

等尺性筋収縮における人間の手先インピーダンスの解析†

辻 敏夫*・森谷 正三*
金子 真*・伊藤 宏司**

An Analysis of Human Hand Impedance Characteristics During Isometric Muscle Contractions

Toshio TSUJI*, Masamitsu MORITANI*,
Makoto KANEKO* and Koji ITO**

In this paper, impedance characteristics of human arm during isometric muscle contraction are measured experimentally, and relationships between hand impedance and various muscle contraction levels are analyzed. Firstly, while a subject regulates a muscle contraction level or amplitude and direction of hand force to an instructed value, small external disturbances to his hand are 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 model. During the experiments, EMG signals of major muscles acting on shoulder and/or elbow joints are measured in order to estimate a muscle contraction level of the subject. The experimental results in different subjects are summarized as follows: 1) coactivation of agonist and antagonist muscles increases the area of stiffness and viscosity ellipses, 2) spatial characteristics of hand stiffness are changed depending on the amplitude and the direction of the hand force, 3) not only stiffness but also virtual trajectory of the subject's hand change with hand force, 4) it might be possible to predict the arm impedance from EMG signals with sufficient accuracy.

Key Words: human movement, multi-joint arm, impedance, muscle contraction, stiffness

1. ま え が き

近年、病人や高齢者の看護・介助等に代表されるように、人間との直接的な相互作用を必要とするような場面へのロボット機器の応用が期待されている。すでにロボット工学の分野においては、Kazerooni¹⁾の"extender", Kosuge²⁾の人間と機械の相互作用を有するシステムなど、人間と協調して作業を行なうロボットの設計・制御法などの研究が盛んになってきている。このような人間とロボットの相互作用を含むシステムを開発するために

は、ロボットの動特性だけでなく、人間の運動特性も十分考慮しておく必要がある。たとえば Venkataraman³⁾は未知の環境で人間とロボットが協調作業を行なうためには人間を含む環境側の特性を知る必要があることを示し、その同定法を提案している。また、Kazerooni¹⁾や Kosuge²⁾は、人間の腕の運動特性をインピーダンス(スティフネス、粘性、慣性)を用いて表現し、人間とロボットの相互作用をうまくモデル化している。そこで、本論文では環境との相互作用を含む条件の下での人間の手先インピーダンス特性を実験的に測定し、その特徴を明らかにすることを試みる。

人間の腕の多関節運動におけるインピーダンス特性に関しては、Mussa-Ivaldi⁴⁾が姿勢保持中の手先スティフネスをはじめと推定した。彼らは、被験者の手先スティフネスが腕の姿勢に強く依存し、その空間特性の変化を腕の運動学を用いてある程度説明できること、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

† 日本ロボット学会学術講演会で一部発表(1994・11)

* 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 March 22, 1995)

(Revised September 11, 1995)

方向性は調節できないことなどを示した。Flashら⁵⁾は、実験で示された手先スティフネスの空間特性が腕の運動学だけでは説明しきれないことを指摘した。そして、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するとともに、筋の活動状態を反映する筋電位と関節スティフネスの関係を調べている。また、Dolanら⁶⁾、辻ら⁷⁾はMussa-Ivaldiらの実験を拡張して、スティフネスだけでなく、粘性、慣性をも含めた手先インピーダンスを推定し、手先スティフネス楕円と粘性楕円が定性的に似た空間特性をもつことを示した。Tsujira⁸⁾は実験から測定した手先インピーダンス（スティフネス、粘性、慣性）楕円の空間特性の変化をどの程度腕の運動学を用いて説明可能か解析している。

一方、手先の粘弾性特性の発生源である筋の粘弾性が筋の活動レベルに応じて変化することはよく知られており⁹⁾、Tsujira⁸⁾はハンドルの把握動作に伴う筋収縮により、手先スティフネスと手先粘性が増加することを示している。また、五味ら¹⁰⁾は多関節運動中の手先インピーダンスを測定し、運動中の手先スティフネスの特性が同一姿勢での姿勢保持中に比べて大きく変化することを示した。そして、これらの特性の変化が、作業によって主に活性化する筋が異なっているためであることを示唆している。また、Shadmehrら¹¹⁾は手先の到達動作において、環境の変化に対して上位中枢が腕の静力学特性を適応的に変化させることを示した。このように上位中枢からの指令によるインピーダンス特性の可変性が示され、その重要性が指摘されているにも関わらず、筋の活動レベルによる手先インピーダンス特性の変化の解析を目的とした研究は現在まで報告されていない。そこで、本論文ではさまざまな筋収縮レベルの下での姿勢保持中の手先インピーダンスを実験的に測定し、その特徴を明らかにすることを試みる。そして、多関節運動における筋収縮レベルとインピーダンスとの関係について解析する。

2. 手先インピーダンス測定法

2.1 手先インピーダンスの記述

被験者が水平面内で肩・肘の2関節運動を行なっている場合を考えよう。このとき作業座標系（2次元）における被験者の手先の動特性を、手先インピーダンス M_e 、 B_e 、 K_e を用いて

$$M_e \ddot{X}(t) + B_e \dot{X}(t) + K_e (X(t) - X_v(t)) = -F(t) \quad (1)$$

のように近似する。ただし、 $F(t) \in R^2$ は手先から環境に作用する力、 $X(t) \in R^2$ は手先位置である。 $X_v(t) \in R^2$ は手先の仮想軌道¹²⁾を表わす。 M_e 、 B_e 、 $K_e \in R^{2 \times 2}$ 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_e 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¹²⁾。一方、粘性行列 B_e 、スティフネス行列 K_e は筋の粘弾性、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。

この手先に強制的に微小変位を加える。強制変位印加時刻を t_0 とすると、時刻 t における手先の運動特性は(1)式より

$$M_e d\ddot{X}(t) + B_e d\dot{X}(t) + K_e dX(t) - K_e (X_v(t) - X_v(t_0)) = -dF(t) \quad (2)$$

