

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

## 姿勢維持中の人間の手先インピーダンスの推定<sup>†</sup>

辻 敏夫\*・後藤和弘\*・伊藤宏司\*\*・長町三生\*

Estimation of Human Hand Impedance During Maintenance of Posture

Toshio TSUJI\*, Kazuhiro GOTO\*, Koji ITO\*\* and Mitsuo NAGAMACHI\*

The present paper proposes a method to estimate hand impedance characteristics including inertia and viscosity as well as stiffness in multi-joint human arm movement. While subjects maintain a given hand position, small external disturbance to the hand is applied by a manipulandum. Time changes of the hand displacements and forces caused by the disturbance are measured, and the hand impedance are estimated using a second-order linear impedance model.

Firstly, accuracy of the estimated impedance is analyzed applying the method to the estimation of mass of the objects and mechanical spring coefficients. Then, the hand impedances of human arm during maintenance of posture are estimated, and the experimental results show the following: 1) the estimated inertia matrices of human hand agree with computed values using a two-joint arm model, 2) the orientations of stiffness fields are almost the same as the experimental results of Mussa-Ivaldi et al (1985), 3) the amplitude of the estimated stiffness is considerably lower than the one of the results of Mussa-Ivaldi et al (1985), 4) the orientation of viscosity ellipses almost agree with the one of the stiffness ellipses.

**Key Words:** hand impedance, multi-joint arm, stiffness, viscosity, inertia, arm posture

### 1. まえがき

本論文では、姿勢維持中の人の手先インピーダンスを実験的に推定し、その特徴を明らかにすることを試みる。筋骨格系のインピーダンス特性、特に粘弾性特性は、実現される多関節アームの運動に大きな影響を与えるのみならず、随意運動の構組みや運動モデルを実験的・計算理論的に明らかにしようとする研究においてきわめて重要な役割を果たしている。たとえば、Flash<sup>1)</sup>は仮想軌道制御仮説<sup>2)</sup>に基づいて2関節アームのシミュレーションを行い、躍度最小評価<sup>3)</sup>によって計画された直線の仮想軌道を用いると、実際に計測された腕の軌道とシミュレーション結果がよく一致することを示した。また

Katayama and Kawato<sup>4,5)</sup>はParallel-hierarchical Neural Network Modelを用いて2関節6筋アームのシミュレーションを行い、ある程度速い運動では学習的に獲得された仮想軌道が実際の腕の軌道と大きく異なることを見いたした。しかしながらこれらのシミュレーションでは、仮定された関節や筋の粘弾性係数の値によって大きく異なる結果を生じてしまう。したがって随意運動における人間の運動メカニズムをより明確にするためには、多関節運動における筋骨格系の粘弾性特性を実験的に明らかにしておく必要がある。

從来から、単関節運動、特に肘関節まわりのインピーダンス特性についてはいくつかの研究が行われている。そして、粘弾性係数が筋の活動レベル<sup>6)</sup>、被験者への教示<sup>7)</sup>、肘関節角度<sup>8)</sup>、運動の有無<sup>9)</sup>などによって変化することが示された。しかしながら、多関節運動においては、肩関節の粘弾性特性や多関節筋による関節間の相互作用が存在するため、単関節運動に関する実験結果から多関節運動時のインピーダンス特性を類推することは不可能である。

一方、多関節運動におけるインピーダンス特性の推定

† 電子情報通信学会・ニューロコンピューティング研究会で一部発表(1992.3)

\* 広島大学工学部 東広島市鏡山1-4-1

\*\* 豊橋技術科学大学 豊橋市天伯町雲雀ヶ丘1-1

\* Faculty of Engineering, Hiroshima University,  
Higashi-Hiroshima

\*\* Toyohashi University of Technology, Toyohashi  
(Received January 25, 1993)

(Revised April 23, 1993)

を試みた研究としては、わずかに Mussa-Ivaldi, Hogan and Bizzì<sup>10)</sup> のスティフネス推定実験、および Flash and Mussa-Ivaldi<sup>11)</sup> の同様の実験、Gomi, Koike and Kawato<sup>12),13)</sup>による運動中の手先スティフネス推定実験が報告されているだけである。

Mussa-Ivaldi ら<sup>10)</sup>は、位置制御(2関節平面運動)を行っている被験者の手先を外部から強制的に変位させ、定常状態(強制変位印加後、0.6~1.1秒後)での手先変位と手先の復元力からスティフネスを計算している。そして実験結果から、被験者の手先スティフネスは腕の姿勢に強く依存すること、被験者はスティフネスの大きさは変えることができるが、その方向性は調節できないことなどが示された。Flash ら<sup>11)</sup>は、実験で示された手先スティフネスの方向性が、肩関節まわりの単関節筋と肩・肘関節の両方に作用する2関節筋との間の協調活動によってもたらされる可能性を示唆している。一方、Gomi ら<sup>12)</sup>は、運動中のスティフネスは静止時に比べて大きくても同程度かそれ以下であることを実験的に示し、運動中のスティフネスは静止時のスティフネスに比べて十分大きいという Flash<sup>11)</sup>の仮説に疑問を投げかけている。

しかしながらこれらの実験ではいずれも手先スティフネスしか推定しておらず、手先の慣性、粘性特性については議論されていない。特に粘性特性に関しては、筋の粘性が弾性と同様に筋の活動レベルに応じて変化することがよく知られているにもかかわらず、手先の粘性特性が多関節運動に果たす役割、手先スティフネスと手先粘性の関係などを実験的に明らかにした研究は、現在まで報告されていない。そこで本稿では、Mussa-Ivaldi ら<sup>10)</sup>の実験を拡張し、スティフネスだけでなく、手先の慣性、粘性を含めた手先インピーダンスを実験的に推定することを試みる。そして、強制変位印加直後のデータから人間の手先インピーダンスが推定可能であることを示すとともに、推定された手先スティフネスの特徴が Mussa-Ivaldi ら<sup>10)</sup>の結果とほぼ一致すること、手先慣性は2関節力学モデルによってほぼ予測できること、手先粘性の方向性が手先スティフネスのそれと類似していることなどを明らかにする。以下、2章では本稿で行った手先インピーダンス推定実験について説明するとともに、その妥当性を実験的に明らかにする。そして3章では、姿勢維持時の人の手先インピーダンスを示し、その特徴について考察する。

