

筋骨格系の双線形特性と義肢制御への応用

正員 伊藤 宏 司
正員 辻 敏 夫

電気学会論文誌
昭和60年10月号抜刷

Trans. IEE of Japan, Vol. 105-C, No. 10, Oct., 1985

UDC 616.7-089.28:512.64:681.5

論 文
60-C26

筋骨格系の双線形特性と義肢制御への応用

正 員 伊 藤 宏 司 (広島大)
正 員 辻 敏 夫 (広島大)

1. ま え が き

切断者は、効果器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ことになる。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⁽¹⁾。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得ず、切断者の制御能力は自然肢に比べて大幅に低下する。従って、動力義肢開発にあたっては切断者の駆動意志を義肢に確実に伝達することができ、自然肢に近い“natural”な制御感覚を有する人間-義肢インターフェースを設計することが重要な課題となる⁽²⁾⁽³⁾。更に言えば、中枢の運動制御系との整合性がとれた義肢制御系を構成することが必要である。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ることは、人間-義肢系の設計問題に有効な手段を与える。

ところで、骨格筋は力発生器官であるだけでなく、粘弾性要素の性質も合わせ持つことが知られている。しかも、その粘弾性係数は筋力、筋長、短縮速度に依存して変化する⁽⁴⁾⁻⁽⁷⁾。また骨格筋を支配する伸張反射回路は、外部負荷の変動に対して筋の長さを一定に維持するという負フィードバックの働きがある⁽¹⁾⁽⁷⁾。このサーボ仮説に対して、最近むしろ、関節周りの筋の機械的なスティフネスを調節することが、伸張反射系の主要な役割であるという指摘がなされている⁽⁸⁾。

一方、ロボットによるドアの開閉、物体の把握・移動、ネジ締め、ペグの挿入などではコンプライアンス

の制御が非常に重要である⁽⁹⁾⁽¹⁰⁾。すなわち、マニピュレータのジョイント周りの機械インピーダンス（または、コンプライアンス）により、対象物に加わる力、あるいはハンドにかかる反力が決まる。これらの事実は、姿勢・運動の制御においては機械インピーダンスを効果的に制御する方法を見いだすことが、最も基本的な課題であるということを示唆している⁽¹¹⁾。

さて、前述のように骨格筋の粘弾性特性（機械インピーダンス）は筋力により変化する。Hogan 氏⁽¹²⁾は主働筋・拮抗筋の同時活動によりインピーダンスが制御できることを指摘し、筋の可変弾性特性が上肢運動系の平衡点を定めることを示した。著者らは筋の可変粘弾性特性の役割の重要性を強調する。弾性係数が主として筋骨格系の静的な挙動の決定に寄与するのに対して、粘性係数はむしろ系の過渡特性に影響を与える。

本論文では、初めに筋骨格系の力学的性質から導かれる数学モデルが双線形系なることを示し、更に主働筋・拮抗筋の同時収縮により、筋骨格系の構造的な特性の調節が可能となることを明らかにする。次に、人間-義肢系のインターフェースに双線形構造を持たせることによって、切断者の制御能力を向上させ得ることをシミュレーション実験により確認する。

2. 筋骨格系の双線形モデル

骨格筋の収縮は、脊髄の α 運動ニューロンから伸びている神経線維により支配されている。この神経インパルスと筋の収縮力の関係は分子生理学の知見に基づく化学力学的筋モデルにより説明され、非常に巧妙かつ複雑な機序（メカニズム）から成る⁽¹³⁾⁽¹⁴⁾。しかし、マクロ的には収縮筋の力学的性質は、張力-長さ関係、力-速度関係という二つの基本関係で表わされることがよく知られている⁽⁵⁾。

等尺性収縮時における張力-長さ関係を図1に示す。種々の長さの筋を収縮させたときに発生する張力を生体長 (rest length) を100%として表わしたグラ

The Bilinear Characteristics of Muscle-Skeletomotor System and the Application to Prosthesis Control. By Koji Ito, Member & Toshio Tsuji, Member (Faculty of Engineering, Hiroshima University).

