

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

# 量子化筋電を操作量とするマン・マシン制御系の動特性†

伊藤 宏 司\*・辻 敏 夫\*・竹 根 優 子\*\*・長 町 三 生\*

On Man-Machine Control Systems Manipulated by Quantized EMG Signal

Koji ITO\*, Toshio TSUJI\*, Yuko TAKENE\*\* and Mitsuo NAGAMACHI†

In human-prosthesis systems, the signals must be transmitted through the functions remained in the amputee. Therefore, the amputee's ability of information transmission is largely restricted and it seems that the control ability may be inferior to the one in regular man-machine systems. It is important to identify human operator's control strategy and to clarify the limit of control ability under the restricted conditions for the development of powered prosthesis.

The purpose of this paper is to analyze human operator's control characteristics in man-machine systems controlled by quantized EMG signal. Human operator was asked to compensate a random input by manipulating quantized EMG signal with five states. First, human operator's describing functions were estimated from the experiments and it was shown that the gain characteristics became worse than the ones in regular man-machine systems. Then, human operator's switching behavior was analyzed and it was represented that the nonlinear property of the human operator led to the reduction of the gain characteristics.

**Keyword:** EMG, myoelectric control, man-machine system, human-prosthesis system

## 1. ま え が き

電子機器の小形・軽量化によって、動力義手・義足の開発が活発に行われるようになり、その機能・形態が著しく進歩した。一部では、実用化試験も行われている<sup>1)</sup>。この結果、義肢装着者は、動力義肢を制御対象とするマン・マシン制御系を構成することになり、

装着者の制御能力と動力義肢の伝達特性とのマッチングが重要な課題となってきている。

人間義肢系では、信号の授受を残存機能で代用せざるを得ない。このため、義肢装着者は、情報の伝達に著しい制約を受け、一般に、制御能力が低下すると思われる。このような人間—義肢系における人間の制御方策を同定し、その制御限界を明らかにしておくことは、今後、動力義肢を開発していくうえで非常に重要である。

ところで、動力義肢を実現するうえで、つぎの4点が解決すべき重要な課題であると考えられる。

- i) 制御信号
- ii) 感覚フィードバック
- iii) 義肢本体の機構・機能の改善
- iv) パワー源

本稿では、このうち、制御信号と人間—義肢系の動特性の関係をとり上げる。

対象とする動力義肢の自由度にもよるけれども、義肢の制御信号源としては、筋電位 (EMG) が最も有力であると考えられている<sup>2)</sup>。しかし、EMG は多数の筋線維の起動電位が複合したものであり、かなりの高周波成分まで含まれている<sup>3)</sup>。したがって、EMG を直接、制御信号に使うことはできない。通常は、何らかの信号処理を施した後、制御信号として用いられる。この信号処理方式には、整流平滑化法<sup>4)</sup>、非線形フィルタ法<sup>5)</sup>、パルス変調法<sup>6)</sup>、線形予測法<sup>7), 8)</sup>、筋力推定法<sup>9)~12)</sup>、などが提案されている。そして、義肢の自由度に応じて、制御信号のパターンを何種類か用意し、装着者は、EMG を介して、それらの制御信号を適宜切り換えて、目的とする動作を義肢に行わせる<sup>2), 6), 8), 13)</sup>。

さて、従来の筋電制御の研究では、EMG 制御信号による義肢の動作の識別率により、筋電制御系の適合性を判定してきた。しかし、人間—義肢系がマン・マシン制御系であるという観点からすれば、これだけでは不十分である<sup>14)</sup>。特に、日常の動作が、義肢の個々

† 第2回計測自動制御学会学術講演会で発表 (昭57・7)

\* 広島大学工学部 東広島市西条町大字下見

\*\* 日本アイ・ビー・エム(株)野洲工場 滋賀県野洲郡野洲町字三宅 1800

\* Faculty of Engineering, Hiroshima University, Higashihiroshima

\*\* Yasu Factory, Japan IBM Corp., Yasu-gun, Shiga (Received September 29, 1983)

(Revised April 12, 1984)

