腕の筋骨格系モデルに対する運動と粘弾性特性の同時制御[†]

前 田 芳 晴*

Simultaneous Control of Movement and Visco-Elastic Property for Arm Musculo-Skeletal Model

Yoshiharu MAEDA*

Arm musculo-skeletal systems, driven by pairs of agonist and antagonist muscles, have redundancy in motor commands. The redundancy is caused by inherent arrangement of the antagonistic muscles and its synergistic coactivation, and is known to serve for flexible manipulation tasks, where positional movement and visco-elastic property of the arm should be controlled simultaneously. Additional pair of double-joint muscles, expands control range of visco-elastic property, increases more redundancy. Thus reduction of such motor command redundancy is a primary subject in the control of musculo-skeletal systems.

In this paper, we propose a method for reducing the redundancy by explicitly specifying visco-elastic property and for realizing simultaneous control of positional movement and visco-elastic property. First, a musculo-skeletal system of the arm is modeled by a planar two-link manipulator with four single-joint muscles and two double-joint muscles. Then, motor commands to track the desired trajectories, specified with movement and visco-elastic matrices, are calculated by a relaxation method that uses a forward system model of the arm. Motor command redundancy is dissolved by optimizing a criterion function, composed of quadratic errors between the desired and the computed trajectories by the forward system model. Simulation results show that coactivation of double-joint muscles is important to control elastic property, and that the arm is controlled to execute the same positional movement with different elastic matrices..

Key Words: musculo-skeletal system, redundancy, coactivation, simultaneous control, relaxation method

1. はじめに

生物のアクチュエータである骨格筋は、収縮して張力を発生する器官である。筋収縮によって関節を運動させるために、腕の筋骨格系には関節をはさんで主働筋と拮抗筋が骨格に付着している。腕を運動させる関節トルクは、主働筋・拮抗筋が各々に発生する収縮力の差で与えられるので、筋への運動指令は、相殺される収縮力の分だけ冗長性を持つ。この冗長性は主働筋・拮抗筋の共活動(coactivation)と関係するが、共活動は相殺分まで余分に筋を活動させるため、エネルギー消費の点から見て不経済である。

Hoganは主働筋・拮抗筋の共活動によって関節まわりの粘弾性特性を関節トルクとは独立に制御できることを示した¹⁾。さらに、腕の手先の粘弾性特性を制御するた

めには、単関節筋だけでは不十分であり、2つの関節に作用する2関節筋が必要であることを示した²⁾。しかしこの場合、2関節筋の分だけさらに冗長性が増加してしまう。腕の筋骨格系の制御では、冗長性を持つ筋への運動指令をいかにして求めるかが問題である。

骨格筋はアクチュエータであると同時に粘弾性特性を持つことが知られている^{3,4)}。また、伸長反射が筋の長さではなく弾性を制御量とし、筋の弾性の非線形性を補償しているとする説がある³⁾。さらに、筋の粘弾性特性は、キネマティックな関係を通じて腕の粘弾性特性と関係するが、実際に計測された手先の粘弾性特性が腕の姿勢で決定される特徴と随意的に調節できる特徴を持つことが示されている⁵⁻⁷⁾。よって、筋は単なるアクチュエータでなく、筋の粘弾性特性の制御が腕の制御に重要な役割を果たしている。

腕の粘弾性特性は、ロボティクス分野では、ロボット・マニピュレータの機械インピーダンス特性(位置と力の静的および動的関係)に対応する。環境との間に力学的相互作用を伴うようなマニピュレーション作業を行う場合、マニピュレータに機械インピーダンス特性を持た

[†] 第9回生体・生理工学シンポジウムで発表(1994・11)

* (株)富士通研究所 情報社会科学研究所 沼津市宮本140

* Institute for Social Information Science, Fujitsu Labs, Numazu

(Received October 23, 1995)

(Revised May 13, 1996)

せ、機械インピーダンス特性を介して間接的に位置と力を制御するインピーダンス制御法が有効であることが示されている^{8,9)}。よって、腕が制御可能な粘弾性特性を持つことは、ロボティクスから見ても合理的である。

腕の制御法の仮説としてこれまでに、平衡点軌道仮説(仮想軌道仮説)^{2,10,11)}と内部モデル制御仮説^{12~14)}が提案されている。前者は、腕が姿勢によって決定される弾性特性を持つことに注目し、中枢神経系は弾性場の平衡点軌道を指定することによって腕の運動を制御しているとする。この説では粘弾性特性が位置と力を関係付けることを利用して、運動指令や座標変換の冗長性に拘束条件を与える^{15,16)}。一方、内部モデル制御仮説では、中枢神経系は学習によって腕のダイナミクスとスタティクスの逆モデルを内部に獲得して、運動指令は目標運動から内部逆モデルを使って求められる。目標運動は位置と力と与えられ、腕の粘弾性特性は従属的に決定される。また、運動指令の冗長性は筋張力変化最小¹⁷⁾等の評価基準に対する最適性から拘束される。これまでこれらの仮説では、計測された腕の粘弾性特性に基づいて腕の運動軌道を再現することが中心的に考察され、粘弾性特性の制御についてまだ十分に議論されていない。

