

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

拘束動作における人間の手先力パターンと仮想軌道仮説[†]

辻 敏夫*・三木義民*・伊藤宏司*

Hand Force Formation during Constrained Arm Movements
and Virtual Trajectory Hypothesis

Toshio Tsuji*, Yoshitami Miki* and Koji Ito*

In the present paper, we examined the nature of the human's hand forces which were exerted on the rigid objects during voluntary constrained tasks. Experimental observations found that when the force was exerted on the objects arbitrarily, subjects tended to generate force patterns the derivatives of which had roughly single-peaked, bell-shaped profiles. This was held independent of the stage of skill, the arm postures, and the force directions.

Force coordination was modeled mathematically by defining a virtual trajectory and limb elasticity. The virtual trajectory is the sequence of equilibrium points which the limbs are intended to follow due to the modifiable elastic properties of the muscles. Then, it is specified through an optimality criterion that the mean square jerk (rate of change of acceleration) integrated over the virtual trajectory is minimal for all possible choices of trajectories. This is equivalent to assuming that a major goal of motor coordination is the production of the smoothest possible force of the hand. The measured force profiles confirmed the predictions of the mathematical model quantitatively.

Key Words: hand force, constrained task, virtual trajectory hypothesis, minimum-jerk model

1. まえがき

人間は微妙な位置、力の制御が要求される作業を巧妙に行うことができる。このような人間の優れた運動制御の大部分は、経験や訓練によって形成された運動モデルに基づいて、フィードフォワード的に行われていると考えられる。

最近、上肢の位置制御に関してこのような運動モデルを明らかにしようとする研究が活発に行われている。たとえば Morasso¹⁾は、手先を始点からある目標点まで動かすよう被験者に指示すると、手先の軌道はほぼ直線になり、運動方向に沿った速度はピークを一つだけもつベル型となることを示した。Flash と Hogan²⁾は、この手先の躍度（加速度の変化率）の 2 乗積分値を最小にするという評価に基づいて運動を計

画すれば（躍度最小モデル）、この現象を説明できることを示した。高山ら³⁾は、上肢の運動をいくつかの基本的な運動（単位運動）から構成することを提案し、B-スpline 関数を用いることによって Flash と Hogan の結果とほぼ等価な軌道を生成できることを示した。

また、Uno ら⁴⁾は大きな動きをともなう水平面内の運動や垂直面内の運動を、躍度最小モデルでは説明できないことを明らかにし、腕のダイナミクスを考慮した関節トルクの変化を最小にするという評価を用いれば（トルク変化最小モデル）、上肢の自由運動の特徴をうまく説明できることを示している。

しかしながら、これらの研究はいずれも、環境との相互作用が存在しない自由運動を対象としている。人間が日常行っている作業の多くが対象物との動的な干渉を含んでいること、そして運動制御の本質が環境との複雑な相互作用をどのように制御するかという点にあることを考えれば、自由運動だけでなく、拘束運動時の運動モデルを明らかにする必要がある。

拘束運動時の人の力制御特性に関して、辻ら⁵⁾は、表面筋電位から推定した筋力を被制御量として手

† 電子情報通信学会・ME とバイオサイバネティックス
研究会で発表 (1991.3)

* 広島大学工学部 東広島市鏡山 1-4-1

* Faculty of Engineering, Hiroshima University,
Higashi-Hiroshima

(Received April 24, 1991)

(Revised September 9, 1991)

動制御系を構成し、人間の力制御特性を動特性の観点から解析した。また、黒川ら⁶⁾は、肘関節トルクによって発生する手先力を被制御量として手動制御系を構成し、ステップ応答を解析している。しかし、これらの研究では、力をディスプレイで表示しているため視覚フィードバックの影響を無視できない。一方、木下ら⁷⁾は手指による把持動作、伊藤ら⁸⁾は水平面内のクランク回転作業を取り上げ、人間の位置と力制御方策を実験的に解析している。

本稿では、手先の位置が対象物（剛体）に完全に拘束された状態で、対象物に力を加えるという動作を取り上げる。手先のマニピュレーションでは、まず対象物に加える力をブランディングすることが必要とされるからである。そして、人間の手先力パターンを実験的に解析するとともに、力制御に関する人間の運動モデルを明らかにすることを試みる。以下、2章ではこのような基本的な動作を行う際の人間の手先力がほぼ一定のパターンとなることを実験的に明らかにする。3章ではこの手先力パターンを説明するモデルを提案し、4章ではこのモデルの妥当性を種々の実験条件のもとで検討する。