伊藤宏司: 正員, 広島大学工学部第2類 (電気系)

辻 敏夫: 正員, 広島大学工学部第2類 (電気系)

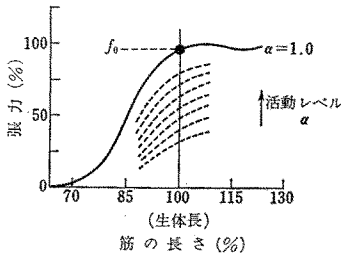


図1 張力-長さ曲線

Fig. 1. Isometric tension-length curves.

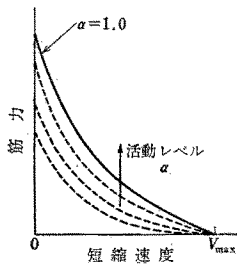


図2 力-速度曲線

Fig. 2. Force-velocity curves.

フである。筋が長くなるにつれて、張力が増加するという弾性特性が筋に備わっていることがわかる。また図の破線で示すように、張力は筋活動レベルの増加につれて大きくなる。ここで、筋活動レベルは α 運動ニューロンの発火頻度と漸増 (recruitment) により決まり、筋への入力である。

図2は、種々の筋活動レベルにおける力-速度関係である。筋力は筋の短縮速度に反比例して減少しており、筋の粘性特性を表わしている。また、筋力は活動レベルと共に増加する。

いま、筋力 F が筋活動レベル α ($0 \leq \alpha \leq 1$: 最大値で規格化) に比例すると仮定すれば、

$$F = \alpha g(L, V) \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 $g(L, V)$: 最大活動レベルにおける関係を表わす非線形関数 (実線)

と表わすことができる。

$g(L, V)$ を生体長 $L=l_0$ 、短縮速度 $V=0$ の近傍でテーラー展開し、2次項以上を無視すると、

$$g(L, V) \cong g(l_0, 0) + \frac{\partial g}{\partial L} \Big|_{L=l_0, V=0} (L-l_0) + \frac{\partial g}{\partial V} \Big|_{L=l_0, V=0} V = f_0 - k_1 x - b_1 \dot{x} \dots\dots\dots (2)$$

ここで、 f_0 : 生体長における等尺性収縮 ($V=0$) の最大張力、 x : 筋の長さ (生体長のと

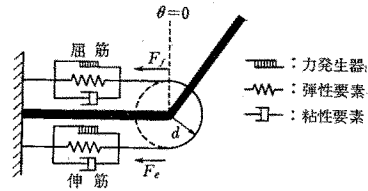


図3 上肢筋骨格系の粘弾性モデル

Fig. 3. Simplified visco-elastic muscle model about elbow joint.

き $x=0$ で、短縮の方向を正とする), \dot{x} : 短縮速度, k_1, b_1 : 正の定数

となる。すなわち、(2)式は図1、図2の実線を生体長および短縮速度0で直線近似したことになる。(2)式を(1)式に代入して、 $u = \alpha f_0$ とおくと、

$$F = u - k' u x - b' u \dot{x} \dots\dots\dots (3)$$

ここで、 $k' = k_1 / f_0, b' = b_1 / f_0$

を得る。(3)式は筋の粘弾性モデルである。ただし、粘弾性係数が従来のモデルのように一定値ではなく、収縮力 u に比例するという特徴がある。

次に、図3の上肢筋骨格系を考えよう。屈筋、伸筋が同じ特性を持ち、レバー・アーム d が関節角度によらず一定であると仮定すると、屈筋・伸筋によって生じるトルク T_f, T_e は(3)式より、

$$T_f = d(u_f - k u_f \theta - b u_f \dot{\theta}) \dots\dots\dots (4)$$

$$T_e = d(u_e + k u_e \theta + b u_e \dot{\theta}) \dots\dots\dots (5)$$

となる。ただし、 $k = k'd, b = b'd$ で、関節角度 θ は上腕に対して直角な位置を 0° にとり屈曲方向を正とする。また、 u_f, u_e は屈筋・伸筋の収縮力で次の範囲の値をとるとする。

$$0 \leq u_f \leq u_{fmax}, 0 \leq u_e \leq u_{emax} \dots\dots\dots (6)$$

ここで、 u_{fmax}, u_{emax} : 屈筋、伸筋の最大張力
このとき、前腕の水平回転運動に関する方程式は、

$$I |d \cdot \ddot{\theta} = u_f - u_e - (u_f + u_e)(k \theta + b \dot{\theta}) \dots\dots\dots (7)$$