本稿は、腕の粘弾性特性が腕の制御において重要な役割を果たしているという見地から、腕の粘弾性特性を積極的に指定し、さらに腕の運動と粘弾性特性を同時に制御することを目的とする。その利点は運動指令の冗長性を減少させ、さらにマニピュレーション作業に有効な機械インピーダンスを制御できることである。これらは腕の制御法の解明だけでなく、ゴム人工筋で駆動されるマニピュレータ^{13,18)}や義手、または人と接触する作業を行うマニピュレータ(看護ロボットなど)に応用が期待される。まず2節では、筋の共活動による粘弾性特性の制御が議論できるように、腕の筋骨格系のモデルとして6つの筋で駆動される2関節マニピュレータのダイナミクスが求められる。3節では、モデル化した腕を制御対象にして、運動と粘弾性行列に対して指定された目標軌道を同時に実現する運動指令を求める。この計算は、モデル化した腕のダイナミクスが運動指令によって変化し、また冗長性を持つため難しい。我々は、運動軌道だけでなく粘弾性行列も計算する順システムモデルと、誤差評価関数に対する最適化を利用した緩和計算法によって運動指令を求める。この方法は人の腕の運動軌道をトルク変化最小基準に基づいて計算する神経回路モデルとして提案され、その有効性が示されている¹⁹⁾。4節ではシミュレーション実験の結果を示し、最後にまとめを述べる。

Fig. 1 Two-joint arm model with four single-joint muscles and two double-joint muscles.

2. 筋と腕の筋骨格系モデル

腕の制御法を研究するためには腕の筋骨格系のモデルが必要であり、これまでにHogan¹⁾、伊藤ら⁴⁾の単関節腕の双線形モデルや片山らの6筋2関節モデル¹⁴⁾などが利用されている。これらのモデルは筋のモデル化を除いて同様であるが、前者は筋の共活動による腕の粘弾性特性の調節が明確に示されている。そこで我々は、伊藤らのモデルを2関節の腕に拡張し、さらに粘弾性特性の操作性を向上させるために2関節筋も取り入れて、Fig. 1に示すような、2次元平面上の6筋2関節マニピュレータを腕の筋骨格系のモデルとして使用する。

2.1 筋のモデル

骨格筋の張力がマクロ的には張力-長さ曲線や張力-速度曲線で表現される性質を持つことから、伊藤らは筋を次式のようにモデル化した⁴⁾。

$$\mathbf{f} = \mathbf{u} + \mathbf{K}_m(\mathbf{u})\mathbf{x} + \mathbf{B}_m(\mathbf{u})\dot{\mathbf{x}} \quad (1)$$

ただし、 $\mathbf{f}$ は筋張力ベクトル、 $\mathbf{u}$ は運動指令ベクトル、 $\mathbf{x}$ は筋の生体長からの変位ベクトルであり、また、

$$\mathbf{K}_m(\mathbf{u}) = \text{diag}[k_1 u_1, \dots, k_6 u_6], \\ \mathbf{B}_m(\mathbf{u}) = \text{diag}[b_1 u_1, \dots, b_6 u_6].$$

である。下付数字は筋の番号(Fig. 1)で、 k_i, b_i はそれぞれ筋の弾性、粘性に関係する定数である。

2.2 関節角座標と筋長座標の関係

筋長と関節角度の関係は次式で表現される。

$$\mathbf{l} = \phi(\mathbf{q}) \quad (2)$$

ただし、 $\mathbf{l}$ は筋長ベクトル、 $\mathbf{q} = [q_s, q_e]^T$ は関節角ベクトルであり、 q_s, q_e はそれぞれ肩(関節1)、肘(関節2)の角度である。また、 ϕ は一般に非線形関数である。

モーメントアーム行列 $\mathbf{D}$ は、

$$\mathbf{D}(\mathbf{q}) = \frac{\partial \mathbf{l}}{\partial \mathbf{q}} = \frac{\partial \phi(\mathbf{q})}{\partial \mathbf{q}} \quad (3)$$

で得られる。ここで、筋が関節に巻き付くように付着し

て滑車のように作用することや、モーメントアームが関節角度によって変化するとき筋骨格系が不安定になること²⁰⁾等から、モーメントアームが関節角度によらず一定とする。このとき、モーメントアーム行列は、

$$D = \begin{bmatrix} -d_{1,1} & d_{2,1} & 0 & 0 & -d_{5,1} & d_{6,1} \\ 0 & 0 & -d_{3,2} & d_{4,2} & -d_{5,2} & d_{6,2} \end{bmatrix} \quad (4)$$

