

(25)

人間—義肢系の力制御と位置制御

(広島大学) 伊藤宏司・辻 敏夫

1. まえがき

一般に、動力義肢の開発にあたっては、次の諸点を満足する必要がある¹⁾。

- 1) 操作性がよいこと
- 2) 自然な外観
- 3) 軽量で、動作音が小さく、耐久性があること
- 4) 軽量、小型のパワー源
- 5) 高価でないこと

項目 2)~5) は、主として、ハードウェアにかかわる問題である。しかし、“操作性”については、切断者と義肢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。

例えば、多機能筋電義手におけるインタフェースの簡単なブロック線図を図1に示す。まず、切断者の残存部位から採取した筋電位 (EMG) から、切断者がどのような動作を意図しているかを識別する。屈曲、伸展、回内、回外などの動作である。同時に、義手を駆動、制御するための操作信号 (筋力に相当する) を筋

電位から得る。義手側からは、力感覚、位置、速度などの情報が視覚、触覚あるいは電気刺激などにより、切断者へフィードバックされる。本稿では、駆動制御系の構成問題を考える。

従来、筋電義手ではオン・オフ制御が最も一般的に用いられている。オン・オフ制御では平滑筋電位をある閾値で量子化して駆動系を作動させる。したがって、切断者は義手の移動速度や力を調節できない。より柔軟な義手制御を実現するためには、筋電位から推定した筋力をそのまま駆動系の操作信号として使用する比例制御が必要である。現時点では、主にハードウェア (特にトルク・モータ) の制約のため、比例制御はあまり用いられていない。しかしながら、最近のロボット、マニピュレータ技術の発展に伴い、優れたハードウェアが開発されつつある。したがって、比例制御による義手の制御特性を明らかにしておくことは、動力義手の設計問題に対する基礎資料として重要である。

動力義肢の制御問題を考えるうえで注意すべき点は、切断者は、効果器官としての筋や骨格を失うだけでなく、それがそなえていた情報伝達の手段や制御機構をも失うということである。自然肢の場合は、 α, γ 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²⁾。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を設計する際には、何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^{1), 3)}。言い換えれば、中枢の運動制御系との整合がとれた義肢制御系を構成することが重要である。この意味で、神経—筋—骨格系にみられる巧妙な制御メカニズムを解析し、その特徴を工学の言葉で記述す

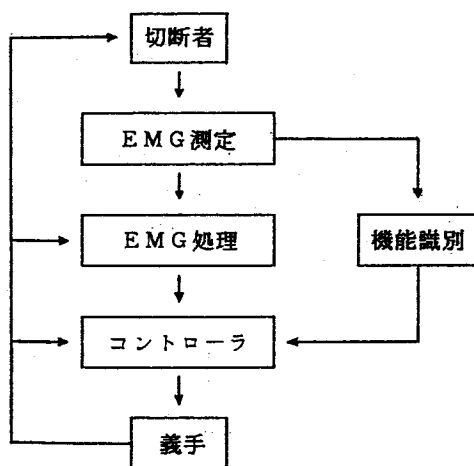


図1 筋電義手のインタフェース。

ることは、人間—義肢系の設計問題に有効な手段を与える。

また、切断者は動力義肢を制御対象とするマン・マシン・システムを構成し、筋電位等により、義肢を比例的に制御することになる。制御対象である動力義肢の力学的特性やモータの動特性の影響、さらに、義肢を装着した切断者の動作が環境との動的な相互干渉（例えば、道具の使用など）を含むことを考え合わせれば、動的制御という観点から人間—義肢系を評価する必要がある。本稿で対象とする動力義肢は、肘上切断のための上腕義手とし、肘関節の駆動制御を取り上げる。しかしながら、この動的制御という観点は、動力義足、動力装具などの場合にも十分考慮されるべきである。

まず第2章で、筋電義手の制御を義手を固定して力を制御する場合（力制御）と義手の位置を制御する場合（位置制御）とに分けて考察し、その問題点を明らかにする。次に、第3章では、筋電駆動によるマン・マシン制御系を構成して筋電義手の力制御を模擬し、筋電位による力制御の可能性を動特性の観点から考察する。第4章では、人間—義手インタフェースに、自然肢の位置制御にみられる双線形構造を利用することを試みる。そして、従来の比例制御方式を拡張して、義手の制御特性を切断者の意志で変えられるように制

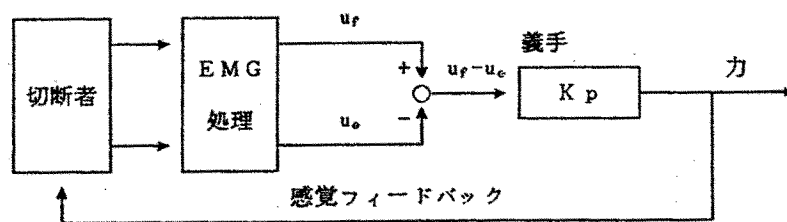
御系を構成し、位置制御特性がどのように変化するか実験的に考察する。

2. 筋電義手の動的制御

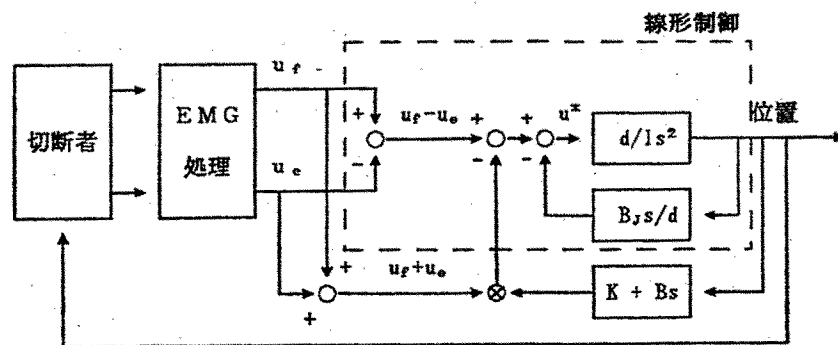
制御対象である義手は駆動部と義肢本体からなる。現在、駆動部には直流サーボ・モータが多く用いられており、そのトルク発生時定数は10~45msec程度である⁴⁾。電子機器の開発により、時定数を十分小さくすることが可能になったとしても、義肢本体の力学的な動特性を考慮する必要がある。本稿では、駆動部の特性はゲインで近似する。制御量としては、力、位置、速度などが考えられる。ここでは、このうち、力制御と位置制御について考察する。

