

PI 制御を結合した FES 筋張力適応制御系

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

FES Muscle Tension Adaptive Control System Combined with PI Control

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

あらまし 脳溢(いっ)血や脊髄(せきつい)損傷等による四肢麻痺(ひ)患者の運動機能喪失を電気刺激によって補償しようとすることを機能的電気刺激(FES)と呼ぶ。このFESにより筋張力を安定に制御するためには、筋神経系の非線形性や時変性を補償する制御系が必要と考えられる。筋神経系の時変性の影響を補償するためには適応制御が必要であるが、適応制御には非線形性に対する安定性に問題が指摘されている。そこで、本研究では適応制御をFES筋張力制御系に用いた場合に、その非線形性に対する安定性をシミュレーションと実験により解析した。それと同時に、安定性の改善を目的とした、PI制御と適応制御を組み合わせた新しい制御系を提案し、この制御系の安定性補償能力をシミュレーションと実験により検討し、改善を加えた。その結果、PI制御と適応制御を組み合わせた新しい制御系は、適応制御だけの制御系よりも速応性を損なわずに高い安定性を確保できることがわかった。

1. ま え が き

脳溢血や脊髄損傷等による四肢麻痺患者の運動機能喪失を電気刺激によって補償しようとすることを機能的電気刺激、略してFESと呼ぶ。このFESを用いて関節角、および筋張力を制御し、上下肢の喪失機能を回復させる研究が最近、国内外で活発に行われてきており、特に日本では、半田、星宮ら⁽¹⁾⁻⁽⁴⁾が、上肢に対して多チャンネルの刺激により把持動作などの複雑な動きを実現させている。

このFESを筋神経系を制御対象とする制御工学問題としてとらえたとき、しきい値、飽和特性を含めた非線形性や疲労、順応による時変性等が問題として指摘されている⁽⁵⁾。非線形性の問題に対してはモジュレータ

を用いた刺激電圧設定による拮(きつ)抗筋補正⁽⁶⁾や、上述の半田、星宮らが行っている筋電図解析を用いた多数の筋の協調的、拮抗的作用を考慮した刺激による非線形性補償などが提案されている。このような刺激自体の工夫による非線形性補償の場合では、疲労、順応などの影響により長期的に非線形性の補償が完全に行えない場合もありえると考えられ、従って、FES制御系においては、この非線形性、および時変性を同時に補償して、制御範囲全域、および制御時間全体にわたって安定に制御できるような制御器が必要であると考えられる。

我々の現在までのFES研究では、積極的に制御工学理論を取り入れたデジタル閉ループ制御系を用い、筋張力、関節角の制御を試みてきた^{(7),(8)}。これらの閉ループ制御系では、北森法という制御器設計理論を導入することにより、計算機による簡単な計算で制御系を設計できることを示し、設計した制御系の過渡特性の解析と改善を試みた。しかしながら、制御器のパラメータが固定であるため、制御範囲の違いによる特性

[†] 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
^{††} 相模工業大学工学部電気工学科, 藤沢市
 Sagami Institute of Technology, Fujisawa-shi, 251 Japan

変化や疲労による特性変化に対して十分な補償が行われず、制御範囲によっては制御結果が振動してしまうなど、制御系の安定性に問題が残る、麻痺患者に用いる際に信頼性に欠けているものと考えられる。従って、これらの問題を解決するために、制御器のパラメータを対象の変化にあわせて変えられる適応制御の導入が試みられている⁽⁹⁾⁻⁽¹¹⁾。しかし、対象が非線形な場合には、適応制御系の安定性はかなり低くなることが指摘されており⁽¹²⁾、この影響によると考えられる制御系の不安定性が問題として残った⁽¹¹⁾。従って、対象が非線形である FES に適応制御を導入する際には、適応制御の安定性を確保する何らかの対策が必要であるものと思われる。

そこで、本研究では筋張力制御系に適応制御を導入した場合における制御系の安定性を確保するために、適応制御に非線形補償のためのフィルタを用いるなどの改善を行った。また、この適応制御に、適応制御より非線形性に強い PI 制御を結合した新しい制御系を提案した。そして、提案した制御系と従来の適応制御系について、シミュレーションと実験から制御特性を比較することにより、非線形制御対象に対する安定性補償能力を調べ、この点における提案した制御系の有効性を検討した。更に、従来の適応制御系、および、提案した制御系の両方の制御系に見られた制御初期段階の制御特性の問題点を明らかにし、この問題点解決のためにも提案した制御系が有効で、制御系の改良により制御初期段階の制御特性の改善が行えるかどうかを調べた。

