

## 研究速報

## 機能的電気刺激における腓腹筋収縮力の推定

准員 久保 公人<sup>†</sup>      正員 板倉 直明<sup>†</sup>  
 正員 藤田 欣也<sup>†</sup>      非会員 井口 弥寿彦<sup>††</sup>  
 正員 南谷 晴之<sup>†</sup>

Estimation of Muscle Force of Gastrocnemius during Functional Electrical Stimulation

Kimito KUBO<sup>†</sup>, Associate Member, Naoaki ITAKURA<sup>†</sup>, Kinya FUJITA<sup>†</sup>,  
 Members, Yasuhiko IGUCHI<sup>††</sup>, Nonmember and Haruyuki MINAMITANI<sup>†</sup>,  
 Member

<sup>†</sup> 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

<sup>††</sup> 相模工業大学電気工学科, 横浜市  
 Sagami Institute of Technology, Fujisawa-shi, 251 Japan

あらまし 機能的電気刺激(FES)による下肢関節角制御において良好な応答を得るためには運動を阻害せずに筋張力を推定する必要がある。筋の硬さを測定することにより筋張力を推定できたので報告する。

## 1. まえがき

中枢神経系の障害による四肢の麻痺(ひ)に対し、その喪失機能の再建を目的として、機能的電気刺激(FES)は研究されてきた<sup>(1)(2)</sup>。筆者らもFESによる下肢関節角の閉ループ制御を行ってきたが<sup>(3)</sup>、これまでのシステムにおいては角度あるいは筋張力の情報を用いそれらを単独に制御しているに過ぎなかった。実際の関節運動では角度と関節に働く力の両者が運動を決定しているため、角度と同時に発生している収縮力をセンシングし、制御することにより制御特性の向上が期待できる。しかし一般に筋の収縮により生じる力を直接センシングする方法では、運動を制限して測定することが多い<sup>(4)</sup>。従って、運動と同時に筋張力を測定することはできない。

この要望に対応する手段として、間接的に筋張力を測定する、すなわち推定する方法が挙げられる。そこで本論文では測定の容易さから筋収縮時の筋の硬さから発生している筋張力を推定する方法を検討した。その結果、筋の硬さと筋張力の間に比例関係が認められたので報告する。

## 2. 実験方法

対象は健康者の腓(ひ)腹筋とし、電気刺激時に等尺性の筋張力と筋の硬さを同時に測定するものである。筋の硬さは荷重センサを筋腹に押し当て、筋の収縮による硬さの変化を筋の押し返しによる圧力変化として測定した。また筋張力の測定は足底部の踏み込む力をひ

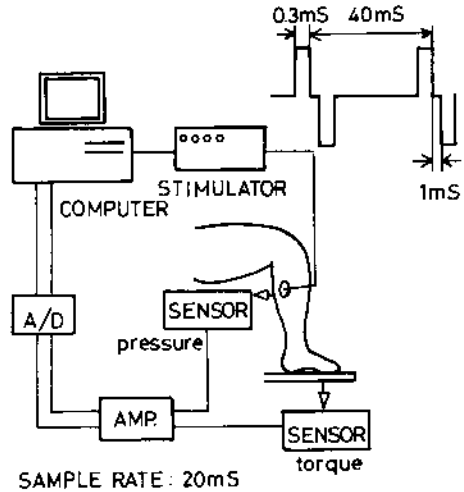


図1 筋の硬さおよび筋張力測定システム  
 Fig. 1 Measurement system of muscle stiffness and muscle force.

ずみゲージを用いてトルクとして測定した。

図1に示す実験システムにおいて、刺激装置はマイクロコンピュータ(NEC PC-9801F)が出力するパラメータの刺激パルスが発生する。刺激は図1に示す両極性電流パルスで、刺激振幅を刺激強度とした。導電ゴム製電極を介して刺激パルスが筋に加えられると、筋は収縮する。刺激により生じる筋張力と、硬さの変化はそれぞれA-Dコンバータを介してサンプルレート20msで検出され、コンピュータに入力された。

実験は刺激振幅一定の電気刺激を加えたときの圧力およびトルクの変化をステップ応答とみなし、刺激強度をしきい値から飽和値まで変化させ、数種測定した。

また得られた筋の硬さ情報のステップ応答から刺激振幅と筋の硬さの離散時間伝達関数を同定し、ラプラス空間に変換した後、北森法<sup>(5)</sup>によりPI制御器の設計を行った。求められた制御器により圧力すなわち筋の硬さを定値制御した。圧力制御においては関節角制御システムをそのまま用いた。従って制御器の設計の詳細は参考文献(6)に譲りここでは割愛する。

