

電気刺激による筋張力制御系の安定性の評価

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

Evaluation of Stability of Control System for Muscle Tension Control by Using Electrical Stimulation

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

あらまし 電気刺激により上下肢機能を補償することを機能的電気刺激(FES)と呼ぶ。我々は、関節角、筋張力を直接フィードバックするFES閉ループ制御系に北森法と呼ばれる制御系設計理論を導入したことにより、簡単に制御器を設計し、関節角、筋張力を定常位置偏差なく制御することに成功した。しかし、関節、筋のもつ非線形性により、制御範囲全域にわたる制御系の安定性は必ずしも保証されず、制御範囲によっては筋が振動するなど問題が残った。そこで本研究では、筋張力の非線形性を考慮したシミュレーションと制御系の根軌跡より、安定性を定量的に解析し、非線形性に安定な制御器を選択、設計した。そして、健康人を対象とした実験により制御器の実用性を評価した。その結果、PID、PI制御器は非線形性に対して安定な制御器で、制御系の振動成分を抑制するためには、ゲインの大きな範囲で得た伝達関数をもとに設計したPID、PI制御器が実用的であることが明確となった。

1. ま え が き

電気刺激によって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補償しようとするのを機能的電気刺激(FES)と呼ぶ。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最近、活発に行われている。アメリカでは、下肢を対象としたコンピュータによるデジタル閉ループ制御のFES装置が開発されている<sup>(1)(2)</sup>。また、刺激パルス<sup>(3)</sup>や、筋電信号をフィードバック信号として用いる筋張力制御系<sup>(4)</sup>なども提案されている。日本でも、半田、星宮ら<sup>(5)-(8)</sup>が、上肢に対して多チャンネルの刺激により、把持動作などの複雑な動きを実現させている。

これらのFESに実用面から要求されることは、予期

できない動作が起こらないように、装置の信頼性、および、安全性を確保することで、これらを満たすためには、筋神経系を制御対象としたFES制御系に再現性、線形性、安定性を与えることが必要である。そこで、問題として指摘されているのは、制御対象である筋神経系のもつ、しきい値、飽和特性を含めた非線形性や、疲労、順応による時変性など<sup>(9)</sup>である。制御対象の非線形性に対しては、上述の半田、星宮らが行っている筋電図解析を用いた多数の筋の協調的、きつ抗的作用を考慮した刺激による非線形性補償などが提案されているが、疲労などの影響による再現性の点で問題があると考えられる。

我々の現在までのFES研究では、再現性、および線形性を確保するために閉ループ制御を制御系に導入し、積極的に制御工学理論を取り入れて、筋神経系の制御を試みてきた<sup>(10)(11)</sup>。しかしながら、筋神経系の非線形性の存在により、制御範囲によってはFES制御系の安全性は必ずしも保証されず、FES制御系を刺激装置に組み込み、実際の麻痺患者に用いる際に、関節運動の振動による転倒などの危険な状況に陥ると思われ、信

<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> 相模工業大学工学部電気工学科, 藤沢市  
 Sagami Institute of Technology, Fujisawa-shi, 251 Japan

頓性、および安全性の面で問題があると考えられる。従って、実用性を考えた場合、FES 制御系に第1に要求されることは、安定性が必ず保証されるような制御系を構成することであり、このためには、非線形性を補償して、制御範囲全域にわたって安定に制御できるような制御器の選択や設計等について解析する必要が生じた。しかしながら、我々が用いた制御工学理論(北森法)設計による制御系においては、このような解析が行われていなかった。

そこで本研究では、我々が提案した北森法を用いた筋張力閉ループ制御系において、筋神経系の非線形性が、制御系の安定性に与える影響を明らかにするため、健康人下肢筋より得られた実験結果をもとに、筋張力の非線形性を考慮したシミュレーションを行った。更に、安定性が必ず保証されるような制御器を選択、設計するために、制御系の根軌跡より安定性を定量的に解析した。そして、健康人を対象とした実験から、解析結果より選択、設計した制御器の実用性を証した。

2. 筋張力の測定

筋張力制御系のシミュレーションを行う前に、健康人における筋神経系の刺激-張力特性を測定した。測定実験に用いた刺激パルス列は、パルス頻度 20 pps, パルス幅 200 μsec の両極性定電流パルス列で、これを振幅変調して腓腹筋に与えた。筋張力は、この腓腹筋の収縮により得られる足首関節回りの等尺性トルクを測定した。この測定によって得られた筋張力の静特性を図1に示した。各プロットは 10 sec 間の刺激の刺激開始 5 sec 後からの筋張力の平均張力を、各プロットにつき 3 回ずつ測定し、この三つの平均張力を平均した値