の動作パターンを複合せた協調動作であることを考えると、制御信号の切り換え動作も含めたフィードバック制御系全体としての動特性を解析していくことが重要である。

以上の観点から、本稿では、筋電操作-視覚フィードバック形マン・マシン制御系における人間の制御方を非線形特性を中心に解析し、動力義肢開発の基礎資料を得ることを目的とする。

制御信号には、切換動作による動特性への影響をみるため、一对の主働・拮抗筋の整流・差動平滑化筋電位を量子化した信号を用いる。従来の筋電制御の多くは、整流平滑化筋電位をある閾値レベルでスライスしたオン・オフ信号を操作量に使用している。本稿の量子化信号は、この切り換え動作を含むと同時に、複数のレベルを設定したことにより、義肢の速度も制御することが可能である。量子化のレベル数は、筋電位の振幅維持実験の結果を考慮して、5段階とした。また、量子化筋電位の各レベルに義手の機能をそれぞれ、対応させ、多機能義手の制御に応用する試みもある<sup>15),16)</sup>。なお、平滑化筋電位の連続(アナログ)信号を操作量とした場合の動特性については、別の機会に報告する予定である。

## 2. 実 験

### 2.1 筋電処理方式

Fig. 1 に本実験で用いた量子化筋電処理のブロック線図を示す。上腕二頭筋(Biceps brachii)、およびその拮抗筋である上腕三頭筋(Triceps brachii)の表面筋電位(EMG)を使い捨て電極(日本光電製)で採取し、医用テレメータ(日本光電製)を介して増幅(ゲイン 64 dB)する。さらに、全波整流したのち、両筋電位の差をアナログ平滑化フィルタに通す。フィルタには2次のバターワース・フィルタを用い、そのカットオフ周波数 $\omega_c$ は $4\pi$  krad/s に設定した。一般に手動制御系における人間の制御特性の解析は、約10 rad/s 程度の帯域で行われている。本論文の場合も10 rad/s 程度の帯域での操作者の追従特性の解析を目的としているため、平滑化フィルタのカットオフ周波数は、 $4\pi$  rad/s 程度で妥当であると考えられる。フィルタのゲインは最大筋力発生時にフィルタ出力 $\bar{u}$ の振幅が $\pm 5$  V になるように調節した。この平滑化筋電位 $\bar{u}$ を閾値レベル $\pm A_1$ ,  $\pm A_2$ によって5段階に量子化し、操作信号( $u=0, \pm B_1, \pm B_2$ )とした。

また、筋電位の周波数特性や統計的性質は、電極の形状や配置によっても変化する。本実験では、双極表面電極(電極間隔2 cm)を用いている。Lindström ら

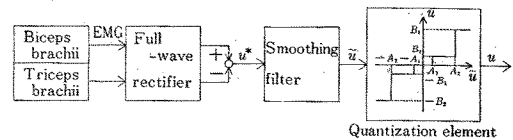


Fig. 1 EMG processing procedure

によると、双極表面電極のフィルタリング特性は、

$$F_{bipol}(j\omega) = 2j \cdot \sin(\omega d / v)$$

で与えられる<sup>3)</sup>。ここで、 $2d$ は電極間隔、 $v$ は筋電位の伝播速度である。したがって、筋電位のパワー・スペクトルに現れる dip の周波数  $f_{dip}$  は

$$f_{dip} = nv / 2d \quad (n=1, 2, 3, \dots)$$

となる。 $2d=2$  cm,  $v=4$  m/s,  $n=1$  とすると、 $f_{dip}=200$  Hz である。ところで、本実験で用いた平滑化フィルタのカットオフ周波数は、 $4\pi$  rad/s であるので、筋電位の低周波成分(10 Hz 以下)を操作信号として使用することになる。したがって、電極配置に依存するような筋電位の高周波成分の影響はきわめて少ない。商用電源から混入する電磁気ノイズ(50 Hz or 60 Hz)についても同様である。しかしながら、実用段階においては、ドリフト、アーチファクトなどの影響に耐えるような電極の形状、配置を考慮する必要があることはいうまでもない。

