

ショートノート

電気刺激による発生筋張力の筋電信号からの推定

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

Estimation of Muscle Tension Elicited by Electrical Stimulation from the Myoelectric Signal

Naoaki ITAKURA[†], Member, Ou YAMAMOTO[†], Kihwan JU[†],
 Nonmembers, Kimito KUBO[†], Associate Member, Yasuhiko IGUCHI[†],
 Nonmember, Haruyuki MINAMITANI[†] and Kinya FUJITA^{††}, Members

[†] 慶応義塾大学理工学部電気工学科, 横浜市
 Faculty of Science & Technology, Keio University Yokohama-shi, 223
 Japan
^{††} 相模工業大学工学部電気工学科, 藤沢市
 Sagami Institute of Technology, Fujisawa-shi, 251 Japan

あらまし 電気刺激による発生筋張力を関節運動を妨げずに制御する閉ループシステムのフィードバック信号として筋電信号を用いるために、筋電信号から発生筋張力を推定するシステムを構成した。そして、このシステムを用いた実験で実時間の筋張力推定が行えた。

1. まえがき

近年、脳溢血や脊椎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(機能的電気刺激、略してFESと呼ぶ)が、国内外で活発に行われてきている。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、きつ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^{(1)~(3)}。

我々は、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^{(4),(5)}。この場合、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)は、関節角制御の際の重要な情報であると考えられ、この筋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とされたが現在用いているひずみゲージ等では不可能である。従って、筋の活動状況を表す筋電信号から筋張力を推定することを考えた。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⁽⁶⁾や刺入電極刺激時の筋張力推定⁽⁷⁾などが行われている。しかし、電気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が筋電信号に混入し、何らかの方法を用いないと電気刺激中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。

そこで本研究では、電気刺激中でも筋電信号から正確な筋張力推定ができるように刺激電流の影響をできるだけ受けたくないような筋電信号測定システムを構成した。そして、このシステムを用いて測定した筋電信号から、電気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、同時に測定された実際の等尺性筋張力との誤差を調べ、この筋電測定システムが筋張力推定に有効であるかを検討した。

2. 筋電信号測定システム

筋電信号の測定システムを図1に示した。このシステムは筋に電気刺激を与えるブロックと筋電信号を測定するブロックからなる。筋への電気刺激はコンピュー

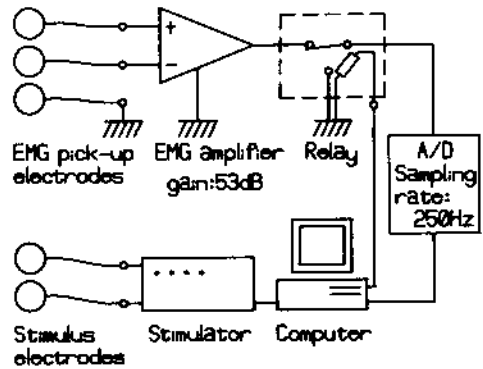


図1 筋電信号測定システム
 Fig. 1 Block diagram of measurement system for myoelectric signal.

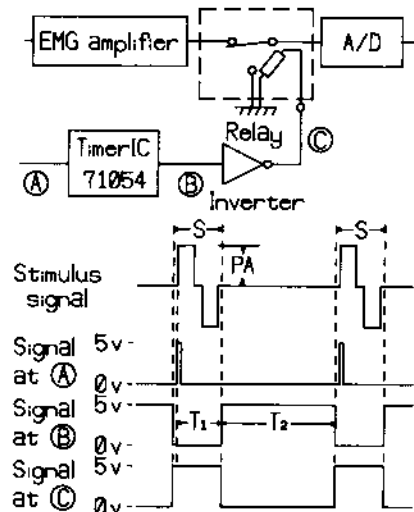


図2 リレー駆動回路
 Fig. 2 Relay drive-circuit.

