

機能的電気刺激を用いた足、膝二関節閉ループ制御

准 員 久保 公人[†] 正 員 藤田 欣也^{††} 正 員 板倉 直明[†]
 非会員 井口弥寿彦[†] 正 員 南谷 晴之[†]

Simultaneous Closed-Loop Control of Knee and Ankle Joints
 Using Functional Electrical Stimulation

Kimito KUBO[†], Associate Member, Kinya FUJITA^{††}, Naoaki ITAKURA[†], Members,
 Yasuhiko IGUCHI[†], Nonmember and Haruyuki MINAMITANI[†], Member

あらまし 中枢神経系疾患による、四肢の麻痺(ひ)患者の機能再建を目的とした機能的電気刺激(FES)は、盛んに研究されている。閉ループ制御によるFESは、これまで制御対象を単一の筋や関節に限定して扱われてきたが、システムの臨床応用を想定したとき、同時に複数の筋や関節を制御することが必要となる。本研究では多チャンネル制御の第1段階として、膝(ひざ)と足首の二関節の関節角同時制御を試みた。二関節を同時に制御する場合、一方の制御による運動が他方に影響を与え、それが直接外乱となるため、同時制御を困難にした。そこで、前置補償器として低域フィルタを挿入することにより影響を抑制した結果、膝関節と足関節を同時に良好に制御することができたので報告する。

1. ま え が き

脳溢(いっ)血、脊(せき)髄損傷等の上位ニューロン障害による四肢の麻痺患者に対して、その喪失機能を再建する目的で機能的電気刺激(FES)は研究されてきた。FESは外部からの電気刺激により生じる筋収縮を利用して機能再建を図るものであり、残存機能を有効に利用する点で優れている⁽¹⁾。

これまで行われてきた研究は開ループで行われているものと、閉ループで行われているものに大別できる。臨床の場においては前者が先行し、既に下肢において直立や歩行⁽²⁾⁽³⁾、また上肢においても把持動作等が達成された報告もある⁽¹⁾⁽²⁾⁽⁴⁾。だが閉ループ制御を行うことにより、システムとして個人差が生じないこと、操作性、応答の再現性等の向上が期待できることなどから閉ループシステムにおける研究も盛んに行われている⁽⁵⁾⁽⁶⁾。筆者らもこれまでに、閉ループシステムで膝関

節、足関節の一関節制御は良好に行えることを確認している⁽⁷⁾。

閉ループ制御の臨床での応用を考えたとき、実際の動作は複数の関節が連携して成立していることから、システムの多関節化が必要となる。しかしこれまでに閉ループで複数関節を制御した例はわずかで⁽⁶⁾、ほとんど考察されていない。一関節制御では、対象自体の特性のみを考慮すれば十分であったのに対し、複数の関節を同時に制御する際には、一方の運動が他方に影響を与え、外乱となるため、この点について十分に考慮する必要が生じる。

本研究では制御対象を膝関節と足関節の関節角とし、まず各関節およびその支配筋の刺激対関節角変位特性を調べた。次に一関節の関節角制御を行い、同時にその際他方の制御していない関節の変位に及ぼす影響を調べた後、二つの関節角の同時制御を試みた。同時制御時には、膝関節の急いゆんな動きにより両関節の過渡応答が劣化したが、前置補償器として低域フィルタを用いることで影響が軽減した。その結果、両関節を同時に制御することができた。また最後に、本システムを麻痺患者に適用し、検討した。

[†] 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

^{††} 相模工業大学電気工学科、藤沢市
 Sagami Institute of Technology, Fujisawa shi, 251 Japan

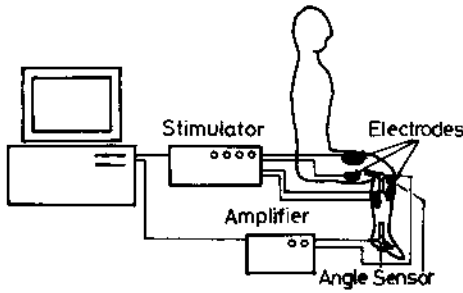


図1 二関節閉ループ制御システム

Fig. 1 Closed-loop control system for two joint angle movements.