となる。ただし、 $dX(t) \equiv X(t) - X(t_0)$ 、 $dF(t) \equiv F(t) - F(t_0)$ はそれぞれ初期時刻からの手先位置、手先力の変化である。

ここで、強制変位の印加が微小時間の場合、変位印加中の仮想軌道 $X_v(t)$ はあまり複雑な変化は示さないと仮定し、第一次近似の意味で仮想軌道が等速運動する場合を考えると

$$X_v(t) = (t - t_0)c + X_v(t_0) \quad (3)$$

と書くことができる。ただし、 $c \in R^2$ は仮想軌道の速度に対応する定数である。このとき、(2)式より

$$M_e d\ddot{X}(t) + B_e d\dot{X}(t) + K_e dX(t) - (t - t_0)K_e c = -dF(t) \quad (4)$$

を得る。強制変位パターンを終了時刻 t_f において $dX(t_f)$ 、 $d\dot{X}(t_f)$ 、 $d\ddot{X}(t_f)$ がそれぞれ零となるように選ぶと、(4)式より

$$K_e c = \frac{dF(t_f)}{t_f - t_0} \quad (5)$$

となるから、結局

$$M_e d\ddot{X}(t) + B_e d\dot{X}(t) + K_e dX(t) = -dF_d(t) \quad (6)$$

を得る。ただし、

$$dF_d(t) = dF(t) - \frac{t - t_0}{t_f - t_0} dF(t_f) \quad (7)$$

である。上式は強制変位前後の手先力の変動を仮想軌道の時間変化により吸収することを意味している。なお、このとき、手先インピーダンスも仮想軌道とともに変化している可能性がある。しかしながら、本論文ではできるだけ定常な実験条件を設定していること(2.2節参照)、推定に使用しているデータが比較的短い時間でありこの

時間にインピーダンスが大きく変化するとは考えにくいこと、またインピーダンスの非定常性を考慮すると推定が著しく困難となり結果の信頼性が低下することなどの理由により、インピーダンスは変化しないと仮定している。本論文では、この(6)式を用いて手先インピーダンス行列 M_e , B_e , K_e を推定する。

2.2 インピーダンス測定実験

Fig.1に実験装置の構成を示す。本実験では被験者の手先に強制変位を加えるために、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)を用いた。まず被験者をロボットの正面に座らせ、被験者の肩を椅子に固定する。右手首にはプラスチック製のギプスを装着し、このギプスをロボットの手先に固定する。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できる⁸⁾。また、右腕を水平面内に保持するため、被験者の肘を天井から吊るした鎖で軽く支持した。

一方、実験中、被験者の肩関節に作用する単関節筋の屈筋(大胸筋)・伸筋(大円筋)、肘関節に作用する単関節筋の屈筋(上腕筋)・伸筋(上腕三頭筋外側頭)、肩・肘関節に作用する2関節筋の屈筋(上腕二頭筋長頭)・伸筋(上腕三頭筋長頭)から表面筋電位を測定した。筋電位データは整流平滑(2次バターワースフィルタ:カットオフ周波数1Hz)した後、各筋の最大随意収縮(MVC)時の値に対して規格化し、これを筋収縮レベル α_i ($0 \leq \alpha_i \leq 1$; $i=1,2,\dots,6$) と定義した。

被験者には以下に示す2種類の作業課題を与えた。

(1) 筋収縮レベル維持

被験者の二関節筋の屈筋と伸筋の収縮レベルの平均値 $(\alpha_5 + \alpha_6)/2$ をシンクロスコープに表示し、この筋収縮レベルを指定された目標値に保ちながら手先位置を初期位置に維持し、かつ、ハンドルにはできるだけの力を加えないように被験者に指示した。目標筋収縮レベルはMVCの0, 5, 10, ..., 30%の7種類に設定した。

(2) 手先力維持

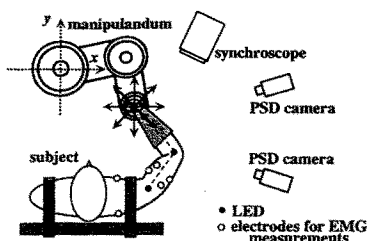


Fig. 1 Experimental apparatus.

被験者の手先からハンドルにかかる力 $F(t)$ をシンクロスコープに2次元表示し、この手先力を教示した方向・振幅に維持するよう被験者に指示した。目標手先力は0Nおよび、Fig.2に示す2方向にそれぞれ0.5, 1.0, 2.0($\times 9.8N$)とし、 y 軸に沿った方向にはさらに3.0($\times 9.8N$)についても実験を行った。

作業課題(1)では屈筋と伸筋が同時活動することになり、作業課題(2)では屈筋と伸筋のどちらかが主に活動することになる。なお、実験結果の解析には各筋の収縮レベルの実測値を使用しており、実験中に用いた目標値は筋収縮レベルを変化させるためのものであることに注意されたい。

上述した2種類の作業課題のいずれかを行っている被験者の手先に対してロボット側から強制変位を加えた。強制変位の方向はFig.1に示す8方向で、強制変位の振幅は5mmとした(Fig.3参照)。方向はランダムに選択しているため、みかけ上、被験者の手先は水平面内の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の方向を予測することはできない。そしてこのときの手先変位 $dX(t)$ 、手先力の変化 $dF(t)$ 及び

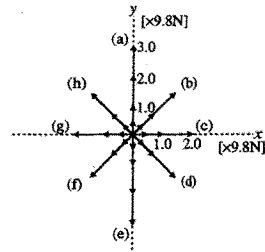


Fig. 2 Direction and Amplitude of the target hand forces.