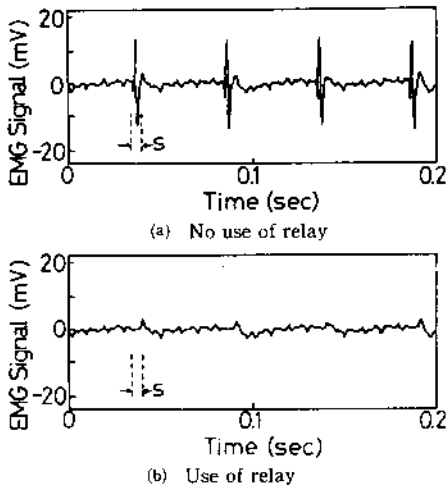


図3 電気刺激中に測定された筋電信号

Fig. 3 Myoelectric signal measured during electrical stimulation.

タからの指令によって刺激装置で発生され、電極を介して筋に与えられる。刺激電流は両極性パルス(パルス幅 0.2 ms, パルス間隔 50 ms, 正負のパルス間隔 0.3 ms)を振幅変調して与えた。一方、この電気刺激によって発生した筋電信号は、差動増幅器(増幅率 53 dB, 1~100 Hz)により増幅される。この時、刺激電流による影響を除くために、図2に示すようなリレー駆動回路で、刺激パルスがあるときだけ、A-D変換器の入力をグラウンドに落とし、それ以外の期間のみ筋電信号をA-D変換器に入力させるようにした。図3では、このリレーを用いなかった場合と用いた場合について、測定された筋電信号を比較した。両者の比較から、このリレーを用いることによって刺激電流の測定筋電信号に与える影響を減らせることがわかった。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 250 Hz)によりコンピュータに入力し、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、手首に垂直にひずみゲージを取り付けた。刺激は上腕二頭筋の筋腹に張り付けた導伝性ゴム(3.5×3 cmの円形)により与え、この刺激により発生する肘関節回りのトルクを発生筋張力として、ひずみゲージにより測定した。ひずみゲージの出力は増幅器(増幅率 74 dB, 0~100 Hz)により増幅後、A-D変換器(サンプリング周波数 250 Hz)によりサンプリングしコンピュータに入力した。筋電用の電極(直径 1 cmの銀めっき皿形銅板)はリファレン

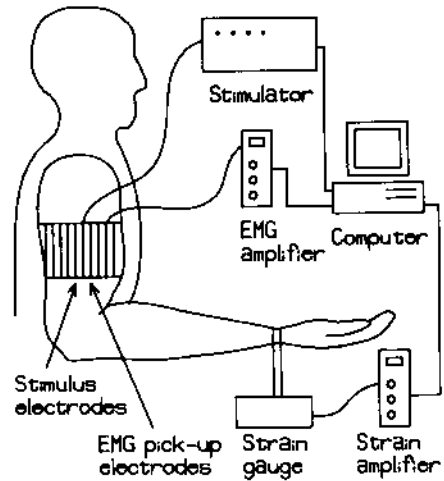


図4 実験システム

Fig. 4 Block diagram of experimental system.

スを肩に置き、他の二つの電極は上腕二頭筋の直上の中心線上に3~4 cmの間隔を空けて配置した。筋張力の推定はFES制御に用いることを想定し、刺激パルス間隔(50 ms)以内で推定値が出力できるようにインテル社の8086と8087のマシン語を用いて20 msで推定を行った。

4. 筋張力推定方法

実際の筋張力を推定するためにコンピュータに入力された筋電信号は、全波整流後、5点平均をとり、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。

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

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、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 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共に、最小2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、一つのパラメータにつき求められる五つの値の平均値を、式(1)の ARMA モデルのパラメータに代入した。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。

5. 実験結果と検討

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、(1)方形波状に変化するもの、(2)正弦波

状に変化するもの、(3)階段状に変化するものの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。ここで測定張力と推定張力の偏差の2乗積分値を測定張力の2乗積分値で正規化したパワー正規化誤差を求めると、(1)は3.76%、(2)は2.53%、(3)は2.39%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(1)の刺激パルスを与えた場合に多かった。測定値と推定値の誤差の原因としては、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

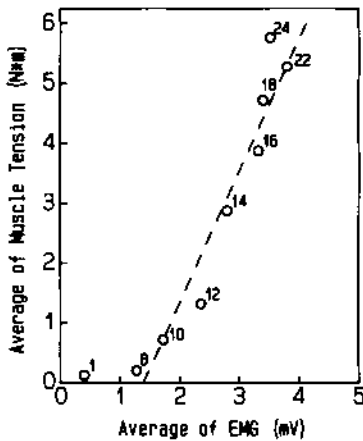


図5 筋張力と筋電信号の静特性 (右肩の数字は PA(mA))

Fig. 5 Static characteristics between muscle tension and myoelectric signal.