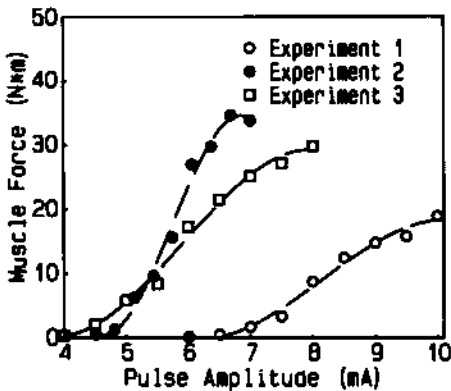


図1 筋張力の静特性

Fig. 1 Static characteristics of muscle tension.

である。図1はこの測定を被験者1人に対して、左(実験1)、右(実験2)、左(実験3)、と脚を変えて行った結果を示したものである。この図1では、実験ごとに表面電極位置が違うために特性は異なるが、どの実験においても、筋張力は非線形性をもつことがわかる。また、他の被験者においても同様な特性が測定された。そこで、以降の制御系のシミュレーションでは、この1人の被験者の測定結果を用いて、非線形性が制御系に与える影響を明らかにした。

3. シミュレーション方法

図2に筋張力制御系のブロック線図を示した。制御対象である筋肉の特性は、その生理学的考察より粘性要素と弾性要素から成り立つことが知られており<sup>(12)</sup>、従って、入力を刺激強度(またはパルス振幅)、出力をそのとき得られる筋張力とすると最も簡単な筋肉の伝達関数は式(1)のような2次遅れ系で表されるものと考えられる。

$$G(s) = K \frac{\omega^2}{s^2 + 2\zeta\omega s + \omega^2} = \frac{K}{1 + B_1s + B_2s^2} \quad (1)$$

実際に北森法<sup>(13)(14)</sup>を用いて、FES 制御系の制御器を設計する場合、我々は式(1)で表される伝達関数に制御対象を同定して、この結果から制御器の設計を行っていた。このとき、測定範囲を選択せずに制御器の設計を行っていたため、図1に示されるように制御対象が非線形性であると、設計時の制御対象の測定範囲、および制御時の制御対象の制御範囲により、制御系全体の特性が影響され、場合によって制御結果が振動的となり、実用に向かない場合が多く存在した。

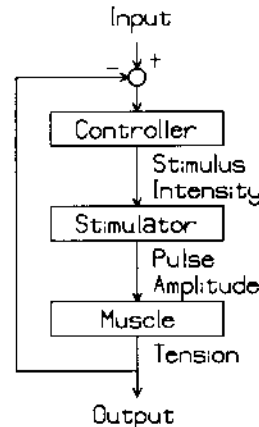


図2 制御系のブロック線図

Fig. 2 Block diagram of control system.

そこで、制御対象の入出力伝達関数のゲイン  $K$  が非線形性をもつものとして、シミュレーションを行い、制御結果が振動的とならないような設計、および、制御器を検討した。

実際にシミュレーションに用いた静特性を図3に示した。図3は、しきい値パルス振幅を刺激強度=0 Nm, 飽和値パルス振幅を刺激強度=25 Nmと変換する、制御系に導入した変換テーブルを用いた場合の刺激強度-筋張力特性を表したものである。

このとき、制御対象入力を刺激強度  $u$ , 出力を筋張力  $y$  とすると、ゲイン  $K$  は  $u$  の関数で表され、このシミュレーションでは、実際のデータを式(2)で表される3次関数に回帰させた。

$$K = f(u) = L_0 + L_1 u + L_2 u^2 + L_3 u^3 \quad (2)$$

また、シミュレーションでは  $G(s)$  を離散時間に変換した式(3)の形で表される  $G(z)$  を用いた。

$$G(z) = K \frac{A_3 z^{-1} + A_4 z^{-2}}{1 + A_1 z^{-1} + A_2 z^{-2}} \quad (3)$$

以上の式(2), (3)から時刻  $n$  時点での入出力  $u_n, y_n$  の関係は式(4)で与えられる。

$$y_n = A_3 f(u_{n-1}) + A_4 f(u_{n-2}) - A_1 y_{n-1} - A_2 y_{n-2} \quad (4)$$

(初期値  $u_0 = 0, y_0 = 0$ )

