ヒトの上肢運動における軌道制御

加 島 正*・石 動 善 久**

Trajectory Formation in Human Arm Movements

Tadashi KASHIMA* and Yoshihisa ISURUGI**

In view of trajectory formation in human arm movements, various objective functions are proposed such as jerk for a hand, torque-change of joints and so on. However, these are not determined from physiological characteristics of a human arm, and it is difficult to explain directly the necessity why humans select such trajectories.

In this study, an objective function which is based on expended energy in muscles and joints of an arm is proposed. Experiments have been conducted for movements of a human arm in a vertical plane passing through the shoulder so that movements are influenced by gravity. Then, measured trajectories are compared with those formulated with the objective function. The results show good agreements between measured and formulated trajectories. It is also verified that different types of trajectories are selected according to humans and the proposed objective function retains applicability to formulate the corresponding trajectories which vary with humans. Finally, trajectories selected by humans are analyzed with the formulated trajectories, and the physiological and dynamic characteristics of human arm movements are discussed.

Key Words: trajectory formation, human arm movements, optimal control

1. ま え が き

ヒトの上肢は多くの自由度を有しており多様な運動が可能な構造となっている。しかし、ヒトが随意的に手のある位置から目的の位置に移動しようとするとき、無数の軌道をとることが可能であるにもかかわらず特定の軌道を選択している。このようなヒトの運動における軌道を解析・生成することは知的な制御機構をもつロボット的设计、動力義手の開発あるいは運動疾患の治療や訓練などに有益なデータを提供できるものと期待されている。

ヒトの生成する軌道についてさまざまな研究がなされている^{1),2)}。Morasso³⁾や Abendら⁴⁾はヒトの上肢運動の動作実験を行い、肩に水平な身体正面の水平面内で随意

的に手のある位置から目的の位置に移動するとき、選択される手の経路はおおむね直線となり手先速度はベル状に変化することを指摘した。このようなヒトの軌道を生成するためにFlashとHogan⁵⁾は評価関数を手先の躍動の大きさ(手先加速度の時間微分の絶対値)の2乗の積分で定義し、動作時間内でこの関数を最小とする軌道を求めた。この手法で生成される軌道は身体正面の水平面内での実験結果とはよく一致する。しかし、この軌道は上肢の幾何学的関係のみにより決定され力学的特性が考慮されていない。したがって、手に外力が作用する場合などの上肢の力学的条件が変化する運動にこの手法を適用するには問題を残していた⁶⁾。

力学的特性を考慮したヒトの軌道についてNelson⁷⁾およびHasan⁸⁾が1自由度の運動モデルを用いて解析した。しかし、このモデルでは多自由度モデルで現れる慣性力、遠心力およびコリオリ力の相互作用が考慮されておらずここで提案された軌道生成手法が多自由度モデルに対しても適切である保証はなかった。UnoとKawatoら^{9),10)}は2関節2自由度の運動モデルを用いて軌道の生成を行った。評価関数は各関節のトルク変化(関

* 北海道職業能力開発短期大学校 小樽市銭函3-190

** 北海道大学工学部 札幌市北区北13条西8

* Hokkaido Polytechnic College, Otaru

** Faculty of Engineering, Hokkaido University, Sapporo

(Received July 28, 1994)

(Revised December 26, 1994)

節トルクの時間微分)の2乗和の積分であり、これを最小とする軌道を求めた。この軌道は手に外力が作用する場合あるいは大きな動作範囲の水平運動においてもヒトの上肢の軌道を再現する。しかし、ヒトの上肢は質量や寸法など似た諸元をもつ場合でも動作条件によってはヒトにより異なる軌道をとるが、この評価関数により生成される軌道は上肢の物理的諸元により一意に定まり、このようなヒトの個体差を許容できない。また、この評価関数は生体の生理的特性を反映するものではなく、ヒトの生理と密接に関わるなかで運動軌道を議論するには更に検討する必要がある。