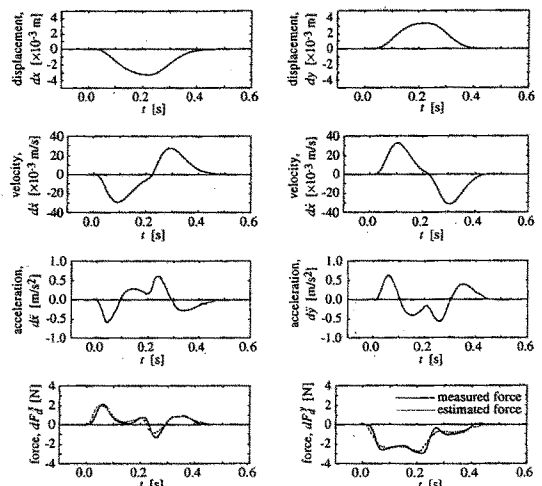


Fig. 3 Example of measured signals.

筋電位をサンプリング周波数 1kHz で測定した。同時に、被験者の肩、肘、手首関節とロボットのハンドルに取り付けた 4 個の LED ターゲットの位置を 2 台の PSD カメラで検出し、被験者の姿勢を計測した。姿勢データのサンプリング周波数は 100Hz で、上肢姿勢は $\theta_s = 1.04 \text{ rad}$ 、 $\theta_e = 1.57 \text{ rad}$ (Fig. 4 参照) を基準姿勢として用いた。

以上の実験条件に対して各条件 5 セット (5×8 試行) のデータを採取し、その実験を筋収縮レベル変化実験では各被験者につき実験日を変えて 5 回ずつ、手先力変化実験では各被験者につき 2 回ずつ実施した。そして、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のち、測定した手先変位 $dX(t)$ 、手先力の変化 $dF(t)$ にカットオフ周波数 25Hz の 2 次バターワース・フィルタを前後から各 1 回かけた。その後、 $dX(t)$ を数値微分し、(6) 式に含まれる $d\dot{X}(t)$ 、 $d\ddot{X}(t)$ を求めるとともに、(7) 式を用いて $dF(t)$ から $dF_d(t)$ を計算した。これらの時系列データから、(6) 式を用いて最小二乗法により行列 M_e 、 B_e 、 K_e を推定した。なお、筋収縮レベル、手先力の表示は強制変位印加の 0.5 秒前までとし、手先インピーダンス推定中の被験者の視覚フィードバックの影響は除去している。

2.3 手先インピーダンス楕円の变化

4 名の被験者 (21~23 歳の男子大学生) について姿勢保持中の手先インピーダンスを推定した。Fig. 3 は作業課題 (1) で目標筋収縮レベルを MVC の 10% に指定した場合の測定データの一例である。上から手先変位 $dX(t)$ 、速度 $d\dot{X}(t)$ 、加速度 $d\ddot{X}(t)$ 、手先力の変化 $dF_d(t)$ ((7) 式) で、推定したインピーダンス M_e 、 B_e 、 K_e を用いて (6) 式から予測した手先力 (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 (6) 式の仮想軌道の等速運動を仮定した線形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。前節でも述べたように仮想軌道の変化を仮定しない場合は、強制変位前後の手先力の変動を説明することができず、手先位置が強制変位前の状態に戻ったときに予測値と実測値との間でずれを生じてしまう。なお、(6) 式のインピーダンスモデルで予測した手先力と実測値との間の重相関係数は 0.979 であった。

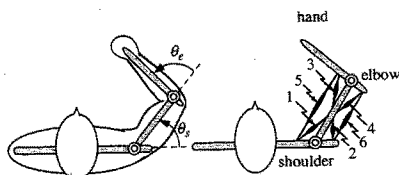


Fig. 4 Upper limb model.

Fig. 5 は作業課題 (1) において目標筋収縮レベルを 10% とした場合の手先インピーダンスの推定結果 (10 セットの平均値) をそれぞれ楕円⁴⁾として表現したものである。図中、実線は慣性楕円で、楕円の長軸方向には慣性が大きく、短軸方向には慣性が小さいことを意味している。一方、被験者の姿勢と 2 関節上肢モデルを用いて計算した手先の等価慣性を点線で示す。等価慣性の計算に必要なリンクパラメータは、被験者から計測した値および文献¹³⁾を参考に Table 1 のように設定した。図より、被験者 N, S では 2 つの楕円の方向がやや異なっているが、全体的に類似した楕円が得られており、2 関節上肢モデルにより手先慣性をほぼ表現できていることがわかる。

同様に、スティフネス楕円、粘性楕円を破線、一点鎖線で示す。姿勢保持中の人間の手先スティフネス楕円・粘性楕円については、被験者、測定時期に関わらず楕円の長軸がほぼ被験者の肩関節の方向を向くことが知られている^{4)~8)}。本実験で推定されたスティフネス楕円、粘性楕円はともにこの特徴をほぼ満たしている。

Fig. 6 は目標筋収縮レベルによる被験者 C のインピー

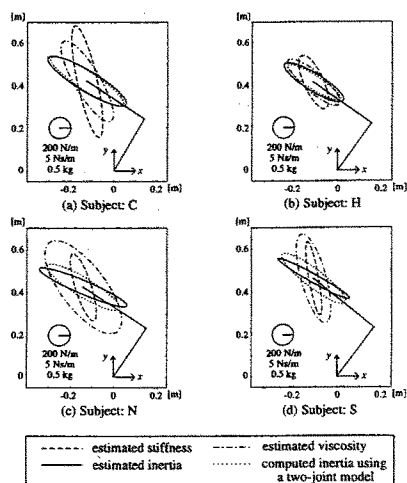


Fig. 5 Estimated hand impedance ellipses during a constant muscle contraction level (10 % of MVC).

Table 1 Link parameters of a two-joint arm model used in calculations of the equivalent inertia of the hand motion.