従って、この式(4)より逐次  $y_n$  を求め、制御系の応答を得た。

北森法は制御対象の伝達関数に基づいて、減衰特性が乱れない範囲で応答の最も速い制御系となるように係数比較法によって制御器を設計する方法である。そこで制御器の設計は、図2の刺激強度 No. 1 で得られた

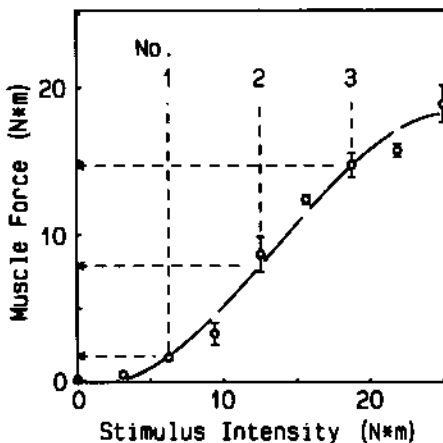


図3 シミュレーションに用いた筋張力の静特性  
Fig. 3 Static characteristics of muscle tension used on simulation.

$G(s)$  を用いて制御器を設計する場合を設計1, 同様に刺激強度 No. 2, 3の  $G(s)$  を用いた場合を設計2, 3とした。そして、以上の3通りの設計による制御器について、それぞれ、刺激強度 No. 1~No. 3より得られる張力レベル(以降、制御目標値1~3と呼ぶ)に制御した、合わせて9通りのステップ応答をシミュレーションした。

図4において、上述したシミュレーションによるステップ応答と実際の実験より得られたステップ応答を比較してみた。比較したステップ応答は、PID, およびI-P制御器で制御した場合である。このとき、PID制御器の係数は  $C_p = 0.984, C_i = 9.972, C_d = 0.002$  を、I-P制御器の係数は  $C_i = 3.783, C_p = -2.798$  を用いた。また、制御対象の特性は式(1)において、 $\zeta = 1.12, \omega = 7.99$  を、 $K$  の非線形性として、式(2)において、 $L_0 = 0.15, L_1 = -0.79, L_2 = 0.84, L_3 = -0.06$  をそれぞれ与えてシミュレーションを行った。

図4より、シミュレーションにおいて、実際の実験に近い応答が得られていることが確認された。また、I-P制御器は、実際の実験と同様にシミュレーションでも、安定に制御できないことがわかる。

#### 4. シミュレーション結果

PI, I-PD制御器について、シミュレーション結果を図5, 図6に示した。図5は設計1による場合であり、図6は設計2の場合である。用いた制御器の係数は表1にまとめて示した。また、制御対象の特性は図4の場合と同じ値を用いた。制御系のステップ応答は、その制御器の種類, 制御範囲, および設計に用いた対象の伝達関数により違いが見られた。

まず、図5において応答を比較すると、PI制御器の

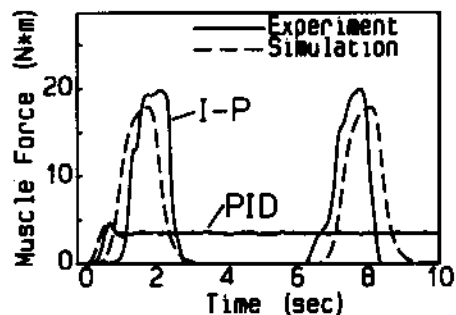
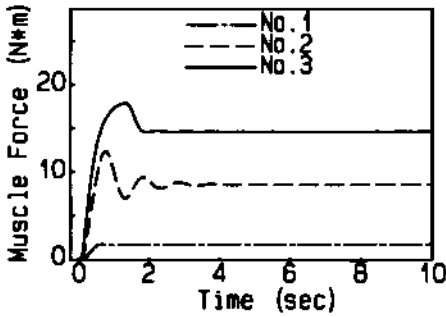
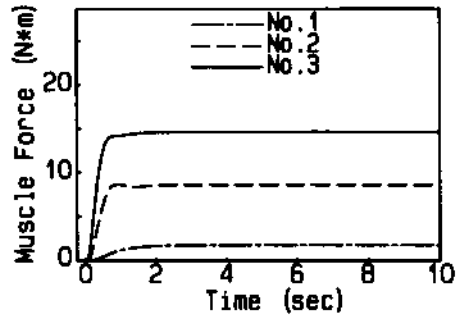