2. 力制御実験

2.1 実験条件

Fig. 1 に実験装置を示す。被験者が力を加える鉄棒（幅 1.5 cm の角柱）には歪ゲージを取り付けており、鉄棒に働く力 (F_x, F_y) を測定することができる。被験者は、最も力を加えやすい位置に座り、鉄棒に右手親指を触れて待機する。実験者の合図の後、任意の時刻に鉄棒を押して力を加え、その力を一定に維持する。このとき、力の大きさ、動作速度は指示せず任意とし、5名の被験者（右利き、男性）につき、各 10 試

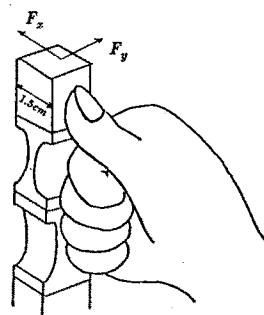


Fig. 1 Experimental apparatus for measuring hand forces

行を測定した。

2.2 実験結果

Fig. 2 に実験結果の一例を示す。図は手先力 $F = (F_x^2 + F_y^2)^{1/2}$ とその微分値 \dot{F} の時間変化で、3 試行の結果を重ね書きしたものである。

手先力は 0.2~0.3 秒という短時間で一定値となり、力のかけ始めから完了するまで滑らかに増加していることがわかる。そして、手先力の微分値の波形はピークを一つだけもつペル型となっている。この実験において被験者は、単に鉄棒に力を加えることを要求されており、力の変化パターンそのものを制御するよう指示されているわけではない。したがって、手先力が一定値になるまでの力の軌道は無数に存在するはずである。しかしながら、被験者、力の大きさ、習熟の度合にもかかわらず、手先力は滑らかに増加し、その微分値はペル型となっている。このことは、このような単純な作業においてはすでに、上位中枢に手先力の生成パターンに関する運動モデルが形成されており、このモデルに基づいて手先力が発生されていることを意味している。

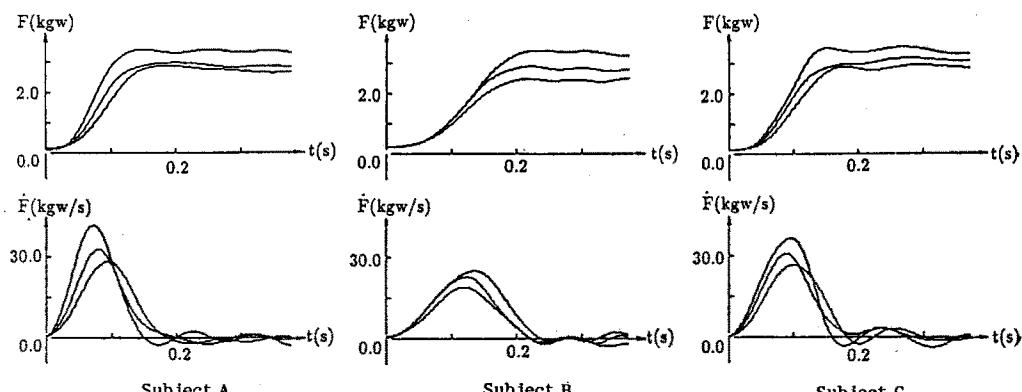


Fig. 2 Representative examples of measured hand force patterns and its differential values

なお、本実験で観察された手先力の微分値がベル型となる現象は、手指の把持動作⁷⁾や手先力フィードバック制御実験⁶⁾においても観察されている。

3. 力制御方策のモデル解析

3.1 仮想軌道による手先力の表現

最近、 α 運動ニューロンの活動は、運動中、平衡点の系列をコードしているという考え方が示されている⁹⁾。たとえば、Bizzziら¹⁰⁾は、視覚フィードバックおよび自己受容フィードバックを完全に除去した状態のサルの腕を、あらかじめ目標位置に強制的に外部から移動させた場合、運動開始直後、腕は目標位置と初期位置の間に向かってもどった後に、目標位置へ向かうことを見いだした。これは筋の弾性的な性質によって復元力が生成されることを示している。もし、筋が単に力を生成するだけであるならば、腕が逆にもどるような動きは考えられない。Hogan¹¹⁾は、このような平衡点系列を、実際の腕の軌道と区別する意味で「仮想軌道」と名づけた。そして、自由運動時の腕の運動は、この仮想軌道の緩やかな変化と筋の弾性特性によって発生する剛性によって制御されるという仮説を提案した。