Subject	Link	Length[m]	Mass[kg]	Center of mass[m]	Inertia[$\times 10^{-3} \text{ kgm}^2$]
C	Upper arm	0.27	1.82	0.11772	11.969
	Forearm + hand	0.32	1.43	0.14217	13.634
H	Upper arm	0.27	1.34	0.11772	8.662
	Forearm + hand	0.33	1.06	0.14803	10.684
N	Upper arm	0.28	1.82	0.12208	12.770
	Forearm + hand	0.35	1.43	0.15973	16.587
S	Upper arm	0.29	1.74	0.12644	12.939
	Forearm + hand	0.36	1.36	0.16559	16.814

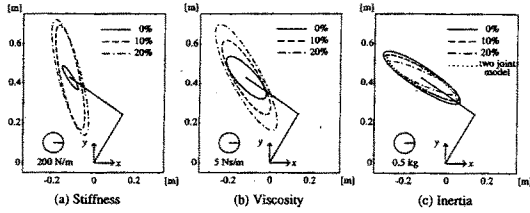


Fig. 6 Changes of hand impedance ellipses with target muscle contraction levels (subject C).

ダンス楕円の変化を示している。図中の実線、破線、一点鎖線は、目標筋収縮レベルをそれぞれMVCの0, 10, 20%に設定した場合(10セットの平均値)で、慣性楕円についてはリンクモデルから計算した等価慣性を点線で示した。図から、スティフネス楕円、粘性楕円は筋収縮レベルによって大きく変化していることがわかる。一方、慣性楕円はスティフネス、粘性のような大きな変化は見られない。

Fig. 7(a)~(h)は作業課題(2)の実験から推定した手先スティフネス楕円(10セットの平均値)を目標手先力の方向別に描いたものである。(a)~(h)の図の配置は目標手先力の方向に対応しており(Fig. 2参照)、それぞれの図中の実線、破線、一点鎖線は目標手先力を0, 1, 2($\times 9.8N$)に指定した場合に対応する。同様に各実験条件における粘性楕円をFig. 8に示す。Fig. 7, Fig. 8は腕の姿勢を変化させなくても手先力に依存して手先スティフネス楕円・粘性楕円の面積や方向、形状が変化することを示している。そこで次章では、主にスティフネスの変化と筋収縮レベルとの関係について詳しく解析する。なお、Fig. 6~Fig. 8で見られた手先インピーダンスの特徴はほかの被験者についてもほぼ同様に観察された。

3. 筋収縮に伴うインピーダンス特性の変化

3.1 手先インピーダンスの空間特性

手先インピーダンス楕円の空間的特性は、つぎの3つのパラメータで表現することができる(Fig. 9参照)4), 6), 8)。

- i) 大きさ: 楕円の面積 S
- ii) 方向: 被験者の肩関節と手先を結ぶ直線から楕円の長軸への回転角 δ
- iii) 形状: 楕円の短径 λ_{\min} に対する長径 λ_{\max} の比 β

作業課題(1)の実験における被験者Cの手先インピーダンス楕円の面積の変化をFig. 10に示す。図の縦軸は楕円の面積 S 、横軸は2関節筋の屈筋・伸筋の収縮レベル α_5, α_6 の平均値(実測値)である。横軸は実験時に測定した筋収縮レベルであり、同時収縮している上肢の

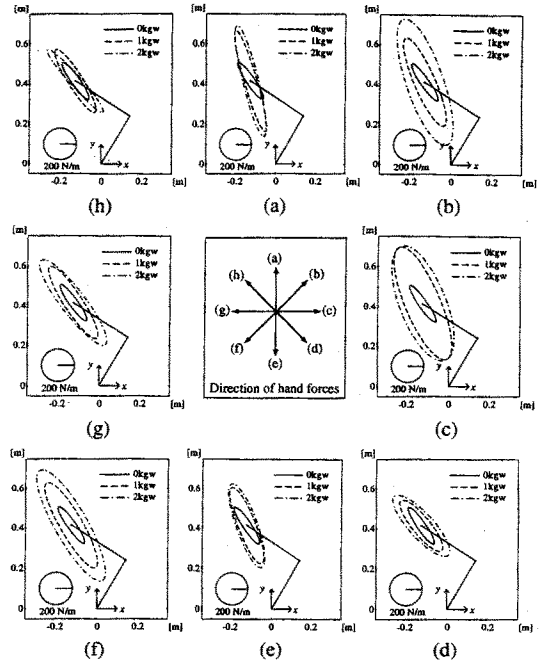


Fig. 7 Changes of stiffness ellipses with direction and amplitude of the target hand forces (subject C).

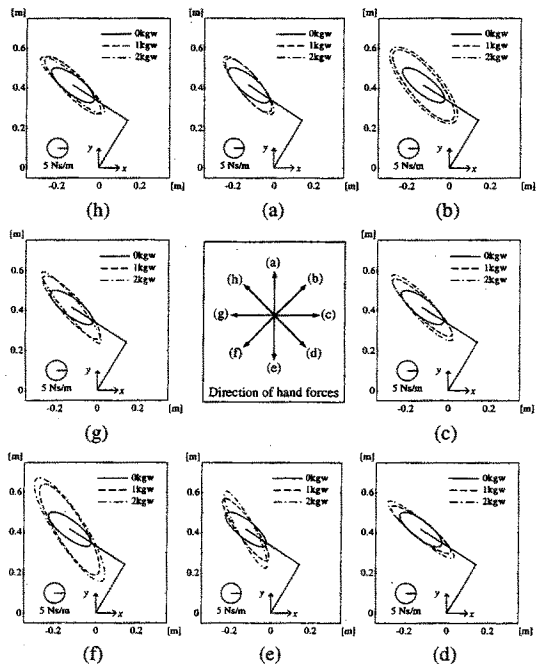


Fig. 8 Changes of viscosity ellipses with direction and amplitude of the target hand forces (subject C).