### 2.2 筋電操作形マン・マシン制御系の構成

Fig. 2 に筋電操作形マン・マシン制御系のブロック線図を示す。通常のマン・マシン制御系が手の動きを操作量とするのに対し、本実験では、表面筋電位(EMG)を操作量とする点異なる。被験者は座位で、肘を台にのせ、肘角度を直角に保つ。ただし、前腕部および手首はベルトで台に固定する。そのうえで、表示装置(オシロスコープ)に示される偏差を原点に維持するように等尺性収縮を行わせる。発生した筋電位は、2.1 節で述べた筋電処理を施した後、操作入力とした。被験者は、正の操作を行うときは二頭筋を、逆に負の操作には三頭筋を働かせることになる。

制御対象は電動義手を想定して、 $G(s)=5/s(s+3.2)$ (サーボ系)とし、アナログ計算機で模擬した。目標入力は、2種類用意し、

- ① 0.307~5.221 rad/s (カットオフ周波数  $\omega_c=1.477$  rad/s)

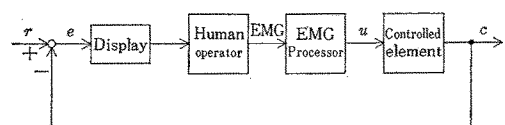


Fig. 2 Man-machine system controlled by EMG signal

② 0.307~9.865 rad/s ( $\omega_c=2.765$  rad/s)

の周波数からなる 10 個の正弦波を合成した擬似ランダム波で、最大振幅は  $\pm 3$  V である。なお、表示装置の感度は 1 cm/V とし、輝点は上下に動く。

試行時間は約 100 秒、被験者は男子大学生 2 名（健常者）で、十分な熟練の後の 5 回をデータとして用いた。目標入力  $r$ 、平滑化筋電位  $\bar{u}$ 、量子化処理後の操作量  $u$ 、制御対象の出力  $C$ 、および、その微分値  $\dot{C}$  を 0.1 秒ごとにサンプリングしデジタル処理をした。

また、以上のほか、ステップ入力に対する応答も求めた。ステップ入力の振幅は 1 V、表示装置の感度は 3 cm/V とした。

### 2.3 量子化レベルの設定

マン・マシン制御系の操作量として筋電信号を使うためには、被験者が随意的に平滑化筋電位  $\bar{u}$  を発生できること、すなわち量子化操作量  $u$  の各レベル (0,  $\pm B_1$ ,  $\pm B_2$ ) を随意的かつ確実に維持できることを確認しなければならない。そのため、2.1 節の筋電処理方式のもとで、筋電信号の振幅維持に関する実験を行った。

まず、 $u=0$  については、上腕二頭筋・三頭筋ともに筋電位を発生させなければいけません、問題なく維持できた。また、 $u=\pm B_2$  では、二頭筋あるいは三頭筋どちらかの筋電位を  $A_2$  以上に維持すればよい。 $A_2$  を最大筋力発生時の 20% (1V) に設定すれば、 $u=\pm B_2$  を確実に維持でき、かつ疲労感も少ないことが確認できた。最後に、 $u=B_1$  のレベル維持を確認するため

- ①  $\bar{u}$  を表示し、被験者にフィードバックする場合
- ②  $\bar{u}$  を表示しない場合

について実験した。  $A_1=0.1$  V, 0.25 V, 0.375 V, 0.5 V, それぞれについて、 $\bar{u}$  のレベルを  $A_1 \sim A_2$  の間に、10 秒間維持することを被験者に求めた。その結果、 $A_1$  を 0.25 V 以下に設定すれば、被験者はフィードバックの有無にかかわらず、 $\bar{u}$  を  $A_1$  と  $A_2$  の間に完全に維持できることがわかった。

以上から、上腕二頭筋および上腕三頭筋から得た平滑化筋電信号を 5 段階に分割しても、被験者は、各レベルに対応して随意的に筋電位を発生できることが確認できた。なお、量子化操作量  $u$  のレベルは予備実験から、

$$u = \begin{cases} 0 \\ B_1 = 0.2 \text{ V} \\ B_2 = 1.5 \text{ V} \end{cases}$$

