

別刷

計測と制御

Vol.35 No.9 1996

ヒトの上肢運動のしなやかさを計測する

つじ とし お
辻 敏 夫



社団法人 計測自動制御学会

ヒトの上肢運動のしなやかさを計測する

辻 敏夫*

1. はじめに

ヒトの手足や身体の変位は、骨格と関節・靭帯とそれらに附着して力を発生する骨格筋群によって行われる。骨格筋は自分の意志で収縮、弛緩させることができるという意味で随意筋と呼ばれるが、私達が日常の運動を行うときには、運動意志が発現するだけでその運動に必要な筋が協調して収縮・弛緩し、ほとんど無意識のうちに円滑な動作を行うことができる。しかもスポーツや楽器の演奏などの高度に複雑な運動でさえ、訓練によってこのような機能を獲得していくことができる。

このような優れた運動能力はおもに中枢神経系と運動神経系の相互作用によって実現されているが¹⁾、筋自体にもヒトの運動のしなやかさの鍵を握る重要な特徴がある。筋は大きな力を発生することができる非常にコンパクトなアクチュエータであるが、単に力を発生するだけでなく、ばねやダンパのような性質をあわせもっている。しかも私達はこの筋のばねやダンパをかたくしたりやわらかくしたり自在に操ることができる。たとえば腕の筋にぐっと力を入れると腕の動きはかたくなるし、逆に力を抜いてリラックスしていると非常にやわらかく動く。

このように、私達は対象とする作業に合わせて筋のかたさ・やわらかさを調節することができ、これにより運動のしなやかさを実現している。たとえば病人を介護するときのように、過大な力が加わらないようやわらかく対象にふれるときには、腕の動きをやわらかくすればよい。逆にバットでボールを打つときには腕全体をかたくしてボールの勢いに負けないようにしなければならぬ。「肩の力を抜いて」とか「肘の動きを

やわらかく」とかいう言葉をよく耳にするが、これも身体の動きのしなやかさをうまく調節することの重要性を示している。

本解説ではこのようなヒトの運動のしなやかさに対して、特に手先の運動のかたさ・やわらかさを計測するために行われてきた研究を概説する。まず、運動のかたさ・やわらかさを運動インピーダンスとして表現し、手先の運動インピーダンスに影響を与える3つの要因について述べる。つぎに実験的にヒトの手先インピーダンスを測定する方法を紹介し、腕の姿勢や筋の収縮度合いによって手先インピーダンス特性がどのように変化するかを示す。

2. 生体運動のインピーダンス

本解説では、運動のしなやかさを表現するため、運動インピーダンスに着目する。運動インピーダンスとは、運動に関する変数(位置、速度、加速度)と力、トルクとの関係を表わすもので、機械工学でいうステイフネス/コンプライアンス、粘性、慣性を総称した呼び方である²⁾。運動制御の本質は、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。このことは、生体運動系の被制御量として位置・力だけでなく、運動と力との関係を規定する運動インピーダンスを含める必要があることを示唆している。

たとえば、図1のクランクを回す作業を考えてみよう^{3,4)}。クランクをうまく回すためには、クランクの中心方向には手先をやわらかくし、あまり力をかけないでクランクによる物理的な位置の拘束に従うべきである。一方、クランクの接線方向には、どのような速度で、どの程度回転させるかという位置制御・速度制御の問題となるので、その方向には手先をかたくし、制御の精度を高める必要がある。運動インピーダンスは運動と力との関係を規定するものであるから、このようなやわらかさ、かたさをうまく表現することができる。すなわち、運動インピーダンスを手先の座標系に関して、運動を制御する方向と力を制御する方向に適切に

* 広島大学工学部 東広島市鏡山1-4-1
E-mail: tsuji@huis.hiroshima-u.ac.jp
キーワード: 上肢運動 (arm movements), 多関節運動 (multi-joint movements), 筋収縮 (muscle contraction), ステイフネス (stiffness).