2. 提案した制御系

PI 制御を結合した適応制御系を図 1 に示した。適応制御は制御対象とモデルの出力が一致するような制御対象入力を適応プロセスで推定、計算し、それを入力

に加えるものである。本論文の適応制御では、適応プロセスでの制御対象の推定に用いる入出力信号について、静特性の非線形性による高周波成分の影響を除去し安定性を確保するために、低域フィルタを介して入出力信号を適応プロセスに入力させた。また、制御系全体の安定性を確保するために、制御対象の出力が安定になるまでは制御対象出力に比較して安定なモデルの出力を PI 制御器にフィードバックし(図 1 の SW2 を上側にした場合)、制御対象の出力が安定になったあとで、制御対象の出力をフィードバックするよう(図 1 の SW2 を下側にした場合)にした。

この新しい制御系を実際に用いるにあたっての理論は、以下のように導かれる⁽¹³⁾。まず、適応制御器を設計するにあたって、制御対象の筋肉を離散時間伝達関数で表す必要がある。そこで、筋肉の特性はその生理学的考察より粘性要素と弾性要素から成り立つことから⁽¹⁴⁾、最も簡単な筋肉の連続時間伝達関数は式(1)のような 2 次遅れ系で表されるものと考えられる。

$$G(s) = K \frac{\omega^2}{s^2 + 2\zeta\omega s + \omega^2} \quad (1)$$

従って、式(1)を離散時間領域に変換することにより、 k 時点での制御対象の入出力は式(2)により与えられる。

$$\begin{aligned} A_p(z^{-1})y_p(k) &= z^{-1}B_p(z^{-1})u_p(k) \\ A_p(z^{-1}) &= 1 + A_{p1}z^{-1} + A_{p2}z^{-2} \\ B_p(z^{-1}) &= B_{p1} + B_{p2}z^{-1} \end{aligned} \quad (2)$$

ここで、 y_p は制御対象出力(筋張力)、 u_p は制御対象入力(刺激強度)である。また、参照モデルも式(2)と同様な形で式(3)により与える。

$$\begin{aligned} A_m(z^{-1})y_m(k) &= z^{-1}B_m(z^{-1})r_m(k) \\ A_m(z^{-1}) &= 1 + A_{m1}z^{-1} + A_{m2}z^{-2} \\ B_m(z^{-1}) &= B_{m1} + B_{m2}z^{-1} \end{aligned} \quad (3)$$

ここで、 y_m は参照モデル出力、 r_m は参照モデル入力である。適応制御は式(2)の制御対象出力 y_p と、式(3)の

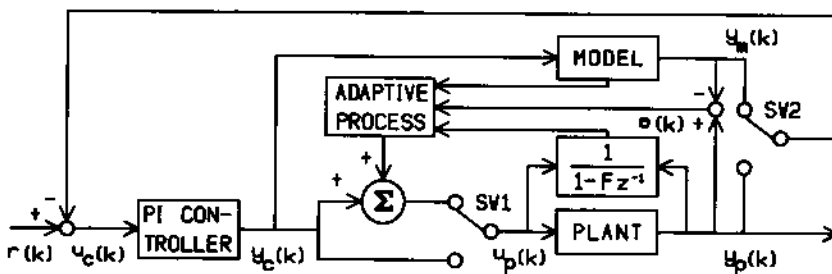


図 1 提案した制御系
Fig. 1 Block diagram of the proposed control system.

参照モデル出力 y_m が一致するような制御対象入力 u_p を計算し、これを制御対象に加える制御方式である。従って、適応制御を行うためには式(2)の形で与えられた制御対象の未知パラメータ ($A_{p1}, A_{p2}, B_{p1}, B_{p2}$) を制御対象の入出力から推定することが必要である。そこで、 k 時点での制御対象推定パラメータベクトルを $X(k)$ とすると、 $X(k)$ は、

