

バイオメカニズム

—ヒトの形態と運動機能—

バイオメカニズム学会編



東京大学出版会

(20)

生体運動系の冗長自由度とインピーダンス調節

(広島大学) 伊藤 宏 司, 辻 敏 夫

1. まえがき

“歩く”, “走る”, “跳ぶ”といった身体全体の運動から, “手を伸ばす”, “ひねる”, “つまむ”, “にぎる”といったマニピュレーションまで, 私達が日常行っている運動は, 多自由度のリンク機構を制御することに特徴がある. また, 最近のロボット制御でも, 冗長マニピュレータ, 双腕アーム, ハンドなど, やはり多自由度かつ冗長なリンク系を扱う場合が多い. このような多自由度系の運動制御では, 運動目的, 外部環境の特性に応じてリンク系の自由度を適切に拘束することが重要になる^{1,2)}.

一般に, 身体運動では, 運動目的を達成するのに必要な自由度に比べて, リンク系の自由度ははるかに多く, 非常に冗長系になっている. たとえば, 自動車のハンドル操作であれば, その自由度はわずか1である. これに対して, 肩, 肘, 手首からなる骨格系の自由度は, 少なくとも7であり, また, 各関節に付着して腕の運動に関与する筋群は, 少なく見積もっても腕全体で20以上ある.

また, われわれの運動は, 作業, 関節, 筋の3つのレベルで制御されている. すなわち, われわれは筋の収縮により関節を回転し, 手先や道具を作業空間内で位置決めする. あるいは, 筋力を制御することにより関節トルクを生成し, 対象物に加える手先の力・モーメントを決定する. しかも, 運動は作業空間で計画されている³⁾. したがって, 上位中枢はある作業空間の運動を実現するのに, 作業空間, 関節空間, 筋空間の間で, 運動および力を変換する必要

があり, 運動のプランニングに際して, 関節・筋空間の運動・力が定まるような自由度の拘束条件を見いだすことが必要になる.

ところで, われわれの筋骨格系では, 屈筋・伸筋をともに弛緩させれば, 関節は柔らかく外部から自由に動かせる. 逆に, 屈筋・伸筋を同時に収縮させて関節を非常にかたくし, ロックすることもできる. このことは, 筋の収縮レベルを変えることで, 関節まわりの粘弾性を自由に調節できることを意味する^{4,5)}. さらに, 手先を同じ位置に保ちながら腕の姿勢を変化させると, 筋の粘弾性を一定にしたとしても手先の慣性は大きく変化する⁶⁾. すなわち, 身体の姿勢を適切に選択することにより, 作業空間の慣性を変えることができる. われわれはこれらのインピーダンス調節機構を積極的に利用して, 自由度を削減するとともに, 筋骨格系を作業空間の運動目的に適した動特性に調節する.

たとえば, 急速な手先の移動運動を要求されると, われわれは上肢の屈筋・伸筋を同時に活動させ, 目標点に位置決めする. すなわち, 関節まわりの粘弾性を大きくして, 上肢の動特性を非振動系に変える⁷⁾. また, 手を伸ばしてコップを取るとき, コップの重さによって, 手首その他の関節のかたさ・姿勢をあらかじめ設定し, 適切な自由度を選択する⁷⁾.

このように, 筋骨格系の機械的インピーダンスは身体運動の自由度拘束および制御と密接に関係している. 本稿では, 作業空間の運動タスクに対する冗長自由度の拘束とインピーダンス調節の関係を理論および実験の両面から考察する. 以下, 2章で運動インピーダンスの定義を与え, 3章で作業・関節・

筋空間における運動マッピングの性質について述べる。次に、4章でヤコビ行列による筋骨格系の運動記述を与え、5章で、それをを用いて、作業・関節・筋空間における運動インピーダンスの関係を導出する。さらに、6章では、運動インピーダンスを拘束条件とした逆運動学解を得る。そして、7章では、回転作業を例にとりて、生体運動系がインピーダンスを運動制御にどのように利用しているかを解析する。

2. 運動インピーダンス

一般に、運動の制御では、位置変数(変位・速度・加速度)、力変数(力・トルク)、運動インピーダンス(スティフネス・粘性・慣性)の3種類の制御変数が考えられる。

運動インピーダンスは、以下のように位置変数を力変数に変換するパラメータである。

- 1) スティフネス: 変位 → 力 $F = KdX$
- 2) 粘性: 速度 → 力 $F = Bd\dot{X}$
- 3) 慣性: 加速度 → 力 $F = Md\ddot{X}$

ただし、 $dX = X^e - X$ で、平衡点 X^e からの変動量を表すベクトルである。また、 K, B, M は対応する次元をもつ行列である。運動インピーダンスを総合的に表現するために、次のような線形モデルがしばしば使われる⁶⁾。

$$F = KdX + Bd\dot{X} + Md\ddot{X} \quad (1)$$

たとえば、スティフネスには次のような力学的性質がある。スティフネス K が与えられると、力 F と変位 dX のいずれか一方が決まれば、他方も決まってしまう。したがって、同じ方向の力と変位を同時に制御できない。また、手先が何らかの原因である変位を受けたとき、手先に生じる反力は、上肢のスティフネスと変位量により決まる。いま、変位量が一定であるとする、スティフネスが大きければ反力が大きく、かたい腕になる。逆に、スティフネスが小さければ、反力は小さく、柔らかい腕になる。また、粘性は速度の変動に対して生じる反力を、慣性は加速度の変動に対して生じる反力を規定する。したがって、環境に応じて適切なインピーダンスを手先に設定することにより、環境からの作用力に対す