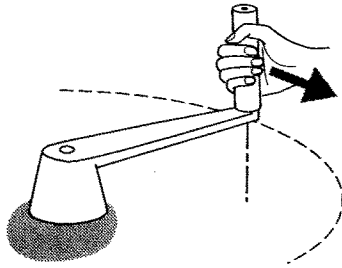


図1 クランク回転作業

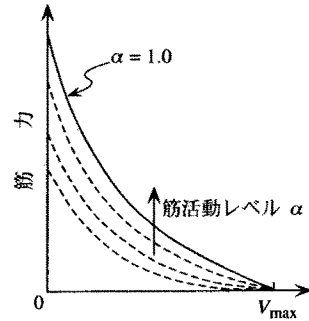


図3 力-速度関係

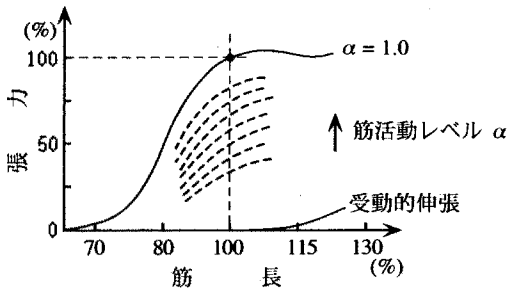


図2 張力-長さ関係

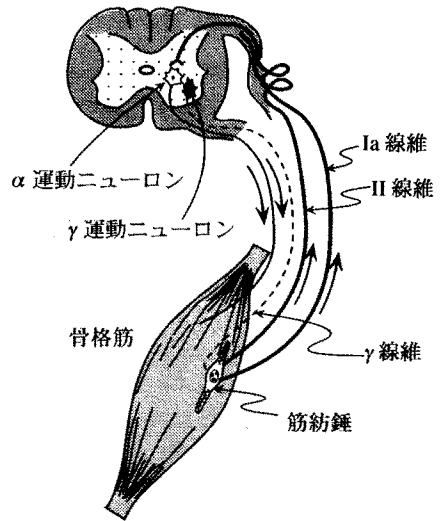


図4 伸張反射系

設定できれば、環境との複雑な相互作用をうまく制御することが可能になる。

ヒトの筋骨格系には、1) 骨格筋の変粘弾性、2) 脊髄反射系のパラメータ調節、3) 筋骨格系の冗長構造という3つの運動インピーダンス調節機構が備わっている。以下、各機構について説明する。

2.1 骨格筋の変粘弾性

骨格筋の筋収縮の力学的特性は、張力-長さ関係、力-速度関係としてマクロに表現することができる⁹⁾。図2に、等尺性収縮時(筋長一定の筋収縮)における張力-長さ関係を示す⁹⁾。生体長(生体内で、関節を中位にしたときの筋長)を100%として、全筋について種々の筋長における筋張力を測定した結果である。筋が長くなるにつれて、張力が増加するという弾性特性が筋に備わっていることがわかる。さらに、図の点線で示すように張力は筋活動レベル(activation level) α が増加するにつれて大きくなる。ここで、筋活動レベルとは、最大随意収縮時を1として筋の活動状態を表現したもので、筋への入力に相当する。

一方、図3は、さまざまな筋活動レベルに対する力-速度関係を表わす⁷⁾。筋力は、筋の短縮速度にほぼ反比例して減少しており、短縮速度が増加するにつれて短縮方向への力が出しにくくなるという筋の粘性特性を表わしている。また、図の点線からわかるように、筋力は筋活動レベルにつれて増加し、その傾きも急にな

る。

以上より、骨格筋が単に力を発生するだけでなく、粘弾性特性を備えていることがわかった。しかも、その粘弾性係数(図2, 3の各線の傾きに相当する)は、筋活動レベル、筋長、短縮速度によって大きく変化することになる。このことは逆にいうと、同じような運動をする場合でも、筋をどの程度活動させるか、各筋の長さをどれくらいにするか(姿勢によって決まる)、運動の速度をどの程度に選ぶかによって筋の力学的特性(運動インピーダンスのうち、スティフネスと粘性に相当する)を調節できることを意味する。

