

(5)

## FES による関節角制御システムの改善と負荷問題

(慶応義塾大学) 藤田欣也, 板倉直明, 久保公人, 南谷晴之

### 1. はじめに

筋に電氣的刺激を与えて自発的収縮を促し, 損なわれた機能を再建する方法を総称して機能的電気刺激 (FES) と呼ぶ. 本研究は脳血管障害, 脊髄損傷といった上位運動ニューロン障害を原因とする麻痺患者を対象とし, 損傷を受けていない運動筋の残存機能を有効利用して歩行動作のための基礎的な下肢関節運動機能の再建を図るものである. 筆者らはこれまでに FES による自由状態の足関節角の制御を行い良好な実験結果を得ることができたが<sup>1)</sup>, より広範な応用を想定した場合に従来のシステムでは不十分な点もあり, 改善の余地が多々残されていた.

本文ではまず制御器のみでなく, 同定, 設計の機能も有する制御システムについて述べる. この一連の機能を包括的にもつことによってシステムは実験条件の変化によらず良好な制御結果を得ることを可能にしている. さらに3章以降では制御システムの問題点, 改善を行った点について1件ずつ検討, 結果を示す.

### 2. 制御システム

#### 2.1 機器構成

用いた制御システムの機器構成を図1に, 制御器の構成を図2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 (PC-9801 F) によって行われ, 2台の刺激装置を介して図3のように導電性ゴム電極によって筋を刺激する. 図に示す4対の電極によってそれぞれ腓腹筋, 前脛骨筋, 大腿直筋, 大腿屈筋群を刺激し, 足関節の底屈, 背屈, 膝関節の伸展, 屈曲の計4つの動作が可能となる. 関節角変位

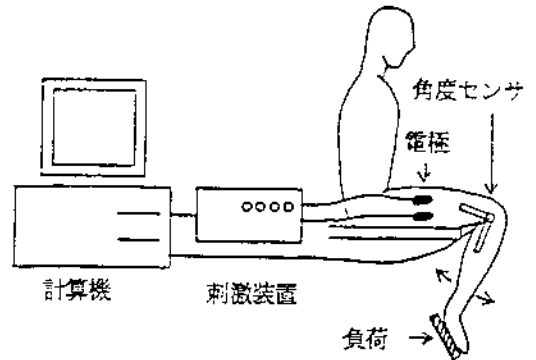


図1 制御システムの構成

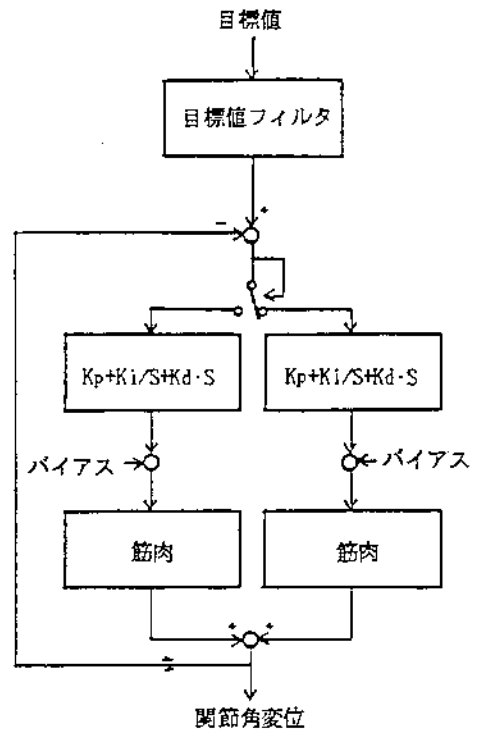


図2 制御器の構成

は角度センサにより検出され 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。サンプルレートの 10 ms である。刺激パルスは上下対称な両極性電流パルスで、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。