る腕の望ましい運動をあらかじめ設定することが可能である。

生体運動系は次の3通りの方法で運動インピーダンスを調節することができる⁸⁾。

1) 先に述べたように、筋には収縮力に比例して粘弾性が大きくなるという性質がある⁵⁾。一方、屈筋・伸筋の収縮力の差が関節の駆動トルクになる。このことは同じ駆動トルクを得ながら、筋の収縮レベルを変えることで、関節まわりの粘弾性を自由に調節できることを意味する。

2) 伸張反射系や腱反射系に代表される脊髄レベルの反射回路のパラメータによっても、関節まわりのインピーダンスを調節することが可能である。

3) 骨格系の姿勢を選択することによって慣性を調節できる。

3. 作業・関節・筋空間のマッピング

作業空間の運動学的自由度は最大6である。この作業空間の自由度に対して、ヒトの筋骨格系は運動学的冗長性を有する。また、筋は骨格系に対して並列に付着しているのに対して、骨格系は直列なリンク機構を構成している。この筋骨格系の冗長性および直・並列機構から、変位と力に関して、作業、関節、筋の各空間の間で図1のようなマッピングが成立する⁹⁾。図中、“well”, “under”, “over” は以下のことを意味する。

1) well-defined mapping…元の空間のベクトルから、写像先のベクトルが一意に定まる。

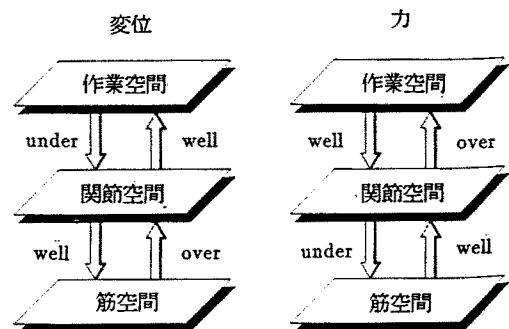


図1 筋骨格系における変位と力のマッピング

2) under-constrained mapping …拘束条件が不足しており、元の空間のベクトルを規定しても、写像先では無限個の解が存在して一意に定まらない。

3) over-constrained mapping …拘束条件の数が多すぎて、元の空間のベクトルから写像できない場合が起こり得る。

運動の制御では、作業空間の変位・力だけでなく、運動インピーダンスも同時に調節する必要がある。これによって、運動目的に応じて上肢の動特性を設定したり、外力を受けたとき、上肢がどのような動きになるかを予想することが可能になる。作業空間におけるスティフネス K 、粘性 B 、慣性 M の各行列は、最大 6×6 のパラメータを有する。すべて対称であると仮定しても、合計 $21 \times 3 = 63$ 個のパラメータを調節する必要がある⁹⁾。これらのパラメータは、上述のように、骨格系の姿勢、筋の粘弾性、反射系のパラメータを変えることで調節される。

冗長な運動機構から生まれる柔軟性は、逆にいえば、付加的な拘束を与えないかぎり、筋空間、関節空間の運動、力が定められないことを意味する。生体運動系ははたしてどんな拘束条件を課しているのだろうか。以下では、この問題の手がかりとするため、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、運動インピーダンスが、冗長自由度をもつ筋骨格系の拘束条件になり得ることを示す。

4. 筋骨格系の運動記述

いま、図2の作業空間、関節空間、筋空間で次のように変位・力ベクトルを定義する。

◇作業空間 (m 次元) :

位置・姿勢ベクトル

$$X = (x_1, x_2, \dots, x_m)^T$$

力・モーメントベクトル

$$F = (F_1, F_2, \dots, F_m)^T$$

◇関節空間 (n 次元) :

角度ベクトル

$$\theta = (\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_n)^T$$

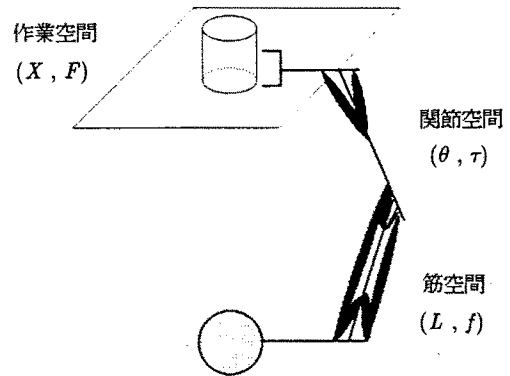


図2 作業・関節・筋空間

関節トルクベクトル

$$\tau = (\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_n)^T$$

◇筋空間 (k 次元) :

筋長ベクトル

$$L = (L_1, L_2, \dots, L_k)^T$$

(伸張方向を正とする)

筋力ベクトル

$$f = (f_1, f_2, \dots, f_k)^T$$

(短縮方向を正とする)