2.2 脊髄反射系のパラメータ調節

筋には筋紡錘および腱器官という感覚受容器が備わっている(図4参照)⁹⁾。筋紡錘は筋線維に平行に付着して筋の長さおよび収縮速度を検知する伸張受容器である。筋紡錘からはIa線維およびII線維と呼ばれ

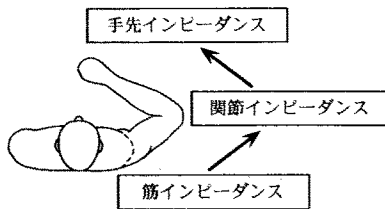


図5 運動インピーダンスの伝達

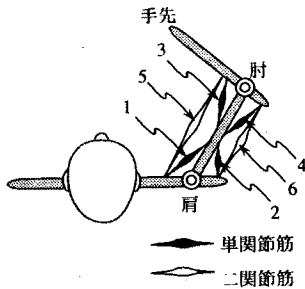


図6 筋配置の一例

る2種類の求心性線維が α 運動ニューロンに伸びて、単シナプス結合している。そして、その筋紡錘が含まれている運動単位の α 運動ニューロンに最も強い興奮作用を及ぼす。したがって、なんらかの原因で筋が伸ばされると筋紡錘からのインパルス頻度が増大し、 α 運動ニューロンを興奮させ、伸ばされた筋が収縮するという負のフィードバック制御系(伸張反射系)が構成されている。

ここで、筋紡錘は、脊髄の γ 運動ニューロンから伸びている γ 運動線維の支配をうけている。 γ 運動線維は筋紡錘のなかの錘内筋線維を収縮させて筋紡錘の緊張度をかえることができ、筋の長さおよび収縮速度に対する筋紡錘の感度を調節する。いいかえると、筋長に関する位置フィードバックゲイン(系のスティフネスに相当する)と収縮速度に関する速度フィードバック(系の粘性に相当する)を上位中枢から調節することができるのである^{9),10)}。上位中枢は脊髄反射系のパラメータを調節する手段をこれ以外にも多く備えており⁹⁾、筋の可変粘弾性とあわせて、筋まわりの運動インピーダンス(スティフネス、粘性)が調節可能になっていることがわかる。

2.3 筋骨格系の冗長構造

筋のインピーダンスは、骨格系の力学構造を介して手先へ伝達され、多くの場合、実際の作業を行う部位である手先のインピーダンスの発生源となる(図5参照)。したがって筋をかたくすれば手先の動きもかたくなるし、逆に筋をやわらかくすれば手先もやわらかく

動く。

ここで腕の姿勢によって手先と筋との相対位置が大きく変化することに注意されたい(図6参照)。したがって、たとえ筋のインピーダンスを一定に保ったとしても、姿勢をかえると筋から手先への伝達特性が変化し、手先のインピーダンスが変化する。逆にいうと、姿勢を選択することにより手先のインピーダンスを調節できることになる。

ヒトの筋骨格系は多くの冗長な自由度を備えている。たとえば、3次元空間の手先の運動学的自由度6に対して、ヒトの上肢は片腕だけで7自由度有する(手部を除く)。しかも肩関節の3次元空間内での位置・姿勢もかえることができるから、手先を決められた作業点に固定したとしても、かなり自由に腕の姿勢をかえることができる。

また各関節に作用する筋も1つではなく複数存在し(図6)、腕の運動に関与する筋は少なく見積もっても20以上ある。このようなアクチュエータの冗長性は生体運動系の大きな特徴である。しかも各関節には少なくとも1組の筋が拮抗して配置されるから、たとえば図6の筋1と筋2を外部に力を作用させることなく収縮させることができる。手先の力や運動を生じることなく筋の活動レベルを上げて筋をかたくすることができるのである。

以上より、ヒトの筋骨格系には運動インピーダンスを調節するさまざまな機構が備わっており、これらにより手先の運動インピーダンスが実現されていることがわかる。では、実際、私たちの手先の運動インピーダンスはどのような特性を有しているのだろうか。次章では、人の手先の運動インピーダンスを測定する試みについて述べる。

