

TR-H-199

生体の運動制御における  
軌道計画のメカニズムおよび  
視覚運動連関に関する研究

大須 理英子

1996. 7.29

ATR人間情報通信研究所

〒619-02 京都府相楽郡精華町光台2-2 ☎ 0774-95-1011

ATR Human Information Processing Research Laboratories

2-2, Hikaridai, Seika-cho, Soraku-gun, Kyoto 619-02 Japan

Telephone: +81-774-95-1011

Facsimile: +81-774-95-1008

© (株)ATR人間情報通信研究所

生体の運動制御における軌道計画のメカニズム  
および視覚運動連関に関する研究

大須 理英子

## 目次

## 1 序論

1.1	はじめに.....	1
1.2	計算論的枠組み.....	3
1.2.1	筋骨格系のバネ特性と2関節6筋のモデル.....	3
1.2.2	視覚到達運動において解かれなければならない3つの問題.....	5
1.2.3	フィードバックとフィードフォワード.....	7
1.2.4	軌道計画の必要性和最適化のメカニズム.....	10
1.2.5	仮想軌道制御仮説と内部モデル制御仮説.....	11
1.2.6	剛性の測定と2つの仮説.....	16
1.3	本論文で扱う問題の概要.....	17

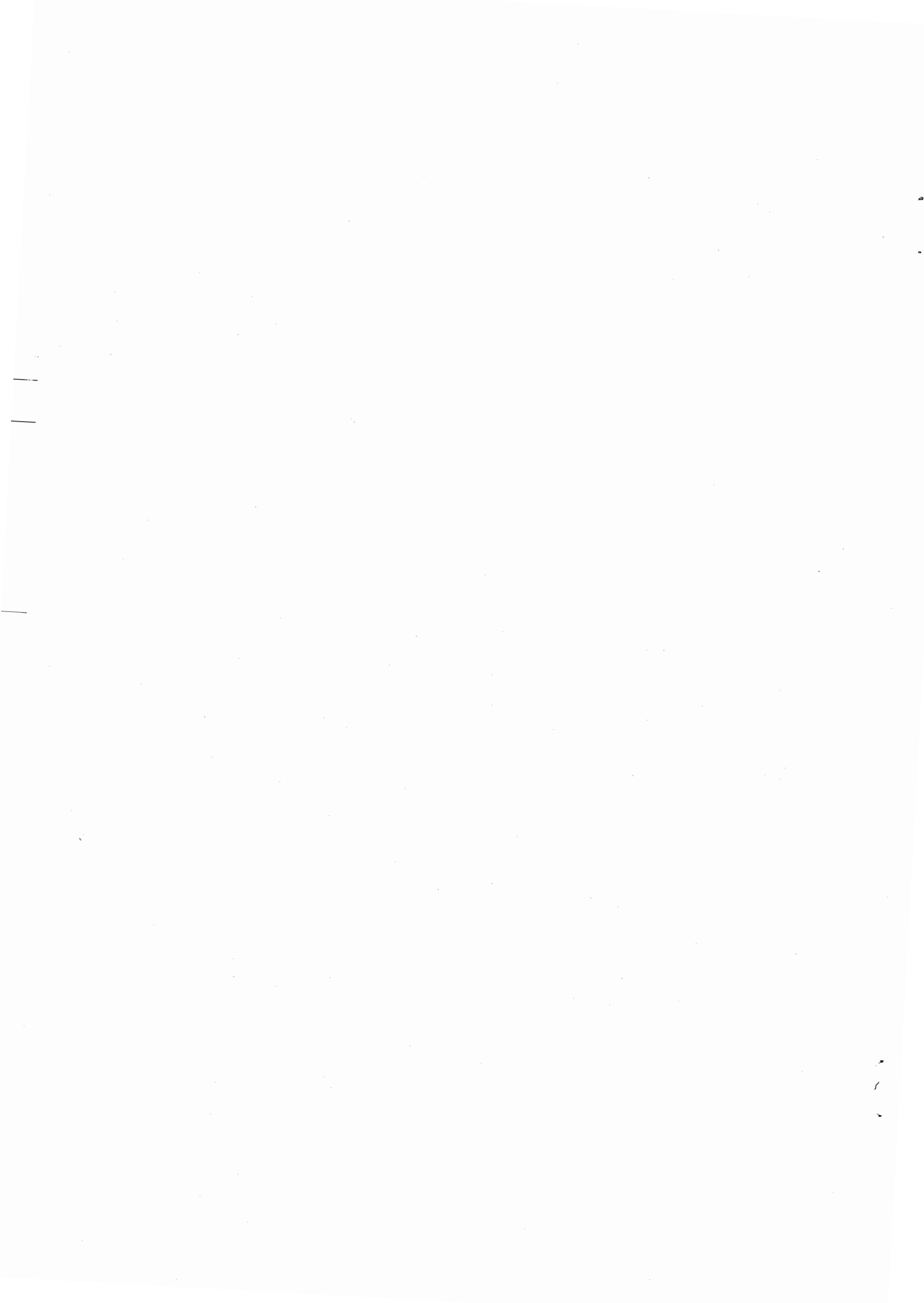
## 2 軌道計画の座標系

2.1	腕の到達運動の特徴.....	19
2.2	軌道計画の空間.....	20
2.2.1	外部座標系での軌道計画.....	21
2.2.2	感覚空間での軌道計画.....	23
2.2.3	外部座標に基づいた内部変数の計画.....	24
2.2.4	内部座標での軌道計画.....	24
2.3	軌道が曲がる理由.....	27
2.4	実験1.....	30
2.4.1	制御の不完全.....	30
2.4.2	方法.....	32
2.4.3	結果.....	35
2.5	実験2.....	43
2.5.1	視空間のゆがみ.....	43
2.5.2	方法.....	46
2.5.3	結果.....	47

2.6 実験3 .....	51
2.6.1 躍度最小の仮想軌道.....	51
2.6.2 方法.....	52
2.6.3 結果.....	54
2.7 考察.....	61
2.7.1 自然な運動における曲がり.....	61
2.7.2 まっすぐにと教示された場合の軌道の曲がり.....	64
2.7.3 課題依存性.....	67
2.7.4 まとめ.....	70
3 評価関数の比較	
3.1 評価関数を比較することの意義.....	72
3.2 実験1 .....	74
3.2.1 方法.....	75
3.2.2 結果.....	77
3.3 実験2 .....	79
3.3.1 方法.....	79
3.3.2 結果.....	82
3.4 考察.....	86
4 腕の剛性と筋電図信号	
4.1 手先剛性, 関節剛性と各筋の関係.....	90
4.2 剛性の性質.....	92
4.3 運動指令(筋活性レベル)と張力, 筋長の関係.....	93
4.4 実験.....	94
4.4.1 方法.....	94
4.4.2 結果.....	99
4.5 考察.....	109
4.5.1 タスクによる筋活性の違いと2関節筋の役割.....	109

## 目次

4.5.2	単関節剛性における単関節筋と2関節筋の寄与の比率.....	110	
4.5.3	単関節剛性における単関節筋と2関節筋の相互作用.....	113	
4.5.4	まとめ.....	114	
5 視知覚と運動			
5.1	非剛体の仮現運動.....	115	
5.2	運動学・動力的仮説.....	116	
5.3	実験1.....	121	
5.3.1	方法.....	121	
5.3.2	結果.....	123	
5.4	実験2.....	126	
5.4.1	方法.....	126	
5.4.2	結果.....	128	
5.5	実験3.....	131	
5.5.1	方法.....	131	
5.5.2	結果.....	132	
5.6	考察.....	135	
6 総合的考察			
6.1	知見のまとめ.....	136	
6.2	視覚情報から運動指令へ.....	139	
6.3	より複雑な運動へ.....	140	
文献.....			142
補遺.....			147
謝辞.....			151
本論文に関する発表等.....			152
要旨.....			154



## 1 序論

### 1.1 はじめに

はじめは苦勞して練習したはずの自転車を、ほとんど意識することなく運転できるようになっている。心理学者のみならず、工学者、生理学者をはじめとした様々な分野の人々がこのような事実に驚きと興味を覚え、この仕組みを解明しようとしてきた。近年、様々なアプローチの融合と、テクノロジーの進歩によって、生体における運動制御機構の解明が飛躍的に進歩している。本論文では、心理学的方法によるアプローチを試みる。

我々は、感覚器から刻々と移り変わる外部環境の情報を入力し、それら进行处理し、出力することによって、再び外部環境に働き掛けている。情報の入力系は視覚、聴覚、味覚、触覚、嗅覚とそれぞれの刺激に対応した受容器をもっているのに対し、出力系は、筋肉の動きがほとんどを占めている。言葉を話すのも文字を書くのも筋肉の働きの結果である。表情も顔面の筋肉がつくりだすものである。一方、我々は、情報の入力のためにも積極的に運動を使っている。眼球運動はそのよい例であろう。また知覚が運動に関する知識に依存するという考え方もある。Lieberman and Mattingly (1985) は、音声認識においては、調音器官の運動が大きく関わっていると述べている（音声知覚の運動理論）。このように、運動制御機構は、身体の移動や対象物の操作のみならず、行動のあらゆる局面に深く関わっている。

運動は、目標物に向かって手を延ばす、操作対象の固さにあわせて握る力を調節するといったような、制御という側面と、そういった個々の操作をどのように組み合わせる目的をもった行動を実現するかという手続き的側面に分けられる。はじめはぎごちなかった運動が段々速く滑らかになるといった、制御における学習には小脳が関連しているといわれる。それに対し、手続きの学習は大脳基

底核と大脳皮質の相互作用で行なわれると考えられる。基底核は同時に、辺縁系から送られてくる動機づけや行動の評価についての情報と大脳皮質からの情報をもとに適切な行動の選択を行なっていると考えられている (Kandel, Schwartz, & Jessell, 1991; 彦坂, 1994)。

運動に関わる大脳皮質の部位としては、直接脊髄の運動ニューロンに出力を送る細胞を含む1次運動野、そして高次運動野といわれる運動前野と補足運動野がまずあげられる (図1.1)。高次運動野では、前頭前野による行動の企画の情報、頭頂連合野からの体性感覚の情報、辺縁系からの動機づけや評価の情報を受け、大脳基底核と小脳の助けを借りながら、行うべき運動の選択や企画、構成、準備が行われると考えられる。それらの過程で得られた情報が1次運動野へ送られ、具体的な実行情報としての運動指令が形成されて、出力として脊髄、脳幹へ伝えられる。