2.1 力 制 御

図2(a)に、筋電義手の力制御のブロック線図を示す。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。次に、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。義手の



(a) 義手の力制御



(b) 義手の位置制御（線形／双線形制御）

図2 人間—義手系のブロック線図。

先端に働く力を制御量とし、義手を剛体とすると、その伝達特性は、ゲインで近似できる。切断者は等尺性収縮時の筋張力で義手の力を直接、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の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^{5),6)}。N. Hogan らは、複数電極から得た多チャンネルの筋電位を用い、最尤推定法により筋力を推定した⁷⁾。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。

本章では、感覚フィードバックを視覚で代用して、義肢の力制御のシミュレーション実験を行なう。筋電位の随意制御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。

2.2 位置制御

人間—義手系において、筋張力で前腕の位置を制御する場合を考えよう。ただし、簡単のため、前腕の水平面内の運動をとり上げる。図 2 (b) の点線部は、義手の位置制御のブロック線図である。前項で述べたように、切断者の筋は短縮することができず、等尺性収縮することになる。筋張力の推定値 u_f, u_e を義手への入力、肘関節角度 θ を制御量とすると、前腕の回転に関する運動方程式は、

$$I\ddot{\theta} + B_f\dot{\theta} = d(u_f - u_e) \quad (1)$$

となる。ここで、 I は前腕の慣性モーメント、 B_f は肘関節の回転に関する粘性係数、 d は正の定数（モータの特性）である。したがって、位置制御における義手の伝達特性は、モータの特性をゲインと考え、その動特性を無視したとしても、(1)式で表わされる線形サーボ系（図 2 (b) 点線部）となる。切断者は 2 次系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る。一般に、手を操作器とする通常の手動制御系においてもこれはかなりむずかしいタスクである。そ

うえ、切断者は筋電位から推定される張力でこのタスクを行なわなければならない。切断者の負担を軽減し、系の制御特性を改善するためには、何らかの補償機構をインタフェースに導入することが必要である。

筆者らは、先に、自然肢の筋骨格運動系の位置制御が双線形特性を持つことを示した¹⁰⁾。本稿では、この双線形構造をインタフェースに取り入れることを考える。

骨格筋の粘弾性特性に着目し、前腕の水平運動をモデル化すると、その運動方程式は、

$$I\ddot{\theta} + B_f\dot{\theta} = d'[(u_f - u_e) - (u_f + u_e)(K\theta + B\dot{\theta})] \quad (2)$$

で与えられる¹⁰⁾。ここで、 θ は肘関節の角度で上腕に対して垂直な位置を 0° にとり、屈曲方向を正とする。 d', K, B は正の定数である。従来から多く用いられている線形モデル^{11),12)}では、粘弾性係数を一定値としている。これに対し、(2)式は収縮力の差で駆動力が、収縮力の和でパラメータが調節される双線形系となっている（図 2 (b)）。

この双線形構造をインタフェースに取り入れることにより、切断者は駆動力を調節するだけでなく、系の粘弾性特性、すなわち義肢の関節まわりの機械インピーダンスを調節することが可能になる。例えば、前腕の位置決め動作を考えてみると、前腕を目標位置に向けて駆動するときには、できるだけ関節まわりの機械インピーダンスを小さくして、関節が自由に動くようにすることが得策であろう。逆に、前腕を止めたいときにはインピーダンスを大きくして、系を制動のきいた系に切り換えることが望ましい。(2)式の双線形構造は、このようなインピーダンス制御を可能にする。

以上のことから、双線形構造は、切断者と義手との間の情報伝達を助け、より自然肢に近い運動制御を実現するのに有効であると思われる。そこで、この双線形構造をインタフェースに取り入れ、義肢の制御特性を切断者の意志で調節できるよう駆動系を構成して、位置制御のシミュレーション実験を行なう（4章）。そして、(1)式の線形モデルを用いた場合と比較して、どのように位置制御特性が変化するか明らかにする。

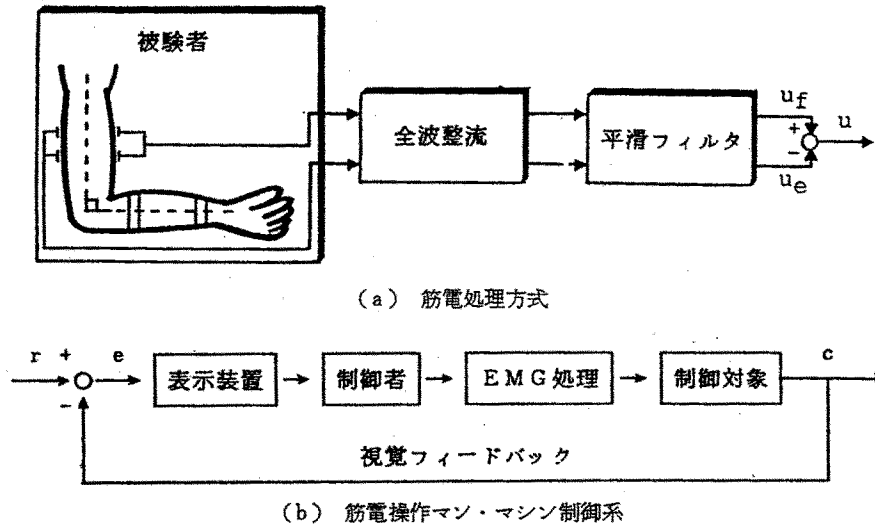


図 3 力制御実験ブロック線図。

3. 義手の力制御実験

3.1 筋電処理方式

図 3 (a) に実験で用いた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、上腕二頭筋および上腕三頭筋で、等尺性収縮（腕を固定して力のみ発生させる）により、筋電位を発生させた。電極は、直径 1.5cm の同心円使い捨て電極で、双極誘導（電極間隔は 2cm）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（ $f_0=1\text{Hz}$: 1 次フィルタ）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_e である。この処理方式は、従来から多く用いられている¹⁾。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 5V になるよう調節した。