作業空間と関節空間の関係は、関節角度 θ の非線形関数として

$$X = q(\theta) \quad (2)$$

で与えられる。ある姿勢 θ のまわりの微小変位を考えると、

$$dX = J(\theta) d\theta \quad (3)$$

となる。ここで、 $J(\theta) = \partial q(\theta) / \partial \theta$ は $m \times n$ のヤコビ行列である。また、力・モーメントの関係は、

$$\tau = J^T(\theta) F \quad (4)$$

で与えられる⁹⁾。

関節と筋の関係に同様の考え方を適用しよう。いま、アームの運動が骨格系に付着した k 本の筋 ($k \geq 2n$) によって引き起こされるとしよう。このとき、筋長 L は、図2より骨格系の姿勢 θ によって一意に決まるから、

$$L = p(\theta) \quad (5)$$

と書ける。姿勢 θ のまわりの微小変位に着目すると、

$$dL = G(\theta) d\theta \quad (6)$$

となる。ただし、 $G(\theta) = \partial p / \partial \theta$ は $k \times n$ のヤコビ行

列で、関節角度を筋長に変換する (以下、 $J(\theta)$ 、 $G(\theta)$ は J 、 G と略記)。

筋力 f によって生じる関節トルク τ は、(4)式と同様に

$$\tau = -G^T f \quad (7)$$

で与えられる。ここで、負符号は筋力と筋長がつねに逆向きになることによる。

5. 運動インピーダンスの関係

次に、前章の結果を使って各空間における運動インピーダンスの関係を導出する。

(1) スティフネス/コンプライアンス

まず、準静的な運動で支配的なパラメータとなるスティフネスについて考えてみよう。各空間のスティフネスおよび、その逆で力から変位の関係を与えるコンプライアンスを次のように定義する。

1) 作業空間 (m 次元):

$$F = K_e dX \quad (8)$$

$$dX = C_e F \quad (9)$$

K_e, C_e : $m \times m$ 行列

2) 関節空間 (n 次元):

$$\tau = K_j d\theta \quad (10)$$

$$d\theta = C_j \tau \quad (11)$$

K_j, C_j : $n \times n$ 行列

3) 筋空間 (k 次元)

$$f = -K_m dL \quad (12)$$

$$dL = -C_m f \quad (13)$$

K_m, C_m : $k \times k$ 行列

ただし、 $dX = X^e - X$ 、 $d\theta = \theta^e - \theta$ 、 $dL = L^e - L$ で、 X^e 、 θ^e 、 L^e はそれぞれ平衡点を表す。 K_m は各筋の弾性係数を要素とする行列である。生体運動系は所望の作業空間スティフネス K_e を筋のスティフネス K_m を調節することで実現している。

さて、 K_e と K_j の(3)、(4)、(8)、(10)式を用いて、

$$\begin{aligned} K_j d\theta &= \tau \\ &= J^T F \\ &= J^T K_e dX \\ &= J^T K_e J d\theta \end{aligned}$$

より、

$$K_j = J^T K_e J \quad (14)$$

のように得られる。 K_j と K_m の関係も同様に

$$K_j = G^T K_m G \quad (15)$$

で与えられる。

一方、コンプライアンスについても同じように変換できて、

$$C_e = J C_j J^T \quad (16)$$

$$C_m = G C_j G^T \quad (17)$$

が得られる。(14)~(17)式の関係を図示すると、図3が得られる。作業空間と関節空間、関節空間と筋空間で変換の矢印が逆向きになっているのは、筋骨格系の直列、並列関係による。

このように、作業空間のスティフネス K_e と筋のスティフネス K_m の関係は、ヤコビ行列 J 、 G に依存することになる。このことは、骨格系の姿勢や冗長性、あるいは筋の冗長性や付着位置がスティフネスの変換に影響を与えることを意味する。

なお、粘性についても、図3のスティフネスと全く同じ関係が成り立つ。

(2) 慣性

n 自由度をもつリンク系の運動方程式は、

$$M(\theta) \ddot{\theta} + h(\theta, \dot{\theta}) + g(\theta) = \tau \quad (18)$$

で与えられる。ここで、 $M(\theta)$ は慣性行列、 $h(\theta, \dot{\theta})$ は遠心力・コリオリ力、 $g(\theta)$ は重力項である。い

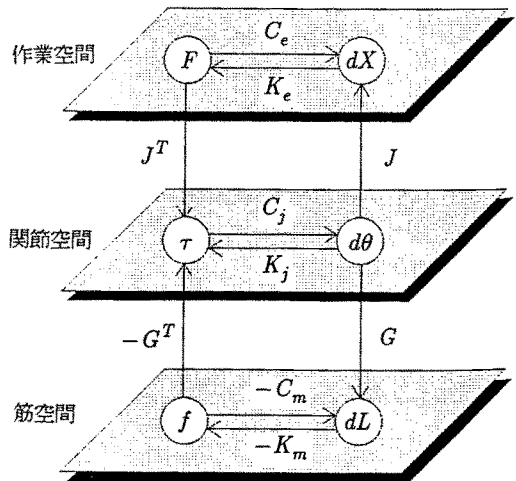


図3 作業・関節・筋空間におけるスティフネス/コンプライアンスの関係

ま、リンク系の速度が十分小さく、重力の影響がないとすると、

$$M\ddot{\theta} = \tau \quad (19)$$

が成り立つ ($M(\theta) = M$ と略記)。一方、(2)式を微分して、速度項を無視すると、

$$\dot{X} = J\dot{\theta} \quad (20)$$

の関係が得られるので、(7)式より、筋力 f と作業空間加速度 \ddot{X} との間に、

$$\ddot{X} = -JM^{-1}G^T f \quad (21)$$

が成り立つ。また、(4)、(7)式より、

$$\ddot{X} = JM^{-1}J^T F \quad (22 a)$$

$$= M_e^{-1} F \quad (22 b)$$

を得る。 $JM^{-1}J^T$ は作業座標系での力から加速度への変換行列で、mobility tensor¹⁰⁾ と呼ばれ、慣性行列 M_e の逆数である。

6. インピーダンスによる運動の変換

次に、作業空間から関節空間への運動のマッピングをインピーダンスを拘束条件として解くことを考えよう。

骨格系の冗長自由度のため、ヤコビ行列 J の逆行列 J^{-1} を直接求めることはできない。しかし、図 3

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、 F 、 τ を介して至るパスが存在する。これより逆運動学解、