に設定した。  $B_1$  を比較的小さな値にしたのは、こまかい操作を可能にするためである。

## 3. 実験結果の解析

### 3.1 ステップ応答

Fig. 3 (a) に量子化筋電操作によるステップ応答を示す。上から、目標値  $r$ 、整流筋電位  $u^*$ 、平滑化筋電位  $\bar{u}$ 、量子化操作量  $u$ 、偏差値  $e$  である。制御対象が I 形なので、目標値印加後、短いむだ時間を経て、 $u=B_2$  となる。つぎに、 $u=-B_1$  に切り換わった後、 $u=0$  にもどる。途中の短い  $B_1$  は過渡的にとるだけで、応答自体への影響は小さい。一方、(b) は手動制御によるステップ応答を示す。連続形操作器による操作量  $u_M$  は bang-bang 形になり、量子化操作量  $u$  と形が似ている。また、両方の偏差もほとんど同じである。

結局、量子化筋電操作によるマン・マシン制御系は、ステップ応答（位置決め制御）に関しては、通常のマン・マシン制御系（手動制御系）と同程度の制御特性を得られることがわかる。つぎに追従特性を調べるため、不規則入力に対する周波数応答（記述関数）を求めた。

### 3.2 開ループ周波数応答

本実験では、量子化操作量を使用しているため、制御者は切り換え動作をとることになり、その応答には非線形成分が含まれてくる。しかし、第 1 次近似の意味で記述関数法が適用できると思われるので、周波数応答を求めた。周波数解析には、FFT 法を使い、式により計算した。

- 1) 偏差  $e$  から制制御量  $c$  までの開ループ周波数応答：

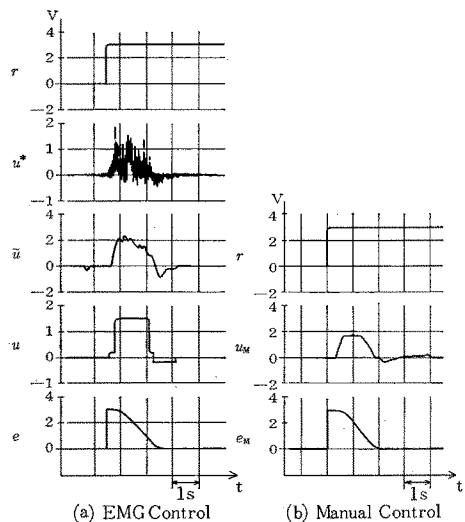


Fig. 3 Human operator's step responses

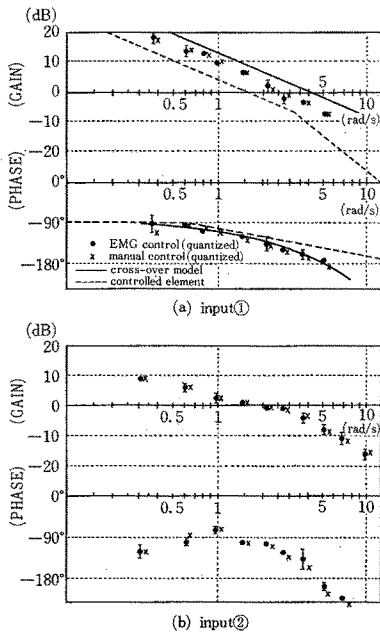


Fig. 4 Overall open-loop describing functions for inputs (1) and (2) (Experiments)

$$G_{ec}(j\omega) = \Phi_{rc}(j\omega) / \Phi_{re}(j\omega) \quad (1)$$

2) 偏差  $e$  から平滑化筋電位  $\tilde{u}$  までの周波数応答:

$$H_{ea}(j\omega) = \Phi_{ra}(j\omega) / \Phi_{re}(j\omega) \quad (2)$$

ここで、 $\Phi_{re}(j\omega)$ 、 $\Phi_{ra}(j\omega)$ 、 $\Phi_{rc}(j\omega)$  は、相互スペクトル密度関数である。Fig. 4 に (a) 入力①および (b) 入力②に対する  $G_{ec}(j\omega)$  を示す。黒丸印が実験結果で、上段がゲイン特性、下段が位相特性である。いずれも、被験者  $S_1$  の 5 試行の平均値と標準偏差を示す。被験者  $S_2$  についても同様であった。点線は制御対象  $G(s) = 5/s (s + 3.2)$  の周波数特性である。

