

## 筋電気刺激による関節角のデジタルPID制御

非会員 藤田 欣也<sup>†</sup>      非会員 板倉 直明<sup>†</sup>      正員 南谷 晴之<sup>†</sup>

### Joint Angle Control by Using Functional Electrical Stimulation with Digital PID Control System

Kinya FUJITA<sup>†</sup>, Naoaki ITAKURA<sup>†</sup>, *Nonmembers*  
and Haruyuki MINAMITANI<sup>†</sup>, *Member*

あらまし 脳障害、脊髄損傷などの上位中枢神経系障害者の四肢運動筋を電氣的に刺激することによって関節運動を外部から誘発することが可能であり、この方法を用いれば小型軽量の歩行制御装置の開発が可能であると考えられる。しかし、患者の筋肉を動力源とするため、各個体差による再現性の問題や、疲労と非線形な刺激振幅対関節角静特性を原因とする制御対象の安定性の問題等、実用化には未だ解決しなければならない点が多く残されている。

本論文では、電気刺激により関節運動の制御を行う際に問題となる、筋肉の静特性が疲労のため経時的に変化する様子を、実験動物を用いて定量化した後に、関節角のデジタルPID制御の基礎実験を行った。その結果よりシステムの評価を行ったところ、疲労が制御に及ぼす影響は依然として存在するものの、電気刺激による関節角制御の実用の可能性を示すことができた。

#### 1. まえがき

脳障害、脊髄損傷などの上位中枢神経系障害による四肢の運動機能麻痺では、末梢神経と運動筋の電氣的興奮性は損なわれていないため、支配神経または運動筋を電氣的に刺激することによって運動筋の収縮を誘起し、関節運動を外部から誘発することが可能であることが知られている。この方法を用いれば運動筋を動力装置として用いるため、動力付補装具のように大規模な動力装置を必要とせず、合理的に運動機能の回復が図れる。このように、電気刺激により筋肉の収縮を誘発させる手法を総称して (Functional Electrical Stimulation, 以下 FES) と呼ぶ。

FESによる関節運動は工学的に見ると、刺激パルス列を入力、筋収縮力または関節角を出力とする系と見なすことができる。その伝達関数は経時的に変化することから定量化が困難であるため、FESによる関節運動制御の研究は一部の研究者によって僅かに行われてきたのみである<sup>(1)~(3)</sup>。なかでも関節角のFESによるフィードバック制御の研究は Uros Stanic らに

よって行われたものに代表され、患者の個体差、刺激部位による特性のばらつき等による再現性の問題が指摘されている。

ここで大きな問題として、筋には必然的に付随する疲労の問題が挙げられる。疲労は制御対象である刺激パルス対関節角系の静特性を変化させるため、入力が入力であっても出力が経時変化するという現象を招き、対象を制御困難な非定常な系としてしまう。この疲労の影響の問題は定量的な検討ができなかったため、これまで無視されてきた。しかし、疲労の影響は本論文の実験結果からも明らかであり、不明瞭なままに制御を行っても有効な解決策は得られない。更に疲労の定量化は疲労関数の確立に必要であり、疲労関数によって補償が容易になり、使用時間限界を数値的に決定することを可能とする。

よって本論文では、まず疲労による制御対象の静特性の経時変化特性を検討可能なものとするために、閾値と最大ゲインの二つのパラメータによって定量化する。その後にFESによる関節角のデジタルPID制御を行い、疲労と非線形性が実際に制御を行った時に及ぼす影響と、その改善方法を検討する。

<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. 制御システム

今回、我々の開発したシステムのブロック図を図1に示す。本システムは、マイクロコンピュータ PC 9801 内のプログラムによって刺激振幅を決定し、D/A コンバータ、パルス変調器、V/I コンバータを介して、両極性電流パルスを用い、蛙の足首関節を支配する腓腹筋を刺激するものである。刺激振幅を決定するプログラムは静特性を測定するものと PID 制御を行うものを用意し、実験目的に応じて使い分けた。腓腹筋の収縮により生じる関節角変位は小型ポテンショメータを用いて製作した角度センサにより検出され、増幅器、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。以上の刺激から検出の一連の動作は 20 ms の周期で繰り返される。

ここで、両極性電流パルスに刺激に用いた理由は、組織内への電荷の蓄積を避けるために直流成分を除去し、電極界面での接触抵抗に関係なく一定の刺激条件を得るためである<sup>(4)</sup>。刺激装置は安全性を確保するために非接地とし、各パルス・パラメータはパルス幅 200  $\mu\text{sec}$ 、パルス周波数 50 Hz、正負のパルス間隔 1

