

別刷

計測自動制御学会 論文集

昭和 年 第 卷 第 号

---

(P. ~P. )

---

---



社団法人 計測自動制御学会

## 筋電操作-電気刺激フィードバック型 マン・マシン制御系の動特性†

辻 敏夫\*・伊藤宏司\*・長町三生\*  
高橋義博\*\*・松本好弘\*\*\*

### Dynamic Characteristics of Man-Machine Control System with EMG Manipulation and Electrocutaneous Stimulation Feedback

Toshio TSUJI\*, Koji ITO\*, Mitsuo NAGAMACHI\*, Yoshihiro TAKAHASHI\*\*  
and Yoshihiro MATSUMOTO\*\*\*

The human-prosthesis systems for force control may be regarded as the man-machine control systems, in which the manipulated variables are driven by EMG signals and the display information is given by electrocutaneous stimulations. Progress in prostheses requires a clearer understanding of the human operator's characteristics and developments of the more intimate interface between amputee and prosthesis based on his characteristics.

This paper analyzes the human operator's dynamic characteristics in human-prosthesis systems by a series of simulated experiments. First, it is shown that the operator's phase lag caused by the electrocutaneous stimulation is longer than the one in regular man-machine systems and that the cross-over model does not hold. From such results, a human-prosthesis interface with the Smith controller is proposed. The Smith controller can compensate the operator's dead time and improve system stability. The experimental results demonstrate

that the system performance can be improved largely and a operator's load could be reduced.

**Key Words:** man-machine system, human-prosthesis interface, EMG, electrocutaneous stimulation

#### 1. まえがき

一般に、動力義肢の開発における最も重要な課題は、動力源の小型・軽量化、および、操作性の改善である。電子機器の小型・軽量化に伴い、動力義手・義足の開発が活発に行われている。特に動力義足の機能・形態の進歩には著しいものがある<sup>1),2)</sup>。しかしながら動力義手に関しては、ロボットマニピュレータ、ME技術の発展にもかかわらず、現在使用されている義手の大部分が、装飾義手あるいは受動義手である。このことは、単に動力源などに関するハードウェアの問題だけでなく、動力義手の操作性に大きく起因している。

操作性の問題は切断者と義手とのインタフェースをいかに構成するかにかかっている。切断者は効果器官としての筋や骨格を失うだけでなく、それが備えていた情報伝達の手段や制御機構をも失う。自然肢の場合は、 $\alpha$ ,  $\gamma$ 運動ニューロンを介しての中枢からの指令や自己受容器によるフィードバックといった高度で複雑なメカニズムが巧みな運動制御を可能にしている<sup>3)</sup>。これに対して、人間-義肢系では、このような情報伝達を残存機能で代用せざるをえず、切断者の制御能力は自然肢に比べて大幅に低下する。したがって、人間-義肢インタフェースに、なんらかの補償機構を導入し、自然肢に近い制御感覚、制御能力を実現することが重要である。そのためには、まず、情報伝達手

† 第26回計測自動制御学会学術講演会で発表(昭62・7)

\* 広島大学工学部 東広島市西条町大字下見

\*\* 三菱電機(株)制御製作所 神戸市兵庫区和田崎町1-1-2

\*\*\* 東京工業大学総合理工学研究科 横浜市緑区長津田4259

\* Faculty of Engineering, Hiroshima University, Higashi-Hiroshima

\*\* Power and Industrial Systems Center, Mitsubishi Electric Corp., Kobe

\*\*\* Graduate School at Nagatsuta, Tokyo Institute of Technology, Yokohama

(Received August 31, 1987)

(Revised November 19, 1987)

段に制約を受ける人間-義肢系の特性を明確にする必要がある。

本稿では肘上切断のための上腕義手を対象とし、筋電義手の力制御問題を取り上げる。義手の出力である力は、ソケット部にかかる力を断端部に残存する自己受容器で検出することにより、ある程度切断者の中枢へフィードバックされる。しかしこれだけでは不十分であり、付加的な人工感覚フィードバックを用いることが必要になる<sup>4),5)</sup>。その結果、切断者は筋電操作に加えて、感覚フィードバックを強いられることになり、情報の伝達に二重の制約を受ける。なんらかの補償機構をインタフェース部に導入しない限り、満足な義手制御特性、操作性を実現することは不可能である。以下、第2章で、筋電義手の力制御の問題点となる筋電操作、感覚フィードバックについて考察する。つぎに、第3章では、力制御を模擬した筋電操作-電気刺激フィードバック型マン・マシン制御系を構成し、追値制御実験により操作性評価を行う。そして、第4章で、電気刺激フィードバックに伴う操作者の知覚の遅れが系の制御特性に大きな影響を与えることを明らかにし、第5章で、それを補償する機構を人間-義肢インタフェースに導入することを試みる。