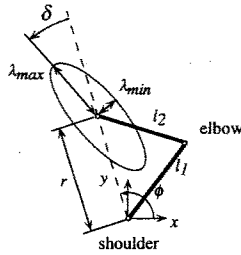


Fig. 9 Graphical representation of hand impedance.

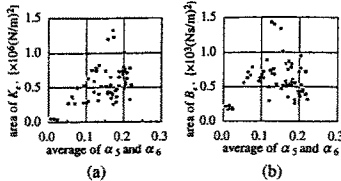


Fig. 10 Area of impedance ellipses depending on the muscle contraction levels (subject C).

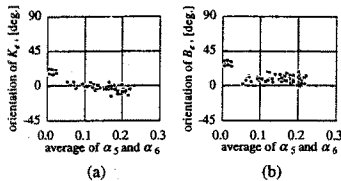


Fig. 11 Orientation of impedance ellipses depending on the muscle contraction levels (subject C).

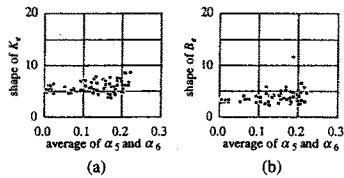


Fig. 12 Shape of impedance ellipses depending on the muscle contraction levels (subject C).

屈伸筋群の活性状態を代表している。図からかなりのばらつきが見られるが、スティフネス楕円・粘性楕円の面積が筋収縮レベルが高くなるとともにほぼ増加傾向を示すことがわかる。図に見られるばらつきは、実験日を変えた5日間のデータを同時に表示していること、および筋電位の測定精度によるものと考えられる。

また、インピーダンス楕円の方向・形状の変化を Fig. 11, Fig. 12 に示す。スティフネス楕円と粘性楕円の方向 (Fig. 11) は収縮レベル変化の初期段階で時計回転方向に大きく回転し、その後はほぼ同じ方向を維持している。一方、スティフネス楕円、粘性楕円の形状 (Fig. 12) は、この実験条件においては筋収縮レベルとの明確な関係は見られない。これらの結果は上位中枢からの筋収縮指令により、手先スティフネス楕円・粘性楕

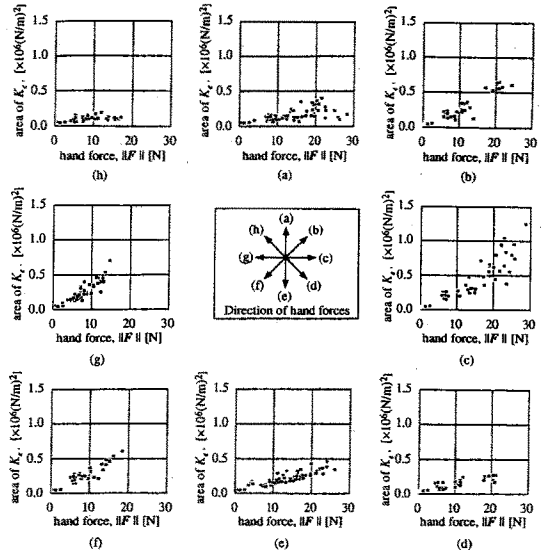


Fig. 13 Area of stiffness ellipses depending on the direction and amplitude of hand forces (subject C).

円のパラメータ、特に楕円の面積が大きく変化することを示している。

作業課題 (2) の実験における被験者 C のスティフネス楕円の面積 S の変化を Fig. 13 に示す。(a)~(h) の図はそれぞれ目標手先力の方向 (a)~(h) に対応している。図の縦軸はスティフネス楕円の面積 $S(K_e)$ 、横軸は手先力の大きさ $\|F\|$ である。どの方向に対しても手先力の大きさにほぼ比例してスティフネス楕円の面積が変化しており、その変化の大きさは目標手先力の方向によって異なっている。そしてスティフネス楕円の長軸方向に手先力を発生させる場合には面積の変化は少なく (Fig. 13(a),(d),(e),(h))、楕円の短軸方向には面積の変化が大きい (Fig. 13(b),(c),(f),(g))。

作業課題 (2) では手先力を目標値に維持している間、 $\dot{X}(t) = 0, \ddot{X}(t) = 0$ であるから、強制変位印加時 $t = t_0$ の手先力と仮想平衡点の関係は (1) 式より

$$F(t_0) = K_e(X_v(t_0) - X(t_0)) \equiv K_e \delta X_v(t_0) \quad (8)$$

となる。ここで、 δX_v は実際の手先位置 $X(t)$ から仮想平衡点 $X_v(t)$ への変位を表わす。手先位置 $X(t_0)$ は一定であるから、手先スティフネス K_e が大きい方向には大きな手先力を発生しやすいことがわかる。つまり楕円の長軸方向には手先力を発生しやすいためスティフネスをあまり変化させる必要がないのに対し、短軸方向にはスティフネスを増加させて手先力を発生しやすくしているのである。

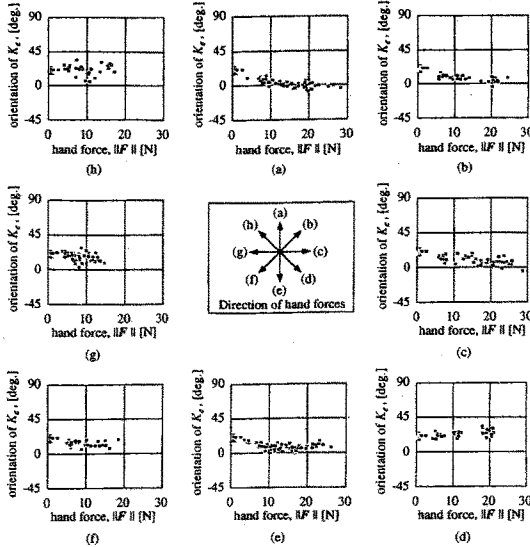


Fig. 14 Orientation of stiffness ellipses depending on the direction and amplitude of hand forces (subject C).

