

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

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 $T_L = 0.07 \text{ (s)}$ 、 $T_I = 0.15 \text{ (s)}$ 、 $T_N = 0.03 \text{ (s)}$ 、 $t_f = 0.15 \text{ (s)}$ 、 $\tau = 0.1 \text{ (s)}$ 、 $K_{ff} = 0.75$ 、 $K_{fb} = 4.0$ とした。Fig. 7(b) から、手先力の微分値が前よりになり、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に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

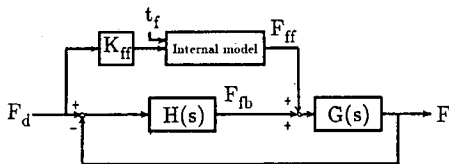


Fig. 8 Schematic model of the hand force control including proprioceptive feedback

自ら設定し、その目標値に手先力を合わせるような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になる傾向は、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、 $\phi = 0 \text{ (rad)}$ の位置に固定し、 x 軸、 y 軸、それぞれの正と負の方向、計 4 種類の方向に力を加えさせた。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、対応する屈筋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

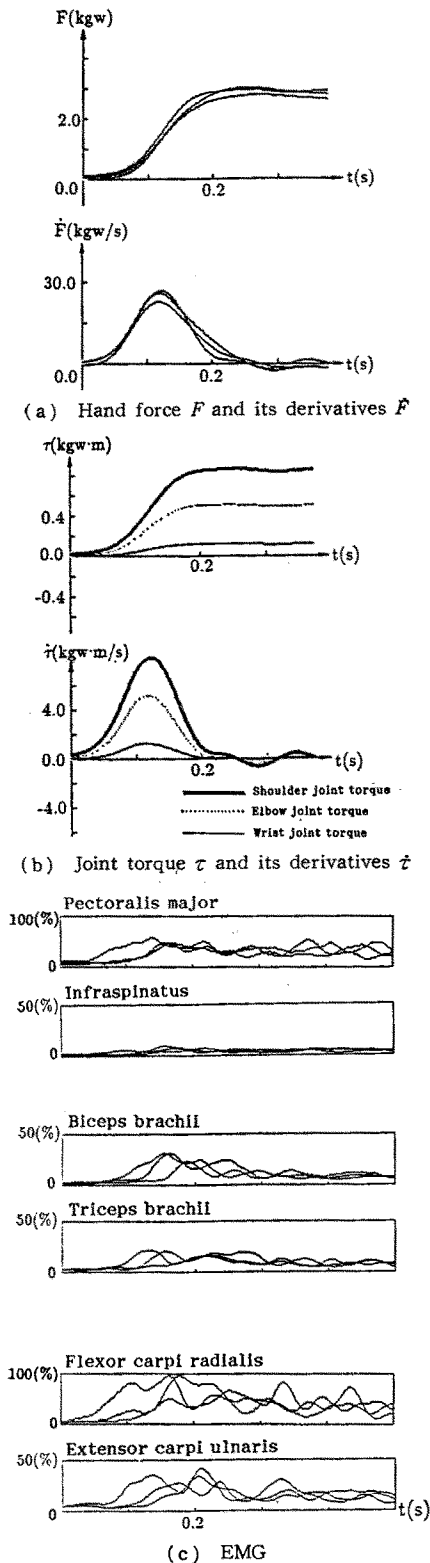


Fig. 9 Hand forces, joint torques and EMG signals during constrained tasks

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に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になる傾向がある。この現象は体性感覚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究生川本康生君(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, 葛原, 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。