本論文では、具体的な運動の目標が設定されてから運動が実現されるまでのメカニズムに焦点を当て、計算論的枠組みでアプローチすることを試みる。

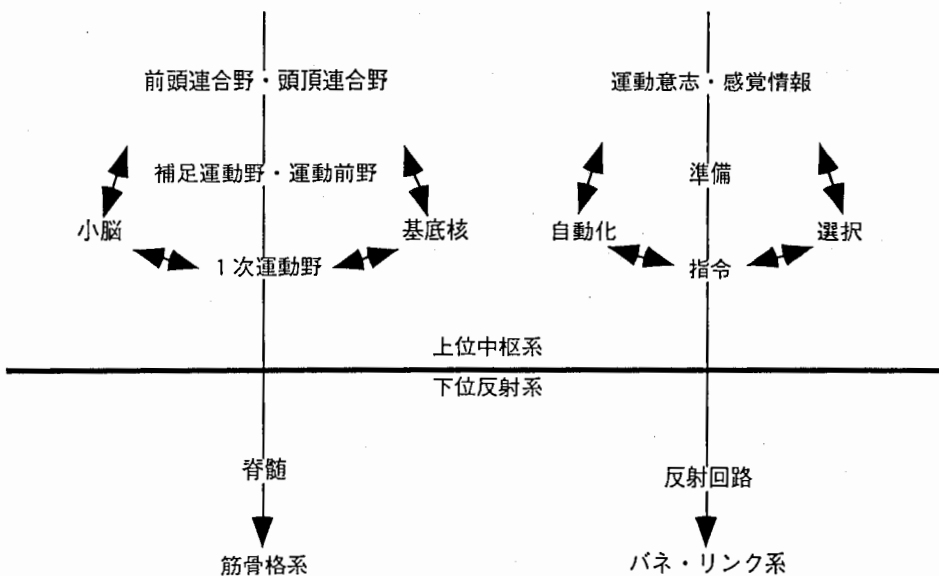


図 1.1 運動システムの概要。左は運動制御に関わる部位を、右はその機能を示す。



## 1.2 計算論的枠組み

Marr (1982) は、生体システムを理解するには、計算論、表現とアルゴリズム、ハードウェアという3つのレベルでの考察が必要であることを指摘している。計算論のレベルの研究では、ある機構を理解するとき、そこで何が計算されているのか、そしてそれはなぜかということを議論する。表現とアルゴリズムのレベルでは、その計算がいかなる表現や方法によって実現されているかを議論する。そしてハードウェアのレベルでは、その表現とアルゴリズムがいかにして物理的に実現されるかを議論する。

生体の運動制御機構の理解において、計算論のレベルでのアプローチをしようとするとき、ロボット工学における考え方が有用である。なぜならば、生体が腕や脚といった自らの作用器を制御しようとするときに直面する問題は、我々がロボットを同じように制御しようとするときに直面する問題とほぼ同様であると推測されるからである。そこで設定される仮説やモデルを、心理学的手法によって検証していくことができる。

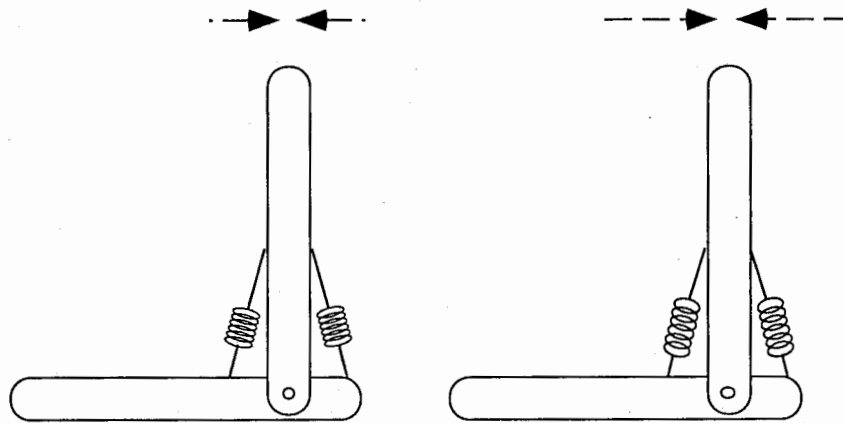
### 1.2.1 筋骨格系のバネ特性と2関節6筋のモデル

筋は堅さ（剛性）を調節できるバネでモデル化することができる。筋は、長くなるにつれて張力が大きくなる一方で、活性レベルを上昇させることで堅くすることができる。

筋骨格系は、骨にあたる1本のリンクと、その両側についた、屈筋と伸筋にあたる2つのバネとでモデル化することができる（図1.2）。関節がある方向に回転する力は、この2つのバネの発生する張力の差によって生ずる。2つのバネの張力が釣り合ったときに、関節は一定の角度で安定な平衡姿勢（平衡位置）をとる。

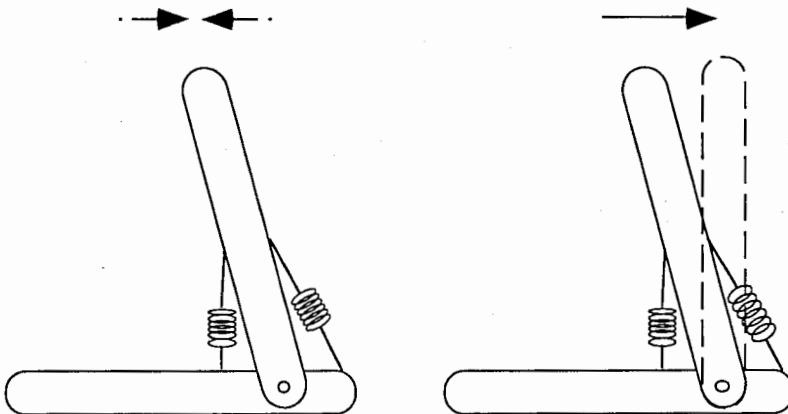
筋の活性レベルを上昇させ、筋の堅さ（剛性）を調節することで、

トルクを発生し、関節を回転させたり、関節の堅さ（剛性）を調節することができる。片方の筋の活性レベルを上昇させると平衡状態が崩れるために、関節はそちら側に回転し、新たな平衡状態になる。また、屈筋と伸筋両方の活性レベルを同時に上昇させる（同時活性）と、関節は同じ角度で平衡状態にあっても、そこから動かされたときにもとの平衡状態に戻る力が強くなる。すなわち、関節が堅くなる。関節を平衡位置から少し動かしたとき、もとの平衡位置に戻ろうとする力の大きさを関節の剛性という。



A) つりあっている状態。剛性が低いので、外乱に対してつりあった状態に戻る力は弱い。

B) つりあっている状態。剛性が高いので、外乱に対してつりあった状態に戻る力は強い。



C) A、Bとは違う位置でつりあっている状態。

D) つりあっていないので、つりあう位置に戻る力が働く。

図 1.2 筋骨格系のバネ特性。

人間の上腕の肩と肘の2関節運動は、6筋のモデルで考えることができる(図1.3)。6筋は、肩の回転のみに関係する屈筋、伸筋、肘の回転のみに関係する屈筋、伸筋の4つの単関節筋と、肘、肩両方の回転に関係する屈筋、伸筋2つの2関節筋からなる。運動指令によりこれらの筋の活性レベルを調節することで運動が実現される。

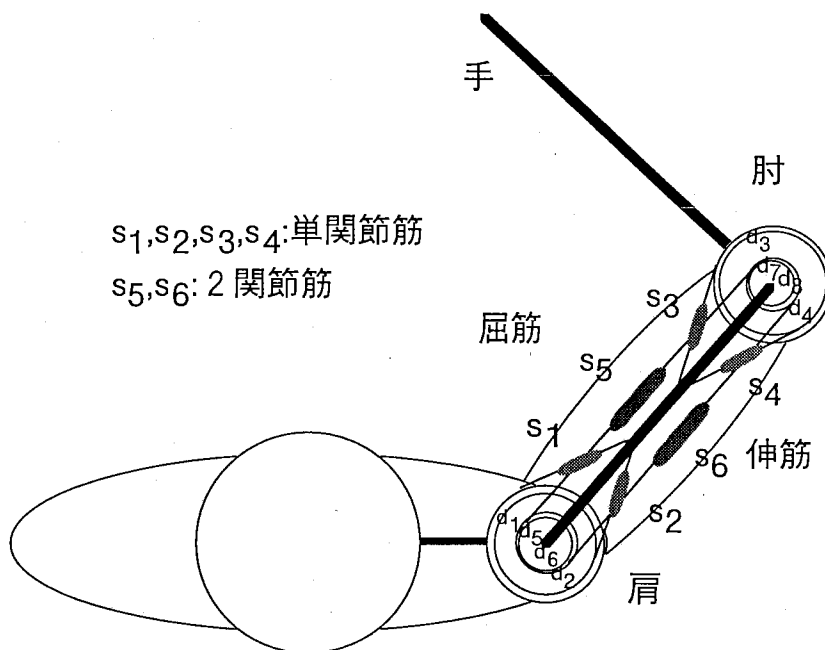


図 1.3 2関節6筋のモデル.

### 1.2.2 視覚到達運動において解かれなければならない3つの問題

運動系の問題は、与えられた運動の目標からそれを実現する運動指令を生成することである。

ロボットの腕に、同様の目標物をつかむという課題が与えられた場合、まず、目標物の位置までに存在する無数の手先の軌道のうちからただ1つの軌道を決めなければいけない(軌道計画の問題)。

(ここで、軌道 (trajectory) という言葉は、速度、加速度といった

時間情報も含んだものとする。時間情報を含まないものは軌跡 (path) と呼ぶ。) そして、決定された軌道を、関節角のような身体の座標系に変換する座標変換を行わなければならない (座標変換の問題)。そして最後に、身体の座標系で表現された軌道を実現するために必要な、関節を回転させる力 (トルク) を計算しなければならない (運動指令の生成)。人間が視覚到達運動を行なう場合にも、同じような問題 (軌道計画, 座標変換, 運動指令の生成) を何らかの形で解決していると仮定することができる。

座標変換及び、運動指令の生成は、ロボット工学の用語でつぎのように定式化することができる (図 1.4)。キネマティクス (運動学) とは、手先の位置, 速度, 加速度と、関節角の位置, 速度, 加速度を関係づけるものである。関節角から手先の位置を計算するという関係の座標変換を順キネマティクス (順運動学) という。逆に、手先の位置から関節角を計算する座標変換を逆キネマティクス (逆運動学) という。ダイナミクス (動力学) とは、関節角の位置, 速度, 加速度と、それを実現するトルクとを関連づけるものである。はじめの腕の姿勢とトルクの時間変化を決めてやると、腕の姿勢の変化が計算される。この運動指令から腕の動きを計算する関係を順ダイナミクス (順動力学) という。逆に、望ましい腕の動きが与えられたとき、それを実現するトルクを計算する関係を逆ダイナミクス (逆動力学) という。それらの計算を実現する機構 (内部表現) を内部モデルという。すなわち、手先の位置から関節角を計算する機構を逆キネマティクスモデル、さらに運動指令を計算する機構を逆ダイナミクスモデルとよぶ。同様に、順キネマティクス, 順ダイナミクスに対応して順モデルを考えることができる。

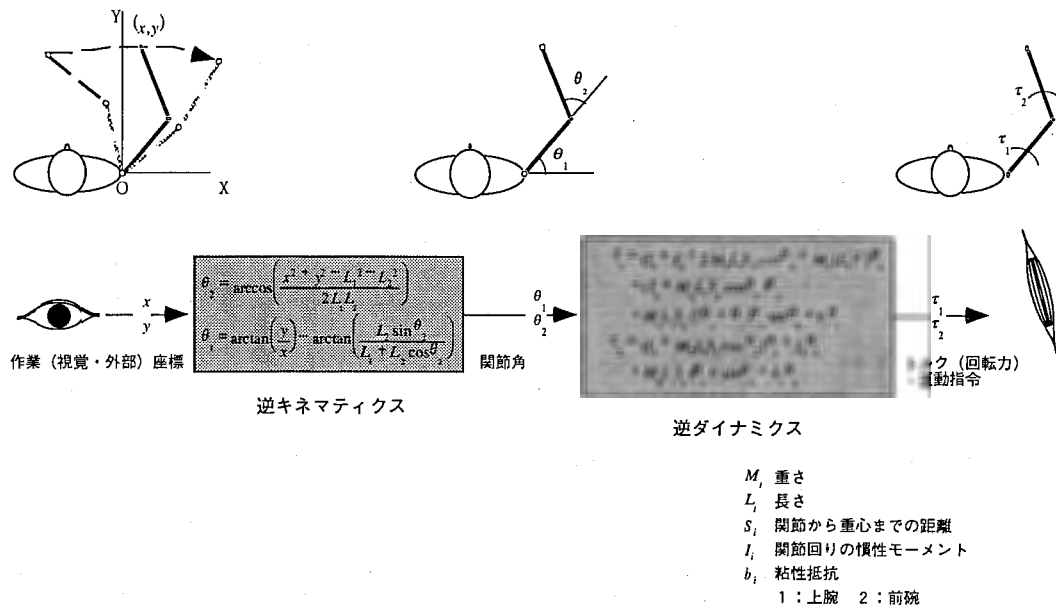


図 1.4 逆キネマティクスと逆ダイナミクス.