## 2. 筋電義手の力制御

**Fig. 1** に本稿で想定する人間-義手系の力制御構成図を示す。切断者は義手の力を制御するために、自らの屈筋、伸筋を収縮させる。しかし、これらの筋は前腕が切断されているため、短縮することはなく、長さは一定に保たれる。つまり、その収縮は等尺性収縮である。つぎに、この収縮によって生じた筋電位を採取し、筋電処理によって、屈筋・伸筋の筋張力  $u_f, u_e$  を推定する。この  $u_f, u_e$  が義手への入力となる。

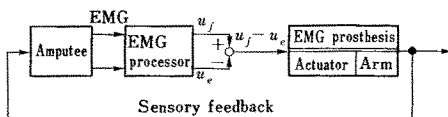
制御対象である義手は駆動部と義手本体からなる。現在、駆動部には直流サーボ・モータが多く用いられており、そのトルク発生時定数は速いもので 16~45 ms 程度である<sup>6)</sup>。一方、義手の先端に働く力を制御量とし義手を剛体とすると、義手本体の伝達特性はゲインで近似できる。切断者は等尺性収縮時の筋張力で制御対象を比例的に制御することになる。したがって、義肢の力制御における主な問題点は、表面筋電位から筋張力を推定する筋電処理方法と力感覚フィード

バックの問題である。

筋電位から推定した筋張力は、切断者が随意的に制御できるものでなければならない。従来からいくつかの筋電処理方式が提案されている。たとえば、J.G. Kreifeldt は整流した筋電位に線形フィルタ、あるいは非線形フィルタを施す方法を提案している<sup>7),8)</sup>。N. Hogan らは、複数電極から得た筋電位を用い、最尤推定法により筋力を推定した<sup>9)</sup>。これらの研究では、得られた信号の S/N 比といった静的な特性にのみ注目して筋電位の随意制御を評価している。しかし、人間-義肢系がマン・マシン・システムであるという観点からすれば、静的な筋電制御だけでなく、動特性という観点からこの随意制御を確かめておく必要がある。

一方、人工感覚フィードバックの重要性は従来から強調されており、電気刺激や機械振動刺激などによる方法がいくつか提案されている<sup>4),5)</sup>。特に、皮膚電気パルス刺激法は、比較的感覚順応の少ない安定な感覚を実現することができ、かつ、エネルギー消費量が少ないという特徴をもち、その有効性が確認されている<sup>10),11)</sup>。最近では、四肢麻痺患者を対象とした機能的電気刺激 (FES) に電気刺激フィードバックを導入し、把持動作などに関する情報を患者にフィードバックしようとする一連の研究がある<sup>12)-14)</sup>。本稿では、この電気刺激フィードバックを筋電義手の力感覚フィードバックとして用いることを考える。したがって、電気刺激法の評価は Fig. 1 のマン・マシン制御系の特性という観点で行う必要がある。従来の電気刺激に関する研究は、電気刺激情報に対する人間の識別能力の評価を目的としたものがほとんどである。これに対して、電気刺激を含むマン・マシン制御系を取り扱っているものには、谷江らの研究<sup>15)</sup>がある。谷江らは、操縦桿を操作器として用いた場合の系の制御特性が、通常の視覚フィードバックによる場合に比べて著しく低下することを明らかにした。筋電義手の力制御を考える場合には、操縦桿ではなく、筋電位を操作器として用いる必要がある。このような条件下での、マン・マシン制御系の特性を明らかにした研究は行われていない。

以上の問題点をふまえた上で、次章では筋電操作-電気刺激フィードバック型のマン・マシン制御系を構成し、筋電義手の力制御の模擬実験を行う。そして、操作者の情報伝達の制約が系の制御特性に与える影響を、その動特性の観点から解析するとともに、力制御の可能性を考察する。



**Fig. 1** Force control of the EMG powered prostheses

### 3. マン・マシン制御系の構成

#### 3.1 追値制御実験

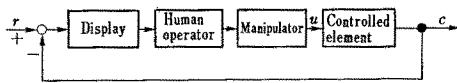
補償型マン・マシン制御系を Fig. 2(a) のように構成する。操作者は表示装置に表示される偏差  $e$  をできるだけ小さくするように、操作器を用いて制御を行う。ここで、表示装置はオシロスコープまたは電気刺激装置とする。オシロスコープの場合は視覚が、電気刺激装置の場合は皮膚感覚が人間への入力チャンネルとして用いられることになる。操作器はジョイ・スティックまたは筋電処理とし、操作者は自らの手または筋電位で制御を行う。以下、各実験装置に対応して、

