

筋電気刺激張力制御系における立ち上がり時間の解析

正 員 板倉 直明<sup>†</sup>      正 員 藤田 欣也<sup>†</sup>  
 准 員 久保 公人<sup>†</sup>      正 員 南谷 晴之<sup>†</sup>

Analysis of Rise-Time in the Control System for the Muscle Force Regulation Using Electrical Stimulation

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

あらまし 電気的刺激により上下肢機能を補助、制御する FES 装置において、関節角および張力を直接フィードバックする閉ループ制御系の研究が行われてきた。我々は、この閉ループ制御に、北森法と呼ばれる制御理論を導入することによって、簡単にコントローラを設計し、関節角を定常位置偏差なく制御することに成功した。しかし、実際の追従制御を考えた場合、更に、制御系の過渡特性の改善を目的とした解析が必要である。本研究では、制御系の立ち上がり時間の改善による追従性の向上を目的として、五種類のコントローラを用いた制御系により、健康人下肢筋を対象とした実験を行った。更に、実験で得られた結果をもとに、立ち上がり時間を速くするコントローラと参照モデルについて理論的検討を加えた。この結果、制御器では PI コントローラが最も速い立ち上がり時間が得られることがわかった。また、参照モデルについては、減衰定数の小さなモデルを用いる方が立ち上がり時間の設計値を速くできることがわかった。

1. ま え が き

生体の組織、特に筋が電気的刺激によって興奮し、収縮することを利用し、生体機能の補助、および制御を行おうとすることを、機能的電気刺激 (Functional Electrical Stimulation, 以下 FES と略す) と呼ぶ。この FES を、脳卒中、頭部外傷、脊(せき)髄損傷等による四肢麻痺(ひ)患者に適用しようとする研究は麻痺患者の機能回復の一つの手段として注目されている。

この FES の研究においては、健康人の筋電図解析をもとに多チャネル刺激により上肢を制御する FES 装置<sup>(1)(2)</sup>等の開発が最近では見られ、実際の麻痺患者での臨床応用で微妙な把持動作を再現するなど成果を収めている。しかしながら、これらの装置は、すべて閉ループ制御であり、筋、神経系の非線形性、時変性に対して、これを補償するためには、これらの閉ループ系に、何らかのフィードバックループが必要であることが指

摘<sup>(3)</sup>されている。このフィードバックループとして、人体に残存している機能を用いて制御しようとする感覚フィードバック方式<sup>(4)</sup>があるが、感覚としてフィードバックできる情報量は限りがあり、この補助のために、関節角、張力等の信号を直接フィードバックする閉ループ系を感覚フィードバック内に設ける必要があると考えられる。実際、種々の閉ループ制御系<sup>(5)-(7)</sup>が考案されて制御に成功しているが、コントローラの設計が複雑で簡単に制御系を構成することが難しかった。そこで、我々は、この閉ループ系を構築するにあたって、制御工学的理論(北森法)を導入し、簡単にコントローラを設計して制御が行えることを示した<sup>(8)</sup>。しかし、制御系に追従制御をさせることを考えると、立ち上がり時間等の過渡特性の解析が不足しており、より一層の過渡特性の解析、改善を行うことが必要であると考えられる。そこで、本論文では、参照モデル、コントローラの二者と過渡特性の関係を明らかにするため、筋張力を対象とした実験と理論的解析を行った。特に、検討では、立ち上がり時間に注目して解析を行い、これを最も速くする参照モデル、コントローラについて

<sup>†</sup> 慶應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

考察した。

## 2. 北森法と立ち上がり時間

北森法については、前論文<sup>(8)</sup>、および参考文献<sup>(9)~(13)</sup>を参照して頂き、ここでは、立ち上がり時間の決定方法だけについて簡単に述べる。

北森法では、立ち上がり時間に相当する $\sigma$ で正規化した参照モデルを用いる。このとき、参照モデルは式(1)の形で与えられる。

$$B(s) = \frac{1}{B_0 + B_1\sigma s + B_2\sigma^2 s^2 + \dots} \quad (1)$$

( $\sigma$  = 立ち上がり時間)

この立ち上がり時間 $\sigma$ は、制御対象の伝達関数とコントローラの伝達関数と参照モデルの伝達関数の3者から $s$ のべき乗ごとの係数を比較して得られる方程式の最も小さい解として与えられる。