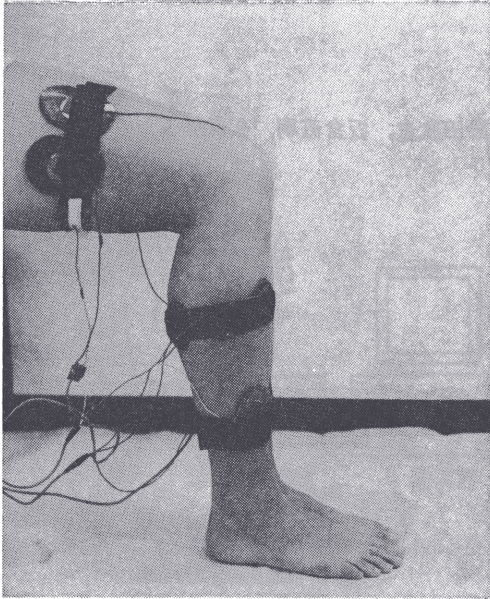


図 3 刺激電極と電極設置位置

## 2.2 同定, 設計法

同定, 設計法の理論の詳細は参考文献に譲り<sup>1)</sup>, ここではその方法の概略を再掲するにとどめる。対象は刺激パルスの振幅を入力, 関節角を出力とする系であり, この系において閾値相当分を入力から減算して線形近似し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ステップ応答から行った。さらに得られた離散時間伝達関数の各係数と無駄時間を Z-S 変換することによって 3 次遅れ系で表される連続時間伝達関数で近似した。

制御には PID 制御器を用い, 得られた連続時間伝達関数から PID 制御器を北森法<sup>2)</sup>を用いて設計した。この設計法は制御器と対象の成す系全体の伝達関数が, 参照モデルと呼ばれる設計条件のとおりに対応する理想応答モデルに一致するよう制御器の各係数を決定していくものであり, 参照モデルを可変として設計条件に幅をもたせた。

本方法の利点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, 可変パラメータとして最適

に(他の条件が許す範囲内で最も速く)決定される点である。さらに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, 図形的設計法よりも実用的である。また得られた応答特性が求める応答特性と異なった場合に, 参照モデルを可変にしたことによって異なる応答速度での再設計が容易に行える点も大きな利点となる。

以上の一連の同定から制御器の設計までは, 1 関節につき 2 方向(底屈と背屈あるいは伸展と屈曲)それぞれの動作につき行い, 実際には 1 関節につき 2 つの制御器を用いて運動の方向に応じて制御器と刺激する筋を切り替えて制御を行った。

## 3. 目標値フィルタによる特性改善

### 3.1 目標値フィルタの趣旨

表面電極による神経束刺激を用いたシステム<sup>1)</sup>における第 1 の問題点は, しばしば設計した以上のオーバーシュートを示すことにあり, これは参照モデルの変更のみでは解決されない場合があった。この原因は制御対象のモデル化に際しての近似が完全でないことを示すものと考えられるが, 生体はもともと非線形, 高次系であり, 線形, 低次系で完全な近似は期待しえない。そこでこの問題を解決するために, 図 2 に示したように系を PID 制御器に加えて目標値フィルタを設置した 2 自由度系とした。こうすれば, 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は PID 制御器+目標値フィルタによって決定され, 各々を望ましい特性に設定することが可能となる。ここで目標値フィルタを Low Pass Filter のような遅れ系にすれば, その他の特性はそのまま, 系を遅くできる。すなわち定常特性は劣化させずにオーバーシュートを小さくできるという利点がある。

目標値フィルタには設計の容易な 3 次のバターワース型 Low Pass Filter を採用し, 演算処理は他の処理と同じく計算機によって行った。

### 3.2 目標値フィルタの効果

図 4 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, 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, 足関節を背屈させたときの応答である。刺激方法は表面電極を用いた神経束刺激