- (a) 手操作-視覚フィードバック (M. V. 型)
- (b) 筋電操作-視覚フィードバック型 (E. V. 型)
- (c) 手操作-電気刺激フィードバック型 (M. S. 型)
- (d) 筋電操作-電気刺激フィードバック型 (E. S. 型)

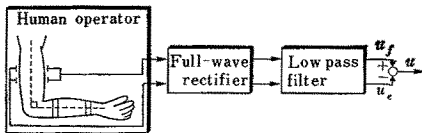
と呼ぶことにする。ここで(a)の M. V. 型は通常の手動制御系であり、(d)の E. S. 型は人間-義肢系の力制御を模擬したものである。また、(c)の M. S. 型は谷江らの制御系に対応している<sup>15)</sup>。本稿では、このうち、M. S. 型、E. S. 型について実験を行った。

目標入力は、M 系列信号をアナログ 2 次低域通過フィルタ (カットオフ周波数 0.5 Hz) で平滑した信号で、最大振幅は  $\pm 1$  V である。また、制御対象は電動義手の特性 (2 章参照) を考慮して、

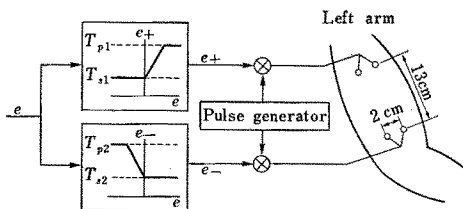
- ①  $G_1(s) = K_1$  ( $K_1 = 1$ )
- ②  $G_2(s) = K_2/s$  ( $K_2 = 3$ )



(a) Man-machine control system



(b) EMG processing procedure



(c) Electrocutaneous stimulation procedure

Fig. 2 Experimental arrangement

③  $G_3(s) = K_3/(s(s+a))$  ( $K_3 = 5, a = 3.2$ )

の 3 通りとし、アナログ計算機で模擬した。

試行時間は約 100 s, 被験者は健常男子 3 名で十分な熟練後の 10 回をデータとして用いた。なお、被験者は 3 名とも電気刺激の経験を有していない。

#### 3.2 筋電処理方式

Fig. 2(b) に筋電処理方式を示す。被験者を椅子に座らせ、水平な台の上に前腕をベルトで固定して肘を 90° に保つ。採取部位は右腕上腕二頭筋および上腕三頭筋で、等尺性収縮により筋電位を発生させた。電極は直径 1.5 cm の同心円使い捨て銀塩化銀電極で、双極導出 (電極間隔は 2 cm) とした。それぞれの筋電位は医用テレメータ (日本光電製) を介して増幅し、全波整流したのち、アナログ平滑フィルタ ( $f_c = 1$  Hz: 2 次パワースフィルタ) で高周波成分をカットした。フィルタの出力が操作信号  $u_f, u_c$  である。この処理方式は、従来から多く用いられている<sup>16)</sup>。平滑後の筋電位は積分筋電と呼ばれ、筋力と一定の関係にあることが知られている。フィルタのゲインは最大随意収縮時に出力が 5 V になるように調節した。

#### 3.3 電気刺激方式

刺激部位は左腕上腕二頭筋とし、上下各 1 対の電極を、弁別閾を考慮して 10 cm 以上離して取りつけた。使用電極は、直径 1.5 cm の同心円使い捨て銀塩化銀電極である。刺激波形はパルス波とし、パルス幅、パルス周波数については、ダイナミックレンジ、刺激感などを考慮し、それぞれ 0.1 ms, 100 pps とした<sup>15)</sup>。

刺激方式はパルス振幅変調である。Fig. 2(c) に、電気刺激方式の模式図を示す。まず、実験前に、各電極ごとに被験者の刺激感覚を生じる最小の電圧 (感覚閾値、 $T_s$ ) と痛みを感じ始める電圧 (痛覚閾値、 $T_p$ ) を測定しておく。偏差信号  $e$  が入力されると、その極性に応じて正側はそのまま、負側は極性を反転させてから、おのおのを  $(T_{p_i} - T_{s_i}) \times 0.7$  倍し ( $i = 1, 2$ )、さらに、感覚閾値分の電圧  $T_{s_i}$  を加える。

$e \geq 0$  のとき、

$$e_+ = T_{s_1} + 0.7(T_{p_1} - T_{s_1})e \tag{1}$$

$$e_- = T_{s_2} \tag{2}$$

$e < 0$  のとき、

$$e_+ = T_{s_1} \tag{3}$$

$$e_- = T_{s_2} + 0.7(T_{p_2} - T_{s_2})|e| \tag{4}$$

$e_+, e_-$  が  $T_{p_i}$  を越えていなければ、そのまま出力し、もし  $T_{p_i}$  を越えていれば、 $T_{p_i}$  を出力する。そしてパルス発生器からの出力と掛け合せたパルス波をそれぞれの電極へ送る。すなわち、パルス振幅は、被験者の感覚閾値と痛覚閾値の間で、偏差  $e$  に比例し