従って、制御対象が同じ場合においても、コントローラ、参照モデルが違えば、得られる立ち上がり時間 $\sigma$ が違ってくることになる。

このように、与えられた参照モデルの特性を満たしたうで、最も速い立ち上がり時間が得られるようにコントローラを設計できることが北森法の利点である。そこで、この利点を最大限に生かすためには、どのようなコントローラを用い、どのような参照モデルを用いたらよいかを明らかにする必要がある。

本論文では、筋張力の制御実験とその解析により、コントローラ、参照モデルの違いによる立ち上がり時間の違いを明らかにする。

## 3. 実験方法

用いた筋張力制御の実験系を図1に示した。この実験系では、制御はすべてコンピュータ(NEC PC-9801F)によって行われる。コンピュータは、制御信号である刺激パルス列のパルスパラメータをデジタル信号としてD-Aコンバータに出力する。デジタル制御信号は、D-Aコンバータによりアナログ制御信号に変換され、ステイミュレータに与えられる。ステイミュレータでは、この制御信号に対応する刺激パルス列を作り、電極を介して筋を刺激する。

刺激電極としては、材質自体が柔軟で皮膚と良く接触し、刺激時に電極のある一点に電流が集中して被験者に痛みや火傷などを与えないようにするため、導電性ゴムを用いた。この電極の直径は1cmで、電極の中心から中心までの間の距離は約3cmである。刺激電極

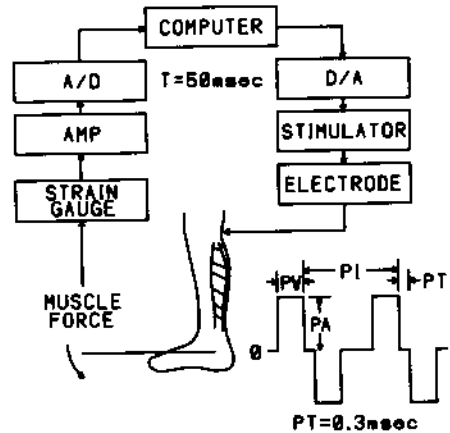


図1 実験系

Fig. 1 Experimental system.

は、膝の裏側の部分の座骨神経の刺激感度の最も高い位置に固定した。

刺激パルスは、生体における電荷の蓄積、および電極と生体との接触点での分極を防ぐために、刺激電荷の総和がゼロとなるような定電流両極性パルスである(図1)。

実験ではパルス振幅変調を用い、パルス列の振幅電流値は6~11 mAとした。また、パルス幅は0.2 msec、パルス間隔は50 msecにそれぞれ固定した。

実験の対象とした筋は腓(ひ)腹筋である。腓腹筋はアキレス腱につながり、足首関節において足底方向に踏みつけるような運動(底屈運動)を行うときに使われる筋である。実験では、刺激により発生する足首関節回りの等尺性筋張力トルクを測定、制御する。ここで等尺性張力トルクは、足首関節、および膝関節の両関節が90°に屈曲している条件で、刺激を与えて発生するトルクとした。発生した等尺性張力トルクはストレインゲージにより電圧に変換され、アンプで増幅した後、A-Dコンバータを介してコンピュータに入力される。

サンプリング時間は、プログラムにより50 msecに固定し、また、A-DとD-Aはサンプリング時間ごとに同期して信号の入出力を行う。用いた制御プログラムは、8086のマシン語とそれをサポートするBASIC言語である。

実験では、逐次形最小自乗法<sup>(14)</sup>により制御対象の伝達関数を求め、この伝達関数をもとに北森法によりコントローラを設計した。そしてコントローラの設計後、フィードバック制御を行い張力を測定した。

用いたコントローラは、PID, PI, I, I-PD, I-Pの

5種類のコントローラである。また、参照モデルの違いによる過渡特性の違いも併せて見るため、任意の2種類の参照モデルを用いて実験を行った。用いた参照モデルは、行き過ぎ量があるものを参照モデル(a)、ないものを参照モデル(b)とした。この2種類の参照モデルのステップ応答を図2に示した。

#### 4. 実験結果

参照モデル(a)を用いて設計されたコントローラによる制御結果を図3に示した。PID、PIコントローラは、定常位置偏差なく張力を制御できることが確認された。I-PDコントローラは、細かい振動が見られるが、ほぼ定常位置偏差なく制御されていた。しかし、I、I-Pコントローラは大きく振動してしまっ。参照モデル(b)の場合でも、I、I-Pコントローラは定常位置偏差なく

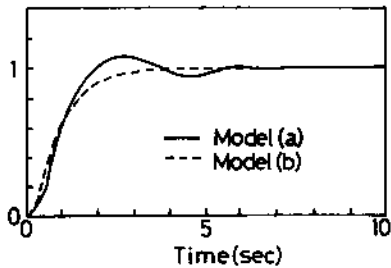


図2 参照モデルのステップ応答  
Fig. 2 Step response of reference model.