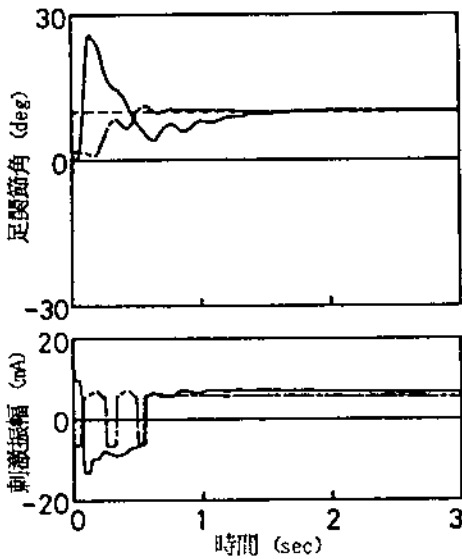


図4 目標値フィルタによる改善  
 実線 フィルタ無し  
 鎖線 フィルタ有り

である。結果は図から明らかなように、目標値フィルタの付加にもかかわらず定常偏差は小さく、若干の応答速度の低下と引き換えにオーバーシュートが小さく抑えられている。このことから系を目標値フィルタにより2自由度系とすることによって、モデル化の不完全性によるオーバーシュートの問題を回避可能であることが実験的に示された。

## 4. 刺激位置と特性変化

### 4.1 神経束刺激と筋内神経刺激

第2には刺激位置と電極の問題が挙げられ、電極には体内に刺入するもの<sup>3)</sup>、装置とともに埋め込むもの<sup>4)</sup>、体表面から刺激するもの<sup>5)</sup>の3種類があり、ここでは筋の選択的刺激が困難であるという欠点はあるが、対象が上肢などに比較して動作の単純な下肢であることから取り扱いの容易な表面電極を用いた。この表面電極で神経束を刺激した場合と筋内神経を刺激した場合を比較する。

これまで用いていた刺激法は金属製表面電極によりモータ・ポイントと呼ばれる膝関節裏の点で神経束を刺激するものであったが、これは刺激感が大きく、電極表面積が小さいために電極設置位置がクリティカル

で、刺激位置決定に数分から数十分を要するという欠点を有していた。そこで大型の導電性ゴム電極を用いて筋腹での筋内神経刺激を採用した。ここでは2つの刺激法を根幹刺激、筋腹刺激の名称を用いて区別する。筋腹刺激時の電極位置は実験的に図3の位置に決定した。

### 4.2 開ループ特性の変化

まず根幹刺激と筋腹刺激の特性の相違点を実験結果から求めたところ、筋腹刺激では電極面積が大きくなったために閾値が上昇し2倍から3倍の電流を要するようになったが(図6下図参照)逆に必要電圧は低くなり、刺激電力は両刺激法において同程度である。そのときの静特性の概形は根幹刺激も筋腹刺激も基本的に同一の特徴を有するが、動特性は図5に明らかなように筋腹刺激の方が大きな時定数をもつ。この図は同一被験者を対象として足関節を2つの刺激方法で背屈させ、ほぼ同じ関節角変位の得られた結果を比較したものである。刺激位置による動特性の相違の原因は明確ではないが、根幹刺激では電極から各刺激神経繊維に対する距離が同程度であるのに対して筋腹刺激では電極から各神経までの距離がまちまちであることが何らかの形で影響を与えていると考えられる。この特性の差が閉ループ特性に与える影響を次に検討する。