3. 手先インピーダンスを測る

従来から、ヒトの単関節運動、特に肘関節まわりの運動インピーダンス特性については多くの研究が行われている。そして、関節運動の粘弾性係数が筋の活動レベル¹¹⁾、被験者への教示¹²⁾、肘関節角度¹³⁾、運動の有無¹⁴⁾、運動速度と負荷¹⁵⁾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手先の運動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、人間の腕の多関節運動における手先インピーダンス特性に関しては、Mussa-Ivaldiら¹⁶⁾が姿勢保持中の手先スティフネスをはじめて計測した。彼らは、

被験者の手先スティフネスが腕の姿勢に依存して大きく変化すること、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方向性は調節できないことなどを示した。Flashら¹⁷⁾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性を調べている。

また、五味ら^{18),19)}は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、作業によっておも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。

Dolanら²⁰⁾、辻ら^{21)~25)}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計測した。上肢姿勢に依存した手先インピーダンスの空間特性については、文献21)~24)で、また筋の収縮に依存した手先インピーダンスの変化については文献25)でくわしく調べられている。ここでは、文献21)~25)の手先インピーダンス計測方法を紹介する。

3.1 測定法

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。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

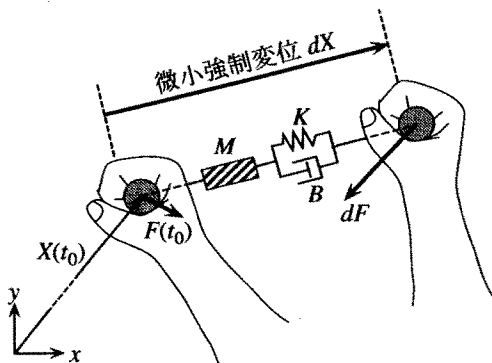


図7 強制変位と手先インピーダンス

$$M(t)\ddot{X}(t)+B(t)\dot{X}(t)+K(t)X(t) - X_v(t) = -F(t) \tag{1}$$

で近似する。ただし、 $X(t) \in \mathcal{R}^2$ は手先位置、 $F(t) \in \mathcal{R}^2$ は手先から環境に作用する力、 $X_v(t) \in \mathcal{R}^2$ は手先の平衡点(仮想軌道と呼ばれる)で、手先位置 $X(t)$ は腕の関節角度によって決まる。 $M(t), B(t), K(t) \in \mathcal{R}^{2 \times 2}$ 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²⁶⁾。一方、粘性行列 $B(t)$ 、スティフネス行列 $K(t)$ 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。

この手先インピーダンスを推定するために、図7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、

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

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

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

が成り立つ。(2)、(3)式から X_v を消去すると、

$$M\ddot{X}(t)+B\dot{X}(t)+KdX(t) = -dF(t) \tag{4}$$

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。

(3)式の行列 M, B, K を求めるためには、図7に示

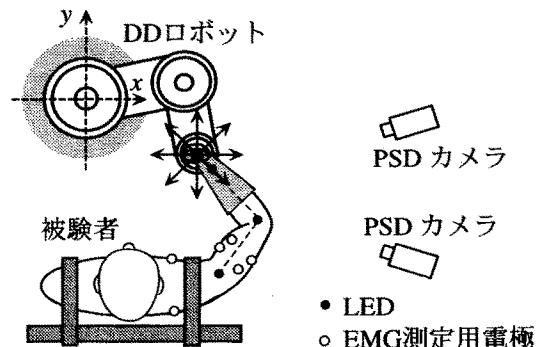
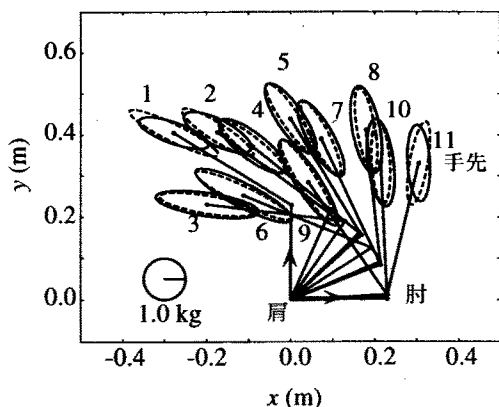