本稿では、力を制御する場合でも、人間が仮想軌道をもとに運動を計画していると考える。いま、作業座標系で表現した手先力 $F \in R^l$ が

$$F(t) = K_v(X_v(t) - X(t)) - B_v \dot{X}(t) \quad (1)$$

により生成されると仮定する。ここで $K_v, B_v \in R^{l \times l}$ はそれぞれ手先の剛性行列、粘性行列で筋の粘弾性、脊髄反射系のフィードバック・パラメータおよび腕の姿勢によって決まる。また $X(t) \in R^l$ は手先位置、 $X_v(t) \in R^l$ は仮想軌道、 l は作業座標系の次元を表わす。自由運動の場合は、この手先力 F が腕のダイナミクスを表現する運動方程式の入力となり、運動が生成

される¹²⁾。一方、剛体の対象物に完全に拘束された状態では手先は動かないで、 $X(t) = \dot{X}(t) = 0$ としても一般性を失わない。したがって、(1)式は

$$F(t) = K_v X_v(t) \quad (2)$$

となる。ここで手先の剛性行列 K_v は一定であると仮定すると、手先力 F の変化は仮想軌道 $X_v(t)$ のみによって決定されることになる。

3.2 仮想軌道の躍度最小モデル

この仮想軌道 $X_v(t)$ を躍度最小という評価のもとで計画することを考える。すなわち評価関数

$$C = \frac{1}{2} \int_0^{t_f} \left(\frac{d^3 X_v(t)}{dt^3} \right)^T \left(\frac{d^3 X_v(t)}{dt^3} \right) \quad (3)$$

を与えられた境界条件のもとで最小化するような仮想軌道 $X_v(t)$ を求めるのである。ただし t_f は仮想軌道 $X_v(t)$ が定常状態に達するまでに要する時間で、 X_f はそのときの $X_v(t)$ の定常値とする。変分法を用いて解析的に最適解を求める

$$X_v(t) = \frac{6X_f t_f^5 - 15X_f t_f^4 + 10X_f t_f^3}{t_f^5} \quad (4)$$

となる²⁾。この仮想軌道 $X_v(t)$ を(1)式に代入すると、手先力 $F(t)$ は結局、

$$F(t) = K_v X_v(t) = \frac{6F_f t_f^5 - 15F_f t_f^4 + 10F_f t_f^3}{t_f^5} \quad (5)$$

となる。ただし、 $F_f = K_v X_f$ は目標手先力である。このとき、手先力の微分値 $\dot{F}(t)$ は、

$$\dot{F}(t) = \frac{30F_f t_f^4 - 60F_f t_f^3 + 30F_f t_f^2}{t_f^5} \quad (6)$$

で与えられる。 $\dot{F}(t)$ は時刻 $t_f/2$ でピークをもつベル型となることが容易にわかる。このように躍度を最小にするという評価のもとで仮想軌道 $X_v(t)$ を(4)式のように計画することにより、手先の剛性を介して発生する手先力は滑らかに目標値まで増加することにな

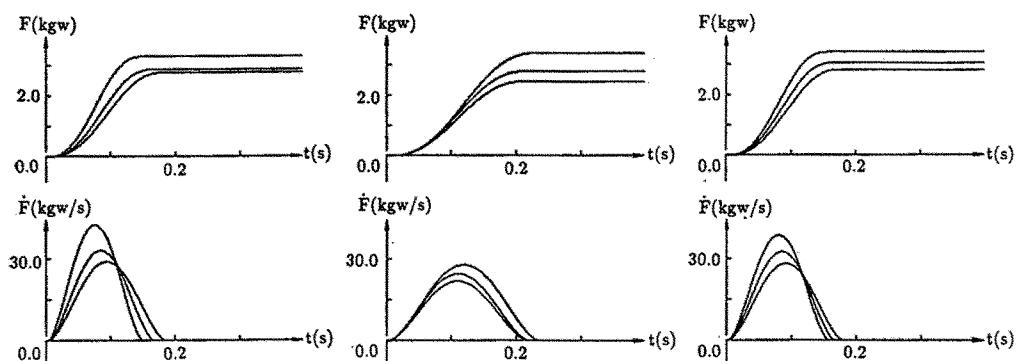


Fig. 3 Predicted minimum-jerk hand force patterns of virtual trajectory model (F_f and T_f in the model correspond to the stationary value of the hand force and the time at $\dot{F}=0$ respectively)

る。

Fig. 3 に仮想軌道の躍度最小モデル((5), (6)式)を用いて求めた手先力とその微分値の時間変化を示す。式中に含まれるパラメータ t_f , F_f は実験結果(Fig. 2)から求めた。手先力、微分値とも実験結果によく一致しており、仮想軌道の躍度最小という評価を用いることによって人間の手先力パターンを説明できることがわかる。