$$d\theta = C_J J^T K_d dX \quad (23)$$

が得られる。上式は(16)式より、

$$d\theta = C_J J^T (J C_J J^T)^{-1} dX \quad (24)$$

となる。これは、評価関数、

$$Q(d\theta) = d\theta^T K_J d\theta \quad (25)$$

を最小にする逆運動学解になっている。すなわち、関節空間のポテンシャル・エネルギーを最小にする姿勢を与える⁹⁾。

同様に、作業空間の加速度 \ddot{X} から関節角加速度 $\ddot{\theta}$ を求める変換は、(4)、(19)、(22)式より、

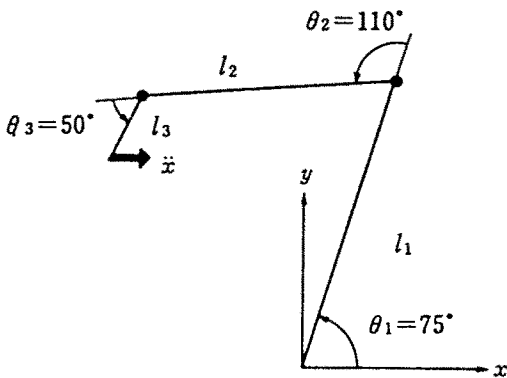
$$\ddot{\theta} = M^{-1} J^T (J M^{-1} J^T)^{-1} \ddot{X} \quad (26)$$

で与えられる。これは評価関数

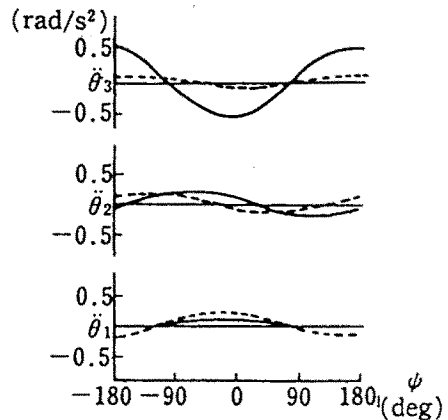
$$Q(\ddot{\theta}) = \ddot{\theta}^T M \ddot{\theta} = \ddot{\theta}^T \tau \quad (27)$$

のもとでの逆運動学解で、関節のトルクと加速度の積を最小にする解を与える。

いま、図 4 の姿勢で静止している上肢の手先に、 $\|\ddot{X}\| = 0.05 \text{ m/s}^2$ の加速度を生成するためには、各関節でどのように分担すればよいかを求めよう。ただし、上肢は 3 リンク平面モデルで近似し、各パラメータは人間の上肢を参考に、表 1 のように設定した。



(a) 初期姿勢



—— 慣性を考慮した逆運動学解

----- 擬似逆行列解

(b) 関節加速度

図 4 慣性を考慮した逆運動学解

表 1 上肢3リンクモデル・パラメータ

	リンク1	リンク2	リンク3
長さ(m)	0.30	0.24	0.11
質量(kg)	1.59	0.90	0.11
質量中心(m)	0.162	0.125	0.055
慣性モーメント (kgm ² /s ²)	1.58×10^{-2}	4.76×10^{-3}	5.87×10^{-4}

その結果を同図(b)に示す。横軸は手先加速度 \ddot{X} の方向、縦軸は各関節の角加速度である。実線は慣性を考慮した(24)式の逆運動学解、点線は擬似逆行列解

$$\ddot{\theta} = J^T (JJ^T)^{-1} \ddot{X} \quad (28)$$

で((26)式で、 $M=I$ とおいた場合に対応)、関節加速度の2乗和を最小にする解である。擬似逆行列解は、ヤコビ行列 J がリンク長をパラメータに含むことから、肩・肘関節で主に加速度を分担している。これに対して、慣性を考慮した逆運動学解は、手首・肘関節で加速度の大部分を分担し、肩関節がほとんど動かない。これは、肩関節まわりの慣性に比べて、手首関節まわりの慣性が小さいため、慣性行列の特性が反映されている。すなわち、同じ作業空間加速度を実現する関節角加速度の組み合わせのうちから、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。

7. 回転作業におけるインピーダンス調節

7.1 クランク回転実験

図5に示すような水平面内のクランク回転作業を取り上げる。被験者はクランクの正面に座り、クランクの中心に身体の中心を合わせる。そして $\phi=0^\circ$ の位置に静止させたクランクを右腕で時計回りに1回転半させる。被験者にはオシロスコープに表示した目標回転速度 ϕ_d にクランク回転速度 ϕ を一致させるように指示した。クランクの半径は10 cm、目標回転速度は π rad/sec、回転に関する静止摩擦力は1.0 kgw、動摩擦力は0.82 kgw に設定した。なお、被験者は20代成人男子3名(右利き)で熟練後10試行を測定した。