図8 実験装置



—— 実験結果から計算した慣性楕円

----- リンクモデルの運動方程式から計算した慣性楕円

図9 姿勢保持中の手先慣性

すような微小の強制変位を手先のさまざまな方向(図8参照)に加え、このときの $dF(t)$, $dX(t)$ を測定すればよい。そして数値微分により $d\dot{X}(t)$, $d\ddot{X}(t)$ を求め、最小2乗法により行列 M , B , K を計算する。

図8に実験装置の構成を示す。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)を用いている。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ブスを装着し、このギブスをロボットのハンドルに固定する。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。また、右腕を水平面に保持するため、被験者の肘を天井から吊るした鎖で軽く支持した。

3.2 姿勢に依存した手先インピーダンスの変化

ここでは、11種類の異なる上肢姿勢について手先インピーダンスを測定した結果を示す²²⁾。

図9は、手先の慣性行列 M を慣性だ円²⁶⁾を用いて表現したもので、だ円の長軸方向には慣性が大きく、逆に短軸方向には慣性が小さいことを意味する。図から、腕の姿勢が変化すると作業座標上での慣性だ円の方が大きく変化することがわかる。

一方、図中の点線は、腕の運動方程式から計算した手先の等価慣性である。2種類のだ円の特徴がよく一致していることから、ヒトの手先の慣性特性が腕の姿勢や質量などの力学的特性によってほぼ決定されることがわかる。

つぎに図10, 11は、同時に測定したスティフネスだ

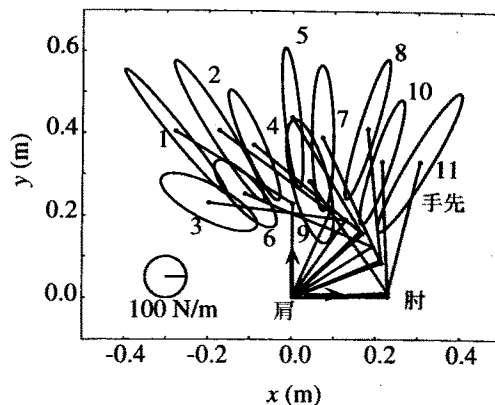


図10 姿勢保持中の手先スティフネス

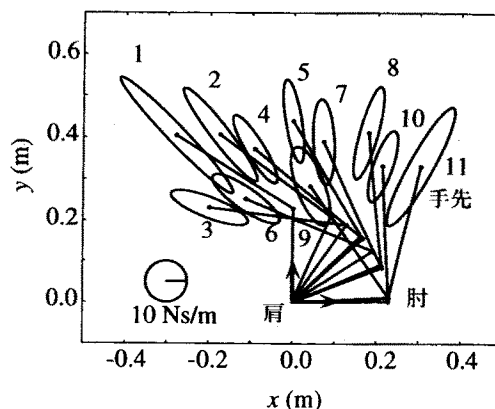


図11 姿勢保持中の手先粘性

円、粘性だ円で、それぞれスティフネス行列 K 、粘性行列 B に対応する。いずれもだ円の長軸方向に大きなスティフネス、粘性が存在することを示す。図から

1. スティフネスだ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だ円の向きが反時計回りに回転すること、
3. 手先位置が体から離れるとだ円の形状が細長くなること、
4. スティフネスだ円と粘性だ円の特徴がきわめて類似していること

がわかる。これらは被験者や測定時期にかかわらず観察される特徴である¹⁶⁻²⁵⁾。

3.3 筋収縮に依存した手先インピーダンスの変化

図12は被験者が手先をDDロボットのハンドルに押しつけ、力を加えたときのスティフネスだ円の変化を示している²⁵⁾。手先力を加えた方向は、図に中央に示す(a)~(h)の8方向で、大きさはそれぞれ1kg重、