運動制御においては、運動の目標から、必要な運動指令を計算しなければならない。ここで主に問題になるのは逆キネマティクスと逆ダイナミクスである。人間の腕の場合、逆キネマティクス、逆ダイナミクスどちらにも冗長性がある。例えば、手でなにかを掴んだまま、手首と肩の関節を回転させることで、肘の位置を動かすことができる。これは、手先の位置だけでは腕の姿勢は一意に決められないことを意味している。また、手を同じ姿勢に保ったまま力を入れて腕を堅くしたり力を抜いたりすることができる。これは姿勢だけでは運動指令は一意に決められないことを意味している。我々はこのような冗長性を利用して、その場その場に適応した運動制御を行なっている。

### 1.2.3 フィードバックとフィードフォワード

制御の方法はフィードバック制御とフィードフォワード制御に分けられる。フィードバック制御では、運動の目標と、感覚から入力

される現在の位置の差を計算し、その差を小さくするように修正しながら目標に近づいていく。フィードフォワード制御では、運動の目標からあらかじめ必要な運動指令を計算し、途中で修正することなく目標に到達する。もし、逆モデルが正確であったなら、フィードフォワード制御によって速く正確な運動を実現することができる。しかし、逆モデルが不正確であった場合、不正確な運動になる。また、運動の実行中に外乱が入ったりした場合に、修正することができない。したがって、フィードフォワード制御だけでは不十分であると考えられる。一方、フィードバック制御では、必要な力は実際の値と目標の値との差にゲインをかけることによって計算されるため、逆ダイナミクスモデルをもっている必要がない。しかし、実際の値が戻されるときに時間遅れが大きいと、速い運動では不安定になるため、フィードバックゲインをあまり大きくできず、正確に目標の軌道を実現することができない。

生体における制御方法もフィードバック制御とフィードフォワード制御という観点から見ることができる。小さな目標物をつかもうとするとき、まず目標物の近くまで手先を素早くもっていき、その後ゆっくり修正しながら正確に目標物に到達する。前半の速い運動の部分はフィードフォワード制御で、後半のゆっくりした部分はフィードバック制御で行われていると考えられる。

生体のフィードバックループには階層性がある(図1.5)。最も下位のレベルでは、筋肉自体がバネのような特性をもっていて、ある方向に変位したときもとの位置に戻る力が働く。その上に、脊髓反射というフィードバックループをもっている。膝蓋腱反射でよく知られている伸張反射は、筋肉がのばされるともとの長さに戻ろうと収縮するという負のフィードバックの機能をもった脊髓反射である。その上に、大脳皮質を介するフィードバック機能がある。1次運動野は体性感覚入力を受け、末梢へ運動出力を送る負のフィードバックループを構成していることが調べられている(トランスコーティカルループ)。さらに視覚からフィードバックされる情報も使って

運動を修正している。

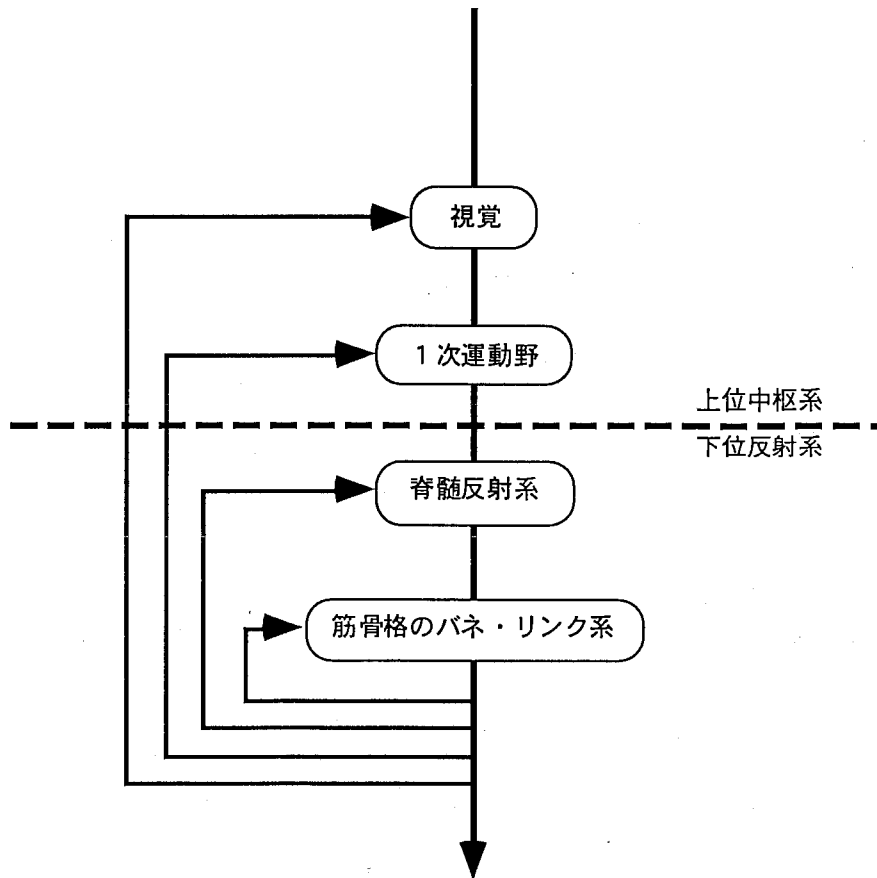


図 1.5 生体のフィードバック機構の階層性。

生体が、フィードバック制御のメカニズムのみに頼っているのではないことは、実験的にも理論的にも明らかになってきている。Bizzi, Accornero, Chapple, and Hogan (1984) は、サルの腕で、フィードフォワード制御が行なわれていることを明らかにした。彼らは、サルに、目標位置まで手先を動かすという腕の単関節運動を訓練したのち、感覚神経を切断し、自分の手先を見ることができないような状況で同じ課題をやらせた。十分訓練が行なわれていると、このような自分の手先の位置を知る感覚情報が全くない状況になっても、課題を行なうことができるようになる。このような状況では、フィードバック制御は不可能なので、腕は純粹にフィードフォー

ドで制御されていると考えられる。さらに、この運動中に、腕を強制的に目標位置までもって行って再び解放するというような外乱を与えた場合、腕は、出発位置と目標位置のあいだの位置に戻ってから再び目標位置まで移動した。これは、手先の目標位置だけではなく、目標位置にいたるまでの途中の軌道も計画されていることを示している。例えば、野球で、バットを一旦振り始めてしまったら、途中で修正することはできない。ゆっくりした運動はフィードバック制御で十分だが、このような速い運動になると、神経系のフィードバックには時間がかかるのでフィードバック制御だけでは不安定になり、フィードフォワード制御が必須になってくると考えられる (Katayama & Kawato, 1993)。

#### 1.2.4 軌道計画の必要性と最適化のメカニズム

運動の目標位置だけではなく、そこへ到る軌道全体が計画されていることがわかった。ではその目標軌道はどのようにして計算されるのだろうか。

軌道計画の問題も、座標変換、運動指令の生成の問題と同様に冗長性がある。ある点からある点へ到達運動をする場合、無数の軌道をとることが可能である。まっすぐな軌道をとることもできるし、非常に曲がった軌道をとることも可能である。さらに、たとえ経路の形が決まったとしても、その時間波形には無数の可能性がある。ところが、先ほど述べたように、実際の観察された軌道は比較的一定であり、何らかのかたちでひとつの目標軌道が選ばれていると考えられる。

この問題に関してはいくつかのアプローチがなされている。例えばBernstein (1967) は筋肉の集合同士にシナジーと呼ばれる協調関係があり、自由度を減らすのに役だっているという考え方を示した。またSalzman and Kelso (1987) が提案したタスクダイナミクスも、タスクレベルから身体座標、運動指令の間を関係付ける法則を提供



する。

数多くの答えが可能な場合、たとえば、そのなかでエネルギーが最も小さいもの、あるいは、最も滑らかに動くもの、といったように、何らかの規範にもとづいてひとつの答えを選ぶことができる。工学では、このような規範を、評価関数という形で定量化することによって、ある問題に対する単一の解を求めるということがよく行われる（最適化理論）。この最適化理論の考え方は、軌道計画の問題においても試みられてきており、人間の到達運動の特徴を説明するために様々な評価関数が検討されてきた。評価関数は、普通、各時点でのコストを運動時間全体にわたって積分したものとして定義される。そしてこの評価関数の値を最小にする軌道を求める。Nelson (1983) は、単関節運動に関して、運動時間、距離、速度、エネルギー、加速度、躍度（加速度の1回微分）などに関連した評価関数を検討している。多関節運動に関しては、Flash and Hogan (1985) が提案した躍度最小モデル、Uno, Kawato, and Suzuki (1989) によるトルク変化最小モデル、Uno, Suzuki, and Kawato (1989) による筋張力変化最小モデルなどがあげられる。

#### 1.2.5 仮想軌道制御仮説と内部モデル制御仮説

フィードフォワード制御を実現するためには、決定された目標軌道からあらかじめ運動指令を計算しなければならない（座標変換、運動指令の生成の問題）。このしくみとして、仮想軌道制御仮説および内部モデル制御仮説という2つの仮説が提案されている。これらを概説する。

#### 仮想軌道制御仮説

内部モデルによって逆ダイナミクスの問題を解き、運動指令を計算する過程は非常に複雑であり、正確な運動を実現するためには、

精巧な内部モデルを必要とする．このように複雑な逆モデルを使った計算を避けてフィードフォワード制御を行う方法として提案されたのが仮想軌道制御仮説である．仮想軌道制御仮説では，脊髓反射，筋骨格のバネ特性といった下位のフィードバック制御のメカニズム（サーボメカニズム）を利用して，フィードフォワード制御を行なう（図1.5）．

前述のように，関節がある方向に回転する力は，屈筋と伸筋の発生する張力の差によって生ずる（図1.2）．もし，目標点を平衡姿勢とするような2つのバネの張力の値がわかっているならば，そのような張力を発生させる運動指令を与えることで，リンクは自然に目標点に移動する．この点に注目し，Bizzi, Polit, and Morasso (1976) は，中枢神経系は，ある腕の姿勢に対して，その姿勢を平衡位置とするような運動指令を知っていて，目標位置への随意運動では，目標位置を平衡位置とするような運動指令が運動開始時に出力されるというモデルを立てた（終端位置制御仮説）．しかし，運動の途中の軌道も計画されているということが前述の実験から明らかになったため，Bizzi et al. (1984)，Hogan (1984) はこれを修正し，運動中に平衡位置を連続的に変えていくことで制御が行なわれているという仮想軌道制御仮説を提案した．仮想軌道制御仮説では，平衡位置はあらかじめ計画された軌道上（仮想軌道）を滑らかに移動していくと考える．上位中枢系は，平衡位置というフィードフォワードの運動指令を出力し，下位反射系が運動を実現する力を発生させる．関節を回転させる力は，平衡位置と実際の位置との差に，機械的な剛性を掛け合わせるによって生成される．