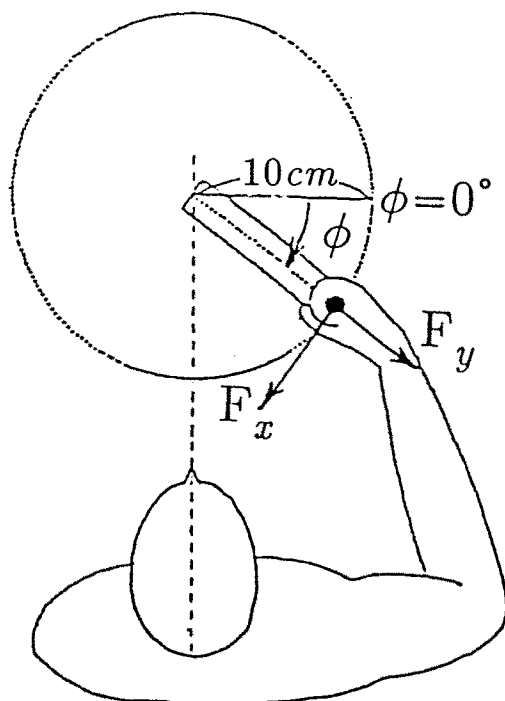


図 5 クランク回転作業

7.2 基本姿勢

人間の上肢は、図6のように、肩関節に3自由度、肘関節に1自由度、手首関節に3自由度、合計7自由度をもち、作業空間のタスクに対して冗長になっている。したがって、何らかの拘束条件を課さない限り、上肢の姿勢を決められない。

まず、力がどの方向にもかからないようにハンドルを軽く把持したときの上肢の姿勢(以後、基本姿勢と呼ぶ)を計測した。一般に、拘束動作における腕の運動方程式は(4)、(18)式より、

$$M(\theta) \ddot{\theta} + h(\theta, \dot{\theta}) + g(\theta) = \tau + J^T F_e \quad (29)$$

で与えられる。 F_e はハンドルからの反力である。ただし、この把持動作では、 $F_e=0$ であり、また、上肢が静止しているので、慣性項と遠心力・コリオリ力は0である。よって、把持姿勢を維持するためには、重力に抗する関節トルクのみが必要となる。この関節トルクは上肢の姿勢角(θ)の関数である。

この把持動作では、被験者の手先はハンドルを把

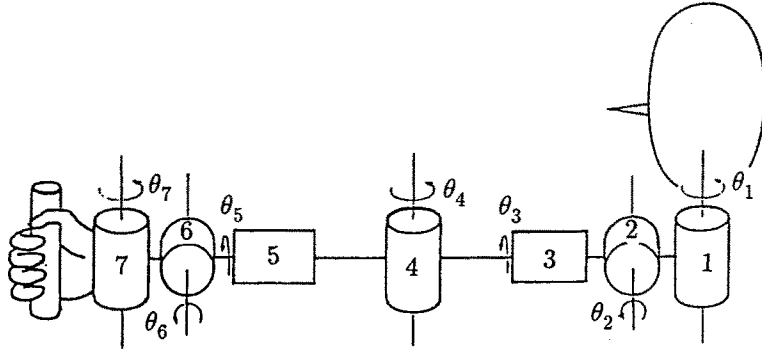


図 6 上肢関節自由度

持するため固定されているが、肘の位置は自由に選択できる。そこで、実験で被験者が選択した基本姿勢をもとに、手首の位置は固定したまま、上肢の冗長性を利用して肘の位置を肩の高さから少しずつ下げ、最も低い位置まで変化させたときの抗重力に必要な関節トルクを(29)式より計算した。その2乗和、

$$\|\tau\|^2 = \|g(\theta)\|^2 = \sum_{i=1}^7 g_i^2(\theta) \quad (30)$$

を図7に示す。横軸に肘の高さを取ったとき、抗重力に必要な関節トルクの2乗和は最小値をもつ。すなわち、最も重力の影響を受けない姿勢が存在する。一方、点線(-16.8 cm)は被験者が基本姿勢で選択した肘の高さであり、計算した最小トルク姿勢と一致している。つまり、手先力を必要とせず、単に対象物に触れるだけの場合は、被験者は抗重力トルク

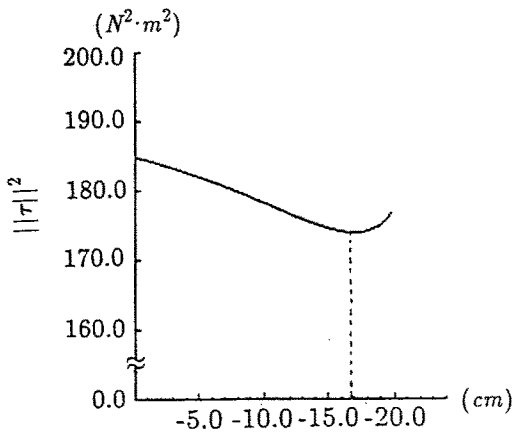


図 7 抗重力トルクと肘の高さ

最小という拘束条件を課して上肢の姿勢を選択していると考えられる。

7.3 速度制御時の上肢姿勢

図8の実線はクランク回転中(回転角 $\phi=0\sim3\pi$ (rad))の各関節角度の変化を示したものである。図から、肩・肘関節は回転とともに滑らかに伸展から屈曲へと変化していることがわかる。これに対して、手首関節の屈曲角度(θ_1)はほとんど変化しておらず、伸展位から約 15° 屈曲した状態が保持されている。すなわち、被験者は手首関節まわりの粘弾性を大きくして、積極的に関節をロックしている。このことは、図9に示すように、手首関節に作用する尺側手根屈筋と橈側手根伸筋の同時活動からも確かめられる。

次に、速度制御中の上肢の姿勢選択の方策を探るため、手首の屈曲角度(θ_1)を 15° に固定して、そのほかの関節角度を次式の擬似逆行列により求めた。

$$d\theta = J^T(JJ^T)^{-1}dX \quad (31)$$

これは手首関節の屈曲自由度(θ_1)に関するコンプライアンスを小さく(スティフネスを大きく)設定し、その他の関節自由度のコンプライアンスを相対的に大きく、かつすべて同じに設定して、(24)式から関節角度を求めることと等価である。