3.2 追従制御特性

筋電操作・視覚フィードバックによるマン・マシン制御系を図 3 (b) のように構成する。目標入力は、 $0.307\sim 9.865\text{ rad/sec}$ ($\omega_c=2.265\text{ rad/sec}$) の 10 個の正弦波を合成した擬似ランダム波である。表示装置はオシロスコープ、制御対象は、(1) $G_1(s)=1.0$, (2) $G_2(s)=3/s$, (3) $G_3(s)=5/s(s+3.2)$ の 3 種

類である。被験者（健常者 3 名）には、表示装置上の偏差 e をできるだけ小さく維持するように指示した。試行時間は約 100 秒で、熟練後の 10 回をデータとした。そして、実験結果から、周波数応答を次式により推定した。

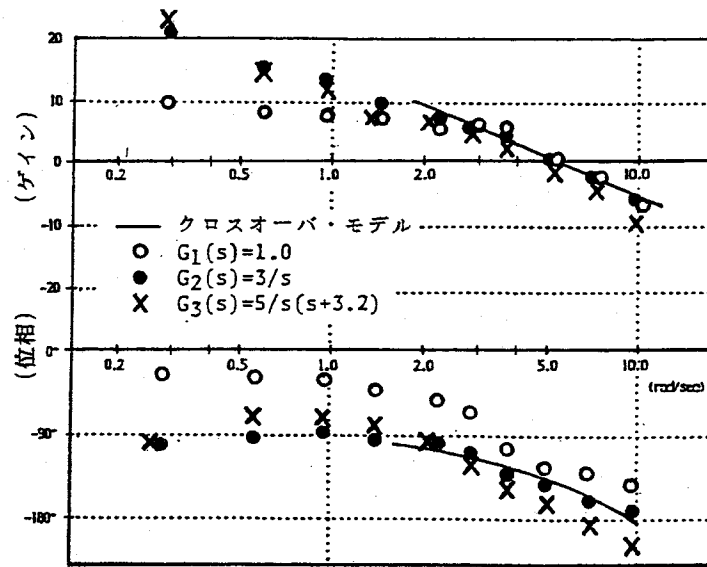
$$G_H(j\omega)=\Phi_{re}(j\omega)/\Phi_{ru}(j\omega)$$

$$G(j\omega)=\Phi_{rc}(j\omega)/\Phi_{re}(j\omega)$$

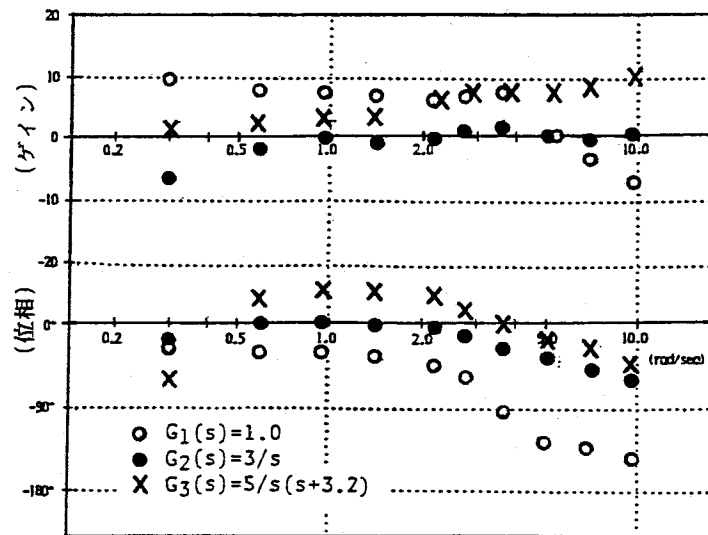
ここで、 $G_H(j\omega)$ は制御者の周波数応答、 $G(j\omega)$ は制御系全体の開ループ周波数応答である。 $\Phi_{xy}(j\omega)$ は x と y の相互スペクトル密度関数で、FFT 法を用いて推定した。

図 4 (a) に偏差 e から制御量 c までの系全体の開ループ周波数応答を、(b) に偏差 e から平滑化筋電位 u までの制御者の周波数応答を示す。ところで、通常の手を操作器とする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¹³⁾。それを図 4 (a) の実線で示す。図から、筋電制御の場合も ω_c (約 5 rad/sec) の近傍でクロスオーバー・モデルを満たしている。制御対象がゲインの場合 (○印) は、低周波側でゲイン特性がやや低下し、位相遅れが少ないが、これは通常の手動制御でもみられる現象である¹⁴⁾。このように、制御対象の特性が大きく変化しても、人間が自らの特性を変化させて適応し (図 (b))、開ループ周波数応答をほぼ一定に保っていることがわかる。

以上から、視覚フィードバックに集中すれば、操作量として筋電位を使用しても、かなり良い追従特性が得られることがわかる。動特性の観点からすれば、人



(a) 開ループ周波数応答, $G(j\omega)$



(b) 制御者の周波数応答, $G_H(j\omega)$

図 4 力制御の追値特性.

人間-義手系の操作量として、筋電位が使用可能であることが示された。

3.3 力制御の可能性

人間-義手系において、義手を固定し、その力を制御する場合を考えると、2.1 節で述べたように義手の伝達特性はゲインで近似できる。

実験結果から、制御対象がゲインの開ループ周波数応答 (図 4 (a), ○印) は、十分良い追値特性を示している。自然肢の力制御を考えると、筋長は一定に保たれるので、筋は等尺性収縮により筋張力を発生する。筋張力で直接、力を制御することになる。一方、本実

験の場合も、筋電位から推定した筋張力 (平滑化筋電位) で力を制御している。自然肢とほぼ同じ機構である。このことは、感覚フィードバックを視覚で代用すれば、人間-義手系の力制御は、自然肢と同程度の追値特性を持つ可能性を示している。

しかしながら、2つの重要な問題が残されている。第1は、筋力推定 (筋電処理) である。本実験の整流平滑処理は、追値制御ではかなり良い特性を示したが、平滑化筋電位にかなりの振動成分が残り、定値制御に問題がある。より厳密な筋張力の推定が必要であろう。