(モデル①)

ここで、 I : 前腕の慣性モーメント

となる。簡単のため、関節の粘性摩擦は無視した。

ところで、次の形で表わされるシステムは双線形系と言われる⁽¹⁵⁾。

$$\frac{dx}{dt} = Ax + \sum_{k=1}^m B_k u_k x + cu \dots\dots\dots (8)$$

ここで、 x : n 次元状態ベクトル、 u : m 次元制御ベクトル、 $A, B_k (k: 1, \dots, m)$: $n \times n$ 定係数行列、 c : $n \times m$ 定係数行列

(7)式を(8)式の形に書き直すと、

$$\frac{d}{dt} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix} - \frac{d}{I} \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ k & b \end{bmatrix} \times (u_f + u_e) \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix} + \frac{d}{I} \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 1 & -1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_f \\ u_e \end{bmatrix} \dots\dots\dots (9)$$

ただし, $x_1 = \theta, x_2 = \dot{\theta}$

となる。このように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になっていることがわかる。(9)式と類似の双線形系の例としては、ブレーキとアクセルという二系統の操作入力から成る自動車駆動系がある⁽¹⁵⁾。

なお、従来提案されている筋骨格系モデルには次の2つのタイプがある。

$$I/d \cdot \ddot{\theta} = u_f - u_e - (u_f + u_e)k\theta - b\dot{\theta} \quad (\text{モデル②}) \dots\dots (10)$$

$$I/d \cdot \ddot{\theta} = u_f - u_e - (k\theta + b\dot{\theta}) \quad (\text{モデル③}) \dots\dots (11)$$

(10)式は筋の弾性特性だけが収縮力に依存すると仮定して得られるモデルであり⁽¹²⁾、(11)式は粘弾性特性が収縮力によらず一定であると仮定したとき得られるモデルである⁽⁷⁾⁽¹⁶⁾⁽¹⁷⁾。

3. システム構造

<3.1> 平衡点 $\dot{\theta} = \ddot{\theta} = 0$ において平衡点を求めると、(7)式および(10)式は同じ結果になり、平衡状態の関節角度 θ_e は

$$\begin{aligned} \theta_e^1 = \theta_e^2 &= \frac{u_f - u_e}{k(u_f + u_e)} \\ &= \frac{1 - \beta}{k(1 + \beta)} \quad (\beta = u_e/u_f, u_f \neq 0) \end{aligned} \dots\dots (12)$$

ただし、添字 1, 2 はモデル番号を示す

と与えられる。両双線形モデルとも、屈筋・伸筋の収縮力の比 β により、系の平衡状態が初期値とは無関係に決まる⁽¹³⁾。これに対して、(11)式の線形モデルの平衡点は、

$$\theta_e^3 = (u_f - u_e)/k \dots\dots (13)$$

と与えられ収縮力の差で平衡点が決まる。

次に、前腕の上下運動で重力が作用する場合を考えよう。運動方程式は、

$$\begin{aligned} \frac{I}{d} \ddot{\theta} - \frac{mgl}{d} \sin \theta \\ = u_f - u_e - (u_f + u_e)(k\theta + b\dot{\theta}) \end{aligned} \dots\dots (14)$$