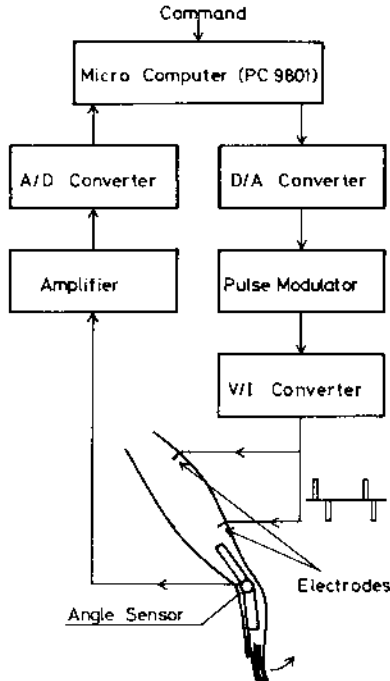


図1 FESによる関節角制御実験システムのブロック図  
Fig. 1 Block diagram of the experimental system for joint angle control using FES.

msとした。周波数が一般に多く用いられる周波数 20 Hz より若干高いが、対照実験を行ったところ、今回の実験結果の範囲内では異なる周波数の電気刺激によって同じ収縮を得る場合の疲労特性に 10 Hz から 100 Hz の間では有意差がなく、パルス間隔によって制御の離散間隔が左右されるため周波数は高いほうが望ましいことから、50 Hz を採用した。刺激振幅の上限は暫定的に 20 mA、150 V としたが、実験後に顕微鏡にて組織を観察したところ、異常は認められなかった。刺激電極は、同一形状の針電極を二つ製作し、腓腹筋の両端に刺入して正負の電極とした。

## 3. 静特性の経時変化

### 3.1 測定方法

筋肉に電気刺激を印加した時の刺激振幅と関節角の関係は、図2に示されるように不感応領域を持つ飽和特性を示すことが知られている。この刺激振幅によって大きく変化する傾きが、すなわち非線形なゲインであり、関節角の制御を困難にしている主因である。更に、その特性が恒久的なものであれば、適当な逆関数を用いて線形化することが可能であるが<sup>(4)</sup>、筋肉の疲労や外力の変動等によって静特性は経時変化するため、実用には不相当といえる。よってフィードバック制御の際の参考資料とし、疲労をより工学的に取り扱うための第一段階として、刺激振幅対関節角静特性の疲労による経時変化を以下の動物実験によって定量化した。

疲労特性の測定方法は図3に示すように、刺激振幅を階段状に上昇させながら印加することによって静特性を数秒間で測定し、それを一定時間間隔で繰り返すことによって、疲労による静特性の経時変化を定量化するものである。厳密には静特性測定中に疲労は進行

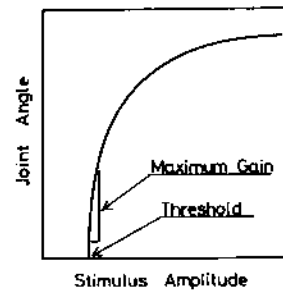


図2 刺激振幅と関節角の関係  
Fig. 2 Relation between stimulus amplitude and joint angle.

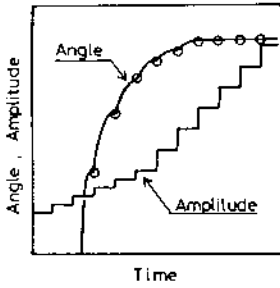


図3 静特性測定法

Fig. 3 Measurement method of static relation between stimulus amplitude and joint angle.

しており、測定された静特性そのものが誤差を含んでいることになる。これはFESにおいて不可避なものである。そこで、測定中の疲労による誤差の影響を最小に抑えて経時変化を定量化するために、刺激振幅の変化幅を一定とし、刺激振幅変化範囲を特性の変化に追従して変えるものとした。また、静特性測定中の疲労による誤差の小さい経時変化評価指標として、図2に示される閾値(Threshold)と最大ゲイン(Maximum Gain)の二つを選択した。この二つは関節角制御を行う際の系の速応性と安定性を左右する重要なパラメータとなるため、評価指標として適切であると考えられる。