以上のように、手先で対象物に力を加えるという単純な作業については、仮想軌道の躍度最小モデルを用いることによって、手先力パターンが説明できることを示した。次章では、このモデルがより一般的な状況においても、人間の手先力の発生パターンを表現できるか検討する。

4. 拘束動作における人間の手先力パターン

以下に示すのは、上肢の姿勢や力を加える方向の変化が手先力パターンに与える影響を調べた結果である。

4.1 実験条件

被験者の手先を作業空間内の種々の位置に拘束するため、クランク装置(回転半径: 10 cm)を用いて実験を行った。クランクの回転軸にはロータリー・エンコーダ(小野測器製: 分解能 6,000 ppr)を取り付け、回転角度 ϕ をカウントボードを介してコンピュータに取り込む。またハンドルの位置を任意の回転角で固定するため、2台の電磁ブレーキ(神鋼電機製)を用いてクランクの制動力を制御する。さらに、クランクのハンドル(半径 1.5 cm, 自由に回転する)に取り付けた歪ゲージにより、被験者の手先からハンドルに働く力(F_x, F_y)を測定することができる。

被験者はクランクの中心に身体の中心を合せて座

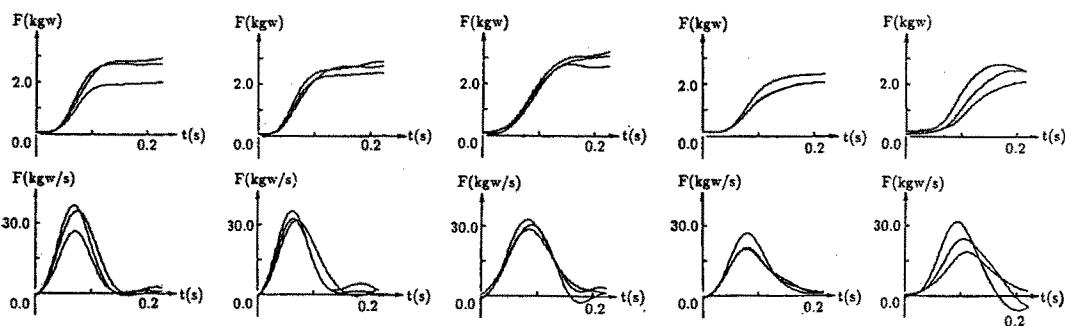


Fig. 5 Measured hand force patterns during constrained tasks

り、固定したハンドルを右手で握り、力を加える。ハンドルを固定する位置はクランクを水平面内に設置した場合(Fig. 4(a)), $\phi=0, 0.5\pi, \pi, 1.5\pi$ (rad)の4種類、垂直面内に設置した場合(Fig. 4(b)), $\phi=1.5\pi$ (rad)の1種類とした。力を加える方向は Fig. 4(a)では x 軸, y 軸の正と負の方向の4種類で、Fig. 4(b)では y 軸の正と負の2種類である。したがって、実験条件は、計 18 通りとなる。また、被験者は2章の実験と同じ 5 名で 10 試行測定した。

4.2 実験結果

Fig. 5 に実験結果の一例を示す。Fig. 5(a)は水平面内で $\phi=0$ (rad) の位置に固定したハンドルに x 軸正の方向に力を加えた場合、(b)は $\phi=0$ (rad), y 軸負、(c)は $\phi=\pi$ (rad), x 軸負、(d)は $\phi=0.5\pi$