第2は、感覚フィードバックである。本実験では、力感覚フィードバックを視覚で代用した。実際の義手

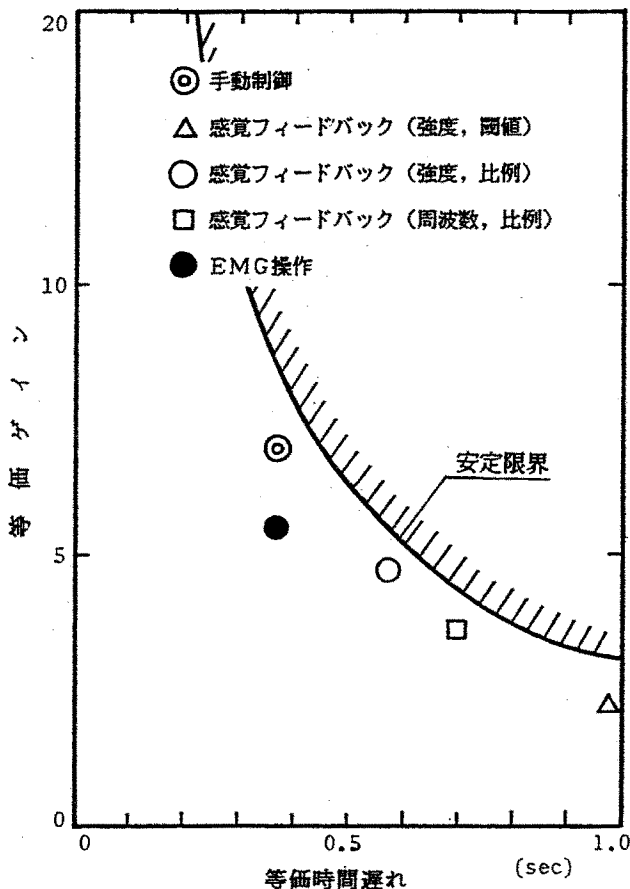


図5 感覚フィードバックの制御特性に及ぼす影響。

制御においては、視覚を用いることは不可能である。義手の力は、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、切断者の中樞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である。従来から、この感覚フィードバックの重要性は強調されており、電気刺激や機械振動刺激による方法がいくつか提案されている^{8),9)}。感覚フィードバックが系の制御特性に与える影響を見きわめておく必要がある。

谷江らは、感覚フィードバックを用いた手動制御系の制御特性が、視覚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¹⁵⁾。図5は、制御者の伝達関数を、J. W. Hillの拡張クロスオーバー・モデルにあてはめた結果である¹⁵⁾。横軸は制御者の等価時間遅れ、縦軸は等価ゲインで、制御系の安定条件を満たす範囲内で等価時間遅れが小さく、等価ゲインが大きいほど、制御の精度は向上する。図で、◎印は視覚フィードバック、○印は感覚フィードバック（表示法：電気刺激

強度次元の比例型）、△印は感覚フィードバック（電気刺激強度次元の閾値型）、□印は感覚フィードバック（電気刺激周波数次元の比例型）でいずれも手操作によるものである。●印は筋電操作—視覚フィードバックによるもので、本実験の周波数応答（図4○印）にクロスオーバー・モデルをあてはめた結果である。図から、筋電操作型の結果は、手操作—視覚フィードバック型に比べ、ゲインがやや低下するが、時間遅れは同じで、ほぼ同程度の特性が得られていることがわかる。これに対し、電気刺激フィードバックによるものは視覚に比べて大幅に悪くなっている。したがって、筋電義手の力制御特性は、筋電操作よりも、感覚フィードバックに大きく影響されることになる。この感覚フィードバックによる制御特性の低下、特に時間遅れを改善するような補償機構をインタフェースに付け加えることが必要であろう。

4. 義手の位置制御実験

4.1 実験方法

位置制御実験で構成した制御系のブロック線図を図6に示す。筋電位の採取法、処理方式は3章の力制御実験と同じである。整流、平滑後の筋電位 u_f, u_e は、計算機 (MELCOM 70/40) 内に取り込まれ、制御装置、義手モデルを経て出力される。この間の処理時間は無視できる程度であった。

CRT 画面上には、図に示すように、上肢が描かれている。実線が現在位置、破線が目標位置で、出力である肘関節角度 θ に応じて、前腕（実線）が回転される。したがって、被験者は、上腕二頭筋（屈曲方向）および、三頭筋（伸展方向）の収縮により、画面上の前腕を動かすことができる。被験者（健常者3名）には、前腕の目標位置にできるだけ速く合わせるように指示した。実験は、まず、目標値をステップ入力として位置決め動作を模擬し、次に、擬似ランダム波として追値動作を模擬した。

コントローラは、次の2種類とした（図2(b)参照）。

$$\cdot \text{双線形系} : T = d \{ u_f - u_e - (u_f + u_e) (K\theta + B\dot{\theta}) \} \quad (3)$$

$$\cdot \text{線形系} : T = d(u_f - u_e) \quad (4)$$

T は駆動トルクである。義手モデルは、前腕の水平運

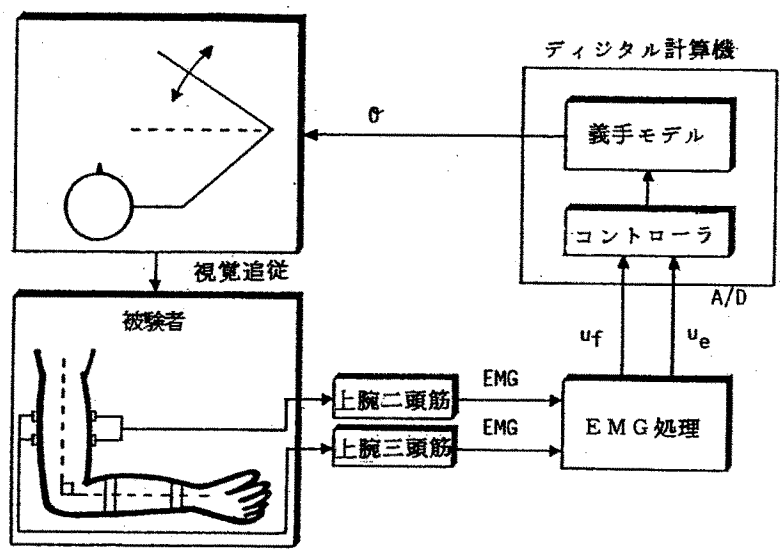


図 6 位置制御実験ブロック線図.

