

別 刷

# 計測自動制御学会 論文集

年 第 卷 第 号

---

(P. ~P. )

---

---



社団法人 計測自動制御学会

## 超音波モータを用いた3自由度前腕筋電義手<sup>†</sup>

伊 藤 宏 司\*・永 岡 英 明\*・辻 敏 夫\*  
加 藤 厚 生\*\*・伊 藤 正 美\*\*\*

### An EMG Controlled Prosthetic Forearm with Three Degrees of Freedom Using Ultrasonic Motors

Koji ITO\*, Hideaki NAGAOKA\*, Toshio TSUJI\*, Atsuo KATO\*\* and Masami ITO\*\*\*

We developed an EMG controlled prosthetic forearm with three degrees of freedom actuated by small size ultrasonic motors. Its weight is less than 700g and the size is the same as the adult's forearm. The conventional prosthetic arm using DC motors produces a motion noise. So the reduction of the motion noise was one of the big problems to be solved. Since our prosthetic forearm uses ultrasonic motors, it produces no motion noise. In addition, the amputee can control six kinds of motions i. e. pronation and supination of the forearm, flexion and extension of the wrist, and grasping and hand-opening. The interface between the amputee and the prosthetic forearm was designed on the basis of the fact that the amputee still preserves the phantom limb motor map after amputation. It can discriminate the amputee's intended motion among six kinds of motions using the EMG signals from the remained muscles and also produce the command signals to control the prosthetic arm. Consequently, the amputee is able to manipulate the prosthetic arm as he intends and his control load is relieved sharply.

**Key Words:** prosthetic arm, ultrasonic motor, EMG, amputee

#### 1. はじめに

交通事故や労働災害などで後天的に手足を切断した人は、単に効果器としての筋・骨格を失うだけでなく、それが本来もっていた情報伝達的手段や制御機構までも失うことになる。現在までに、このような切断者のための動力義手が数多く開発されている<sup>1)~4)</sup>。このうち、前腕義手では、電動モータ駆動による手先の開閉（1自由度）、あるいは、手先の開閉と手首の回転（2自由度）が可能なハンドが市販されている<sup>1)</sup>。また、手先の開閉と手首の回内・回外、掌屈・背屈（3自由度）が可能な油圧式の前腕義手も試作されている<sup>2)</sup>。

しかしながら、義手を必要とする切断者の多くが、動力源をもたない装飾義手あるいは受動義手を使用しており、動力義手を使用している切断者はきわめて少ない。これには二つの要因が考えられる。一つは動力義手の価格、支給体制、保険の適用など行財政面の立ち遅れである。いま一つは技術的問題点である。すなわち、現状の動力義手の動作自由度が少ないこと、装飾義手に比べ重く、動作音が気になること、さらに、これらの動力義手がオン・オフ制御方式を採用しており、操作性が不十分であることなどによって考えられる。

ところで、切断者の大脳皮質の運動野には、切断した部位に対応するマップが切断後も存在している（幻肢感覚）。もし切断後も、筋の一部が断端部に残っていれば、切断部位を動かそうと思うだけで、その運動指令が断端部まで送られ、残存筋が収縮（等尺性収縮）する。したがって、断端部において得られる筋電信号（EMG）の中からこのような運動指令に相当する情報を取り出すことができれば、EMGにより義手を制御することが可能になる。

<sup>†</sup> 第29回計測自動制御学会学術講演会で発表（1990・7）

\* 広島大学工学部 東広島市鏡山 1-4-1

\*\* 愛知工業大学 豊田市八草町八千草 1247

\*\*\* 名古屋大学工学部 名古屋市千種区不老町

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

\*\* Aichi Institute of Technology, Toyota

\*\*\* Faculty of Engineering, Nagoya University, Nagoya

(Received April 15, 1991)

(Revised June 28, 1991)

これまでに試作された義手の多くは、このような幻肢感覚による制御方式を採用している。たとえば、Utah アーム<sup>4)</sup>は上腕二頭筋・三頭筋上に電極を装着し、前腕の屈曲・伸展を制御している。また、ワセダ・ハンド<sup>2)</sup>では、6種類の筋群上に電極をそれぞれ装着し、オン・オフ制御によって3自由度前腕義手の8種類の動作を制御している。しかしながら、いずれも動作識別のために指定された筋の上に電極を配置する必要がある。また、オン・オフ制御方式を採用しているため、切断者は義手の動作速度を制御することができない。

以上の観点から、本稿では、インタフェースを重視した以下のような前腕切断者のための動力義手を開発することを目的とする。

(1) 手の基本動作(手首の掌屈・背屈、前腕の回内・回外、手先の握り・開きの6動作)が可能であること

自然肢の前腕部は上記の動作以外に捻回・尺屈の動作が可能である。ただ、この動作は肘の屈伸である程度代償することができるので、実現可能性を考慮して上記の3自由度とする。3自由度を前腕部にもたせるため、アクチュエータに超音波モータを使用する。従来の電動(DC)モータでは大きな減速比が必要になるため、前腕部に3自由度を組み込むことは不可能である。また、すでに試作されている3自由度前腕義手は油圧方式のため別途駆動ポンプを必要とする<sup>2)</sup>。

