

別刷

計測自動制御学会 論文集

昭和 年 第 卷 第 号

(P. ~P.)



社団法人 計測自動制御学会

筋運動制御系のインピーダンス調節機構と手先操作性[†]

辻 敏 夫*・伊 藤 宏 司*・長 町 三 生*・池 本 貴 志*

Impedance Regulations in Musculo-Motor Control System
and the Manipulation Ability of the End-Point

Toshio TSUJII*, Koji ITO*, Mitsuo NAGAMACHI* and Takashi IKEMOTO*

The CNS has various means of to regulate the impedances at muscle level, such as variable viscoelastic properties of muscles and stretch reflex. However the motion tasks to be controlled are usually given about end-point coordinates. The mechanical properties of the musculoskeletal system which transfer the muscle impedance into the end-point one is the key of fine regulations of the motor impedance in the human movements.

In this paper, the mechanical properties and the impedance regulations of the musculoskeletal system are discussed. First, the impedance relationships among muscle, joint and end-point levels are formulated and it is shown that these impedances specify the inverse kinematic solutions of redundant arms. Then the manipulation ability of end-point via muscle forces is defined by ellipsoids and an estimation method of muscle forces required for a given end-point movement is presented. It is shown that the manipulation ability of end-point is affected largely by the mechanical properties of the musculoskeletal system, especially the redundancy of joints and muscles.

Key Words: impedance, musculo-motor control system, redundant arm, manipulation ability

1. ま え が き

生体の運動系には二つの大きな特徴がある。第一は、筋骨格系の力学的な特徴で、関節自由度・筋の冗長性やその各関節への配分、筋の可変粘弾性、関節や腱の機構などがあげられる。特に、筋（アクチュエー

タ）の冗長性は生体にのみ見られる特徴であり、重要な役割を果たしていると考えられる。第二は、神経筋系による制御メカニズムである。生体運動制御系は複雑なフィードバック経路とフィードフォワード経路を備えており、これらを巧みに組み合わせることにより高度な制御を実現している¹⁾。さらに、自己受容器や介在ニューロンなどのパラメータ調節機構が系内に存在し、系の特性を能動的に調節することを可能にしている²⁾。生体運動系の優れた特性は、このような神経・筋・骨格系の力学的構造と制御メカニズムとをうまく組み合わせることにより実現されている。

ところで、運動、姿勢の制御においては、運動インピーダンスを効果的に制御する方法を見出すことが最も基本的な課題の一つである。運動インピーダンスは、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、スティフネス、粘性、慣性を意味する。生体においては、運動変数と力変数の記述レベルに応じて、筋、関節、作業（手先）レベルの運動インピーダンスを考えることができる。たとえば、ペグの挿入、ネジ締めなどの作業を考えてみよう。これらの作業においては、インピーダンスを手先の座標系に関して調節することが非常に重要である。すなわち、作業に応じて、位置を制御する方向と力を制御する方向に適切なインピーダンスを設定するのである³⁾。筋のインピーダンスは、筋の可変粘弾性や γ 系による筋紡錘の感度調節により変えることができる。しかしながら、手先のインピーダンスは筋骨格系の力学構造にも大きく依存する⁴⁾⁻¹⁰⁾。生体の手先インピーダンスの優れた操作性は神経筋系のパラメータ調節機構と、それらを効果的に手先へ伝達する筋骨格系の力学構造により実現されている。

Hogan⁴⁾⁻⁶⁾は、作業空間（手先）における力と変位、加速度の関係を等ポテンシャル楕円体、モビリティ楕

[†] 第16回制御理論シンポジウムで発表(昭62・6)

* 広島大学工学部 東広島市西条町大字下見

* Faculty of Engineering, Hiroshima University, Higashi-hiroshima

(Received August 31, 1987)

(Revised December 11, 1987)

円体を用いて解析した。そして、二関節筋や関節自由度の冗長性(姿勢)が手先インピーダンスの調節に重要な役割を果たしていることを示した。Mussa Ivaldi⁷⁾は作業空間と関節空間、関節空間と筋空間の関係を、serial connection, parallel connection として定式化し、冗長アームにおける手先変位から関節角度変位への変換を関節スティフネスを拘束条件として解く方法を示した。また手先スティフネスの姿勢による変化を実験的に求め、手先に与えられた変位とそれによって生じる手先の反力との関係を解析している⁸⁾。本論文では、これらの結果を拡張し、随意運動の唯一の駆動力である筋力と手先変位、速度、加速度の関係を解析する。運動の発現が筋レベルの神経指令に基づくことを考えれば、筋レベルの運動インピーダンスを考慮した形でその関係を明らかにし、筋力による手先の操作性を評価する必要がある。また、ある運動を実行するのに必要とされる筋力は設定された運動インピーダンスの影響を受ける。したがって、運動インピーダンスを考慮した筋力の計算法が、運動の逆システム内部モデルを構築するうえで重要である。