本研究ではヒトの選択する軌道には上肢の力学的特性と共に生理的特性が関与していると考える。ヒトの上肢は運動の過程で筋肉および関節などでエネルギーを消費する。この生体内の消費エネルギーを生理的・力学的特性に応じて各要素に分け、これらのエネルギー要素をもとに定めた評価関数を提案し、これを最小とする軌道を生成する。つぎに、ヒトの前後と上下より構成される垂直平面内で、運動中に重力の影響が比較的少ない水平方向および重力が大きく影響する垂直方向の動作実験を実施し、生成した軌道との比較を行う。その実験結果にもとづき従来までに提案されている評価関数では説明できないヒトによる軌道の個体差を確認すると共に本研究で提案する評価関数の有効性を示す。また、評価関数を構成するエネルギー要素と生成する軌道の関係を解析してヒトの選択する軌道の生理的・力学的特性を考察する。

2. 運動モデル

生体の運動モデルを Fig. 1 に示す。このモデルはヒトの前後と上下より構成される肩を通る垂直平面での右上肢を表わし、肩と腕の関節はそれぞれ1自由度を有し、手首の関節は運動しないものとする。

図中の θ は回転角、 m は質量、 I は慣性モーメント、 L はリンクの長さ、 L_c は関節からリンクの重心までの

距離を表わす。また、添字の 1, 2 および 3 はそれぞれヒトの上腕、前腕および手を表わす。この場合の運動方程式はラグランジュ法を適用し、

$$M\ddot{\theta} + h + g = u \quad (1)$$

と得られる。ここで、 $\theta = (\theta_1, \theta_2)^T$ は回転角ベクトル、 $u = (u_1, u_2)^T$ は入力トルクベクトルである。また、 M は慣性行列(M の (i, j) 要素を M_{ij} と記述する)、 $h = (h_1, h_2)^T$ はコリオリ・遠心力ベクトル、 $g = (g_1, g_2)^T$ は重力による荷重ベクトルであり、

$$M_{11} = m_1 L_{c1}^2 + m_2 L_1^2 + m_3 L_1^2 + m_2 L_{c2}^2 + m_3 L_2^2 \\ + I_1 + I_2 + 2(m_2 L_1 L_{c2} + m_3 L_1 L_2) \cos \theta_2$$

$$M_{12} = m_2 L_{c2}^2 + m_3 L_2^2 + I_2 \\ + (m_2 L_1 L_{c2} + m_3 L_1 L_2) \cos \theta_2$$

$$M_{21} = m_2 L_{c2}^2 + m_3 L_2^2 + I_2 \\ + (m_2 L_1 L_{c2} + m_3 L_1 L_2) \cos \theta_2$$

$$M_{22} = m_2 L_{c2}^2 + m_3 L_2^2 + I_2$$

$$h_1 = -2(m_2 L_1 L_{c2} + m_3 L_1 L_2) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin \theta_2 \\ - (m_2 L_1 L_{c2} + m_3 L_1 L_2) \dot{\theta}_2^2 + r_1 \dot{\theta}_1$$

$$h_2 = (m_2 L_1 L_{c2} + m_3 L_1 L_2) \dot{\theta}_1^2 \sin \theta_2 + r_2 \dot{\theta}_2$$

$$g_1 = (m_1 L_{c1} + m_2 L_1 + m_3 L_1) g \cos \theta_1$$

$$+ (m_2 L_{c2} + m_3 L_2) g \cos (\theta_1 + \theta_2)$$

$$g_2 = (m_2 L_{c2} + m_3 L_2) g \cos (\theta_1 + \theta_2)$$

で与えられる。なお、 r_1 と r_2 はそれぞれ肩と肘の粘性係数、 g は重力加速度である。

(1) 式はつぎのように4次の非線形状態方程式で表現することができる。

$$\dot{x} = a(x) + B(x)u \quad (2)$$

ここで、 $x = (x_1, x_2, x_3, x_4)^T = (\theta^T, \dot{\theta}^T)^T$ であり、

$$a(x) = \begin{bmatrix} \dot{\theta} \\ -M^{-1}(h+g) \end{bmatrix}$$

$$B(x) = \begin{bmatrix} 0 \\ M^{-1} \end{bmatrix}$$

である。

3. 評価関数

本研究では上肢運動の軌道は運動に伴い生体内で消費するエネルギーにより決定されると考える。運動の動力源である筋肉が収縮時に発生するエネルギーは外部になした仕事と筋肉に放出される熱の和である^{11)~13)}。この筋肉で失われる熱は、張力維持に消費される熱¹¹⁾と短縮熱^{14), 15)}および筋肉の粘性摩擦で消費する熱^{16), 17)}に大別される。山崎ら¹⁸⁾は生体内の消費エネルギーをこのような各種の要素に分け、運動中に消費する要素ごとのエネルギーの変化を調べることで上肢運動の決定要素を考察している。ヒトによる各種動作実験の結果、筋肉の張力維持に消費されるエネルギー、筋肉・関節の粘性抵抗で