(2) 義手本体を軽量化し、義手の動作音を小さくすること

超音波モータは小型軽量で、動作音がしない。電動モータは高速で回転するため、駆動時に減速機構から大きな音が発生してしまう。

(3) 操作性を考慮したインタフェース  
義手が毎日着脱されることや、断端部が切断者によって異なることを考慮すると、電極配置が特定の筋に依存しないことが望ましい。ここでは、電極を特定の筋の上に配置することを要求しない動作識別法を

提案する。また、義手の操作性を高めるため、断端部のEMG振幅に比例して、動作速度を3段階に制御する。

## 2. 超音波モータを用いた前腕義手

### 2.1 前腕動力義手の構造

試作した前腕義手を Fig. 1 に示す。この前腕義手は、前腕、手首、手先の各駆動部に超音波モータが取り付けられており、手首の回転(回内・回外)、屈伸(掌屈・背屈)動作、手先の開閉(握り・開き)の6動作が可能である。減速比を電動(DC)モータに比べて小さくすることができること、およびモータ本体の重量が33g/個と軽いことから、図のように、モータを各回転軸の近くに組み込んでいる。Table 1 に前腕動力義手の仕様を示す。全長は大人の手の大きさを基準にして245mmとした。また、本体重量は690gで、手先の保持力は4.16kgである。

### 2.2 超音波モータ

この前腕義手の特徴は、アクチュエータとして、超音波モータ((株)フクコ製“USR-30”)を使用していることである。超音波モータは、圧電体、振動体、移動体の3要素で構成されている。2組の圧電体に位相

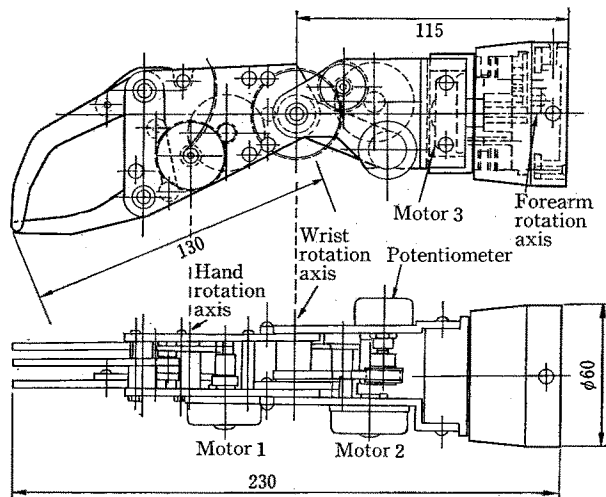


Fig. 1 Prosthetic forearm with three degrees of freedom

Table 1 Specifications of the prosthetic forearm with three degrees of freedom

|         | Motions              | Movable range (the time required) | Holding force | Gear ratio |
|---------|----------------------|-----------------------------------|---------------|------------|
| Forearm | Pronation supination | 162° (0.6~30 s)                   | 1.71 kg·cm    | 4.5        |
| Wrist   | Flexion extension    | 135° (1.1~20 s)                   | 10.40 kg·cm   | 17.5       |
| Hand    | Grasping opening     | 125 mm (1.1~50 s)                 | 4.16 kg       | 29.8       |

の異なる高周波の正弦波電圧を印加して弾性体に楕円運動を起こさせる。その弾性体の運動によって移動体が回転力を受けて駆動される<sup>5)</sup>。ここで採用した超音波モータの正弦波電圧の周波数は42kHzで、移動体は0~300rpmの範囲で回転する。超音波モータは、構造が単純で、小型化しやすく、低速・高トルクが得られる。また応答性がよく、保持トルクも大きい。なお、超音波モータは発熱しやすいという欠点をもつが、義手の場合は連続して長時間同じモータを使うことは考え難いので、この点はそれほど問題にならない。

### 3. 人間-義肢インタフェース

#### 3.1 インタフェース基本構成

Fig. 2 に前腕義手の人間-義肢インタフェースのブロック線図を示す。切断者の断端部に取り付けた表面電極より筋電位 (EMG) を採取する。この EMG を用いて、切断者が掌屈・背屈・回内・回外・握り・開きおよび静止のうち、どの動作を意図しているかを推定する (動作推定部)。また、同時に、義手を駆動・制御するための操作信号を EMG から得て (筋力推定部)、義手の制御を行う (義手制御部)。以下、この人間-義肢インタフェースで用いた動作推定法および筋力推定法について述べる。

#### 3.2 動作推定

切断者の意図した動作を推定するために、まずあらかじめ、対象とする動作ごとに EMG のモデルを用意しておく (モデル同定)、これと実際に動作を行った際の EMG とのマッチングをはかり、最も適合度の高いものを推定動作とする (動作識別)。