となり、筋長変位 x と関節角 q の間に次式が成り立つ。

$$x = Dq + c \quad (5a)$$

$$\dot{x} = D \dot{q} \quad (5b)$$

また、筋張力 f によって生成されるトルク v は、仮想仕事の原理より、次のように求められる。

$$v = -D^T f \quad (6)$$

ただし、 $d_{i,j}$ は筋 i の関節 j に対するモーメントアーム、 c は定数ベクトルである。

2.3 腕の筋骨格系のモデル

骨格の質量が筋の質量を含むとし、姿勢による筋質量の分布の変化が無視できるとする。腕の骨格部分のダイナミクスをマニピュレータで近似して

$$R(q) \ddot{q} + h(q, \dot{q}) = v \quad (7)$$

とする。ただし、 $R(q)$ は慣性行列、 $h(q, \dot{q})$ は遠心力やコリオリ力などを含む非線形関数である。

骨格を駆動するトルク v は、(1)、(5)、(6)式より、

$$v = -D^T Cu - K(u)q - B(u) \dot{q} \quad (8)$$

で与えられる。ただし、 $K(u)$ 、 $B(u)$ 、 C は順に筋の弾性行列、粘性行列、定数行列であり、次式で定義される。

$$K(u) = D^T K_m D = \begin{bmatrix} k_{11} & k_{12} \\ k_{21} & k_{22} \end{bmatrix} \quad (9a)$$

$$\begin{cases} k_{11} = d_{1,1}^2 k_1 u_1 + d_{2,1}^2 k_2 u_2 + d_{5,1}^2 k_3 u_5 + d_{6,1}^2 k_6 u_6 \\ k_{12} = k_{21} = d_{5,1} d_{5,2} k_3 u_5 + d_{6,1} d_{6,2} k_6 u_6 \\ k_{22} = d_{3,2}^2 k_3 u_3 + d_{4,2}^2 k_4 u_4 + d_{5,2}^2 k_5 u_5 + d_{6,2}^2 k_6 u_6 \end{cases}$$

$$B(u) = D^T B_m D = \begin{bmatrix} b_{11} & b_{12} \\ b_{21} & b_{22} \end{bmatrix} \quad (9b)$$

$$\begin{cases} b_{11} = d_{1,1}^2 b_1 u_1 + d_{2,1}^2 b_2 u_2 + d_{5,1}^2 b_5 u_5 + d_{6,1}^2 b_6 u_6 \\ b_{12} = b_{21} = d_{5,1} d_{5,2} b_5 u_5 + d_{6,1} d_{6,2} b_6 u_6 \\ b_{22} = d_{3,2}^2 b_3 u_3 + d_{4,2}^2 b_4 u_4 + d_{5,2}^2 b_5 u_5 + d_{6,2}^2 b_6 u_6 \end{cases}$$

$$C = \text{diag}[(1+k_1 c_1), \dots, (1+k_6 c_6)] \quad (10)$$

以上(7)、(8)式より、腕の筋骨格系のモデルが、

$$R(q) \ddot{q} + h(q, \dot{q}) + B(u) \dot{q} + K(u)q = -D^T Cu \quad (11)$$

と求められる。

(11)式の腕の筋骨格系モデルでは、(4)式のモーメントアーム行列の成分の符号により、主働筋と拮抗筋の運動指令の差で右辺の駆動トルクが与えられる。一方、(9)式の $K(u)$ 、 $B(u)$ の成分が主働筋と拮抗筋の運動指令の和で与えられるので、筋の共活動によって $K(u)$ 、 $B(u)$ を制御できる。また、これらの行列がともに対称であることも注意する。腕の特性の計測実験によると、粘弾性行列がほぼ対称であることが示されており^{5,6)}、上記のモデルは実験結果と矛盾しない。さらに、2関節筋によって $K(u)$ 、 $B(u)$ が非対角成分を持ち、これを利用して粘弾性行列を広い範囲で調節できる²⁾。

3. 運動と粘弾性行列の同時制御

(11)式の腕の筋骨格系モデルを制御対象とし、運動軌道と粘弾性行列に対して指定された目標軌道を同時に実現する運動指令を求める。この問題は、運動指令が冗長性を持ち逆モデルを構成できないことや、運動指令により(11)式のダイナミクスが変化することから難しい。ここでは、順システムモデルを利用した緩和計算法¹⁹⁾を利用して、腕の運動と粘弾性行列の目標軌道を同時に実現する運動指令を求める。