本論文では、はじめに筋骨格系の力学的構造に注目し、作業(手先)、関節、筋の各レベルで位置、力、運動インピーダンスがどのように変換されるかを解析する。そして、この運動インピーダンスが冗長自由度をもつリンク系の逆運動学の解法を与えることを示す。つきに、筋力による手先操作性を運動インピーダンスを反映した楕円体を用いて表現し、運動インピーダンスに基づく筋力計算法を示す。

2. 運動の記述

一般に、生体の筋骨格系は空間リンク機構と考えることができる。筋を短縮させることにより関節を回転し、手先やツールを作業空間内で位置決めする。また、筋力を制御することにより関節トルクを発生し、対象物に加える力、モーメントを決定する。すなわち、筋骨格系の運動は作業空間(手先)、関節、筋の三つのレベルで記述されることになる。手先の運動は作業対象により規定され、筋の運動は上位中枢からの神経指令によって規定される。一方、関節の運動は姿勢・冗長自由度などに大きく影響される。

いま、アームの自由度を m とし、関節変位を表わすベクトルを $\theta = (\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_m)^T$ 、関節トルクまたは力を表わすベクトルを $\tau = (\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_m)^T$ とする。一方、対象とする作業が l 自由度 ($l \leq m$) で表わされるものとし、作業空間における位置・姿勢のベクトルを $X = (X_1, X_2, \dots, X_l)^T$ 、力・モーメントのベクトルを $F =$

$(F_1, F_2, \dots, F_l)^T$ とする。 θ から X への変換は一般に非線形で、

$$X = r(\theta) \quad (1)$$

で与えられる。姿勢 θ まわりの微小変位に注目すると、

$$dX = J(\theta)d\theta \quad (2)$$

となる。 $J(\theta) = \partial r / \partial \theta \in R^{l \times m}$ はヤコビ行列と呼ばれ、ロボットアームの解析に用いられる¹¹⁾(以下、 J と略記)。また F から τ への変換は、(2)式と双対の関係にあり、

$$\tau = J^T F \quad (3)$$

で与えられる。このように、作業空間の運動記述と関節空間の運動記述は、ヤコビ行列 J を用いて結びつけることができる。

一方、アームの運動は骨格系に付着した n 本の筋 ($2m \leq n$) によって引き起こされる。筋長を表わすベクトルを $L = (L_1, L_2, \dots, L_n)^T$ とし(伸張方向を正とする)、筋力を表わすベクトルを $f = (f_1, f_2, \dots, f_n)^T$ (短縮方向の力を正とする)とすると、筋長 L はリンクの姿勢 θ によって一意に決まるから、

$$L = q(\theta) \quad (4)$$

となる。上式を θ のまわりで局所線形化すると、

$$dL = G(\theta)d\theta \quad (5)$$

となる。 $G(\theta) = \partial q / \partial \theta \in R^{n \times m}$ はヤコビ行列で、関節角度を筋長に変換する⁹⁾(以下、 G と略記)。筋力 f によって生じる関節トルク τ は、

$$\tau = -G^T f \quad (6)$$

で与えられる。したがって、関節空間の運動記述と筋空間の運動記述との間の関係は、変換行列 G により(5)、(6)式のように表わすことができる。

このように、従来からロボットアームの解析に用いられるヤコビ行列 J に加えて、筋空間から関節空間へのヤコビ行列を導入することにより、筋空間と作業空間の運動学的関係を記述することができる。したがって、従来あまり考えられていない筋の冗長性やモーメントアームの関節角度への依存性などを含めて、筋骨格系の力学的構造を解析することが可能となる。

3. 運動インピーダンスの記述

運動インピーダンスは運動(変位、速度、加速度)を力に変換する。

- ① スティフネス: 変位 → 力
- ② 粘性: 速度 → 力
- ③ 慣性: 加速度 → 力

まず、三つの運動記述レベルに応じて、スティフネスがどのように変換されるかを考えてみよう。各レベル

のスティフネスをつぎのように定義する。

1) 作業空間： $F = -K_e dX$ (7)

2) 関節 "： $\tau = -K_j d\theta$ (8)

3) 筋 "： $f = K_m dL$ (9)

ただし、 $dX \triangleq X - X^e$, $d\theta \triangleq \theta - \theta^e$, $dL \triangleq L - L^e$ で X^e , θ^e , L^e は平衡点を表わす。 $K_e \in R^{1 \times 1}$, $K_j \in R^{m \times m}$, $K_m \in R^{r \times r}$ はそれぞれ、作業空間、関節空間、筋空間のスティフネス行列である。 K_m は各筋の弾性係数を要素とする行列で、筋の可変粘弾性により調節することが可能である¹²⁾。