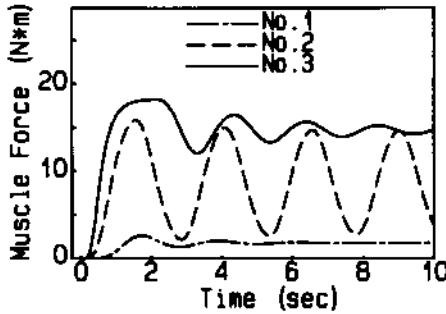
図4 シミュレーションデータと実験データの比較  
Fig. 4 Comparison between simulation data and experimental data.



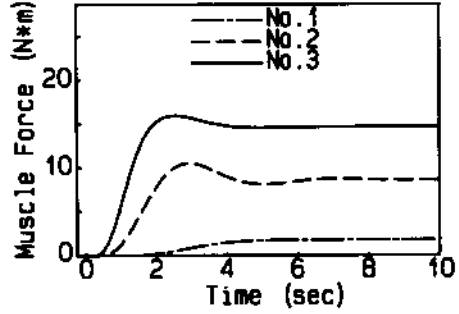
(a) PI controller



(a) PI controller



(b) I-PD controller



(b) I-PD controller

図5 シミュレーションによるステップ応答(設計1)

Fig. 5 Step responses by simulation (Designed by transfer function of command 1).

制御目標値1以外は応答は振動し、特に、I-PD 制御器の制御目標値2では、応答の振動は持続し、安定に制御できないことがわかる。PI 制御器とI-PD 制御器で比較した場合、ステップ応答の振動の収束速度は、PI 制御器の方が速くなっていることがわかる。また、制御範囲の違いで応答を比較すると、制御目標値1の場合は、応答に振動が見られないのに対し、制御目標値2, 3の場合には、振動が見られ、特に、制御目標値2では、目標値3に比べて振幅が大きく、また、振動の収束速度も遅いことがわかる。

次に、図5, 図6を比較してみると、設計1で振動収束時間の長い応答のあったI-PD 制御器の場合、設計2では、立上りは遅くなるが、振動収束時間は短くなった。また、PI 制御器の場合でも、設計1では振動が見られたが、設計2では、ほとんど振動しなかった。

### 5. 根軌跡による検討

実際の麻痺患者に用いるためには、制御範囲全域にわたって、振動を起こさないようにすることが重要である。このためには、どの程度のゲイン  $K$  の変動まで、制御系の振動を抑えられるかを定量的に解析すること

図6 シミュレーションによるステップ応答(設計2)

Fig. 6 Step responses by simulation (Designed by transfer function of command 2).

表1 シミュレーションに用いた制御器の係数

		$C_p$	$C_i$	$C_d$
図5	PI	3.780	15.99	
	I-PD	-2.111	1.197	-0.007
図6	PI	1.343	3.806	
	I-PD	-0.903	0.231	-0.003

が必要である。

この解析に当たっては、どの程度の振動まで許容するかが問題となるが、振動を抑える必要のある制御系においては、振動的成分を表す変数である式(1)の  $\xi$  を経験的に0.6~0.8と設定し、制御系を設計することが多いため<sup>(15)</sup>、今回は、この  $\xi$  を0.7と設定した場合の領域に根の存在を限定する  $K$  の最大値、つまり、領域限界時の  $K$  の値を制御系の実用性を判断する指標とした。

領域限界時の  $K$  の値を求めるに当たっては、本論文の筋張力制御系は離散時間制御であるため、根軌跡は  $z$  領域上で計算すべきである。しかしながら、北森法においては、制御系は離散時間であっても、設計は連続時間で行うこと、および、その特性が把握しやすいことなどから、北森法設計を行った  $s$  領域上で根軌跡を

計算した。

根軌跡を計算するために、それぞれの制御器における特性方程式を導いた。PID 制御器においては、制御器の伝達関数  $H(s)$  は、 $C_i$ 、 $C_p$ 、 $C_d$  をそれぞれ積分、比例、微分の要素係数とすると、

$$H(s) = \frac{C_i + C_p s + C_d s^2}{s} \quad (5)$$

と表される。従って、この式(5)と式(1)より特性方程式は、

$$B_2 s^3 + (B_1 + K C_d) s^2 + (1 + K C_p) s + K C_i = 0 \quad (6)$$

となる。PI、I 制御器の場合は、式(6)において、それぞれ  $C_d=0$ 、 $C_d=C_p=0$  で与えられる。また、I-PD、I-P 制御器の場合も、式(6)と同様な特性方程式が得られる。そして、この特性方程式の  $K$  を 0.01 ごとに変化させ、計算機により特性根を求め、根軌跡を描いた。