緩和計算は、Fig. 2の順システムモデルを利用して行う。順システムモデルは、同一の単位回路が多数接続された構造をしている。

3.1 単位回路

単位回路は、筋の粘弾性行列を計算する部分(Visco-Elastic Matrix Module: VEMM)と、腕の順ダイナミクスを計算する部分(Arm Forward Dynamics Module: AFDM)とから構成される。腕のダイナミクス(11)式が既知の場合、(11)式から単位回路が得られる。一方、ダイナミクスが未知の場合やモデル化が困難な場合、我々は複数のニューラルネットの学習によって単位回路を獲得する方法を提案している²¹⁾。

(11)式が既知であるとする。このとき、VEMMは、(9)式を利用して、

$$K_i = K(u_i), B_i = B(u_i) \quad (12)$$

を出力する。ただし、添え字 i は、サンプル時間 Δt で離散化された時刻 i を表す。一方、AFDMは、(12)式を利用して(11)式より、

$$\begin{bmatrix} \Delta q_{i+1} \\ \Delta \dot{q}_{i+1} \end{bmatrix} = \Delta t \begin{bmatrix} \dot{q}_i \\ R^{-1}(q_i) \{ -D^T B_i \dot{q}_i - K_i q_i - h(q_i, \dot{q}_i) \} \end{bmatrix} = F(q_i, \dot{q}_i, u_i) \quad (13)$$

の出力をする。

結局、単位回路には時刻 i の指令 u_i と状態 $(q_i, \dot{q}_i)$ が入

Fig. 2 Forward system model of modeled arm for calculating trajectories of movement and visco-elastic matrices. Arm Forward Dynamics Module(AFDM) realizes calculation of eq. (13), and Visco-Elastic Matrix Module(VEMM) realizes calculation of eq. (12).

力され、次の時刻 $(i+1)$ への変化分 $(\Delta \mathbf{q}_{i+1}, \Delta \dot{\mathbf{q}}_{i+1})$ と粘弾性行列 $\mathbf{K}_i, \mathbf{B}_i$ を出力する。

3.2 順システムモデル

順システムモデルは、上記の単位回路を**Fig. 2**のように多数接続して構成される。ここでは N 個の単位回路が接続されているとし、 N は十分大きいとする。順システムモデルの上から i 番目の単位回路は時刻 i に対応する。目標軌道の運動時間が T である時、 N 個の単位回路の内、 n ($= T/\Delta t \leq N$)個の単位回路だけが使用される。**Fig. 2**の記号は、 $\mathbf{u}_i$ が運動指令、 $\mathbf{X}_i = [\mathbf{q}_i, \dot{\mathbf{q}}_i]^T$ が関節角と角速度のベクトル、 $\Delta \mathbf{X}_i$ は(13)式で計算される状態変化、 $\mathbf{K}_i, \mathbf{B}_i$ はそれぞれ粘弾性行列 $\mathbf{K}, \mathbf{B}$ の成分を順に並べたベクトル、上付き d は目標軌道を表す。

単位回路は(12), (13)式の計算を行うので、**Fig. 2**のように接続すると、(14)式のように、ある時刻の状態に変化分を加算することになり、次の時刻の状態を計算することができる。

$$\mathbf{X}_{i+1} = \mathbf{X}_i + \mathbf{F}(\mathbf{X}_i, \mathbf{u}_i), \quad (i = 0, \dots, n-1) \quad (14)$$

結局、順システムモデルは、運動指令 $\mathbf{u}_i$ ($i=0, \dots, n-1$)によって実行される腕の運動軌道 $\mathbf{X}_i$ ($i=0, \dots, n$)、および粘弾

性行列軌道 $\mathbf{K}_i, \mathbf{B}_i$ ($i=0, \dots, n-1$)を計算する。

3.3 緩和計算の過程

腕の運動軌道と粘弾性行列の目標軌道 $\mathbf{X}_i^d$ ($i=0, \dots, n$)、 $\mathbf{K}_i^d, \mathbf{B}_i^d$ ($i=0, \dots, n-1$)が指定されたとする(**Fig. 2**)。ここで、(9)式より粘弾性行列 $\mathbf{K}, \mathbf{B}$ は独立でないが、簡単のため両方に目標軌道が指定されているとする。この問題は後述の対角行列 Λ_K, Λ_B を利用することによって回避できる。

目標軌道を実現する運動指令を求めるため、順システムモデルを利用して以下の手順で緩和計算を行う。

(1)初期運動指令 $\mathbf{u}_i$ ($i=0, \dots, n-1$)を設定する。ただし、運動開始時刻の運動指令 $\mathbf{u}_0$ は初期状態 $(\mathbf{X}_0^d, \mathbf{K}_0^d, \mathbf{B}_0^d)$ を満たすとする。

(2)運動指令 $\mathbf{u}_i$ を順システムモデルを入力して、軌道 $\mathbf{X}_i, \mathbf{K}_i, \mathbf{B}_i$ を計算する。

