

研究速報

モデル規範形適応制御器を用いた機能的電気刺激による関節角制御

正員 藤田 欣也[†] 正員 板倉 直明^{††}
 准員 久保 公人^{††} 非会員 井口 弥寿彦^{††}
 正員 南谷 晴之[†]

Joint Angle Control with Model Reference Adaptive Control System Using Functional Electrical Stimulation

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

[†] 相模工業大学電気工学科, 藤が市
 Sagami Institute of Technology, Fujisawa-shi, 251 Japan
^{††} 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

あらまし 上位運動ニューロン障害による麻痺(ひ)者の動作機能再建の目的で行われる機能的電気刺激において、負荷の変動、筋の疲労などによる対象の特性変化を補償するための一つの試みとして、適応制御器による膝(ひざ)関節角の制御を行い、その有効性を示す。

1. まえがき

筋または遠心性神経に電気的刺激を与えて筋の自発的収縮を促し、損なわれた機能を再建する手法を機能的電気刺激(FES)と呼ぶ。このFESを用いれば脳血管障害、脊(せき)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の損傷を受けていない運動筋の残存機能を有効利用して、歩行などの動作が再獲得可能であると考えられる。しかしまだ自立歩行などの安定な制御には至らず、開ループでの歩行補助⁽¹⁾⁽²⁾、あるいは閉ループでの単関節制御の基礎研究段階にある⁽³⁾⁽⁴⁾。筆者らはPID制御器を用いた関節角制御の有効性を示したが⁽⁵⁾、制御器の設計のためには伝達関数を同定する必要があり煩雑であった。更に負荷の変動や筋の疲労などによる特性変化の影響は、固定された制御器では十分に補償できなかった⁽⁶⁾。

本論文では同定、設計の手順を省略し、負荷の変動による対象の特性変化を補償するための一つの試みとして、適応制御器による膝関節角の制御を行う。

2. 制御システム

制御システムは図1に示される16ビット・マイクロコンピュータ、刺激装置、刺激電極、角度センサにより構成される。制御対象は健康人の膝関節角とし、大

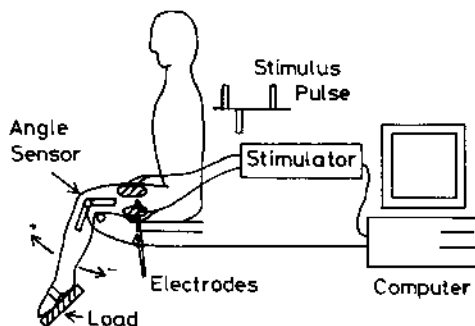


図1 実験装置と被験者
 Fig. 1 Experimental set-up.

腿直筋、大腿屈筋群の支配神経を導電ゴム製の表面電極で刺激して伸展、屈曲の動作を行わせる。刺激パルスは正負対称な両極性電流パルスで、パルス幅300μsec、パルス周波数50Hz、正負のパルス間隔1msのパルス列を振幅変調して用いた⁽⁵⁾。

対象の刺激振幅と関節角変位の静特性は、刺激振幅に不感帯をもつ非線形性を示すため、刺激振幅にバイアスを加えて線形近似した。すなわち図3において、バイアスにより座標原点を刺激しきい値まで移動させて、刺激振幅と関節角変位の関係を線形とみなす。

制御器は間接法離散時間モデル規範形適応制御器を用いた⁽⁷⁾。離散時間適応制御器は対象の伝達関数を逐次同定しながら同定結果をもとに出力の予測値を推定し、次の時刻の出力が理想応答に一致するよう操作量を制御するものである。図2上段は関節角制御部(刺激振幅決定部)を、中段は関節角予測値の推定部を、下段は神経筋関節系の伝達関数同定部を表す。

制御対象である神経筋関節系の入力である刺激振幅を $u(k)$ 、出力に相当する関節角変位を $y(k)$ とすると、これがARMA (autoregressive moving average) プロセスとして

$$\sum_{i=0}^n a_i z^{-i} y(k) = z^{-d} \sum_{i=0}^m b_i z^{-i} u(k) \quad (1)$$

d : むだ時間

と表されるとき、これを非最小表現に改めると、対象のパラメータ列 $a(k)$ 、入出力 $u(k)$ 、 $y(k)$ から図2上段のように状態変数フィルタを介して得られる信号列 $\xi(k)$ を用いて

$$y(k) = b_0 u(k-d) + z^{-d} \sum_{i=1}^n a_{vi} \xi_{vi}(k) + z^{-d} \sum_{i=1}^n a_{vi} \xi_{vi}(k) \quad (2)$$