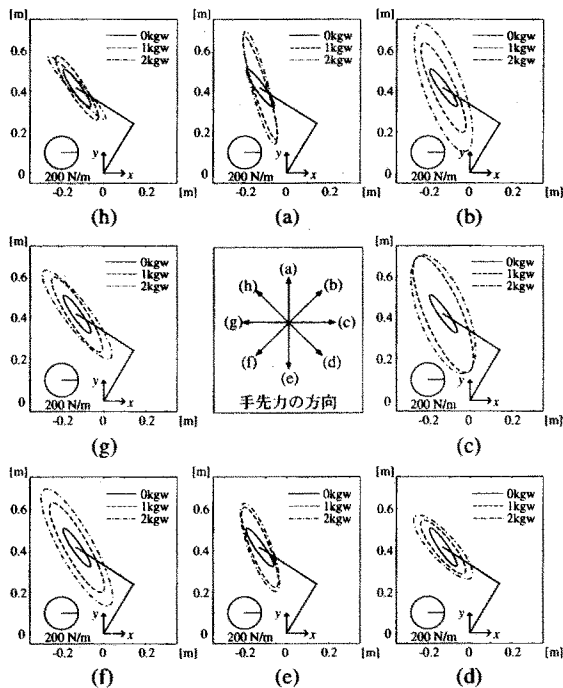


図12 手先力に伴う手先スティフネスだ円の変化

2 kg 重である。また図中の実線のだ円は前節と同様、手先力を加えなかった場合の測定結果を表わす。手先力を加えるためには、手先力の方向に応じて筋を適切に収縮させる必要がある。図12のスティフネスだ円は、

1. 筋を強く収縮させることにより手先のスティフネスが増加する(かたくなる)こと、
2. 手先力の方向によっておもに収縮する筋が異なるため、手先スティフネスのだ円の方向、形状、大きさが変化すること、
3. だ円の長軸方向に手先力を発生する場合(図中(a), (d), (e), (h))よりも、短軸方向に手先力を発生する場合(図中(b), (c), (f), (g))のほうがスティフネスだ円がより大きくなることなどがわかる。詳細については文献25)を参照されたい。

4. おわりに

本解説ではヒトの運動インピーダンス調節機構と多関節上肢運動における手先インピーダンス特性を計測する試みについて述べた。ヒトの腕の運動インピーダンス特性の計測結果は、随意運動における運動メカニズムを明らかにしようとする研究(たとえば文献

27), 28))において重要な役割を果たすだけでなく、ヒトに近い機能を要求される義手などの人工肢の開発²⁹⁾や、マン-ロボットシステムにおける協調作業³⁰⁾やインタフェース設計などの問題に対しても基礎資料を与える。今後もさまざまな条件下でヒトの運動インピーダンス特性を解析し、ヒトの運動のしなやかさにせまることができればと考えている。

最後に日頃から有益なご指導、ご助言を賜ります東京工業大学教授 伊藤宏司先生、ならびに広島大学工学部教授 金子 真先生に感謝の意を表します。

(1996年4月4日受付)