動作推定に利用できる EMG 情報には、振幅情報と周波数情報がある。EMG の振幅パターンは、活動する筋とその収縮の程度が動作によって変化するた

め、動作ごとに異なった特徴を示す。一方、周波数情報は、筋と電極の距離によって生体組織の伝達特性が変化することにより、やはり動作ごとに異なった特徴をもつ。

従来、これらの EMG 情報を利用した動作識別法がいくつか報告されている。Graupe ら<sup>6)</sup>は、一対の電極で測定した EMG を AR モデルとしてモデル化し、動作によりモデルのパラメータが異なることを利用して動作推定を行った。これはおもに EMG の周波数情報を利用する方法である。また山田ら<sup>7)</sup>は、複数の電極で採取した筋電位を帯域フィルタで周波数ごとに分割し、その振幅を特徴ベクトルとして動作を決定する方法を提案している。ただ、これらの手法は電極位置として特定の筋を指定しているため、電極位置を厳密に設定しなければならず、実用的とはいえない。これに対して、辻ら<sup>8)</sup>は、多次元 AR モデルと判別関数を組み合わせた手法を提案し、高い識別率を得ている。また、Triolo ら<sup>9)</sup>は AR モデルにより動作推定を行うとともに、筋力推定も可能な識別法を提案している。ただし、これらの手法は計算量が多く、そのまま採用することはできない。

本研究では、現時点におけるハードウェアでの実時間性を考慮にいれて以下のような判別関数法に基づく動作識別方式を採用した。これまでにも、判別関数法による前腕3自由度の動作識別は報告されているが<sup>2)</sup>、指定された筋に電極を装着する必要がある。これに対して、本手法は電極間のクロス情報も利用することで、電極位置を厳密に設定する必要はなく、義手装着時の負担が軽減される。

##### (1) モデル同定

いま、EMG は平均値0の定常不規則信号であると仮定する。切断者に  $L$  個の電極を取り付け、対象とする  $M$  種類の動作を各1回ずつ  $T$  秒間行わせ、全波整流平滑化する。この平滑化 EMG を  $T_n$  秒ずつ等分割し、各動作について  $N (= T/T_n)$  個のデータを得る。つぎに、特性値の総平均  $\bar{S}_i$  ( $i=1, \dots, L$ ) と、直交変換係数  $a_{ki}$  をあらかじめ求めた後、判別関数を以下の式より求める (付録参照)。

$$Z_{jk}^{(m)} = \sum_{i=1}^{L-1} a_{ki} (S_{ij}^{(m)} - \bar{S}_i) \quad (1)$$

$$(j=1, 2, \dots, N)$$

$$(k=1, 2, \dots, K)$$

そして各動作ごとに  $Z_{jk}^{(m)}$  の平均値  $\bar{Z}_k^{(m)}$ 、および群内分散

$$\sigma_k = \frac{1}{NM-1} \sum_{m=1}^M \sum_{j=1}^N (Z_{jk}^{(m)} - \bar{Z}_k^{(m)})^2 \quad (2)$$

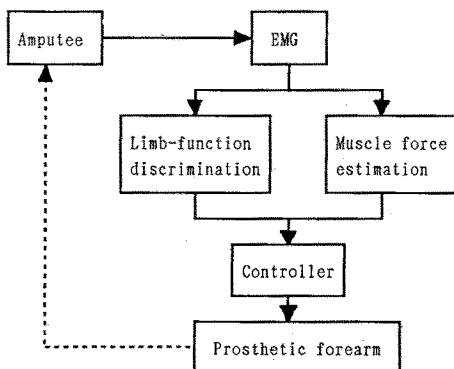


Fig. 2 Amputee-prosthesis interface

を求める。得られた総平均  $\bar{S}_i$  ( $i=1, \dots, L$ )、直交変換係数  $a_{ki}$ 、判別関数の平均  $\bar{Z}_i^{(m)}$ 、判別関数の群内分散  $\sigma_k$  を記録しておき、動作識別で用いる。

## (2) 動作識別

切断者が行った未知の動作 (対象とする  $M$  個の動作のうちの一つとする) の全波整流平滑 EMG を採取し、その特性値  $\hat{S}_i$  ( $i=1, \dots, L-1$ ) を用いて判別関数値

$$\hat{Z}_k = \sum_{i=1}^{L-1} a_{ki} (\hat{S}_i - \bar{S}_i) \quad (k=1, \dots, K) \quad (3)$$

を計算する。そして、各動作の平均パターン  $Z_i^{(m)}$  とのマハラノビス距離  $d^{(m)}$  が最小になる動作  $m$  を選択する。ここで、マハラノビス距離とは判別関数の電極ごとの分散を考慮した距離であり、次式で定義される。