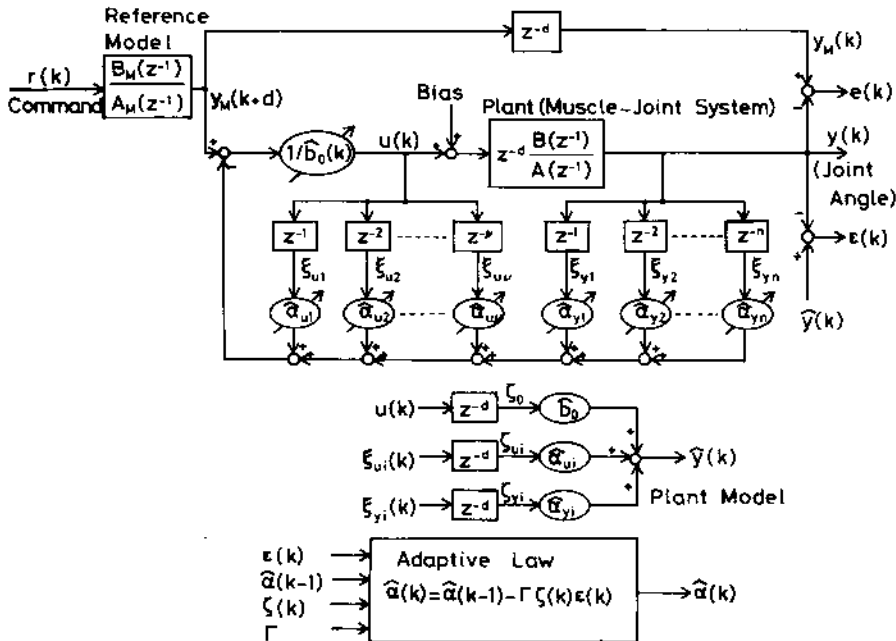


図2 適応制御器のブロック図
Fig. 2 Block diagram of MRACS.

$$\alpha(k) = [b_0(k), \alpha_{u1}(k), \dots, \alpha_{uv}(k), \alpha_{y1}(k), \dots, \alpha_{yn}(k)]^T \quad (3)$$

$$\xi(k) = [u(k), \xi_{u1}(k), \dots, \xi_{uv}(k), \xi_{y1}(k), \dots, \xi_{yn}(k)]^T \quad (4)$$

($\nu = m + d - 1$)

と表される。この式(2)は式(1)と同じく神経筋関節系を表す。関節角の推定値 $\hat{y}(k)$ は図2中段のように、対象の推定パラメータ $\hat{\alpha}(k)$ と入出力信号 $\xi(k)$ から

$$\hat{y}(k) = z^{-d} [\hat{\alpha}^T(k) \xi(k)]^T \quad (5)$$

で与えられる。そこで関節角と推定値の誤差を

$$e(k) = \hat{y}(k) - y(k) \quad (6)$$

とすると、式(5)、(6)より次式の誤差方程式が成り立つ。

$$e(k) = z^{-d} [\hat{\alpha}(k) - \alpha(k)]^T \xi(k) \quad (7)$$

従って図2下段のように適応ゲイン行列 Γ を用いて、伝達関数の逐次型同定を以下の適応則で行えば

$$\hat{\alpha}(k) = \hat{\alpha}(k-1) - z^{-d} \Gamma \xi(k) e(k) \quad (8)$$

$k \rightarrow \infty$ で推定値 $\hat{\alpha}$ の真値 α への収束が保証されている。

同定されたパラメータを用いて対象の出力である関節角 $y(k)$ を、参照モデルの応答 $y_M(k)$ に一致させるための刺激振幅を決定するには、図2上段のように対象の非最小表現での逆系を構成すればよい。参照モデルは図2上段 $B_M(z^{-1})/A_M(z^{-1})$ の要素と、対象と同一のむだ時間 z^{-d} の合成として表現され、理想制御特性

の伝達関数表現である。このとき刺激振幅は参照モデル応答のむだ時間予測値 $y_M(k+d)$ を用いて、

$$u(k) = \frac{y_M(k+d) - \sum_{i=2}^p \hat{\alpha}_i \xi_i(k)}{\hat{b}_0}, \quad p = n + \nu + 1 \quad (9)$$