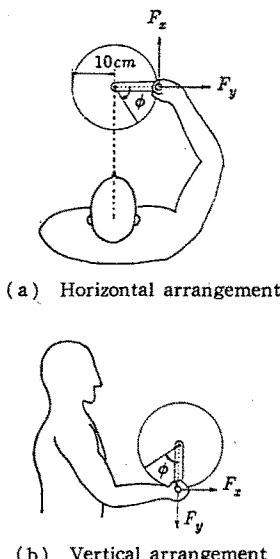


Fig. 4 Experimental procedure

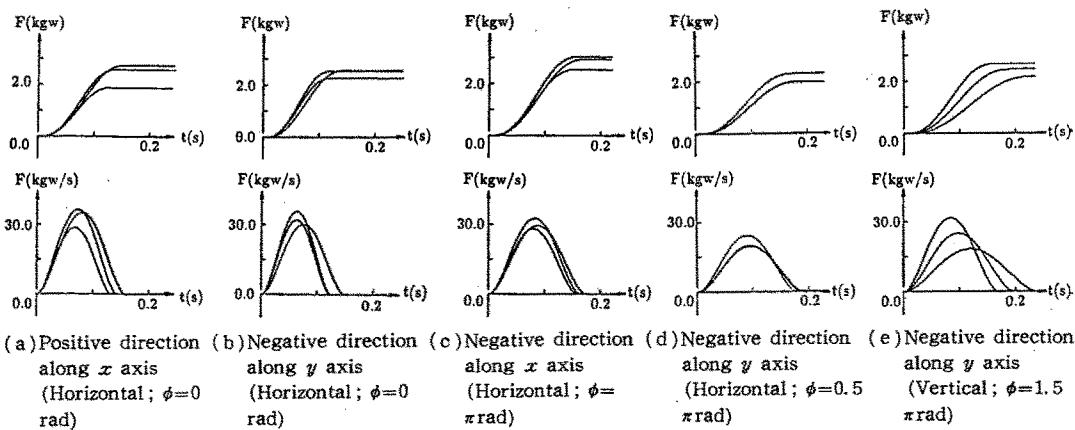


Fig. 6 Predicted minimum-jerk hand force patterns during constrained tasks (F_f and T_f in the model correspond to the stationary value of the hand force and the time at $\dot{F}=0$ respectively)

(rad), y 軸負, (e)はクランク装置を垂直に設置し (Fig. 4(b)), $\phi=1.5\pi$ (rad)の位置に固定したハンドルに y 軸負の方向(上方向)に力を加えた場合で、いずれも手先力 F とその微分値 \dot{F} を任意の3試行を重ね書いたものである。図から、手先力の微分値の形状はほぼベル型となっていることがわかる。ただし Fig. 5(d), (e)では微分値が中心よりやや前になる傾向がある。

一方、Fig. 6 は Fig. 5 の実験結果をもとに仮想軌道の躍度最小モデルで求めた手先力 F とその微分値 \dot{F} である。Fig. 6(a)～(c)では実験結果 (Fig. 5) とよく一致している。

以上の実験結果から、腕の姿勢、力を加える方向がある程度変化しても、手先力の波形は滑らかに目標値まで変化し、その微分値はベル型になること、また、手先力パターンが変化する場合には微分値のピークが中心よりやや前になる傾向があることが明らかになった。

4.3 力フィードバックの影響

前節までの実験では、体性感覺によるフィードバックループの影響をできるだけ少なくするために、被験者に手先力の目標値を指示しなかった。そこで、つぎに、被験者に目標手先力を指示して同様の実験を行った。

実験では、ディスプレイなどの視覚表示装置は使用せず、あらかじめ被験者に目標手先力を力感覚として記憶させた。まず、実験前に被験者に指示してハンドルに力を加えさせる。このときの手先力を実験者がモニターしながら、手先力が目標値に一致するように被験者に手先力を調節させる。被験者にはこのときの手先力を力感覚として記憶し、その記憶した目標手先力に実際の手先力を一致させるよう指示した。なお、

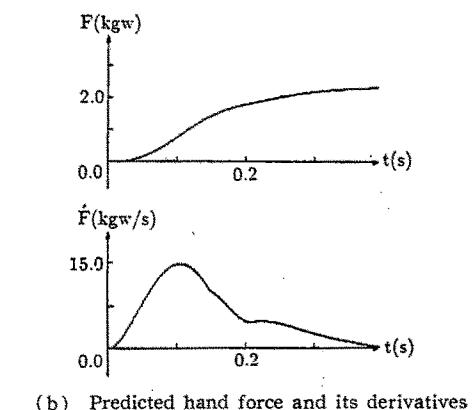
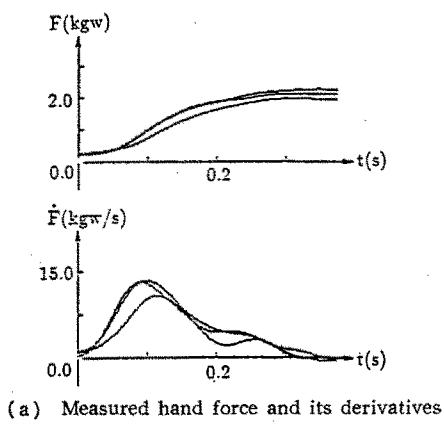


Fig. 7 Measured and predicted force patterns in which the desired force ($F_f=2.0$ kgw) was instructed(negative direction along y axis)