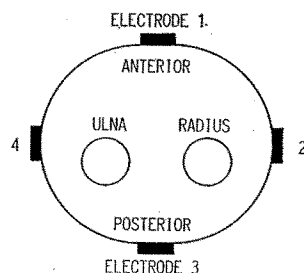
$$d^{(m)} = \sum_{i=1}^k [(\hat{Z}_i - \bar{Z}_i^{(m)})^2 / \sigma_i^2] \quad (4)$$

$$(m=1, \dots, M)$$

**Fig. 3** は、電極数  $L$  が 3 の場合の判別関数値を、模式的に示したものである。図(a)は、全波整流平滑 EMG の特性値をプロットしたものである。各動作について  $N$  個のデータを求めると、それらは特性値の平面上に群を形成する。群内分散は動作内の標本のばらつきを示し、群間分散は動作間のばらつきを示している。直交変換ベクトル  $a_k$  を用いて特性値を判別関数値に変換したものを図(b)に示す。ここで、 $\bar{Z}_i^{(m)}$  は各動作の平均値を表わす。

## (3) 動作識別実験

前述の動作推定法の有効性を調べるために識別実験を行った。被験者は、健常者A (右利き)、健常者B (左利き)、切断者C (右利き) の計 3 名である。なお、この切断者は左腕手首より約 6 cm の部位より手

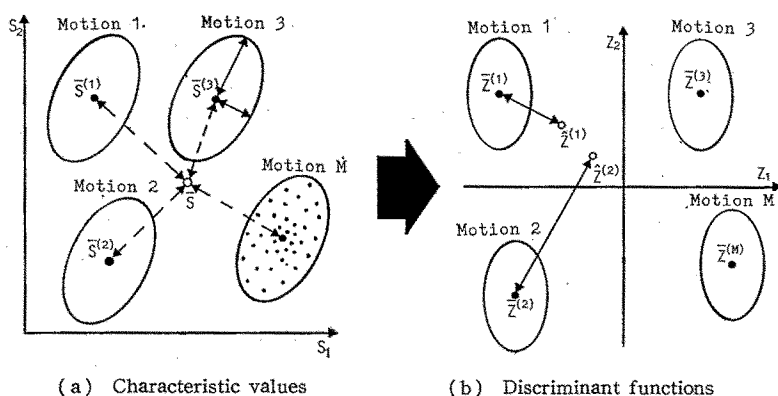


**Fig. 4** Electrode locations

先を切断しており、切断後半年を経過している。

健常者の右腕、切断者の左腕肘下約 7 cm のところに乾式表面電極 (株) 今仙技術研究所製) を 4 対取り付けた。電極の配置は **Fig. 4** のように、健常者では十字型の場合と左右どちらかに偏らせた場合の 2 通り、切断者は十字型のみとした。各電極は特定の筋の上に取り付ける必要はない。まず、対象とする 6 種類 (掌屈・背屈・回内・回外・握り・開き) の動作を 1 回ずつ行わせ、このときの EMG をサンプリング周波数 1 kHz で、過渡状態を除いて 2 秒間採取する。この EMG を全波整流平滑化し、200 ms ごとに分割し、各動作 10 組のデータを得る。6×10 組のデータに対して、(1) 式より判別関数値を求めておく。

つぎに、任意の動作を被験者に行わせ、動作中の 100 ms の筋電位を用いて、各動作につき 100 回の動作識別を行った。結果を **Table 2** に示す。健常者 A については、この実験を行う以前から、対象とする 6 動作について、筋電位をモニタしながら 10 時間以上の練習を行ってもらっている。したがって、識別率もたいへん良好で、動作による識別率のばらつきも、ほとんど見られない。また、電極配置を変えても識別率は同じである。したがって、本識別法は **Fig. 4** の範囲内であれば、電極位置が多少ずれても同程度の識別



**Fig. 3** Schematic representation of discriminant function method

**Table 2** Motion discrimination rates

(a) Normal A, electrode location 1

|                         |              | Intended motions |           |           |            |          |              | Total |
|-------------------------|--------------|------------------|-----------|-----------|------------|----------|--------------|-------|
|                         |              | Flection         | Extention | Pronation | Supination | Grasping | Hand-opening |       |
| Estimated motions       | Flection     | 100              | 0         | 0         | 0          | 4        | 0            |       |
|                         | Extention    | 0                | 98        | 2         | 0          | 0        | 0            |       |
|                         | Pronation    | 0                | 0         | 98        | 0          | 0        | 0            |       |
|                         | Supination   | 0                | 2         | 0         | 97         | 0        | 0            |       |
|                         | Grasping     | 0                | 0         | 0         | 0          | 96       | 0            |       |
|                         | Hand-opening | 0                | 0         | 0         | 3          | 0        | 100          |       |
| Discrimination ratio(%) |              | 100              | 98        | 98        | 97         | 96       | 100          | 98.2  |

(b) Normal A, electrode location 2

|                         |              | Intended motions |           |           |            |          |              | Total |
|-------------------------|--------------|------------------|-----------|-----------|------------|----------|--------------|-------|
|                         |              | Flection         | Extention | Pronation | Supination | Grasping | Hand-opening |       |
| Estimated motions       | Flection     | 100              | 0         | 0         | 0          | 0        | 0            |       |
|                         | Extention    | 0                | 92        | 0         | 0          | 0        | 0            |       |
|                         | Pronation    | 0                | 0         | 100       | 0          | 0        | 0            |       |
|                         | Supination   | 0                | 8         | 0         | 100        | 0        | 0            |       |
|                         | Grasping     | 0                | 0         | 0         | 0          | 100      | 0            |       |
|                         | Hand-opening | 0                | 0         | 0         | 0          | 0        | 100          |       |
| Discrimination ratio(%) |              | 100              | 92        | 100       | 100        | 100      | 100          | 98.7  |