一方、連続形操作器を使って不規則信号を追従する従来の手動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>。その代表例を実線で示す。目標入力①について両者を比較すると、位相特性はよく一致しているが、ゲイン特性に差がみられる。傾きは、 $-20$  dB/decade でクロスオーバー・モデルと一致しているが、交差周波数は約  $2.5$  rad/s であり、クロスオーバー・モデルよりも低い。目標入力②については、交差周波数の差がさらに拡大するとともに、傾きも  $-20$  dB/decade を維持できなくなり、追従特性が低下する。事実、制御成績は大幅に悪くなった。

ところで、手動制御系における人間の伝達特性は次式で与えられる<sup>19)</sup>。

$$H(s) = \frac{K(1+T_2s)}{(1+T_1s)} \cdot \frac{e^{-\tau s}}{(1+T_Ns)} \quad (3)$$

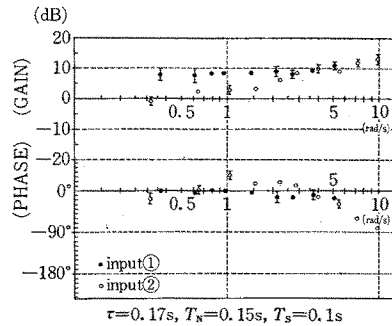


Fig. 5 Human operator's describing functions  $H_{ea}(j\omega)$  for inputs (1) and (2) (experiments)

ここで、 $1/(1+T_Ns)$  は筋肉系の遅れ、 $e^{-\tau s}$  は反応時間の遅れを示す。 $K(1+T_2s)/(1+T_1s)$  の部分が制御対象に対する人間の適応機能を表現している。

Fig. 5 に制御者の周波数応答を示す。目標入力①に対するゲイン特性をみると、低周波側では一定であるが、高周波側で若干上がりきみである。位相はほとんど遅れがない。このことから、制御者はほぼ位相進み要素  $K(1+T_1s)$  として機能していることがわかる。入力②に対してはこのことがより明確な形になる。ただし、低周波域のゲインはかなり犠牲になっている。

ところで、筋電操作マン・マシン制御系が手動操作の場合と同様の追従特性を得るためには、クロスオーバー・モデルまで開ループゲインを上げる必要がある。このゲイン低下の原因には、i) 筋電信号を操作量としたこと、あるいは、ii) 量子化処理を施したことが考えられる。

このことを確かめるため、連続形操作器を使った手動制御系で、操作器の出力を Fig. 2 の量子化要素を通じた場合について実験した。実験条件は筋電制御と全く同じである。この量子化操作量を用いた手動制御系の開ループ周波数応答を Fig. 4 の  $\times$  印で示す。筋電制御とほとんど同じである。したがって、ゲイン低下の原因は量子化要素にあると考えられる。

### 3.3 量子化要素の解析

量子化要素の制約を考察するため、等価ゲインを求めると(4)式になる。不規則入力を使用しているので統計的等価線形化法を用いた<sup>20)</sup>。

$$\chi = \sqrt{\frac{2}{\pi}} \frac{1}{\sigma_a} \left[ B_1 \exp\left(-\frac{A_1^2}{2\sigma_a^2}\right) + B_2 \exp\left(-\frac{A_2^2}{2\sigma_a^2}\right) \right] \quad (4)$$

ここで、 $\sigma_a$  は、量子化要素への入力  $\tilde{u}$  の標準偏差であり、 $A_i, B_i (i=1, 2)$  は、量子化要素のパラメータで

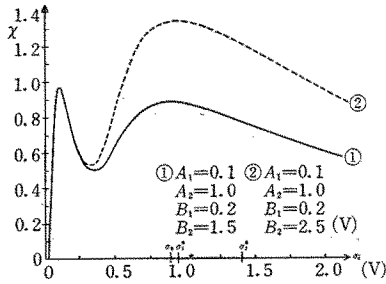


Fig. 6 Equalized gain  $x$

ある。本実験の  $A_i, B_i$  を代入した場合の等価ゲインを Fig. 6 の①に示す。非線形要素なので、ゲインが入力振幅  $\sigma_a$  の関数になる。したがって、制御者が開ループゲインを上げようとして、自らのゲインを増加させると、それだけ  $\sigma_a$  が大きくなり、等価ゲインが低下してしまう。結局、制御者は自らのゲインを上げることで開ループ特性を補償できず、どこかで妥協せざるを得ない。