K_e, K_j, K_m の関係は、

$$K_j = J^T K_e J \tag{10}$$

$$= G^T K_m G \tag{11}$$

で与えられる。上式から、要求される作業空間のスティフネスを筋のスティフネスを調節することで実現できるかどうかは、 J, G の特性に依存することになる。いい換えれば、リンク系の姿勢・冗長自由度、筋の冗長性や付着位置が手先のインピーダンス制御に重要な役割を果たすことになる。

一方、各レベルのコンプライアンス（スティフネスの逆で力から変位への関係）を C_e, C_j, C_m とすると、

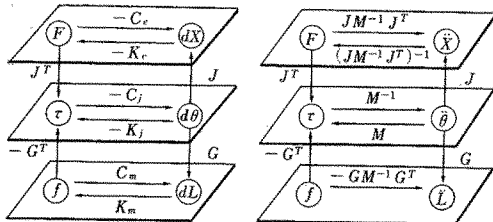
$$C_e = J C_j J^T \tag{12}$$

$$C_m = G C_j G^T \tag{13}$$

となる。これらの関係を Fig. 1(a) に示す。ここで各空間の次元に注目すべきである。たとえば、上位中枢からの神経指令により筋のスティフネス K_m が決まると、姿勢が特異点でない限り、手先のスティフネス K_e は一意に決まる。しかしながら、 K_e が与えられても、 K_j は正則とならないので、筋のスティフネスを指定することができない。なんらかの拘束条件を付加するか、あるいは近似解を求めることになる。なお、以上の議論は粘性特性についてもまったく同様に成り立つ。

つぎに慣性行列の変換について考えてみる。一般に、 m 自由度をもつリンク系の運動方程式は、

$$M(\theta)\ddot{\theta} + h(\theta, \dot{\theta}) + g(\theta) = \tau \tag{14}$$



(a) Transformations of stiffness matrices (b) Transformations of inertia matrices

Fig. 1 Impedance relationships among muscle, joint and end-point levels

で表わされる。 $\theta \in R^m$ は関節角度、 $M(\theta)$ は正則で対称な慣性行列、 $h(\theta, \dot{\theta})$ は遠心力・コリオリ力、 $g(\theta)$ は重力、 τ は関節トルクを表わす。いま、リンク系は静止しており、重力の影響がない場合を考えると、

$$\ddot{X} = J\ddot{\theta} \tag{15}$$

が成り立つので、(6)式を使って、(14)式は、

$$\ddot{X} = -JM^{-1}G^T f \tag{16}$$

となる。上式は筋力 f と作業空間加速度 \ddot{X} との関係を示している。

また、(3)式の力の関係から、上式は、

$$\ddot{X} = JM^{-1}J^T F \tag{17}$$

となる。 $JM^{-1}J^T$ は作業座標系での力から加速度への変換行列で、mobility tensor と呼ばれる^{5),6)}。以上の関係を Fig. 1(b) に示す。スティフネス行列の変換と同様に、各空間の次元の関係から、筋レベルの慣性行列を定義できないことに注意すべきである。なお、重力の影響がある場合は筋力で重力を補償すると考え、 $\tilde{\tau} = \tau - g(\theta)$ とおくことにより同様に取り扱いことができる。

4. インピーダンスを考慮した逆運動学の解法

上位中枢での運動計画は作業座標系で行われる¹³⁾。

したがって、作業空間で記述された運動を実行するためには、これを実際の筋の運動に変換することが必要になる。前節の結果から、関節空間の運動 $d\theta, \ddot{\theta}$ を筋空間の運動 dL, \ddot{L} に変換するには、変換行列 G を用いればよい。しかしながら、作業空間の運動 dX, \ddot{X} を関節空間の運動 $d\theta, \ddot{\theta}$ に変換するためには、(2)、(15)式の逆変換を求める必要がある。この問題は一般に逆運動学と呼ばれ、ヤコビ行列 J が正則の場合には J の逆行列を用いて計算することができる。しかし、生体のようにアームに冗長度がある場合は、解が不定となりなんらかの拘束条件を付加する必要がある。

Fig. 1(a)を見ると、作業空間の微小変位 dX から関節空間の微小変位 $d\theta$ へ到るパスが存在することに気づく。すなわち、 dX から F, τ を介して $d\theta$ へ変換する方法である。

$$d\theta = C_j J^T K_e dX \tag{18}$$

いま、 K_e, K_j が正則であるとする、上式は、

$$\begin{aligned} d\theta &= C_j J^T (J C_j J^T)^{-1} dX \\ &= K_j^{-1} J^T (J K_j^{-1} J^T)^{-1} dX \end{aligned} \tag{19}$$