動を模擬して,

$$I\ddot{\theta} + B_J\dot{\theta} = T \quad (5)$$

とした。ここで、 I は義手の慣性モーメント、 B_J は関節の粘性係数である。

4.2 位置決め制御特性

初めに、ステップ応答の結果を図7に示す。3回の応答の重ね書きで、実線が双線形系、点線が線形系である。用いたパラメータは、 $d/I=2.0$ 、 $B_J/d=0.4$ 、 $K=0.1$ 、 $B=0.2$ である。図7(a)は、制御量である肘関節角度の時間変化である。双線形系の方が線形系に比べて立ち上がり速度が速いことがわかる。図7(b)は、操作量のパターンで、 u_f が屈筋、 u_e が伸筋である。線形系の場合は、ステップ入力の印加後、むだ時間を経て、正の操作量を加え、次に、負の操作量に切り換えて減速するという Bang-Bang 型となっている。これに対して、双線形系では、まず、屈筋を収縮させ、次に、屈筋・伸筋を同時に収縮させている。すなわち、応答の後半で、粘性係数を増大させて、制動のきいた系に切り換えており、双線形の特徴をうまく利用している。

慣性系 d/Is^2 への入力 u^* を求めると、制御動作の違いがより明確になる(図7(c)参照)。いずれも、まず正の操作量、次に負の操作量に切り換えている。しかし、線形系では、切り換え動作がゆるやかで、制動力の振幅も小さい。操作量の切り換えを決定してから、実際に切り換わるまでに遅れがあることがわかる。一方、双線形系では、切り換えがはやく、制動力も線

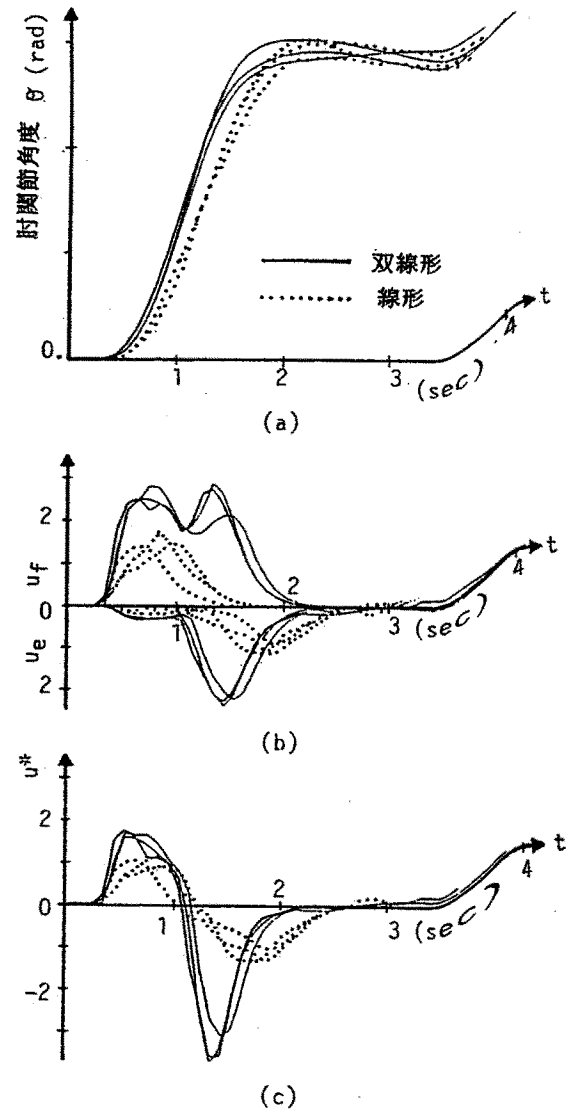


図 7 ステップ応答.

形系の約3倍である。

操作量切り換えの問題は、系の速応性に影響を与えることになる。すなわち、双線形系の方が非線形フィードバックによって、系の粘性が増加するにもかかわらず、立ち上がりが速くなっている(図7(a))。線形系では、操作量の切り換えに遅れがあるため、切り換えのタイミングがむずかしく、大きな操作量を加えるとオーバー・シュートを起こしてしまう。これに対して、双線形系では、いつでも系の特性を粘性の大きい系に変えることができるので、前半で、大きな駆動力を加えることが可能となる。

次に、目標入力を振幅(回転角 $\pm 80^\circ$ 以内)、持続時間(4~8秒)がともに不規則に変化するランダム・ステップ関数として追従実験を行なった。試行時間は50秒で、熟練後の10回をデータとして用いた。図8は、線形系(a)、双線形系(b)の追従結果である。上から、目標値 r 、肘関節角度 θ 、屈筋の表面

筋電位 (EMG_f)、その整流平滑出力 u_f 、伸筋の表面筋電位 (EMG_e)、および、その整流平滑出力 u_e である。両システム間で、 u_f と u_e の操作パターンが著しく異なることがわかる。この制御特性を評価するため、以下に定義する評価指数を求めた。

- 1) 2乗偏差面積:

$$ISE = \sum_{i=1}^N \left[\int_0^{T_i} e_i^2(t) dt / \int_0^{T_i} r_i^2(t) dt \right]$$