$$X(k) = [B_{p1}(k), B_{p2}(k), -A_{p1}(k), -A_{p2}(k)]^T$$

$$X(k) = [x_1(k), x_2(k), x_3(k), x_4(k)]^T \quad (4)$$

となる。また、 $X(k)$ を求めるために制御対象の入出力ベクトルを $S(k)$ とすると、 $S(k)$ はフィルタ係数 F を用いて、

$$S(k) = [s_{u1}(k), s_{u2}(k), s_{y1}(k), s_{y2}(k)]^T$$

$$= [s_1(k), s_2(k), s_3(k), s_4(k)]^T$$

$$s_{u1}(k) = u_p(k-1) + F s_{u1}(k-1)$$

$$s_{u2}(k) = u_p(k-2) + F s_{u2}(k-1)$$

$$s_{y1}(k) = y_p(k-1) + F s_{y1}(k-1)$$

$$s_{y2}(k) = y_p(k-2) + F s_{y2}(k-1)$$

$$(F: \text{フィルタ係数}) \quad (5)$$

となる。一方、制御対象出力とモデル出力の差を表す出力誤差は、

$$e(k) = y_p(k) - y_m(k) \quad (6)$$

と表される。

以上の $X(k)$ と $S(k)$ より、 $X(k)$ を推定するが、今回の制御系においては、適応制御系内の外乱等の影響を補償し、安定性を確保するために出力誤差が完全に零に収束するのはあきらめて、制御対象の推定にある不感帯を設けた。そこで、この不感帯幅を D_x とすると、以上の式(4)~(6)より制御対象推定のアルゴリズムは次のようになる。

$$X(k) = X(k-1) - \frac{\gamma S(k)[X^T(k-1)S(k) - y_p(k)]}{1 + S^T(k)\gamma S(k)}$$

$$(|e(k)| \geq D_x \text{ のとき})$$

$$X(k) = X(k-1) \quad (|e(k)| < D_x \text{ のとき}) \quad (7)$$

また、制御対象入力 $u_p(k)$ は、式(7)より逐次に推定されるベクトル $X(k)$ を用いて、

$$u_p(k) = \{y_m(k) - \sum_{i=2}^4 x_i(k)s_i(k+1)\} / x_1(k) \quad (8)$$

となる。ここで、式(7)は調整則、式(8)は制御則と呼ばれるものである。

また、PI 制御の入力 $u_c(k)$ は、制御系全体を安定させるため次式によって与える。

$$u_c(k) = r(k) - y_m(k) \quad (|e(k)| \geq D_x)$$

$$u_c(k) = r(k) - y_p(k) \quad (|e(k)| < D_x) \quad (9)$$

この式(9)により、 $y_p(k)$ が $y_m(k)$ に近づき安定になるまでは、制御対象出力に比較して安定なモデルの出力が PI 制御器にフィードバックされ、制御系の安定性を確保するようにし、制御対象の出力がモデルの出力に近づいて安定になったあとでは、制御対象の出力が PI 制御器にフィードバックされるようになり、式(7)で設定した不感帯幅 D_x により発生する可能性のある定常偏差を零にするようにした。

3. シミュレーション

適応制御系と、PI 制御を結合した適応制御系の、二つの制御系の特性を比較するために両制御系のステップ応答をシミュレーションした。シミュレーションにおいては、実際の人の腓(ひ)腹筋より得られた制御対象の静特性を用いた。図2に制御対象の静特性の1例を示した。図2は、パルス幅 0.2 msec、パルス間隔 50 msec の両極性パルス列の振幅を 6 mA (刺激強度 0 N * m) から 10 mA (刺激強度 20 N * m) まで変化させて腓腹筋を表面電極により刺激したときに得られた足首関節回りの等尺性トルクを測定したものである。

シミュレーションでは、この図2の静特性の非線形性を3次関数 $f(u)$ に近似して用いた。この $f(u)$ と式(2)より、制御対象の k 時点での入出力関係は、

$$y_p(k) = -A_{p1}y_p(k-1) - A_{p2}y_p(k-2) + B_{p1}f(u_p(k-1)) + B_{p2}f(u_p(k-2)) \quad (10)$$

となり、この式(10)を制御対象の k 時点での出力を求めるために用いた。

適応制御系のステップ応答と、PI 制御を結合した適

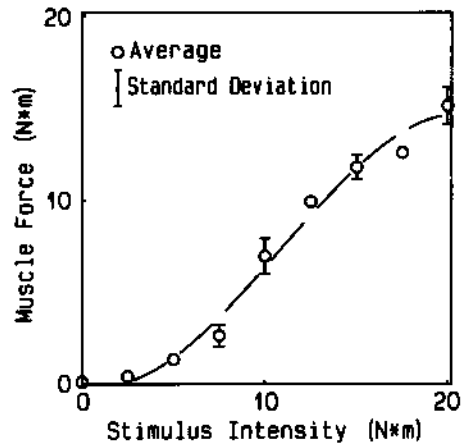
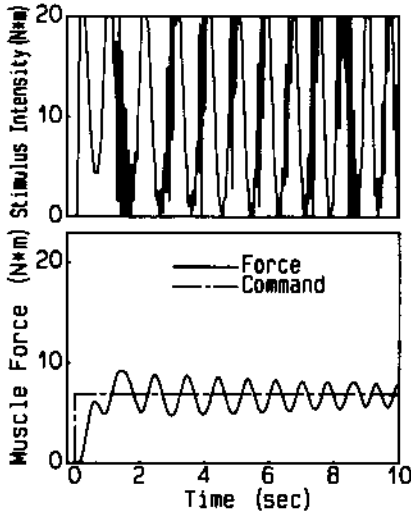