となる⁷⁾。

これに対して、手先加速度 \ddot{X} から関節角加速度 $\ddot{\theta}$ への変換は、Fig. 1(b)より

$$\ddot{\theta} = M^{-1} J^T (J M^{-1} J^T)^{-1} \ddot{X} \tag{20}$$

で与えられる。冗長アームの逆運動学を、運動インピーダンスを拘束条件として解くのである。

従来から、冗長アームの逆運動学には、 $d\theta$ に関する 2 次形式の評価関数

$$Q(d\theta) = d\theta^T W d\theta \tag{21}$$

を導入し、これを最小にするという条件で解を求める方法が提案されている。ここで $W \in R^{m \times m}$ は対称な正定値行列である。この場合の最適解は、

$$d\theta = W^{-1} J^T (JW^{-1} J^T)^{-1} dX \tag{22}$$

で与えられる^{11,14)}。特に、重み行列 W が単位行列のとき、上式は

$$d\theta = J^T (J J^T)^{-1} dX = J^* dX \tag{23}$$

となる。 J^* は擬似逆行列と呼ばれ、関節角度の微小変位 $d\theta$ の 2 乗和を最小にするような解を与える。

インピーダンスを考慮した逆運動学解 ((19), (20) 式) と重みつき擬似逆行列解 ((22) 式) を比較すると、重み行列 W が、それぞれ K_j, M となっていることがわかる。すなわち、評価関数の重み行列が物理的なパラメータである運動インピーダンスで決まることになる。 $W \triangleq K_j$ のとき、(21) 式の評価関数 Q は

$$Q_1(d\theta) = d\theta^T K_j d\theta = -d\theta^T \tau \tag{24}$$

となる。すなわち、(19) 式の逆運動学解は関節空間のポテンシャル・エネルギーを最小にするような姿勢を与えるのである⁷⁾。

一方、 $W \triangleq M$ のときは、評価関数は

$$Q_2(\ddot{\theta}) = \ddot{\theta}^T M \ddot{\theta} = \ddot{\theta}^T \tau \tag{25}$$

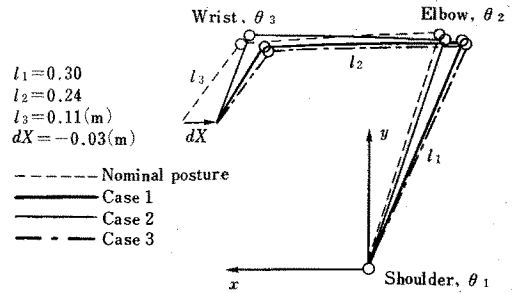
となり、(20) 式の加速度に関する逆運動学解は、関節のトルクと加速度の積を最小にする解を与える。すなわち、運動インピーダンスを考慮した逆運動学解は、関節角度変数だけでなく、関節トルクをも考慮した姿勢を与えることがわかる。

以上のように、インピーダンスを考慮することにより、冗長自由度をもつアームの逆運動学を解くことができる。ここでは、3 リンク平面アームについてシミュレーションを行った。なお、各パラメータは人間の上肢を参考に、Table 1 のように設定した。

Fig. 2 は (19) 式を用いて計算した逆運動学の数値例である。図で、点線の姿勢で静止しているアームの手先に外部から dX の変位を与えたとする。このとき、CASE 1 は従来の擬似逆行列を用いて計算した

Table 1 Model parameters of three-link arm

	Link 1	Link 2	Link 3
Length (m)	0.30	0.24	0.11
Mass (kg)	1.59	0.90	0.54
Center of mass (m)	0.162	0.125	0.055
Moment of inertia (kg·m ² /s ²)	1.58×10^{-3}	4.76×10^{-3}	5.87×10^{-4}



	$d\theta_1$	$d\theta_2$	$d\theta_3$
Case 1 (pseudo inverse)	-5.82	3.70	2.97
Case 2 (eq.19)	-2.06	-2.16	17.65
Case 3 (eq.19)	-6.52	4.80	0.23

Nominal posture ; $\theta_1 = -15.0^\circ, \theta_2 = 20.0^\circ, \theta_3 = 50.0^\circ$
 Case 2 ; $c_j = \text{diag} [0.5, 5.0, 20.0]$
 Case 3 ; $c_j = \text{diag} [20.0, 5.0, 0.5]$

Fig. 2 An example of the inverse instantaneous kinematics for an end-point displacement in a redundant upper limb model

結果で、関節空間の微小変位 $d\theta$ のノルムを最小にするような解を与える。CASE 2 は肩関節に比べて手首関節のコンプライアンスが大きい場合、CASE 3 は逆に、肩関節のコンプライアンスが大きい場合である。Fig. 2 から、CASE 2 では、擬似逆行列による解に比べて肩関節の動きが少なく、肘・手首を主に使って手先の移動を行っていることがわかる。これは、指定した肩関節のコンプライアンスが小さいためである。逆に、CASE 3 では肩関節のコンプライアンスが大きく、動かしやすいため肩関節を変化させている。このように (19) 式の逆運動学解はアームの物理的な特性であるコンプライアンスを反映した姿勢を与えていることがわかる。これは、従来の擬似逆行列による解法では導出できない。