表 2 には、描いた根軌跡より求めた領域限界時の  $K$  の値を示した。表 2 において、領域限界時の  $K$  の値が大きいほど、非線形に変動する  $K$  の許容範囲が大きく取れるため、非線形制御対象に対して実用的な制御器であるものと考えられる。そこで、この点から各設計における各種制御器の実用性を検討してみた。

まず、設計 1～3 で比較した場合、設計 3 の場合、どの制御器も設計 1、2 に比べて領域限界時の  $K$  値が大きいことがわかる。設計 3 で得られた制御対象伝達関数  $G(s)$  の  $K$ 、 $\xi$  値は他の設計の場合と比較して大きく、このような伝達関数が得られる範囲の測定結果をもとに制御器を設計すれば、ゲイン  $K$  の変動に強い制御器となることがわかった。

また、PID、PI と I、I-PD を比較した場合、 $K$  の値は PID、PI の方が大きくなっている。更に PID と PI で比較した場合、設計 2 では PID が、設計 3 では PI が大きく、どちらの制御器がより実用的であるかは判断できないが、PID 制御器は、制御器係数を決定できる  $K$  の値に下限があり、設計 1 では制御器係数が複素数となった。

以上の検討より、制御系の振動抑制のためには、制御範囲全域におけるゲイン  $K$  の特性を測定した後、 $K$  の大きな範囲で得た伝達関数をもとに設計した PID、

表 2 領域限界時の  $K$  の値

	PID	PI	I	I-PD
設計 1	—	0.43	0.30	0.30
設計 2	0.99	0.97	0.70	0.69
設計 3	1.09	1.47	0.91	0.90

または PI 制御器を使うことが必要であると考えられる。

## 6. 実験

以上のシミュレーションと根軌跡からの解析結果をもとに、3人の健康人を対象に腓腹筋の筋張力制御実験を行った。実験では、まず最初に、制御範囲内の 6 通りの刺激強度を制御対象に与え、得られた静特性を 3 次関数に近似し、最も大きなゲイン  $K$  の得られる刺激強度を求めた。次に、その刺激強度を与えて得られた制御対象の出力から伝達関数を同定し、同定結果をもとに PI 制御器を設計して制御を行った。

図 7 に静特性の一例を示した。この図 7 において最大のゲイン  $K$  が得られる刺激強度 (約 10 N\*m) を与えたときの制御対象出力から、PI 制御器を設計し、制御した結果を図 8 に示した。図 8 において、与えた制御目標値は、5、10、15 N\*m の 3 種類である。この図 8 からわかるように、どの目標値を与えた場合でも、ほぼ振動なく制御されていることがわかる。この制御結果と比較するために、他の刺激強度 (5 N\*m) を与えて、得られた制御対象出力をもとに PI 制御器を設計して制御した結果を図 9 に示した。与えた制御目標値は図 8 と同じである。図 8 と比較すると、この図 9 では、制御範囲によっては振動を起し、安定に制御できていないことが確認される。

また、他の被験者において、図 8 と同様な設計をした PI 制御器で制御した結果を図 10、11 に示した。被験者 B、C において、制御範囲は 0～10 N\*m であるが、どちらの結果も制御範囲によらず、安定に制御できることが確認された。

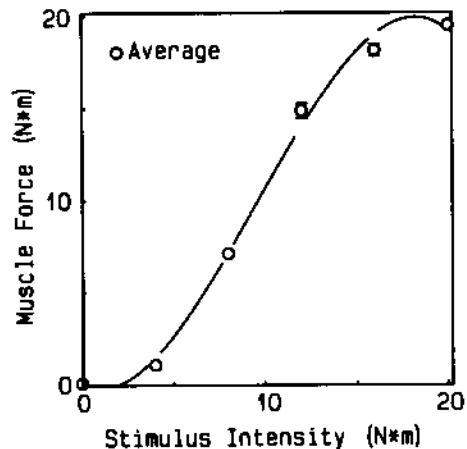


図 7 筋張力の静特性 (被験者 A)

Fig. 7 Static characteristics of muscle tension (Subject A).