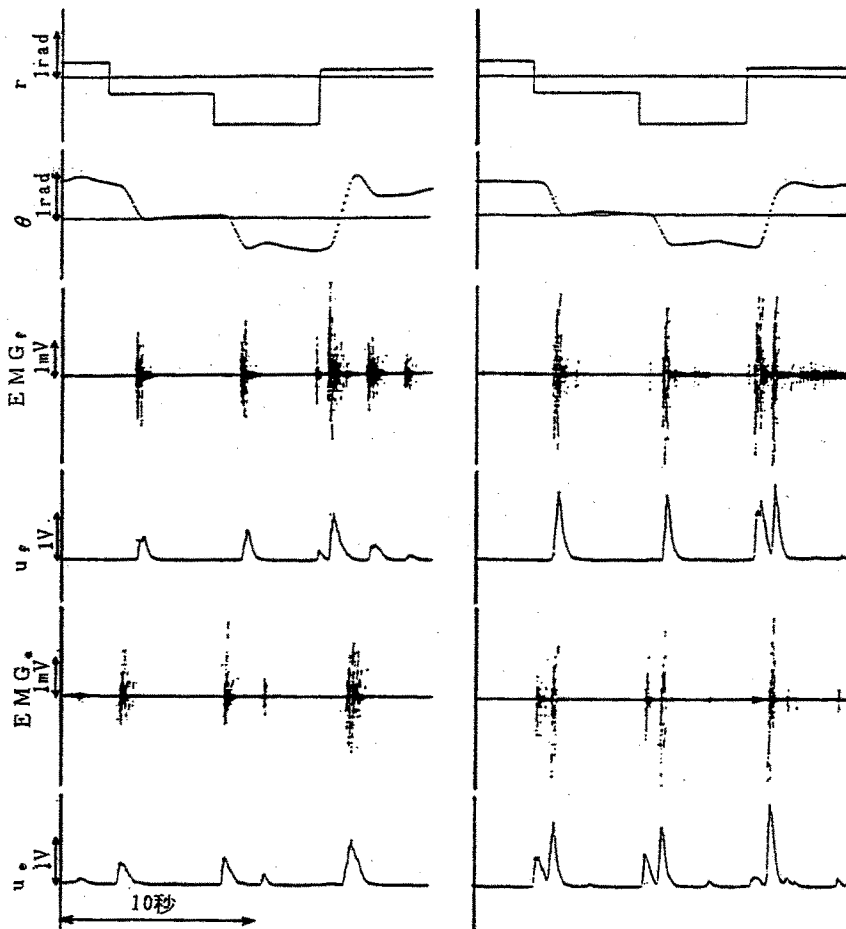
- 2) 偏差面積:

$$IAE = \sum_{i=1}^N \left[\int_0^{T_i} |e_i(t)| dt / \int_0^{T_i} |r_i(t)| dt \right]$$

- 3) 荷重偏差面積:

$$ITAE = \sum_{i=1}^N \left[\int_0^{T_i} t \cdot |e_i(t)| dt / \int_0^{T_i} t \cdot |r_i(t)| dt \right]$$

- 4) 操作エネルギー:



(a) 線形系

(b) 双線形系

図8 不規則ステップ入力に対する追従結果。

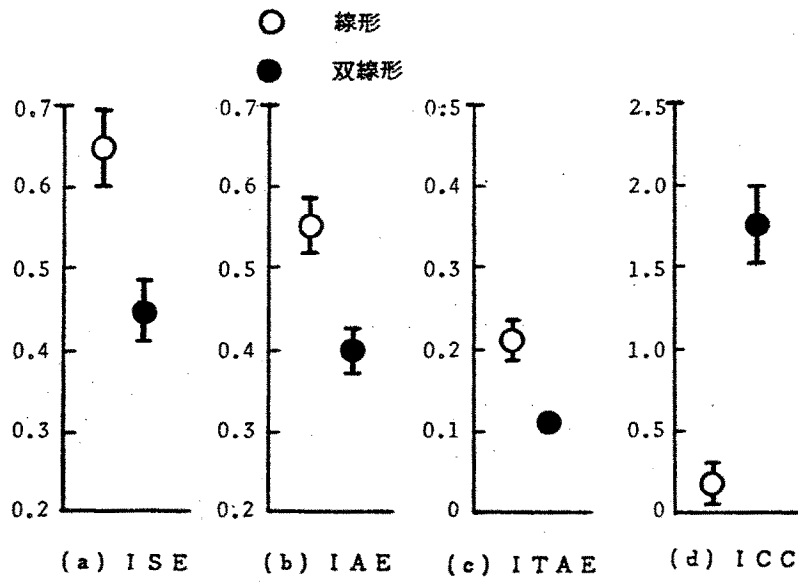


図9 制御成績の比較.

