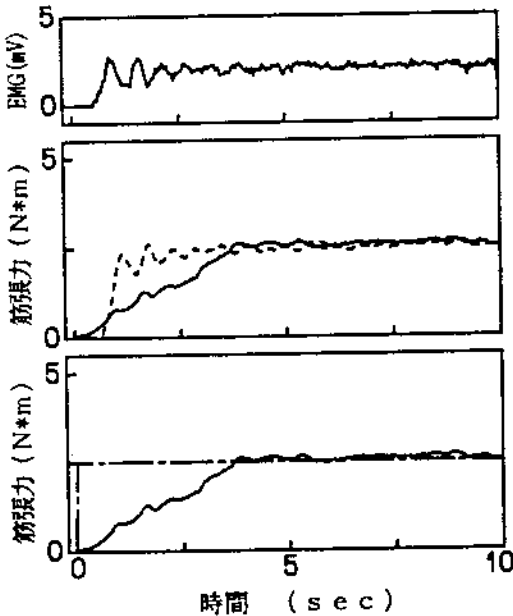
### 5.2 制御結果とその検討

制御実験に先だって、上述した筋張力推定方法に従って、推定に用いるARMAモデルのパラメータを決定したが、この制御実験で用いたARMAモデルのパラメータは  $a_1 = -1.5235$ ,  $a_2 = 0.5695$ ,  $b_0 = -0.0707$ ,  $b_1 = 0.1385$  である。図11に示した結果は、PI制御器の積分係数  $K_i$  が  $K_i = 1.81$ 、比例係数  $K_p$  が  $K_p = 0.42$  として制御した場合であり、図12に示した結果は、 $K_i = 3.34$ ,  $K_p = 0.77$  として制御した場合である。図11の結果では、制御対象である測定筋張力の目標値に達するまで(以下、立ち上がりと呼ぶ)が、かなり遅くなっている。これは、筋張力の立ち上がり部分では筋電信号が大きくでる傾向があるためで、このため、フィードバックされる推定筋張力は測定筋張力より大



実線：測定張力 点線：推定張力  
一点鎖線：張力目標値

図11 制御結果



実線：測定筋張力 点線：推定筋張力  
一点鎖線：張力目標値

図 12 制御結果

きくなり、測定筋張力をフィードバックした場合より目標値との偏差が小さくなり、その結果、PI 制御器で計算される刺激強度が、測定筋張力を目標値に近付ける程度の強さに、なかなか達しないものと考えられる。

図 12 の場合は、図 11 に比べて立ち上がりが速くなっているが、これは、立ち上がり部分で測定筋張力よりも大きくなる推定筋張力の影響が、PI 制御器の係数が大きいために、速く打ち消されるためと考えられる。

また、図 12 に示した結果では EMG 信号が 0mV でも、測定筋張力が得られている。これは図に示した EMG 信号の結果はオフセット値を引いた後の値であるため、実験によってはオフセット値が変化し、オフセット値を引いた後の値が 0mV でも張力が観測される場合もあるものと考えられる。

この制御実験の結果から計算された、それぞれのパワー正規化誤差は図 11 の場合は 12.1% で図 12 の場合は 4.7% であった。この 2 つの場合の PI 制御器の結果では、パワー正規化誤差は図 12 の場合のほうが小さい場合が多かった。この原因としては、特に、この実験のようにステップ状の目標値を与え、筋張力の立ち上がり部分だけで筋電信号が大きくなる傾向がある場合は、PI 制御器の係数が大きいほど、筋張力の

立ち上がりが速くなるので、したがって、推定筋張力と測定筋張力との誤差が小さくなるのも速くなり、そのために、PI 制御器の係数が大きい場合では、パワー正規化誤差が小さくなったものと考えられる。

図 11, 12 に示されるような制御結果より、パワー正規化誤差が 10% 以内ならば、筋電からの推定筋張力をフィードバックする筋張力制御系においても、筋張力制御は十分に可能であると思われる。

## 6. ま と め

刺激パルス印加中だけ、リレーを用いて筋電信号入力を切るような筋電信号測定システムにより、刺激パルスの影響を除去することに成功した。そして、その筋電信号測定システムにより得られた筋電信号と筋張力の ARMA モデルから、実時間で電気刺激により発生する筋張力を推定することに成功した。また、筋電信号より推定した筋張力をフィードバックする筋張力制御系により、実際に測定される筋張力を制御することができた。今後は、測定システムや推定アルゴリズムの改善を行い、推定の精度をあげると同時に、得られた推定筋張力をフィードバックし、関節角、筋張力を同時に制御するような FES 制御系を構築し、実際の四肢制御への応用の可能性を探っていく予定である。