Mussa-Ivaldi, Hogan, and Bizzi (1985) は，平衡位置の考え方を多関節の場合にも拡張し，肩肘2関節の姿勢制御時における手先の剛性を測定してそれを楕円の形で表わした．さらに，Flash (1987) は，仮想軌道の考え方を，躍度最小モデル（2.2.1参照）と結び付けた．仮想軌道を，直線でベル型の速度波形をもつ躍度最小軌道にし，剛性の値を，Mussa-Ivaldi et al. (1985) の測定による静止時の値よ

り大きな値（3倍程度）に設定すると、観察される軌道に近い、直線から少しずれた軌道を再現することができる。

平衡位置の計算には逆ダイナミクス計算は必要ないため、上位中枢系は逆ダイナミクスモデルをもっている必要はない。この考え方は、複雑な計算を避けて多関節運動を説明することができる点で画期的である。しかし、剛性が大きければ、軌道は動いていく平衡位置を追って動いていくが、小さければ慣性や粘性の影響で、実現された軌道は仮想軌道からは外れたものとなる（図1.6）。運動が速くなるにつれて、腕の慣性や粘性抵抗の影響が大きくなり、仮想軌道からのずれが大きくなることが予測される。したがって、速い運動で比較的まっすぐな軌道を実現するには、高い剛性を仮定しなければならなくなる。

Feldman (1966a, 1966b, 1986) は、筋骨格系ではなく、伸張反射のサーボメカニズムに基づいて、同様のモデルを立てている ( $\lambda$ モデル)。 $\lambda$ モデルも同様に、平衡点の系列が、外部座標で、始点から目標までまっすぐに結ばれるように計画されると考える。この平衡点の系列が伸張反射の閾値である運動指令  $\lambda$  を指定する。実際の軌道は緩やかに曲がり、動きの終わりが鉤状に曲がるのがこのモデルから予測される。どちらの場合も、仮想軌道の計画は、外部の空間に基づいて行われ、その軌道が内部の制御変数である運動指令の系列を指定し、筋骨格系のダイナミクスあるいは脊髄反射弓が必要な力を発生する。

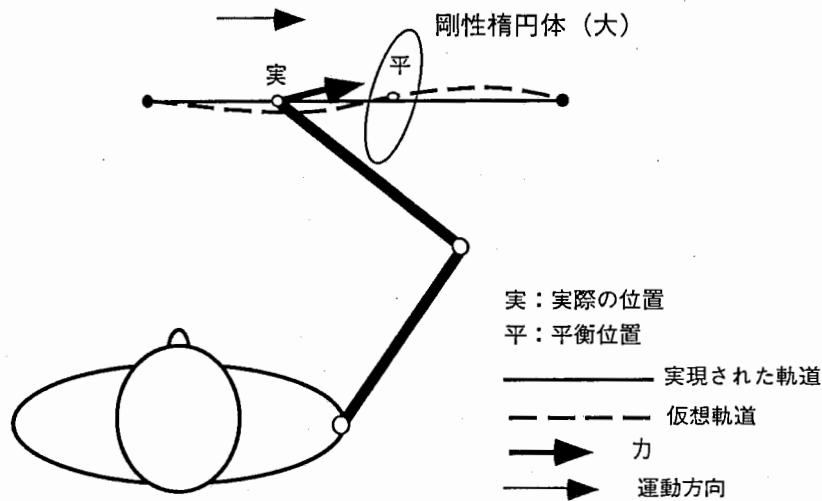
仮想軌道制御仮説といった場合、少なくとも次の3つのレベルの議論が含まれている（川人, 1996）。

(1) 脊髄反射を含んだ筋骨格系は、バネのような性質をもっている。すなわち、静止状態において、皮質から送られる運動指令が一定ならば、外乱を加えられた場合に戻ってくるような平衡位置が存在する。

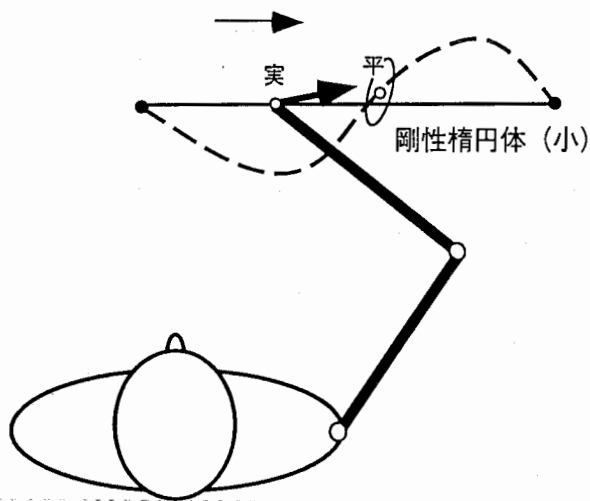
(2) 中枢から降りてくる運動指令は、この平衡位置そのものあるいは平衡位置に直接結びついた表現になっている。

(3) 運動指令である平衡位置の系列は、躍度最小軌道のような、外部座標で直線、ベル型の速度波形をもつような簡単なものであり、内部モデルによって運動指令を計算する必要はない。

このうち、(1)に関しては、これを支持する実験結果も得られており、正しいと考えられる (Bizzi et al., 1984)。(2)に関しては、現在のところはそれを支持する実験結果も却下する実験結果も得られていないので、どちらともいえない。Flash (1987) や、Feldman (1966a, 1966b, 1986) の主張は、(3)にあたる。



A) 剛性が高い場合。仮想軌道は実現される軌道に近くなる。



B) 剛性が低い場合。仮想軌道は実現される軌道と大きく異なる。

図 1.6 仮想軌道と剛性.

## 内部モデル制御仮説

逆モデルで，逆ダイナミクスや逆キネマティクスの問題を解くことができるならば，速くて正確なフィードフォワード制御による運動が可能になる．生体が逆モデルをもっていて，それを使ってフィードフォワード制御をしているという考え方を，内部モデル制御仮説と呼ぶ．逆モデルは，小脳がその所在の候補としてあげられている．Shidara, Kawano, Gomi, and Kawato (1993) は，サルの追従眼球運動時の，小脳の出力であるプルキンエ細胞の発火パターンが，追従眼球運動に必要な眼球の逆ダイナミクスモデルの出力にあたる要素と良く対応することを示した．これは，小脳が制御対象である眼球の逆モデルを使って運動指令を生成していることを示唆している．

目標軌道どおりの運動を行なうためには，精度の良い内部モデルをもっていなければならない．しかし，人間は成長にともなって腕の状態が変わるので，逆モデルもそれにあわせて変化させなければならない．したがって，逆モデルは学習によって獲得されなければならないと考えられる．逆にいうと，学習により内部モデルの精度をあげることによってより目標軌道に近い軌道を実現できるようになる．Kawato, Furukawa, and Suzuki (1987) の提案した「フィードバック誤差学習」という手法は，はじめはフィードバック制御でぎこちなく制御されていたものを，運動しながら徐々に逆モデルを獲得していき，フィードフォワード制御で正確な運動ができるようになるというもので，生体の運動学習の過程をよく模している．その他，直接逆モデリング，順逆モデリングなどの方法が提案されている (Jordan, 1995) ．

## 1.2.6 剛性の測定と2つの仮説

仮想軌道制御仮説と内部モデル制御仮説を議論するとき焦点となるのは、手先の剛性である。先に述べたように、速い運動を目標軌道に等しい仮想軌道で制御するためには、手先の剛性を高くしなければならない。そこで、腕の剛性を測定する実験が試みられてきた。

運動中の剛性を測定した結果は (Bennett, 1993; 五味・川人, 1995; Gomi, Koike, & Kawato, 1992; Gomi, 1996), Flash (1987) のシミュレーションで仮定されている値よりかなり低くなっている。これらの運動中の剛性の測定値を使うと、実現される軌道は曲がり過ぎ、目標点まで近づくことも困難になる (Katayama & Kawato, 1993)。McIntyre and Bizzi (1993) は、まっすぐな仮想軌道では、肘の単関節の運動でさえ十分説明しきれないことを示唆している。このようなことから、まっすぐな仮想軌道が腕の制御に使われているとは考えにくい。また、Gomi and Kawato (1996) は、測定された剛性から仮想軌道を計算し、仮想軌道が、躍度最小軌道のような滑らかな時間波形をもつ直線軌道にはならず、空間パターンとして直線から外れているのみならず、時間パターンも非常に複雑なものになっていることを示した。したがって、上位中枢が運動指令として、仮想軌道を計算して下位反射系に送っているとすると、上位中枢には、このような複雑な仮想軌道を計算するメカニズムがなければならない。この計算は、逆ダイナミクスの計算に相当するような複雑なものであると考えられる (図1.6)。Katayama and Kawato (1993) は、このような計算を行うシステム (仮想軌道計画器) が学習によって獲得可能であることを示している。このような仮想軌道計画器を使った制御からは、躍度最小軌道と仮想軌道制御仮説を結びつけた場合の利点とされる、複雑な計算が必要ないという側面は失われる。

このように、腕を柔らかくした状態で目標軌道通りの運動を実現するためには、かなり複雑な計算が必要なことは確かである。またそ

の複雑な計算を，比較的簡単なメカニズムによって実現することは可能であり，それを実現する内部モデルを学習によって獲得することも十分可能であると考えられる。

### 1.3 本論文で扱う問題の概要

本論文では，上記のような背景のもと，運動制御のメカニズム及び視覚と運動の関連を解明していくうえで，次のような点に焦点を当てた。

- (1) 軌道計画の座標系を明らかにし，その規範を検討する。  
(2, 3章)
- (2) 運動指令（筋電図信号）と関節の剛性の関係を明らかにする。  
(4章)
- (3) 運動の法則に関する知識が視覚に及ぼす影響を検討する。  
(5章)

第1章では，比較的速い運動においては，前もって軌道を計画して前向き制御をしていること，計画された軌道が内部モデルを使って実現されていることを述べた。一方，軌道計画がどのような座標系で行われているか，どのような規範にもとづいているか，に関しては様々な提案がなされてきた。そこで第2章，第3章では，視覚到達運動を取り上げ，軌道計画の問題を検討した。第2章では，これまでの軌道計画の座標系に関する議論を，身体内部の座標系か外部の座標系かという視点と，ダイナミクスを考慮するかキネマティクスのみかという視点から分類するとともに，どの座標系で計画されているかを実験的に検証した。軌道計画の規範として，最適化理論に基づいた評価関数がいくつか提案されている。第3章では，それらのうちで，外部座標に基づく手先躍度最小の評価関数，身体内部の座標に基づく関節角躍度最小，トルク変化最小，運動指令変化

最小の評価関数の値を，実現された軌道から算出し，規範の妥当性を検討した．

第1章では，運動制御のモデルを検討するにあたり，腕の剛性の値が大切であり，腕の剛性を測定した結果，腕を柔らかくして制御していることが明らかになってきたことを述べた．運動指令によって筋の活性レベルが変化することにより，筋の剛性がコントロールされ，それによって関節の剛性，さらに手先の剛性がコントロールされると考えられるが，これまで，筋の活性レベルと関節剛性との関係はそれほど明確ではなかった．そこで，第4章では，運動指令によって静止時力制御中の関節の剛性が予測できることを示す．

第5章では，これらの運動の法則，特に軌道計画の規範が，対象物の動きの視知覚においても利用されているという可能性を実験的に検討する．



## 2 軌道計画の座標系

軌道があらかじめ計画されているとすると、どの座標系で計画されているかというのが興味ある研究の対象となる。最適化原理を適用する場合でも、どの座標系で適用するかによって、計画される目標軌道が違ってくる。実現された軌道を観察することによって、どの座標系で計画が立案されているかを実験的に探ることができる。