### 4.3 閉ループ特性の変化

PID 制御器を用いた結果を図6に示す。対象の時定数が根幹刺激時に比較して大きいため、同一の設計条件を与えても系全体の設計結果も大きくなるように

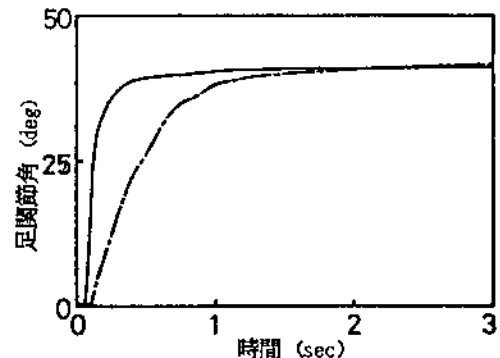


図5 対象のステップ応答  
 実線 根幹刺激  
 鎖線 筋腹刺激

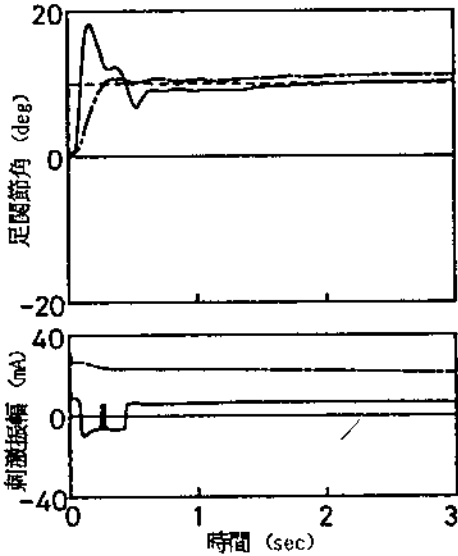


図6 根幹刺激と筋腹刺激の制御時の応答  
 実線 根幹刺激  
 鎖線 筋腹刺激

設計される。当然制御時においても遅い応答を示しているが、その結果オーバーシュートが減少し、ちょうど根幹刺激を用いた制御に目標値フィルタを付加したときの応答に似ている。すなわち表面電極を用いてフィードバック制御を行う際には筋腹刺激の方がオーバーシュートを小さくできる。

### 5. 拮抗筋刺激の動的影響

#### 5.1 実験目的

第3の検討事項は主働筋と同時に拮抗筋を刺激した場合に関節の運動がどのように変化するかという点である。拮抗筋刺激の最も顕著な効果は、主働筋と拮抗筋の力が相殺する結果、定常状態における刺激振幅と関節角の関係が変化することである<sup>8)</sup>。この作用を実際の生体の筋電波形から再現して主働筋、拮抗筋の刺激を連動させ、良好な結果を得た報告もある<sup>9)</sup>。ここでは拮抗筋を刺激したときに関節角変位に与える動的効果を検討する。

刺激を行う際に刺激を急激に与えるよりも徐々に刺激振幅を上げていった方が対象がスムーズな応答を示すことは容易に予想される。例えば大腿直筋を刺激していて急に大腿屈筋群を刺激するような場合、あらか

じめ刺激を拮抗筋である大腿屈筋群に与えておくと、屈筋群に刺激が加わった際に円滑に主働筋と拮抗筋の関係が入れ替わり、より良い過渡応答を示すものと考え、実験的に検討した。

ここでは拮抗筋の収縮が対象の線形性に影響を及ぼさないよう、拮抗筋への刺激は閾値程度の微弱な刺激を用いた。ただし、ここでの閾値とは検出される関節角が明らかに変化し始める刺激振幅であり、検出分解能等を考慮すると厳密な意味での筋収縮開始振幅よりも若干大きい。

#### 5.2 拮抗筋刺激の結果

まず拮抗筋である大腿屈筋群に運動開始閾値相当あるいはそれ以下の刺激を加えておいて大腿直筋を刺激して膝関節を伸展させたときの静特性を測定したものが図7である。実線が拮抗筋を刺激しないとき、破線が閾値  $-3\text{mA}$  のとき、一点鎖線が閾値相当に拮抗筋を刺激したときである。三者はほとんど同じであり、閾値程度の刺激では静特性に明らかな影響を生じないことが確認できる。

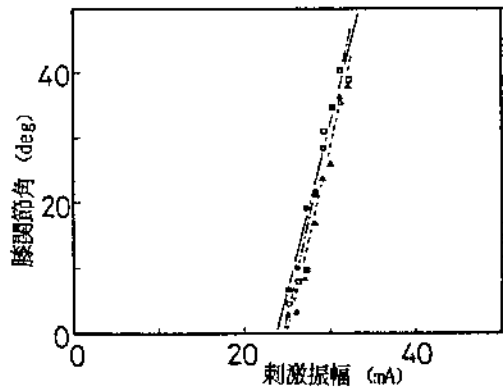


図7 拮抗筋刺激時の静特性

図8は拮抗筋を刺激しないときと閾値で刺激したときの両者をそれぞれフィードバック制御したもので、角度変位の正が膝関節の伸展、負が屈曲を示している。正負の刺激の切り替え時において刺激は激しく入れ替わっているが、2つの関節角応答波形にはほとんど差異が認められず、拮抗筋刺激による円滑な主働筋と拮抗筋の切り替えの効果は認められなかった。