関節角の零点は刺激を加えない状態での関節の角度とし、運動負荷は関節を支配する拮抗筋を負荷と考え、外部には設けなかった。また、バネを負荷として設けた場合の実験結果も、以下に示す結果と同様の傾向を示した。

### 3.2 測定結果

以上の測定方法により、1分間隔で疲労特性を測定し、各5分間の平均値を求めた結果が図4、5である。図4の閾値の経時変化に示されるように、疲労による閾値の上昇は広く知られているが、その変化が、ほぼ一定の収縮を一定間隔で繰り返した場合に直線的なものとなるのがこの結果から明らかとなった。ここで、閾値の上昇が直線で近似されるということは疲労が収縮力あるいは刺激電荷の時間積分量と相関関係があることを示唆すると考えられ、疲労関数を定義する際の指標になると見られる。

次に図5に示す最大ゲインの経時変化は、初期状態から下降した後、ほぼ一定値をとるという傾向を示した。この結果から、初期変動期を除けば疲労を原因とする最大ゲインの経時変化は一定の条件下では無視し

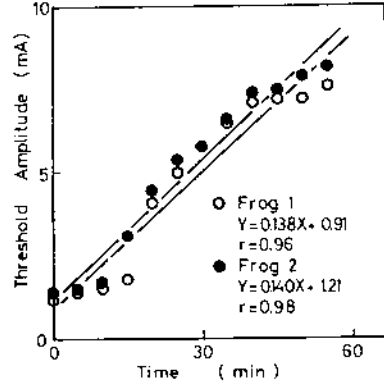


図4 閾値の経時変化特性

Fig. 4 Time variant characteristics of threshold amplitude.

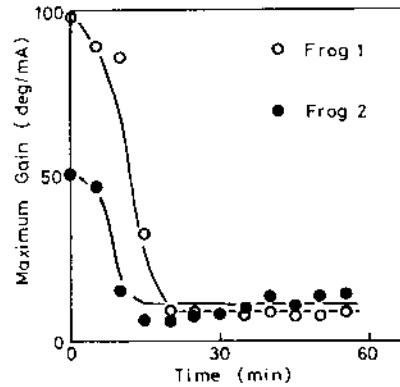


図5 最大傾きの経時変化特性

Fig. 5 Time variant characteristics of maximum gain.

得る範囲内にあるといえる。

また刺激パルス周波数を変えて行った同様の実験においても閾値、最大ゲイン共にこの結果と同様の傾向を示し、更に10 Hzから100 Hzの範囲での疲労速度は個体差が大きく、周波数依存性は顕著に現れなかった。これは一般に周波数が高いほど疲労速度が大きいといわれている事実と反するように見えるが、周波数が高いほど同一振幅に対する収縮力は大きく、収縮力を同じにした場合の振幅は周波数が高いほど小さくなるため、妥当な結果であると考えられる。パルス幅依存性についても同様の結果が予想され、現在、追実験を行っているところである。

以上の結果より、閾値と最大ゲインの経時変化の概形が示された訳であるが、これが刺激振幅の関数なのか収縮力の関数なのか、また刺激を断続的に行うことにより疲労の回復はどういう時間関数となるのか、今

後更に継続的な研究が必要である。また使用時間限界は最大ゲインによらず、閾値のみから決定されることが判明した。

次章では図5で得られた結果をもとに最大ゲインが安定した後に関節角のフィードバック制御を行った。

#### 4. 関節角制御

##### 4.1 制御方法

制御方式には、従来より広くプロセス制御等に用いられているPID制御を採用した。PID制御を用いた理由としては、複雑な制御を実時間で行うには演算の速い計算機が必要であるため実用化に不適であることと、システム設計の段階で対象の伝達関数が不明確であったため特性変更の容易な制御方法が適当であると思われたこと、PID制御は対象の変動に強いことの三つが挙げられる。ここで、サンプルレートTで離散化した場合の微分、積分は、それぞれ入力を $x(t)$ 出力を $y(t)$ とすると、

$$y(t) = \frac{x(t) - x(t-T)}{T} \tag{1}$$

$$y(t) = \frac{T \cdot \{x(t) + x(t-T)\}}{2} + y(t-T) \tag{2}$$

で近似され、これをZ変換すると

$$Y(z) = \frac{z-1}{T \cdot z} X(z) \tag{3}$$

$$Y(z) = \frac{T \cdot (z-1)}{2 \cdot (z-1)} X(z) \tag{4}$$

となる。この近似を用いて構成した制御系の信号の流れ図が図6である。制御系の特性は比例要素、積分要素、微分要素の3係数 $Kp, Ki, Kd$ によって変更可能となる。ここで、図6破線部に相当する制御装置への入力は関節の角度 (Joint Angle) であり、出力は刺激振幅 (Stimulus Amplitude) であるため、( )