Fig. 1 Dynamic model

消費されるエネルギーおよび外部仕事(上肢運動の仕事)に消費されるエネルギーを上肢運動の主たる決定要素と指摘している。これらの運動決定に関わるエネルギー要素を用いて上肢運動における軌道の評価関数を定める。

評価関数を定量的に定めるには、運動の決定に関わるこれらのエネルギー要素を大きく、①筋肉の張力維持と粘性抵抗のために消費するエネルギー要素および②関節の粘性抵抗と上肢運動の仕事で消費されるエネルギー要素、に分類して考える必要がある。②に関わるエネルギーは関節のトルクと角速度を用いて一意に定めることができる。一方、多くの筋肉が協調して関節トルクを発生させる複雑な機構をもつヒトの上肢の全筋肉で消費する①の要素ごとのエネルギーを定量的に算出するのは困難である。しかし、筋肉単体では張力維持のエネルギーは張力の増加と共に増加し(文献16)を参考に、このエネルギーは張力の2乗に比例すると近似する)、粘性抵抗で消費するエネルギーは短縮速度の2乗に比例して増加する。ここで、上肢運動に関わる筋肉を大きく肩と肘を動作させるものに分類し、それらを複数の筋肉で構成される一つの動力発生機構と考えてつぎの仮定を設ける。

- (1) 対象とする上肢の動作範囲では動力発生機構の関節トルクと角速度に対するエネルギーの消費特性は筋肉が張力と変位に対するものと同一である。
- (2) 肩と肘を動作させる動力発生機構は関節のトルクと角速度に対して同一のエネルギー消費特性を有する。

以上を用いて軌道を評価する基本的な関数を次式で表わすことができる。

$$J = \int_0^{t_f} (w_1 \mathbf{u}^T \mathbf{u} + w_2 \dot{\boldsymbol{\theta}}^T \dot{\boldsymbol{\theta}} + w_3 \dot{\boldsymbol{\theta}}^T \mathbf{R} \dot{\boldsymbol{\theta}} + w_4 \mathbf{u}^T \dot{\boldsymbol{\theta}}) dt \quad (3)$$

ここで、 t_f は動作時間、 $w_1 \sim w_4$ は重み係数、また $\mathbf{R} = \text{diag}(r_1, r_2)$ で r_1 と r_2 はそれぞれ肩と肘の関節の粘性係数である。被積分関数の第1項は筋肉の張力維持のエネルギー要素、第2項は筋肉の粘性抵抗で消費するエネルギー要素、第3項は関節の粘性抵抗で消費するエネルギー要素および第4項は上肢運動の仕事の要素である。(3)式において上肢運動の仕事は上肢の力学的エネルギーを変化させる仕事と関節の粘性抵抗で消費する非保存力がなす仕事の和であり、

$$\int_0^{t_f} \mathbf{u}^T \dot{\boldsymbol{\theta}} dt = \int_0^{t_f} (\mathbf{u}_c^T \dot{\boldsymbol{\theta}} + \dot{\boldsymbol{\theta}}^T \mathbf{R} \dot{\boldsymbol{\theta}}) dt \quad (4)$$

となる。ここで、 $\mathbf{u}_c$ は力学的エネルギーを変化させるトルクである。運動軌道を評価するには運動の開始と終了時点で関節変位と関節速度をあらかじめ規定するので上肢の力学的エネルギー変化量は軌道に依存せず一定となる。したがって(4)式は、

$$\int_0^{t_f} \mathbf{u}^T \dot{\boldsymbol{\theta}} dt = \int_0^{t_f} \dot{\boldsymbol{\theta}}^T \mathbf{R} \dot{\boldsymbol{\theta}} dt + E_c \quad (5)$$