## 2. 手先インピーダンス推定法

### 2.1 手先インピーダンスの記述

いま、水平面内で肩・肘関節の2関節運動を行っている被験者の腕の運動を考えよう。本論文では、この被験

者の手先動特性を、作業座標系(2次元)で表現したインピーダンスモデル

$$\begin{aligned} M(t)\ddot{X}(t) + B(t)\dot{X}(t) + K(t)(X(t) \\ - X_v(t)) = -F(t) \end{aligned} \quad (1)$$

で近似する。ただし、 $X(t) \in R^2$  は手先位置、 $F(t) \in R^2$  は手先から環境に作用する力、 $X_v(t) \in R^2$  は手先の平衡点(仮想軌道)で、手先位置  $X(t)$  は腕の関節角度によって決まる。 $M(t)$ ,  $B(t)$ ,  $K(t) \in R^{2 \times 2}$  はそれぞれ手先の慣性、粘性、スティフネス行列である。慣性行列  $M(t)$  は手、腕の慣性を手先で表現した等価慣性で、被験者の姿勢に依存して大きく変化する<sup>14)</sup>。一方、粘性行列  $B(t)$ 、スティフネス行列  $K(t)$  は筋の粘弾性(上位中枢からの運動指令によって変化する)、脊髄反射系のパラメータ、被験者の姿勢や受動的要素(皮膚、血管)などに影響される。

この手先インピーダンスを推定するために、Fig. 1 のように微小時間の間に手先を強制的に変位させることを考える。このとき、強制変位の最大振幅を非常に小さく設定すれば(5 mm 程度)、被験者の姿勢はほとんど変化しない。また、微小時間であるから、上位中枢による随意的な伸張反射系のパラメータ調節の影響や仮想平衡点  $X_v(t)$  の変化も微小であると考えられる。そこで、手先の慣性、粘性、スティフネス、仮想平衡点を強制変位印加直後は一定であると仮定すると(1)式は、

$$M\ddot{X}(t) + B\dot{X}(t) + K(X(t) - X_v) = -F(t) \quad (2)$$

と書くことができる。一方、強制変位印加時刻を  $t_0$  とおくと、このとき

$$M\ddot{X}(t_0) + B\dot{X}(t_0) + K(X(t_0) - X_v) = -F(t_0) \quad (3)$$

が成り立つ。(2), (3)式から  $X_v$  を消去すると、

$$Md\ddot{X}(t) + Bd\dot{X}(t) + KdX(t) = -dF(t) \quad (4)$$

を得る。ただし、 $dX(t) \equiv X(t) - X(t_0)$ ,  $dF(t) \equiv F(t) - F(t_0)$  とおいた。ここで、(4)式の両辺を時間  $t$  に関して2階積分すると

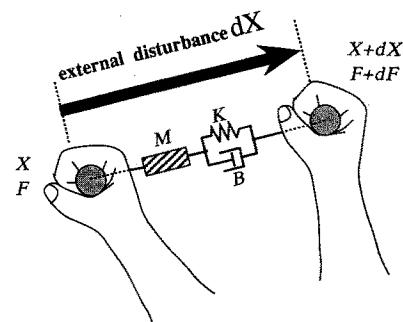


Fig. 1 Description of hand impedance in infinitesimal movement

$$MdX(t) + B \int dX(t) + K \iint dX(t) dt^2 = - \iint dF(t) dt^2 \quad (5)$$

を得る。

本論文では、この(5)式を用いて手先インピーダンス行列  $M, B, K$  を推定する。まず、Fig. 1 に示す手先強制変位を作業空間上の各方向に加え、このときの手先力の変化  $dF(t)$ 、および手先変位  $dX(t)$  を測定する。この手先力の変化  $dF(t)$ 、手先変位  $dX(t)$  を測定時間にわたって数値積分し、(5)式に含まれる手先変位の 1 階積分値、2 階積分値、手先力の変化の 2 階積分値を求める。そして、これらの時系列データから、最小 2 乗法を用いて行列  $M, B, K$  を推定する。推定された手先インピーダンス  $M, B, K$  は上述の条件の下で、手先の慣性、粘性、ステイフネスを表現していることになる。またこのとき、(3)式から仮想平衡点  $X_0$  も求めることができる。

## 2.2 インピーダンス推定実験

### (1) 実験装置の構成

Fig. 2 に実験装置の構成を示す。本実験では 2 関節の平面型ダイレクト・ドライブ・ロボット((株)神戸製鋼所製)により、被験者の手先に強制変位を加える。ロボットの制御には作業空間フィードバック制御、

$$\tau = J(\theta)^T (K_e(X_d - X) - B_e \dot{X}) \quad (6)$$

を用いた。ここで、 $\tau, \theta \in R^2$  はそれぞれロボットの関節駆動トルク、関節角度、 $J(\theta) \in R^{2 \times 2}$  はヤコビ行列、 $K_e, B_e \in R^{2 \times 2}$  は位置、速度フィードバックゲイン、 $X = (x, y)^T$  はロボットの手先に取り付けたハンドルの位置ベクトルで、 $X_d$  は目標軌道(強制変位に対応する)を表わす。実験に使用したフィードバックゲインは  $K_e = \text{diag.}[1000$