ここで、 m : 前腕の質量、 g : 重力加速度、

l : 肘関節から前腕の質量中心までの長さ

となる。 $\theta = 0$ の近傍の運動を考えると、 $\sin \theta \approx \theta$ とすると、系の平衡点は、

$$\theta_e^{1'} = \frac{1 - \beta}{k(1 + \beta) - mgl/d u_f} \dots\dots (15)$$

となる。従って、屈筋の収縮力 u_f が重力トルクに比べて十分大きければ収縮力の比 β で平衡点がほぼ決まる。 $\theta = 0$ 以外の姿勢やトルク外乱に対しても同様の結果が得られる。一方、線形モデルでは

$$\theta_e^{3'} = (u_f - u_e)/(k - mgl) \dots\dots (16)$$

となり、重力トルクにより平衡点に変化する。このように、双線形モデルは腕にかかる負荷が多少変動した場合でも、屈筋・伸筋の収縮力を上げ、腕のステイフネスを大きくすることによって、平衡点を維持できるという日常の動作をよく表わしている。

<3.2> 可変構造 (11)式の線形モデルでは係数 k, b により、システムの挙動が一意的に決まってしまう。これに対して(9)、(10)式的双線形モデルでは、固有値が収縮力の和 $(u_f + u_e)$ の関数になる。(6)式の制約条件と $b > 0, k > 0$ より、その固有値は安定な実根または複素根になる。従って、位相面上の解軌道は安定結節点または安定渦状点になり、その条件式は次のとおりである。

モデル①:

$$(1) \quad 0 \leq u_f + u_e \leq 4kI/db^2 \quad (\text{安定渦状点}) \dots\dots (17)$$

$$(2) \quad 4kI/db^2 \leq u_f + u_e \leq u_{f\max} + u_{e\max} \quad (\text{安定結節点}) \dots\dots (18)$$

モデル②:

$$(1) \quad 0 \leq u_f + u_e \leq db^2/4kI \quad (\text{安定結節点}) \dots\dots (19)$$

$$(2) \quad db^2/4kI \leq u_f + u_e \leq u_{f\max} + u_{e\max} \quad (\text{安定渦状点}) \dots\dots (20)$$

このように、双線形モデルは収縮力の和 $(u_f + u_e)$ によって、系のモードが変化する可変構造システムになっているのが特徴である。

3種類のモデルのシミュレーション結果を図4に示す。上側が屈筋 (u_f)・伸筋 (u_e) の収縮レベル、下側が位相面解軌道で平衡点からの偏差を e としている。

(a) 図の線形モデル③は bang-bang 制御の結果である。平衡点を通るためには、切換時刻を厳密に設定しなければならない。(b), (c) 図は双線形モデル(10)、(7)式で u_e/u_f を一定に維持しながら、 $(u_f + u_e)$ のレベルを3段階に変えた結果である。いずれも同じ平衡点に収束している。しかし、解軌道のモードが異なることに注意すべきである。我々のモデル④ [(7)式]

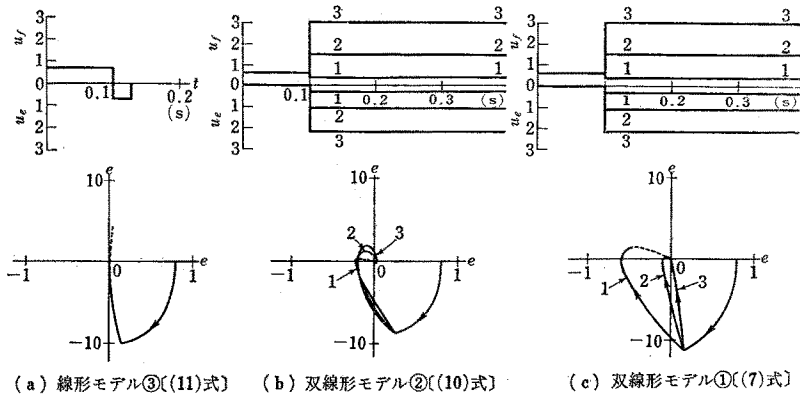


図 4 シミュレーション結果 ($I/d=0.03, k=0.2, b=0.05$)

Fig. 4. Simulation results.

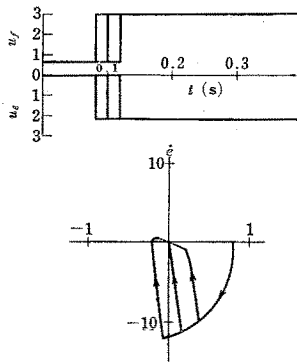


図 5 切替時刻による影響

Fig. 5. Effects of switching time.