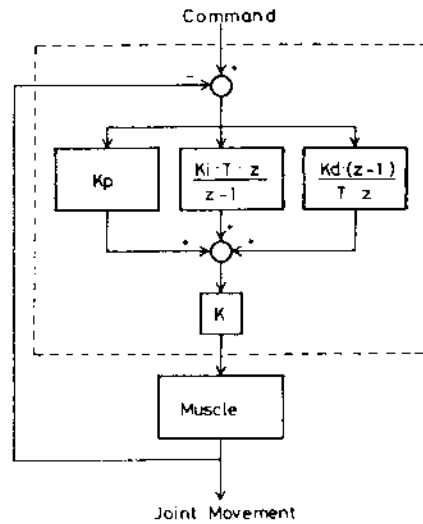


図6 関節角制御の信号の流れ図  
Fig. 6 Block diagram of the signal flow for joint angle control.

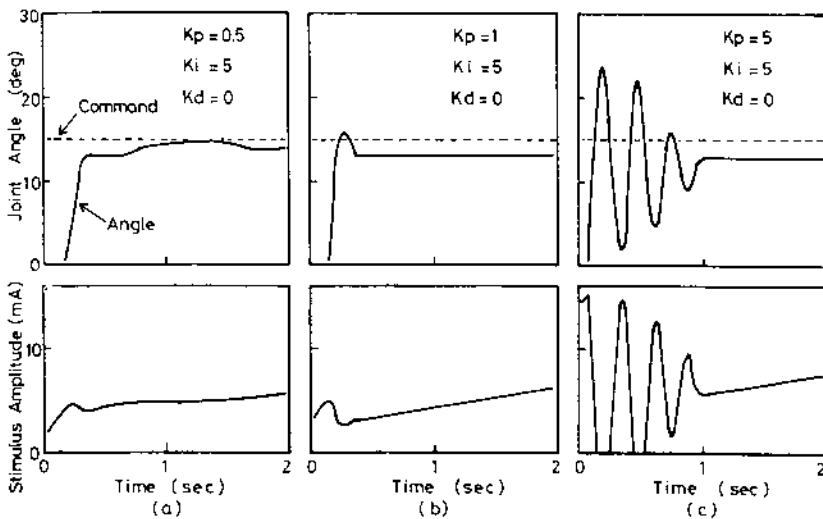


図7 種々のゲイン定数によるステップ応答  
Fig. 7 Step responses with various gain constant.

から (mA) への変換が必要であり、そのための係数  $K$  を  $0.1 \text{ (mA/}^\circ)$  とした。

4.2 実験結果

上記のシステムを用いて関節角のフィードバック制御を行った結果を以下に示す。刺激パルスパラメータ、関節角零点といった実験条件は全て2.と同じにして、無負荷時のステップ応答特性から、安定性を中心に速応性と併せて検討した。また、これらの問題点の改善方法を次項で行う。

実際にフィードバック制御を行った結果が図7以下で、図7はそれぞれ同一の目標値に対し、比例係数  $Kp$  を変化させてステップ応答を求めた一例である。他の係数は全て  $Ki=5$ ,  $Kd=0$  で、 $Kp$  はそれぞれ (a), (b), (c) の順に 0.5, 1, 5 である。ここで、線形制御器で非線形な対象を制御することは対象を線形近似することに相当するため、今回の刺激対関節角系のように非線形性の強い場合は近似誤差が大きくなり、安定限界を理論的に求めることは疲労による経時変化の影響もあり不可能である。従って、各係数は実験的に決定せざるを得ない。そこで、 $Ki$  は、実験的にはほぼ最適と思われる値とし、微分要素は振動の原因となり易いため  $Kd=0$  で実験した。

まず、図7(c)では係数が大きすぎるために系全体のゲイン過大で不安定になり振動している。 $Ki$ ,  $Kd$  を変化させた時も同様にゲインが過大になると振動現象を発生した。また、図7(a)は、図7(b)に比較して係