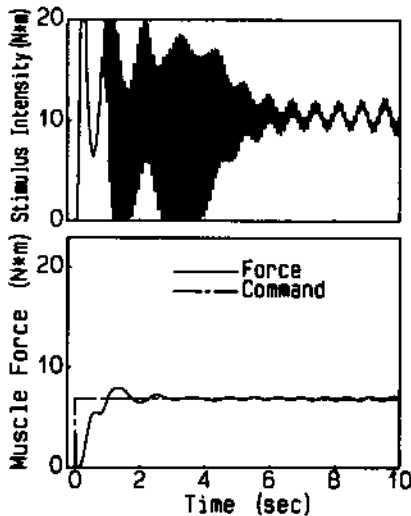
図2 シミュレーションに用いた筋張力の静特性
Fig. 2 The steady-state characteristics of a muscle tension used on simulation.

応制御系のステップ応答のシミュレーション結果を図3、図4に示した。図3、図4では、制御対象の ζ 、 ω をそれぞれ $\zeta=1.1$ 、 $\omega=4$ とし、 $A_{m_1}=-1.61178$ 、 $A_{m_2}=0.64403$ 、 $B_{m_1}=0.01125$ 、 $B_{m_2}=0.00971$ 、 $\gamma=10$ としてシミュレーションを行った。また、このとき、図3では $D_2=0\text{ N}\cdot\text{m}$ 、図4では $D_2=0.6\text{ N}\cdot\text{m}$ を用いた。

図3(a)、(b)の各図の上側は制御対象入力である刺激強度 $u_p(k)$ を示し、下側はコマンドとそのときの制御対象出力である筋張力 $y_p(k)$ を示したものである。図3



(a) $F=0$



(b) $F=0.5$

図3 シミュレーションによる適応制御系のステップ応答
Fig. 3 The step response of an adaptive control system obtained by simulation.

(a)は、フィルタ係数 F を0として、入出力信号をフィルタせずに適応制御した場合のステップ応答である。このステップ応答では大きな振幅の振動が見られたため、この振動を抑えるために適応プロセスの入出力信号に低域フィルタを用いた。図3(b)に、この低域フィルタのフィルタ係数 F を0.5として、フィルタをかけた適応制御系のステップ応答を示した。図3(a)と比較すると振動の振幅は抑えられている。制御対象入力 $u_p(k)$ を比べてみると、(a)では振幅が大きいままであるのに対し、(b)では振幅が次第に小さくなっており、これからもフィルタの効果がわかる。しかしながら、(b)の場合、得られる筋張力には小さな振幅の振動が残ってしまい、シミュレーションでは、フィルタ係数 F の値をいろいろ変えて、制御系の応答を求めたが、なかなか小さな振幅の振動はなくならなかった。

図4には、PI制御を結合した適応制御系のステップ応答を示した。PI制御器の係数は $K_p=1.28701$ 、 $K_i=3.75727$ を用いた。この制御系において、適応制御は図3(b)と同様にフィルタ係数を0.5とした低域フィルタを用いた。図4のステップ応答では、図3(b)に見られた小さな振動を抑えることに成功している。この原因としては、出力誤差がある程度以下になると適応動作を止める調整則に変更したことにより、推定パラメータの変動による制御入力の振動が抑えられたためと考えられる。

更に、図2以外の静特性の非線形性をもつ制御対象に対して、提案した制御系の安定性補償能力を確認するために、図5に示されるような非線形性をもつ静特性についても同様なシミュレーションを行った。図5は、図2と同様なパルス幅、パルス間隔をもつ両極性パルス列の振幅を14 mA (刺激強度 $0\text{ N}\cdot\text{m}$)から28 mA (刺激強度 $20\text{ N}\cdot\text{m}$)まで変化させたときに得られた足

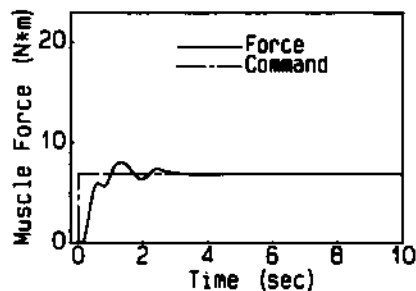


図4 シミュレーションによる提案した制御系のステップ応答
Fig. 4 The step response of the proposed control system obtained by simulation ($F=0.5$).