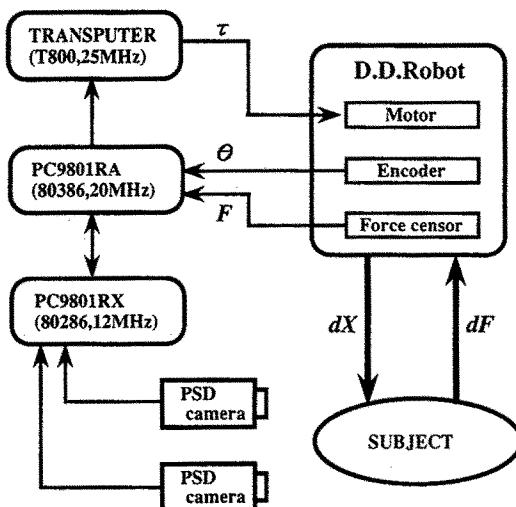


Fig. 2 Experimental apparatus

$\times 9.8(N/m), 1000 \times 9.8(N/m)$ ,  $B_e = \text{diag.}[8000 \times 9.8(Ns/m), 8000 \times 9.8(Ns/m)]$  で、制御用演算にはトランスピュータ((株)神戸製鋼所製)を用いた。 $\text{diag.}[\cdot]$  は対角行列を表わす。制御系全体のサンプリング周期は 0.65 msec である。

ロボットのハンドルには 6 軸力センサ(ビー・エル・オートテック製、分解能：並進力  $x$  軸、 $y$  軸 : 0.05(N),  $z$  軸 : 0.15(N), 回転力 0.003(Nm))を取り付け、被験者がロボットに加える力を測定する。また、ハンドル位置はロボットの各関節に取り付けたエンコーダ(ハイデンハイム製、分解能 :  $1.745 \times 10^{-5}$ (rad))により求める。さらに 2 台の PSD カメラ(浜松ホトニクス(株)製)により、被験者の肩、肘、ハンドルに取付けた LED ターゲットの位置を計測し、これにより腕の姿勢を求める。なお LED 計測値から 3 次元座標を復元した場合の誤差は、絶対座標系において約 3% である。また、各計測項目のサンプリング周期は、手先位置、手先力が 1000 Hz, PSD カメラが 100 Hz である。

### (2) 実験方法

Fig. 3 に実験装置と被験者の配置を示す。本実験では Mussa-Ivaldi ら<sup>10)</sup> の実験結果との比較を可能にするため、以下のようないくつかの条件を設定した。まず被験者をロボットの正面に座らせ、ベルトで肩を椅子に固定する。そして右手の手首関節と手をプラスチック製のギブス(質量 0.164 kg)で固定し、ギブスとロボットのハンドルを包帯で固定した。これにより被験者はハンドルを握る必要がなくなり、握力が手先インピーダンスに与える影響を排除することができる。また、実験中、被験者の肘を天井から吊るした鎖で支え、右腕を水平面内に保持した。このため、被験者の腕の運動自由度は、肩関節、肘関節各 1 自由度の計 2 自由度となる。そして、被験者には手先位置を維持しておくように指示し、その作業中に手先に強制変位を加えた。なお、視覚フィードバックによる被

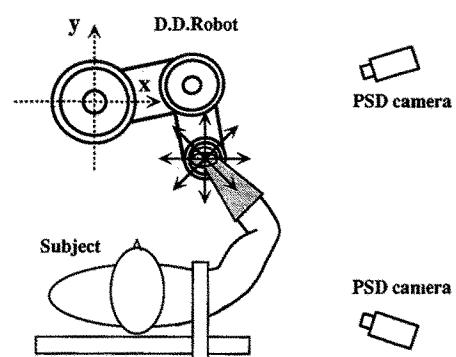


Fig. 3 Subject and D. D. robot

験者の随意的な応答を避けるため、ロボットの手先が被験者から見えないように紙製のカバーを用いて遮蔽した。

本論文では、強制変位印加後、手先の慣性、粘性、スティフネス、仮想平衡点が一定と仮定して、手先インピーダンスの推定を行っている((2)式参照)。2.1節でも述べたように、この仮定は被験者の姿勢変化や随意的反応を引き起こさないことを必要とし、被験者の手先に印加される強制変位パターンに強く依存する。もちろん、この強制変位はできるだけ小さい振幅で、かつ短い時間で変位を終了する必要がある。一方、高精度の推定結果を得るためにには、十分な帯域幅を有する不規則信号であることが望ましい。ここではこれらの要求を満足するため、初期位置  $X(0)$  から変位した後、約 0.4 sec で変位前の位置に戻るようなパターンを基本パターンとして使用した(Fig. 4, Fig. 8 参照)。そしてこの基本パターンを Fig. 3 に示す 8 方向に加えた。強制変位の方向はランダムに選択し、このときの手先力の変化  $dF_x(t)$ 、および手先変位  $dx(t)$  を測定した。このようにして得た 8 方向の計測データを 1 セットとして、(5)式から最小 2乗法により手先インピーダンスを推定した。これにより、被験者の手先に加えられた強制変位は、見かけ上、水平面内の 8 方向に不規則に変化することになる。もちろん被験者は強制変位を予測することはできない。

以上 の方法を用いて、各条件 10 セット ( $10 \times 8$  試行) のデータを採取し、測定ノイズなどの混入による不適切なデータを削除した後、解析可能な 6 セット ( $6 \times 8$  試行) について手先インピーダンスの平均値と標準偏差を計算した。なお、(5)式に含まれる積分演算には台形公式を用いた。

### 2.3 推定精度

実際に人間の手先インピーダンスを推定する前に、本手法の推定精度を検討するため、既知の物理量を推定する予備実験を行った。

本実験で使用した力センサはロボットの第 2 リングに剛に接続し、この力センサ上にハンドルを取り付けた構造となっている。したがってロボットの手先を強制変位によって動かすと、被験者がハンドルを握っていない状態でも、ハンドルの質量によって生じる反力が力センサによって計測される。Fig. 4 はこのようにして測定した手先変位、手先力の一例である。図は  $x$  軸方向(Fig. 3 参照)に強制変位を加えた場合で、上から手先変位  $dx(t)$ 、力センサの出力(生波形: ローパスフィルタなどは使用していない)  $dF_x(t)$  を表わす。手先変位の実線は測定値、点線は推定したインピーダンス  $M, B, K$  と手先力の変位  $dF_x(t)$  を(4)式に代入し、この微分方程式を解いて