数が小さいため刺激開始後、応答開始までの時間が大きくなっている。更に、図7(c)と(a), (b)の比較から(c)では刺激振幅は十分に閾値を超えているのに反応しない数 10 ms 程度のむだ時間が存在していることが確認され、制御には不都合な特性であるといえる。このむだ時間は神経の伝達時間や刺激パルスの遅れ、力学的な遅れ等が原因であると見られ、不可避なものである。また、この図7(a), (b)のように比較的安定かつ応答時間の小さな応答特性が得られる各係数値は制御対象の個体差、目標値によって変動するが、およそ  $Kp=1\sim 2$ ,  $Ki=1\sim 10$ ,  $Kd=0\sim 0.01$  の範囲内であった。

更に図7の各応答を見ると、刺激振幅が増加しているにもかかわらず関節角が増加していない、あるいは減少している部分が確認されるが、この現象が3.で定量化した筋の疲労に原因を成すものである。この疲労現象は、実際に人間が自己の意志によって関節角を制御する場合においても筋疲労は進行し、時間と共に神経の発火頻度がより上昇するという事実から生理学的に妥当な結果ではあるが、制御には非常に不都合なものである。こういった現象を避けるためには疲労の少ない刺激方法を採用することももちろん必要であるが、更に疲労の影響を最小にし、定常な応答の得られる制御方法が不可欠であるといえる。

そこで、積分要素は定常偏差を減少させる効果を持つため、疲労を定常偏差とみなして積分要素により補

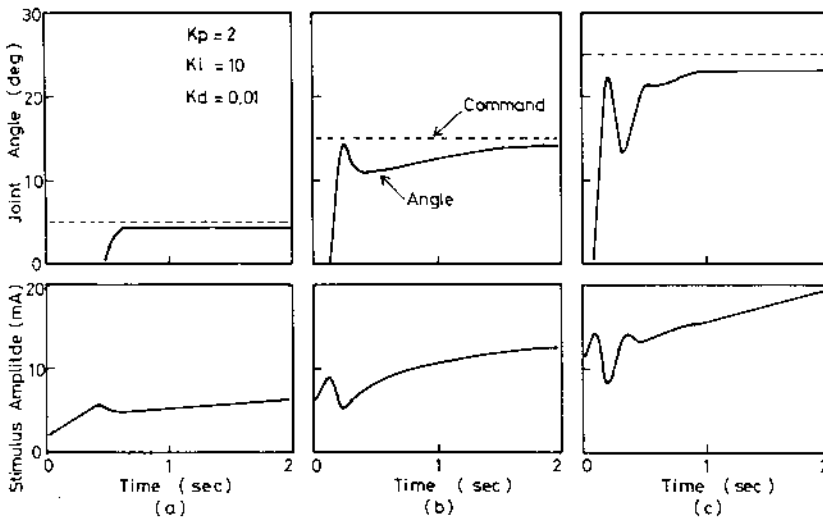


図8 種々の目標値に対するステップ応答  
Fig. 8 Step responses to various commands.

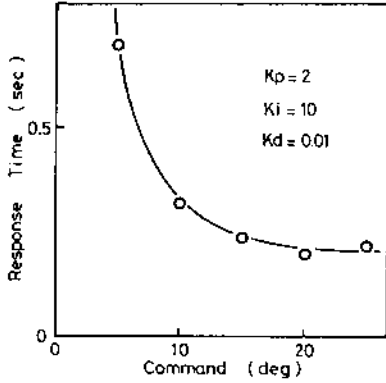


図9 目標値と応答時間の関係

Fig. 9 Relation between command angle and response time.

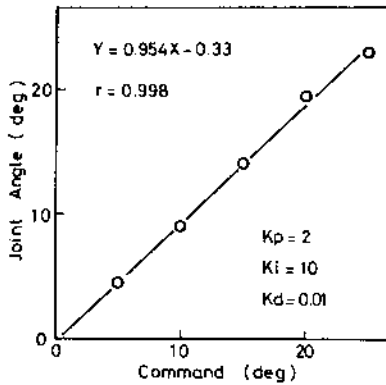


図10 制御装置を含む全システムの静特性

Fig. 10 Static characteristic of the whole system involving the PID controller.