(3)軌道 $\mathbf{X}_i, \mathbf{K}_i, \mathbf{B}_i$ と目標軌道 $\mathbf{X}_i^d, \mathbf{K}_i^d, \mathbf{B}_i^d$ の誤差を次の評価関数 H で評価する。

$$\begin{aligned} H = & \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n (\mathbf{X}_i - \mathbf{X}_i^d)^T \Lambda_X (\mathbf{X}_i - \mathbf{X}_i^d) \\ & + \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n (\mathbf{K}_i - \mathbf{K}_i^d)^T \Lambda_K (\mathbf{K}_i - \mathbf{K}_i^d) \\ & + \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n (\mathbf{B}_i - \mathbf{B}_i^d)^T \Lambda_B (\mathbf{B}_i - \mathbf{B}_i^d) \end{aligned} \quad (15)$$

ただし、 $\Lambda_X, \Lambda_K, \Lambda_B$ は対角行列であり、対角成分は正か零である。この対角成分の選択により、運動 $\mathbf{X}_i$ 、弾性 $\mathbf{K}_i$ 、粘性 $\mathbf{B}_i$ のどれを制御するか、あるいは、どれを重視するかを選択できる。

(4) H の値が指定値より小さければ手順8を実行し、大きければ操作5を実行する。

(5)重付き誤差 $\Lambda_X(\mathbf{X}_i - \mathbf{X}_i^d), \Lambda_K(\mathbf{K}_i - \mathbf{K}_i^d), \Lambda_B(\mathbf{B}_i - \mathbf{B}_i^d)$ を逆伝播して運動指令の修正量を計算する。誤差逆伝播の方法は次節に示す。

(6)運動指令 $\mathbf{u}_i$ ($i=0, \dots, n-1$)を更新する。

(7)手順2へ戻る。

(8)求められた運動指令 $\mathbf{u}_i$ ($i=0, \dots, n-1$)を腕に入力する。

(9)終了。

以上の緩和計算によって、評価関数 H が運動指令の更新とともに減少することが示される²⁾。

3.4 誤差の逆伝播

目標軌道との誤差を逆伝播する方法は、評価関数 H に対する最急降下法に従って定式化できる。これはニューラルネットの誤差逆伝播学習法と同様な方法である。

順システムモデルが単位回路を多数接続した構造をしているため、誤差の逆伝播は次式で表現される。

$$\alpha_i = \left[E + \frac{\partial F(X_i, u_i)}{\partial X} \right]^T \alpha_{i+1} + \Lambda_X (X_i - X_i^d), (i=1, \dots, n-1) \quad (16)$$

$$\zeta_i = \left[\frac{\partial F(X_i, u_i)}{\partial u} \right]^T \alpha_{i+1} + \left[\frac{\partial K(u_i)}{\partial u} \right]^T \Lambda_K (K_i - K_i^d) + \left[\frac{\partial B(u_i)}{\partial u} \right]^T \Lambda_B (B_i - B_i^d) \quad (17)$$

ここで、 α_i は時刻*i*以降の順システムモデルの運動誤差 $\Lambda_X(X_j - X_j^d)$, ($j=i, \dots, n$)を時刻*i*に対応する単位回路の出力 X_i まで逆伝播した合計誤差、 ζ_i は時刻*i*の運動指令 u_i まで逆伝播した誤差であり、 E は単位行列である。

(17)式の誤差信号 ζ_i を使って運動指令の修正量は、

$$\Delta u_i = -\varepsilon \zeta_i \quad (18)$$

で計算され、 $u_i + \Delta u_i$ で運動指令が更新される。ただし、 ε は正の定数である。

3.5 運動指令の冗長性の利用

上記の緩和計算法は、運動指令の次元が出力の次元より大きい場合も小さい場合も、評価関数 H を最小にする意味で最適な運動指令を求めることができる。特に運動指令が冗長な場合、余分な自由度を利用して新たな評価基準を付加することができる。

Fig. 1の6筋2関節の腕は運動指令が6次元であり、一方、出力は関節角が2次元、粘弾性行列 K, B は対称行列なのでそれぞれ3次元である。しかし、(9)式より K, B は独立ではないので、ここでは K だけを制御することになると、運動指令が1次元分だけ冗長である。この冗長自由度を利用するために、(15)式に新しい評価基準を付加する。

例えば、運動指令をすべて正にする評価基準を次のように設定する。

$$H_1^* = \sum_{i=1}^{n-1} g(u_i) \quad (19)$$

$$g(u_i) = \begin{cases} 0, & u_i \geq 0 \\ \frac{1}{2} u_i^T u_i, & (u_i < 0) \end{cases} \quad (20)$$