(c) Normal B, electrode location 1

|                         |              | Intended motions |           |           |            |          |              | Total |
|-------------------------|--------------|------------------|-----------|-----------|------------|----------|--------------|-------|
|                         |              | Flection         | Extention | Pronation | Supination | Grasping | Hand-opening |       |
| Estimated motions       | Flection     | 100              | 0         | 0         | 0          | 0        | 0            |       |
|                         | Extention    | 0                | 100       | 0         | 0          | 0        | 0            |       |
|                         | Pronation    | 0                | 0         | 97        | 0          | 0        | 0            |       |
|                         | Supination   | 0                | 0         | 3         | 60         | 24       | 1            |       |
|                         | Grasping     | 0                | 0         | 0         | 40         | 76       | 0            |       |
|                         | Hand-opening | 0                | 0         | 0         | 0          | 0        | 99           |       |
| Discrimination ratio(%) |              | 100              | 100       | 97        | 60         | 76       | 99           | 88.7  |

(d) Normal B, electrode location 3

|                         |              | Intended motions |           |           |            |          |              | Total |
|-------------------------|--------------|------------------|-----------|-----------|------------|----------|--------------|-------|
|                         |              | Flection         | Extention | Pronation | Supination | Grasping | Hand-opening |       |
| Estimated motions       | Flection     | 100              | 0         | 0         | 0          | 0        | 0            |       |
|                         | Extention    | 0                | 100       | 0         | 1          | 0        | 0            |       |
|                         | Pronation    | 0                | 0         | 92        | 1          | 0        | 0            |       |
|                         | Supination   | 0                | 0         | 8         | 68         | 0        | 0            |       |
|                         | Grasping     | 0                | 0         | 0         | 0          | 100      | 0            |       |
|                         | Hand-opening | 0                | 0         | 0         | 30         | 0        | 100          |       |
| Discrimination ratio(%) |              | 100              | 100       | 92        | 68         | 100      | 100          | 93.3  |

(e) Amputee C, electrode location 1

|                         |              | Intended motions |           |           |            |          |              | Total |
|-------------------------|--------------|------------------|-----------|-----------|------------|----------|--------------|-------|
|                         |              | Flection         | Extention | Pronation | Supination | Grasping | Hand-opening |       |
| Estimated motions       | Flection     | 100              | 0         | 0         | 0          | 2        | 0            |       |
|                         | Extention    | 0                | 100       | 0         | 0          | 0        | 4            |       |
|                         | Pronation    | 0                | 0         | 74        | 0          | 4        | 0            |       |
|                         | Supination   | 0                | 0         | 26        | 82         | 2        | 0            |       |
|                         | Grasping     | 0                | 0         | 0         | 0          | 92       | 0            |       |
|                         | Hand-opening | 0                | 0         | 0         | 18         | 0        | 96           |       |
| Discrimination ratio(%) |              | 100              | 100       | 74        | 82         | 92       | 96           | 90.7  |

率を得ることができると考えられる。もちろん、極端に位置を変えて、たとえば屈筋上にだけ電極を配置すれば識別率は大幅に低下する。健常者Bは、ほとんど練習を行っていない。このため、動作によって、まだ識別率がかなりばらついている。特に、十字型配置では、回外と握り・開きの間で誤識別が顕著である。電極配置を変えることである程度改善することは可能であるが、健常者Aのような識別率を得るためには、練習を重ねる必要がある。

切断者Cは、実験開始2日前から、筋電位をモニタしながら1時間ずつ練習を行ってもらった後の結果である。切断後半年以上経過しているにもかかわらず、平均して約91%の識別率が得られた。ただし、回内・回外の動作に関しては、切断後あまり意識したことがないため、他の動作に比べ識別率が悪くなっており、さらに訓練をする必要がある。以上から、十分に練習をすれば、すべての動作について90%以上の識別率を得ることは可能であると考えられる。

### 3.3 筋力推定

動力義手を自然に操作するためには、動作識別とともに、義手を駆動する操作信号(筋力)を得る必要がある。従来から、等尺性収縮時のEMGは筋力を反映していることが知られており、いくつかの推定方法が提案されている<sup>4),10),11)</sup>。

ここでは、切断者に義手の動作速度や把持力を3段階で制御させることを考えている。したがって、必ずしも、EMGに応じて厳密に筋力を推定する必要はないので、Jacobson ら<sup>4)</sup>による全波整流線形平滑法を用いることにする。すなわち、動作識別の際に用いた全波整流平滑 EMG  $X_i(t)$  ( $i=1, 2, \dots, T_n$ ) から、

$$F = \frac{L}{\sum_{i=1}^L \sum_{t=1}^{T_n}} X_i(t)/T_n \quad (5)$$

を計算し、その動作における筋力とする。

つぎに、切断者が実際に筋力を段階的に変えることが可能かどうか実験を行った。前述の切断者Cを被験者として、力の大きさを「小→中→大→中→小」とするように指示した。結果を Fig. 5 に示す。図は、上から測定した EMG とそのときの推定筋力である。力