首関節回りの等尺性トルクである。図6には、図5の静特性の非線形性をもとにシミュレーションした結果を示した。パラメータ ξ , ω , A_{m1} , A_{m2} , B_{m1} , B_{m2} , γ は図3, 図4の場合と同じである。図6(a)は $F=0$, $D_z=0 \text{ N}\cdot\text{m}$ としたフィルタを用いていない適応制御

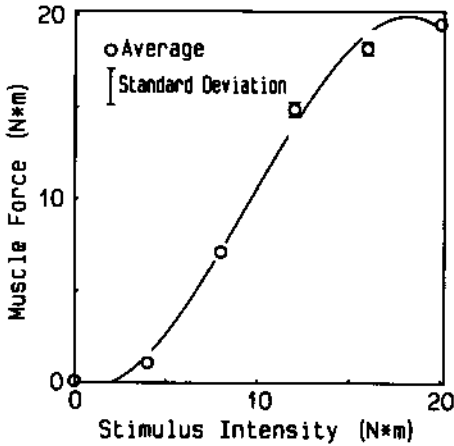
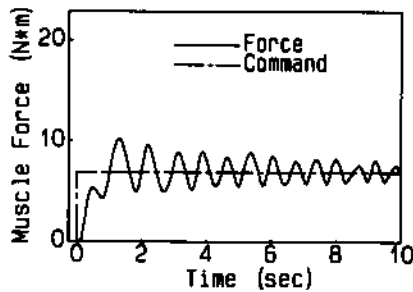
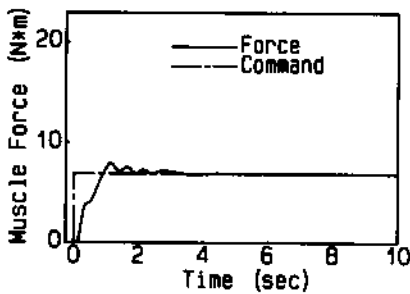


図5 シミュレーションに用いた筋張力の静特性
Fig. 5 The steady-state characteristics of a muscle tension used on simulation.



(a) An adaptive control system



(b) The proposed control system

図6 シミュレーションによる制御系のステップ応答
Fig. 6 The step response of control system obtained by simulation.

系の応答であり、図6(b)は $F=0.8$, $D_z=0.6 \text{ N}\cdot\text{m}$ とした、PI制御を結合した適応制御系の応答である。図6(a)においては、大きな振動が見られたのに対して、図6(b)では、図4の場合と同様に振動は見られなかった。また同様なシミュレーションを数種類の静特性の非線形性について行った結果、どの場合もPI制御を結合した適応制御系の応答には振動は見られず、静特性に非線形性をもつ制御対象に対して安定性を確保するためには、提案した制御系が有効であることが確認された。

4. 実験

以上のシミュレーションに加えて、更に実際に健常人2~3人を対象とした実験を行い、この制御系の有効性を検討した。実験ではパルス幅0.2 msec, パルス間隔50 msecの両極性パルス列の振幅変調を用いて表面電極により腓腹筋を刺激し、その結果として得られる足首関節回りのトルクを測定、制御した。制御には、インテル社の80286と8087のマシン語が用いられ、サンプリング間隔は50 msecである。

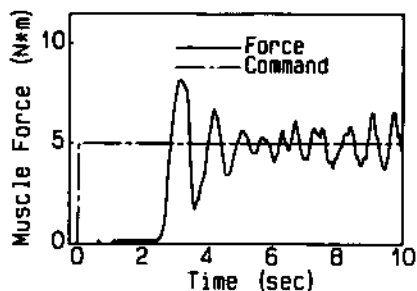
4.1 ステップ応答

図7(a), (b)には適応制御系のステップ応答、また、図8にはPI制御を結合した適応制御系のステップ応答を示した。図7, 図8で $A_{m1}=-1.12386$, $A_{m2}=0.16530$, $B_{m1}=0.00074$, $B_{m2}=0.00041$, $\gamma=3 \times 10^{-6}$ であり、図7では $D_z=0 \text{ N}\cdot\text{m}$, 図8では $D_z=0.4 \text{ N}\cdot\text{m}$, $K_p=1.34374$, $K_i=1.26352$ を用いた。

