

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

正 員 藤田 欣也<sup>†</sup>      正 員 板倉 直明<sup>†</sup>

准 員 久保 公人<sup>†</sup>      正 員 南谷 晴之<sup>†</sup>

Joint Angle Controller with Command Filter for Human Ankle Movement using Functional Electrical Stimulation

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

あらまし 脳血管障害、脊髄損傷といった障害を原因とする麻痺患者の運動筋の電気的刺激による制御において、電極位置、健康状態といった実験条件による対象の特性変動による再現性の問題が非常に大きな障壁となっている。そこで制御系の特性変化が許容範囲を超えた時に制御器を再設計すれば、特性変動に対応した制御が可能であると考えられる。

本研究では、これまで煩雑な実験的手法を要していた関節角制御システムの設計に設計理論の応用を試みた。すなわち、線形補正したステップ応答波形から制御対象の伝達関数を最小2乗法を用いて固定し、北森法によってPI、PID制御器を設計して足首関節角を制御した。

更にオーバーシュートを軽減し、操作量の変動を小さくするために、系を2自由度系として外乱応答はそのまま目標値応答を変える一方法として目標値フィルタを制御器に付加した結果、良好な関節角応答特性が得られた。

1. ま え が き

筆者らは既に機能的電気刺激(Functional Electrical Stimulation: FES)による関節角制御において疲労による特性変動が大きな問題点であることを指摘したが<sup>(1)</sup>、ヒトでは疲労による特性変動が実験動物に比較して明らかに小さい。そのため適応制御を用いずとも、対象の特性変動による系の特性変化が許容範囲を超えた時に制御器を再設計すれば十分に実用的であると考えた。しかし、これまでFESにおいて制御器の確定的な設計法がなく、主として実験的決定法に頼ってきたために適当な制御係数値を求める作業が非常に煩雑であった。そこで対刺激関節角応答の測定からシステム同定、制御器の設計までを、爪先を上げる背屈運動(Dorsal Flexion)と、逆の底屈運動(Plantar

Flexion)それぞれの筋につき一括して行い、足首関節角を制御した。

同定にはステップ状に振幅の変化するパルス刺激を加えた時の応答を用い、刺激振幅がいき値以下では反応しないという非線形性はいき値相当の振幅を減算して補正し、制御時には逆に加算した。制御器は同定された伝達関数をもとに北森法<sup>(2)</sup>を用いて設計した。

また得られた制御器を用いてフィードバック制御を行った結果、設計された制御器ではオーバーシュートが大きいこと、操作量の急激な変動が被験者に不快感を与え易いこと、実際の生体の運動において目標値の不連続な変化は無いと考えられることから制御器に目標値フィルタを付加して2自由度系としたところ、より良好な過渡応答特性が得られた。これらの方法、結果はFESによる麻痺四肢運動の制御に際しての重要な指針を与えるためここに報告する。

<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

## 2. 設計制御システム

同定, 設計, 制御システムを図1に示す。同定, 設計, 制御といった演算処理はすべてマイクロコンピュータ(PC9801)によって行われ, 2台の刺激装置を介して Motor Point と呼ばれる神経近傍の点を刺激する。1対の電極は膝関節裏の点で座骨神経を刺激して踏み込み動作に相当する足首関節の底屈を行わせ, もう1対は膝関節外側で腓骨神経を刺激して背屈を行わせる。筋の収縮により生じる関節角変位は角度センサにより検出し A-D コンバータを介してマイクロコンピュータに入力される。

制御を行う際の実時間での演算プログラムは8086アセンブラ言語によって構築され, 有効桁数は入出力部において12 bit 内部演算で16 bit である。特に精度の要求される積分演算においては32 bit としてある。処理のサンプルレートは10 ms である。

刺激装置は安全のために Programable Counter IC によってパルス変調され, オプトアイソレータにより直流的に絶縁された信号で駆動することによって対地絶縁効果を保つ。またその他の安全対策としてソフトウェア的に振幅上限を設定し, マニュアルスイッチによる割り込みで刺激を中断可能にしてある。こういった対策は被験者の安全性確保と心理的安心感という意味で非常に重要な措置である。刺激パルスは上下対称な両極性電流パルスで, 組織内での電荷の蓄積が無く