Fig. 14 は手先力に対するスティフネス楕円の方向 $\delta(K_e)$ の変化を描いたものである。発生する手先力の方向によって楕円の方向がある程度変化していることがわかる。特に楕円の長軸方向に手先力を発生する場合には方向の変化は比較的少なく、そのほかの場合には手先力の増加とともに時計方向に回転する傾向が強い (Fig. 7 参照)。この楕円の方向の変化は、手先力の方向に応じて選択的に筋が収縮するため、各筋の粘弾性の変化の組み合わせにより生じると考えられる。また、Fig. 15 に手先スティフネス楕円の形状 $\beta(K_e)$ の変化を示す。スティフネスが楕円の長軸、短軸の両方向ともに均等に増加した場合には形状は変化しないが、長軸方向のみに増加した場合には形状 β は大きく (細長く) なる (Fig. 15(a), (h))。逆に楕円の短軸方向に増加した場合には β は小さく (円に近く) なる (Fig. 15(c), (d))。すなわち、発生する手先力の方向によってスティフネスの増加方向が変化していることが分かる。

以上から、発生させる手先力の方向や大きさによって、被験者の手先スティフネス楕円の面積、方向、形状特性が選択的に変化することが明らかになった。なお、粘性楕円についてもスティフネス楕円とはほぼ同様の変化を観察することができた。

3.2 手先スティフネスと仮想平衡点

作業課題 (2) のように、手先の位置を固定したまま手先力を発生させる場合、手先力は手先スティフネスと仮想平衡点によって決定される ((8) 式)。したがって、手

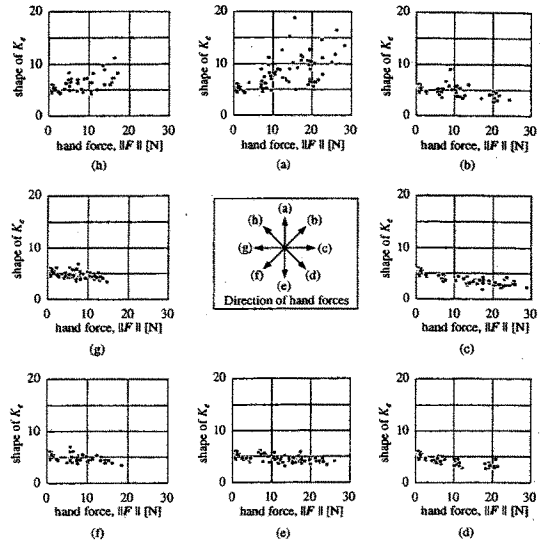


Fig. 15 Shape of stiffness ellipses depending on the direction and amplitude of hand forces (subject C).

先力の大きさを変化させるためには手先スティフネスと仮想平衡点のいずれか、または両方を変化させる必要がある。Fig. 16 は作業課題 (2) の実験 (被験者: C) で測定した手先力と手先スティフネスから (8) 式を用いて計算した仮想平衡点 δX_v の変化を示している。図 (a) ~ (h) はそれぞれ手先力の方向に対応しており、いずれも横軸は手先力の大きさ $\|F\|$ 、縦軸は手先位置 X から仮想平衡点への距離 $\|\delta X_v\|$ を表わす。図より手先力が大きくなるにつれて仮想平衡点の距離が増加する傾向があることがわかる。

では手先スティフネスはこのときどのように変化しているのだろうか。スティフネス楕円の変化は 3.1 節で述べたが、手先力の方向によって、同じスティフネス楕円でもその働きが違ってくる。そこで手先力 $\|F\|$ と仮想平衡点 δX_v の比 $r_{K_e} = \|F\|/\|\delta X_v\|$ を用いて手先力方向のスティフネスを表現し、その変化を調べた。それを Fig. 17 に示す。図から、すべての方向において手先力が大きくなるとともに r_{K_e} は増加傾向を示すことがわかる。被験者が手先力を発生する際には、スティフネスと仮想平衡点が同時に変化しているのである。

3.3 筋収縮レベルとインピーダンス

いま、Fig. 4 に示す 2 関節 6 筋の上肢筋骨格モデルを用いて、手先空間、関節空間、筋空間のスティフネス行列の関係を求めると、

$$K_j = J^T K_e J \quad (9)$$

$$= G^T K_m G \quad (10)$$

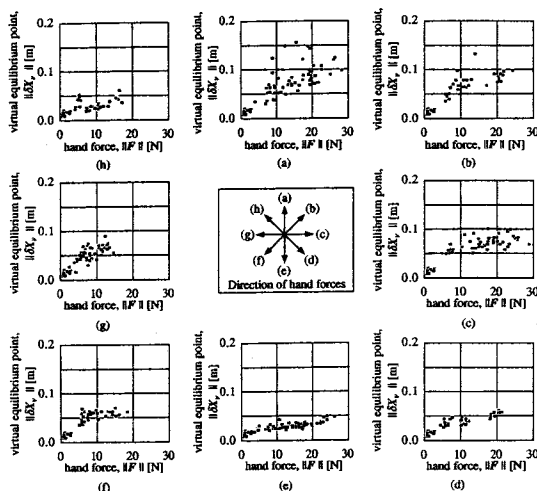


Fig. 16 Amplitude of virtual equilibrium points depending on the direction and amplitude of hand forces (subject C).