2. 実験システム

図1のようなシステムを構築し、対象の刺激対関節角変位特性の測定および関節角制御を行った。刺激装置はマイクロコンピュータ(PC-9801F)の決定したパルスパラメータの刺激を出力する。刺激により筋が収縮し関節角変位が生じるが、関節角変位は角度センサにより検出され、A-Dコンバータを介して、サンプルレート10msでマイクロコンピュータに入力される。そして演算の結果、次に出力される刺激のパルスパラメータが決定される。刺激パルスは、正負対称の両極性電流パルスで、刺激振幅を操作量とし、他のパラメータはパルス幅:300 μ s, 正負のパルス間隔:1ms, 刺激間隔:20msに固定した。

被験者は着座姿勢をとり、鉄製の細いパイプの上に膝関節を固定し、回転運動のみ起こるようにした。膝の伸展に対し大腿直筋、屈曲に対し大腿屈筋群、そして足関節の底屈に対し腓腹筋、背屈に対し前脛骨筋をそれぞれ刺激した。刺激電極には導電ゴム製電極を用い、表面刺激法で刺激を行った。また各電極の位置は実験的に決めた。

3. 各関節の刺激対関節角変位特性

実験はパルス振幅を一定とした刺激パルス列を加え、得られた関節角変位をステップ応答とみなし、振幅を変化させ、数種測定した。次に刺激しきい値を操作量から減ずることで操作量と関節角変位の線形近似を行い、得られたステップ応答から対象を式(1)に示した離散時間伝達関数に、最小2乗法を用いて同定⁽⁸⁾、求めた離散時間伝達関数をラプラス伝達関数に変換した⁽⁹⁾。このときラプラス伝達関数は式(2a)に示す無駄時間を含め3次の伝達関数とした。刺激振幅を変えた

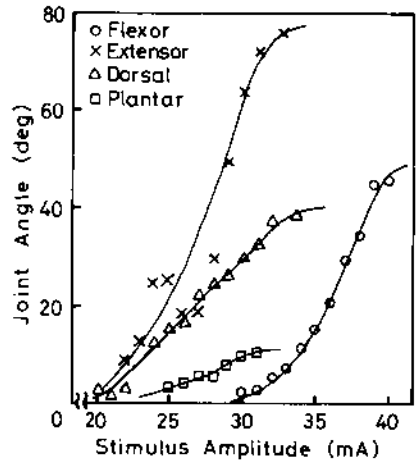


図2(a) 膝関節と足関節の静特性 (刺激対関節角変位)

Fig. 2(a) Static characteristics of knee and ankle joint angles versus stimulation current.

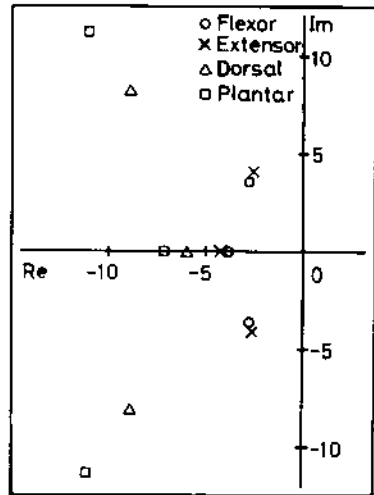


図2(b) 膝関節と足関節の伝達関数の極配置

Fig. 2(b) Pole distribution of transfer function of knee and ankle joint angles.

ステップ応答に対しても同様に解析した。刺激振幅と関節角変位の関係(静特性)および、求めた伝達関数の極は式(2b)のように一つの実極 α と共役な複素極 β , $\bar{\beta}$ となったが、その配置(動特性)の2点から各関節の刺激対関節角変位特性を評価した。

$$G(z) = \frac{b_0 z^{-Td}}{a_0 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2} + a_3 z^{-3} + a_4 z^{-4} + a_5 z^{-5}} \quad (1)$$