となり、 E_c は力学的エネルギーの変化量で定数である。結局(3)式は、

$$J = \int_0^{t_f} (w_1 \mathbf{u}^T \mathbf{u} + w_2 \dot{\boldsymbol{\theta}}^T \dot{\boldsymbol{\theta}} + (w_3 + w_4) \dot{\boldsymbol{\theta}}^T \mathbf{R} \dot{\boldsymbol{\theta}}) dt + w_4 E_c \quad (6)$$

となる。この式で被積分関数の第2項と第3項は共に角速度に関する2次式である。文献18)より肩関節の粘性係数 r_1 は肘関節の粘性係数 r_2 の約1.3倍と大差はなく、したがってこれらの要素をまとめ、

$$w_5 \dot{\boldsymbol{\theta}}^T \dot{\boldsymbol{\theta}} = w_2 \dot{\boldsymbol{\theta}}^T \dot{\boldsymbol{\theta}} + (w_3 + w_4) \dot{\boldsymbol{\theta}}^T \mathbf{R} \dot{\boldsymbol{\theta}} \quad (7)$$

として、これを筋肉と関節の粘性抵抗に要するエネルギー要素と考える。

以上より、新たな重み係数 w_1 と w_2 を用いて評価関数は、

$$J_a = \int_0^{t_f} (w_1 \mathbf{u}^T \mathbf{u} + w_2 \dot{\boldsymbol{\theta}}^T \dot{\boldsymbol{\theta}}) dt \quad (8)$$

となる。さらに、上肢を駆動するトルクは屈筋と伸筋の張力の差より発生することを考慮すると、動作開始の静止時には重力に対しこれらの筋肉の張力が釣り合った状態にある。したがって、この釣合状態を基準とし、その状態からの屈筋あるいは伸筋の張力の増加で運動に必要なトルクを発生すると考えると、運動のために消費するエネルギーは、

$$J_r = \int_0^{t_f} (w_1 (\mathbf{u} - \mathbf{u}_i)^T (\mathbf{u} - \mathbf{u}_i) + w_2 \dot{\boldsymbol{\theta}}^T \dot{\boldsymbol{\theta}}) dt \quad (9)$$

となり、これを評価関数と定めることができる。ここで $\mathbf{u}_i$ は動作開始の静止時の関節トルクで、(1)式において関節の角速度 $\dot{\boldsymbol{\theta}}$ および角加速度 $\ddot{\boldsymbol{\theta}}$ を0としたときの重力による荷重ベクトルである。

4. 最適軌道生成の定式化とアルゴリズム

上肢を指定された姿勢から目的の姿勢に決められた時間で移動するときの最適軌道は、上肢の運動方程式から得られた(2)式の拘束条件のもとで、(9)式の評価関数を最小にする入力トルク $\mathbf{u}$ を求めることにより生成することができる。この問題は基本的には非線形の最適制御問題であり、始めに乗数ベクトル $\boldsymbol{\lambda} = (\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4)^T$ を導入しハミルトン関数をつぎのように定義する。

$$H(\mathbf{x}, \mathbf{u}, \boldsymbol{\lambda}) = L(\mathbf{x}, \mathbf{u}) + \boldsymbol{\lambda}^T \mathbf{f}(\mathbf{x}, \mathbf{u}) \quad (10)$$

ここで、 $L(\mathbf{x}, \mathbf{u})$ は(9)式の評価関数の被積分関数であり、

$$L(\mathbf{x}, \mathbf{u}) = w_1 (\mathbf{u} - \mathbf{u}_i)^T (\mathbf{u} - \mathbf{u}_i) + w_2 \dot{\boldsymbol{\theta}}^T \dot{\boldsymbol{\theta}}$$

また、 $\mathbf{f}(\mathbf{x}, \mathbf{u})$ は(2)式の右辺からなるベクトル関数で、

$$\mathbf{f}(\mathbf{x}, \mathbf{u}) = \mathbf{a}(\mathbf{x}) + \mathbf{B}(\mathbf{x}) \mathbf{u}$$