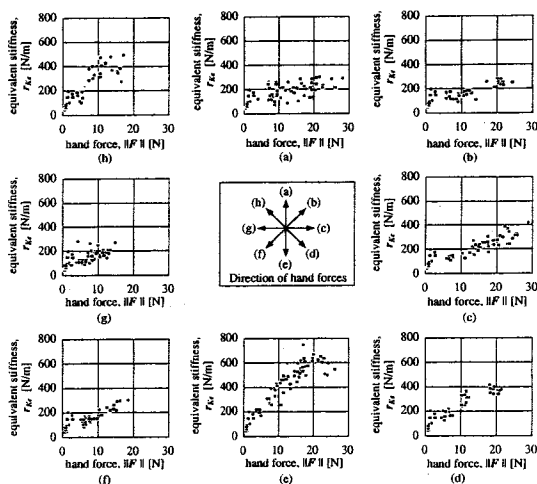


Fig. 17 Amplitude of equivalent stiffness τK_e depending on the direction and amplitude of hand forces (subject C).

となる¹⁴⁾。ただし、 $K_j \in R^{2 \times 2}$ 、 $K_m \in R^{6 \times 6}$ は関節空間、筋空間のスティフネス行列、 $J \in R^{2 \times 2}$ はヤコビ行列、 $G \in R^{2 \times 6}$ は関節空間から筋空間への変換行列を表す。本論文では(10)式に含まれる関節スティフネス行列 K_j 、ヤコビ行列 G 、筋スティフネス行列 K_m をそれぞれつぎのようにモデル化する。

$$K_j = \begin{pmatrix} K_{ss} & K_{se} \\ K_{se} & K_{ee} \end{pmatrix} \quad (11)$$

$$G = \begin{pmatrix} -d_1 & d_2 & 0 & 0 & -d_5 & d_6 \\ 0 & 0 & -d_3 & d_4 & -d_5 & d_6 \end{pmatrix}^T \quad (12)$$

$$K_m = \text{diag}[k_{11}\alpha_1 + k_{01}, \dots, k_{16}\alpha_6 + k_{06}] \quad (13)$$

ただし、 K_{ss} 、 K_{ee} 、 K_{se} は肩関節、肘関節まわりのスティフネスおよび肩と肘の干渉項で、 d_i 、 α_i はそれぞれ第*i*番目の筋のモーメントアーム $d_i \geq 0$ 、収縮レベル ($0 \leq \alpha_i \leq 1$: 最大収縮レベルで規格化)を表す。また筋のスティフネスは収縮レベル α_i に比例すると仮定した⁹⁾。 k_{0i} 、 k_{1i} はそれぞれ弛緩時のスティフネス、比例定数である。筋の番号はFig.4に示す。

(10)式に(11)~(13)式を代入すると、関節スティフネスの各要素は

$$K_{ss} = a_1\alpha_1 + a_2\alpha_2 + a_5\alpha_5 + a_6\alpha_6 + b_1 \quad (14)$$

$$K_{se} = a_5\alpha_5 + a_6\alpha_6 + b_2 \quad (15)$$

$$K_{ee} = a_3\alpha_3 + a_4\alpha_4 + a_5\alpha_5 + a_6\alpha_6 + b_3 \quad (16)$$

と表わすことができる。ただし、

$$a_i = d_i^2 k_{1i} \quad (17)$$

$$b_1 = d_1^2 k_{01} + d_2^2 k_{02} + d_5^2 k_{05} + d_6^2 k_{06} \quad (18)$$

$$b_2 = d_5^2 k_{05} + d_6^2 k_{06} \quad (19)$$

$$b_3 = d_3^2 k_{03} + d_4^2 k_{04} + d_5^2 k_{05} + d_6^2 k_{06} \quad (20)$$

である。ここでアームの姿勢が変化しなかりモーメントアーム d_i は一定であるから、 a_i 、 b_i はすべて定数となり、関節スティフネスの各要素を筋の収縮レベル α_i の線形和として表現できることがわかる。

一方、関節スティフネス K_j は、実験で推定した手先スティフネス K_e から(9)式を用いて計算することができる。そこで、実験から求めた関節スティフネス K_j と、同じく実験時に測定した筋収縮レベル α_i を用いて、(14)~(20)式の線形関係が成り立っているかを調べた。

4名の被験者のうち3名分のパラメータをTable 2に示す。(14)~(16)式の計算に用いたパラメータ a_i 、 b_i は、課題(1)、(2)の全実験条件につき5セットずつのデータを用いて最小二乗法により求めた。なお、残り1名の被験者についてはあまりよい推定結果が得られなかったこと、また被験者Nについては不自然な推定結果が一部に含まれていることについては今後詳しく原因を検討する必要があると考えている。つぎにこれらのパラメータ a_i 、 b_i の同定に用いたデータとは別に測定したデータを用いて、被験者Hの関節スティフネスと筋収縮レベルの関係を計算した結果をFig.18に示す。縦軸は実験結果から求めた関節スティフネス、横軸は筋の収縮レベルを用いて(14)~(16)式により推定した関節スティフネスである。実験から推定した関節スティフネスと筋収縮レベルから予測した関節スティフネスがかなり類似しており、本論文で用いた筋骨格モデルによって筋収縮

Table 2 Coefficients between joint stiffness and muscle contraction levels.

Subject	a_1	a_2	a_3	a_4	a_5	a_6	b_1	b_2	b_3	multiple correlation coefficient
C	17.43	51.09	38.50	127.18	72.66	48.11	13.65	3.20	10.44	0.749
H	31.20	43.41	42.21	70.87	102.31	30.88	8.02	1.92	6.44	0.810
N	385.58	-68.74	81.35	2.20	46.34	88.47	13.39	4.29	16.74	0.718

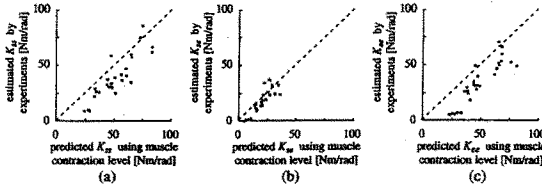


Fig. 18 Predicted joint stiffness by measured muscle contraction level (subject H).