では、 $u_f + u_e$ が大きくなると解軌道は安定渦状点から安定結節点に変わり、より制動のきいた系になる。これに対してモデル②〔(10)式〕では、 $u_f + u_e$ が大きくなると逆に解軌道は安定結節点から安定渦状点に移り、系は振動的になる。

一方、図5はモデル①で、 u_e/u_f および $u_f + u_e$ を一定にして収縮レベルの切替時刻を変えたときの位相面軌道である。位相面上のどの点で操作量を切り換えても、収縮力の比で決まる平衡点に収束する。しかも、収縮力の和が(15)式を満たしていれば振動することもない。例えば、前腕を目標位置に回転させる場合、過渡状態がそれほど重要でなければ収縮力を切り換える時刻は厳密に設定しなくても十分に目的を達する。

図6はヒトが前腕の急速な水平屈曲運動を行なったときの上腕二頭筋(屈筋)、上腕三頭筋(伸筋)の表面筋電位(EMG)を測定した結果である。初めに屈筋を収縮させる。次に伸筋と屈筋を同時に収縮させ、粘性係数を大きくして制動をきかせている。システムの構造変化を積極的に利用していることがわかる。

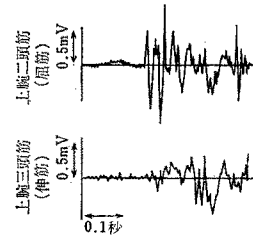


図 6 急速屈曲運動による筋電位パターン

Fig. 6. EMG patterns during a ballistic horizontal movement.

ところで、Polit 氏⁽¹⁸⁾⁽¹⁹⁾は脊髄の後根で求心性神経を切断して、自己受容器からの感覚フィードバックを完全に除去したサルに前腕の水平運動を行なわせている。その結果、腕の位置を全く知覚しなくても(視覚的にも)視標の位置まで前腕を移動させ得ることを示した。更に、中枢の運動プログラムでは主働筋・拮抗筋間の相互作用で決まる平衡点が被制御量になっていると推察している。これらの実験事実と本章の結果から、目標となる平衡点に対応して主働筋・拮抗筋の収縮レベルをあらかじめ設定しておき、適当なタイミングで筋収縮を切り換えることにより開ループで腕の位置を制御できる可能性のあることが示唆される。

人間-義肢系では、感覚フィードバックが大幅に制約される。従って、このような双線形構造をインターフェースに取り入れることは義肢制御にとって極めて有効であると思われる。次章では、このことをシミュレーション実験で確認する。

4. 筋電義肢制御への応用

〈4.1〉 人間-義肢インターフェース 一般に、動力義肢は次の条件を満たす必要がある⁽²⁾。

- (1) 操作性が良いこと。

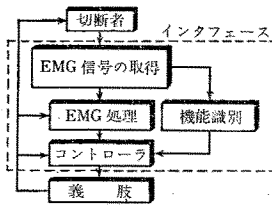


図 7 人間-義肢インターフェース
Fig. 7. Amputee-prosthesis interface.

- (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) 小形、軽量のエネルギー源でも動作可能であること。
- (5) 高価でないこと。

項目(2)~(5)はハードウェアの問題である。しかし、“操作性”は切断者と義肢の間のインターフェースをいかに構成するかにかかっている。

多機能筋電義肢におけるインターフェースの簡単な構成線図を図7に示す。まず、切断者の残存部位から採取した筋電信号(EMG)から、切断者がどんな動作を意図しているかを識別する。例えば、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)を筋電信号から得る。義肢側からは力感覚、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。

ここでは、肘関節の駆動制御系の構成問題を例にとる。従来の筋電義手ではオン・オフ制御、または比例制御が一般的に用いられている⁽²⁾。オン・オフ制御では平滑筋電をあるしきい値で量子化して駆動系を作動させる。従って、この方式では切断者は義手の移動速度や力を調節できない。一方、比例制御方式ではEMG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。更に、義手のロックおよび解除は、残存部位の主働筋・拮抗筋から採取したEMGレベルの高低

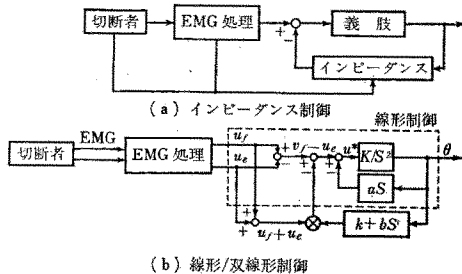


図 8 双線形構造を有する義肢制御系
Fig. 8. Prosthetic control systems with a bilinear structure.