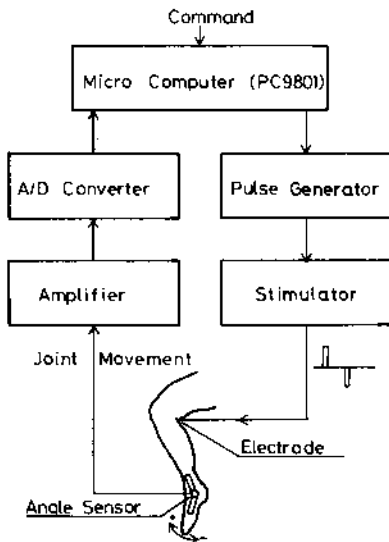


図1 システムのブロック図  
Fig. 1 System block diagram.

単極性のものよりも疲労の点からも有利である。各パルスパラメータはすべてソフトウェア的に変更可能であるが, 今回はパルス幅 300  $\mu$ sec, パルス周波数 50 Hz, 正負のパルス間隔 1 ms とした。

刺激電極は直径 10 mm で先端を円錐型に研磨した金属表面に金を蒸着したのを用い, 角度センサは小型のポテンショメータを加工して用いた。

## 3. システム同定

### 3.1 同定方法

同定の対象は刺激パルスの振幅を入力, 足首関節角を出力とする系で, 出力の零点は爪先が地面につかないように椅子に座った姿勢で刺激を加えない状態での関節の角度とした。対象の静特性を刺激開始3秒後の関節角から求めたものが図2であり, 入力がいき値以下の時は出力が零で, いき値以上ではほぼ線形な関係を持つ。このことから, いき値に相当分を入力から減算すれば線形近似可能であると考え, この方法により線形化を行ったのちに一括型最小2乗法を用いて対象のシステム同定を行った。本方法の BERONOTAS, CRAGO らの方法<sup>(3)</sup>との最大の相違点は同定のために疑似ランダム入力を用いずにステップ入力を用いた点である。ステップ入力から同定される系は Z 空間での伝達関数が分母系列で表現される系, すなわち AR (Autoregressive) プロセスであり, 対象が伝達関数に分子系列を持つ ARMA (Autoregressive moving average) プロセスである場合には問題となるが, 対象が AR プロセスで表現されることは前出の文献により指摘されているため, この場合には問題とはならない。

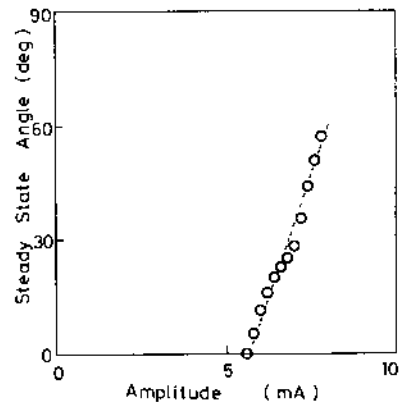


図2 刺激振幅と関節角の静特性

Fig. 2 Static relation between stimulus amplitude and joint angle.

AR プロセスの離散時間表現を式(1)に、その Z 空間伝達関数表現を式(2)に示す。

$$y(t) = \{x(t - T_d \cdot T) - A_1 y(t - T) - A_2 y(t - 2T) - \dots\} / A_0 \quad (1)$$

$$G(z) = \frac{z^{-T_d}}{A_0 + A_1 z^{-1} + A_2 z^{-2} + \dots} \quad (2)$$

ここで、 $y(t)$ : 出力、 $x(t)$ : 入力、 $T_d$ : 無駄時間、 $T$ : サンプルレート、 $A_i$ : 各係数である。

更に、対象は先に示したように強い非線形性を有していることから、同定にステップ応答波形を用いることは妥当であるといえる。Z 空間での次数は得られたモデルからの応答再現波形の良好な次数を実験的に求め、10 ms のサンプルレートで 5 次とした。無駄時間は刺激開始から応答開始までの時間とした。

ラプラス空間において仮定した対象の伝達関数の形は、生体の応答は一般に低次の遅れ系 + 無駄時間で近似できることと、測定された応答の概形から、1 次または 2 次の遅れ系 + 無駄時間とした。このモデルの各係数を Z 空間において得られた同定結果から Z-S 変換<sup>(4)</sup>によって決定する。