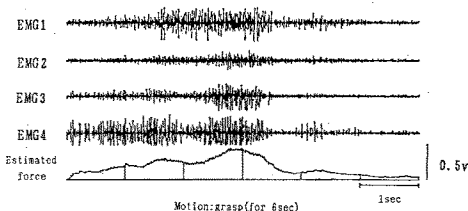


Fig. 5 Muscle force estimations

を入れる場合には、ほぼ、指示通り“握り”動作の推定筋力が変化しているが、力を抜く場合には不連続に変化している。このことから、切断者にとって、力を3段階で設定することは十分可能であるが、力を徐々に小さくすることはかなり難しいようである。ただ、対象物を把持するという点では、力を徐々に抜いていく必要はそれほどないと考えられる。

## 4. 義手制御システム

### 4.1 システムの概要

本研究で用いた義手制御システムを Fig. 6 に示す。本システムは、3自由度前腕義手、乾式表面電極(増幅機能付き; (株)今仙技術研究所製)、パーソナルコンピュータ (NEC 製: PC-9801 RA 21 (20 MHz)), CPU 1 ((株)神戸製鋼所製トランスピュータ: KTR-B 10 (25 MHz)), CPU 2 (同: KTR-B 02 (20 MHz)) からなる。CPU 1 は、モデル同定および動作推定、筋力推定を、CPU 2 は、A/D 変換器による EMG のサンプリング (1 kHz)、全波整流、平滑化 ( $f_c=2\text{Hz}$ )、および義手の制御を分担し、並列に処理を行う。CPU 1 で推定された識別動作および筋力は、それぞれ CPU 2 の TTL 部および D/A 変換器に送られる。D/A 変換器の出力は各超音波モータの駆動アンプに送られ、電圧レベルに応じて義手の動作速度を3段階に制御する。また、各モータの on/off および回転方向は TTL 出力で制御する。なお、駆動アンプ内では、電圧信号が高周波信号の位相制御に変換されているが、詳細については文献 5) または 12) を参照されたい。

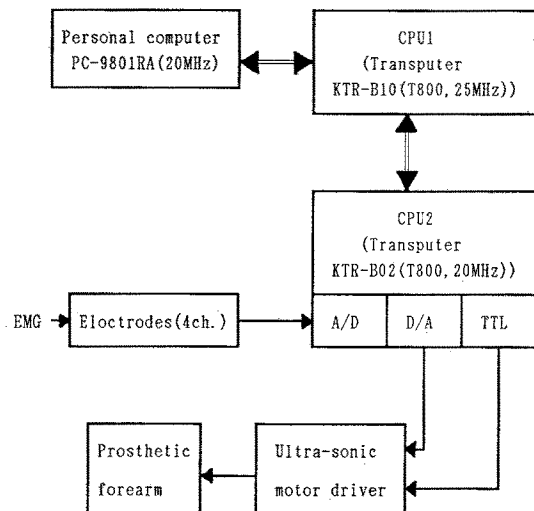


Fig. 6 Prosthetic forearm control system

制御システムは、EMG を 10 ms 採取した後、まず、EMG 平均振幅レベルにより動作開始判定を行う。もし動作が開始されていれば、直ちに動作識別・筋力推定・義手制御を行い、EMG 採取終了後 2 ms 以下で義手を動作させることが可能である。ただし、誤動作を避けるため、10 ms ごとの動作判定で 5 回連続して同じ動作が推定されたときのみ、現在の動作を変更する。

#### 4.2 動作実験

切断者Cに、4秒間、対象とする6種類の動作を続けて行うよう指示し、動作識別・筋力推定を行った。結果を Fig. 7 に示す。図は上から、測定した筋電位 (4ch.)、および推定筋力、識別結果である。識別動作の線は、上から、掌屈・背屈・回内・回外・握り・開き・静止を表わし、動作の線にある黒丸が識別動作を示す。かなり急速な動作の切り換えにもかかわらず、確実に動作識別が行われている。

Photo. 1 は、健常者に屈曲動作を行わせたときの

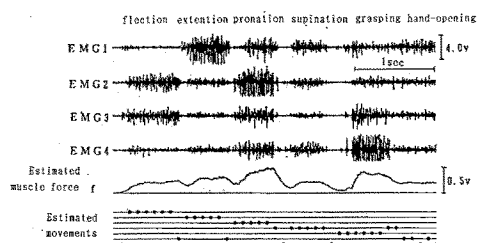


Fig. 7 Estimation results of sequential motions (amputee)