により判断するか、あるいは全く別の動作から信号を得る⁽²⁾。

本論文では、比例制御方式を拡張して義肢の制御特性を切断者の意志で変えられるように駆動系を構成する。このため、前章で述べたように義肢の関節回りの機械インピーダンスの役割に着目する〔図8(a)参照〕。そして、同図(b)に示すように双線形構造をもつ補償回路により、インピーダンスを調節できる義肢制御系を構成する。

〈4.2〉位置制御実験 操作性はたぶんに切断者の主観的判断による部分が多く、研究室レベルで定量的に評価することは困難な面が多い。しかし、少なくとも自分の意図する動作が確実に義肢に伝達され、少ない負担(精神的にも、肉体的にも)でその動作を実行できることが必要であろう。いろいろな評価方法が考えられるが、ここでは Manual control の分野でしばしば使われる追従動作実験を採用した。

さて、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9の構成線図のように構成する。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その拮抗筋である上腕三頭筋で、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EMG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($f_c=1\text{Hz}$ 、一次フィルタ)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⁽²⁾。平滑後の筋電位は積分筋電と呼ばれ、筋力の推定値としてしばしば使われる。フィルタのゲインは、最大随意収縮時に出力が5Vになるように調節した。 u_f, u_e は計算機(MELCOM 70/40)内に取り込まれ、コントローラ義肢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

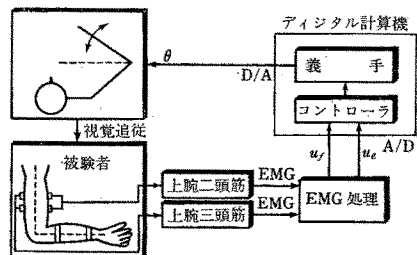


図 9 位置制御実験構成線図
Fig. 9. A block diagram of experimental arrangements of position control.

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 θ に応じて前腕（実線）が回転される。従って、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、前腕を目標位置にできるだけ速く合わせるように指示した。なお、目標値は単一ステップ入力と不規則ステップ関数である。

コントローラは、双線形系で構成され、次式で与えられる（図 8 (b) 参照）。

$$T = d\{u_f - u_e - (u_f + u_e)(k\theta + b\dot{\theta})\} \dots (21)$$

屈筋・伸筋の差が駆動力になり、和がパラメータ調節に使われる。比較のため次の比例方式のコントローラについても実験した。

$$T = d(u_f - u_e) \dots (22)$$

義肢モデルは、前腕の水平運動を模擬して次の微分方程式で与えられる。

$$I\ddot{\theta} + B_f\dot{\theta} = T \dots (23)$$

ここで、 I ：は義肢の慣性モーメント、 B_f ：

関節の粘性係数、 T ：駆動トルク

〈4・3〉 実験結果および解析 初めにステップ応答の結果を図 10 に示す。3 回の応答の重ね書きで実線が双線形系、破線が線形系である。(a) 図に被制御量である肘関節角度の時間変化を示す。双線形のほう

が立上りが速いことがわかる。(b) 図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 形となっている。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制動系に切り換えており、双線形系の可変構造をうまく利用していることがわかる。これは〈3・2〉節の自然肢の急速運動でみられた EMG パターンと全く同じである。ただし、屈筋・伸筋の筋電位の振幅比を調節することは難しく、ほぼ同じ割合で収縮させている。

慣性系 d/Is^2 への入力 u^* を求めると、制御動作のパターンの違いがより明確になる（(c) 図参照）。いずれもまず正の操作量、次に負の操作量に切り換えて制動をかけている。線形系の場合は切換動作がゆるやかで振幅も小さい。操作量切換を決定してから、実際に切り換わるまでに遅れがある。一方、双線形系では切換が速く、振幅も線形系の約 3 倍である。