## 参 考 文 献

- 1) 星宮, 半田: 機能的電気刺激—麻痺上肢の機能再建を中心として, 月刊 BME, 2(11), 705-714, (1988).
- 2) 星宮, 八十島, 二見, 半田: 麻痺上肢制御のための高機能多チャンネル機能的電気刺激システム, 電気学会論文誌, 108-C(7), 447-452, (1988).
- 3) 半田, 星宮: 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, 1-7, (1986).
- 4) 藤田, 板倉, 久保, 南谷: 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角制御システム, 電子情報通信学会論文誌, J70-D(8), 1651-1658, (1987).
- 5) 板倉, 藤田, 久保, 南谷: 筋電気刺激張力制御系における立ち上がり時間の解析, 電子情報通信学会論文誌, J71-D(7), 1329-1334, (1988).
- 6) 藤田, 板倉, 久保, 井口, 南谷: モデル規範形適応制御器を用いた機能的電気刺激による関節角制御, 電子情報通信学会論文誌, J71-D(12), 2692-2695, (1988).
- 7) 赤沢, 檜, 藤井: 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, 電子情報通信学会論文誌, J72-D(3), 596-604, (1988).
- 8) 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.*, BME-33(4), 735-745, (1986).

9) 北森: 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), 695-700,

(1979).

## ESTIMATION AND CONTROL OF MUSCLE TENSION USING THE ELECTROMYOGRAPHIC SIGNAL DURING FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION

Naoaki ITAKURA\*, Ou YAMAMOTO\*, Kimihito KUBO\*,  
Yasuhiko IGUCHI\*, Kiwan JU\*, Haruyuki MINAMITANI\*  
and Kinya FUJITA\*\*

\* Faculty of Science and Technology, Keio University

\*\* Sagami Institute of Technology

Reflexive feedback is necessary when the Functional Electrical Stimulation (FES) system is considered as a means to restore function to spinal-cord-injured patients. Muscle tension feedback is required if movement smoothness and regulation of joint torque are to be maintained under variable loading. Tension feedback could be simply performed in laboratory animals if a force transducer is placed in series with the muscle. A similar approach, however, is unlikely if human subjects are considered.

With the advent of the technology associated with the analysis of the electromyographic signal (EMG), the possibility of using it as a feedback variable representing tension is highly promising. For such feedback schemes to be performed, the EMG-tension relationships need to be determined. Much has been reported regarding the EMG-joint force relationships during voluntary contraction. However, systematic analysis relative to the EMG-tension relationship during electrical stimulation has not been reported, because some problems of crosstalk and noise exist when stimulation was applied to the muscle with surface electrodes.

We propose a system eliminating crosstalk of the unexpected stimulus artifact from the EMG during electrical stimulation, and a method estimating the tension from the EMG in real time by using the auto-regressive moving average (ARMA) model. In order to test the possibility of use of EMG as a feedback variable for the closed-loop and tension-regulated FES system, we constructed a control system which used the estimated tension

from EMG as a feedback signal, and carried out an experiment with normal human subjects.

In the system for estimating tension, we used a relay connecting EMG amplifier and A/D converter to eliminate crosstalk noise from EMG. The relay served to turn the input terminal of A/D converter to the ground level only when stimulation was applied.

The experiment was carried out with upper extremity muscles of three normal human subjects. The muscle tension elicited by the stimuli was measured as the isometric torque around the elbow joint axis. The EMG signal was sampled during a period of 4 seconds at 250Hz sampling frequency. In order to estimate the muscle tension within 20 msec, we used a second-order ARMA model.

To evaluate the results of the estimated tension, Power Normalized Error (PNE) was obtained as one of criteria for suitable estimation. The PNE was defined as the power of tension error between the estimated and measured values, which was normalized by the power of measured tension. The PNEs obtained from the results were almost within a 10% margin of error. Besides, we tried to use the estimated tension from EMG as a feedback parameter for a closed-loop, tension-regulated system.

The validity of the present system eliminating crosstalk artifacts of electrical stimulation on EMG was proved, and the muscle tension from the EMG signal could be estimated in real time. The possibility of use of EMG as a feedback parameter for the closed-loop system was also proved.