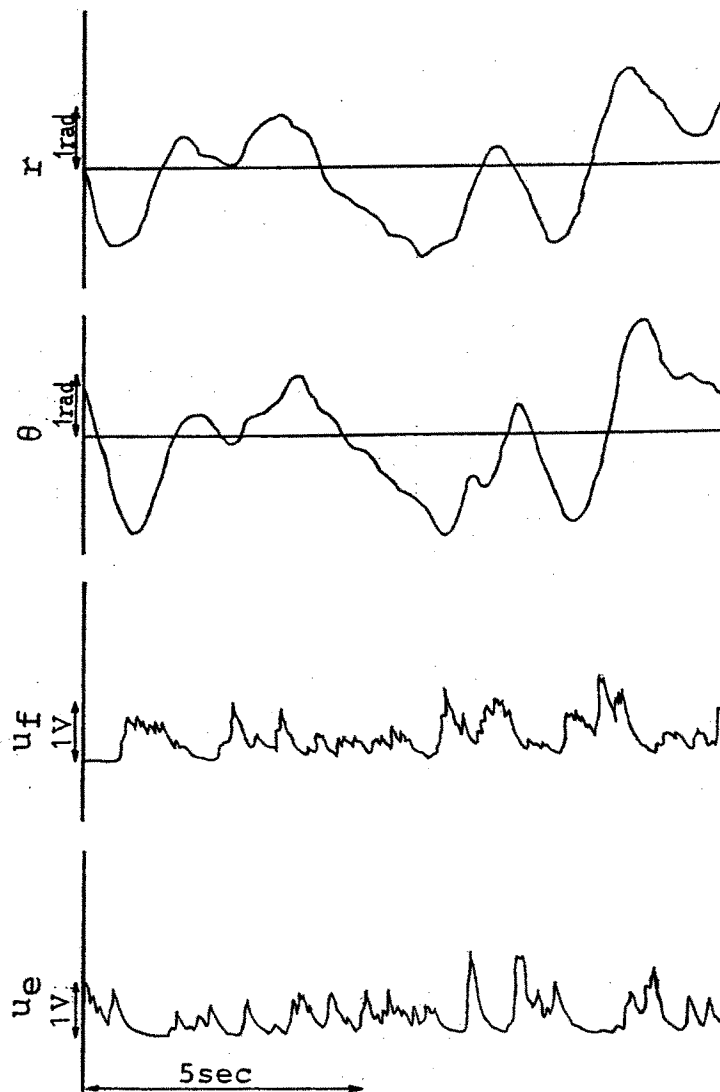
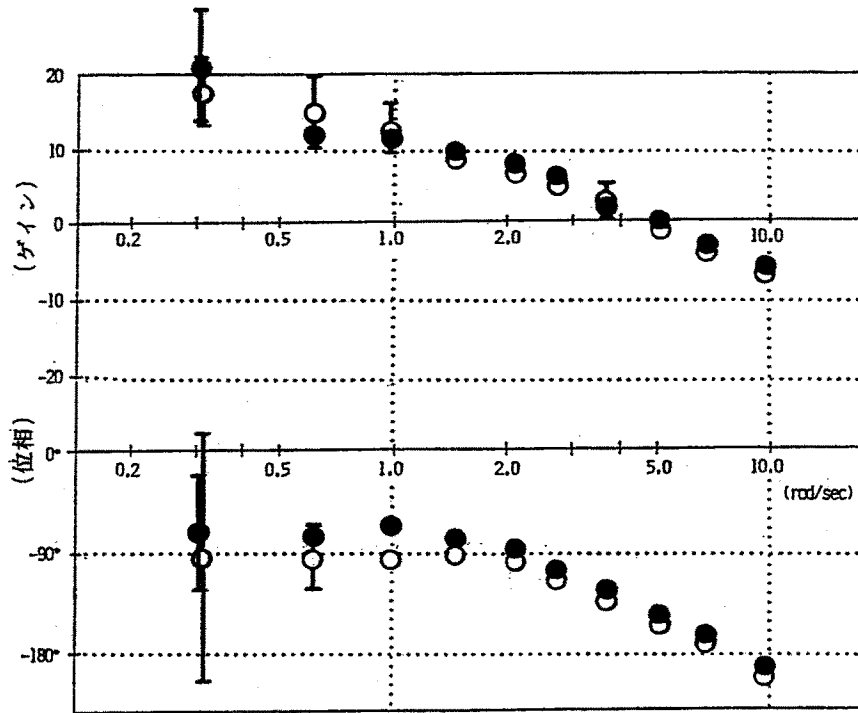
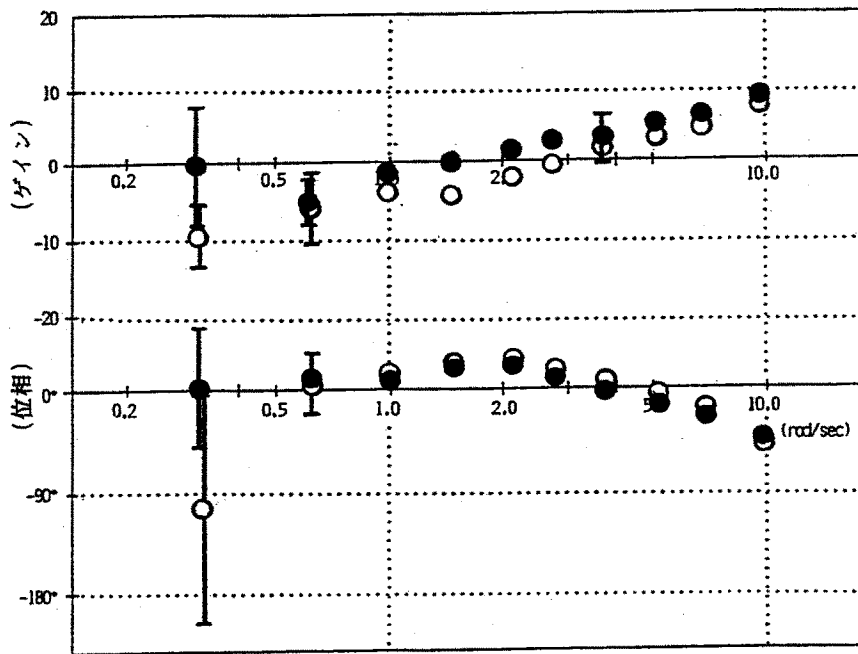


図10 擬似ランダム入力に対する追値結果 (双線形系).



(a) 開ループ周波数応答

○ 線形
● 双線形



(b) 制御者の周波数応答

○ 線形
● 双線形

図 11 位置制御の追従特性, $G_H(j\omega)$

$$ICC = \sum_{i=1}^N \left[\frac{\int_0^{T_i} (u_{fi}(t) + u_{ei}(t))^2 dt}{\int_0^{T_i} |r_i(t)| dt} \right]$$

図9に、10試行の平均値と標準偏差を示す。操作エネルギー (ICC) を除いて、すべての指数で、双線形系の値が、30~50%程度低く、制御特性が大幅に改善されていることがわかる。逆に、操作入力は、双線形系の方が大きい。ただし、図8(b)からわかるように、振幅は、最大随意収縮時の40%以下である。

以上から、位置決め制御に関しては、双線形構造をインタフェースに取り入れることにより、制御特性が改善されることが明らかになった。

4.3 追値制御特性

次に、目標入力を力制御実験で使用した擬似ランダム波として追値実験を行なった。パラメータは、 $d/I = 19.65$, $B_f/d = 2.62$, $K = 0.045$, $B = 0.09$ とし、表示装置には、オシロスコープを用い、偏差 e を表示した。図10に双線形系の実験結果を示す。位置決め制御(図8)と比較すると、屈筋・伸筋の同時収縮がほとんど見られないことがわかる。これは、目標値が連続的に不規則な変化をするためである。