操作量切換の問題は系の速応性に影響を与える。すなわち、双線形系のほう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上りが速くなっている（(a) 図）。線形系では系の特性が固定しているため、切換のタイミングが難しく大きな操作量を加えるとオーバー・シュートさせてしまう。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 u_f を加えることが可能となる。

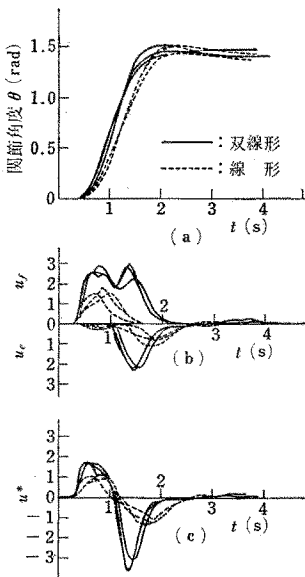
次に、目標入力を振幅（回転角 $\pm 80^\circ$ 以内）および時間間隔（4~8 s）が共に不規則に変化するランダム・ステップ関数として追従実験を行なった。追従時間は 50 s で、熟練後の 10 回をデータとして用いた。図 11 に線形系 (a)、双線形系 (b) の追従結果を示す。上から目標値 r 、肘関節角度 θ 、屈筋の表面筋電位 (EMG_f)、その整流平滑出力 u_f 、伸筋の表面筋電位 (EMG_e) およびその整流平滑出力 u_e である。両システム間で u_f と u_e の操作パターンが著しく異なることがわかる。

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



($d/I=2.0$, $B_f/d=4.0$, $k=0.1$, $b=0.2$)

図 10 ステップ応答

Fig. 10. Step responses.

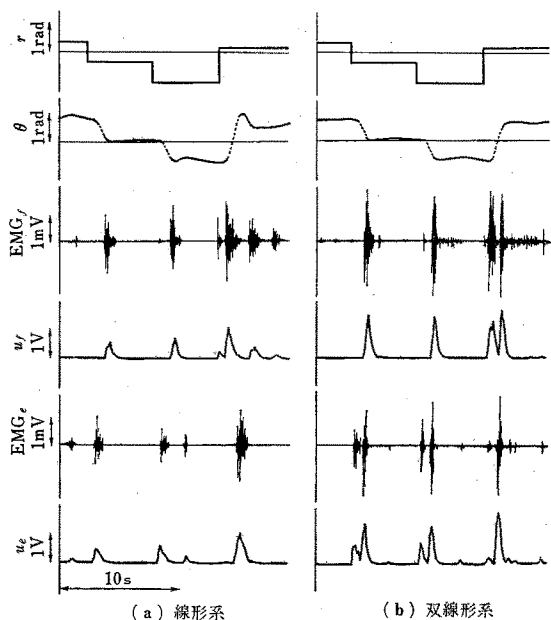


図 11 不規則ステップ入力に対する追従結果
Fig. 11. Tracking patterns for random step inputs.

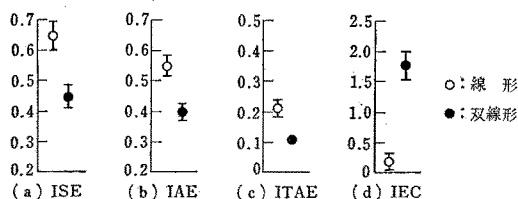


図 12 制御成績の比較
Fig. 12. Performance scores.