である。

このとき、最適制御入力

$$\frac{\partial H}{\partial u} = 0 \quad (11)$$

より決定される。この式は解析的に解くことができ、任意の時間における最適制御入力 u をベクトル x と λ の要素を用い、

$$u = u_i + \frac{\begin{bmatrix} \lambda_4(a_3 + a_4 \cos x_2) - \lambda_3 a_3 \\ \lambda_3(a_3 + a_4 \cos x_2) - \lambda_4(a_1 + a_2 \cos x_2) \end{bmatrix}}{2w_1((a_1 + a_2 \cos x_2)a_3 - (a_3 + a_4 \cos x_2)^2)}$$

ここで、

$$a_1 = m_1 L C_1^2 + m_2 L_1^2 + m_3 L_1^2 + m_2 L C_2^2 + m_3 L_2^2 + I_1 + I_2$$

$$a_2 = 2(m_2 L_1 L C_2 + m_3 L_1 L_2)$$

$$a_3 = m_2 L C_2^2 + m_3 L_2^2 + I_2$$

$$a_4 = m_2 L_1 L C_2 + m_3 L_1 L_2$$

と表わすことができる。

その入力のもとで

$$\lambda^T = -\frac{\partial H}{\partial x} \quad (12)$$

および

$$\dot{x} = f(x, u) \quad (13)$$

を満足する軌跡が最適軌道となる。

(12)式と(13)式は x と λ に関するそれぞれ4個の1階非線形微分方程式であるが解析解を得ることはできない。したがって数値解法により解を求めるが、最適軌道の生成では動作前後での上肢の状態量は拘束されるので、結局は2点境界値問題となる。

この2式の微分方程式を数値解法により解くには条件で与えられる状態量 $x(0)$ のほかに λ の初期値が必要である。したがって任意の初期値 λ_0 を定めて計算するが、動作終了時での状態量 x_{t_f} は条件で与えられた $x(t_f)$ とは異なる。そこでこの誤差ベクトルを、

$$\mu = x(t_f) - x_{t_f}$$

と定義する。この誤差ベクトル μ は λ_0 の関数と考えることができ、この誤差が0となる軌道が境界での条件を満足する最適軌道である。 λ_0 の探索には、(14)式に示す Transition-Matrix Algorithm¹⁹⁾を用いた。

$$\lambda_0^{\text{new}} = \lambda_0^{\text{old}} - \varepsilon \left[\frac{\partial \mu}{\partial \lambda_0} \right]^{-1} \mu \quad (14)$$

ここで、 ε は解の収束性に応じ $0 < \varepsilon < 1$ の範囲で適宜設定した。

5. 最適軌道の評価

5.1 動作実験

生成する最適軌道の評価するためにヒトの基本動作に関する実験を行った。ヒトの上肢は重力の影響が変化しない水平面内での運動より、重力が上肢の運動に影響す

る垂直面内での運動でより複雑に挙動することが予想される。したがって、実験はヒトの前後と上下より構成される肩を通る垂直平面内の右手の動作で、運動中に重力が上肢の運動に大きく影響する①垂直方向、および重力の影響が比較的少ない②水平方向、さらにこれらの動作の混合でありかつ手を大きく移動する③斜め方向の3種類とした。手の保持荷重はヒトが無理なく保持でき、しかもヒトの个体差が顕著に現れる1(kg)とし、また、被実験者には0.5(秒)を目標に動作するよう指示した。

2人の被実験者による上肢の運動をビデオテープに録画し0.1(秒)間に3コマごとの手先位置を計測した。つぎに、計測した被実験者の上腕と前腕の長さから各時間での手先位置に対する関節の変位を算出し、関節角の軌跡を5次の多項式で補間した。さらに、この多項式を微分して関節角速度の軌跡を求めると共に関節角速度より手先速度を算出した。

5.2 最適軌道の生成

運動モデルの上腕 L_1 と前腕 L_2 の長さは被実験者の測定値を用い、関節から腕の重心までの距離 L_c は文献20)で報告されている測定値を参考にして、それぞれの被実験者の腕の長さから推定した。関節の粘性係数 r は文献18)、腕の質量 m や慣性モーメント I は文献20)により定め、2人の被実験者に対し同一の値を用いた。また、拘束条件の動作時間および動作前後の関節角度と角速度は実験状態と合せた。

この運動モデルを用いて(9)式で定義した評価関数を最小にする軌道を生成するには、評価関数を構成する未定の重み係数を定めなければならない。本研究ではこの重み係数を実験で計測された軌道との対比の中で定める。