動作速度については任意とした。

Fig. 7(a)は $\phi=0.5\pi$ の位置でハンドルを固定し、 y 軸負の方向に力をかけた結果である。ただし、目標

手先力 $F_f = 2.0 \text{ kgw}$ としている。図から、手先力の微分波形のピークが中心より前よりになっている。このことは、力の目標値が厳密に指定された場合には、運動モデルに基づいたフィードフォワード制御だけでは十分な精度で力を制御することは難しく、体性感覚に基づいたフィードバック制御の役割が大きくなるためであると考えられる。この傾向は他の被験者、実験条件についても同様に観察された。

Fig. 8 は、この体性感覚フィードバックを考慮した力制御モデルである。図中の $H(s)$ は人間の伝達関数で $G(s)$ は対象物の特性、 F_{ff} 、 F_{fb} はそれぞれフィードフォワード制御、フィードバック制御によって発生する手先力、 K_{ff} は目標手先力の設定誤差を表わす正のパラメータである。内部モデルには、設定誤差を含む目標手先力 $F_d = K_{ff}F_d$ と動作終了時刻 t_f が入力され、仮想軌道の躍度最小モデルによって手先力 F_{ff} が発生する。同時に、目標手先力 F_d と実際に発生した手先力 F の誤差を小さくするようにフィードバック制御が働く。内部モデルに与えられる目標手先力が正確で ($K_{ff}=1$)、フィードバックゲインが 0 であれば、手先力 F は仮想軌道の躍度最小モデルのみによって決定されることになる。

Fig. 7(b) はこのモデルの応答を示している。ただし対象物は剛体であるから $G(s)=1$ 、人間の伝達関数 $H(s)$ には

$$H(s) = \frac{K_{fb}(1+T_L s)}{(1+T_I s)(1+T_N s)} e^{-\tau s} \quad (7)$$

を用いた¹³⁾。ここで、 K_{fb} はフィードバックゲイン、 τ はむだ時間、 T_L 、 T_I 、 T_N はそれぞれ人間の微分動作、積分動作を表わす時定数である。各パラメータは $T_L=0.07$ (s)、 $T_I=0.15$ (s)、 $T_N=0.03$ (s)、 $t_f=0.15$ (s)、 $\tau=0.1$ (s)、 $K_{ff}=0.75$ 、 $K_{fb}=4.0$ とした。Fig. 7(b)から、手先力の微分値が前よりもなり、実験結果とよく一致していることがわかる。

以上のように、目標手先力を指定すると、手先力の微分値のピークが前よりもなる傾向があることが明らかになった。前節までの実験のように目標手先力を指定していない場合でも、被験者は何らかの目標値を

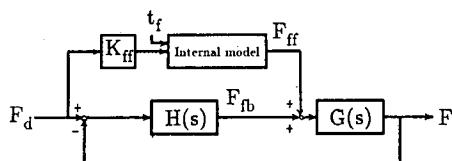


Fig. 8 Schematic model of the hand force control including proprioceptive feedback

自ら設定し、その目標値に手先力を合せるよう力の制御を行っていると考えられる。したがって、Fig. 5 (d)、(e) のように手先力の微分値のピークがやや前よりもなる傾向は、本節で示した体性感覚に基づくフィードバック制御が原因である可能性がある。ただし、どのような条件下で、フィードバック制御が働くかについては明らかではなく、今後、検討する必要がある。

4.4 関節・筋レベルの力パターン

人間は、筋力を制御することによって関節トルクを生成し、対象物に加える力を決定する。すなわち、上肢の運動は、作業（手先）、関節、筋の三つのレベルで制御されている。そこで、手先力発生時の関節トルク、筋活動を調べた。

実験条件は 4.1 節と同様である。ただし、筋力が手先力パターンに与える影響を明確にするため、肘関節をロープで釣り下げ、肩・手首に対して水平になるようにした。ハンドルは、 $\phi=0$ (rad) の位置に固定し、 x 軸、 y 軸、それぞれの正と負の方向、計 4 種類の方角に力を加えさせた。また、被験者は 2 名で 10 試行測定した。