Fig. 3 は Fig. 2 と同様の姿勢で静止しているアームの手先に、外部から $\| \ddot{X} \| = 0.05 \text{ m/s}^2$ の加速度を与えたときに、それが各関節にどのように分担されるかを示している。なお、 \ddot{X} の方向は、図の x 軸方向を $\phi = 0^\circ$ とし、時計回りに回転させた。点線は擬似逆行列解で、実線は慣性を考慮した逆運動学解 ((20) 式) である。擬似逆行列解は、ヤコビ行列 J の性質から、肩・肘関節で主に加速度を分担しているが、慣性を考慮した逆運動学解では、手首・肘関節で加速度の大部分を分担し、肩関節をなるべく動かさないようにしている。これは、肩関節まわりの慣性に比べて、手首関

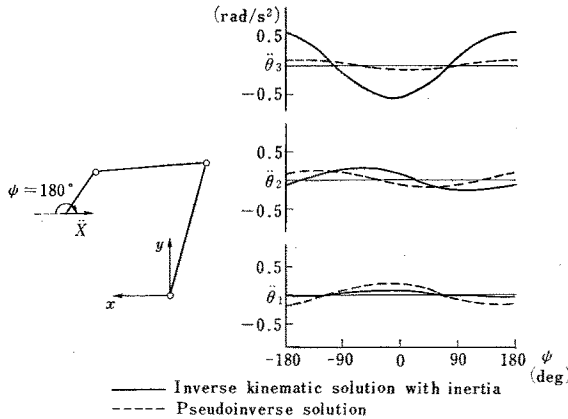


Fig. 3 An example of the inverse instantaneous kinematics for an end-point acceleration in a redundant upper limb model

節まわりの慣性が小さいため、3リンク・アームの慣性行列の性質をうまく反映している。すなわち、評価関数(25)式からわかるように、関節トルクの大きさを考慮した解を求めることができるのである。

5. 筋力による手先操作性

前章では、外部から手先に変位や加速度が与えられたとき、関節の動きがどのようになるかを解析した。しかしながら、生体の運動は、上位中枢からの神経指令により筋が収縮することによって生じる。発生する筋力は骨格系を駆動し、その結果、対象とする作業空間(手先)での運動を引き起こす。したがって、アームの駆動力である筋力と手先の作業変数との関係を明確にしておく必要がある。ここでは、筋力による手先操作性を表現する楕円体を定義し、さらに運動インピーダンスを考慮した筋力計算法を示す。

5.1 手先操作性の表現

最近、ロボットアームの操作性を評価する手段として、いくつかの楕円体が提案されている。関節角速度 $\dot{\theta}$ と作業空間速度 \dot{X} との関係を表わす可操作性楕円体¹⁵⁾、関節トルク τ と作業空間加速度 \ddot{X} との関係を表わす動的可操作性楕円体¹⁶⁾、作業空間での力 F と作業空間加速度 \ddot{X} との関係を表わす一般化慣性楕円体¹⁷⁾とモビリティ楕円体 (the mobility ellipsoid)⁵⁾、作業空間変位 dX と力 F との関係を表わす等ポテンシャル楕円体⁵⁾とスティフネス楕円体^{7),9)}などである。いずれも作業空間と関節空間を扱っている。本章では、筋力 f と作業空間変数 dX, \dot{X} との関係を取り上げる。

対称な関節空間のスティフネス行列 K_j に対応して、関節コンプライアンス行列 $C_j \in R^{m \times m}$ 、

$$C_j \triangleq K_j^{-1} \quad (\text{rank } K_j = m) \quad (26)$$

を定義する。(8)式より

$$d\theta = -C_j \tau \quad (27)$$

である。これは関節トルク τ を実現するために必要な変位 $d\theta$ を意味する。逆に筋力 f によって引き起こされる手先変位 dX を求めると、(27)、(2)、(6)式より

$$dX = -JC_j G^T f \quad (28)$$

となる。上式は、関節コンプライアンスを考慮した筋力 f と作業空間変位 dX の関係を与える。

いま、 $\text{rank } J = l$ 、 $\text{rank } G = m$ とし、筋力 $\|f\|^2 = f_1^2 + f_2^2 + \dots + f_m^2 = 1$ を用いて実現できる手先変位 dX を考えてみよう。この dX の集合は、 R^l 空間内の楕円体

$$dX^T [(JC_j G^T)(JC_j G^T)^T]^{-1} dX \leq 1 \quad (29)$$

で与えられる。上式は、筋が一定の大きさの力を用いて作業空間変数を変えようとする際の動かしやすさを、実現しうる変位で表現したものである。この楕円体を筋力コンプライアンス楕円体と呼ぶことにする。この楕円体の主軸方向・半径、体積などは、可操作性楕円体¹⁵⁾、動的可操作性楕円体¹⁶⁾と同じように求めることができる¹⁰⁾。