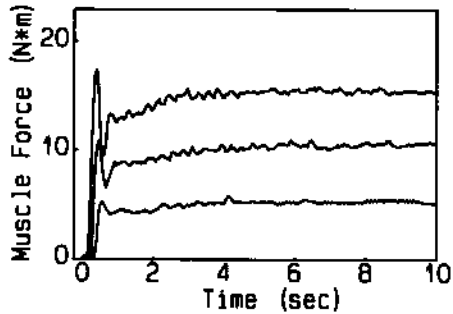


図8 筋張力の制御結果(被験者A)

Fig. 8 Results of muscle tension control (Subject A).

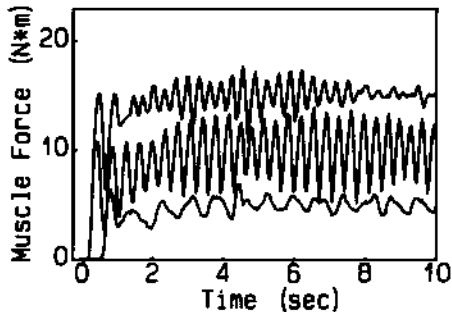


図9 筋張力の制御結果(被験者A)

Fig. 9 Results of muscle tension control (Subject A).

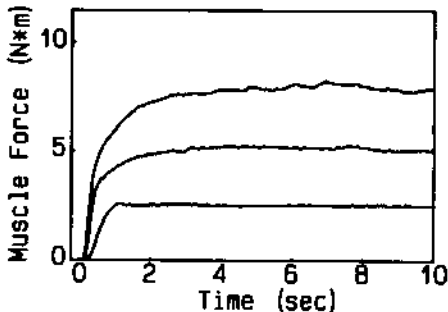


図10 筋張力の制御結果(被験者B)

Fig. 10 Results of muscle tension control (Subject B).

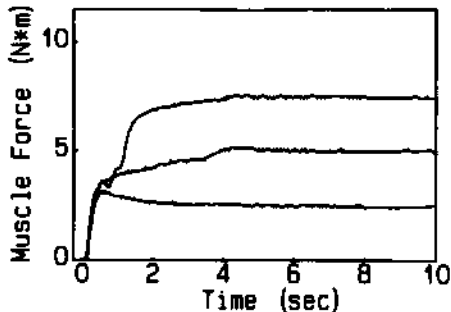


図11 筋張力の制御結果(被験者C)

Fig. 11 Results of muscle tension control (Subject C).

以上のことから、北森法の設計により制御範囲全域で筋肉の張力を安定に制御するためには、少なくとも、その制御範囲全域の静特性を求め、その結果をもとに、制御器の設計を行うことが必要であることがわかった。そして、この設計方法により、少なくとも筋張力の振動による関節運動の震えなどの好ましくない状態を回避することができ、FES装置の信頼性と安全性を高めることが可能であると考えられる。

また、信頼性と安定性を更に高めるためには、制御対象の非線形性の影響だけでなく、時変性の影響も考慮し、時変性に対応できる適応制御<sup>(16)(17)</sup>をFES制御系に導入することが考えられる。しかし、一般に適応制御は、非線形性に対する安定性に問題が指摘されており<sup>(18)</sup>、将来的には非線形性にも安定性が確保できるように改善した適応制御を導入するなどして、時変性と非線形性の両特性に対して安定性の高い、新たな制御系、設計法を提案する必要があるものと思われる。

## 7. むすび

本論文で示したシミュレーションより、非線形制御対象においては、制御器の種類や設計方法、および制御範囲により制御系の応答が大きく異なることがわかった。また、制御器の安定性については、根軌跡の解析より、PID、PI制御器はI、I-PD制御器と異なり、入出力伝達関数のゲイン  $K$  が大きい場合でも振動成分を抑制し安定性が保たれることから、 $K$  の変動に強いことがわかった。そして、健康人を対象とした実験より、制御系の振動成分を抑制するためには、制御範囲全域におけるゲイン  $K$  の特性を測定することが重要で、 $K$  の大きな範囲で得た伝達関数をもとに、ゲイン  $K$  の変動に強いPIDかPI制御器を設計することが必要であることが明確となった。そして、この設計方法により、FES制御系の安定性が高まり、麻痺患者に対するFES装置の信頼性と安全性を増すことができるものと考えられる。