本実験では、双線形系を使用しているため、応答には非線形成分が含まれている。しかし、第1次近似の意味で記述関数法が適用できると考え、周波数応答を求めた。それを図11に示す。図11(a)は、偏差 e から制御量 θ までの開ループ周波数応答で、図11(b)は、偏差 e から加法的操作量 $u_f - u_e$ までの制御者の周波数応答である。○印が線形系、●印が双線形系で、いずれも10試行の平均値と標準偏差である。図11(a)の開ループ周波数応答より、両システム間でゲイン特性はほぼ一致している。しかし、双線形系の方が位相遅れが少ないことがわかる。これとは逆に、制御者の周波数応答(図11(b))は、位相特性がほぼ一致し、双線形系の方がゲインが高くなっている。このことは、明らかに双線形フィードバックによる影響である。すなわち、双線形系では、非線形フィードバックにより、線形系に比べて系の粘性が増加し、制御対象の定常ゲインが低下することになる。したがって、系全体のゲイン特性を、線形系と同程度に保つため、制御者は自分自身のゲインを上げざるをえない(図11(b))。双線形特性により、制御者の負担が増加することになる。一方、位相特性に関しては、双線

形系では、制御量の微分値がフィードバックされる。双線形フィードバックが、一種の位相進み補償として働くことになるのである。このため、系全体の周波数応答の位相遅れが少なくなっている(図11(a))。

本実験で用いたパラメータ ($K = 0.45$, $B = 0.09$) では、双線形系の方が若干優れた追値特性を示した。しかし、前述したようにこのパラメータ設定の如何によっては、制御者の負担がさらに増加し、追値特性が低下することもありうる。双線形構造を追値制御に応用するには、今後、パラメータの最適設計問題を考慮する必要がある。

3. あとがき

筋電義手の動的制御に関して、力制御と位置制御をとり上げ、その問題点を考察した。

まず、力制御に関しては、シミュレーション実験から、筋電位を操作量としても十分よい制御特性が得られること、そして、感覚フィードバックによる影響がインタフェースを設計するうえで、重要であることを示した。

位置制御特性は、インタフェースに双線形構造を導入することにより、大幅に改善できることを示した。双線形構造によって、制御者は操作入力で系のパラメータを調節することが可能となる。すなわち、双線形構造は、制御者へのフィードバックなしに関節まわりのインピーダンスを調節できる簡単なメカニズムを義肢制御系に付加することを可能にする。今後は双線形フィードバックのパラメータ値と制御特性の関係をより明確にする必要がある。また本稿の結果を現実の義肢に適用するためには、切断者による筋電制御、実際の動力義肢に含まれるいくつかの非線形特性の影響などの問題を考察する必要があると考えている。

終わりに、本学人間工学研究室 長町三生教授、ならびに、実験に協力していただいた研究室の諸氏に深く感謝いたします。なお、本研究は昭和60年度文部省科学研究費(60550300)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) S. C. Jacobson et al.; "Development of the Utah Artificial Arm", *IEEE Trans. Bio-Med. Engng.*, BME-29, 4 (1982), 249-269.
- 2) R. Granit; *The Basis of Motor Control*, (1970), Academic Press.
- 3) R. W. Mann; "Cybernetic Limb Prosthesis", *Annuals*

- of *Biomedical Engng.*, 9 (1981).
- 4) 高瀬ほか; 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, (1973), 144-153, 東京大学出版会.
 - 5) J. G. Kreifeldt; "Signal Versus Noise Characteristics of Filtered EMG Used as a Control Source", *IEEE Trans. Bio-Med. Engng.*, BME-18, 1 (1971), 16-22.
 - 6) J. G. Kreifeldt; "A Signal to Noise Investigation of Nonlinear Electromyographic Processors", *IEEE Trans. Bio-Med. Engng.*, BME-21, 4 (1974), 298-308.
 - 7) N. Hogan et al.; "Myoelectric Signal Processing : Optimal Estimation Applied to Electromyography-part 1, part 2", *IEEE Trans. Bio-Med. Engng.*, BME-27, 7 (1980), 382-410.
 - 8) R. W. Mann et al.; "Kinesthetic Sensing for the EMG Controlled BOSTON ARM", *IEEE Trans. Man-Mach. Syst.* MMS-11, 1 (1970), 110-115.
 - 9) A. Y. J. Szeto et al.; "Electrocutaneous Stimulation for Sensory Communication in Rehabilitation Engineering", *IEEE Trans. Bio-Med. Engng.*, BME-29, 4 (1982), 300-308.
 - 10) 辻, 伊藤; 筋骨格系の双線形特性と義肢制御, 第2回時系列的生体情報の計測処理シンポジウム, (1984), 8. 1-8. 4.
 - 11) D. T. McRuer et al.; "A Neuromuscular Actuation System Model", *IEEE Trans. Man-Mach. Syst.*, MMS-9, 3 (1968), 61-71.
 - 12) P. Bawa et al.; "Predictions and Experimental Test of a Visco-Elastic Model Using Elastic and Inertial Loads", *Biol. Cybernetics*, 22 (1976), 139-145.
 - 13) D. T. McRuer et al.; "A Review of Quasi-Linear Pilot Models", *IEEE Trans. Human Factors in Electronics*, HFE-8, 3 (1967), 231-249.
 - 14) D. L. Kleinman et al.; "An Optimal Control Model of Human Response: part 1, Theory and Validation", *Automatica*, 6 (1970), 357-369.
 - 15) 谷江ほか; 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, (1982), 99-108, 東京大学出版会.

ON THE FORCE AND POSITION CONTROL OF HUMAN PROSTHESIS SYSTEMS

Koji ITO and Toshio TSUJI

Faculty of Engineering, Hiroshima University

The final goals of prosthesis research are to develop artificial limbs which are naturally controlled by the amputees' motor intents and are functionally responsive like natural limbs. However, most prostheses in present use are still far from the goals in spite of recent advanced technologies for robot manipulators.

In human prosthesis systems, amputees' motor intents must be transmitted through the remaining functions. Therefore, information transmission is largely restricted and the control properties of human prosthesis systems are inferior to those of regular man-machine systems. Improvement of the control properties requires development of more cybernetic interface between an amputee and an artificial limb.

In this paper, the force and position controls of human prosthesis systems are analyzed from

the view point of their dynamic property. First, to analyze the force control, tracking tests controlled by myoelectric signals were performed. Open loop describing functions show good characteristics and it was shown that one of the most important problems in the force control of human prosthesis systems is the influence of sensory force feedback to control characteristics.

A human prosthesis interface with bilinear structure is proposed. The bilinear structure makes it possible to control the mechanical impedance about the joint. The test results of tracking performance demonstrate that the position control could be largely improved by adding the bilinear structure to the interfaces in human prosthesis systems.