このことから神経興奮の過渡応答特性は、閾値程度の微弱な刺激では変化しなかったといえる。また、フィードバック補償されているために対象の動特性のわ

を模索するために、まず負荷変動による特性変化の傾向を明らかにする。

### 6.2 負荷による開ループ特性の変化

まず無負荷時と負荷時の開ループ特性を比較するために、大腿直筋を刺激したときの膝関節の伸展が足底部に 5 kg の負荷を付加することにより変化する様子を測定した。このときの静特性の変化が図 9 である。2つの結果を比較すると、負荷により閾値が明らかに上昇し、ゲインは減少している。

負荷時と無負荷時で、同程度の関節角変化の得られたときのステップ応答が図 10 で、負荷時の方が時定数が大きく振動的である。

### 6.3 負荷による閉ループ特性の変化

さきほどの条件で PID 制御器によるフィードバック

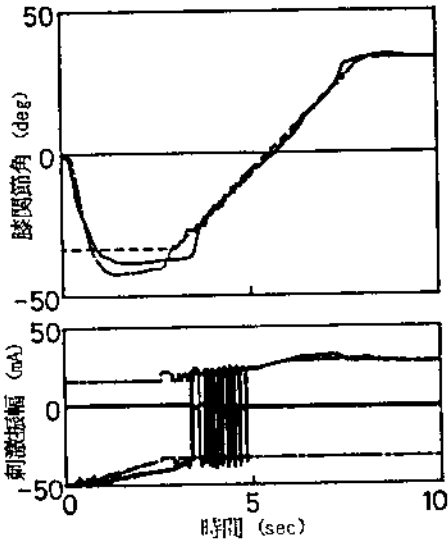


図 8 制御時の応答  
実線 拮抗筋刺激無し  
鎖線 拮抗筋を閾値相当で刺激

ずかな変化は表面に現れにくいことも効果が得られなかった一因と考えられる。しかし主動筋収縮時における拮抗筋の収縮は実際の生体内で発生している現象であることから、主動筋、拮抗筋両者の刺激をあわせて線形な1つの操作量として取り扱える方法を検討中である。

ここで再び図 8 の応答を見ると、根幹刺激で足関節を制御したときの図 4 に比較して対象の時定数が大きいため系全体の時定数も大きく設計された結果、定常偏差は特に屈曲の方向で大きくなっているが、同一構造の制御器によって膝関節もおおむね良好な応答を得ることができた。

## 6. 負荷特性

### 6.1 負荷の変動

第 4 の問題は負荷変動による対象の特性変化と、その特性変化がフィードバック制御時の系全体に及ぼす影響である。この問題は特に下肢の制御を行うにあたって重要になってくる。なぜならば下肢には被験者の全体重が負荷としてかかり、それが歩行等の動作によって大きく変動するためである。