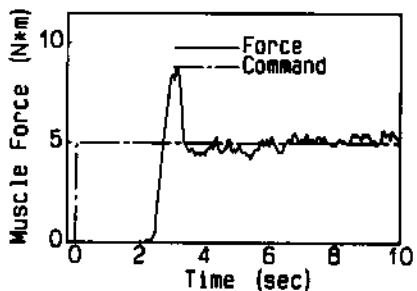
図7(a)は $F=0$ として低域フィルタを用いなかった場合で、(b)は $F=0.1$ とした低域フィルタを用いた場合である。図7(a)の場合、立ち上がりが遅く、また、フィルタを用いていないため大きな振動がみられたが、(b)においては、この振動がかなり小さくなっている。この図7の(a), (b)の比較から、適応制御だけの場合でもフィルタを用いることによって、かなり振動を抑えられることがわかった。また図8と図7(b)のステップ応答を比べると、図8のステップ応答の方が若干ではあるが振動が収まっており、また、その立ち上がりがわずかではあるが速くなっていることがわかった。

4.2 ランプ応答

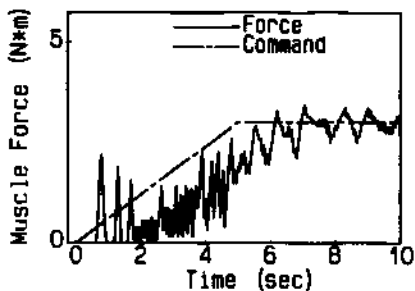
図9(a), (b)には適応制御系のランプ応答、また、図10にはPI制御を結合した適応制御系のランプ応答を示した。図9, 図10で $A_{m1}=-1.61178$, $A_{m2}=0.64403$, $B_{m1}=0.01125$, $B_{m2}=0.00971$, $\gamma=1$ であり、図9では $D_z=0 \text{ N}\cdot\text{m}$, 図10では $D_z=0.4 \text{ N}\cdot\text{m}$, $K_p=1.28701$, $K_i=3.75727$ を用いた。



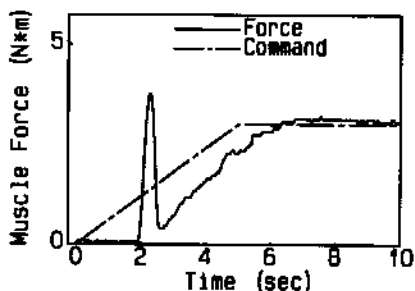
(a) $F=0$



(b) $F=0.1$



(a) $F=0$



(b) $F=0.95$

図7 実験による適応制御系のステップ応答
Fig. 7 The step response of an adaptive control system obtained by experiment.

図9 実験による適応制御系のランプ応答
Fig. 9 The ramp response of the proposed control system obtained by experiment.

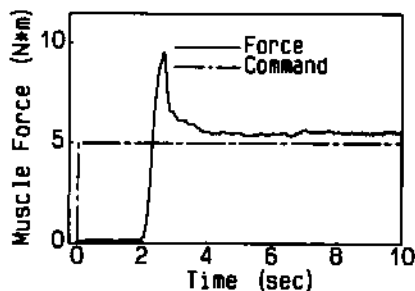


図8 実験による提案した制御系のステップ応答
Fig. 8 The step response of the proposed control system obtained by experiment ($F=0.1$).

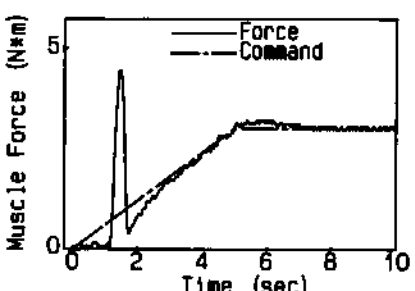


図10 実験による提案した制御系のランプ応答
Fig. 10 The ramp response of the proposed control system obtained by experiment ($F=0.95$).

図9(a)は $F=0$ として低域フィルタを用いなかった場合で、(b)は $F=0.95$ とした低域フィルタを用いた場合である。ステップ応答と同様、図9(a)の場合、立上りが遅く、また、大きな振幅の振動がみられた。図9(b)から、適応制御だけの場合でもフィルタを用いることによって、かなり振動を抑えられることがわかった。また図10のランプ応答と図9(b)のランプ応答とを比べると、図10の方が立上りが速くなっていることがよくわかり、先ほど比したステップ応答の場合より、PI制御を結合した適応制御系による速応性の改善が明らか

になっている。以上のことより、PI制御を結合した適応制御系においては、速応性を損なうことなく安定性を確保できることがわかった。

4.3 制御系の改善

しかし、適応制御を用いた場合には、ステップ、ランプの両応答において初期に大きな振動が観測されることが確認され、この点で提案した制御系には問題が残った。この問題の原因として考えられることは、制御対象パラメータが未知であるため、適応制御の推定パラメータベクトル $X(k)$ の初期値 $X(0)$ を仮に x_1 の