では、制御者はどのような  $\sigma_a$  を選んでいるであろうか。実験データより、平滑化筋電位  $\bar{u}$  の標準偏差を求めると、 $\sigma_{1^*}$ (入力①) および  $\sigma_{2^*}$ (入力②) になった。目標入力①に対しては量子化要素の等価ゲインがほぼ最大になるように、制御者が自分自身のゲインを調整していることがわかる。 $\sigma_a$  が第1のピークにくるように操作量をおさえることも可能であるが、その場合、制御者自身のゲインを非常に小さくすることになり、全体の開ループゲインは  $\sigma$ 。近傍に選んだ場合よりも低くなってしまふ。

一方、入力②に対しては、 $\sigma_{2^*} > \sigma_0$  である。これは高い周波数成分を含む入力に追従するために、 $u = \pm B_2$  を選ぶ割合が多くなっていることを意味する。したがって、入力②に対する周波数応答とあわせて考えれば、制御者が等価ゲインの低下によるゲイン特性の悪化を犠牲にしても、位相特性を優先させていることがわかる (Fig. 4, 入力②に対する周波数応答参照)。

ところで、 $A_i, B_i$  の設定の仕方によっては、量子化要素の等価ゲインを上げることも可能である。その例が Fig. 6 の②のグラフである。しかし、 $A_i, B_i$  を大きくして等価ゲインを一方向的に上げても、制御者の切換動作やむだ時間による制約が問題になってくるので、必ずしも全体の特性がよくなる。これについては、以下、切換モデルを用いて考察する。

#### 4. 切換動作モデル

$e-\dot{e}$  平面における解軌道を求めるとつぎのようになる。

i)  $u=0$  のとき,  

$$\dot{e} + a\dot{e} = 0 \quad (5)$$

より,

$$\dot{e} + a\dot{e} = c_1$$

ここで、 $a=3.2$ ,  $c_1$  は任意定数である。

ii)  $u = \pm B_i$  ( $i=1, 2$ ) のとき,

$$\dot{e} + a\dot{e} = u$$

より,

$$e = c_1 - \frac{1}{a} \left( \dot{e} + \frac{K_c u}{a} \right)$$

$$-\frac{K_c u}{a^2} \ln \left[ -\frac{1}{c_2 a} \left( \dot{e} + \frac{K_c u}{a} \right) \right] - \frac{K_c u}{a^2} \quad (6)$$

ここで、 $c_1 = e_0 + \dot{e}_0/a + 2K_c u/a^2$

$$c_2 = -\dot{e}_0/a - K_c u/a^2 < 0$$

$K_c=5$ ,  $e_0, \dot{e}_0$  は初期値である。

(5), (6)式より、位相面上の任意の点から原点に到達できるように切り換え曲線を求めると、Fig. 7 の実線のようになる。図中、 $u = \pm B_i$  は原点に到達するために、その領域で制御者がとるべき量子化操作量  $u$  のレベルを示す。制御者は、 $e, \dot{e}$  が位相面上のどの領域に含まれているかを判断して、平滑化筋電位  $\bar{u}$  のレベルを選択していると考えられる。

実際の制御者の応答が、この切り換え曲線に従っているかどうかを確認するために、入力①に対するデータから、 $e, \dot{e}$  の値を 0.1 秒ごとにプロットした (Fig. 7 参照)。そして、各時点の 0.2 秒後の操作量  $u$  のレベルに応じて印を変えた。0.2 秒ずらしたのは、切り換えを判断した時点から、現実に操作量が切り換わるまでの遅れを考慮したからである。図に示されるように、制御者は前述の切り換え曲線に従って、量子化操作量  $u$  を切り換えていることがわかる。