Td : 無駄時間

$$G(s) = \frac{d_0}{c_0 + c_1s + c_2s^2 + c_3s^3} \quad (2a)$$

$$= \frac{d_0}{c_3(s-\alpha)(s-\beta)(s-\bar{\beta})} \quad (2b)$$

図2(a)の静特性を見ると、各関節ともしきい値をもつ、関節角変位が飽和するといった概形は同様であるが、それぞれ傾きは異なっている。つまり筋ごとに異なるゲインをもつことがわかる。膝関節と足関節の運動方向別の極の平均を図2(b)に示した。膝関節は実極より複素極の実数部が大きいこと、複素極の位置が実軸より虚軸に近いこと等を見ると、両方向とも振動的である。それに対し足関節では、振動は少ないが、極の値が小さく応答が速い。このように膝と足首では関節ごとに、運動のモーメントや粘性がそれぞれ異なるため、明らかな特性差がある。また、同一関節においても運動の方向により、動作させる筋が異なるため、関節間の差ほど大きくはないが、極の位置やゲインが異なっている。

4. 制御方法

4.1 制御器の設計

異なる特性の対象を、同一の制御器により制御することは、制御器が十分なロバスト性を有していれば可能であるが、逆にそういった制御器の制御特性は低い。両者を満足する制御器の構築は困難であり、しかも本研究においては対象が生体であるため、システムには大きな信頼性や安全性が必要である。つまり同一関節において、方向により特性が異なる対象を同一の制御器により制御した場合、対象に負担がかかる。方向により制御特性が著しく異なるといった不適当な事態が生じることは容易に想像できる。従って本研究では、運動方向を考慮し各関節に2個ずつ制御器を用意した。

前章で求めたラプラス伝達関数から、北森法⁽¹⁰⁾を用いてPID制御器を設計した。図3に一関節分の制御器の構成を示す。計算の結果、操作量が負の場合、制御器を切換え反対側の筋を刺激することで、両方向の動作を確実にしている⁽⁷⁾。

4.2 二関節の同時制御

動作は複数関節の連携運動により成立していることから、FESシステムにも関節運動の連携は当然要求される。閉ループ制御の場合、対象はそれぞれ目標値に追従することを考えると、複数関節の運動の連携は目標値の連携に置き換えられる。従って、複数の関節を同時に制御し、動作を達成する場合、制御器自体は独

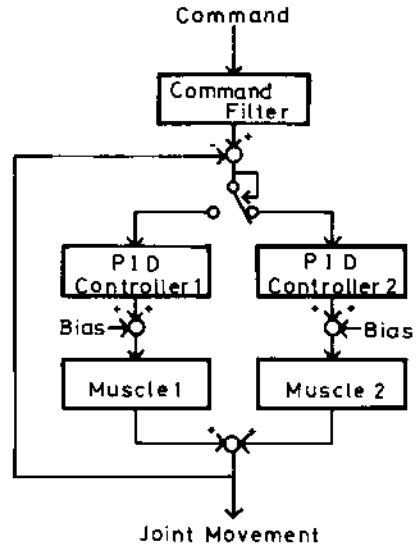


図3 一関節制御システムのブロック図
Fig. 3 Block diagram of single joint controller.

立な分散制御が望ましいと考えた。つまり、他の関節の状態により、制御の方法や制御器を切り換える方法は、制御器の制約から達成できない動作が生じる可能性を有し、汎用性に乏しく、望ましくない。

本研究では、膝、足の両関節を同時に制御する場合には、図3の構成を二つ並列に動かした。従ってマイクログコンピュータには一度に合計四つ制御器が存在し、そのうち二つが選択され、足関節と膝関節を制御する。

5. 実験結果

5.1 一関節制御

a) 膝 関 節

図4(a)は膝関節の伸展方向20度の目標値に対する制御結果である(図において膝関節では伸展を正、足関節では背屈を正に定めてある。以下、図においては同様に示した)。定常偏差は0.6度と小さく、良好に制御されている。図中の破線はその際の自由状態での足関節の変位である。膝関節の伸展に対して足関節は底屈している。また、逆に膝関節の屈曲時には、足関節はわずかに背屈した。

これらの影響は刺激の集中性を考慮すると、大腿部への刺激に反応し、足関節支配筋が収縮することは考えにくい。原因は刺激による収縮のほかにあると考えられる。図4(a)から膝関節から足関節への影響は定常的なものと過渡的なものとの二つに大別できる。前者の原因は上に組織結合の構造によると考えられる

が、あまり大きな影響ではない。また後者については上位の関節運動による下位関節への慣性力であると考えられる。事実過渡的な影響は膝関節の応答が急しゅんであるときのみ起こるが、影響は大きく、足関節の制御時には大きな外乱になると予想される。