み 1 とし、あとの $x_2 \sim x_4$ を 0 として与えて制御を始めるため、この推定パラメータベクトルが真の制御対象パラメータに近づくまでの過渡的状態が間接的に制御対象出力に現れ、これが振動の原因になっているものと考えられる。

そこで、これらの欠点を改善するために、この制御初期段階だけパラメータの調整則だけを動かし、制御則により計算される適応制御からの制御入力を止めるよう(図 1 の SW1 を下側にした場合)に改善した。この改善によって、制御初期段階では、制御対象は PI 制御だけで制御され、適応制御は制御対象パラメータを推定するだけになり、推定パラメータベクトルの過渡的状態が原因となる振動は制御入力には加わず、この影響が制御対象に及ぶことを防ぐことができるものと考えられる。

また、この改善により制御初期段階では、PI 制御器だけで制御されるため、PI 制御器の積分ゲインと比例ゲインを制御対象出力 $y_p(k)$ が安定になるように設計する必要がある。そこで、PI 制御器のパラメータが、モデル出力 $y_m(k)$ ばかりでなく、制御対象出力 $y_p(k)$ も同時に安定化できるようにするために、同じ入力値に対して出力値が $y_m(k) \geq y_p(k)$ を常に満たすようなモデルを選択し、そのモデルをもとに PI 制御器を設計した。

この改善した制御系を使って制御した結果を図 11 に示した。図 11 では、 $A_{m_1} = -1.24917$, $A_{m_2} = 0.30119$, $B_{m_1} = 0.00086$, $B_{m_2} = 0.00058$, $\gamma = 3 \times 10^{-8}$, $F = 0.1$, $D_z = 0.4 \text{ N} \cdot \text{m}$, $K_p = 0.49404$, $K_i = 0.82756$ を用いた。

図 11 においては、制御初期の 5 秒間だけ適応制御を止め、PI 制御だけで制御した。図 8 と図 11 を比較すると、図 8 で見られた立ち上り時の大きな振動は図 11 では見られず、明らかに制御初期の応答が改善されたこと

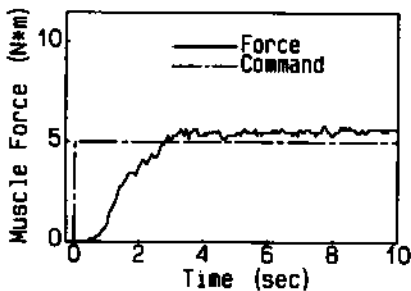


図 11 実験による改善した制御系のステップ応答
Fig. 11 The step response of the improved control system obtained by experiment ($F=0.1$).

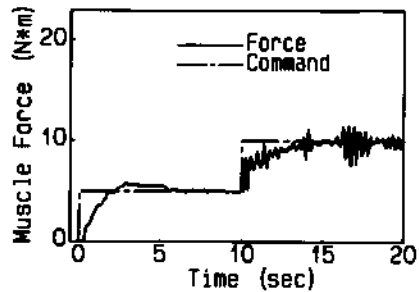
がわかった。

4.4 PI 制御との比較

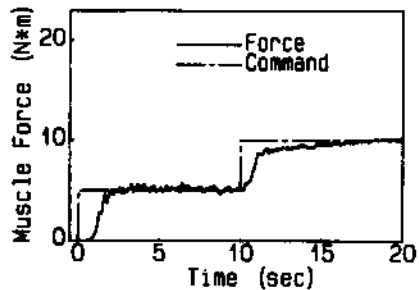
また、図 12 (a), (b)において、PI 制御だけの固定パラメータ制御と、改善した、PI 制御を結合した適応制御系の応答を比較した。図 12 (a)は、 $5 \text{ N} \cdot \text{m}$ のコマンドを与えたときに得られた制御対象の応答をもとに PI 制御器を設計し制御した場合である。このとき、設計した PI 制御器の係数は $K_p = 1.34374$, $K_i = 1.26352$ である。この場合、制御コマンドが変化すると制御対象も変化するため、設計した PI 制御器では応答が振動してしまっ。これに対し、図 12 (b)の PI 制御を結合した適応制御系(パラメータは図 11 の場合と同じ)では、制御コマンドが変化しても、これに合わせて制御器パラメータが変化するため、応答は振動せず、新しく提案した制御系の有効性が確認された。

4.5 検 討

以上のシミュレーションと実験から、この提案した制御系において、今後の課題として挙げられることは、一つは制御系の設定パラメータ (D_z, F, γ 等) の選択問題である。これは、制御系が安定となるパラメータ値の組合せが何種類もあると同時に、その組合せが被験者により異なることがあるため、制御系を安定させ



(a) PI control



(b) PI and adaptive control

図 12 制御応答の比較
Fig. 12 The comparison between control responses.