(15)式の H に a で重付けした H_1^* を加え、評価関数 H_1 を次式のように定義する。

$$H_1 = H + aH_1^* \quad (21)$$

ただし、 a は正の定数であり、また B には目標軌道を指定しないので $\Lambda_B = \mathbf{0}$ とした。

評価関数 H_1 に対する緩和計算では、運動指令の修正量は(18)式の代わりに次式が使用される。

$$\Delta u_i = -\varepsilon (\zeta_i + a\delta_i), \quad (22)$$

$$\delta_i = \begin{cases} 0, & (u_i \geq 0) \\ u_i, & (u_i < 0) \end{cases} \quad (23)$$

さらに、宇野らの筋張力変化最小基準¹⁷⁾と関連して、運動指令の変化最小を基準にして、次式のような評価関数 H_2^* を付加することもできる。

$$H_2 = H + aH_1^* + bH_2^* \quad (24)$$

$$H_2^* = \frac{1}{2} \sum_{i=0}^{n-1} (u_{i+1} - u_i)^T (u_{i+1} - u_i) \quad (25)$$

ただし、 b は正の定数である。

このとき、運動指令の修正量は、

$$\Delta u_i = -\varepsilon \{ \zeta_i + a\delta_i + b(2u_i - u_{i-1} - u_{i+1}) \} \quad (26)$$

で計算される。

3.6 手先直交座標での制御

これまでは目標軌道が関節角座標で与えられ、関節周りの粘弾性特性を制御されたが、目標軌道を手先の直交座標で指定する場合を考察する。この場合は、関節座標から手先直交座標への変換(キネマティクス変換)が必要である。ただし、手先座標で制御する場合の順システムモデルは、関節角座標での順システムモデルをそのまま利用して、その出力にキネマティクス変換を付け加えるだけでよい。誤差信号の伝播および緩和計算は、上記の方法と全く同様に行うことができる。

4. シミュレーション実験

緩和計算法の有効性を示すためにシミュレーション実験を行った。実験は平面上の2関節の腕を制御対象とした(Fig. 1)。このとき、(11)式の $R(q)$ と $h(q, \dot{q})$ は

$$R(q) = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} \\ r_{21} & r_{22} \end{bmatrix} \quad (27)$$

$$\begin{cases} r_{11} = I_1 + I_2 + M_2 L_1^2 + 2M_2 L_1 S_2 \cos(q_e) \\ r_{12} = r_{21} = I_2 + M_2 L_1 S_2 \cos(q_e) \\ r_{22} = I_2 \end{cases}$$

$$h(q, \dot{q}) = \begin{bmatrix} -M_2 L_1 S_2 (2\dot{q}_s + \dot{q}_e) \dot{q}_e \sin(q_e) \\ M_2 L_1 S_2 \dot{q}_s^2 \sin(q_e) \end{bmatrix} \quad (28)$$

と求められる。ただし、 M_i, L_i, S_i, I_i , ($i=1, 2$)は順にリンク*i*の質量、長さ、関節から重心までの距離、関節まわりの慣性モーメントである。骨格と筋の物理パラメータをTable 1, 2に示す。

この腕を制御対象として、手先位置と関節弾性行列に同時に目標軌道を指定する。手先の目標運動軌道は第1関節を原点とする直交座標で始点(0.5, 0.1)から終点(0.1, 0.5)まで1秒で移動して終点に留まる軌道とした。一方、

Table 1. Arm parameters

Link	M_i (kg)	L_i (m)	S_i (m)	I_i (Ns ² /m)
1	1.6	0.3	0.18	0.047
2	1.44	0.35	0.21	0.059

Table 2. Muscle parameters

muscle	k_i (N/m)	b_i (Ns/m)	$d_{i,1}$ (m)	$d_{i,2}$ (m)	c_i
1	500	200	0.04	0.0	5.0
2	500	200	0.04	0.0	5.0
3	500	200	0.0	0.025	8.0
4	500	200	0.0	0.025	8.0
5	500	200	0.028	0.035	5.7
6	500	200	0.028	0.035	5.7

Table 3. Parameters of relaxation method.

parameters	ϵ	Λ_K	Λ_K	Λ_B	a	b
	0.01	E	E	0	1.0	0.1

(E は単位行列, 0 は零行列)

弾性行列の目標軌道は, 初期値 K_s から最終値 K_f まで1秒間で変化して最終値を維持する軌道とした。

$$K_s = \begin{bmatrix} 3 & 1 \\ 1 & 2 \end{bmatrix}, K_f = \begin{bmatrix} 4 & 2 \\ 2 & 3 \end{bmatrix} \quad (29)$$

ただし, どちらの目標軌道も始点と終点の間は5次のスプライン関数で補間した。

緩和計算の評価関数は, 運動指令をすべて正にする基準と変化を最小にする基準を考慮して(24)式の H_2 を使用し, 運動指令の修正量は(26)式で計算した。緩和計算のパラメータをTable 3に示す。初期運動指令は, (9),(11)式より目標軌道の始点で腕が静止している条件, および不足分の条件を補うために2関節筋5,6への運動指令が等しいと仮定して計算した結果を利用した。