で合成される。

制御対象である神経筋関節系は、むだ時間+分母が2次または3次のARプロセスで近似可能であり⁽³⁾、膝関節のむだ時間は、図4から負荷時において最大300 msec程度であることがわかる。ここでサンプル周期を20 msec とすると、式(1)において $d=15$, $n=3$, $m=0$ となり、制御器の次数が定まる。適応ゲイン Γ は固定とし、最適値は実験的に決定した。

生体の関節運動系は時定数が数100 msec程度の遅れ系であるため、理想制御特性である参照モデルの $B_M(z^{-1})/A_M(z^{-1})$ の要素は、生体の特性に近く計算が容易になるように0.5 Hzの低域フィルタとした。

3. 実験結果と検討

3.1 負荷による対象の特性変化

まず負荷変動による対象の特性変化を明らかにするために、フィードバックを行わない状態で包絡線がステップ状の刺激を加えたときの応答を、無負荷時と負

荷時について測定した。図3が無負荷時と5kg負荷時(図1参照)に膝関節を伸展させたときの静特性である。負荷によりしきい値が若干上昇し、ゲインは減少している。また図4のステップ応答に見られるように時定数が大きくなり、振動的になっている。

3.2 制御結果

図5が無負荷時の制御結果で、対象の応答と共に式(2)のパラメータ推定値の一部を示した。適応ゲイン $\Gamma = 0.001$ 、パラメータ初期値は $b_0 = 1$ 、 $\alpha_i = 0$ である。適応ゲイン Γ は振動しない範囲で収束の早い最適値を実験的に求めた。推定パラメータはほぼ一定値に収束し、関節角も参照モデル応答に収束している。

制御器の各条件は同一で、負荷を5kgとしたときの結果が図6である。図5と比較して制御開始時の遅れが増大して応答が遅くなっているが、無負荷時同様、関節角は良好に収束している。遅れの増加は、図3に見られるように対象のゲイン b_0 が負荷により大きく異なるのに対し、制御開始時の b_0 の初期値が無負荷時と同一であることによる過渡的なものであるため、連続して制御する場合には問題とならない。

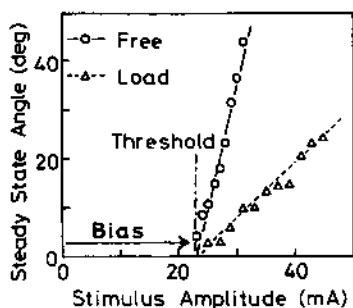


図3 刺激振幅と関節角の静特性

Fig. 3 Static relations between stimulus amplitude and joint angle.

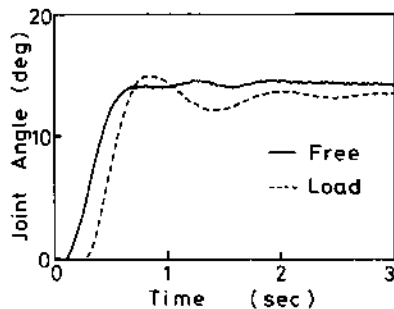


図4 膝関節のステップ応答

Fig. 4 Knee joint response to the step stimulus.

筆者らは従来のPID制御器では、負荷が増加したときには遅れの増加に加えて振動現象が助長されることを指適しているが⁽⁶⁾、上の結果では遅れの増加のみで大きな振動は見られず、特性変化に対する適応制御器の優位性が認められる。この傾向は同時に行ったPID制御器による対照実験によっても確認された。

そこで同一実験条件で、周期的制御目標としてサイン波を与えたときの無負荷時と負荷時の応答が図7で

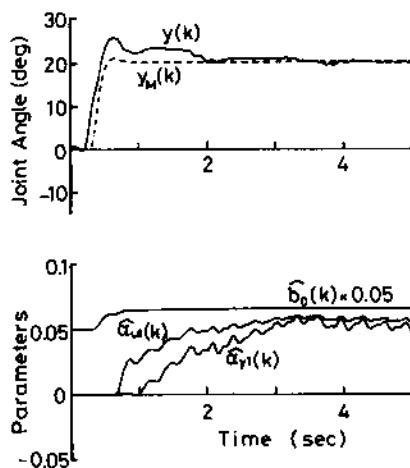


図5 適応制御時の応答とパラメータ

Fig. 5 Joint movement and estimated parameters with MRACS.

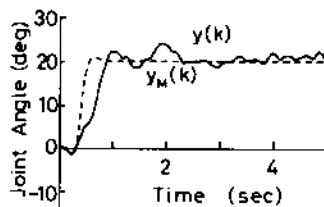


図6 負荷時の制御結果

Fig. 6 Controlled result with load.