ここでは負荷変動の影響を最小限に抑える制御方法

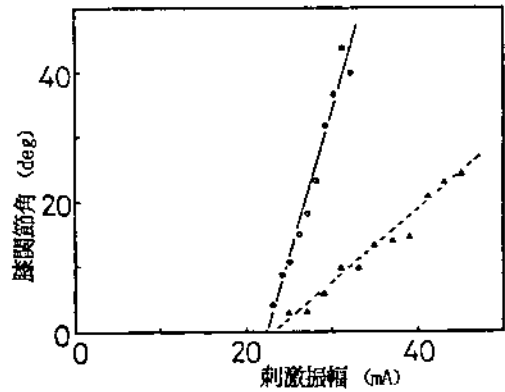


図 9 無負荷時と負荷時の静特性  
実線 無負荷時  
破線 負荷 5 kg 時

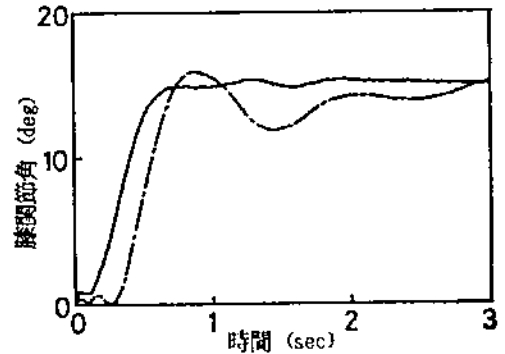


図 10 無負荷時と負荷時のステップ応答  
実線 無負荷時  
破線 負荷 5 kg 時

ク制御を行った結果が図 11 である。開ループ時の結果が大きなた定数と振動的な振る舞いを示すものであったため、無負荷時と同じ条件で設計した結果、時定数が開ループ時の特性を受けてやはり大きくなっている。さらに、定常特性も若干劣化している。また、ここでは無負荷時、負荷時それぞれに対して各々制御器を設計し制御を行ったが、無負荷時と同一の制御器で制御した場合には閾値の無負荷時からの上昇分を積分動作によって補償されるまで系は応答しないため、さらに遅れが増大する。

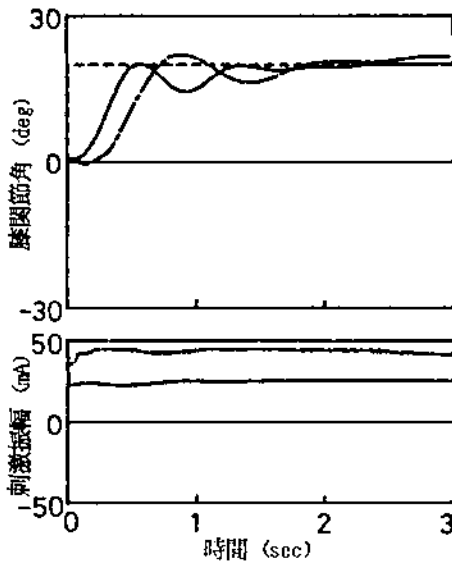


図 11 無負荷時と負荷時の制御結果  
実線 無負荷時  
破線 負荷 5 kg 時

ここで実際の運動を考えると、負荷の変動は2値的なものではなく連続的であり、その連続的な負荷変動を反映する物理量が存在して数学的に負荷を算出可能でない限り、負荷による特性変動を補償するには刺激振幅と関節角の入出力関係から負荷変動を推定する以外の方法はなく、ここで示したようにそれぞれの負荷状態に最適な制御器を用いることはできない。そこで要求される条件を要約すれば、対象の変動を吸収するロバスト性の強い制御器、あるいは対象の変化に合わせて自らを変化させる適応制御器が必要となる。2つの制御方法のうち、どちらが最適であるかは負荷による開ループ特性の変化の大きさと、フィードバック時の特性変化の許容範囲により異なってくるものと思われるが、ここで対象とした下肢の場合は負荷の変化が

大きく、したがって開ループ特性の変化も非常に大きなものであるため、適応制御器の使用を検討すべきである。

ただし、FESにおける適応制御はすでに試みられ<sup>7)</sup>、対象の変動に対して有効であるはずの適応制御器も実験的にはあまり功を成さなかったという報告がある。これらの報告は負荷変動のような大きな特性変動を補償することが主眼でなく、筋の長さの変化による特性変動を補償することが目的であるため対象の特性変化が小さく、このような結果となったものと考えられる。ここで適応制御によって最も補償すべきはこれまでの議論を線形理論上に展開するための閾値である。この点を最優先に解決しなければ、既報のように適応制御の効果は得がたいものと思われる。

## 7. ま と め

前回の FES による足関節角制御の研究において問題を残したオーバーシュート、電極の問題を解決し、そのシステムを用いて膝関節の制御を行い良好な結果を得た。

また、負荷時の開ループ特性の変化を明確にし、フィードバック制御を行ったときの特性変化を検討することによって、負荷変動による特性変化を制御工学的に補償する方向を示すことができた。