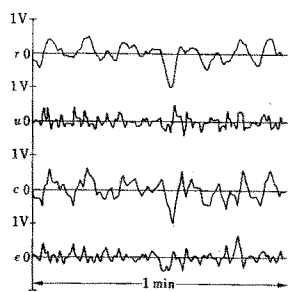
て変化する。たとえば、偏差信号  $e$  が 1V, または -1V (目標入力の最大振幅に対応する) の場合には、刺激レンジ ( $T_{p1}-T_{s1}$ ) の 70% の電圧が表示されることになる。以上の手続きにより、被験者は刺激電極により偏差の方向を、刺激電圧により偏差の振幅を感じることができる。なお、使用した電気刺激装置は、パルス発生器 (日本光電製: EP-601J) 2台、振幅変調用アンプ (日本光電製: EP-602J), アイソレータ (日本光電製: SS-302J) 2台からなる。

#### 4. マン・マシン制御系の動特性

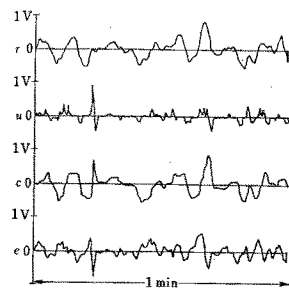
Fig. 3 に代表的な応答波形を示す。制御対象は積分器  $G_2(s)=K_2/s$  ( $K_2=3$ ) で、(a) は M.S. 型、(b) は E.S. 型である。いずれも、上から、目標入力  $r$ , 操作量  $u$ , 制御量  $c$ , 偏差  $e$  である。(a), (b)とも制御量  $c$  は目標入力にある程度追従しており、操作者は電気刺激情報を唯一のよりどころとして制御していることがわかる。(a), (b)を比較すると、制御精度に大きな違いがある。(a)の M.S. 型では、目標入力のかなり細かい変動にまで追従しようとしているが、(b)の E.S. 型では細かい変動は無視し、比較的、低周波の変動のみ追従している。

つぎに、周波数応答を次式により推定した。

$$H(j\omega) = \Phi_{ru}(j\omega) / \Phi_{re}(j\omega) \quad (5)$$



(a) M.S. system



(b) E.S. system

Fig. 3 Human-operator's responses for random input

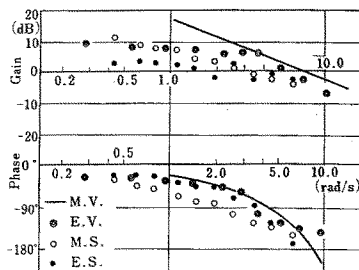


Fig. 4 Overall open-loop describing functions

$$G_0(j\omega) = \Phi_{rc}(j\omega) / \Phi_{re}(j\omega) \quad (6)$$

ここで、 $H(j\omega)$  は制御者の周波数応答、 $G_0(j\omega)$  は系全体の開ループ周波数応答である。 $\Phi_{xy}(j\omega)$  は  $x$  と  $y$  の相互スペクトル密度関数で、FFT 法により推定した。

Fig. 4 に、偏差  $e$  から制御量  $c$  までの開ループ周波数応答を示す。制御対象は比例で、○印は M.S. 型、●印は E.S. 型で、10 試行の平均値である。図中、◎印は E.V. 型で、文献 17) によった。

ところで、通常の手操作-視覚フィードバック型マン・マシン制御系の開ループ周波数応答は、クロスオーバーモデルとしてまとめられている<sup>18)</sup>。すなわち、クロスオーバー周波数  $\omega_c$  の近傍で、

$$H(j\omega) \cdot G(j\omega) = (\omega_c / j\omega) e^{-j\omega\tau} \quad (7)$$

をほぼ満足するように、操作者は自らの特性  $H(j\omega)$  を、制御対象  $G(j\omega)$  に対して適応させることが知られている。Fig. 4 の実線は、比例制御対象を制御する操作者の位相特性をより良く近似するために提案された J. W. Hill の拡張クロスオーバーモデル<sup>19)</sup>

$$H(j\omega) = (K/j\omega) e^{-(j\omega\tau - \pi/2)} \quad (8)$$

を示している。ここで、 $K$  は等価ゲイン、 $\tau$  は等価時間遅れである。

まず、E.V. 型の場合、開ループ周波数応答はクロスオーバー周波数付近で、ゲインが約 -20 dB/decade の傾きをもっており、クロスオーバーモデルはあてはまっている。M.V. 型と比較して、クロスオーバー周波数がやや低い (約 5 rad/s) もの位相はほぼ同じである。すなわち、筋電操作を用いても、操作者の適応能力の範囲内で M.V. 型とはほぼ同程度に系の制御特性を維持できることがわかる。