なお、原点近傍では  $u=0$  が選択されている。この

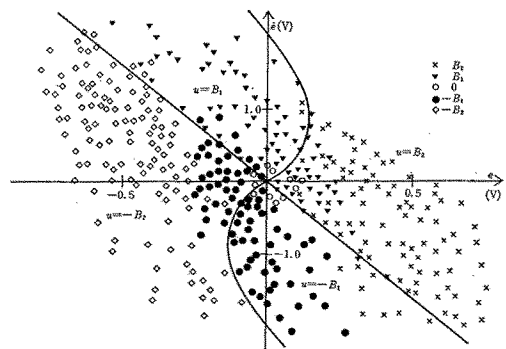


Fig. 7 Switching functions on the phase-plane  $e-\dot{e}$  plots of the tracking data, which represent the levels of control signal  $u$

領域は制御者の不感帯に対応する。また、 $u = \pm B_2$  をとるべき領域で、 $\pm B_1$  が選択されている部分がある。これは、大きな操作信号  $\pm B_2$  をとると、動きが速くなりすぎ、操作量の切り換えが難しくなるためである。すなわち、自分自身のむだ時間や切り換え時間の制約を考えて、 $\pm B_1$  を選択している。ここで、切り換え時間とは、ある切り換えを判断した後、つぎの切り換えを判断するまでの時間である。不感帯領域と  $\pm B_2$  の制約領域は Fig. 7 より、つぎのように設定した。

$|e| \leq 0.1$  かつ  $|e| \leq 0.1$  のとき、 $u=0$ ,

$|e| \leq 0.25$  かつ  $|e| \leq 0.5$  のとき、 $u = \pm B_1$

これらの領域を考慮して修正した切り換え曲線を Fig. 8 の Decision Logic に示す。各領域では、量子化要素の出力  $u$  が設定されたレベルになるように  $\hat{u}$  を発生させる。

切り換えモデルを用いて計算機シミュレーションを行った。その周波数応答を Fig. 9 に示す。ただし、入力①に対しては、 $T=1.0$ 、 $K=1.0$ 、 $\tau=0.17$  秒、 $T_N=0.15$  秒、切り換え時間は 0.1 秒であり、入力②は  $T=3.0$  である。ゲイン、位相とも実際の制御者の周波数応答とよく一致している (Fig. 5 参照)。

つぎに、量子化要素のパラメータ  $A_i$ 、 $B_i$  の値を Fig. 6 の②のように変え、ほかのパラメータは同じにしてシミュレーションを行った。その結果、開ループ

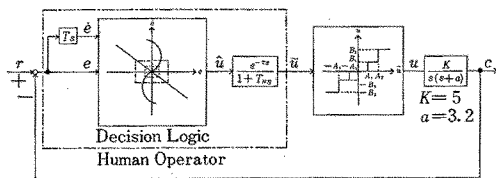


Fig. 8 Human operator's switching model in man-machine systems controlled by quantized EMG signal

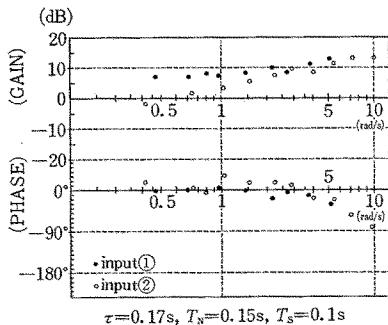


Fig. 9 Human operator's describing functions for inputs (1) and (2) (model simulations)

ゲインの向上はみられず、制御成績はかえって低下してしまっ。これは、モデル内の切り換えロジックの制約によるものである。このように、量子化要素のレベルは、制御者の切り換え時間、むだ時間を考慮して決めることが重要である。

## 5. あとがき

量子化筋電操作・視覚フィードバックから構成されるマン・マシン制御系の特性を、記述関数法・位相面法により解析した。

筋電信号の量子化処理は、制御者に切り換え動作を強いることになる。この場合、制御者は量子化要素の非線形等価ゲインが最大になるように、筋電信号のレベルを切り換えること、さらに、その切り換えは、制御対象と量子化要素の特性によって決まる切り換え曲線に従っていることが明らかになった。また、筋電操作によるマン・マシン制御系の動特性は、制御者のむだ時間、切り換え時間に大きく制約される。特に、切り換え動作という非線形特性のため、制御者自身の等価ゲインが低下するので、不規則入力に対する補償動作では、手動制御系に比べてゲイン特性の低下が著しい。ただし、位相特性は手動制御系と同じであった。なお、量子化のレベル数が、5段階以外のオン・オフ方式などの場合も、本解析手法を適用することが可能であると思われる。