以上のステップ応答と定値制御結果に対してそれぞれ圧力変化とトルク変化を比較した。

## 3. 実験結果

## 3.1 筋張力と筋の硬さの特性

筋張力と筋の硬さのステップ応答を図2に示す。筋張力は発生トルクで、筋の硬さは最大値に対する割合でそれぞれを示した。筋の硬さの最大値は電極位置、

センサの位置、被検者の違い等で異なるが、最大でも2 kgf程度である。両者の応答は測定値の次元は異なるが、立上り、定常状態等の波形は非常に類似していることがわかる。

刺激振幅と図2の定常値との関係(静特性)を図3に示す。図中のプロットは形が足関節の角度の違いを表しており(足関節が90°の状態をnormal, normalより10°背屈している状態をdorsal, normalより10°底屈している状態をplantarと図中に示した)。白抜きが筋の硬さ、黒が筋張力を示している。足関節の角度によりしきい値や傾きが多少異なっているが、実験の再現性を考慮すると、確実に差があるとはいえない。しかし、

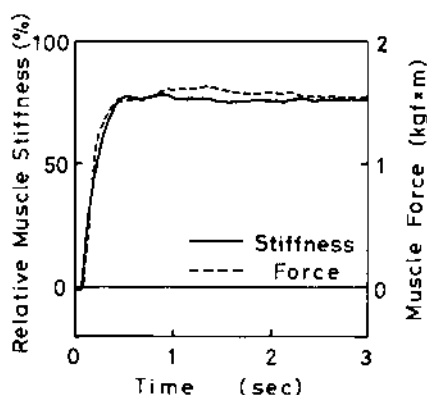


図2 筋の硬さおよび筋張力のステップ応答

Fig. 2 Step responses of muscle stiffness and muscle force.

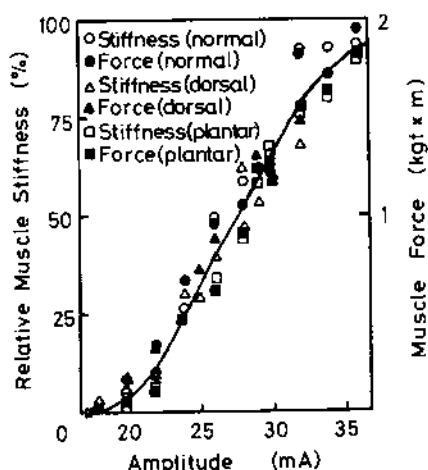


図3 刺激振幅に対する筋の硬さと筋張力の静特性

Fig. 3 Static characteristics of muscle stiffness and muscle force versus stimulation current.

筋の状態変化により刺激に対する特性が変化する可能性はあるため、しきい値や傾きが変化することは十分考えられる。また荷重センサの設置位置によっては飽和値に達する刺激強度が筋張力と筋の硬さで異なる場合がある。このとき両者の差は大きくなるため、飽和特性が両者の最も大きい相違点である。この原因を考えると、今回刺激電極として表面電極を用いたため、比較的多くの筋肉群を興奮させたのに対し、荷重センサが測定したのはそのごく一部の筋肉群である。つまり発生トルクは興奮した筋肉群の発生する筋張力の総和であると考え、荷重センサが検出している筋肉群は飽和状態にあっても、他が飽和しない場合には筋張力は飽和しない。この理由によりこのような差が生じたと考えられる。

次に筋の硬さを制御した結果を図4に示す。図中の実線はフィードバック制御された筋の硬さを表し、破線はその際に測定される筋張力である。筋の硬さ情報のみをフィードバックしているにもかかわらず、筋張力も制御されていることがわかる。図5に振動的な制御結果を示す。これはゲインの大きい制御器を用いたために振動的になったものであり、制御の点から見ると定常偏差はないが過渡応答は良好でない。しかし筋の硬さと筋張力で振動が非常によく似ていることから、明らかに両者の動的特性に相関が認められる。図4、5から筋の硬さ情報のフィードバックにより、筋張力を定常的にも過渡的にも制御可能であることがわかる。動特性の相関を数値的に確認する手段として筋の硬さと筋張力の応答を位相差を0とした相互相関関数を計

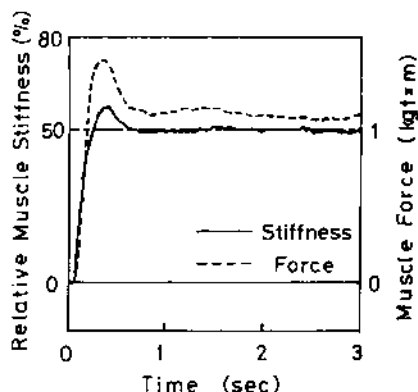


図4 ステップ状の日標値に対する筋の硬さの制御とその際の筋張力の応答

Fig. 4 Result of step control of muscle stiffness and the response of muscle force.