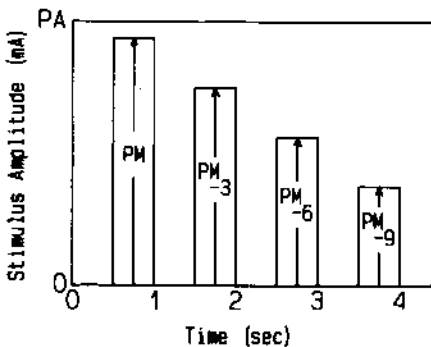


図6 刺激パルス振幅の包絡線

Fig. 6 Envelope of stimulus pulse amplitude.

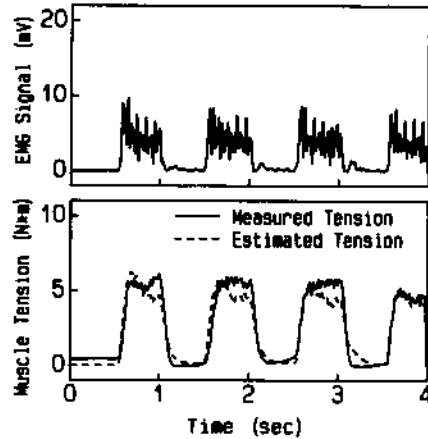


図7 推定した筋張力の結果

Fig. 7 Results of estimated muscle tension.

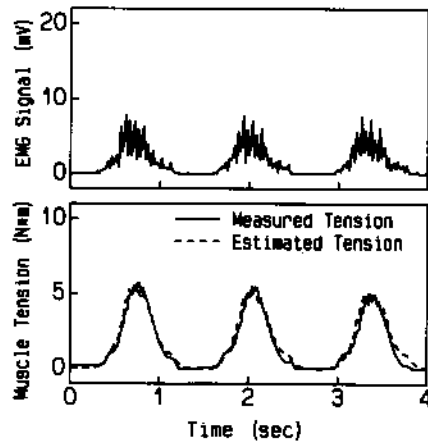


図8 推定した筋張力の結果

Fig. 8 Results of estimated muscle tension.

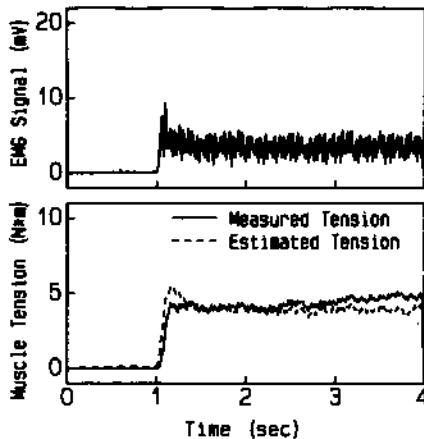


図9 推定した筋張力の結果

Fig. 9 Results of estimated muscle tension.

電信号と筋張力の非線形性などの推定に関するものが挙げられる。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が考えられ、今後は、これらの改善を行い、更に推定精度を上げていく必要がある。

6. むすび

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ことにより、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、推定の精度を上げると同時に、得られた推定筋張力を用いる 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。

文 献

- (1) 星宮 望, 半田康延: “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, pp. 705-714 (昭 63).
- (2) 星宮 望, 八十島美由紀, 二見亮弘, 半田康延: “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”, 電学論(C), 108-C, 7, pp. 447-452 (昭 63).
- (3) 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”, ME 誌, 24, pp. 1-7 (昭 61).
- (4) 板倉直明, 藤田欣也, 久保公人, 南谷晴之: “筋電気刺激張力制御系における立ち上がり時間の解析”, 信学論(D), J71-D, 7, pp. 1329-1334 (昭 63-07).
- (5) 藤田欣也, 板倉直明, 久保公人, 井口弥寿彦, 南谷晴之: “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”, 信学論(D), J71-D, 12, pp. 2692-2695 (昭 63).
- (6) 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).
- (7) 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-334, pp. 735-745 (1986).

(平成元年 2 月 20 日受付, 4 月 20 日再受付)