得られた手先変位の予測値を表わしている。

この測定値と予測値から計算した重相関係数を Fig. 5 に示す。図は 6 セットの測定結果(48 試行)に対する推定結果の平均と標準偏差で、横軸は推定に用いたデータ長である。データ長は強制変位印加時刻からの時間(サンプリングタイム 1 msec)を表わす。データ長が長くなるにつれて重相関係数が増加するが、手先力の変化  $dF_x(t)$  がほぼ 0 となる 450 msec 程度(Fig. 4 参照)で重相関係数がほぼ一定となっていることがわかる。そこで本稿では、強制変位印加後、450 msec のデータを用いて推定を行うことにする。

Fig. 6 は、既知の物理量を推定した結果で、(a)はロボットのハンドルにおもりを取り付けた場合の慣性(質量)、(b)はロボットのハンドルと環境の間に機械バネを取り付けて推定したスティフネス(機械バネのパネ係数)を表わす。いずれも強制変位の最大振幅を 10 mm、データ長を 450 msec とした場合の推定結果の平均値である。ただし、機械バネを取り付けるため、インピーダンスマネル((4)式)の自由度は 1 とし、 $x$  軸方向(Fig. 3 参照)のみのインピーダンスを推定した。

Fig. 4 に示した測定結果は Fig. 6(a) の最も軽い場合(ハンドルのみの質量)に相当する。図中の点線は真値と

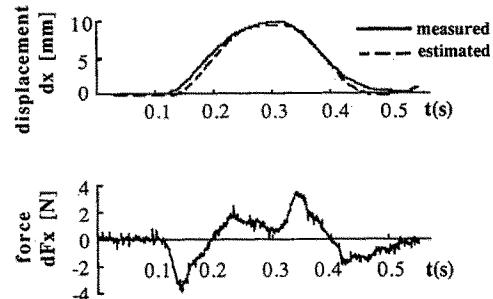


Fig. 4 Example of measured results for robot handle

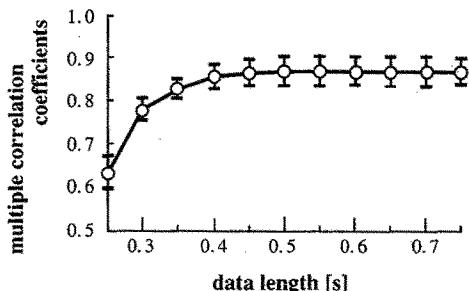
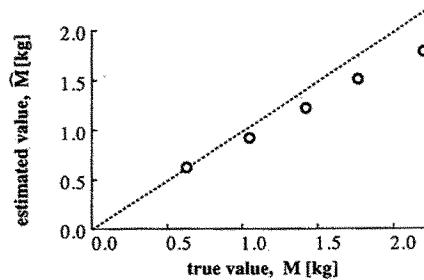


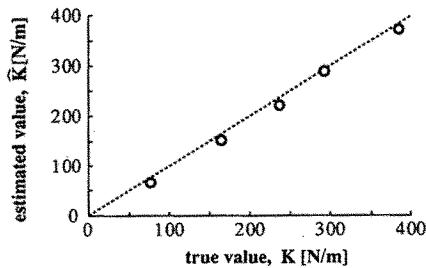
Fig. 5 Multiple correlation coefficients between measured and predicted results depending on data length. Mean values and standard deviations for 6 sets of estimated results are plotted.

測定値が等しくなる場合である。慣性に関しては、真値よりも小さい推定値を示す傾向が見られるが、スティフネスに関してはほぼ正しい推定結果が得られている。

つぎに、強制変位の最大振幅が推定値に与える影響を調べるために、最大振幅がそれぞれ 5, 10, 15, 20 mm の 4 種類の強制変位を用意し、機械バネのバネ係数(真値



(a) Comparison between true and estimated inertia. Mean values for 6 sets of estimated results are plotted. Note that standard deviation for each estimated inertia is less than 0.05 kg.



(b) Comparison between true and estimated stiffness. Mean values for 6 sets of estimated results are plotted. Note that standard deviation for each estimated stiffness is less than 5 N/m.

Fig. 6 Accuracy of estimated impedance

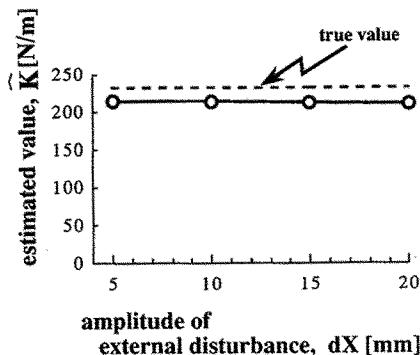


Fig. 7 Effect of disturbance amplitude on estimated stiffness  $\hat{K}$ . Mean values for 6 sets of estimated results are plotted. Note that standard deviation for each estimated stiffness is less than 5 N/m.

230 N/m)を推定した。推定結果を Fig. 7 に示す。図から、最大振幅による推定結果の変化はほとんど見られないことがわかる。人間の手先インピーダンス推定実験では、強制変位に対する被験者の随意的な反応を避けるため、強制変位の最大振幅は小さいほうが望ましい。そこで、以降の人間の手先インピーダンス推定実験では最大振幅 5 mm の強制変位を使用した。

以上の結果から、本手法を用いればかなり良い精度で対象物のインピーダンスを推定できることがわかる。次章では、被験者に実験中、手先位置を維持するように指示し、手先インピーダンスの推定を行った。