これに対して、電気刺激フィードバックを用いた M.S. 型の場合は、ほぼクロスオーバーモデルにあてはまっているが、そのクロスオーバー周波数はかなり低い (約 2.5 rad/s)。そこで、J. W. Hill の拡張クロスオーバーモデル ((8)式) に本実験の結果をあてはめてみる。結果を Fig. 5 に示す。図から M.S. 型の等価時間遅れは約 0.6 s となり、M.V. 型、E.V. 型 (約

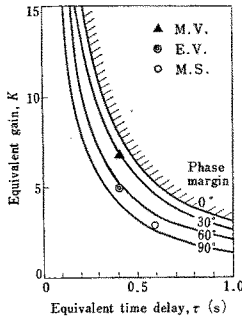
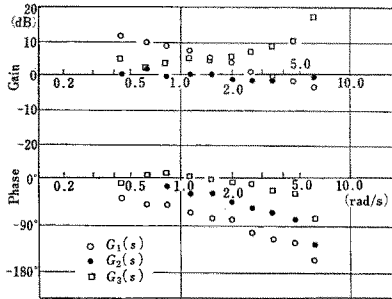
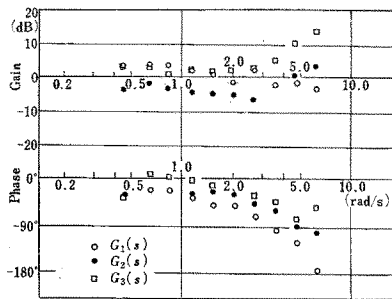


Fig. 5 Equivalent gains and equivalent time delays



(a) M.S. system



(b) E.S. system

Fig. 6 Human operator's describing functions

0.4 s) に比べて、約 50% 増加していることがわかる。そのため操作者が目標値の中の変化のはやい成分を無視してしまうので、クロスオーバー周波数が低下する。電気刺激フィードバックを用いると、系の位相遅れが大きくなり、これが系の制御特性に影響を与えていることがわかる。

つぎに、E.S. 型の場合は、クロスオーバーモデルと比較して、低周波数側でゲインが低く、高周波数側で位相進み特性が見られる。この傾向は、他の制御対象の場合にも見られた。

Fig. 6 に、偏差  $e$  から操作量  $u$  までの操作者の周波数応答を示す。(a) は M.S. 型で、(b) は E.S. 型の結果である。いずれも、○印が比例、●印が積分、

□印がサーボ系である。制御対象の次数は比例、積分、サーボの順に増加するから、(7) 式のクロスオーバーモデルを維持するためには、操作者は自らの特性を積分、比例、1 次進みの形に適応的に調整する必要がある。M.S. 型 (Fig. 6(a)) ではほぼこの形を満足している。ところが、E.S. 型 (Fig. 6(b)) になると、操作者は次数を一つ増加させた周波数応答、すなわち、比例、1 次進み、2 次進みの形に自らを調節している。

E.S. 型では電気刺激フィードバックに加えて、筋電操作という二重の制約のため、操作者はもはやクロスオーバーモデルを維持することができない。操作者の位相遅れが、あたかも通常の手動制御系 (M.V. 型) における制御対象の次数が、1 次増加したような影響を制御系に与えている。その結果、操作者はゲイン特性を犠牲にしても、大きな位相遅れに対して系の安定性を保とうとするのである。

義肢の力制御を実現するには、なんらかの人工的力感覚フィードバックを義肢系に組み込むことが必須条件である。本実験の結果は、電気刺激フィードバックを含む人間-義肢系を構成する際には、切断者の反応遅れを補償する機構をインタフェース部に導入する必要があることを示唆している。

### 5. スミス法によるむだ時間補償

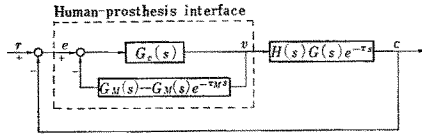
本章では、電気刺激フィードバックに起因する操作者の反応遅れを補償するために、スミス補償器を人間-義肢インタフェース部に導入することを考える。スミス法は、元来、むだ時間を含む制御対象をうまく制御するために考案された予測制御法の一つである<sup>20)</sup>。人間-義肢系では、操作者がむだ時間特性をもつため、操作者と制御対象である義肢を含めた内部モデルをインタフェース部に導入する必要がある。