## 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。

## 参 考 文 献

- 1) 藤田, 板倉, 久保, 南谷: FES による足首関節角の制御とシステム同定, 第 7 回バイオメカニズム学術講演会予稿集, (1986), 45-48.
- 2) 北森: 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, (1979), 549-555.
- 3) 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, 23-5, (1985), 292-298.
- 4) Peckham, P., Poon, C., Ko, W., Marsolats, E., Rosen, J.: Multichannel implantable stimulator for control of paralyzed muscle, *IEEE, BME-28*, (1981), 530-536.
- 5) Stanic, U., Trnkoczy, A.: Closed-loop positioning of hemiplegic patient's joint by means of functional electrical stimulation, *IEEE, BME-21*, (1974), 365-371.
- 6) 飯島, 二見, 星宮, 八木, 半田: 多チャンネル機能的電気刺激 (FES) システム, 医用電子・生体工学研究会資

料, MBE 84-107, (1985), 191-200.

7) Allin, J. Inbar, G.: FNS control schemes for the upper limb *IEEE, BME-33*, (1986), 818-828.

8) Bernotas, L., Crago, P., Chizeck, H.: Adaptive control of electrically stimulated muscle, *IEEE, BME-34*, (1987), 140-147.

## IMPROVEMENT OF FES JOINT ANGLE CONTROLLER AND LOAD EFFECT ON THE RESPONSE

Kinya FUJITA, Naoki ITAKURA, Kimito KUBO, and  
Haruyuki MINAMITANI

*Department of Electrical Engineering, Faculty of Science and Technology,  
Keio University, Yokohama, 223 Japan*

Control of joint angle or muscle force using functional electrical stimulation (FES) should be carried out with a feedback controller to obtain better performance of paralyzed extremities since the feedback system provides less tracking error and better command response than using open-loop system. Some FES systems involving the feedback controller have ever been proposed for assistance of exercise of the paralyzed lower extremities. We proposed a new joint angle control system using FES with the digital PID controller for the bidirectional movement of flexion and extension, some problems in the joint angle control were discussed and the controller was improved in this study.

The design method of the digital PID controller was as follows: (1) the transfer function of the controlled subject in discrete time was obtained by the system identification using least squares algorithm, (2) the transfer function was converted into continuous time region, and (3) optimal parameters of the controller were determined with the transfer function using a model matching design method. Two different controllers for the flexor and the extensor were designed from each set of open-loop characteristics. Using the PID controller designed by this method, joint angle control of ankle and knee joint in the free state was carried out with normal subjects. Although some problems remained, a

good response was obtained to the command angle.

One of the problems was oscillatory behavior or large overshoot in the step response of the joint. A command filter consisted of third-order Butterworth LPF with unit gain offered less overshoot and good stability in the step response. Another problem was due to stimulus electrode and stimulating position. We stimulated efferent nerves at the motor-point since the surface electrode was easier to use than an implantable electrode. Although the surface electrode could not apply stimulation to the nerves in the deep region, muscle stimulation was made at the optimal point with carbon-rubber electrodes.

In addition, joint angle movement was investigated by stimulating the antagonist with constant stimulus amplitude. The result did not provide fine control of the joint movement so that further improvement of the stimulation method of the antagonist must be studied to obtain a better response.

In order to improve the FES joint angle control for further applications, the effect of the load change on the joint response was investigated on the basis of the experimental results of open-loop and closed-loop controls. When the load was changed from zero to 5 kg, the joint angle was best controlled (with some larger time constant) with the controller which was designed

with the open-loop characteristic obtained at the load state. Since actual load was changed by various factors of the subject conditions and was unmeasurable, the load change should be estimated only from the actual nonlinear relation between stimulus amplitude and joint angle. In order to make a linear approximation of the object, adaptive control of the threshold amplitude

is most desirable. We are currently studying adaptive control of the joint movement.

In conclusion, joint angle control in the free state was attained by using the closed-loop system with a command filter. The effect of load change on the joint movement is discussed and a method of compensation for undesirable behavior is given.