参考文献

- 1) 伊藤(宏), 伊藤(正): 生体とロボットにおける運動制御, 計測自動制御学会 (1991)
- 2) N. Hogan: Impedance Control; An Approach to Manipulation Part I-III, Trans. the ASME, J. of Dynamic Systems, Measurement and Control, 107-1, 1/24 (1985)
- 3) 辻, 伊藤: クランク回転作業における上肢姿勢の運動学的解析, 人間工学, 28-3, 149/157 (1992)
- 4) 辻, 伊藤: クランク回転作業における人間の位置/力制御方策, 人間工学, 28-4, 209/218 (1992)
- 5) R. M. Dowben: Contractility, in Medical Physiology 14th, V. B. Mountcastle, et al. (eds.), 82/119 (1980)
- 6) D. T. McRuer, R. E. Magdaleno and G. P. Moore: A Neuromuscular Actuation System Model, IEEE Trans., MMS-9-3, 61/71 (1968)
- 7) B. Bigland and O. C. J. Lippold: The Relation Between Force, Velocity and Integrated Electrical Activity in Human Muscles, J. Physiol., 123, 214/224 (1954)
- 8) 伊藤文夫: 筋感覚の科学, 名古屋大学出版会 (1985)
- 9) T. R. Nichols and J. C. Houk: Improvement in Linearity and Regulation of Stiffness that Results from Actions of Stretch Reflex, J. Neurophysiol., 39, 119/142 (1976)
- 10) 辻, 伊藤, 長町: 筋骨格系のパラメータ調節機構と制御特性, 第15回SICE制御理論シンポジウム資料, 373/376 (1986)
- 11) S. Cannon and G. I. Zahalak: The Mechanical Behavior of Active Human Skeletal Muscles in Small Oscillations, Journal of Biomechanics, 15, 111/121 (1982)
- 12) 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)
- 13) W. A. MacKay, D. J. Crammon, H. C. Kwan and J. T. Murphy: Measurements of Human Forearm Viscoelasticity, Journal of Biomechanics, 19, 231/238 (1986)
- 14) 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)
- 15) T. E. Milner: Dependence of Elbow Viscoelastic Behavior on Speed and Loading in Voluntary Movements, Exp. Brain Res. 93, 177/180 (1993)
- 16) F. A. Mussa-Ivaldi, N. Hogan and E. Bizzi: Neural, Mechanical and Geometrical Factors Subservicing Arm Posture in Humans, The Journal of Neuroscience, 5, 2732/2743 (1985)
- 17) T. Flash and F. A. Mussa-Ivaldi: Human Arm Stiffness Characteristics During Maintenance of Posture, Experi-

- mental Brain Research, **82**, 315/326 (1990)
- 18) H. Gomi, Y. Koike and M. Kawato: Human Hand Stiffness during Discrete Point-to-point Multi-joint Movement, Proc. of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1628/1629 (1992)
- 19) 五味, 川人: 水平面における多関節運動中の人腕機械インピーダンスの計測, 計測自動制御学会論文集, **32-3**, 369/378 (1996)
- 20) J. M. Dolan, M. B. Friedman and M. L. Nagurka: Dynamic and Loaded Impedance Components in the Maintenance of Human Arm Posture, IEEE Transactions on System, Man, and Cybernetics, **23**, 698/709 (1993)
- 21) 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)
- 22) T. Tsuji, K. Goto, M. Moritani, M. Kaneko and P. Morasso: Spatial Characteristics of Human Hand Impedance in Multi-Joint Arm Movements, IEEE International Symposium on Intelligent Robots and Systems, 423/430 (1994)
- 23) T. Tsuji, P. Morasso, K. Goto and K. Ito: Human Hand Impedance Characteristics during Maintained Posture in Multi-Joint Arm Movements, Biological Cybernetics, **72**, 475/485 (1995)
- 24) 柴田, 森谷, 辻, 金子: 等尺性筋収縮と手先インピーダンス特性, ロボティクス・メカトロニクス講演会論文集, **A**, 861/864 (1995)
- 25) 辻, 森谷, 金子, 伊藤: 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, 計測自動制御学会論文集, **32-2**, 271/280 (1996)
- 26) N. Hogan: The Mechanics of Multi-Joint Posture and Movement Control, Biological Cybernetics, **53**, 1/17 (1985)
- 27) T. Flash: The Control of Hand Equilibrium Trajectories in Multi-joint Arm Movement, Biological Cybernetics, **57**, 257/274 (1987)
- 28) M. Katayama and M. Kawato: Virtual Trajectory and Stiffness Ellipse during Multi-joint Arm Movement Predicted by Neural Inverse Models, Biological Cybernetics, **69**, 353/362 (1993)
- 29) 伊藤, 永岡, 辻, 加藤, 伊藤: 超音波モータを用いた3自由度前腕筋電義手, 計測自動制御学会論文集, **27-11**, 1281/1289 (1991)
- 30) 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)

[著者紹介]

つじ 敏 夫 君 (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, 94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などの会員。