### 2.1 腕の到達運動の特徴

平面上における人間の腕の多関節運動の計測が盛んに行なわれ、2点間の到達運動では、手先の軌道がほぼ直線を描き、ベル型の速度波形をもつことが明らかにされてきた (Kelso, Southard & Goodman, 1979; Morasso, 1981; Abend, Bizzi, & Morasso, 1982; Flash & Hogan, 1985; Uno, Kawato & Suzuki, 1989)。その一方で、そのような軌道を詳細に検討すると、身体に対する位置によっては軌道が曲がる場合もあることがわかってきた。肩の高さでの水平面上の運動では、身体を横切る左右の運動では、からだの外側に膨れて曲がる傾向があるのに対し、前後運動の場合は比較的まっすぐな軌道になる (Uno, Kawato, & Suzuki, 1989; Haggard & Richardson, 1996)。また、垂直面での運動では、上下運動はからだの外側に膨れて曲がる傾向があるのに対し、前後運動は比較的まっすぐな軌道になる (Atkeson & Hollerbach, 1985)。このように、軌道の細かい特徴は、作業空間内において、運動が行なわれる場所に依存するように思われる。

到達目標位置や操作対象、障害物などの外界に存在する運動への制約は外部座標 (作業座標) で与えられるので、軌道の計画も作業座標で行なわれていると考えられてきた。この場合、目標位置までの軌道は外部座標でまっすぐになるように計画されるため、軌道が緩やかに曲がるのはそれ以外の理由に帰属される。関節角の座標や、

筋の座標といった、身体内部での座標系で軌道を計画しているとすると、手先の軌道がかなり曲がってしまい、観察された比較的まっすぐな軌道を再現することができない。

しかし、最近の研究は、腕のダイナミクスまで考慮すると、身体内の座標系で軌道計画をしたとしても、観察されるようなほぼまっすぐな軌道を再現できることを示している (Uno, Kawato, & Suzuki, 1989; 宇野・鈴木・川人, 1989; Dornay, Uno, Kawato, & Suzuki, 1996)。この場合に予測される軌道は、観察される軌道の特徴と比較的よく対応し、運動が行なわれる領域に依存してまっすぐな直線から少しはずれる。これらの結果から Uno, Kawato, and Suzuki (1989) は、軌道は筋骨格系のダイナミクスを考慮して計画されるため、計画される軌道自体が作業座標においては緩やかに曲がったものになることを主張している。

本章では、観察される軌道の曲がりに対するこの2つの解釈、すなわち、「計画される軌道は直線であり、実現される軌道は軌道計画以外の理由で曲がる」、「計画される軌道自体が曲がっている」のどちらが妥当であるかを行動実験により明らかにする。

## 2.2 軌道計画の空間

軌道計画に関連する座標系は、作業空間内での位置を変数とする作業座標と、関節角、筋長と行った身体の内部の変数に基づく内部座標という2つに分けて考えることができる。さらに、ダイナミクス（動力学）を考慮するか、キネマティクス（運動学）のみを考えるかという観点でも分けることができる。したがって、内部座標・キネマティック、内部座標・ダイナミック、外部座標・キネマティック、外部座標・ダイナミックの4つに分けることができる (Osu, Uno, Koike, & Kawato, 1996)。ただし、仮想軌道制御仮説は、外部座標系で計画される軌道を内部変数である運動指令として使うということで、正確にはこの4つのどれかにあてはめることができない

い。また、感覚空間での軌道計画は、内部座標と外部座標の中間の位置に分類されると考えられる。以下、これまでに提案されている軌道計画のモデルを考察する（図2.3）。

	キネマティクス (運動学)	ダイナミクス (動力学)
内部	関節角空間で直線 (e.g., Soechting & Lacquaniti, 1981) 筋長の空間で直線	トルク変化最小モデル (Uno, Kawato, & Suzuki, 1989) 筋張力変化最小モデル(宇野・鈴木・川人, 1989) 運動指令変化最小モデル(Kawato, 1992)
外部座標に基づいた内部変数の計画 躍度最小の仮想軌道 (Flash, 1987) 平衡点の直線移動 (λモデル) (Feldman, 1986)		
感覚空間における計画 視空間で直線 (e.g., Wolpert et al., 1994) 筋感覚空間で直線 (Wann et al., 1988)		
外部	躍度最小モデル(Flash & Hogan, 1985) Jordan et al.のモデル (Jordan et al., 1994) タスクダイナミクス (Saltzman & Kelso, 1987)	

図 2.1 軌道計画の座標系

### 2.2.1 外部座標系での軌道計画

Flash and Hogan (1985) によって提案された躍度最小モデルは、外部座標・キネマティックに分類される。このモデルは、外部座標で、完全に直線でベル型の速度波形をもつ軌道を計画する。実験的に検証可能な、多関節運動の最適化モデルの最初のものであり、平面上の運動の評価関数は、次式で表わされる。

$$C_J = \frac{1}{2} \int_0^{t_f} \left\{ \left( \frac{d^3 X}{dt^3} \right)^2 + \left( \frac{d^3 Y}{dt^3} \right)^2 \right\} dt \quad (2.1)$$

ここで、 $X$ ,  $Y$  は外部座標における手先の位置を、 $t_f$  は運動時間を示す。躍度（位置の時間に関する3回微分）が小さいことは、加

速度の変化が小さい，すなわちなめらかな動きであることを示す．躍度の積分をとることによって，ひとつの運動の全体にわたったなめらかさを評価する．これが最も小さくなるような軌道は次のようなものである．

$$\begin{aligned} X(t) &= x_0 + (x_f - x_0)(6\tau^5 - 15\tau^4 - 10\tau^3) \\ Y(t) &= y_0 + (y_f - y_0)(6\tau^5 - 15\tau^4 - 10\tau^3) \\ \tau &= \frac{t}{t_f} \end{aligned} \quad (2.2)$$

ここで  $(x_0, y_0)$  は始点の座標， $(x_f, y_f)$  は到達目標点の座標である．この躍度最小モデルから予測される軌道は，始点と目標点の幾何学的関係にのみ依存し，筋骨格系のダイナミクスとは無関係である．したがって，始点と目標点が身体に対してどのような位置関係にあるかによって計画される軌道の形が変化することはなく，常に始点と目標点を結ぶ直線となる．このように，躍度最小モデルでは，軌道がまず外部座標で制御過程とは独立に計画され，その後，制御過程において計画された軌道を実現するような運動指令に変換されると考える．

軌道計画の過程で必ずしも完全に軌道が決定されているのではなく，筋骨格系に内在する制約などが軌道を決めるのに役立っているということも考えられる．Jordan, Flash, and Arnon (1994) のモデルでは，直線の運動経路といったような運動の空間的な面は外部座標で計画される一方で，ベル型の速度波形といったような時間的側面は，運動を実現するシステムに内在する，平滑化の過程の結果によるものであるとする．

Saltzman and Kelso (1987) によって提案されたタスクダイナミクスは，最適化モデルではないが，外部座標での軌道計画に分類されるであろう．タスクダイナミクスでは，目標軌道を決めるために，作業座標上での単純なダイナミクスを仮定している．作業空間でのダイナミクスが，身体空間のダイナミクスに変換されて運動が

実現される。このモデルでもやはり外部座標系で直線になる軌道を計画し、直線軌道あるいは直線に近い軌道が実現される。

外部座標・ダイナミックという範疇に分類される軌道計画のモデルを考えることは可能であろうか。筋骨格系のダイナミクスを、見かけの手先の慣性、見かけの手先の剛性といった形で、外部座標における手先のダイナミクスとして表現し、それに基づいて軌道を計画することができるかもしれない。しかし、一般的にいて、腕の姿勢の自由度は手先位置の自由度より大きく、筋活性の自由度は腕の姿勢の自由度より大きいいため、手先におけるダイナミクスは一意に決まらず、冗長自由度を使うことによって変えることができる (Hogan; 1985)。このように、キネマティクスやダイナミクスに冗長性があるため、手先においてダイナミクスを正確にモデル化することは不可能である。したがって、観察される手先軌道の特徴を正確に再現するような軌道計画の規範を外部座標・ダイナミックな空間において考えることは難しいと思われる。

### 2.2.2 感覚空間での軌道計画

Wolpert, Ghahramani, and Jordan (1994) は、軌道は外界の空間ではなく、歪んだ、視覚の空間で計画されると主張している。軌道は視空間で直線になるように計画されるが、視空間には歪みが存在するため、実現された軌道は曲がってしまうというのが彼らの考え方である。

Wann, Nimmo-Smith, and Wing (1988) の粘弾モデルでは、手先の実際の躍度と、人間が感じる躍度の感覚にずれがあると考え、最も滑らかに感じるように腕を動かすと仮定する。腕の組織の粘弾性を線形系で近似し、質量中心を知覚 (筋感覚) 中心と考え、この知覚中心が躍度最小軌道を描くと考え、組織の粘弾性のため、実際の軌道の速度波形は歪んだものになる。このモデルでは、外部座標系に基づいて構成された筋感覚の空間で直線になるように軌道を計

画するといっているだろう。

これらのモデルは、外部の直交座標系に基づいて構成された感覚空間を仮定しているので、内部座標での軌道計画という範疇よりは、外部座標における軌道計画という範疇により近いと考えられる。

### 2.2.3 外部座標に基づいた内部変数の計画

躍度最小モデルは、満足されるべき軌道を指定するが、制御方法は指定しない。外部座標で計画された軌道は、内部モデルを使って実現されるかもしれないし、それ以外の方法によって実現されるかもしれない。Flash (1987) は、躍度最小モデルを仮想軌道制御仮説と結び付け、躍度最小軌道を仮想軌道として運動を実現するというモデルを提案した。また、Feldman (1966a, 1966b, 1986) も、外部座標で直線軌道上を動く平衡位置によって運動指令  $\lambda$  を指定するというモデルを提案した。

いずれのモデルにしても、仮想軌道の計画は、純粹に外部の空間で行われる。そしてこの外部空間で計画された目標軌道が、内部空間の変数である運動指令を直接指定する。筋骨格系のダイナミクスのせいで、目標軌道である直線仮想軌道と実際の軌道との間にずれが発生すると考える。

これらのモデルは、複雑な計算を避けて制御できるという点で画期的であるが、第1章で述べたように、測定された値より大きな腕の剛性を仮定しなければならないという難点がある。

### 2.2.4 内部座標での軌道計画

内部座標という範疇の中では、関節角、筋長、トルク、筋張力、運動指令など、更にいくつかの空間を考えることができる。この中で、関節角空間と筋長（筋の長さ）の空間は、内部座標・キネマティックという範疇にいれることができる。そのほかの3つは内部

座標・ダイナミックに分類される。Hollerbach (1990) が指摘しているように、関節角座標での直線軌道は、手先の座標では複雑な軌道になり、観察される比較的まっすぐな軌道を説明することができない (図2.2)。同様に、筋長は作業空間の端のほうを除くと関節角とほぼ線形の関係にあるといってもよいため、筋長の空間での直線軌道は関節角空間での直線軌道に近くなり、手先の空間ではかなり曲がったものになる。したがって、関節空間や筋長の空間で直線軌道を計画していることはありそうにない。

内部座標でダイナミクスを考慮したものとしては、トルク変化最小、筋張力変化最小、運動指令変化最小など、いくつかのモデルが提案されている。Uno, Kawato, and Suzuki (1989) は、トルクが時間的に最も滑らかに変化するような軌道を計画するという、トルク変化最小モデルを提案した。彼らは推定した物理的なパラメーターの値を使い、トルク変化最小モデルで人間の腕の緩やかに曲がった軌道を再現できることを示した。このモデルでは次のような評価関数を最小にする軌道を選択する。

$$C_{\tau} = \frac{1}{2} \int_0^{t_f} \sum_{i=1}^n \left( \frac{d\tau_i}{dt} \right)^2 dt \quad (2.3)$$