制御することができなかった。従って、定常位置偏差なく制御することが、制御系設計に当たっての、第1の目標であることから、I、I-Pコントローラは、制御には不適当なものと考えられる。

次に、参照モデルとコントローラの違いにおける過渡特性をみるために、筋張力を定常位置偏差なく制御したPID、PI、I-PDコントローラの立ち上がり部分の波形を図4に示した。

図4において過渡特性を比較すると、参照モデル(a)で設計された場合、立ち上がり時間はI-PDコントローラが最も速い値を示している。しかし、参照モデル(b)の場合では、立ち上がり時間が極端に遅くなることや、I-PDコントローラの場合には細かい振動が続くのを考えると、実験結果からでは、立ち上がり時間と定常特性の両特性を満足するPIコントローラが最もよいコントローラであると考えられる。

また、制御理論より計算された立ち上がり時間の理論値と張力波形より解析した立ち上がり時間(両者とも最終値の90%まで立ち上がる時間)について表1に示した。参照モデル(a)では、ほぼ理論値と等しい計測値が得られている。参照モデル(b)では、理論値と計測値とに違いが見られるが、コントローラごとの立ち上がり時間の大小を比較すると計測値と同様な傾向がみられる。

全体的に理論値と計測値を比較すると、計測値の方が小さな値が得られており、理論値が大きくなるに従っ

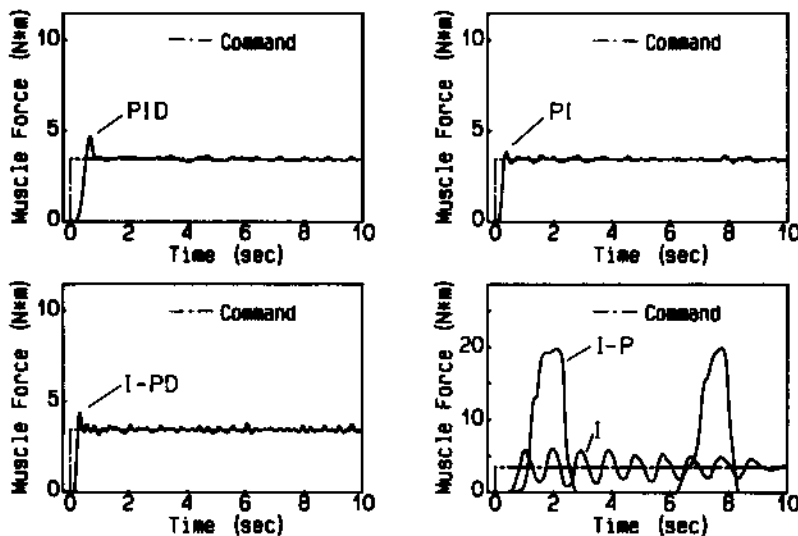


図3 制御系のステップ応答  
Fig. 3 Step response of control system.

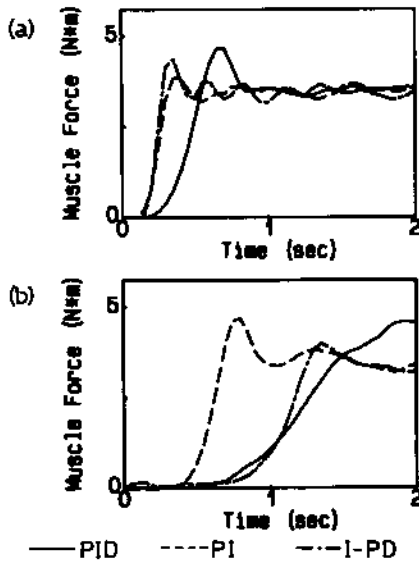


図4 制御系の過渡特性  
(a) 参照モデル(a) (b) 参照モデル(b)