以上の議論は、関節コンプライアンス C_j を関節モビリティ M^{-1} に置き換えることにより、筋力 f と作業空間加速度 \ddot{X} の関係に拡張できる。筋力 $\|f\|^2 = 1$ を用いて実現できる手先加速度の集合は、(16)式から、 R^l 空間内の楕円体

$$\ddot{X}^T [(JM^{-1}G^T)(JM^{-1}G^T)^T]^{-1} \ddot{X} \leq 1 \quad (30)$$

となる。この楕円体を筋力モビリティ楕円体と呼ぶことにする。

筋力モビリティ楕円体の体積 V_m は、

$$V_m = [\pi^{l/2} / \Gamma(l/2 + 1)] \omega_m \quad (31)$$

$$\omega_m = \sqrt{\det(JM^{-1}G^T)(JM^{-1}G^T)^T} \quad (32)$$

で与えられる。ここで、関節の冗長自由度がない場合 ($l = m$) を考えよう。このとき、(32)式は、

$$\omega_m = (\det J / \det M) \sqrt{\det G^T G} \quad (33)$$

となる。 $\omega_a = \det J / \det M$ は動的可操作度と呼ばれ¹⁶⁾、関節トルク τ による作業空間速度 \dot{X} の操作のしやすさを表わしており、リンクの構造によって決まる。したがって、生体の特徴である筋の冗長性や多関節筋などの影響は $\sqrt{\det G^T G}$ で表わされることになる。

5.2 筋力計算法と二関節筋の働き

つぎに、ある手先の運動を行うのに必要な筋力を計算する方法を述べる。

まず、ある静止した姿勢から目標とする手先変位 dX を実現するために必要な筋力 f を考える。 dX か

ら $d\theta$ へのスティフネスを考慮した逆運動学解は、(19)式で与えられ、

$$d\theta = C_J J^T (J C_J J^T)^{-1} dX \quad (34)$$

となる。したがって必要とされる関節トルク τ は、(8)式から

$$\tau = J^T (J C_J J^T)^{-1} dX \quad (35)$$

となる。符号が逆になることに注意すべきである。問題は、関節トルク τ から筋力 f への変換である。関節空間の次元 m と筋空間の次元 n との関係は、 $m < n$ であるから、4章の逆運動学と同様になんらかの拘束条件が必要になる。

一般に、ある運動を実行するときには、その駆動エネルギーはできるだけ少ないほうが望ましい。そこで、ここでは筋力 f の2乗和

$$Q_3(f) = f^T f \quad (36)$$

を最小にするという評価を用いることにする。

ここで注意すべき点が二つある。第一は、関節・筋空間のコンプライアンス行列のランクである。生体のスティフネス(コンプライアンス)調節は、骨格筋の可変粘弾性特性や自己受容器の感度調節による¹²⁾。すなわち、筋空間コンプライアンス行列 $C_m \in R^{n \times n}$ が上位中枢からの指令により決定される。したがって正則な C_m を与えれば、(11)式を用いて関節空間コンプライアンス行列 $C_J \in R^{m \times m}$ を決定することができる。骨格筋によるコンプライアンス調節法は C_m の正則性を満足しているのである。

第二は、筋力に関する制約である。筋は随意的には短縮する方向にしか力を発生できないので、制約条件

$$f \geq 0 \quad (37)$$

を満足する必要がある。

以上まとめると、静止した姿勢から目標手先変位 dX を実現する筋力は(6)、(35)、(13)式から導出される

$$J^T (J C_J J^T)^{-1} dX = -G^T f \quad (38)$$

$$C_J = (G^T C_m^{-1} G)^{-1} \quad (39)$$

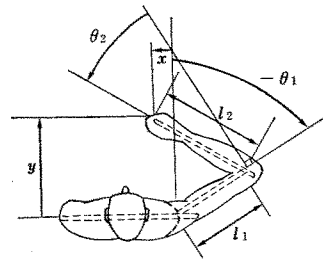
を、制約条件 $dX = \text{const}$, $f \geq 0$ のもとで、評価関数 $Q_3(f)$ ((36)式) を最小にする筋力 f を求めることになる。すなわち、アームの構造 (J, G) と筋のコンプライアンス C_m を考慮した筋力計算を2次計画問題として定式化することができる。

つぎに、与えられた目標手先加速度 \ddot{X} を実現する筋力 f を導出しよう。コンプライアンスを考慮した筋力計算と同様に、筋力 f の2乗和を最小にするという評価関数を導入し、(15)、(16)、(20)式より導出される。

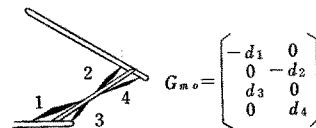
$$J^T (J M^{-1} J^T)^{-1} \ddot{X} = -G^T f \quad (40)$$

を、制約条件 $\ddot{X} = \text{const}$, $f \geq 0$ のもとで評価関数 $Q_3(f)$ を最小にする筋力 f を求めるのである。