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

(3) 荷重偏差面積:

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

(4) 操作エネルギー:

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

図 12 に 10 試行の平均値と標準偏差を示す。操作エネルギー (IEC) 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ほうが大きい。しかし、それでも振幅は最大随意収縮時の 40% 以下である。

5. あとがき

双線形系の重要な特徴は、システムの構造(モード)が操作入力によって変えられるということである。Hogan 氏⁽¹²⁾は、この可変構造をインピーダンス適応制御 (Adaptive impedance control) と呼んでいる。このような特性が我々の筋骨格系に備わっていることは、中枢系 (CNS) による姿勢・運動制御を著しく容易にする。例えば、主働筋・拮抗筋の同時活動により、関節まわりの粘弾性特性を変えることができる。これにより系の動作モードや平衡点を開ループで制御できるようになる。また特定の関節を簡単にロックすることも可能になる。更に、腕の位置決め制御では、筋の収縮レベルの切換時期を厳密に設定する必要がなくなる。

本論文では、この双線形構造を義肢制御のインターフェースに付加することによって、人間-義肢系の位置制御が大幅に改善できることを示した。このような双線形を利用した制御方式は、義肢制御以外にも麻痺肢の電気刺激 (FES) やマニピュレータの制御などの問題に対して有効な手段となり得ると考えられる。

今後は切断者による義肢制御実験、操作量の飽和も含めた制御系設計問題などを考察する必要があると考えている。なお、位置制御のほかに、義肢の力制御も重要な課題であるが本論文では扱わなかった。それは力感覚フィードバックがインターフェース設計の本質になると思われるからである。いずれ別の機会に報告したい。

終わりに、本学人間工学研究室 長町三生教授、並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 59 年文部省科学研究費 (59550282) の研究助成によるもので、ここに改めて謝意を表します。

(昭和 60 年 5 月 23 日受付, 同 60 年 8 月 26 日再受付)

文 献

- (1) R. Granit: The Basis of Motor Control (1970) Academic Press
- (2) S.C. Jacobson, et al.: "Development of the Utah Artificial Arm", *IEEE Trans. Bio-Med Engng*, BME-29, 249 (1982)
- (3) R.W. Mann: "Cybernetic Limb Prosthesis", *Annals of Biomedical Engng*, 9, 1 (1981)
- (4) T.D.M. Roberts: Neurophysiology of Postural Mechanisms (2nd) (1978) Butterworths
- (5) R.M. Dowben: Contractility; *Medical Physiology* (14th) ed. by V.B. Mountcastle, C.V. Mosby, p. 93 (1980)
- (6) 赤沢・梶山・藤井: 「骨格筋運動系の解析」, 第 11 回 SICE 学術講演会, p. 51 (昭 47)
- (7) R.B. Stein: Nerve and Muscles (1980) Plenum Press

- (8) J. C. Houk: "Regulation of Stiffness by Skeletomotor Reflexes", *Ann. Rev. Physiol.*, **41**, 99 (1979)
- (9) M. T. Mason: "Compliance and Force Control for Computer Controlled Manipulators", *IEEE Trans. Syst. Man Cybernetics*, **SMC-11**, 418 (1981)
- (10) R. P. Paul: Robot Manipulators (1981) MIT Press
- (11) N. Hogan: "Mechanical Impedance Control in Assistive Devices and Manipulators", *Proc JACC.*, TA10-B (1980)
- (12) N. Hogan: "Adaptive Control of Mechanical Impedance by Coactivation of Antagonist Muscles", *IEEE Trans. Automatic Control*, **AC-29**, 681 (1984)
- (13) 真島英信: 生理学, p. 43 (昭 49) 文光堂
- (14) 酒井・遠藤・杉田: 筋の構造と機能, p. 249 (昭 52) 医学書院
- (15) R. R. Mohler: Bilinear Control Processes, p. 7 (1973) Academic Press
- (16) D. T. McRuer, et al.: "A Neuromuscular Actuation System Model", *IEEE Trans. Man-Mach. Syst.*, **MMS-9**, 61 (1968)
- (17) P. Bawa, et al.: "Predictions and Experimental Tests of a Visco-Elastic Model Using Elastic and Inertial Loads", *Biol. Cybernetics*, **22**, 139 (1976)
- (18) A. Polit & E. Bizzi: "Processes Controlling Arm Movements in Monkeys", *Science*, **201**, 1235 (1978)
- (19) A. Polit & E. Bizzi: "Characteristics of Motor Programs Underlying Arm Movements in Monkeys", *J. Neurophysiology*, **42**, 183 (1979)