償する実験を行った。その結果、補償のために  $K_i$  をある程度大きくした時に関節角は一定値をとらず、1秒程度の長周期で図7(c)と同様の振動を発生した。このように安定な動作が得られない原因は、離散間隔が十分に小さくないと連続時間制御に比較して安定性が劣化するという離散時間制御の特徴のためである。すなわち生体固有の制御と FES による制御メカニズムの差異によって離散間隔が異なるためである。まず、実際の生体では各神経筋単位 (Neuro-Muscle Unit, NMU) は同時に興奮しない、つまり各 NMU を伝播するパルスに位相差が存在することにより、興奮する筋全体で見ると各 NMU を伝播するパルス周波数が低くとも制御が連続時間で行われているのと等価である。それに対し、FES では全ての NMU の興奮は単

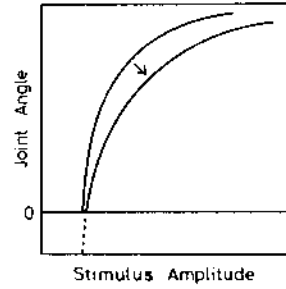


図11 拮抗筋刺激による線形化法

Fig. 11 Linearization method by stimulating the antagonistic muscle.

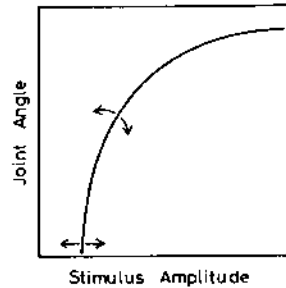


図12 刺激パラメータによる静特性変化

Fig. 12 Change of static relation with stimulus parameters.

一の刺激パルスによるため同相であり、対象となる筋の制御はその刺激パルスによってサンプルされた離散時間制御となる。NMU は一度興奮すると数 10 ms 間は閾値が上昇し、刺激にตอบสนองしないという特質のために、この離散間隔は刺激パルス周波数を高くしても実質的に小さくならない。そのため、連続時間制御ならば安定なはずの係数値でも離散時間制御では不安定になって振動してしまい、疲労を補償するのに十分なだけ  $K_i$  を大きくできない。よって、安定に一定の関節角を保持するのは、現状のままでは困難といえる。但し、今回は刺激対象が蛙の腓腹筋であり、人体では筋の疲労速度が小さく、力学的時定数が大きいことから、要求される離散間隔が大きくなり、図7の実験結果より安定な応答を示すことが予想される。

次に異なる目標値における応答波形の相違を図8に示す。このときの  $K_p$ ,  $K_i$ ,  $K_d$  はそれぞれ 2, 10, 0.01 である。得られた応答波形は目標値が大きい程不安定になる傾向が見られる。これは関節角変位が大きい程筋収縮力が大きくなるため、疲労すなわち静特

性の変動量が大きくなるのが原因であると考えられる。よって全ての目標値において良好な応答を得るためには、現在の方法では各制御要素の係数を変化させることが要求される。従って、目標値によらず良好な応答が得られるよう制御方法を改善する必要が生じる。

一方、図8の結果から得られた、目標値と目標値の90%到達時間で定義する応答時間の関係を示したものが図9である。応答波形から明らかなように、目標値が小さい程応答時間は大きくなる傾向が見られる。この原因は、非線形な対象を制御するためには積分要素が支配的になることから、積分時間が応答時間を決定するためであり、現在の方法では上述の安定性の問題から $K_i$ をあまり大きくできず、理想的な応答特性は期待できない。この改善のためには、より線形な刺激振幅対関節角特性を得られる刺激方法の研究や、刺激振幅にバイアスを与えて疑似的に線形化する等の制御系に非線形な要素を導入する方法の検討が必要であると考えられる。

次に、現状における本システムの評価のために、目標値と刺激開始2秒後の関節角の関係を示したものが図10である。関節角と目標値は目標値にかかわらずよく一致している。この結果から、未解決の点はあるものの、FESによる関節角の制御は十分に可能であるといえる。よって、より疲労の小さい刺激方法と、疲労による特性の経時変化を最適に補償し、安定な応答特性が得られる制御方法を実現できれば、FESによる関節角制御は十分に実用的なものとなる。そこで、次節ではより良い制御特性を得るための改善方法について検討する。

#### 4.3 検 討

以上の結果より実用のために望まれる改善は、第1により線形な入出力特性を得ること、第2により疲労の少ない刺激方法を求めること、第3に疲労による経時変化をより良好に相殺しうる制御方法を採択することが挙げられる。