#### 5.1 人間-義肢インタフェースの構成

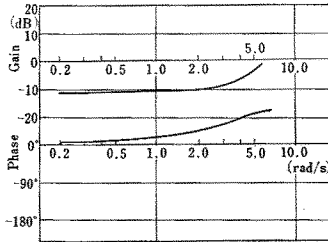
Fig. 7 (a) にスミス補償器を用いた人間-義肢インタフェースを示す。 $H(s) \cdot e^{-\tau s}$ 、 $G(s)$  は、それぞれ操作者と義肢の伝達関数、 $G_M(s) \cdot e^{-\tau_M s}$  は  $H(s) \cdot G(s) \cdot e^{-\tau s}$  のモデル、 $G_c(s)$  は直列補償器である。図中、点線部が人間-義肢インタフェースとなる。もし、モデルが完全である ( $G_M(s) = H(s) \cdot G(s)$ 、 $\tau_M = \tau$ ) とし、 $G_c(s) = 1$  とおくと、 $r$  から  $c$  までの伝達関数は、

$$\frac{c(s)}{r(s)} = \frac{H(s)G(s)e^{-\tau s}}{1 + H(s)G(s)} \quad (9)$$

となる。特性多項式から安定性を阻害するむだ時間要素が消去されるため、操作者はかなり自由に自分自身の特性  $H(s)$  を調節できるはずである。すなわち、通



(a) A block diagram



(b) Frequency response

Fig. 7 Human-prosthesis system with Smith controller

常の手動制御系に近い制御特性を実現できる可能性がある。

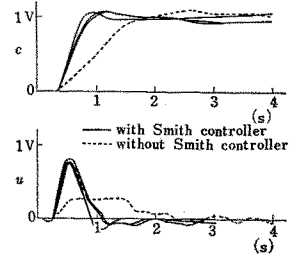
### 5.2 追値制御実験

スミス補償器を用いた人間-義肢インタフェースによって、系の特性が改善されるかどうかを確認するため、第3章と同様の追値制御実験を行った。

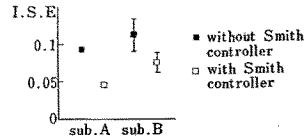
対象とする制御系は、M.S.型、E.S.型で、被験者は第3章の実験を行った3名のうち2名、制御対象は積分器  $G_2(s)=K_2/s$  ( $K_2=3$ ) とした。スミス補償器で設定した操作者のむだ時間  $\tau_M$  は、第4章の実験結果から推定し、2名の被験者に対しそれぞれ 0.3s, 0.35s とした。また、モデルのゲインは、クロスオーバーモデルを参考に、 $K=4$  とした((7)式の  $\omega_c$  に対応)。補償回路はデジタル計算機 (MELCOM 70/40) で4次ルンゲ・クッタ法を用いて計算した。この処理時間は無視できる程度であった。

人間-義肢インタフェース部 (Fig. 7(a)点線部) の周波数特性を Fig. 7(b)に示す。図から、高周波側で位相が進んだ形をしており、位相進み補償となっていることがわかる。なお、実験では第3章の電気刺激フィードバックの表示ゲインと同程度にするため、補償回路からの出力を3倍 (約 10 dB) して操作者に提示した。これは低周波側のゲイン低下を抑えるためである。

まず、M.S.型におけるステップ応答の一例を Fig. 8(a)に示す。実線がスミス補償器を用いた場合で、点線は補償なしの場合の制御量  $c$  と操作量  $u$  である。図から、補償器をインタフェースに導入することにより、速応性が大幅に改善されていることがわかる。Fig. 8(b)は実験結果から求めた2乗偏差面積



(a) Step responses



(b) Performance scores

Fig. 8 Human operator's step responses (M.S. system)

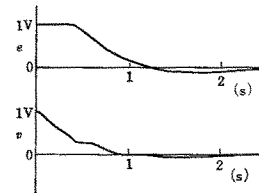


Fig. 9 A typical example of step responses with Smith controller

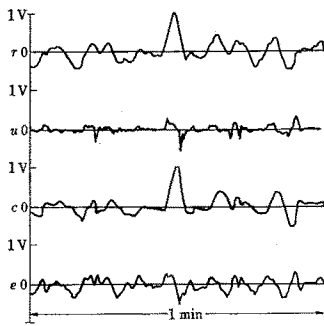
(ISE),

$$I.S.E. \triangleq \int_0^T [e(t)]^2 dt \Big/ \int_0^T [r(t)]^2 dt \quad (10)$$

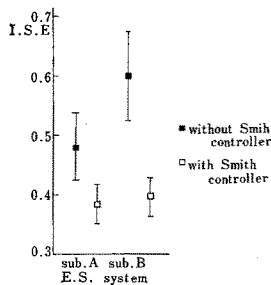
である。ただし、 $T$  は試行時間で 10s, いずれも 10 試行の平均値と標準偏差である。スミス補償器により、約 50% の改善がみられる。