### 3. 姿勢維持中の人間の手先インピーダンス特性

#### 3.1 実験結果

4 名の被験者(21~23 才の男子大学生)についてそれぞれ 4 種類の手先位置で、姿勢維持中の手先インピーダンスを推定した。Fig. 8 に測定結果の一例を示す。図は Fig. 4 と同様に  $x$  軸方向(Fig. 3 参照)に強制変位を加えた場合の結果で、上から手先変位  $dx(t)$ 、手先力  $dF_x(t)$  を表わしている。 $dF_x(t)$  と推定したインピーダンス  $M$ ,  $B$ ,  $K$  を用いて(4)式から予測した手先変位(点線)は、実測値(実線)とよく一致しており、被験者の手先の動特性を(4)式のインピーダンスモデルで十分近似できていることがわかる。

Table 1 に各条件 6 セットの測定結果(48 試行)を用いて推定した手先インピーダンスを示す。表は水平面における手先インピーダンス行列  $M$ ,  $B$ ,  $K$  の各要素の推定値(平均と標準偏差)で、表中の手先位置番号、対応する腕姿勢については Fig. 9 を参照されたい。表から慣性特性、粘性特性についてはほぼ対称な行列が推定されているが、スティフネスについては Mussa-Ivaldi ら<sup>10)</sup>の実験結果と同様、かなりのばらつきが見られる。以下では、Mussa-Ivaldi らと同様に行列の対称成分に注目し、各インピーダンス行列の特徴を解析する。

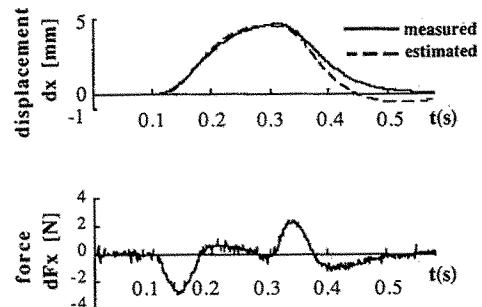


Fig. 8 Example of measured results for human hand during maintaining posture

**Table 1** Results of estimated impedance parameters.  
Mean values and standard deviations for 6 sets of estimated results are shown.

Subject	Hand-position	Stiffness [N/m]		Viscosity [Ns/m]		Inertia [kg]	
		$K_{xx}$	$K_{xy}$	$B_{xx}$	$B_{xy}$	$M_{xx}$	$M_{xy}$
		$K_{yx}$	$K_{yy}$	$B_{yx}$	$B_{yy}$	$M_{yx}$	$M_{yy}$
A	1	105.72±20.809 -127.35±31.670	-104.11±14.757 234.78±13.913	7.17±0.723 -6.19±0.455	-6.14±0.783 12.08±1.262	1.54±0.087 -0.65±0.034	-0.57±0.061 0.94±0.071
	2	31.53±9.810 13.83±13.685	41.36±12.220 380.55±61.946	3.24±0.382 1.18±1.401	0.81±0.434 22.98±1.541	0.79±0.034 -0.59±0.071	-0.49±0.028 1.56±0.081
	3	232.77±12.835 -147.64±8.169	-145.13±20.125 173.38±19.217	20.86±1.285 -12.32±0.789	-10.69±1.299 10.27±0.869	1.58±0.086 -0.10±0.067	-0.00±0.088 0.49±0.104
	4	146.30±36.348 -61.26±21.886	-63.43±19.104 98.45±23.219	13.17±1.353 -5.39±0.755	-5.33±1.780 6.93±1.173	2.24±0.071 -0.54±0.134	-0.51±0.063 0.71±0.081
B	1	81.21±9.477 -104.59±30.103	-93.58±21.478 208.00±38.658	6.36±0.874 -7.11±0.979	-6.72±1.274 11.96±1.707	1.45±0.055 -0.69±0.125	-0.63±0.109 1.13±0.112
	2	22.31±5.863 -1.20±26.476	9.51±13.194 267.25±26.019	2.02±0.188 -0.92±1.265	-1.70±0.635 12.69±0.741	0.84±0.062 -0.53±0.090	-0.44±0.053 1.83±0.084
	3	151.51±14.438 -162.12±18.711	-123.50±28.834 213.31±24.622	13.00±2.043 -11.57±1.622	-12.94±1.766 14.40±1.795	1.39±0.069 -0.42±0.071	-0.27±0.141 0.73±0.125
	4	108.95±20.477 -42.66±15.085	-25.78±14.744 64.10±11.639	15.82±1.402 -5.31±0.522	-4.97±1.478 4.88±0.770	2.13±0.165 -0.39±0.069	-0.20±0.111 0.73±0.039
C	1	98.82±5.378 -116.36±15.422	-88.20±6.308 268.02±11.741	8.37±0.448 -7.21±0.933	-6.96±0.444 16.71±0.994	1.48±0.051 -0.66±0.079	-0.59±0.063 1.11±0.095
	2	49.63±7.955 -7.42±27.734	12.00±9.801 455.50±31.323	4.19±0.441 0.01±1.327	-0.54±0.485 19.90±0.709	0.90±0.044 -0.70±0.110	-0.52±0.065 1.88±0.078
	3	257.85±20.088 -291.50±21.530	-277.92±24.957 448.18±40.278	17.35±0.809 -17.77±1.080	-16.36±1.311 22.04±1.742	1.82±0.105 -0.49±0.070	-0.46±0.030 0.75±0.091
	4	208.43±19.765 -55.08±6.179	-51.02±18.911 112.22±9.514	19.54±1.205 -4.61±0.364	-4.28±0.558 5.53±0.368	2.41±0.099 -0.19±0.034	-0.17±0.132 0.68±0.038
D	1	96.75±12.648 -110.89±22.398	-113.56±12.419 239.86±51.288	8.54±1.054 -7.96±1.217	-7.43±1.090 15.41±2.497	1.48±0.108 -0.50±0.129	-0.51±0.063 0.71±0.099
	2	25.76±8.087 16.60±20.994	29.53±10.030 381.84±24.906	3.15±0.414 1.31±0.600	0.20±0.395 18.46±1.252	0.75±0.044 -0.62±0.097	-0.48±0.063 1.76±0.112
	3	114.92±7.685 -81.59±11.226	-85.67±22.312 107.53±21.847	14.90±0.479 -10.48±0.449	-9.34±0.489 10.82±0.966	1.63±0.050 -0.20±0.035	-0.16±0.094 0.46±0.072
	4	137.41±13.065 -77.42±10.742	-63.42±16.535 121.64±13.949	13.49±0.479 -5.33±0.452	-5.01±0.420 8.33±0.775	2.28±0.059 -0.36±0.056	-0.28±0.073 0.51±0.028