Fig. 4 Transitional characteristic of control system.  
(a) Reference model (a) (b) Reference model (b)

表1 立ち上がり時間の比較

	参照モデル(a)		参照モデル(b)	
	計測値 (sec)	理論値 (sec)	計測値 (sec)	理論値 (sec)
PID	0.54	0.60	1.38	2.35
PI	0.32	0.42	0.66	1.30
I-PD	0.27	0.35	1.22	2.31

で、計測値との差が大きくなる傾向を示している。この原因は、理論値計算の際には、制御系の非線形性を考慮できない等の問題があるためと考えられる。しかし、コントローラごとの立ち上がり時間の大小は、参照モデル(a)、(b)とも理論値、計測値とも同様な傾向を示しており、従って、立ち上がり時間の理論値の解析によって、実際の立ち上がり時間の大小が推測できるものと考えられる。

### 5. 立ち上がり時間の理論的解析

フィードバック制御系では、定常的安定は必須の要求である。そして、この要求が満足されて後、更に高級な動作を系に要求しようとする、系の過渡的特性、すなわち速応性と減衰性の検討が必要になってくる。特に追従制御の場合には、系の応答速度はできるだけ速やかにすることが望ましい。

この点において、どのような特性を参照モデルにもたせたらよいかは、明らかにされていない。このため、今回は、参照モデルの特性と立ち上がり時間の関係について、北森法より得られる方程式を計算機により解くことで、そのときの理論計算値について調べた。

ここでは、参照モデルを一般的にそのステップ応答の様子が把握しやすい、式(2)の形を用いた。

$$H(s) = \frac{p\omega^2}{(s+p)(s^2+2\zeta\omega s+\omega^2)} \quad (2)$$

この式(2)のステップ応答では減衰定数 $\zeta$ と実極 $p$ によって、速応性と減衰性を変化させることができる。一般に原点に近い実極 $p$ は立ち上がりが遅くなるが系を安定化する効果をもつ。また、減衰定数 $\zeta$ を大きくすると、立ち上がり時間は遅くなるが減衰性を増す効果がある。従って、この $p$ と $\zeta$ をいろいろ変えることによって、種々の応答特性をもつ参照モデルが得られる。そこで、解析では、この式(2)を変換して、立ち上がり時間で正規化した式(1)の形で使い、また、制御対象は実験により得られた伝達関数を用いた。

追従制御では、経験的に減衰定数 $\zeta$ は0.6~0.8が望ましいとされており、また、実極 $p$ は、 $\zeta \times \omega$ の約6倍以上の値をもてば、ほとんどステップ応答に影響を及ぼさないことが知られている<sup>(15)(16)</sup>。従って、参照モデルは、この式(2)において、減衰定数 $\zeta$ を0.5から0.9まで変化させた場合( $\omega=1$ ,  $p=6$ に固定)と実極 $p$ を1から11に変えた場合( $\omega=1$ ,  $\zeta=0.7$ に固定)について、その立ち上がり時間がどのように変化するかを、各コントローラ(PID, PI, I-PD)について計算により求め、これを図5、図6に示した。

この図5、図6において立ち上がり時間を比較した結果、PIコントローラの立ち上がり時間が最も小さくなること、およびPID, PIコントローラにおいては減衰定数を大きくしたり、実極を小さくしたりすることにより、立ち上がり時間が遅くなることわかる。また、PIコントローラの場合は、立ち上がり時間の遅くなる割合が他のコントローラに比べて小さいことわかる。一方、実極を小さくして減衰性を増した場合、I-PDコントローラの場合は、PID, PIコントローラとは反対に、立ち上がり時間が速くなることわかる。

### 6. むすび

本研究で用いた筋張力制御系で、PID, PI, I-PDコントローラは、筋張力を定常位置偏差なく制御することができた。この三つのコントローラにおいて、立

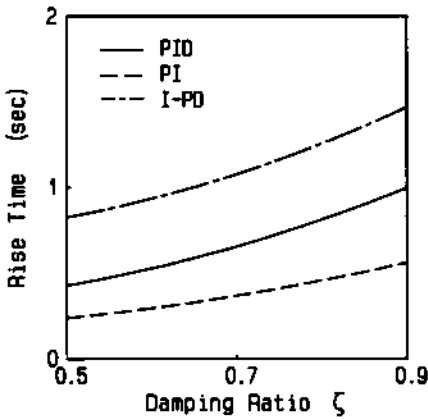


図5 立ち上がり時間と参照モデルの減衰定数との関係( $\omega=1$ ,  $p=6$ )  
 Fig. 5 Relationship between rise time and damping ratio of reference model. ( $\omega=1$ ,  $p=6$ )