これら影響を確認するため目標値を SIN 関数として調べた。図 4(b)に膝関節を制御した結果を示す。対象が無駄時間系であることにより位相遅れが見られるが、ほぼ良好に制御されている。また破線で示した足関節の影響も確認することができる。つまり制御開始直後に過渡的な影響を受け、定常的に足関節は膝関節とは逆位相に変化している。これは図 4(a)の結果と一致すると共に、膝関節が屈曲するとき足関節は背屈することを示している。

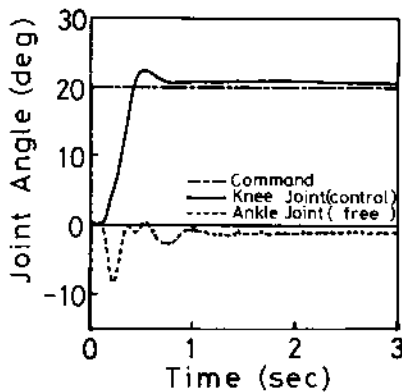


図 4(a) ステップ状の目標値に対する膝関節の制御と足関節の影響

Fig. 4(a) Result of knee joint control with step command and interaction at ankle joint.

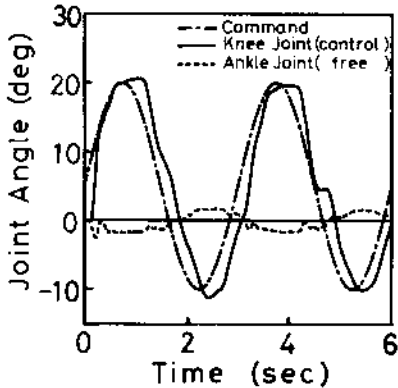


図 4(b) SIN 波状の目標値に対する膝関節の制御と足関節の影響

Fig. 4(b) Result of knee joint control with sinusoidal command and interaction at ankle joint.

b) 足 関 節

図 5 は足関節を 25 度背屈の方向に制御した結果である。約 1 度の定常偏差を有しているが、膝関節よりオーバーシュートが小さく抑えられ、良好に制御できている。また足関節から膝関節への影響はほとんどないことがわかる。若干膝関節が動いているのは構造的に足関節角変位によるトルクが働いていることと、足関節の振動が膝関節に伝わるためである。また足関節は膝関節に対して下位の関節であるため、どんなに急しゅんに動いても、上位の関節に対して慣性力が生じないことも影響が少ない理由の一つである。

5.2 両関節の分散制御

次に両関節を同時に制御した際の結果を示す。多くは図 6(a)のように双方とも良好に制御を行えた。定常的な影響はそれほど大きなものではないので、制御器が十分補償していることがわかる。しかし膝関節の応答が急しゅんで過渡的な影響も生じる組合せ、例えば図 6(b)に示すように膝関節を伸展方向に 20 度、足関節を底屈方向に 5 度で制御した場合などは互いの影響を受け合い、膝関節はオーバーシュートが大きく、足関節は加えて振動的になり、過渡応答は良好とはいえない。しかし定常偏差は 1 度以内に抑えられていることから、この場合でも定常的な影響は補償されていることがわかる。このようにオーバーシュートが大きく、振動的な応答は、特に生体制御には適していないため、過渡応答を改善する必要がある。

以上の結果をまとめると、両関節を同時に制御するとき問題が起こるのは、膝関節が急しゅんな立上りを有し、足関節に慣性力を及ぼす場合のみであるといえる。

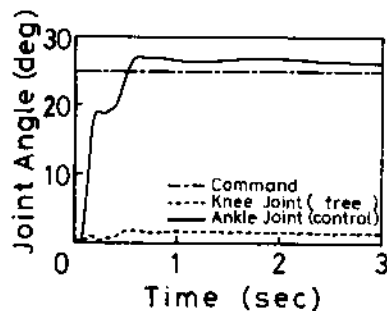


図 5 足関節の制御と膝関節の影響

Fig. 5 Result of ankle joint control and interaction at knee joint with step command.