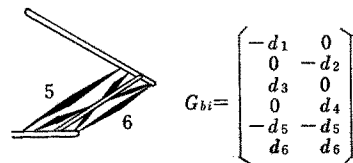
以上、定式化した筋力計算法を用いて、2リンクアームの平面運動に必要な筋力を計算した。Fig. 4 は上肢モデルで、(b)は4本の単関節筋によってアームが駆動され(単関節筋モデル)、(c)は単関節筋モデルに2本の二関節筋(二つの関節に働く筋)を加えたモデル(二関節筋モデル)である。上肢の主要な筋である上腕二頭筋や上腕三頭筋の長頭は、肩・肘の関節に作用する二関節筋であり、上肢運動に重要な役割を果たしていると考えられる。図中、 G_{m_i}, G_{b_i} は、筋空間と関節空間の関係を表す変換行列で、筋の配置や構造を表現している。各行は筋に、各列は関節に対応し、その値 d_i は筋力 f_i のモーメントアームを、また符号は筋力によって生じる関節トルクの方向を表わしている。計算に使用した各パラメータの値はヒト上肢の生体計測値を参考にして Table 2 のように設定した。ただしモーメントアームは関節角度に依存せず一定としている⁹⁾。



(a) Human upper limb



(b) Two-link model with 4 monoarticular muscles



$$\begin{aligned} d_1 &= 0.04 & d_2 &= 0.03 & d_3 &= 0.035 \\ d_4 &= 0.04 & d_5 &= 0.04 & d_6 &= 0.04 \text{ (m)} \end{aligned}$$

(c) Two-link model with 4 monoarticular and 2 biarticular muscles

Fig. 4 The upper limb model

Table 2 Model parameters of two-link arm

	Link 1	Link 2
Length (m)	0.30	0.35
Mass (kg)	1.59	1.44
Center of mass (m)	0.162	0.182
Moment of inertia ($\text{kg}\cdot\text{m}^2/\text{s}^2$)	1.58×10^{-3}	1.62×10^{-3}

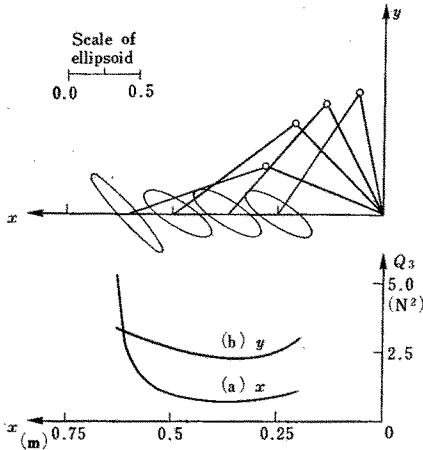


Fig. 5 Mobility ellipsoids and muscle forces by the upper limb model with monoarticular muscles

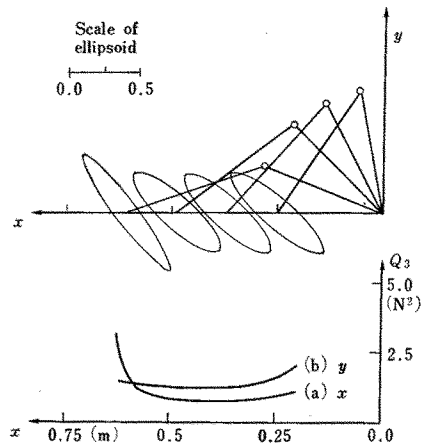


Fig. 6 Mobility ellipsoids and muscle forces by the upper limb model with mono- and bi-articular muscles

Fig. 5, Fig. 6 は, (40)式を用いて計算した手先加速度と筋力, 姿勢の関係である。Fig. 5 は 2 リンク一単関節筋モデル, Fig. 6 は 2 リンク一二関節筋モデルで, いずれも, 手先を x 軸方向に位置決めした姿勢における筋力モビリティ楕円体と, その姿勢で手先に一定加速度を発生させるための筋力の 2 乗和である。図中, (a) は x 軸方向のみ, (b) は y 軸方向のみに 0.1 m/s^2 の加速度を発生させる場合を表す。

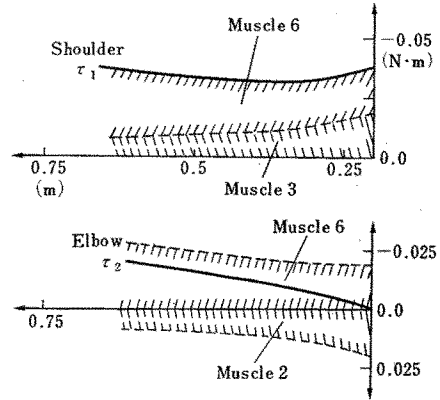


Fig. 7 Joint torques and muscle forces by two-link model with mono- and bi-articular muscles