Fig. 9 は、 y 軸の負方向に力を加えた場合の実験結果の一例である。Fig. 9(a) は手先力の時間変化、(b) は手先力から推定した肩、肘、手首関節のトルク、(c) はそのときの筋活動を表わす整流平滑筋電位である。上から、肩関節の屈筋（大胸筋：pectoralis major）・伸筋（棘上筋：infraspinatus）、肘関節の屈筋（上腕二頭筋：biceps brachii）・伸筋（上腕三頭筋：triceps brachii）、手首関節の屈筋（尺側手根屈筋：flexor carpi radialis）・伸筋（長橈側手根伸筋：extensor carpi ulnaris）で、いずれも最大随意収縮時の筋電位で規格化している。また、関節トルク $\tau \in R^3$ は腕のヤコビ行列 $J(\theta) \in R^{2 \times 3}$ を用いて

$$\tau = J(\theta)^T F \quad (8)$$

のように求めた。ここで $\theta \in R^3$ は関節角度、 $F \in R^2$ は手先力を表わす。

Fig. 9(b) から、各関節のトルクは手先力パターンと同様、滑らかに変化し、その微分値はベル型となっている。このような関節トルクを発生するためには、対応する筋肉を収縮させるだけで可能である。ところが、筋電位は (Fig. 9(c))、各関節で屈筋、伸筋が同時活動していることを示している。屈筋、伸筋の同時活動は、関節回りの粘弾性を大きくするとともに、仮想平衡点を変化させることを意味している^{9), 10)}。このことから、被験者は手先力を発生する際、上肢の粘弾性、平衡点を積極的に調節していることが示唆さ

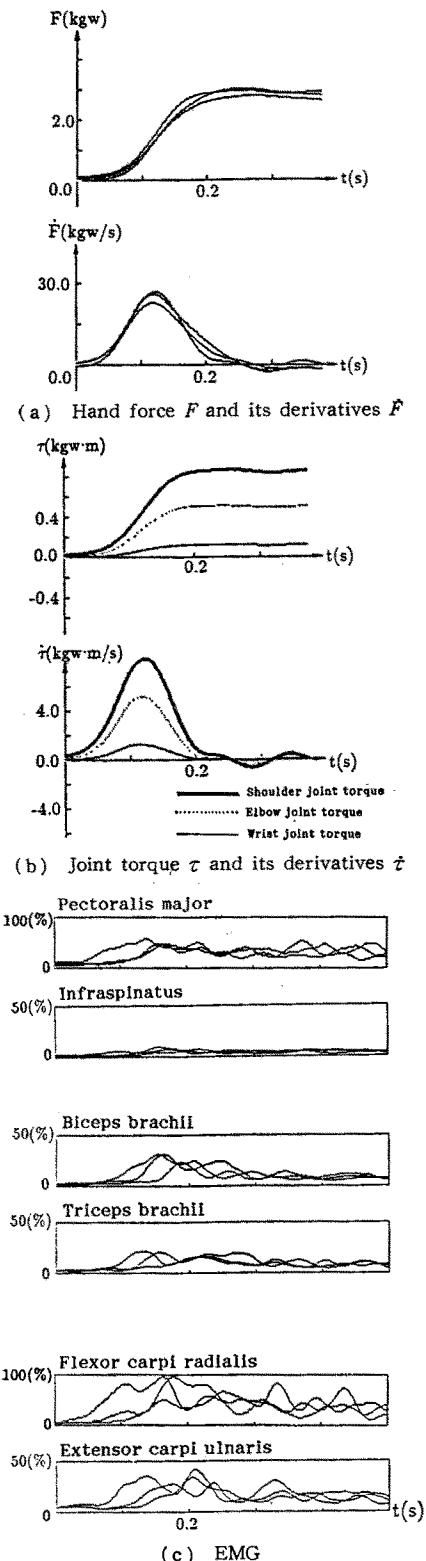


Fig. 9 Hand forces, joint torques and EMG signals during constrained tasks

れる。

ところで、本稿の手先力生成モデルでは、手先の剛性は、対象物に力を加えている間、一定であると仮定している。しかしながら、手先力の発生は、仮想軌道だけでなく手先剛性を変化させることによっても制御できる ((2)式参照)¹⁴⁾。本稿では、関節回りの粘弾性は、比較的緩やかな自由運動中ほぼ一定に保たれるという報告^{12), 15)}と、自由運動と拘束運動を統一的に扱うという観点から、仮想軌道に基づいて人間の手先力パターンのモデル化を行った。力制御時に、上位中枢が屈筋と伸筋を同時活動させていることは実験から明らかであるが、果たして手先の剛性が一定になるよう調節しているかどうかは、さらに詳しく解析する必要がある。

5. あとがき

本論文では、拘束動作における人間の運動制御モデルを明らかにするため、手先で対象物(剛体)に力を加えるという動作を取り上げ、人間の手先力パターンを実験的に解析した。その結果、以下のことが明らかになった。