5.3 制御特性の改善

図6(b)の過渡応答を改善するためには二つの方法が考えられる。一つは足関節の底屈、背屈とも刺激を加え、足関節の運動インピーダンスを高める方法である。そしてもう一つは膝関節の制御器に低域フィルタを前置補償器として挿入することにより、膝関節の急激な運動を抑える方法である。しかし制御中に関節のインピーダンスを高めるのは、既に制御操作量として刺激が加えられているため困難である。つまり運動インピーダンスを高めるためには、拮(きっ)抗筋も同時に刺激する必要があるが、一定値で刺激を加える以外は複雑な計算が要求される。従って今回は一定値で拮抗筋に刺激を加えた場合(以下、定値拮抗筋刺激)と前置補償器を用いた場合を比較する。

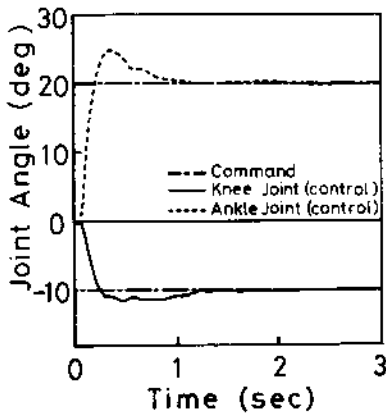


図6(a) 膝関節と足関節の同時制御(影響小)

Fig. 6(a) Step response of knee and ankle joints with PID controllers(slight interaction).

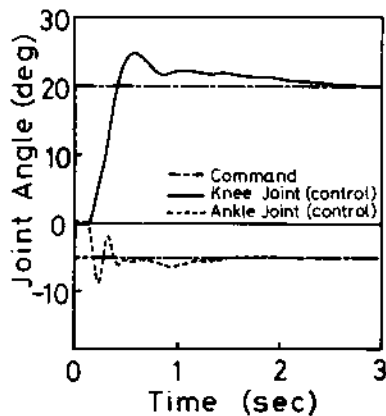


図6(b) 膝関節と足関節の同時制御(影響大)

Fig. 6(b) Step response of knee and ankle joints with PID controllers(serious interaction).

図7に足関節の目標値が0度に一定のとき、膝関節の目標値は0度から25度に変化させたときの応答を示す。(a)のしきい値程度の定値拮抗筋刺激では運動インピーダンスをあまり高めることはできないため膝関節の急いんだ動きによる影響を抑制しきれないことが

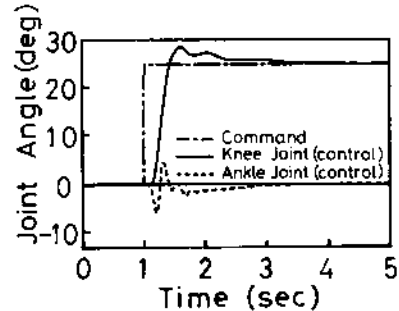


図7(a) しきい値程度の定値拮抗筋刺激を用いた膝関節と足関節の同時制御

Fig. 7(a) Step response of knee and ankle joints using PID controllers with bias stimulation on antagonist (Bias=threshold level).

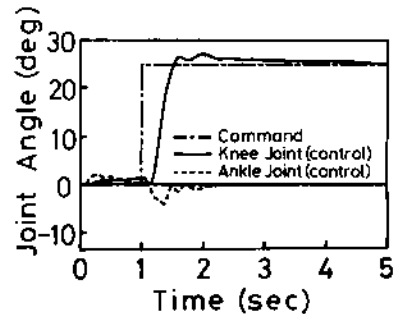


図7(b) しきい値より5mA程度高い定値拮抗筋刺激を用いた膝関節と足関節の同時制御

Fig. 7(b) Step response of knee and ankle joints using PID controllers with bias stimulation on antagonist (Bias=5mA + threshold level).

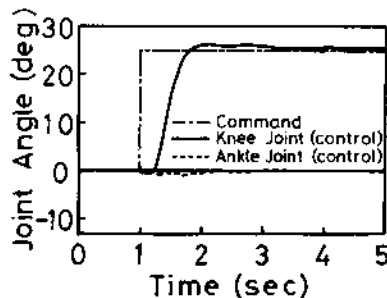


図7(c) 前置補償器を用いた膝関節と足関節の同時制御

Fig. 7(c) Step response of knee and ankle joints using PID controllers with low-pass filter for control command.