始めに、実験軌道と生成した軌道との偏差の指標(Index of Difference)を、

$$I_d = \frac{\sum_{i=1}^{N-1} d(i\Delta t)}{N-1} \quad (15)$$

$$\text{ここで、} N = \frac{t_f}{\Delta t}$$

と定義する。なお、 Δt は実験の計測間隔である0.1/3(秒)であり、 d は各時間で計測した手先位置と生成した軌道の手先位置の距離(始点($i=0$)と終点($i=N$)では、これらの位置は一致する)である。つぎに、評価関数の重み係数 w_1 を1に固定して w_2 を変化させて軌道を生成する。2人の被実験者(case 1 と case 2)のそれぞれの動作における重み係数 w_2 に対する偏差の指標 I_d を Fig. 2 と Fig. 3 に示す。

図より、case 1 では w_2 が1、また case 2 では w_2 が1.5の近傍でそれぞれの動作の偏差の指標が最小値もし

Fig. 2 Index of difference (case 1)

Fig. 3 Index of difference (case 2)

Fig. 4 Vertical movement (case 1)

くは最小値に近い値を示している。これらの図は各被実験者に対し動作の種類に依存せず特定の重み係数 w_2 を指定できることを示しており、case 1 では $w_2=1$ また case 2 では $w_2=1.5$ と定めて最適軌道を生成する。

2人の被実験者による各動作の実験で計測した軌道および生成した最適軌道を Fig. 4~6 および Fig. 7~9 に示す。なお、図中の小円は実験結果、実線は本研究で提案する評価関数、また点線は文献 9), 10) で提案された評価関数を用いて生成した軌道である。

5.3 評価

Fig. 4~9 より、この評価関数で生成した軌道をつぎの

Fig. 5 Horizontal movement (case 1)

Fig. 6 Diagonal movement (case 1)

Fig. 7 Vertical movement (case 2)

ように評価することができる。

- (1) すでに報告されている肩に水平な動作^{3)~5),9),10)}と同様に、垂直平面内の動作実験でも手先は始点と終点間を結ぶ直線に近い経路を選択し、さらに手先速度はベル状に変化する。そして、生成した軌道はいずれの種類の動作についても同様の特性をもつ軌道を再現している。

Fig. 8 Horizontal movement (case 2)

Fig. 9 Diagonal movement (case 2)

(2) 動作の種類が、①垂直②水平および③斜め方向と全く異なるにも関わらず、各被実験者に対して同一の重み係数でヒトの軌道を再現している。手先と関節角の速度パターンは軌道計画問題として定式化されている文献(9, 10)での結果と比べると必ずしも良い結果とはいえない。しかしながら手先の経路は比較的实验結果と良く一致している。

(3) 斜め方向の動作実験で計測された軌道(Fig. 6とFig. 9)からわかるように、単に上肢の質量などの諸元を越えて明らかに被実験者の違いにより異質の軌道が選択されている。2名の被実験者に対してではあるが、評価関数の重み係数 w_2 を変えることで、ヒトに応じた軌道が生成できており、本研究で提案する手法を用いることで、ヒトの個体差に応じた軌道を生成できるものと期待できる。

さらに、以上の結果に関連してヒトが選択する軌道をつぎのように生理的観点から解釈することができる。

- (1) 生成した軌道の評価関数は運動のために生体内で消費する筋肉の張力維持と筋肉・関節の粘性抵抗に要するエネルギー要素より定めたものである。したがって、ヒトの選択する軌道はこれらのエネルギーを最小にするという生理的な利点をもっている。
- (2) ヒトによる軌道の個体差は筋肉の張力に関与するエネルギー要素と上肢の運動速度に関わるエネルギー要素(筋肉・関節の粘性抵抗に要するエネルギー)の調和の仕方より発生している。

6. 結 論

ヒトの上肢運動における軌道を生体の生理的・力学的特性にもとづいた評価関数を用いて生成した。この生成した軌道を評価するために、従来までに報告されている肩に水平な平面内の運動とは異なり重力が運動に大きく影響する垂直平面内の動作実験を行った。その結果、提