### 3.2 同定結果

図 3 の実験で示される波形が今回の制御対象である刺激-足首関節角系のステップ応答で、破線が同定されたモデルのステップ応答である。両者はよく一致しており、同定が正確に行われていることが確認される。これは刺激振幅 10 mA で腓骨神経を刺激して背屈させた時の応答で、この時の Z 空間での伝達関数が式(3)で、5 次の AR プロセスを表現している。これを Z-S 変換して得られたモデルの伝達関数が式(4)で、この場合は応答波形の概形から 1 次遅れ系 + 無駄時間として同定してある。更に、式(4)を設計法の要求から S のべき乗の形にするために無駄時間を Pade 近似したものが式(5)である。次数は PID 制御器の次数にあわせて 3 次とし

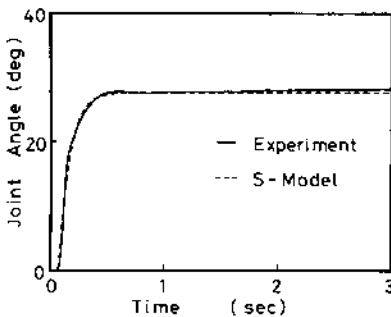


図 3 対象と S モデルのステップ応答  
Fig. 3 Step response of object and model.

た。式(4)、(5)を見ると次数が上がるにつれて係数が明らかに小さくなっており、式(5)の分母は実根の一つと 1 対の複素根を持ち、繰り返し行った実験からこの傾向は確認された。

$$G(z) = \frac{z^{-7}}{2.0 + 3.6z^{-1} + 2.1z^{-2} - 7.0z^{-3} + 0.6z^{-4} - 0.3z^{-5}} \quad (3)$$

$$G(S) = \frac{\exp(-0.07S)}{0.097 + 0.0095S} \quad (4)$$

$$G(S) = \frac{1}{0.097 + 0.016S + 0.00090S^2 + 0.000023S^3} \quad (5)$$

## 4. 制御器の設計と制御

### 4.1 制御器の決定と設計

制御対象は前章の同定結果から低次の系で近似可能であることが示されているため、制御器も低次で良いと考えられる。そこで制御器は演算が単純で直感的に動作理解の容易な PI あるいは PID 制御器を用いた。

ここで、関節は基本的に互いに拮抗する二つの筋群によって支配されているため、制御対象は二つの筋への刺激を入力、関節角を出力とする 2 入力 1 出力の系である。そのため拮抗する筋を同時に刺激して出力を相殺させることも可能であり、把持動作において壊れ易いものを持つような場合には有効である。しかし今回の対象である下肢においては不自然な動作であり、また筋疲労を抑えるために、対象を 1 入力の系と見なして目標値と実際の関節角との偏差の符号によって刺激する筋を切り換えた。従って制御器は背屈、底屈の動作に応じて異なる筋を刺激するために、2 種類の係数を持つ必要が生じてくる。更に同定時に線形近似するために減算したいき値相当の刺激振幅を制御時には加算する必要がある。このような処理を含む系全体のブロック図を図 4 に示す。

PI, PID 制御器の設計法は数多く知られているが、設計に際して多大な時間や専門的知識を要するのでは筋疲労、電極位置、健康状態といった条件の変化によって発生する特性の変動に対応して設計を行うという目的に反するため、ここでは得られた伝達関数から演算処理のみによって一意的に制御器の各係数が決定される北森法を用いた。北森法の基本的な設計方法は、あらかじめ仮定した参照モデルに対して制御器を含む系全体の伝達関数が一致するように制御器の各係数値

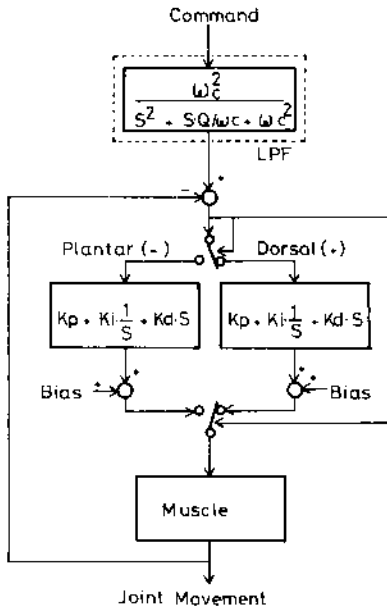


図4 制御系のブロック図  
Fig. 4 Block diagram of control system.