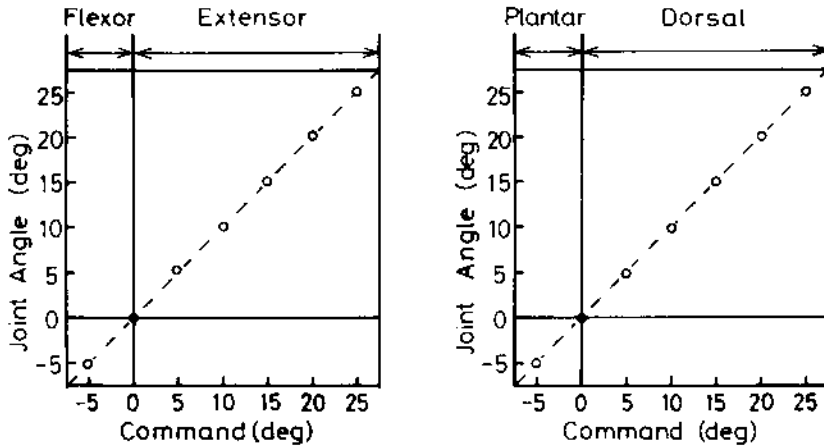


図8 システムの線形性
Fig. 8 Linearity of joint angle movements at steady state.

わかる。また(b)に示すしきい値より5 mA 高い定値拮抗筋刺激を加えた場合には影響は(a)に比べ軽減されているが、やはり多少の振動がみられる。また拮抗筋刺激が大きいと両者のバランスが崩れ、制御開始時に原点ずれが生じている。しかし膝関節の動特性を十分に利用し、制御できるという有効点もみられるため、拮抗筋刺激の工夫により良好な結果を得られることが予想される。

それに対し(c)の前置補償器を用いた場合には、過渡的な影響はほとんどないことがわかる。低域フィルタを挿入したことにより、膝関節の応答は無駄時間が多少大きくなったが、筋の特性がもともと遅れ系であり、かつ無駄時間系であることから、それほど大きな特性の劣化ではない。また前置補償器と定値拮抗筋刺激の両者を併用して制御を試みたが図7(c)と差はなかった。

図8に制御時の定常状態における関節角変位を示した。図のプロットは他方の関節の異なる制御角度に対する平均値であるが、他の関節の変位によらず良好に制御できていることがわかる。

6. 麻痺患者への適用

胸椎(ついでT6レベル)の麻痺患者に対し以上のシステムを適用した。電極はステンレス製の経皮的燃線電極¹¹⁾を用い刺激した。刺激は2.で述べた波形と同形の電圧パルスにより、制御を行った。図9に一関節の制御結果を示すが、健康者と同様、良好に制御できていることがわかる。しかし図10に示す両関節の制御結果では、定常的には若干の振動を伴いながらも、目標値

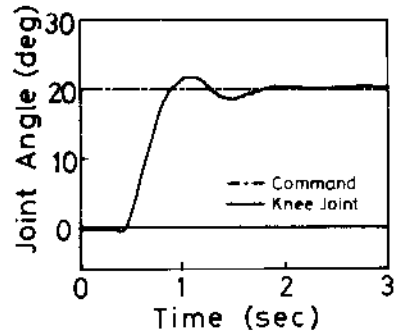


図9(a) システムのステップ応答(膝関節：麻痺者)
Fig. 9(a) Step response of knee joint with PID controller in paraplegia.

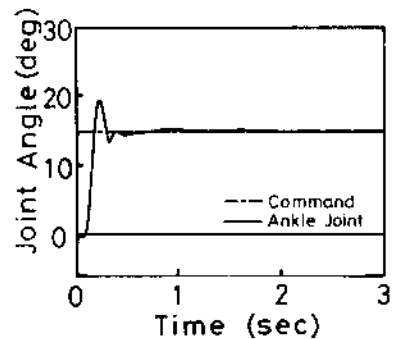


図9(b) システムのステップ応答(足関節：麻痺者)
Fig. 9(b) Step response of ankle joint with PID controller in paraplegia.