ここで、 $\tau_i$  は  $n$  個の関節のうち  $i$  番目の関節に供給されるトルクを示す。しかし、筋骨格系は筋張力のセンサーと筋の長さや速度のセンサーはもっているが、関節トルクのセンサーはもっていない。そこで宇野・鈴木・川人 (1989) はトルク変化最小モデルを筋張力変化最小モデルに拡張した。筋張力変化最小モデルも同様に実際の軌道に近い、緩やかに曲がった軌道を予測する。Dornay et al. (1996) は解剖学的測定に基づいたサルの上肢のモデルを使ったシミュレーションによって同様の結論に達している。Kawato (1992) はこれらのモデルを更に理論上で拡張し、運動指令変化最小モデルを提案している。このような、ダイナミクスを含む評価関数を最小にする軌道は、躍度最小モデルのように簡単に求めることはできない。制御対象で

ある腕の内部モデルを使ってキネマティクス・ダイナミクスを解く  
 が必要になる。

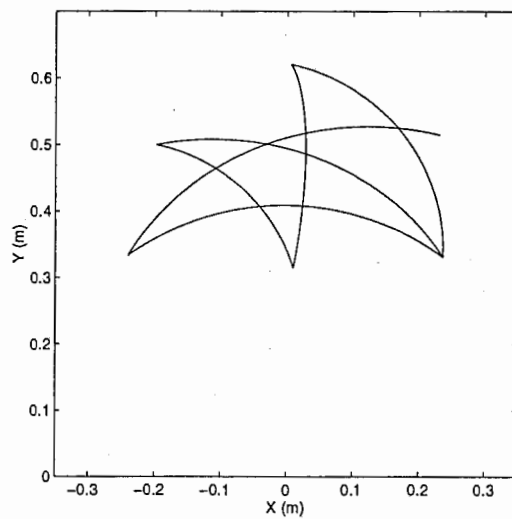
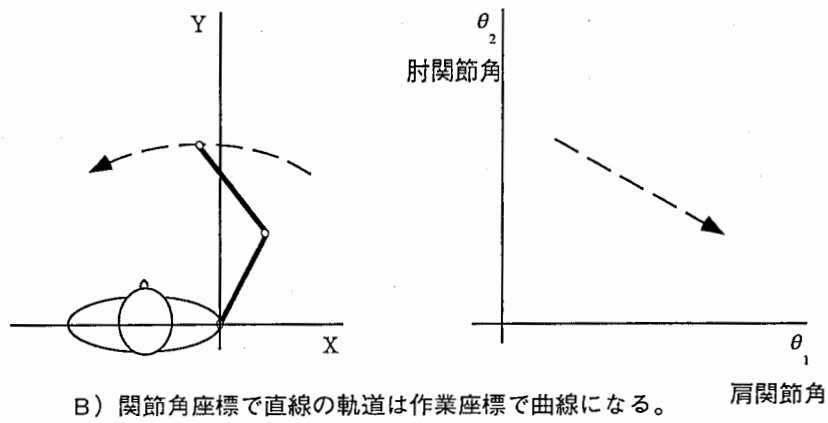
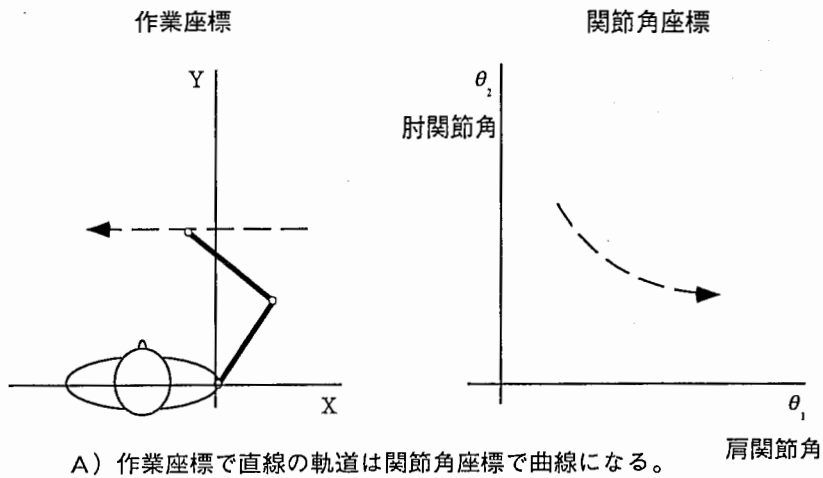


図 2.2 作業座標における軌道と関節角座標における軌道。下図は、関節角で直線軌道をとった場合の手先軌道を示す。(0,0)は肩の位置を示す。



外部座標での軌道計画，特に躍度最小モデルは，魅力的な候補である．躍度最小モデルと仮想軌道制御仮説を組み合わせたものは，大きな剛性を仮定しているとはいえ，内部モデルを必要とせず，複雑な計算を避けて多関節運動を説明することができる点で画期的である．一方，外部座標でダイナミクスを考慮したモデルで実験的に検証可能なものは提案されていない．身体のダイナミクスを外部座標で一意に表すことができないことから，このようなモデルを考えることは妥当ではないだろう．内部座標でキネマティックなモデルは，観察される手先軌道とあまりよく対応しない．それに対し，内部座標でダイナミクスを考慮したモデルは，内部モデルが必要であるが，作業空間内における位置に依存して軌道が曲がることを説明できる点で魅力的な候補である．

### 2.3 軌道が曲がる理由

もし，中枢神経系が外部座標で直線軌道を計画しているとする，軌道計画の過程以外に軌道が曲がる理由があることになる．それに対し，内部座標で軌道を計画しているとする，軌道の曲がりには主に軌道計画の過程に帰することができる．Wolpert et al. (1994) は，軌道が緩やかに曲がる理由として次の4つをあげている．

1. 目標軌道は直線だが，制御が不完全であるため曲がってしまう．
2. 視空間の歪みのせいで曲がってしまう．
3. 直線の目標軌道は仮想軌道として与えられるため，仮想軌道と腕のダイナミクスの相互作用によって実際の軌道は曲がってしまう．
4. 軌道は内部座標で計画されるため，目標軌道自体が曲がっている．

はじめの3つの説明は，外部座標で直線軌道を計画しているとした場合の説明である．第1の説明は，中枢神経系は，計画された軌

道を正確に実現しようとするが、制御の機構が不完全であるため、完全に計画されたとおりの軌道を実現することができないというものである。第2の説明は、前額平行面であるように見える平面は、実際の前額平行面に比べて歪んでいる (Foley, 1980) という現象に基づく。実際の前額平行面は、身体に近い場所では身体の方に膨れてみえ、身体から遠い場所では逆に身体から遠いほうに湾曲してみえる。もし、軌道が外界の座標系ではなく、このような歪みのある視覚の空間で計画されているとすると、目標となる軌道は、まっすぐにみえてはいるが実際の空間では曲がっていることになる。Wolpert et al. (1994) の実験は、このような視空間の歪みが軌道計画に影響していることを支持している。Miall and Haggard (1995) は、水平面上の運動に関して、視覚障害者の軌道と健常者の軌道を比べ、身体を横切る左右の運動に関して、視覚障害者の軌道のほうが、健常者よりまっすぐな軌道を取ることを見だし、視覚経験が運動の軌道に影響していると主張している。第3の説明は、仮想軌道制御仮説に基づいている。

第4の説明に関しては、目標軌道自体が曲がっていたからといって、必ずしも軌道が内部空間で計画されているとはいえない。外部座標で曲がった軌道を計画しているという可能性も考えられるだろう。しかし、外部座標系でキネマティクスに基づいて最適軌道が計算されるとすると、曲がった軌道が計画されるということはない。なぜなら、外部座標・キネマティックなモデルは対称性をもっていて、ある軌道を回転、平行移動、線対称変換しても、評価関数の値は同じになるはずだからである。キネマティックな空間で、非対称なモデルを仮定するような理由はあまり考えられない。もし、曲がった軌道が唯一の解だとすると、始点と終点を結ぶ直線に関して線対称変換した軌道も同じ評価関数の値をとるはずなので、この軌道も解になってしまう。このような矛盾が生じるため、外部座標・キネマティックなモデルでは、常に直線軌道が計画されると考えられる。したがって、曲がった軌道が計画されているとすると、妥当

な理由は、「外部座標系以外の空間で軌道が計画されている」ということになる。

はじめの3つの説明が、外部座標で直線軌道を計画していると考えた場合に軌道が曲がる理由の全てを網羅しているとはいえないが、最も可能性の高い理由であると考えられる。これら3つの説明が否定されたならば、計画された軌道自体が曲がっていたと考えるのが妥当であろう。さらに、軌道は内部座標系で計画されていると結論することができるであろう。

これらの3つの説明の妥当性を検証するために、3つの実験が行われた。実験1では第1の可能性を、実験2では第2の可能性を、実験3では第3の可能性を検討した。実験のロジックは、各々の実験の導入部で説明する。

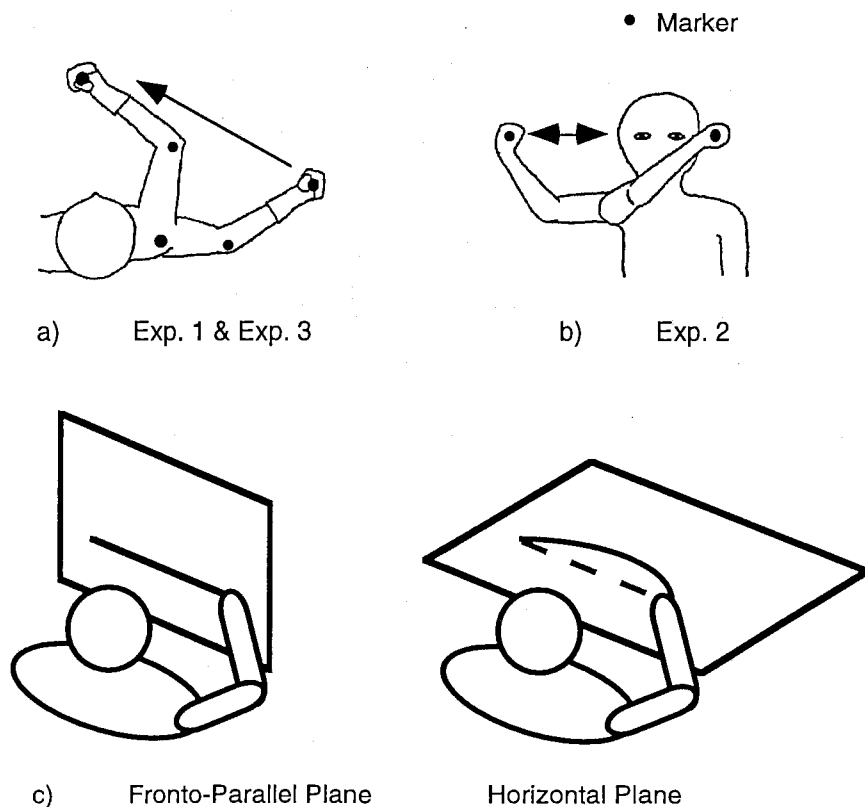


図 2.3 実験設定. a.実験1と3. b.実験2. c.左:前額平行面. まっすぐな線がまっすぐに見える(実線). 右:水平面. 身体の外側に膨れた曲線(実線)がまっすぐに見える(破線).