を次数の低い方から決定して行くものである。対象の伝達関数は設計法の要求から同定された伝達関数の無駄時間を Pade 近似して 3 次の分母系列に変換して用いた。またオリジナルの北森法での参照モデルは系の応答にオーバーシュートを許しているが、応答の遅い系を設計して比較するために、設計に用いる参照モデルを Binomial モデルと合成する方法によって<sup>(5)</sup>設計条件を変更して制御器を設計し実験、比較を行った。北森法の概略を PID 制御器を例に以下に示す。対象と制御器の伝達関数が

$$G_p(S) = \frac{1}{a_0 + a_1S + a_2S^2 + a_3S^3} \quad (6)$$

$$G_c(S) = \frac{K_i + K_pS + K_aS^2}{S} \quad (7)$$

という形で表せるとき、系の閉ループ伝達関数を

$$H(S) = \frac{1}{1 + h_1S + h_2S^2 + h_3S^3 + \dots} \quad (8)$$

とすると、 $h_i$  は  $a_i$  と PID 制御器の各係数  $K_p$ ,  $K_i$ ,  $K_a$  の関数となる。一方、参照モデルは系の立ち上がり時間  $\sigma$  と推奨数値列  $a_i = \{1, 1, 0.5, 0.15, \dots\}$  を用いて

$$W(S) = \frac{1}{1 + a_1\sigma S + a_2\sigma^2 S^2 + a_3\sigma^3 S^3 + \dots} \quad (9)$$

と表現される。ここで PID 制御器の場合は  $\sigma$  が

$$0.005a_0\sigma^3 - 0.1a_1\sigma^2 + 0.5a_2\sigma - a_3 = 0 \quad (10)$$

の正の最小実根として与えられ、結局制御器の各係数は  $H(S)$  と  $W(S)$  が一致するように低次から

$$K_i = a_0/\sigma \quad (11)$$

$$K_p = a_0(a_1/a_0 \cdot 0.5\sigma)/\sigma \quad (12)$$

$$K_a = a_0(a_2/a_0 \cdot 0.5\sigma a_1/a_0 + 0.1\sigma^2)/\sigma \quad (13)$$

で与えられる。

FES による四肢のフィードバック制御においてこれまで発表されている設計法<sup>(6),(7)</sup>では、もっぱら極零点相殺により望ましい閉ループ伝達関数を得る方法が用いられてきた。そこでは求める伝達関数を設計条件として与えて設計を行っているが、その望ましい伝達関数を設定する根拠が薄弱である。それに比較して本方法では系の立ち上がり時間が設計条件として固定されたものでなく、その他の設計条件から可変パラメータとして最適に決定される点で零点極相殺に比較して有利である。更に与えるパラメータは参照モデルの合成比率のみであり、後は計算機により制御器の各係数が自動的に決定される点で、より実用的である。また、可変参照モデルにしたことにより異なる設計条件を与えての再設計が容易に行える点も利点となる。

#### 4.2 制御器の相違による応答の変化と検討

北森法で設計された PI 制御器と PID 制御器を用いた系のステップ応答波形が図 5、図 6 である。図中の刺激振幅はいき値相当分を減算した値であり、実際の振幅は図中に別表示してあるいき値相当のバイアスだけ大きい。また、角度の符号は正が背屈方向、負が底屈方向を示す。各応答波形に見られる関節角の定常偏差は共に小さいが PI 制御の方が若干大きく、変位が小さい領域で特にオーバーシュートが激しい。また、動特性は PI 制御の方が応答が遅く PID 制御はオーバーシュートが大きい。応答の速度は設計条件と制御器の次数により決定されるので、この結果から、これよりも遅い PID 制御器を設計してオーバーシュートを抑えるのが最適であると見られる。

そこで参照モデルを北森モデルと Binomial モデルの比率 0.4 にして立ち上がりの遅い PID 制御器を設計し、北森のモデルから設計された PID 制御器と比較したものが図 7 である。ここで用いた 0.4 という数値はオーバーシュートが小さく応答が速いとされている値である。しかし二つの制御器による応答にはほとんど差異が認められず、目的とする改善は行われなかった。原因として挙げられるのが、静特性と同じく動特性にも刺激振幅に依存する非線形性が存在する点である。様々な