図8の点線は擬似逆行列で求めた関節角度である。肩・肘関節についてはほぼ一致している。擬似逆行列で求めた関節角度は、手首の屈曲は維持しつつ、それ以外の関節の動きをできるだけ少なくする解である。つまり、回転動作中は、手首関節の屈曲自由度を関節インピーダンスを調節して拘束したうえで、そ

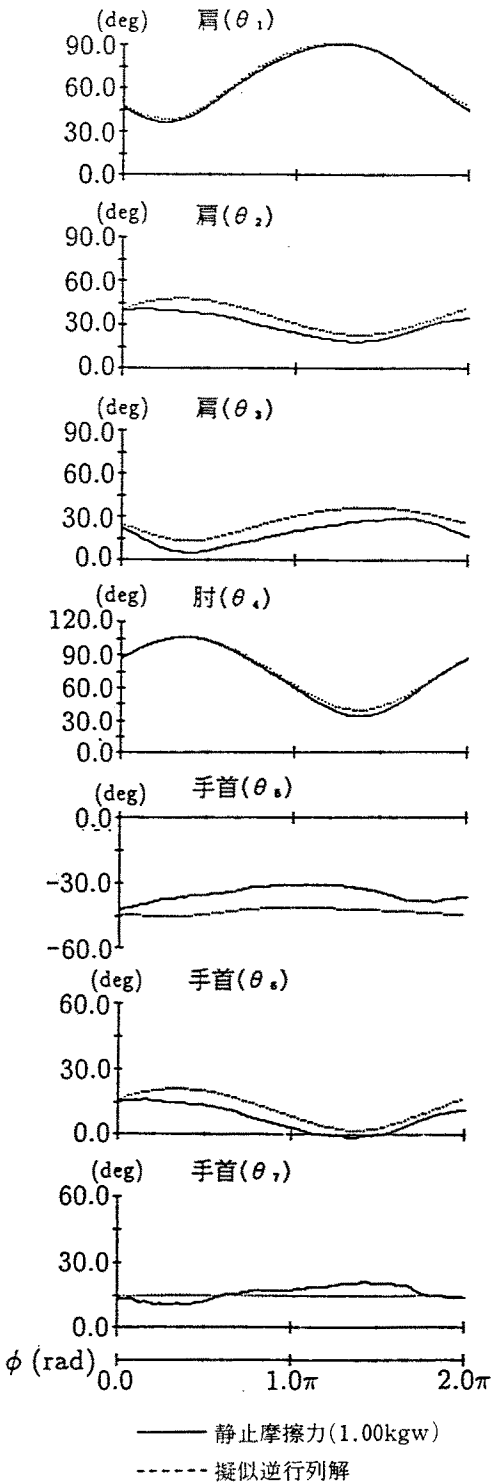


図 8 クランク回転中の上肢姿勢

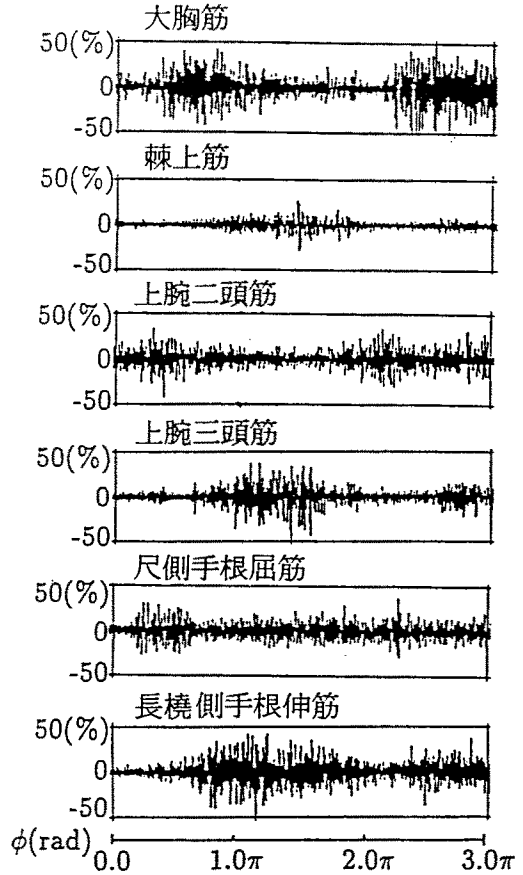


図 9 クランク回転時の筋電位

他の関節の速度の2乗和ができるだけ小さくなるような上肢の姿勢を被験者が選択していると考えられる。厳密には、動力学的な干渉など他の要因が姿勢に与える影響も考慮する必要があるが、定性的には上述のような準静的な解析でも十分である。

7.4 回転停止時のインピーダンス調節

(1) 外向き手先力と手先スティフネス

図 10 はクランク回転時の回転速度 ϕ 、接線方向の手先力 F_x 、法線方向の手先力 F_y を 3 試行重ね書いたものである。図中の点線は回転開始時と回転終了時を表しており、横軸は作業時間で規格化した。クランクの接線方向の手先力 F_x は回転中、ほぼ一定となっているが、中心に向かう法線方向の手先力 F_y は速度制御中は小さな値であったものが、クランクを