緩和計算(手順2から手順7)を500回繰り返した結果をFig. 3, 4, 5に示す。Fig. 3は緩和計算によって求められた運動指令である。拮抗している筋への運動指令が運動して変化しており, 筋の共活動が見られた。Fig. 4は, この運動指令で計算される手先の運動軌道と弾性行列の成分の軌道である。500回の緩和計算の後, 計算された軌道は目標軌道とはほぼ一致していた。数値的には, (15)式の右辺第1項(運動軌道の誤差)が0.0016, 第2項(弾性行列の誤差)が0.0038であり, 誤差は十分に小さい。Fig. 5は評価関数 H_2 が緩和計算を繰り返すごとに急激に減少していく様子を示している。ただし, (24)式の右辺第3項の運動指令変化最小基準のため, H_2 はゼロに収束しない。

Fig. 6は, 手先の目標運動軌道は変えずに弾性行列の目標軌道だけを変更して, 初期値 K_f から最終値 K_s へ1秒で

Fig. 3 Motor commands for six muscles calculated by relaxation method. Executed trajectories by these motor commands are shown in Fig. 4.

変化する軌道とした場合に, 緩和計算によって求められた運動指令である(繰り返し500回)。上記の実験と同様にこの場合も目標軌道を正確に実現する運動指令が得られた。Fig. 7はFig. 3に示した運動指令によって生成されるトルクであるが, これは手先の運動軌道だけで決定されるので, Fig. 6の運動指令でも同一のトルクが得られる。しかし, 弾性行列の軌道が違うため運動指令がFig. 3とFig. 6で異なっている。これは筋の共活動によって駆動トルクを変えずに弾性行列を変えているためである。さらにFig. 3とFig. 6の運動指令を比べると, 2関節筋(筋5, 6)への運動指令が大きく異なっており, 弾性特性の調節には2関節筋が大きく関与していることが分かる。

上記の実験より, 腕の筋骨格系モデルは, 筋の共活動を利用して, 手先が同じ運動軌道をたどりながら異なる弾性特性を持つことができること, および緩和計算に

Fig. 4 Trajectories of hand position (X,Y) and elements of stiffness matrix K executed by motor commands in Fig.3. These trajectories exactly follow the desired trajectories.

Fig. 5 Criterion of relaxation method. Value of criterion is decreasing steeply as iteration numbers of relaxation are increase.

よって運動と粘弾性行列の目標軌道を同時に実現する運動指令が求められることが示された。

5. おわりに

腕の筋骨格系は拮抗する筋の共活動により、関節の粘弾性特性を関節トルクと独立に制御できる利点を持つが、その反面、運動指令が冗長性を持つため制御が難しい。本稿は、腕の粘弾性特性がマニピュレーション作業に対して重要であるという見地から、腕の粘弾性特性を積極的に指定することで運動指令の冗長性を減少させ、さらに運動軌道と粘弾性特性を同時に制御することを目

Fig. 6 Calculated motor commands by relaxation method for which desired trajectories of K 's elements are different from Fig.3.

的とした。そのために、まず腕の筋骨格系のモデルを導出し、次に、腕のモデルを制御対象にして、運動と粘弾性行列の目標軌道を同時に実現する運動指令を緩和計算で求める方法を示した。そして、シミュレーション実験で、緩和計算によって、筋の共活動を利用して運動と粘弾性行列を同時制御できることを確認した。

本稿では指定された粘弾性特性の目標軌道の実現法を議論したが、目標軌道の設計基準については触れなかった。しかし、腕が対象物と力学的相互作用を持つマニピュレーション作業を行うとき、粘弾性特性を含む機械インピーダンス特性をいかに設計するかが重要な問題である。ロボット・マニピュレータの研究では、粘弾性特性の設計基準として、環境のダイナミクスを考慮したモデルマッチング法^{2,2)}やニューラルネットの学習を利用する方法^{2,3,2,4)}が提案されている。我々は、人の腕の特性

Fig. 7 Joint torques generated by six muscles whose motor commands are shown in Fig.3 or Fig.6. Joint torques are only related with hand position trajectories.