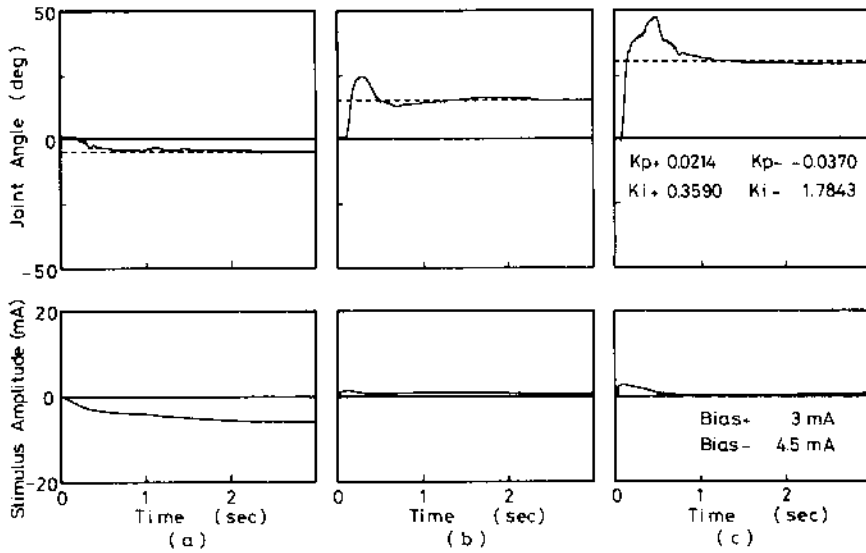


図5 PI制御器を用いた系のステップ応答  
Fig. 5 Step response of PI controlled system.

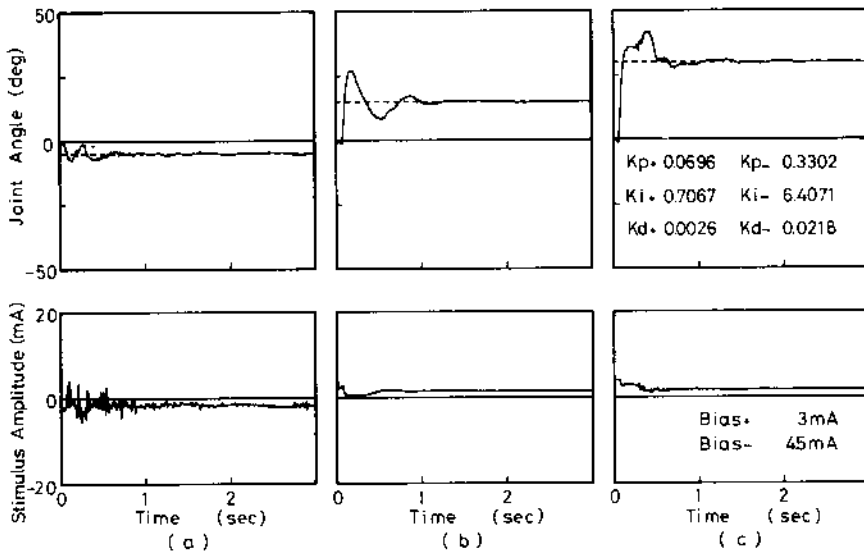


図6 PID制御器を用いた系のステップ応答  
Fig. 6 Step response of PID controlled system.

刺激振幅でのステップ応答を比較すると、振幅の小さい領域ではオーバーシュートが発生している。しかし、このオーバーシュートは一般的に見られる2次系の応答とは異なり、神経の対刺激反応性が刺激前歴によって変化するという生理学的論拠により説明される。この対象の特殊性が通常的设计理論により良好な制御結果が得られない原因である。そこで制御器の時定数を更に大きくすれば振動を回避できると予想されるが、そ

れでは外乱応答を劣化するので、本研究では対処法として後述の目標値フィルタを備えた制御器を使用した。

しかるに、図7に見られるステップ応答はオーバーシュートの問題を別にすると、ほぼ良好であると思われるため、更にランプ応答を測定したものが図8である。系の目標値応答特性は良好であるが、操作量である刺激振幅の変化が線形でないことから制御対象の強い非線形性が確認できる。