に追従しているが、過渡応答は健康者に比べ、劣っていることがわかる。この結果は前置補償器により急しゅんな応答を抑えてあるだけでなく、相応する拮抗筋に

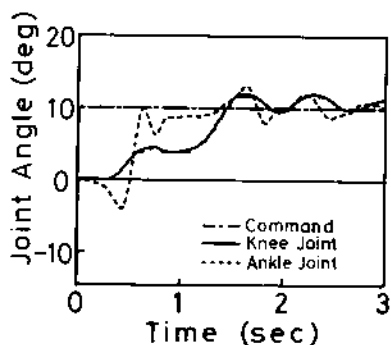


図10 膝関節と足関節の同時制御(麻痺者)

Fig. 10 Step response of knee and ankle joints with PID controllers and command filter on paraplegia.

対し、実際に関節が動き出すしきい値より0.5V程度高い値で刺激し両者の力の平衡をとり、その刺激振幅を制御のしきい値としている。これは常にしきい値以上の定値拮抗筋刺激がかかり、運動インピーダンスは高くなっている。それにもかかわらず膝関節の伸展に伴う足関節の底屈運動を抑制しきれなかった。筋の萎(い)縮により、健常者ではそれほど問題とならなかった重力の影響が無視できなくなったものと考えられる。これは関節の粘性が低いために生じるものであり、より高い拮抗筋刺激を用い、関節の運動インピーダンスを高めることにより特性は改善されると考えられる。しかし動作により、筋の長さが変わると、同じ刺激でも筋の興奮は変化するため、これ以上の定値拮抗筋刺激をかけることは望ましくない。従ってこの場合、拮抗筋の刺激も変化させる必要がある。

7. む す び

本研究によって足関節と膝関節の制御時に生じる関節角変位の相互影響が明らかになった。また閉ループコントローラを用いて、両関節を独立かつ同時に制御可能であることを示すことができた。今回は主に前置補償器により関節間の影響を軽減し過渡応答を改善したが、先にも述べたとおり、多少膝関節の速応性を犠牲にしている。また麻痺者の筋の状態により前置補償器のみでは不十分なこと、健常者の動作時には、主動筋のみでなく拮抗筋も同時に収縮していることなどを考え合わせると、FESにおいても拮抗筋刺激は望ましい姿といえる。主動筋と拮抗筋を刺激し自由に制御できれば、関節の粘性も同時に操作できる。これは多関節システムにおいて他の関節の影響を抑制することが

できるだけでなく、主に制御している関節においても状態の保持、ゆっくりした運動等において効果的であり、特に麻痺者の萎縮した筋に対して有効であると考えられる。従って、閉ループ制御の中にも定値刺激として加えるだけでなく、可変な拮抗筋刺激の導入が今後の課題である。

謝辞 本研究で提案したシステムの麻痺患者への応用にあって、ご協力を頂きました東北大学医学部半田康延教授ならびに奥鹿教湯温泉病院 FES グループに深く感謝する。また本研究は昭和61年度文部省科学研究費一般研究費(C)-No. 61550282 を受けたものであり、ここに記して感謝します。

文 献

- (1) 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).
- (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**, 1, pp. 1-7 (昭61).
- (3) H. J. Chizeck: "Helping paraplegic walk: Looking beyond the Media Blitz", Technol Rey., **88**, pp. 55-63 (1985).
- (4) 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).
- (5) 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).
- (6) J. Allin and G. F. Inber: "FNS control schemes for the upper limb", IEEE **BME-33**, pp. 818-828 (1986).
- (7) 藤田, 板倉, 久保, 南谷: "筋電気刺激による目標値フォ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62-08).
- (8) 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, 476-489 (昭56).
- (9) 重政, 市川: "Z伝達関数からS伝達関数への変換方法", 第22 SICE 学術講演会, 3110.
- (10) 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).
- (11) Y. Handa, N. Hoshimiya, Y. Iguchi and T. Oda: "Percutaneous electrode for restration of upper extremity function by FES", Proc 9th Ann Conf IEEE/EMBS, **1**, 1374-1375 (1987).

(昭和63年5月13日受付)



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の計測、および制御の研究に従事。



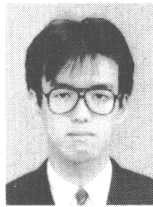
藤田 欣也

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。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。計測自動制御学会各会員。



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。ME 学会会員。



井口弥寿彦

昭 63 慶大・理工・電気卒。現在同大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。



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。計測自動制御、人工臓器学会各会員。著者「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)。