### 3.2 慣性行列

Fig. 9 は Table 1 に示した慣性行列の平均値を用いて慣性楕円体を計算し、各被験者それぞれ四つの手先位置について姿勢とともに示したものである。慣性楕円体は、外部から手先の全ての方向に  $1 \text{ m/s}^2$  の加速度を与えたとき、手先に生じる力の大きさを表わしている<sup>14)</sup>。図から姿勢が類似する手先位置では、被験者にかかわらず、ほぼ同じ大きさ、傾き、形状をもつ楕円が推定されていることがわかる。

実験では被験者の上肢姿勢を計測している。そこで、2 関節上肢モデルを用いて手先の等価慣性を計算した。このとき、運動方程式の計算に必要なリンクパラメータは被験者ごとに計測した値および文献 15) を参考に Table 2 のように設定した。

各被験者、各手先位置について計算した等価慣性を Fig. 9 の点線で示す。手先位置が被験者の左前方の場合

(手先位置番号 3), 実験から推定した楕円は力学モデルから計算した楕円に比べてかなり小さくなっているが、ほかの手先位置では二つの楕円はよく一致している。Fig. 9 に見られる二つの楕円の差の原因については、本実験における測定誤差、2 関節モデルによる近似誤差などの可能性をさらに詳しく検討する必要があるが、人間の手先の慣性特性を腕の姿勢や質量などの力学特性によっては説明できることが確認できた。

### 3.3 スティフネス行列

Fig. 10 に実験結果から計算したスティフネス楕円体を示す。スティフネス楕円体<sup>10)</sup>は、外部から手先の全方向に  $1 \text{ m}$  の変位を与えたときに生じる力を表わしたもので、楕円の長軸方向には大きな、短軸方向には小さな手先反応が発生することを意味する。

姿勢維持中の手先スティフネスの推定は Mussa-Ivaldi ら<sup>10)</sup>がすでに実験を行っている。彼らは、被験者、

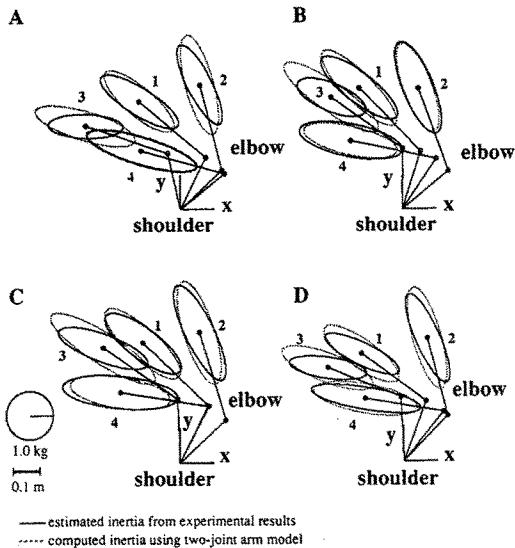


Fig. 9 Estimated and computed inertia ellipses in several static posture for four subjects

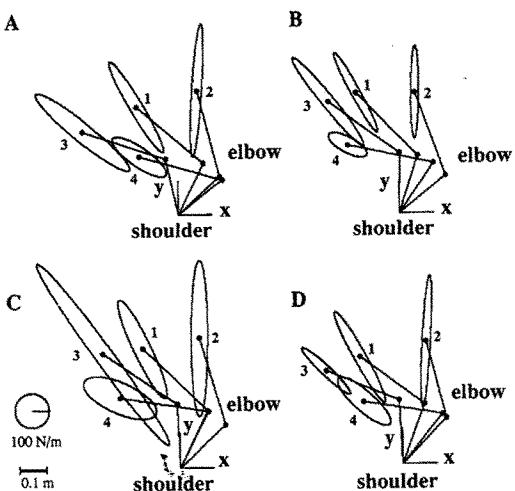


Fig. 10 Estimated stiffness ellipses in several static posture for four subjects

測定期間にかかわらず、1) スティフネス梢円の長軸がほぼ被験者の肩の方向を向くこと、2) 手先位置が体の近くなると梢円の向きが反時計まわりに回転すること、3) 手先位置が体から離れると梢円の形状が細長くなることを見いだした。Fig. 10 から、本実験で推定したスティフネス梢円もこれらの三つの特徴をほぼ満たしていることがわかる。ただし、梢円の大きさは Mussa-Ivaldi らのそれと比べてかなり小さい。

本論文の手先インピーダンス推定法と Mussa-Ivaldi らによる手先スティフネス推定法の実験条件には、二つの大きな相違点が存在する。第 1 は推定に使用するデータの状態である。Mussa-Ivaldi らが強制変位印加後の定常状態におけるデータを用いて手先スティフネスを推定しているのに対して、本実験では強制変位印加直後の過渡状態におけるデータを用いて手先インピーダンスを推定している。そこでこの違いが推定結果に与える影響を検討するため、彼らの実験と同様、ステップ状の強制変位パターンを用い、定常状態(変位印加後 0.65~0.8 sec)における手先変位  $dX$  および手先力の変化  $dF$  から  $dF = -KdX$  により手先スティフネス行列の推定を行った。