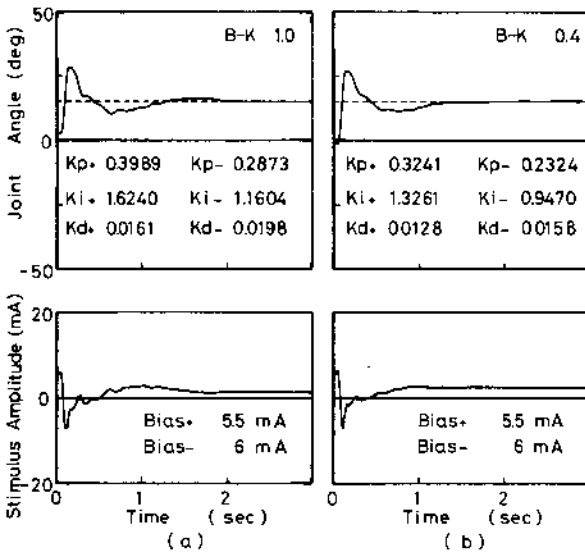


図7 異なる設計条件によるPID制御器を用いた系のステップ応答  
 Fig. 7 Step response of PID controlled system designed with different condition.

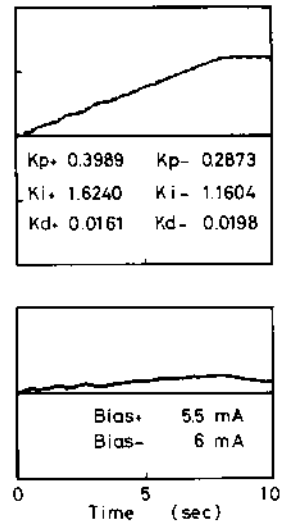


図8 系のランプ応答  
 Fig. 8 Ramp response of controlled system.

更に、対象の静特性の非線形がフィードバック制御によって線形に補正されていることを確認するために、系の静特性を示したものが図9である。これはPID制御器によるステップ応答における目標値と刺激開始3秒後の関節角の関係を示したものである。両者はよく一致しており、定常偏差は皆無と言える。また他の被験者においても定常偏差は、この被験者と同様に小さく抑えられた。

### 5. 目標値フィルタによる特性改善

#### 5.1 目標値フィルタによる2自由度系への変換

前章で述べた様にオーバーシュートの問題は系の立ち上がり時間を大きくすることによって解決されると考えられるが、制御器の設計条件を変更して系の立ち上がり時間を大きくしたのでは外乱と出力の間の伝達関数も変化し、外乱抑制の劣化につながる。そこで図4の波線部分に補償器を挿入することによって系を2自由度系とすれば、外乱から出力までの伝達関数はPID制御器によって、目標値から出力までの伝達関数をPID制御器+前置補償器によって決定され、各々を望ましい特性に設定することが可能となる。

系の立ち上がり時間を大きくするには前置補償器に遅れ系を挿入すればよく、ここでは設計の容易なLow Pass Filterを採用した。フィルタはバタワースの3次として、その演算処理は他の処理と同じく計算機によ

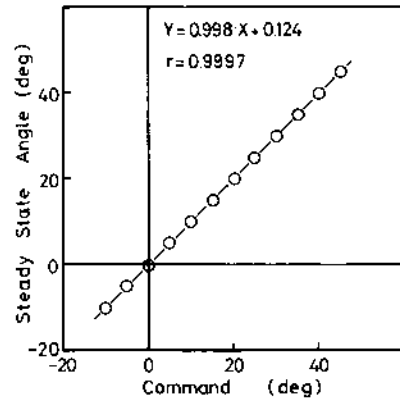


図9 目標値と関節角の静特性  
 Fig. 9 Static relation between command and joint angle.

て行った。また健常者の運動制御機構を考えたとき、目標値の変化は連続であると考えられる点からも前置補償器として目標値フィルタを採用したことは妥当であるといえる。更に立ち上がりを遅くすることの利点は操作量である刺激振幅が急激に変化しなくなり、被験者の不快感を抑える点にもある。

#### 5.2 目標値フィルタによる特性改善結果

図10はオーバーシュートの顕著な応答を示した対象に対して、前章と同じ手順で設計されたPID制御器に目標値フィルタを付加して応答の改善を行ったものである。結果は図から明らかなように、定常偏差は目標値