(b) は図の範囲内で姿勢に関係なくほぼ一定の筋力となるが, (a) はアームが伸びるほど大きく筋力を必要としており, 生体の特徴を反映していることがわかる。

一方, 単関節筋モデルと二関節筋モデルの筋力 2 乗和を比較すると, 後者のほうが少なく済むことがわかる。そこで, 各筋の働きを調べるため, 必要とされる関節トルクを筋がどのように分担しているかを計算した。それを Fig. 7 に示す。図は, Fig. 6 に対応する姿勢で y 軸方向のみに, 0.1 m/s^2 の加速度を発生させるために必要な関節トルクとその筋力による分担を表わしている。なお, 単関節筋のみの場合は, 筋 3, 4 により必要なトルクを分担することになる。

この場合, 関節トルクは肩関節 (τ_1), 肘関節 (τ_2) の両方とも負である必要があるので, 肩, 肘関節をともに伸展する働きをもつ二関節筋 (6) が主に働いている。ここで肘関節トルク (τ_2) の分担に注意すべきである。二関節筋 (6) の筋力が大きすぎるため, 肘関節の屈曲を行う単関節筋 (2) が同時に働いている。しかし, 筋力の 2 乗和は単関節筋のみの場合に比べて少なくて済む (Fig. 5, 6 参照)。このように, 一見無駄にみえる屈筋・伸筋の同時活動が, 二関節筋の働きにより筋のエネルギー節約に役立っていることがわかる。

なお, 以上の計算機シミュレーションでは, ヤコビ行列 G を単純化して用いた (Fig. 4)。生体の操作性を定量的に解析する場合は, 筋の配置や関節の構造, 可動域などを考慮してヤコビ行列 G を決める必要がある。

6. あとがき

本論文では, 筋・関節・作業 (手先) の各空間の運動学的関係をヤコビ行列 J, G を用いて記述し, 筋骨

格系の力学的構造とインピーダンス調節の関係を明確にした。そして、インピーダンスを考慮した逆運動学の解法を示し、作業空間での目標運動を実現するのに必要な筋力を計算する方法について述べた。本論文の結果は、生体の優れた手先操作性が筋骨格系の力学的構造、特に運動インピーダンスの調節と関節自由度や筋の冗長性によって実現されていることを示している。

今後は、大脳、小脳などの上位中枢系を含めた運動制御との関係を明らかにし、ロボットアームなどの制御へ応用することを考えている。なお、本研究の一部は文部省科学研究費(61750396, 62460142)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) 伊藤: 筋運動制御機構, 計測と制御, 25-2, 131/135 (1986)
- 2) 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回制御理論シンポジウム資料, 373/376 (1986)
- 3) M. T. Mason: Compliance and Force Control for Computer Controlled Manipulators, IEEE Trans. Systems, Man, and Cybernetics, SMC-11-6, 418/432 (1981)
- 4) N. Hogan: Mechanical Impedance Control in Assistive Devices and Manipulators, in Robot Motion: Planning and Control, Edited by M. Brady, et al., 361/371, MIT Press, Cambridge (1983)
- 5) N. Hogan: The Mechanics of Multi-Joint Posture and Movement Control, Biol. Cybern., 52, 315/331 (1985)
- 6) N. Hogan: Impedance Control; An Approach to Manipulation; Part I, II, III, Trans. the ASME J. of Dynamic Systems, Measurement and Control, 107, 1/24 (1985)
- 7) F. A. Mussa Ivaldi: Compliance, in "Human Movement Understanding" Edited by P. Morasso and V. Tagliasco, Elsevier, 161/212 (1986)
- 8) F. A. Mussa Ivaldi, E. Bizzi and N. Hogan: Neural, Mechanical, and Geometric Factors Subservicing Arm Posture in Humans, J. Neuroscience, 5, 2737/2743 (1985)
- 9) 辻, 伊藤, 長町: 筋骨格系のインピーダンス調節機構と操作性, 第1回生体・生理工学シンポジウム論文集, 61/64 (1986)
- 10) 辻, 池本, 伊藤, 長町: 筋運動制御系とインピーダンス, 信学技報, MBE87-29, 29/36 (1987)
- 11) H. Asada and J. J. E. Slotine: Robot Analysis and Control, 66/70, John Wiley & Sons (1986)
- 12) 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, C-105-10, 201/208 (1985)
- 13) 宇野, 川人, 鈴木: 上肢運動における最適軌道の生成とその制御, 信学技報, MBE 86-79, 9/16 (1987)
- 14) D. E. Whitney: Resolved Motion Rate Control of Manipulators and Human Prostheses, IEEE Trans. Man-Machine Systems, MMS-10-2, 47/53 (1969)
- 15) 吉川恒夫: ロボットアームの可操作度, 日本ロボット学会誌, 2-1, 63/67 (1984)
- 16) 吉川恒夫: ロボットアームの動的可操作性, 計測自動制御学会論文集, 21-9, 970/975 (1985)
- 17) 浅田春比古: ロボットアーム動特性の幾何学的解析法, 計測自動制御学会論文集, 19-6, 500/505 (1984)