そこで、スミス補償器の動作を確認するため、補償器の入力である偏差  $e$  と出力である  $v$  を求めた (Fig. 9)。予測がうまく働いていれば、 $v$  は  $e$  の時間を進めた形となるはずである。図から、 $v$  は応答の後半で乱れがみられるが、全体としては  $e$  の時間を進めた波形を示していることがわかる。この  $v$  が電気刺激を介して表示されるため、操作者は系の安定性を気にすることなく速応性を高めることができる。

つぎに、E.S.型におけるランダム応答波形の一例を Fig. 10(a)に示す。補償なしの波形 (Fig. 3(b)) と比べると、追従性がかなり改善されており、目標入力と比較的速い動きにも対応していることがわかる。Fig. 10(b)は、実験結果から求めた2乗偏差面積で、いずれも 10 試行の平均値と標準偏差である。2名の被験者とも、制御成績が大幅に向上している。この場



(a) Tracking records



(b) Performance scores

Fig. 10 Human operator's response for random input with Smith controller (E.S. system)

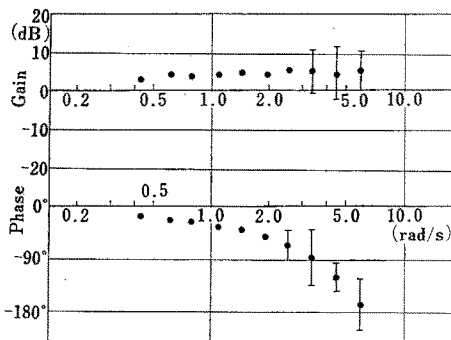


Fig. 11 Human operator's describing function with Smith controller (E.S. system)

合の操作者の周波数応答を Fig. 11 に示す。操作者は、ほぼ比例動作のみを行っており、補償前 (Fig. 6 (b)) に見られた位相進み特性が消えている。すなわち、スミス補償器により、操作者の負担 (微小動作) が軽減されているのである。

以上より、人間-義肢インタフェース部にスミス補償器を導入することにより、電気刺激フィードバックに起因する操作者の時間遅れを補償し、系の特性を改善できる可能性が示された。しかしながら、スミス補償器の実用化に際しては、二つの大きな問題がある。

第一に、スミス補償器を構成するためには、人間の

モデルが必要であるという点である。一般に、人間の動作は多くの非線形性を含んでおり、また、時間とともに特性が変動するという非定常性を有する。このことは、本実験の条件下ではさほど問題にはならなかったが、日常動作のような複雑な作業を行う場合には、なんらかの適応的なモデルを導入することで対応する必要がある。第二は、補償回路の周波数特性 (Fig. 7 (b)) が、高周波側でゲインが大きいため、高周波ノイズをも増幅して操作者に伝えてしまうことにある。特に、筋電位を操作量とする人間-義肢系においては、操作量にある程度高周波成分が残るため、このような特性は好ましくない。直列補償器  $G_c(s)$  (Fig. 7 (a)) をうまく設計する必要がある。

このように、スミス補償器を実際の人間-義肢系に適用する場合には、今後検討すべき問題が残されている。しかしながら、本実験の結果から、電気刺激フィードバックに伴う時間遅れが人間-義肢系の制御特性を悪化させること、そして、この時間遅れをうまく補償することができれば、系の特性を大幅に改善できることが示された。この電気刺激に伴う時間遅れは、操作者の適応能力だけではもはや補償することができないけれども、時間遅れ補償機構を考える際には、通常の手動制御系における操作者のむだ時間補償機構<sup>21)</sup>がなんらかの手掛りとなる可能性がある。より自然肢に近い義肢制御系を実現するためには、優れた時間遅れ補償機構をもつ人間-義肢インタフェースの開発が重要である。

## 6. あとがき

本稿では、筋電義手の力制御を想定し、皮膚電気刺激フィードバックを用いたマン・マシン制御系の動特性を実験的に解析した。操作者は電気刺激フィードバックと筋電操作という二重の制約を入出力チャンネルに受けることになる。このような条件下では、通常の手動制御系にみられるクロスオーバーモデルがもはや成り立たず、系の特性が大きく低下することが明らかになった。この原因は、電気刺激フィードバックに伴う操作者の知覚遅れにある。そこで、予測制御法の一つであるスミス法を人間-義肢インタフェースに導入することを提案し、むだ時間補償を行うことにより、系の特性が改善できることを明らかにした。