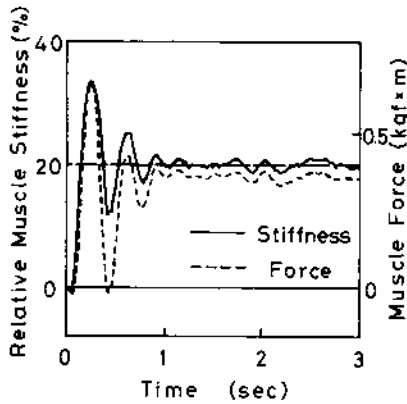


図5 ステップ状の日標値に対する筋の硬さの制御とその際の筋張力の応答(大きなオーバーシュートをもつ場合)  
Fig. 5 Result of step control of muscle stiffness with large overshoot and the response of muscle force.

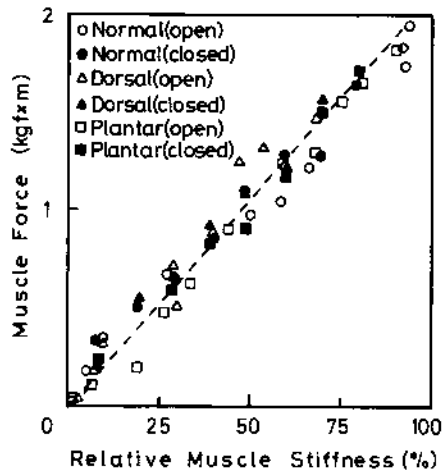


図6 筋の硬さと筋張力の定常値の関係  
Fig. 6 Linear relation between muscle stiffness and muscle force in the steady state.

算することにより調べた。その結果、実験数 200 に対し約 64% が 0.95 以上、84% が 0.92 以上の相関係数を有することが確認できた。特に小さい刺激強度では測定精度等から相関係数が低下したが、生体から直接得た値であることを考慮すれば良好であるといえる。

### 3.2 筋張力の推定

筋張力と筋の硬さの過渡的な応答がよく類似していることは以上で確認できたが、それらの値に関して一定の関係がなければ筋張力の推定はできない。この関係を明らかにするため同一の刺激振幅での筋の硬さと筋張力の定常値の関係を表したものが図 6 である。図においてプロットの形は図 2 と同様に足関節の角度を表し、白抜きと黒の違いは庄情報を制御していない場合 (open) と制御している場合 (closed) を示している。図 6 において筋の硬さと筋張力の定常値の相関係数は 0.98 を示し、明らかに両者の間に比例関係が認められる。被検者、電極位置、センサの位置等の違いにより、図 6 における傾きは異なるが、傾向として両者は、比例関係にあることが確認できた。また足関節の角度は両者の線形性に大きく影響しないことも確認できる。これは関節角度の制御時にたとえ角度が変化しても、筋の硬さを測定することで、生じている筋張力を推定できることを示している。しかしながら上述のように飽和する刺激強度が両者で異なる場合、相関は失われるため(相関係数は 0.9 程度まで低下する)、推定が可能なのは筋の硬さ情報が飽和しない範囲の刺激振幅に限定される。逆に広い範囲にわたり測定を行うには、センサの設置位置に厳密さが要求される。

また制御した際の両者の定常値もステップ応答から得られた結果とよく一致している。このことから制御時にも筋の硬さ情報から筋張力の推定が可能であることがわかる。これは逆に筋の硬さ情報を制御することは筋張力を制御することに等しいことを示している。

### 4. むすび

本研究によって筋収縮時の筋張力と筋の硬さの間にほぼ比例関係があることが明らかになった。これにより運動を阻害することなく筋張力を推定することが可能になった。また本測定法は定常的な値だけでなく、過渡的にも測定が可能であるためリアルタイムでの閉ループ制御にも適している。

今後の課題として角度情報と同時に筋の硬さすなわち筋張力情報を用いた関節角制御システムの構築が挙げられる。すなわち角度、角加速度の 2 入力をもつ制御系の構築、あるいは拮(きつ)抗筋への刺激に対する目安として筋張力情報を用いるシステムの構築等が考えられ、現在検討中である。

謝辞 本研究は昭和 61 年度文部省科学研究費一般研究費(C)-No. 61550282 を受けたものである。ここに記して感謝する。

### 文 献

- (1) 星宮, 半田: "機能的電気刺激 (FES) の現状と将来". システムと制御, 31, 6, pp. 406-414 (昭 62-06).
- (2) 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, pp. 1-7 (昭 61-01).
- (3) 久保, 藤田, 板倉, 井口, 南谷: "機能的電気刺激による多関節制御問題". 第 2 回生体生理シンポジウム予稿集, pp.

113-116 (昭 62).

- (4) 板倉, 藤田, 久保, 南谷: “機能的電気刺激による筋張力制御システムの設計と評価”, 第 10 回バイオメカニズムシンポジウム, pp. 79-89 (昭 61).
- (5) 北森俊行: “制御対象の部分的知識に基づく制御系の設計法”, 計測自動制御学会論文集, 15-4, pp. 549-555 (昭

54).

- (6) 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制御システム”, 信学論(D), J70-D, 8, pp. 1651-1658 (昭 62-08).

(昭和 63 年 6 月 30 日受付)