## 2.4 実験1

## 2.4.1 制御の不完全

制御の不完全は、3つのタイプに分けることができる。第1のタイプは、中枢神経系における内部モデルが不完全であるため、中枢神経系は、外部座標系でまっすぐな軌跡を実現できるような運動指令を生成することができないというものである。この場合、被験者はまっすぐな軌跡を生成するように要求されたとしても、まっすぐに動かすことはできないはずである。したがって、このタイプの制御の不完全のせいで軌道が曲がるのかどうかは、自然に生成される軌道が曲がる運動に関して、明示的にまっすぐな軌跡を生成するように教示することで、検証することができる。もし、被験者が、自然に動かすように教示された場合とまっすぐ動かすように教示された場合のどちらの条件においても同様の曲がった軌跡を生成したならば、このタイプの制御の不完全が軌道の曲がる理由であると考えられる。

第2のタイプは、中枢神経系は正確な内部モデルをもつが、必ずしもいつも内部モデルを使って計算をするわけではないというものである。課題が正確な手先の軌跡を要求する場合は、中枢神経系は内部モデルを使い、ダイナミクスを考慮して運動指令を生成する。課題が正確な軌跡を要求しなければ、中枢神経系は内部モデルを使った複雑なダイナミクスの計算を省略し、仮想軌道制御仮説のように筋骨格系のバネ特性と反射系を利用して制御し、その結果、腕の動的特性によりまっすぐな軌跡からはずれてしまう。しかし、運動中の剛性の値が測定値のように低いとすると、手先が終点に到達することが保証されないため、この説明はあまり妥当ではないと考えられる (Katayama & Kawato, 1993)。

第3のタイプは、中枢神経系は正確な内部モデルをもち、いつもその内部モデルを使って運動指令を計算するが、はじめに外部空間

で計画されたまっすぐな手先の軌跡をどれぐらい厳密に満足するような運動指令を生成するかは、課題に依存するというものである。もし、課題がまっすぐな軌跡であることを要求しなければ、はじめに外部空間で計画されたまっすぐな軌跡は、変更され、内部空間のなめらかさの要素に基づいて計画し直される。もし課題がまっすぐな軌跡を要求すれば、中枢神経系は当初の計画を実現しようとする。自然な運動では、まずはじめに外部空間でまっすぐな手先の軌跡が計画されるが、それを実現するような運動指令が複雑な場合、中枢神経系は、より簡単な運動指令を生成する。しかし明示的にまっすぐな軌跡になるように要求されると、中枢神経系はまっすぐな軌跡を実現する複雑な運動指令を生成する。しかし、このように、はじめに外部空間で計画された軌道が内部空間に変換されると完全に無視されてしまうというのならば、軌道が外部空間で計画されていると仮定するのはあまり論理的ではない。もし、内部空間でのなめらかさの規範のほうが優勢で、外部空間での計画が生成された軌道に反映しないのであれば、もはやそれは外部空間で軌道を計画したとはいえず、むしろ、内部の空間でなめらかになるように計画されたというのと同様である。

第2と第3のタイプを実験的に除外することはできないが、これらは、妥当な考え方とはいえない。被験者が、教示により自然に動かした場合よりまっすぐな軌跡を生成することができたならば、第1のタイプを否定することができ、したがって、制御の不完全によって軌道が曲がるという第1の説明を否定することができるだろう。

手を体の横から正面にもってくるという運動は、自然に動かしたとき顕著に曲がった軌道を生成する傾向にあることが報告されているため、この運動を用いて実験を行った (Uno, Kawato, & Suzuki, 1989)。

## 2.4.2 方法

### 被験者

4人の大学生および大学院生が実験に参加した。全員右利きであり、年齢は20から28歳、実験の目的は知らされていなかった。

### 装置

被験者は椅子に座った状態で、肩はシートベルトで椅子の背に固定され、右手首は固定具によって動かないように固定された。運動の目標は、肩よりも少し低い高さに設定された水平なテーブルの上におかれた。被験者は、手首の固定具に垂直に固定されたレーザーポインターを握った。水平面上の自由運動を行うために、被験者は、腕がテーブルに接触しないようにテーブルから少し持ち上げて動かし、レーザーの光でターゲットをさすように指示された。手先、肘、肩の位置が、位置測定装置 (OPTOTRAK) により400Hzで記録された。

被験者は同時に、運動時間を大体等しくするため、900msの間隔で提示されるピープ音に合わせて運動を開始し停止するように指示された。

### 手続き

運動の始点と終点は、被験者の肩と肘の関節の角度によって決めた。始点における肩の関節角は $-3^\circ$ 、肘の関節角は $30^\circ$ で、腕を体の横にやや伸ばした姿勢になる。終点における肩の関節角は $70^\circ$ 、肘の関節角は $40^\circ$ で、腕を体の前においた姿勢になる。被験者は、水平面内で、始点から終点まで腕を動かすことを要求された。

次のような4種類の教示が被験者に与えられた。

1. 始点から終点まで腕を動かさない。
2. テーブル上に描かれた曲線（この曲線は第1の教示下における最後の10試行の平均軌道である。）に添うように動かさない。
3. 始点から終点までまっすぐに動かさない。
4. テーブル上に描かれた始点と終点を結ぶ直線に添うように動かさない。

上記の4つの教示が実験条件に対応し、1-2-3-4-3-2-1の順に与えられた。4つの教示を使ったのは次のような理由による。まず第1の教示では、自然な運動が測定された。この条件下で記録される軌道は、中枢神経系が最適な軌道として計画したものに最も近いと考えられる。第2の教示では、第4の教示のコントロールとして、たとえ参照として与えられる軌跡が自然に生成された運動の平均の軌跡であっても、軌跡の制約を与えるということ自体が、何らかの影響を及ぼすのかどうかを観察した。第3の教示は、第1の教示による軌道と比較することで、第3の説明を検証するために与えられた。第4の教示においては、第3の教示における軌道と比較することにより、まっすぐに動かすように教示された条件下での視覚の歪みの影響を調べることができる。また、教示4における軌道を始点と終点を結ぶ直線と比べることによって、制御の不完全による影響を調べることができる。

それぞれの条件は、10試行のブロックいくつかから構成されており、それぞれの試行の間で短い休憩がとられた。加えて、第4の条件の第4ブロックと第5ブロックの間で比較的長い休憩がとられた。それぞれの条件での試行数は、順に、50-40-50-80-100-40-40であった。十分な練習の機会を与えるため、第4の教示下と後半の第3の教示下の試行数は多くなっている。それぞれの条件における最終ブロックを分析の対象とした（テストブロック）。

## 解析

3次元の運動を水平面に投影し、2次元の運動として扱った。原点を運動の始点におき、始点と終点を結ぶ直線をX軸、始点と終点を結ぶ直線に垂直な方向をY軸とした。被験者の右手方向をX軸の正方向、身体から前に向かう方向をY軸の正方向とした。テストブロックのそれぞれの試行は、以下のように分析された。

### フィルタリング

位置データは、カットオフ周波数6 Hzの6次のバターワースフィルタによって平滑化され、3点微分により微分値が計算された。

### 運動の弾道的な部分の抽出

一般的にあって、到達運動は、2つの部分に分けられる（Flowers, 1975）。第1の要素は、「弾道的」な運動と呼ばれ、ターゲットのある大まかな場所まで手先を持っていく、フィードフォワードの速い運動である。第2の要素は、「修正的」な運動と呼ばれ、正確にターゲットにつくように感覚からのフィードバックの情報を使って調整する運動からなる。曲率を閾値として運動の始点と終点を決め、運動の弾道的な部分を抽出した。曲率は、弾道運動の始点と終点で上昇する。接線方向の速度が最大になる以前において、曲率が閾値以下になる最後の点を運動の始点とみなし、接線方向の速度が最大になったあと、曲率が閾値以上になる最初の点を運動の終点と見なした。

### 偏差の指標

多くの場合、実際の手先の軌跡の、始点と終点を結ぶ直線からの



逸脱は、運動のはじめで小さく、運動の中間で大きくなり、運動の終点で再び小さくなる。逸脱の大きさを比較するため、次のような2種類の指標を用いた。ひとつは、運動全体にわたった偏差を示す「全偏差」で、実際の手先の軌跡と、始点と終点を結ぶ直線がつくる面積として定量化される。もうひとつは、「最大偏差」で、これは、実際の手先の軌跡と始点と終点を結ぶ直線の距離の最大値として定量化される。

これらの2つの指標が、各テストブロックの各試行に関して計算された。始点と終点を結ぶ直線は、各試行に関して、前述の方法で抽出された始点と終点から計算された。曲線の参照軌道が与えられたブロック9とブロック36に関しては、参照軌道からの「全偏差」と「最大偏差」も計算された。

### 平均手先軌道

各条件における運動の時空間的なパターンの特徴を考察するために、Atkeson and Hollerbach (1985) によって提案された方法で軌道の正規化と整列を行った。運動は、曲がっていようが直線的であろうが、速度と距離で正規化し、適切に整列すると、接線方向の速度波形は不変なものになる(補遺A参照)。この方法を、それぞれの条件内の軌道に適用し条件内で平均化することによって、各条件ごとに、不変な軌道のパターンを抽出することができる。

#### 2.4.3 結果

図2.4は、各被験者の各テストブロックにおける平均手先軌道とその標準偏差を示す。各図の(0, 0)は、運動の始点を示す。×, +等の記号は、Atkeson and Hollerbach (1985)の方法で正規化され、80Hzで再抽出された、XY座標での平均位置を示す。記号を囲む楕円の、長軸の方向は、その時間における位置の偏差の主成分をあら

わす。長軸の長さは、その時間における位置の主成分方向の標準偏差をあらわす。各被験者における上の図は、視覚的な参照軌道のない条件の結果を示す。×記号は、自然に生成された軌道を示し（教示1の1回め、ブロック5）、+記号は、まっすぐにと教示された軌道のうち、学習する前のものを示し（教示3の1回め、ブロック14-）、\*記号は、まっすぐにと教示された軌道のうち、学習のあとのものを示す（教示3の2回め、ブロック32）。実線は、始点と終点を結ぶ直線を示す。各被験者における下の図は、視覚的な参照軌道が与えられた条件の結果を示す。×記号は、曲がった参照軌道が与えられた場合の軌道を示し（教示2の1回め、ブロック9）、+記号は、まっすぐな参照軌道が与えられた場合の軌道を示す（教示4、ブロック22）。実線は、それぞれの条件における参照軌道を示す。第1の教示によって生成された自然な軌道は（ブロック5とブロック40）、身体の外側に向かって顕著に膨らんでいるのに対し、まっすぐにと教示された場合の軌道は、比較的まっすぐであった。

図2.5は前半の自然な運動（教示1の1回め）と、前半のまっすぐにと教示された運動（教示3の1回め）の平均運動時間を示す。運動時間は、必ずしも900msにはなっていなかった。すべてのテストブロックの運動時間の各被験者ごとの平均と標準偏差（括弧内）は、被験者AN：858ms（97ms）、被験者NS：869ms（65ms）、被験者KM：1108ms（223ms）、被験者SM：956ms（124ms）であった。