る設定パラメータを選ぶためには、何らかのパラメータ選択の指針を作る必要があるものと考えられる。また、シミュレーションにおいては定常偏差がなくなることが確認されたが、実験においては制御範囲の小さい場合にわずかに定常偏差が残ることが多くあり、この原因を探ることも必要であると考えられる。

従って、以上の問題解決のために、今後、多数の設定パラメータの組合せによるシミュレーション解析を行うと同時に、被験者を増やし、いくつかの設定パラメータの組合せで実験を行う予定である。

5. む す び

FESにより筋張力を制御する場合、PI制御を結合した、新しい筋張力適応制御系は、低域フィルタを適応制御に使用するなどの工夫により、非線形性制御対象に対して、速応性を損なうことなく適応制御系よりも高い安定性補償能力を確保できることがわかった。また、制御初期段階だけPI制御器のみで制御するように制御系を改善したことにより、適応制御特有の制御初期段階の振動を抑えることができ、良好な制御が行えることがわかった。以上のことから、非線形性と時変性の両特性を有する神経筋系を制御する際に、従来の適応制御系や固定パラメータ制御系で問題として残っていた制御系の不安定性に対して、本論文で提案した新しい制御系が、その解決の手法として使えるものと考えられる。

今後は、設定パラメータの選択の指針等を実際の実験により探り、この新しい制御系の臨床応用における可能性を更に探っていく予定である。

文 献

- (1) 星宮 望, 半田康延: “機能的電気刺激—麻痺上肢の機能再建を中心として—”, 月刊 BME, **2**, 11, pp. 705-714 (昭63).
- (2) 星宮 望, 八十島美由紀, 二見亮弘, 半田康延: “麻痺上肢制御のための高機能多チャンネル機能的電気刺激システム”, 電学論(C), **108-C**, 7, pp. 447-452 (昭63).
- (3) 星宮 望, 半田康延: “多チャンネル FES による麻痺上肢制御の最近の展開”, 第2回生体生理工学シンポジウム稿集, pp. 117-120 (昭62).
- (4) 半田康延, 星宮 望: “機能的電気刺激 (FES) による麻痺上下肢の制御”, ME 誌, **24**, pp. 1-7 (昭61).
- (5) 星宮 望, 半田康延: “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).
- (6) U. Stanic and A. Trnkoczy: “Closed-loop positioning of hemiplegic patient's joint by means of functional electrical stimulation”, IEEE Trans. Biomed. Eng., **BME-21**, 5, pp. 365-370 (1974).

- (7) 藤田欣也, 板倉直明, 久保公人, 南谷晴之: “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”, 信学論(D), **J70-D**, 8, pp. 1651-1658 (昭62-08).
- (8) 板倉直明, 藤田欣也, 久保公人, 南谷晴之: “筋電気刺激張力制御系における立ち上がり時間の解析”, 信学論(D), **J71-D**, 7, pp. 1329-1334 (昭63-07).
- (9) J. Allin and G. F. Inbar: “FNS control schemes for the upper limb”, IEEE Trans. Biomed. Eng., **BME-33**, 9, pp. 818-828 (1986).
- (10) L. A. Bernotas, P. E. Crago and H. J. Chizeck: “Adaptive control of electrically stimulates muscle”, IEEE Trans. Biomed. Eng., **BME-34**, 2, pp. 140-147 (1987).
- (11) 藤田欣也, 板倉直明, 久保公人, 井口弥寿彦, 南谷晴之: “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”, 信学論(D), **J71-D**, 12, pp. 2692-2695 (昭63-12).
- (12) 金井喜美雄, 内門 茂: “ロバスト適応制御”, 計測と制御, **26**, 5, pp. 406-412 (昭62-05).
- (13) 市川邦彦, 金井喜美雄, 鈴木 隆, 田村捷利: “適応制御”, pp. 196-239, 昭晃堂 (昭59).
- (14) 真島英信: “生理学”, pp. 47-72, 文光堂 (昭58).
(平成元年1月31日受付, 5月31日再受付)

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。

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。

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。



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。



周 起煥

昭 57 延世大・工・電気卒，昭 59 同大大学院修士課程了，現在慶大大学院博士課程在学中，筋電による動作解析の研究に従事。



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)。