結果を Fig. 11 に示す。図中の実線は強制変位印加直後の過渡状態におけるデータを用いて推定したスティフネス梢円体(本論文の推定法)、点線は定常状態におけるデータを用いて推定したスティフネス梢円体(Mussa-Ivaldi らの推定法)で、同一の被験者に対して行った実験結果である。図から 2 種類の推定法で求めた梢円がよく一致していることがわかる。このことは、使用するデータの状態によって推定結果はあまり変化しないということを意味しており、本論文で推定した手先スティフネスと Mussa-Ivaldi らによる手先スティフネスの大きさの違いが、推定に使用するデータの状態の違いに起因するものではないことを意味している。また、本論文では強制変位印加後、手先のインピーダンス、仮想平衡点は一定であると仮定して、手先インピーダンスの推定を行った((2)式参照)。Fig. 11 の結果は、この仮定がほぼ成立

Table 2 Link parameters of two-joint arm model

subject	link	length (m)	mass (kg)	center of mass (m)	inertia $\times 10^{-3}$ (kgm <sup>2</sup> )
A	upper-arm	0.21	1.68	0.09156	7.682
	fore-arm+hand	0.32	1.32	0.15360	29.605
B	upper-arm	0.22	1.68	0.09592	8.431
	fore-arm+hand	0.32	1.32	0.15360	29.605
C	upper-arm	0.23	1.82	0.10028	9.982
	fore-arm+hand	0.33	1.43	0.15840	34.108
D	upper-arm	0.23	1.68	0.10028	9.215
	fore-arm+hand	0.29	1.32	0.13920	24.314

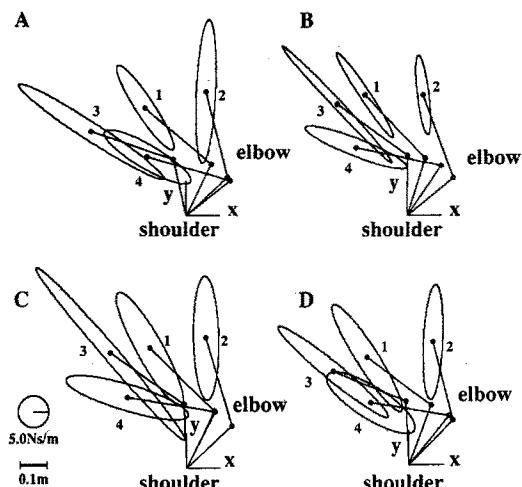
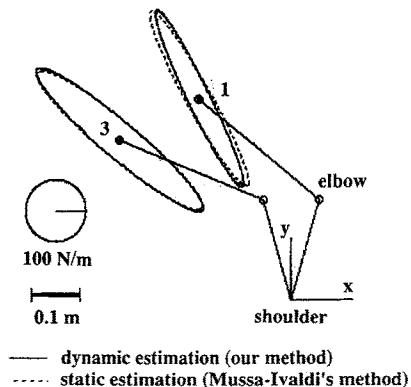


Table 3 Geometrical parameters of estimated stiffness and viscosity ellipses.

Mean values and standard deviations for 6 sets of estimated results are shown.

subject	hand-position	Stiffness ellipses		Viscosity ellipses	
		orientation (deg.)	shape	orientation (deg.)	shape
A	1	120.04±3.22	8.89±2.82	124.29±3.00	5.65±1.02
	2	85.50±1.08	14.26±4.02	87.20±2.37	7.37±0.75
	3	140.83±2.34	6.70±0.74	147.42±1.89	10.00±1.32
	4	144.35±5.15	3.74±1.22	150.44±2.76	4.28±0.55
B	1	118.66±2.23	13.33±7.80	123.96±2.30	10.43±2.49
	2	88.97±4.40	14.75±6.68	97.01±4.75	7.37±0.97
	3	128.94±2.31	9.44±2.26	133.32±1.34	19.87±6.23
	4	151.03±5.70	3.65±2.75	158.57±2.69	6.54±1.11
C	1	115.19±0.88	6.31±0.71	119.73±1.68	4.85±0.38
	2	89.64±2.06	9.50±1.30	90.99±2.54	4.85±0.50
	3	125.77±0.83	12.74±2.07	131.12±0.56	15.24±2.35
	4	156.35±2.48	2.63±0.26	163.80±0.96	4.98±0.70
D	1	119.32±5.04	9.58±2.29	123.15±4.58	6.04±0.94
	2	86.18±2.43	17.57±5.15	87.11±1.32	6.09±0.99
	3	136.47±4.62	8.16±2.72	140.82±1.85	8.60±1.18
	4	138.65±3.45	3.74±1.30	148.22±2.19	3.29±0.30

していることを意味している。

本実験と Mussa-Ivaldi らの実験とのもう一つの条件の違いは、被験者の手をハンドルに拘束する方法にある。Mussa-Ivaldi らの被験者が手でハンドルを握っているのに対し、本実験では被験者の手に取り付けたギブスとハンドルを固定している。したがって、本実験の被験者はハンドルを握る必要がない。五味ら<sup>13)</sup>も指摘しているように、ハンドルを握ることによって肘関節に関する筋が収縮し、腕のスティフェネスが上昇する可能性がある。Mussa-Ivaldi らによって推定された手先スティフェネスが本論文で推定した手先スティフェネスよりかなり大きい理由は、このハンドルを握るという随意的な行為によるものであると考えられる。

### 3.4 粘性行列

Fig. 12 は、推定した手先粘性行列を粘性楕円体として表現したものである。粘性楕円体は、慣性楕円体、スティフェネス楕円体と同様に、外部から手先の全方向に 1 m/s の速度を与えたときに生じる力を表わしたもので、楕円の長軸方向には大きな、短軸方向には小さな粘性特性が存在することを意味する。図から、Fig. 10 のスティフェネス楕円と同様に、楕円の長軸が肩関節の方向を向く傾向がみられる。そこで、スティフェネス楕円体と粘性楕円体の幾何学的な特徴を計算した。

Table 3 は、作業座標系の x 軸 (Fig. 3 参照) に対する楕円の長軸の傾き、および楕円の短軸に対する長軸の比を、各楕円体について計算した結果である。表から、被験者、手先位置にかかわらず、スティフェネス楕円と粘性楕円の傾きがほぼ等しいこと、手先位置が体から離れるとき粘性楕円の形状が細長くなることがわかる。