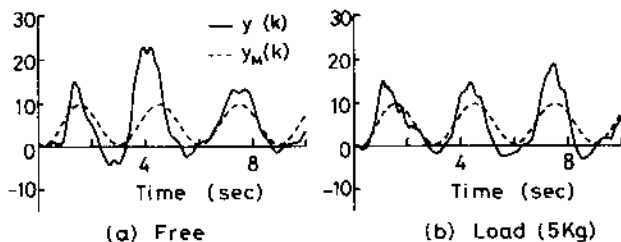


図7 周期的制御目標に対する制御結果

Fig. 7 Controlled results to the periodic command.

ある。どちらも大きな行き過ぎが見られ、膝関節角 θ は制御開始から数秒経過後も参照モデル応答 θ_M に完全に収束していない。しかし行き過ぎの部位、量ともに負荷による明確な差異は認められず、適応制御の効果が確認される。

3.3 問題点と改善方法の検討

得られた結果の最大の問題点としては、周期目標を与えたときの行き過ぎ量が挙げられ、この原因は線形近似による近似誤差と考えられる。制御対象である神経筋関節系は図3のように不感帯をもつ非線形系なので、しきい値相当のバイアスを加えて座標原点を移動させることにより線形近似してあるが、このバイアスとしきい値の間に誤差があると、仮想原点からは刺激振幅によって刺激振幅と関節角変位のゲイン b_0 が変化するように見えることが図3から説明される。また骨格構造など筋のしきい値以外の非線形要素も存在し、これらが線形近似誤差として影響しているものと考えられる。

改善法としては収束性の良いアルゴリズムで適応ゲインを大きくし、特性変化をより早く補償する方法が考えられる。また刺激と関節変位の非線形性は関節運動を主につかさどる主働筋のみでなく、拮(きっ)抗筋の作用を併用することにより緩和されるとの報告もあり⁽⁴⁾。制御器と併せて刺激法の改善も有効であると見られる。

更に計4名の被験者で、延べ数十回繰返し実験を行ったところ同様の結果が得られたものの、電極、バイアスなどの実験条件により非線形性が強い場合には、パラメータが収束せずに関節が振動するといった現象も一部で観測された。上記の改善によりこの現象も減少し信頼性が増すものと考えられる。

4. む す び

機能的電気刺激による関節運動の制御に、適応制御器を応用することにより同定、設計作業を省略して手

順を簡略化した。また負荷変動による特性変化の補償を試みた結果、周期的制御目標に対する応答特性は不完全であるが、適応制御器の従来の制御器に対する優位性を示すことができた。今後はより信頼性が高く良好な応答の得られる、臨床応用可能なシステムとしていく予定である。

謝辞 本研究は文部省科学研究費一般研究費(C) 61550282を受けたものである。ここに記して感謝する。

文 献

- (1) A. Kralj, T. Bajd, R. Turk, J. Krajnik and H. Benko : "Gait restoration in paraplegic patients : A feasibility demonstration using multichannel surface electrode FES", J. Rehabilitation Res. & Dev., 20, 1, pp. 3-20 (1983).
- (2) E. Isakov, J. Mizrahi and T. Najenson : "Biomechanical and physiological evaluation of FES-activated paraplegic patients", J. Rehabilitation Res. & Dev., 23, 3, pp. 9-19 (1986).
- (3) G. Wilhere, P. Crago and H. Chizeck : "Design and evaluation of a digital closed-loop controller for the regulation of muscle force by recruitment modulation", IEEE Trans. Biomed. Eng. BME-32, 9, pp. 668-676 (1985).
- (4) J. Allin and G. Inbar : "FNS control schemes for the upper limb", IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-33, 9, pp. 818-828 (1986).
- (5) 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制御システム", 信学論D, J70-D, 8, pp. 1651-1658 (昭62-08).
- (6) 藤田, 板倉, 久保, 南谷 : "FESによる関節角制御システムの改善と負荷問題", バイオメカニズム9, pp. 67-74 (昭63).
- (7) 市川, 金井, 鈴木, 田村 : "適応制御", pp. 222-230. 昭晃堂 (昭59).
- (8) N. Hoshimiya, K. Iijima, R. Futami, Y. Handa and M. Ichie : "A new FES system for the paralyzed upper limb", Proc. IEEE/EMBS, A7.5, pp. 327-330 (Sept. 1985).

(昭和63年4月19日受付, 7月18日再受付)