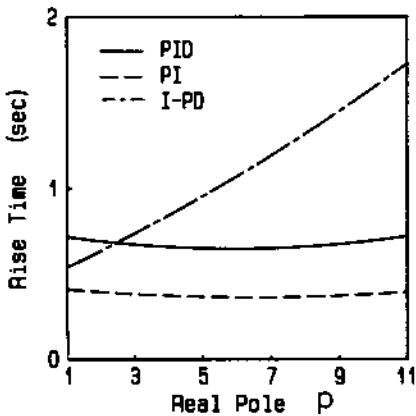


図6 立ち上がり時間と参照モデルの実極との関係( $\omega=1$ ,  $\zeta=0.7$ )  
 Fig. 6 Relationship between rise time and real pole of reference model. ( $\omega=1$ ,  $\zeta=0.7$ )

立ち上がり時間を比較した場合、PIコントローラが最も速い立ち上がり時間をもつことがわかった。また、参照モデルを変えたときの立ち上がり時間を比較した場合、減衰定数が小さいモデルのほうが、立ち上がり時間が速くなることがわかった。

以上のことより、実験で得られた制御対象に対して、立ち上がり時間を速くするためには、PIコントローラを用い、更に、安定性が許される範囲で、できる限り減衰定数の小さい参照モデルを用いて設計することが、一つの望ましい方法と思われる。そして、今後は、より正確な過渡特性を把握するために、筋の非線形性を

考慮した解析が必要であると考えられる。

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) 半田, 半田, 中土, 八木, 星宮: "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", 医用電子と生体工学, 23, pp 292-298 (昭60).
- (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, pp. 1-7 (昭61).
- (3) 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).
- (4) 泉, 二見, 伊福部, 星宮, 藤井, 半田: "麻痺上肢補助のための感覚フィードバックの基礎的研究(2)", 信学技報, MBE86-33, (1986).
- (5) P. E. Crago, J. T. Mortimer and P. H. Peckham: "Closed-loop control of force during electrical stimulation of muscle", IEEE Trans. Biomed. Eng., 27, 6, pp. 306-312 (1980).
- (6) 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., 32, 9, pp. 668-676 (1985).
- (7) L. A. Bernotas, P. E. Crago and H. J. Chizeck: "Adaptive control of electrically stimulated muscle", IEEE Trans. Biomed. Eng., 34, 2, pp. 140-147 (1987).
- (8) 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", 信学論(D), J70-D, 8, pp. 1651-1658 (昭61-08).
- (9) 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", 計測制御学論, 15, 4, pp.549-555 (昭54).
- (10) 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", 計測制御学論, 15, 5, pp. 695-700 (1979).
- (11) 北森俊行: "PID制御システムの設計論", 計測制御, 19, 4, pp. 382-391 (昭55).
- (12) 北森俊行: "PID, I-PD制御からの発展の道", システムと制御, 27, 5, pp. 287-294 (昭58).
- (13) 重政, 高木, 市川, 北森: "制御系設計のための実用的な汎用参照モデル", 計測制御学論, 19, 7, pp. 592-594 (昭58).
- (14) 中溝高好: "線形離散時間システムの同定手法-1. 最小2乗法による推定", システムと制御, 25, 8, pp. 476-489 (昭56).
- (15) 堀井武夫: "制御工学概論", pp. 94, コロナ社(昭49).
- (16) 堀井武夫: "制御工学概論", pp. 115-118, コロナ社(昭49).

(昭和62年12月28日受付, 63年2月25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, 現在同大大学院博士課程在学中, 生体の運動制御の研究に従事。



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, 生体の関節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, 現在同大大学院修士課程在学中, 生体の関節運動機構計測の研究に従事。



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, 助教授を経て現在同大教授, 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, 計測制御, 人工臓器学会各会員, 著書「電子電気工学大要」(日新出版, 共著), 「痛み—基礎と臨床—」(朝倉書店, 共著)。