レベルと関節スティフネスの関係にある程度説明できることがわかる。

本論文では、一定の姿勢のもとで筋電位から関節インピーダンスを推定することを試みた。しかしながら筋のモーメントアームが腕の姿勢によって変化するため、関節インピーダンスは腕の姿勢にも依存する。またFlashら⁵⁾は、筋の収縮レベルが腕の姿勢に依存して非線形に変化することを観察している。今後は腕の姿勢変化を考慮した形に本論文の結果を拡張していく必要がある。筋電位や関節角度の測定装置は比較的手軽に被験者に装着することができ、被験者の運動を妨げずに測定を行なうことができる。したがってこの間接的なインピーダンス推定法が確立できれば、本実験のように限られた運動だけでなく、スポーツを行なっている被験者などに対するインピーダンス推定が実現できる可能性がある。

4. まとめ

本論文では手先インピーダンスが上位中枢からの運動指令によってどのように変化するかを明らかにするため、等尺性筋収縮中の上肢のインピーダンスを実験的に測定した。その結果、

- (1) 上肢の屈・伸筋群の同時活動が、スティフネス楕円と粘性楕円の面積を増加させること、
- (2) 手先力維持中のスティフネス楕円、粘性楕円のパラメータ（面積、方向、形状）が、目標手先力の振幅と方向に依存して変化し、手先力の方向がスティフネス楕円の長軸方向にはほぼ一致する場合にはパラメータの変化は比較的小さく、逆に短軸方向に一致する場合には各パラメータが大きく変化すること、
- (3) 被験者が手先力を発生する際には、手先力方向のスティフネスと仮想平衡点が同時に変化していること、
- (4) 筋骨格モデルを用いることにより、筋収縮レベ

ルと関節スティフネスの関係をはば説明でき、筋電位からインピーダンスを予測できる可能性があること、などが明らかになった。

しかしながら、本論文では筋収縮レベルや手先力を一定の値に維持した状態でインピーダンス測定を行なっており、収縮レベルや手先力が一定値に達するまでの過渡状態においてインピーダンスがどのように変化するかについては明らかにしていない。今後は手先力が動的に変化する場合についてもインピーダンス測定を行ない、その特徴を明らかにしていく必要があると考えている。

本研究の一部は文部省科学研究費重点領域研究（知能ロボット：07245103）ならびに（財）實業奨励会の研究助成によるもので、ここにあらためて謝意を表します。

参考文献

- 1) H. Kazerooni : Human Robot Interaction via the Transfer of Power and Information Signals, IEEE Trans., SMC-20-2, 450/463(1990)
- 2) K. Kosuge, Y. Fujisawa and T. Fukuda : Control of Mechanical System with Man-machine Interaction, Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems 1, 87/92 (1992)
- 3) S. T. Venkataraman, S. Gulati, J. Barhen and N. Toomarian : A Neural Network Based Identification of Environments Models for Compliant Control of Space Robots, IEEE Trans., RA-9-5, 685/697 (1993)
- 4) 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)
- 5) T. Flash and F. A. Mussa-Ivaldi : Human Arm Stiffness Characteristics During the Maintenance of Posture, Experimental Brain Research, 82, 315/326 (1990)
- 6) J. M. Dolan, M. B. Friedman and M. L. Nagurka : Dynamic and Loaded Impedance Components in the Maintenance of Human Arm Posture, IEEE Trans., SMC-23-3, 698/709 (1993)
- 7) 辻, 後藤, 伊藤, 長町 : 姿勢維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)
- 8) T. Tsuji, K. Goto, M. Moritani, M. Kaneko and P. Morasso : Spatial Characteristics of Human Hand Impedance in Multi-joint Arm Movements, Proceedings of IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems, 423/430 (1994)
- 9) 伊藤, 辻 : 筋骨格系の双線形特性と義肢制御への応用, 電気学会論文誌, c105-10, 201/208 (1985)
- 10) 五味, 川人 : 運動中に変化する腕の機械インピーダンス, 生体・生理工学シンポジウム論文集, 311/314 (1994)
- 11) R. Shadmehr and F. A. Mussa-Ivaldi : Adaptive Representation of Dynamics During Learning of a

- Motor Task, The Journal of Neuroscience, 14-5, 3208/3224 (1994)
- 12) N. Hogan : The Mechanics of Multi-joint Posture and Movement Control, Biological Cybernetics, 52, 315/331 (1985)
- 13) D. A. Winter : Biomechanics of Human Movement, A Willy-Interscience Publication (1979)
- 14) 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, 1994年同助教授, 現在に至る。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。日本ロボット学会, 日本機械学会, 電気学会, 電子情報通信学会, 日本人間工学会, IEEEの会員。

森 谷 正 三



1993年広島大学工学部第二類(電気系)卒業。1995年同大学大学院工学研究科博士課程前期修了。同年(株)シャープ入社, 現在に至る。在学中, 生体の運動制御に関する研究に従事。

金 子 真 (正会員)



1976年3月九州工業大学卒業。1981年3月東京大学工学系研究科博士課程卒業。工学博士。同年4月, 通産省工業技術院機械技術研究所入所。1990年4月, 九州工業大学情報工学部助教授。1993年10月, 広島大学工学部教授, 現在に至る。ロボットハンド, 力覚センサ, 触覚ベストアクティブセンシングなどの研究に興味を持つ。IEEE, 日本ロボット学会, 日本機械学会などの会員。

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。93年より, 理化学研究所バイオ・ミメティックコントロール研究センター, チームリーダー併任, 生体システム, ロボティクス, マン・マシンインターフェイスの研究に従事。電気学会, バイオメカニズム学会論文賞受賞。電気学会, 電子情報通信学会, 日本ロボット学会, IEEEなどの会員(工学博士)。

=====