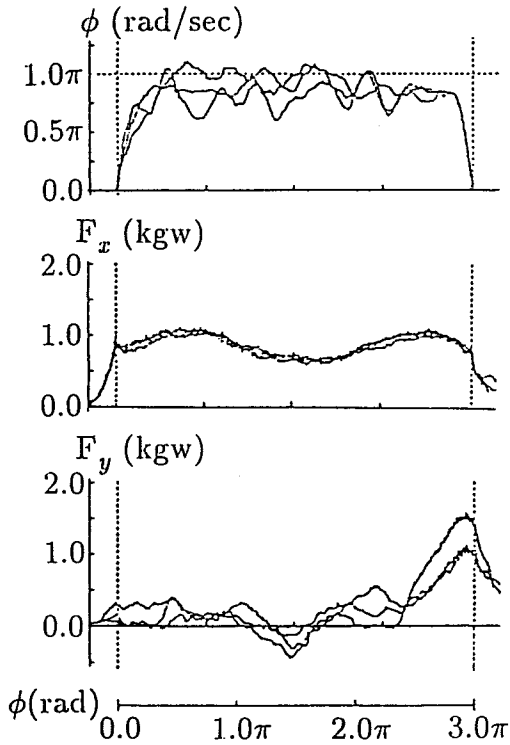


図 10 クランク回転における回転速度と手先力

減速させるころから非常に大きくなっている。そこで、この増加した手先力の働きを考えてみよう。

図 11 のように、被験者が目標位置 P で法線方向に ΔF_y ほど手先力を増加させたとする。このとき、回転成分に関しては運動方程式、

$$M\ddot{\phi} + b\dot{\phi} + b_c \operatorname{sgn}(\phi) = 0 \quad (32)$$

が成り立っている。ここで、 M, b, b_c はそれぞれクランクの慣性、粘性摩擦、クーロン摩擦を表す。この状態でクランクの回転角が ϵ だけずれ、 P_1 の位置になったとする。このとき、 ΔF_y がクランク外向きに

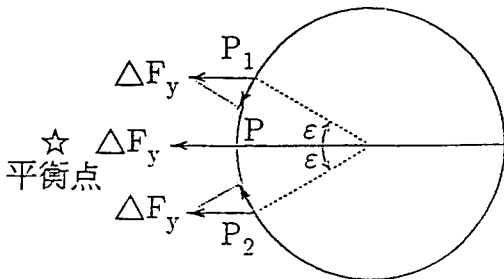


図 11 クランク減速時の手先力

設定されていれば、その接線方向成分は P を向くが、内向きに設定されていると P から遠ざかる方向を向く。このときの運動方程式は、

$$M(\ddot{\phi} + \dot{\epsilon}) + b(\dot{\phi} + \dot{\epsilon}) + b_c \operatorname{sgn}(\phi + \epsilon) = T \quad (33)$$

$$T = -r_0 \Delta F_y \sin \epsilon \quad (34)$$

となる。ただし、 T はクランクに作用する駆動トルクである。

ここで、法線方向の手先力増加がもたらす手先スティフネスの変化を求めると、

$$\Delta K_x = -\frac{\partial T}{\partial \epsilon} = r_0 \Delta F_y \cos \epsilon \quad (35)$$

となる。 ΔK_x は、クランクが目標位置 P に近づいたり、 ΔF_y が大きくなると増加する。つまり、法線方向の手先力を増加させることによって、回転成分のスティフネス K_x を大きくすることができるのである。

もちろん、法線方向内向きの力（クランクの回転中心方向への力）は負のスティフネスを発生させることになる。このような、内力を利用したスティフネス制御法は、最近、ロボット・マニピュレータのコンプライアンス制御を対象として提案されており¹¹⁾、人間がこのような制御方式を採用していることは興味深い。

さらに、停止直前の表面筋電位を見ると、ほとんどすべての筋で同時活動が増加していることがわかる（図 9 参照）。このことは、手先のインピーダンス（粘弾性）が大きくなることを意味し、手先の動特性が制動のきいた系に切り替わっていることを示唆する⁹⁾。すなわち、人間は自らの腕を制動のきいた系に切り替えることによって、目標点まわりのクランク腕の動特性を構造的に安定化していると思われる。

(2) 上肢自由度拘束

この実験では、クランクを 1 回転半させているので、同じ箇所を二度通過している。回転終了直前 ($\phi = 0.75\pi \sim \pi$ (rad) のクランク位置) の上肢姿勢と、同じ箇所を速度制御モードで通過したときの姿勢を比較してみよう。