そこで、まず現在考え得る第1の改善方法は図11の矢印に示すように拮抗筋に閾値を僅かに超える刺激を加え収縮させ、反対方向への力によって関節角の零点をずらして平衡点を異動させる方法である。この方法を用いると、閾値は殆ど変えずに傾きを小さくすることができる。すると、対象を線形近似した時の誤差が小さくなり、系がより安定になるため、積分係数を大きくすることによって定常偏差、応答時間を小さく

できることになる。この拮抗筋を刺激する方法は、既に試みられている手法であり、有効な手段の一つに数えられる。ただし、筋を常時刺激することになるため疲労が増大する危険がある。

第2の方法は、刺激パルスの各パラメータ、つまりパルス幅、パルス周波数を随時変化させることによって対象の見掛け上の特性を変化させるものが考えられる<sup>(2),(9)</sup>。この方法では図12に示すように、パルスの各パラメータによって閾値、傾きが可変となるため、単一のパラメータで制御を行うよりもより良い結果が得られることが予想される。しかし、同時に三つのパラメータを制御すると制御装置が複雑になるという欠点があり、また、観察し得る量が関節角のみであることから、三つのパラメータの最適な決定が困難であるという問題も存在する。

第3の方法は一つの筋を2組、ないし3組の部分に分割し、各部に刺激電極対を設置して、位相差を持つ低周波パルスで各部の刺激を行うものである。それによって各部分の刺激周波数は低いが、筋全体としての等価的な周波数は高く、すなわちサンプルレートを高く保つことができる。サンプルレートを高くすることが可能になれば、前項で述べたように安定性の点で有効であると考えられる。しかし、この方法の問題点は刺激装置が複雑化することと、各部分の閾値、最大ゲイン等の特性が大きく異なる場合には全体としての静特性の直線性が損なわれることにある。

第4の方法としては、2.で得られた結果を基に疲労特性を制御装置内に記憶しておき、制御に反映させて補償を行うものであるが、具体化するには疲労特性をなんらかの関数として表現する必要がある。そのためには疲労特性の更に詳細な研究が望まれる。

以上に述べたように幾つかの改善方法が考えられるが、それぞれが問題点を持つため複数の方法の併用による改善が望ましい。

## 5. む す び

本論文では電気刺激による筋疲労を定量化した後、FESによる関節角のフィードバック制御を行った。その結果、疲労は静特性のゲインにはあまり影響せず、閾値に影響を及ぼすことを明らかにした。更にFESによる関節角のフィードバック制御は十分に実用可能であり、実用の際の問題点は、強い非線形性と筋疲労の二つによる安定性の問題にあることを実験結果から示した。今後は次の段階として、本研究を基盤

に改善方法を詳細に検討して人体での関節角制御実験を行い、安定性、速応性共に満足のいく方法を検討していく所存である。

文 献

- (1) U. Stanic and A. Trnkoczy : "Closed-loop positioning of hemiplegic patient's joint by means of functional electrical stimulation", IEEE Trans. Biomed. Eng., **21**, 5, pp.365-371 (Sept. 1974).
- (2) 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 (June 1980).
- (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", ME 誌, **23**, 5, pp.292-298 (昭60-09).
- (4) R. Butikofer and P. D. Lawrence : "Electrocutaneous nerve stimulation-II : stimulus wave form selection", IEEE Trans. Biomed. Eng., **26**, 2, pp.69-75 (Feb. 1979).
- (5) P. E. Crago, P. H. Peckham and G. B. Thrope : "Modulation of muscle force by recruitment during intramuscular stimulation", IEEE Trans. Biomed. Eng., **27**, 12, pp.679-684 (Dec. 1980).

(昭和61年1月24日受付, 5月30日再受付)

南谷 晴之



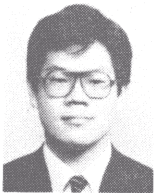
昭41慶大・工・電気卒, 昭46同大学院博士課程了, 昭45慶大・工・電気助手, 同大専任講師を経て現在助教授, 昭49~51西独アーヘン工科大学ヘルムホルツ研究所訪問研究員, 生体医用工学, 生体情報処理, 生体画像計測の研究に従事, 工博, 計測自動制御学会, 日本ME学会, 日本人工臓器学会各会員, 著書「電子電気工学大要」(日新出版, 共著), 「痛み—基礎と臨床—」(朝倉書店, 共著).

藤田 欣也



昭58年慶大・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.

板倉 直明



昭60慶大・理工・電気卒, 現在同大学院修士課程在学中, 生体の筋張力制御の研究に従事.