このように、人間一義肢系内に非線形要素を導入すると、人間自身に非線形動作を強いることになる可能性があるため、その影響を十分に考慮しておく必要がある。

## 参考文献

- 1) 土屋和夫: 最近の義肢の進歩, 計測と制御, 18-1, 78/85 (1979)
- 2) S. C. Jacobson, et al.: Development of the Utah Artificial Arm, IEEE Trans. **BME-29-4**, 249/269 (1982).
- 3) L. H. Lindström and R. I. Magnusson: Interpretation of Myoelectric Power Spectra, A Model and Its Applications, Proc. of the IEEE, **65-5**, 653/662 (1977)
- 4) J. G. Kreifeldt: Signal Versus Noise Characteristics of Filtered EMG Used as a Control Source, IEEE Trans. **BME-18-1**, 16/22 (1971)
- 5) J. G. Kreifeldt and S. Yao: A Signal to Noise Investigation of Nonlinear Electromyographic Processors, IEEE Trans. **BME-21-4**, 298/308 (1974)
- 6) 市川冽ほか: 義手制御信号源を目的とした筋電位の解析, バイオメカニズム, 3, 東大出版会, 82/90 (1975)
- 7) D. Graupe and W. K. Cline: Functional Separation of EMG Signals via ARMA Identification Methods for Prosthesis Control Purposes, IEEE Trans. **SMC-5-2**, 252/259 (1975)

- 8) P. C. Doerschuk, et al.: Multifunctional Upper-Extremity Prosthesis Control Signal Generation Using EMG Signal Processing, JACC, 414/419 (1979)
- 9) T. W. Calvert and A. E. Chapman: The Relationship between the Surface EMG and Force Transients in Muscle. Simulation and Experimental Studies, Proc. of the IEEE **65-5**, 682/689 (1977)
- 10) P. A. Crosby: Use of Surface Electromyogram as a Measure of Dynamic Force in Human Limb Muscles, Med. & Bio. Eng. & Comput., **16**, 519/524 (1978)
- 11) N. Hogan and R. W. Man: Myoelectric Signal Processing, Optimal Estimation Applied to Electromyography, Part 1 & 2, IEEE Trans. **BME-27-7**, 382/410 (1980)
- 12) A. E. Patla, et al.: Myoelectric Signal as a Quantitative Measure of Muscle Mechanical Output Med. & Biol. Eng. & Comput., **20**, 319/323 (1982)
- 13) 山田雅史ほか：筋電の周波数成分と振幅成分を用いた義手制御, 医用電子と生体工学, **18-2**, 133/138 (1980)
- 14) R. B. Jerard and S. C. Jacobson: Laboratory Evaluation of a Unified Theory for Simultaneous Multiple Axis Artificial Arm Control, ASME Trans. J. of Biomechanical Eng. **K-102**, 199/207 (1980)
- 15) R. B. Stein, et al.: New Approaches for the Control of Powered Prostheses Particularly by High-level Amputees, Bulletin of Prosthetics Research, **BPR-10-33**, 51/62 (1980)
- 16) J. E. Paciga, et al.: Error Rate in Five-State Myoelectric Control Systems, Med. & Biol. Eng. & Comput., **18**, 287/290 (1980)
- 17) 加藤一郎ほか：電油式多自由度前腕義手, バイオメカニズム, 東大出版会, 139/146 (1978)
- 18) D. T. McRuer and H. R. Jex: A Review of Quasi-Linear Pilot Models, IEEE, Trans. **HFE-8-3**, 231/249 (1967)
- 19) 伊藤宏司ほか：人間の安定化動作における学習過程と非線形性について, 電気学会論文誌, **96-C-4**, 109/115 (1976)
- 20) 榎木義一ほか：統計的自動制御理論, コロナ社, 246/272 (1966)