今後、FES装置の信頼性と安全性を更に増すためには、制御対象の時変性も考慮し、非線形性と時変性の両特性に対応できる新たな制御系、および設計法が必要であるものと思われる。

**謝辞** 本研究の一部は昭和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) G. B. Thrope, P. H. Peckham and P. E. Crago: "A

- computer-controlled multichannel stimulation system for laboratory use in functional neuromuscular stimulation”, IEEE Trans. Biomed. Eng., **BME-32**, 6, pp. 363-370 (1985).
- (2) G. F. Wilhere, P. E. Crago and H. J. Chizeck: “Design and evaluation of a digital closed-loop controller for the regulation of muscle force by recruitment modulation”, IEEE Trans. Biomed. Eng., **BME-32**, 9, pp. 668-676 (1985).
  - (3) B. Zhou, R. Baratta and M. Solomonow: “Manipulation of muscle force with various firing rate and recruitment control strategies”, IEEE Trans. Biomed. Eng., **BME-34**, 2, pp. 128-139 (1987).
  - (4) M. Solomonow, R. Baratta, H. Shoji and R. D. 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**, 8, pp. 735-745 (1986).
  - (5) 半田康延, 半田 勉, 中土幸男, 八木 了, 星宮 望: “麻痺手制御のための音声制御型機能的電気刺激システム”, ME誌, **23**, 5, pp. 292-298 (昭60).
  - (6) 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**, 1, pp. 1-7 (昭61).
  - (7) 半田康延, 星宮 望: “電気的神経刺激による麻痺上肢の機能再建”, 第10回バイオメカニクス予稿集, pp. 91-101 (昭62).
  - (8) 星宮 望, 半田康延: “多チャンネルFESによる麻痺上肢制御の最近の展開”, 第2回生体生理工学シンポジウム稿集, pp. 117-120 (昭62).
  - (9) 星宮 望, 半田康延: “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).
  - (10) 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角制御システム”, 信学論(D), **J70-D**, 8, pp. 1651-1658 (昭62).
  - (11) 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).
  - (12) 真島英信: “生理学”, pp. 45-69, 文光堂(昭58).
  - (13) 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).
  - (14) 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. 131-136 (昭54).
  - (15) 伊藤正美: “自動制御概論(上)”, p. 94, 昭晃堂(昭59).
  - (16) J. Allin and G. F. Inbar: “FNS control schemes for the upper limb”, IEEE Trans. Biomed. Eng., **BME-33**, 9, pp. 818-828 (1986).
  - (17) L. A. Bernotas, P. E. Crago and H. J. Chizeck: “Adaptive control of electrically stimulated muscle”, IEEE Trans. Biomed. Eng., **BME-34**, 2, pp. 140-147 (1987).
  - (18) 金井喜美雄, 内門 茂: “ロバスト適応制御”, 計測と制御, **26**, 5, pp. 406-412 (昭62).

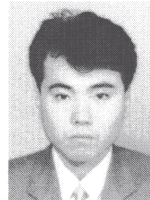
(平成元年1月13日受付, 4月10日再受付)

### 板倉 直明



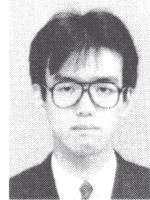
昭60慶大・理工・電気卒, 昭62同大大学院修士課程了, 現在同大学院博士課程在学中, 生体の運動制御の研究に従事, ME学会会員。

### 久保 公人



昭62慶大・理工・電気卒, 現在同大学院修士課程在学中, 生体の関節運動機構の計測, および制御の研究に従事。

### 井口弥寿彦



昭63慶大・理工・電気卒, 現在同大学院修士課程在学中, 生体の多関節運動機構の制御方法の研究に従事。

### 藤田 欣也



昭58慶大・工・電気卒, 昭63同大大学院博士課程了, 昭63相模工大・工・電気講師, 現在に至る, 機能的電気刺激による生体の関節運動のフィードバック制御の研究に従事, 工博, ME学会, 計測自動制御学会各会員。

### 南谷 晴之



昭41慶大・工・電気卒, 昭46同大大学院博士課程了, 昭45慶大・工・電気助手, 同大専任講師, 助教授を経て現在教授, 生体情報処理, 生体画像処理, 生体制御の研究に従事, 工博, ME学会, 計測自動制御学会, 人工臓器学会各会員, 著書「電子電気学大要」(日新出版, 共著), 「痛み—基礎と臨床—」(朝倉書店, 共著)。