- ① 対象物に自由に力を加えさせた場合、手先力パターンは滑らかに変化し、その微分値の形状はほぼベル型となる。このことは、習熟の度合い、上肢の姿勢、力を加える方向にかかわらず成り立ち、高い再現性を示す。
- ② 手先力パターンは、手先の弾性的性質と仮想軌道の躍度最小という評価で説明することができる。
- ③ 目標手先力を指定すると、手先力の微分値のピークが前よりもなる傾向がある。この現象は体感に基づいたフィードバック制御で説明できる。
- ④ 関節トルクパターンも手先力と同様、滑らかに変化し、筋電位には、各関節に屈筋、伸筋の同時活動が観察される。

本稿の結果は、力の制御が上位中枢においては、仮想軌道という位置の情報と手先剛性の形でコード化されている可能性を示唆している。今後は、動作中の手先剛性を実験的に測定するとともに、対象物が粘弾性特性を有する場合の手先力パターンなどについて検討する予定である。

終りに、力制御の実験に積極的に取り組んでくれた本学卒研生川本康生君(現日本電気(株))に感謝いたします。また、本研究の一部は(財)日産科学振興財団の研究助成によるものであり、改めて謝意を表します。

参考文献

- 1) P. Morasso: Spatial Control of Arm Movements, *Exp. Brain Res.*, **42**, 223/227 (1981)
- 2) T. Flash and N. Hogan: The Coordination of Arm Movements: An Experimentally Confirmed Mathematical Model, *J. Neuro Sci.*, **5-7**, 1688/1703 (1985)
- 3) 高山, 狩野: 上肢の自由運動の組織化についての数理的解釈, 第4回生体・生理工学シンポジウム論文集, 291/294 (1989)
- 4) Y. Uno, M. Kawato and R. Suzuki: Foundation and Control of Optimal Trajectory in Human Multi-Joint Arm Movement-Minimum Torque Change Model, *Biol. Cybern.*, **61**, 89/101 (1989)
- 5) 辻, 伊藤, 長町, 高橋, 松本: 筋電操作電気刺激フィードバック型マンマシン制御系の動特性, 計測自動制御学会論文集, **24-3**, 292/299 (1988)
- 6) 黒川, 池田: 前腕による力制御の基礎特性, ヒューマンインターフェース, **4**, 117/124 (1990)
- 7) 木下, 生田, 萩原, 有働: 人の手指による把持動作の制御機構, 第5回生体・生理工学シンポジウム論文集, 33/36 (1990)
- 8) 伊藤, 辻, 杉野: 回転作業における生体運動系のインピーダンス調節, 計測自動制御学会論文集, **26-4**, 443/450 (1990)
- 9) E. Bizzi and F.A. Mussa-Ivaldi: Geometrical and Mechanical Issues in Movement Planning and Control, *Foundation of Cognitive Science*, edited by M.I. Posner, The MIT Press, 769/792 (1989)
- 10) E. Bizzi, N. Accornero, W. Chapple and N. Hogan: Posture Control and Trajectory Formation during Arm Movement, *J. of Neurosci.*, **4**, 2738/2744 (1984)
- 11) N. Hogan: The Mechanics of Multi-Joint Posture and Movement Control, *Biol. Cybern.*, **52**, 315/331 (1985)
- 12) T. Flash: The Control of Hand Equilibrium Trajectories in Multi-Joint Arm Movements, *Biol. Cybern.*, **57**, 257/274 (1987)
- 13) 井口雅一: 人間一機械系, 共立出版 (1970)
- 14) M. Katayama and M. Kawato: Learning Trajectory and Force Control of an Artificial Muscle Arm,

信学技法, NC90-105, 219/224 (1991)

- 15) C.G. Atkeson and E. Saund: Estimation of Equilibrium Position, Stiffness and Viscosity during Single Joint Arm Movement, *Neuroscience*, **10**, 335 (Abst.) (1984)

[著者紹介]

辻 敏夫(正会員)

1985年、広島大学大学院工学研究科博士課程前期システム工学専攻修了。同年同大学工学部助手、現在に至る。生体工学、ロボット工学、マン・マシンシステムに関する研究に従事。電気学会、日本ロボット学会、日本人間工学会、IEEEなどの会員。工学博士。



三木義民

1990年、広島大学工学部第2類(電気系)卒業。現在、同大学大学院工学研究科博士課程前期情報工学専攻在学中。生体運動制御に関する研究に従事。



伊藤宏司(正会員)

1969年、名古屋大学大学院工学研究科修士課程修了。1970年同工学部自動制御研究施設助手。1979年広島大学工学部第2類(電気系)助教授、現在に至る。生体システム、ロボティクス、マン・マシンインターフェースの研究に従事。電気学会論文賞受賞。電気学会、日本M・E学会、日本ロボット学会、IEEEなどの会員。工学博士。