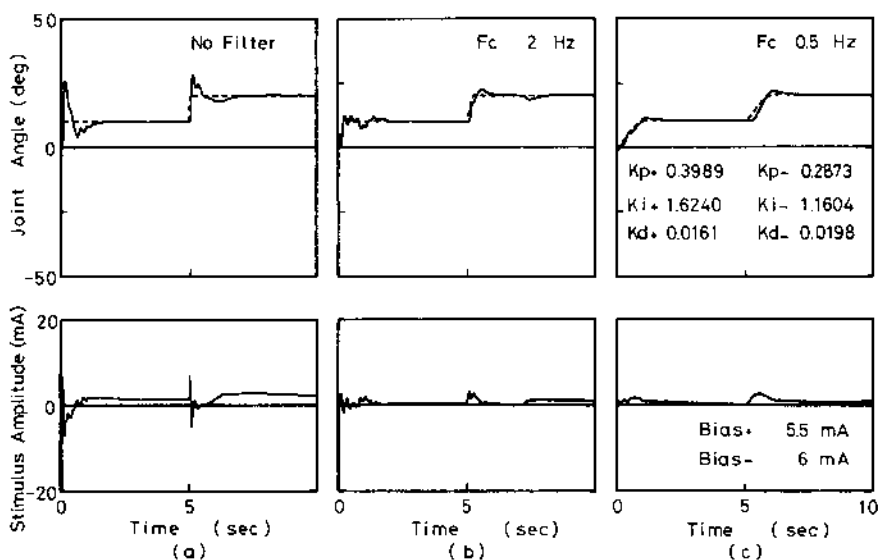


図10 目標値フィルタをもつ制御器による系のステップ応答  
Fig. 10 Step response of controlled system with command filter.

フィルタの設定によっても変わらず小さく抑えられており、応答が若干遅くなるもののオーバーシュートが抑えられ、操作量の変動も小さくなっている。このことから、系を目標値フィルタにより2自由度系とする利点が実験的に示されたといえる。

また、興味深い結果として応答の安定した時点での刺激振幅が目標値フィルタの有る場合と無い場合では異なっていることが確認される。定量的な検討は今後の課題であるが、繰り返し試行した結果、目標値フィルタのある場合のように徐々に刺激振幅を上昇させた方が、急激に刺激振幅を上昇させたときよりも小さい刺激で同じだけの関節角変化を得られた。

目標値フィルタの最適カットオフ周波数は図10の結果から見ると1 Hz付近であるが、最適周波数の決定は応答速度の点から、健常者の動作解析結果、意識と動作の遅れ特性等と比較して行い方が望ましく、今回はその効果を示すにとどめる。

## 6. むすび

本研究では電気刺激による足首関節角の制御器を対象の同定から設計まで一括して行い、その評価を行ったが、目標値フィルタを制御器に備えることによって良好な制御結果が得られることが示された。

更に今後の課題として最適前置補償器の決定、運動負荷変動への対応問題、健常者の通常動作との比較による評価等が挙げられる。

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

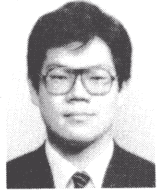
- (1) 藤田, 板倉, 南谷: "筋電気刺激による関節角のデジタルPID制御", 信学論(D), **J69-D**, 12, pp. 1971-1978 (昭61-12).
- (2) 北森俊行: "制御対象の部分的知識に基づく制御系の設計法", 計測自動制御学会論文集, 15-4, pp. 549-555 (1979).
- (3) L. A. Bernotas, P. E. Crago and H. J. Chizeck: "A discrete-time model of electrically stimulated muscle", IEEE, BME-33, pp. 829-838 (1986).
- (4) 重政, 市川: "Z伝達関数からS伝達関数への一変換方法", 第22 SICE 学術講演会, 3110.
- (5) 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", 計測自動制御学会論文集, 19-7, pp. 592-594 (1983).
- (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, BME-32, pp. 668-676 (1985).
- (7) J. Allin and G. F. Inbar: "FNS control schemes for the upper limb", IEEE, BME-33, pp. 818-828 (1986).

(昭和62年1月5日受付, 3月16日再受付)



藤田 欣也

昭58慶大・工・電気卒，昭60同大学院  
修士課程了，現在同大学院博士課程在学  
中，生体の関節運動制御の研究に従事，  
ME学会会員。



板倉 直明

昭60慶大・理工・電気卒，昭62同大学  
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。



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計測  
の研究に従事。



南谷 晴之

昭41慶大・工・電気卒，昭46同大学院  
博士課程了，昭45慶大・工・電気助手，現  
在同大助教授，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  
みー基礎と臨床ー」(朝倉書店，共著)。