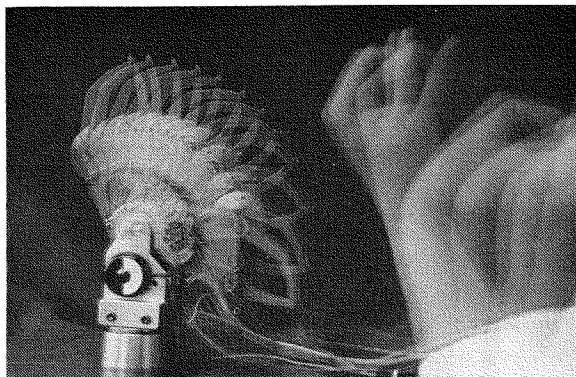


Photo. 1 Velocity control of prosthetic forearm (multiple exposure, 4 frames/s, normal subject)

義手の動きを多重露出 (4コマ/秒) で撮影したものである。義手の速度が3段階で制御されていることがわかる。また、Photo. 2 は、健常者を被験者として、義手を屈曲後、手先を開きボールを把持して回内、回外動作をさせた結果である (2コマ/秒)。手の動きと義手の動きがよく一致しており、動作識別・義手制御が的確に行われていることがわかる。あえて健常者を被験者としたのは、手の動きとの関係を陽に示すためである。なお、指付け根の大きなポテンシオメータは別の目的で取り付けただけで、本稿では使用していない。

#### 5. あとがき

本研究では、超音波モータを用いた筋電制御による前腕動力義手を試作した。超音波モータを使用したこ



Photo. 2 Continuous prosthetic forearm control (2 frames/s, normal subject)

とで、3自由度をもち、大人の腕と同じ大きさで重量700g以下の前腕動力義手を開発することができた。しかも、電動モータを用いた動力義手で課題になっていた義手制御時の動作音はまったく気にならない。また、特定の筋に電極を配置する必要のない識別法を提案した。

しかしながら、実際にこの前腕動力義手を日常生活で使用してもらうまでには、まだいくつかの解決すべき問題点が残っている。

まず第1に、切断者は動力義手のほかに、コントローラ、電源装置を携帯しなければならない。このままでは可搬型としてただちに使用できない。しかし、インタフェース、コントローラ部分は、LSIなどで製作すれば、十分小型化することは可能である。また、並列処理用のCPUの代わりに、ワンボード型パーソナル・コンピュータを用いれば、3枚のボード(CPU, AD/DA, コントローラ)とバッテリーで構成できる。その際の計算時間は100ms程度になり、義手操作に若干遅れを感じる程度である。

第2に、握りながら曲げるなど複合動作、あるいは筋疲労や電極特性の変化によるEMGの変動に対処可能な識別法を開発する必要がある。

第3に、視覚フィードバック制御では微妙な手先力や把持力の制御は不可能である。このため、電気刺激あるいは振動刺激を使用した力感覚のフィードバックを検討する必要がある。

今後は、義手コントローラを可搬型にして、切断者による制御実験を行い、操作性を評価する予定である。

最後に、義手を製作していただいた(株)今仙技術研究所、トランスピュータに関してご協力いただいた(株)神戸製鋼所に深く感謝いたします。また、本研究の一部は、文部省科学研究費(01850088)、メカトロニクス技術高度化財団の助成によるもので、ここに改めて謝意を表します。

#### 参考文献

- 1) 加藤一郎: 図解メカニカルハンド, 工業調査会 (1977)
- 2) 加藤, はか: 電池式多自由度前腕義手, バイオメカニズム, 4, 139/146, バイオメカニズム学会 (1978)
- 3) R. B. Jerard, T. W. Williams and C. W. Ohlenbusch: Practical Design of an EMG Controlled Above Elbow Prosthesis, Proc. 1974 Conf. Eng. Devices for Rehabil., Tufts Univ. School of Med., Boston, MA (1974)
- 4) S. C. Jacobson, et al: Development of the Utah Artificial Arm, IEEE Trans. Biomedical Engineering, BME-29-4, 249/269 (1982)
- 5) 日本ロボット学会編: ロボット工学ハンドブック, コロナ社 (1990)
- 6) D. Graupe and W. K. Cline: Functional Separation

of EMG Signal via ARMA Identification Methods for Prosthesis Control Purpose, IEEE Trans. Systems, Man, and Cybernetics, SMC-5-2, 252/259 (1975)

- 7) 山田, 丹羽, 内山: 筋電の周波数成分と振幅成分を用いた義手制御, 日本 ME 学会誌, 18-2, 133/138 (1980)
- 8) 辻, 伊藤, 長町: 義手制御を目的とした多チャンネル EMG 動作識別法, 電子情報通信学会論文誌, J70-D-1, 207/215 (1987)
- 9) R. J. Triolo, et al: The Theoretical Development of a Multichannel Time-Series Myoprocessor for Simultaneous Limb Function Detection and Muscle Force Estimation, IEEE Trans., BME-36-10, 1004/1017 (1989)
- 10) J. G. Kreifeldt, et al: A Signal to Noise Investigation of Nonlinear Electromyographic Processors, IEEE Trans., BME-21-4, 298/308 (1974)
- 11) N. Hogan, et al: Myoelectric Signal Processing: Optimal Estimation Applied to Electromyography—Part I, Part II, IEEE Trans., BME-27-7, 382/410 (1980)
- 12) 加藤, 伊藤(宏), 伊藤(正): 超音波モータのコンプライアンス調節, 第8回日本ロボット学会学術講演会予稿集, 985/986 (1990)