の計測実験の結果、腕が規則的な粘弾性特性を持つこと⁵⁻⁷⁾から、腕の弾性特性の特徴を再現するように関節の弾性行列を設計する方法を提案している^{2,5)}。これを利用して弾性行列の目標軌道を指定すれば、人の腕と類似する弾性特性を再現できる。このような研究は、腕の制御の理解だけでなく、ゴム人工筋で駆動されるマニピュレータや義手、あるいは腕で操作するヒューマンインタフェースなどへ応用が期待される。

参考文献

- 1) N. Hogan: Adaptive Control of Mechanical Impedance by Coactivation of Antagonist Muscles, IEEE Trans. Automatic Control, **AC-29**, 8, 681/690 (1984)
- 2) N. Hogan: The Mechanics of Multi-Joint Posture and Movement Control, Biol. Cybern., **52**, 315/331 (1985)
- 3) 塚原伸見編: 脳の情報処理, 朝倉書店, 78/79 (1984)
- 4) 伊藤宏司, 伊藤正美: 生体とロボットにおける運動制御, 計測自動制御学会, 121/146 (1991)
- 5) F. A. Mussa-Ivaldi, N. Hogan, and E. Bizzi: Neural, Mechanical, and Geometric Factors Subserving Arm Posture in Humans. J. of Neuroscience, **5**-10, 2732/2742 (1985)
- 6) 辻, 後藤, 伊藤, 長町: 姿勢保持中の人間の手先インピーダンスの推定, 計測自動制御学会論文集, **30**-3, 319/328 (1994)
- 7) 五味, 川人: 水平面における非拘束多関節運動中の人腕機械インピーダンス, 信学技報, NC-94-70, 81/88 (1995)
- 8) N. Hogan: Impedance Control: An Approach to Manipulation: Part I-II. Trans. of the ASME, J. of Dynamic System, Measurement and Control, **107**, 1/24 (1985).
- 9) K. Takayama, H. Kano: On Control of Position and Force of Robotic Manipulators, Proc. the 3rd SICE Symposium on Robotics and Automation Systems, 151/162 (1991)
- 10) E. Bizzi, N. Accornero, W. Chapple, and N. Hogan: Posture Control and Trajectory Formation During Arm Movement, J. Neuroscience, **4**-11, 2738/2744 (1984)
- 11) T. Flash: The Control of Hand Equilibrium Trajectories in Multi-Joint Arm Movements, Biol. Cybern., **57**, 257/274 (1987)
- 12) M. Kawato, K. Furukawa, and R. Suzuki: A Hierarchical Neural-Network Model for Control and Learning of Voluntary Movement, Biol. Cybern., **57**, 169/185 (1987)
- 13) 片山, 川人: 筋肉・骨格系の運動制御を行う並列階層制御神経回路モデル, 電子情報通信学会論文集 D-II, **J73-D-II**, 8, 1328/1335 (1990)

- 14) M. Katayama, M. Kawato: Virtual trajectory and stiffness ellipse during multijoint arm movement predicted by neural inverse models, Biol. Cybern., **69**, 353/362 (1993)
- 15) F. A. Mussa-Ivaldi, P. Morasso, and R. Zaccaria: Kinematic Networks, Biol. Cybern., **60**, 1/16 (1988)
- 16) 辻, 伊藤, 長町, 池本: 筋運動制御系のインピーダンス調節機構と手先操作性, 計測自動制御学会論文集, **24**-4, 63/70 (1988)
- 17) 宇野, 川人: ヒト腕の運動軌道を生成するための運動規範モデル, 信学技報, NC94-28, 33/40 (1994)
- 18) 則次, 和田: ゴム人工筋のロボットへの応用, 日本ロボット学会誌, **9**-4, 502/506 (1991)
- 19) M. Kawato, Y. Maeda, Y. Uno, and R. Suzuki: Trajectory Formation of Arm Movement by Cascade Neural Network Model Based on Minimum Torque-Change Criterion. Biol. Cybern., **62**, 275/288 (1990)
- 20) M. Dornay, F. A. Mussa-Ivaldi, J. McIntyre, and E. Bizzi: Stability Constraints for the Distributed Control of Motor Behavior. Neural Networks, **6**, 1045/1059 (1993)
- 21) 前田: 人工筋肉マニピュレータの位置軌道と粘弾性特性の制御, 富士通研究所情報研リサーチレポート, ISIS-RR-94-4J (1994)
- 22) 羅, 伊藤: コンプライアントマニピュレーションのためのロボットの制御設計, 計測自動制御学会論文集, **26**-4, 427/434 (1990)
- 23) M. Cohen, T. Flash: Learning Impedance Parameters for Robot Control Using an Associative Search Network. IEEE Trans. on Robotics and Automation, **7**-3, 382/390 (1991)
- 24) 辻, 西田, 伊藤: ニューラルネットによるインピーダンスパラメータの繰り返し学習, 計測自動制御学会論文集, **28**-12, 1461/1468 (1992)
- 25) 前田: 姿勢保持中の人腕特性を利用した関節剛性の設計, 第10回生体・生理工学シンポジウム論文集, 285/288 (1995)

[著者紹介]

前田 芳晴 (正会員)

1987年、大阪大学基礎工学部生物工学科卒業。89年大阪大学大学院基礎工学研究科前期課程修了、同年(株)富士通研究所、情報社会科学研究所に入社、現在に至る。おもに生物やロボットの運動制御、ニューラルネットワークの研究に従事。