案する評価関数を用いて生成した軌道は動作の種類に関わらずヒトの軌道を再現し、しかもヒトの個体差にも対応できる可能性を示した。また、同時にヒトは運動のために消費する筋肉の張力維持と筋肉・関節の粘性抵抗に要するエネルギーを決定要素として軌道を選択していることを示し、ヒトの選択する軌道のもつ生理的利点を明らかにした。

このように生体の生理的特性を反映した評価関数を用いて個体差にも対応できる軌道の生成手法を提案できたことは動力義手の開発、運動疾患の治療や訓練あるいは筋肉による動力発生機構の特性の解明に直接的な示唆を与えるものと推察される。

しかし、本研究で対象とした動作は限られた種類および動作時間での基本的なものである。したがって、提案した評価関数を用いた軌道生成手法の適用性および汎用性については今後さらに検討の必要がある。

参 考 文 献

- 1) 伊藤, 伊藤: 生体とロボットにおける運動制御, 190/197, 計測自動制御学会(1991)
- 2) 星宮, 赤澤, 編: 筋運動制御系, 107/110, 昭晃堂(1993)
- 3) P. Morasso: Spatial Control of Arm Movements, *Experimental Brain Research*, **42**, 223/227 (1981)
- 4) W. Abend, E. Bizzi, and P. Morasso: Human Arm Trajectory Formation, *Brain*, **105**, 331/348 (1982)
- 5) T. Flash and N. Hogan: The Coordination of Arm Movements: An Experimentally Confirmed Mathematical Model, *J. Neuroscience*, **5**-7, 1688/1703 (1985)
- 6) 鈴木良次: 生物情報システム論, 177/182, 朝倉書店(1991)
- 7) W.L. Nelson: Physical Principles for Economies of Skilled Movements, *Biol. Cybern.*, **46**, 135/147 (1983)
- 8) Z. Hasan: Optimized Movement Trajectories and Joint Stiffness in Unperturbed, Inertially Loaded Movements, *Biol. Cybern.*, **53**, 373/382 (1986)
- 9) Y. Uno, M. Kawato, and R. Suzuki: Formation and Control of Optimal Trajectories in Human Multi-Joint Arm Movement, *Biol. Cybern.*, **61**, 89/101 (1989)
- 10) 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)
- 11) W. O. Fenn: A Quantitative Comparison Between the Energy Liberated and the Work Performed by the Isolated Sartorius Muscle of the Frog, *J. Physiol.*, **58**, 175/203. (1922)
 - 12) J. A. Rall: Sense and Nonsense about the Fenn Effect, *Am. J. Physiol.*, **242**, H1/H6 (1982)
 - 13) 富田, 杉, 編: 生理科学体系 4 筋肉の生理学, 237/240, 医学書院(1986)
 - 14) A. V. Hill: The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle, *Proc. Roy. Soc. B*, **126**, 136/195 (1938)
 - 15) A. V. Hill: The Effect of Load on the Heat of Shortening of Muscle, *Proc. Roy. Soc. B*, **159**, 297/318 (1964)
 - 16) H. Hatze and J. D. Buys: Energy-Optimal Controls in the Mammalian Neuromuscular System, *Biol. Cybern.*, **27**, 9/20 (1977)
 - 17) D. A. Winter: Biomechanics and Motor Control of Human Movement, 183/188, John Wiley & Sons, Inc. (1990)
 - 18) バイオメカニズム学会編: バイオメカニズム 8, 山崎, 六馬: 上肢運動の決定要素, 27/36, 東京大学出版会 (1986)
 - 19) A. E. Bryson, Jr. and Yu-Chi Ho: Applied Optimal Control, 215/217, Hemisphere Pub. Corp. (1975)
 - 20) U. S. Depart. of Commerce NTIS: Investigation of Inertial Properties of the Human Body, AD-A016 485, 72/80 (1975)

[著者紹介]

加 島 正 (正会員)

1975 年, 北海道大学工学部精密工学科卒業, 同年住友重機械工業(株)勤務, 82 年～84 年ウィスコンシン大学大学院留学, 88 年より現北海道職業能力開発短期大学校に勤務, ロボット, システム制御の研究に従事. ASME, ロボット学会などの会員.

石 動 善 久 (正会員)

(本号 p. 1389 参照)