このような電気刺激フィードバックによる情報伝達は、義手制御以外にも、麻痺肢の電気刺激制御 (FES) や動力義足の接地情報の提示、リモート・マニピュレータの制御などの問題に対しても重要である。本稿の結果は、これらの制御系を設計する際の基礎資料とな



りうと考える。今後は、より詳細に知覚時間遅れの発生メカニズムを解明し、それを補償する機構を考察する必要がある。また、本稿の結果を現実の義肢に適用するためには、断端形状が切断者の筋電操作能力に与える影響、実際の動力義肢に含まれるいくつかの非線形性の影響などの問題を考慮する必要があると考えている。なお、本研究の一部は文部省科学研究費(61750396, 62460142)の研究助成によるもので、ここに改めて謝意を表します。

#### 参考文献

- 1) 中川, 北川, 瀬口: オール・イン・ワン・インテリジェント大腿義足, バイオメカニズム 8, 東京大学出版会, 227/235 (1986)
- 2) 小金沢, 藤本, 滝田, 加藤: 健常人と同等の階段降り歩行が可能な大腿義足, バイオメカニズム 8, 東京大学出版会, 237/250 (1986)
- 3) 伊藤: 筋運動制御機構, 計測と制御, 25-2, 131/135 (1986)
- 4) R. W. Mann, et al.: Kinesthetic Sensing for the EMG Controlled BOSTON ARM, IEEE Trans. Man-Machine System, **MMS-11-1**, 110/115 (1970)
- 5) A. Y. J. Szeto, et al.: Electrocutaneous Stimulation for Sensory Communication in Rehabilitation Engineering, IEEE Trans. Bio-Medical Engineering, **BME-29-4**, 300/308 (1982)
- 6) 高瀬, 井上: クラッチサーボを用いたロボットの腕, バイオメカニズム 2, 東京大学出版会, 144/153 (1973)
- 7) J. G. Kreifeldt: Signal Versus Noise Characteristics of Filtered EMG Used as a Control Source, IEEE Trans. Bio-Medical Engineering, **BME-18-1**, 16/22 (1971)
- 8) J. G. Kreifeldt: A Signal to Noise Investigation of Nonlinear Electromyographic Processors, IEEE Trans. Bio-Medical Engineering, **BME-21-4**, 298/308 (1974)
- 9) N. Hogan, et al.: Myoelectric Signal Processing: Optimal Estimation Applied to Electromyography-part 1, part 2, IEEE Trans. Bio-Medical Engineering, **BME-27-7**, 382/410 (1980)
- 10) 市川, 山本, 三淵, 阿部: 皮膚電気刺激による情報伝達の基礎的特性, バイオメカニズム 4, 東京大学出版会, 17/24 (1978)
- 11) 谷江和雄: 電気刺激による生体への情報伝達に関する基礎的研究, 機械技術研究所報告, 106 (1980)
- 12) 藤井, 泉, 二見, 伊福部, 星宮, 半田: 麻痺上肢補助のための感覚フィードバックの基礎的研究, 信学技報, **MBE86-5**, 33/40 (1986)
- 13) 泉, 藤井, 二見, 伊福部, 星宮, 半田: 麻痺上肢補助のための感覚フィードバックの基礎的研究(2), 信学技報, **MBE86-33**, 85/90 (1986)
- 14) 泉, 鶴間, 二見, 伊福部, 星宮, 半田: 麻痺上肢補助のための感覚フィードバックの基礎的研究(3), 信学技報, **MBE86-99**, 39/44 (1987)
- 15) 谷江, 館, 小森, 井口, 高部, 阿部, 坂井: 電気刺激フィードバックを用いる補償型手動制御系の特性, バイオメカニズム 6, 東京大学出版会, 99/108 (1982)
- 16) S. C. Jacobson, et al.: Development of the Utah Artificial Arm, IEEE Trans Bio-Medical Engineering, **BME-29-4**, 249/269 (1982)
- 17) 伊藤, 辻: 人間-義肢系の力制御と位置制御, バイオメカニズム 8, 東京大学出版会, 275/286 (1986)
- 18) D. T. McRuer, et al.: A Review of Quasi-Linear Pilot Models, IEEE Trans. Human Factors in Electronics, **HFE-8-3**, 231/249 (1967)
- 19) J. W. Hill: Describing Function Analysis of Tracking Performance Using Two Tactile Displays, IEEE Trans. Man-Machine Systems, **MMS-11-1**, 92/100 (1970)
- 20) O. J. M. Smith: A Controller to Overcome Dead Time, **ISAJ**, 6-2, 28/33 (1959)
- 21) 吉澤, 竹田: 手動制御系における人間オペレータのむだ時間補償機構, 計測自動制御学会論文集, 19-8, 665/672 (1983)