#### 《付録 判別関数法》

全波整流平滑 EMG は EMG 波形の振幅特性を反映しており、動作ごとに異なった特徴をもつ。そこで、各電極に対する分割後の全波整流平滑 EMG  $X_{mi}(t)$  ( $m=1, 2, \dots, M, i=1, 2, \dots, L$ ) の時間平均値

$$X_{mi} = \frac{1}{T_n} \sum_{t=1}^{T_n} X_{mi}(t) / T_n \quad (i=1, 2, \dots, L)$$

を特性値として判別関数を構成する。ただし、筋力レベルによるパターン変動の影響をなくするため、

$$S_i^{(m)} = X_{mi} / X_m \quad (i=1, 2, \dots, L-1) \quad (A.1)$$

$$X_m = \sum_{i=1}^L X_{mi}$$

として規格化を行う。この規格化により、自由度は  $L-1$  となる。

いま、各動作について  $N$  個の特性値を得ることができるので、動作  $m$  の第  $n$  番目の特性値を  $S_{ni}^{(m)}$  ( $n=1, \dots, N; i=1, \dots, L-1; m=1, \dots, M$ ) とすると、ある動作内のばらつきを表わす群内平方和・積和行列  $W=(W_{ij})$  と、動作間のばらつきを表わす群間平方和・積和行列  $B=(B_{ij})$  は、

$$W_{ij} = \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N (S_{ni}^{(m)} - \bar{S}_i^{(m)}) (S_{nj}^{(m)} - \bar{S}_j^{(m)}) \quad (A.2)$$

$$B_{ij} = N \sum_{m=1}^M (\bar{S}_i^{(m)} - \bar{S}_i) (\bar{S}_j^{(m)} - \bar{S}_j) \quad (A.3)$$

ここで、 $\bar{S}_i^{(m)} = \sum_{n=1}^N S_{ni}^{(m)} / N$ : 標本平均

$$\bar{S}_i = \sum_{m=1}^M \bar{S}_i^{(m)} / M$$

: 総平均

となる。目的は互いに直交する  $K$  個の判別関数  $Z_k$  ( $k=1, \dots, K$ ) を求めることである。

$$Z_k = \sum_{i=1}^{L-1} a_{ki}(S_i - \bar{S}_i) \quad (k=1, \dots, K) \quad (\text{A. 4})$$

識別を容易にするためには、 $Z_k$  の群内平方和が小さく、群間平方和が大きいが望ましい。ここで、係数  $a_{ki}$  は、特性値の動作内でのばらつきを表わす群内分散に対する、動作間のばらつきを表わす群間分散の比を最大にするという条件で求める。 $Z_k$  についての群内平方和を  $S_{Wk}$ 、群間平方和を  $S_{Bk}$ 、ある動作  $m$  を行った際の  $n$  番目の標本値を  $Z_{nk}^{(m)}$  とすると、(A. 2)、(A. 3)式を使って、つぎのように表わせる。

$$\begin{aligned} S_{Wk} &= \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N (Z_{nk}^{(m)} - \bar{Z}_k^{(m)})^2 \\ &= \sum_{i=1}^{L-1} \sum_{j=1}^{L-1} a_{ki} a_{kj} W_{ij} \\ S_{Bk} &= \sum_{m=1}^M N(\bar{Z}_k^{(m)} - \bar{Z}_k)^2 \end{aligned} \quad (\text{A. 5})$$

$$= \sum_{i=1}^{L-1} \sum_{j=1}^{L-1} a_{ki} a_{kj} B_{ij} \quad (\text{A. 6})$$

$$\bar{Z}_k^{(m)} = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N Z_{jk}^{(m)} \quad (k=1, \dots, K) \quad (\text{A. 7})$$

となる。したがって、 $\theta = S_{Bk}/S_{Wk}$  を  $a_{ki}$  で偏微分して0とおくと、

$$(B - \theta W) a_k = 0 \quad (\text{A. 8})$$

を得る。これが  $a_{ki}=0$  以外の解をもつためには、

$$|W^{-1}B - \theta I| = 0 \quad (\text{A. 9})$$

が成立しなければならない。よって、 $\theta$  は行列  $W^{-1}B$  の固有値となる。ここで  $W, B$  はともに  $(L-1) \times (L-1)$  行列で、 $W$  は正則、 $B$  のランクは群間の自由度  $M-1$  を越えないから、 $W^{-1}B$  のランクは  $\min\{L-1, M-1\}$  以下である。判別関数の係数ベクトル  $a_k$  は固有値の大きいほうから順に取り、それらに対応する右固有ベクトルを用いればよい。このとき固有値  $\theta_i \neq \theta_j$  ならば、対応する右固有ベクトル  $a_i, a_j$  は互いに直交し、 $Z_i$  と  $Z_j$  は群内で無相関になる。