Flash ら<sup>11)</sup>は、肩関節まわりの単関節筋のスティフェ

スと肩・肘関節の両方に作用する2関節筋のスティフネスが等しいとき、手先のスティフネス橋円体が被験者の肩関節の方向を向くことを示した。筋の粘弾性は骨格系によって規定される運動学的関係により同様に手先に伝達される<sup>10)</sup>。したがって、本実験の結果は手先スティフネスだけでなく、手先粘性も肩関節まわりの単関節筋と2関節筋との間の協調活動によって支配されている可能性を示唆している。今後、筋の活動レベルの変化や手首関節を含めた3次元的な姿勢変化などによって、この手先スティフネスと手先粘性の関係がどのように変化するかを明らかにする必要があろう。

#### 4. まとめ

本稿では、多関節運動における人間の手先インピーダンスを、スティフネスだけでなく粘性、慣性を含めた形で推定した。まず、強制変位印加直後の手先変位、手先力の測定値から人間の手先インピーダンスを推定する方法を説明し、既知の物理量に対する予備実験から本手法・実験装置の有効性を確認した。そして、姿勢維持中の被験者の手先インピーダンスを推定し、1)手先慣性行列が2関節力学モデルによって計算した手先の等価慣性とほぼ一致すること、2)スティフネス橋円体の方向性がMussa-Ivaldiら<sup>10)</sup>の実験結果とほぼ一致すること、3)手先スティフネスの大きさはMussa-Ivaldiらの実験結果よりかなり小さいこと、4)手先粘性的方向性が手先スティフネスのそれと類似していることなどを明らかにした。

今後は、さらに詳しく人間の手先インピーダンス特性を明らかにするとともに、筋の活動レベル、対象とする作業内容、運動の有無などに応じて手先インピーダンスがどのように変化するか検討していく予定である。なお、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、ここに改めて謝意を表します。

#### 参考文献

- 1) T. Flash: The Control of Hand Equilibrium Trajectories in Multi-joint Arm Movement, *Biological Cybernetics*, **57**, 257/274 (1987)
- 2) N. Hogan: An Organizing Principle for a Class of Voluntary Movements, *Journal of Neuroscience*, **4-11**, 2745/2754 (1984)
- 3) T. Flash and N. Hogan: The Coordination of Arm Movements: An Experimentally Confirmed Mathematical Model, *J. Neuroscience*, **5**, 1688/1703 (1985)
- 4) M. Katayama and M. Kawato: Virtual Trajectory and Stiffness Ellipse during Force-trajectory Control using a Parallel-hierarchical Neural Network Model, *Fifth International Conference on Advanced Robotics*, 1187/1194 (1991)
- 5) 片山, 川人: 速い運動および拘束運動中の仮想軌道と剛性橋円体, 第6回生体生理工学シンポジウム論文集, 337/340 (1991)
- 6) S. Cannon and G. I. Zahalak: The Mechanical Behavior of Active Human Skeletal Muscles in Small Oscillations, *Journal of Biomechanics*, **15**, 111/121 (1982)
- 7) F. Lacquaniti, F. Licata and J. F. Soechting: The Mechanical Behavior of the Human Forearm in Response to Transient Perturbations, *Biological Cybernetics*, **44**, 35/46 (1982)
- 8) W. A. MacKay, D. J. Crammond, H. C. Kwan and J. T. Murphy: Measurements of Human Forearm Viscoelasticity, *Journal of Biomechanics*, **19**, 231/238 (1986)
- 9) D. J. Bennett, J. M. Hollerbach, Y. Xu and I. W. Hunter: Time Varying Stiffness of Human Elbow Joint during Cyclic Voluntary Movement, *Experimental Brain Research*, **88**, 433/442 (1992)
- 10) F. A. Mussa-Ivaldi, N. Hogan and E. Bizzi: Neural, Mechanical and Geometric Factors Subserving Arm Posture in Humans, *Journal of Neuroscience*, **5-10**, 2732/2743 (1985)
- 11) T. Flash and F. A. Mussa-Ivaldi: Human Arm Stiffness Characteristics during Maintenance of Posture, *Experimental Brain Research*, **82**, 315/326 (1990)
- 12) H. Gomi, Y. Koike and M. Kawato: Human Hand Stiffness during Discrete Point-to-point Multi-joint Movement, *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 1628/1629 (1992)
- 13) 五味, 小池, 川人: 人腕多関節運動中のスティフネスの計測, *信学技報*, NC91-145, 99/106 (1992)
- 14) N. Hogan: The Mechanics of Multi-joint Posture and Movement Control, *Biological Cybernetics*, **53**, 1/17 (1985)
- 15) D. A. Winter: *Biomechanics of Human Movement*, A Willy-Interscience Publication (1979)
- 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**, 385/392 (1988)

#### [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修了。同年同大学工学部助手。92年イタリア国ジェノバ大学客員研究员。人間とロボットの運動制御、ニューラルネット、マン・マシンシステムなどの研究に従事。電気学会、日本ロボット学会、IEEEなどの会員(工学博士)。



後藤 和弘

1992年、広島大学工学部第二類(電気系)卒業。現在、同大学大学院工学研究科博士課程前期システム工学専攻在学中。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。70 年同工学部助手。79 年広島大学工学部助教授。92 年豊橋技術科学大学情報工学系教授。生体システム、ロボティクス、マン・マシンインタフェースなどの研究に従事。電気学会論文賞受賞。電気学会、日本 ME 学会、日本ロボット学会、IEEE などの会員(工学博士)。

長 町 三 生 (正会員)



1958 年、広島大学教育学部心理学卒業。63 年同大学大学院博士課程修了。広島大学助手、助教授を経て現在、工学部教授。人間工学分野に広く研究しながら現在はロボティクス、AI、CAI、感性工学などのヒューマンインタフェースの研究に従事(文学博士)。

---