まず、同じ手先力 (3 kgw) を生成するのに必要な関節トルク τ を各手先位置の姿勢について (4) 式より求め、その 2 乗和、

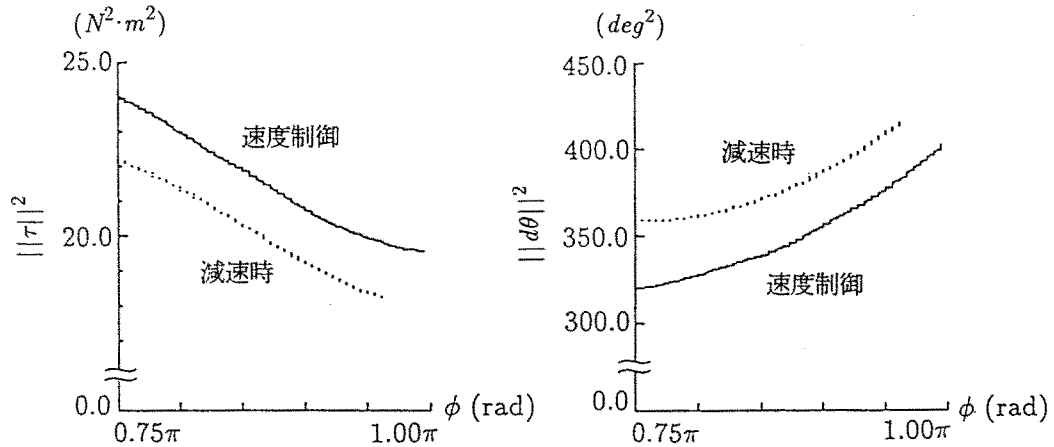


図 12 速度制御時と減速時の上肢姿勢

$$\|\tau\|^2 = \sum_{i=1}^7 \tau_i^2 \quad (36)$$

を計算した。また、手先を微小量 (5 cm) だけ動かすのに必要な関節変位をやはり各姿勢について、(28) 式より求め、その 2 乗和、

$$\|d\theta\|^2 = \sum_{i=1}^7 d\theta_i^2 \quad (37)$$

を計算した。図 12 にその結果を示す。この図より明らかのように、クランクを停止させるときには、同じ手先力を生成するのでも関節トルクができるだけ少なくてすむ姿勢を選択している。これは、停止時に法線方向の手先力を増加させる制御方策をとっているためである。一方、速度を制御しているときには、関節速度が少なくてすむような姿勢を選択している。このように、われわれは手先で要求されるタスクに応じて異なる評価のもとで上肢の冗長自由度を拘束する。

8. あとがき

身体運動の制御では、運動目的、外部環境に応じて筋骨格系の自由度を適切に拘束する必要がある。その際、生体のインピーダンス調節機能が重要な役割を果たしていると考えられる。本稿では、作業空間の運動タスクに対する上肢の冗長自由度の拘束とインピーダンス調節の関係を理論および実験の両面から考察した。そのため、まず準静力学解析から作業・

関節・筋空間における変位・力・運動インピーダンスの関係を導出した。ついで、運動インピーダンスが冗長自由度の拘束条件になり得ることを示し、逆運動学解を与えた。さらに、クランク回転作業を取り上げ、手先および関節の運動インピーダンスが上肢の姿勢選択に重要な役割を果たしていることを示した。今後は、作業・関節空間における運動インピーダンスを測定するとともに、筋空間の解析が可能な筋モデルを作成する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 (03452188) の研究助成によるものであり、ここに改めて謝意を表します。

参考文献

- 1) Saltzman, E. & Kelso, J.A.S. : Skilled actions : A task-dynamic approach, *Psychological Review*, 94, 1, 84-106 (1987).
- 2) Jordan, M.I. & Rosenbaum, D.A. : *Action, Foundation of Cognitive Science*, 769-792, Ed. by M.I. Posner, The MIT Press, (1989).
- 3) 田中啓治 : 視覚と運動の脳内過程, 伊藤正男・佐伯胖編 : 認識し行動する脳, 112-149, 東京大学出版会, (1988).
- 4) Hogan, N. : Adaptive control of mechanical impedance by coactivation of antagonist muscles, *IEEE Trans., Automatic Control*, AC-29, 681-690, (1984).
- 5) 伊藤宏司, 辻敏夫 : 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).
- 6) Hogan, N. : The mechanics of multi-Joint posture and movement control, *Biol. Cybern.*, 52, 315-331, (1985).
- 7) Arbib, M.A., et al. : Schemas that integrate vision

- and touch for hand control, Arbib, M. A. & Hanson, A. R. (eds.): *Vision, Brain and Cooperative Computation*, The MIT Press, 489-510, (1987).
- 8) 伊藤宏司, 伊藤正美: 生体とロボットにおける運動制御, 計測自動制御学会, (1991).
- 9) Mussa Ivaldi, F. A.: Compliance, P. Morasso & V. Tagliasco (eds.): *Human Movement Understanding*, 161-212, Elsevier, (1986).
- 10) Asada, H. & Slotine, J. J. E.: *Robot Analysis and Control*, John Wiley & Sons, (1986).
- 11) Adli, M. A., et al.: Study on internal forces and their use in compliance control of parallel manipulators, *SICE '90*, 853-856, (1990).

REDUNDANT DEGREES OF FREEDOM AND MOTOR IMPEDANCE CONTROL IN HUMAN MOVEMENTS

Koji ITO and Toshio TSUJI

Faculty of Engineering, Hiroshima University

The way in which the multi-degree-of-freedom musculoskeletal systems are coordinated adaptively during skilled actions as diverse as walking, running, grasping, handwriting and reaching for a target is one of the fundamental issues in understanding human movement.

The degrees of freedom of a system are "the least number of independent coordinates required to specify the position of the system elements without violating any geometrical constraints." Generally speaking, the larger the number of degrees of freedom in a dynamic system, the more difficult it is to make the system behave as desired due to the nonlinear interactions between degrees of freedom.

It is known that skilled actions are planned in a corresponding-task spatial coordinate system. The planned actions must be transformed into body (joint) space form and muscle space form.

However, generally, the number of degrees of freedom in the musculoskeletal system engaged in a task exceeds the number of degrees of freedom needed to specify the task to be carried out. The motor control problem is highly indeterminate with respect to most tasks. Therefore, it is necessary to find constraint conditions for transforming a planned trajectory or force in the task space into that in the joint or muscle spaces.

In the present paper, we discuss the roles of motor impedance in reducing the redundant degrees of freedom on the musculoskeletal system. First, we give the motor impedance transformations among the task, the body and the muscle spaces, and then inverse kinematics solutions using the impedance constraints. Further, it is shown that in crank rotation tasks, the subjects determine limb postures based on the hand and joint impedances.