図2.6は、各テストブロックにおける「全偏差」と「最大偏差」を示す。各被験者ごとに、「全偏差」に関して、t検定を行った（表2.1）。

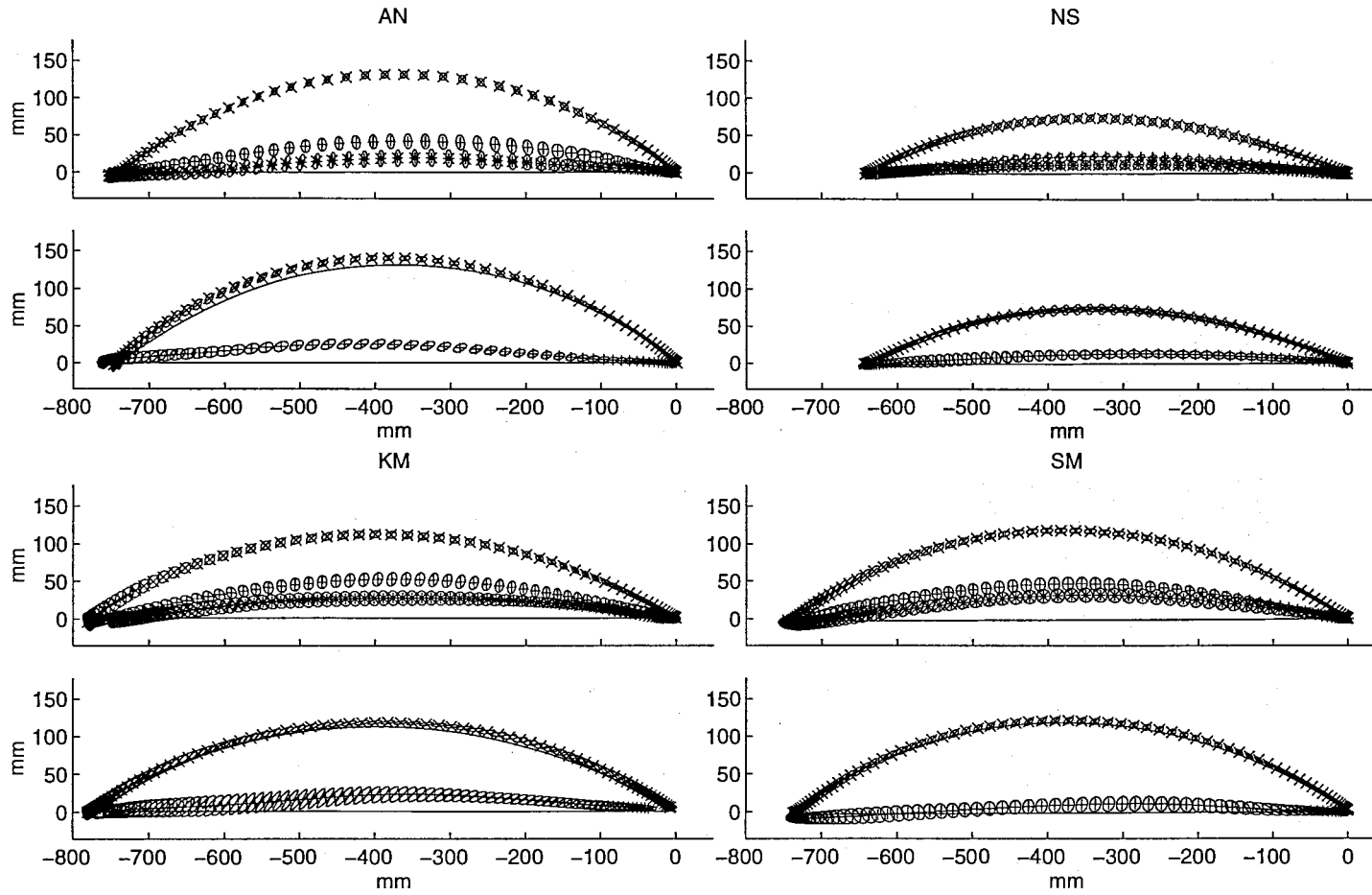


図 2.4 実験1における各被験者の各テストブロックにおける平均手先軌跡と標準偏差.

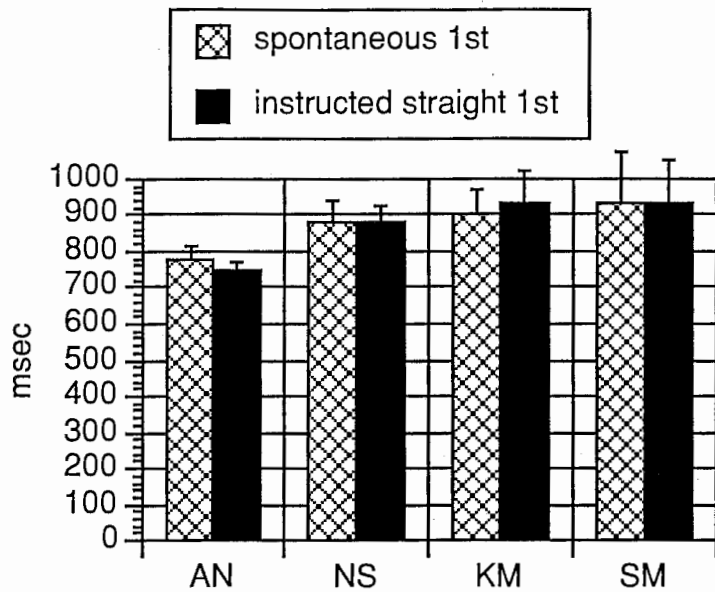


図 2.5 実験1における各被験者の「自然に」1回目と「まっすぐにと教示」1回目のテストブロックにおける運動時間の平均と標準偏差.

表 2.1 「全偏差」の条件間におけるボンフェロニ t 検定

ブロック	自然に1回目 対 直線に1回目	直線に1回目 対 直線参照軌道	直線参照軌道 対 直線に2回目
	t	t	t
AN	28.30**	5.70**	1.24 n.s.
NS	26.99**	3.40*	0.48 n.s.
KM	14.29**	6.62**	-1.67 n.s.
SM	20.35**	8.46**	-4.11**

ブロック	自然に1回目 対 自然に2回目	直線に1回目 対 直線に2回目	Error df	比較の数
	t	t		
AN	1.32 n.s.	6.94**	63	21
NS	1.58 n.s.	3.88**	63	21
KM	-1.66 n.s.	4.95**	63	21
SM	-5.19**	4.35**	63	21

注. 7テストブロックに対して, 一対比較を行った. ボンフェロニ修正により,  $\alpha$ 水準を調整した (多重 t 検定). \* $p < .05$  \*\* $p < .01$

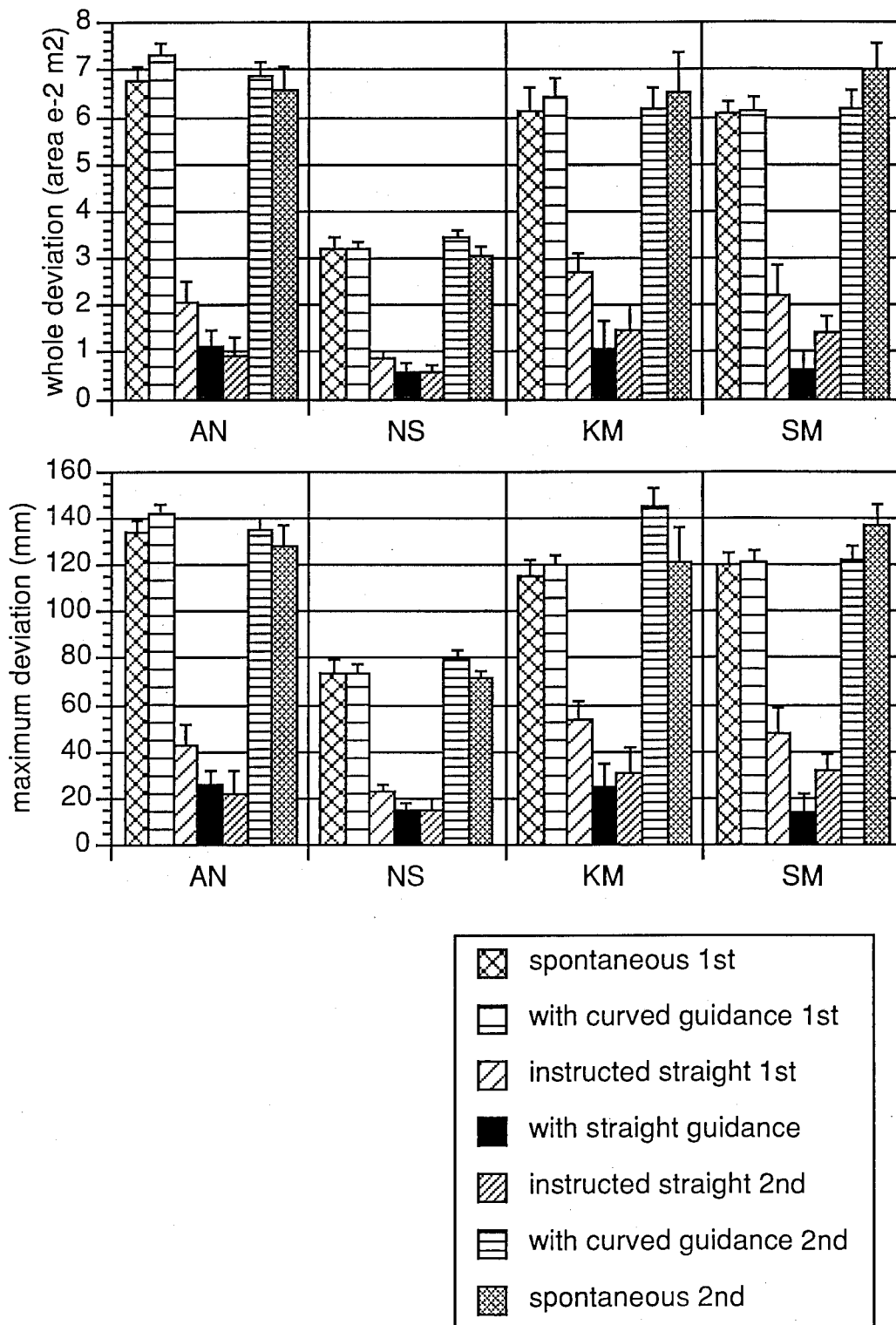


図 2.6 実験1における各被験者の各テストブロックにおける「全偏差」(上)と「最大偏差」(下)の平均と標準偏差。

4人の被験者全員に関して、自然に曲がった軌道（教示1の1回め）の「全偏差」は、学習前のまっすぐにと教示された軌道（教示3の1回め）よりも、有意に大きかった。これは、自然な軌道の曲がり方が制御の不完全という理由では説明できないことを示す。学習前のまっすぐにと教示された軌道（教示3の1回め）の「全偏差」は、まっすぐな参照軌道を与えられた場合の軌道（教示4）よりも有意に大きかった。また同様に、参照軌道によって学習したあと、参照軌道なしでまっすぐにと教示された場合（教示3の2回め）よりも大きかった。この教示3の1回目と2回めの違いは、学習の効果を示している。参照軌道による学習（教示4）のあと、参照軌道なしでまっすぐにと教示された場合の軌道（教示3の2回め）の「全偏差」は、3人の被験者において、参照軌道を与えられた場合（教示4）と有意な差はなかった。残りの1人の被験者に関しては、教示3の2回めの「全偏差」が、教示4の「全偏差」より有意に大きかった。これは、パフォーマンスが低下していることを示す。これらの結果は、被験者は、言語的な教示によってよりまっすぐな軌道を生成することができ、また、視覚的な参照軌道が与えられたり、あるいは、視覚的な参照軌道によって練習したあとならば、更にまっすぐな軌道を生成することができるようになることを示している。3人の被験者に関しては、前半の自然に曲がった軌道（教示1の1回め）の「全偏差」は、後半の自然に曲がった軌道（教示1の2回め）の「全偏差」と有意な差はなかった。このことは、自然に生成された軌道の安定性を示す。

まっすぐな参照軌道がある条件（教示4）の場合、その視覚的な参照軌道自体が軌道が曲がる原因になっているのかも知れない。この可能性を検証するために、まっすぐな参照軌道が与えられた場合と曲がった参照軌道が与えられた場合とで、参照軌道からの「全偏差」と「最大偏差」を比較した。

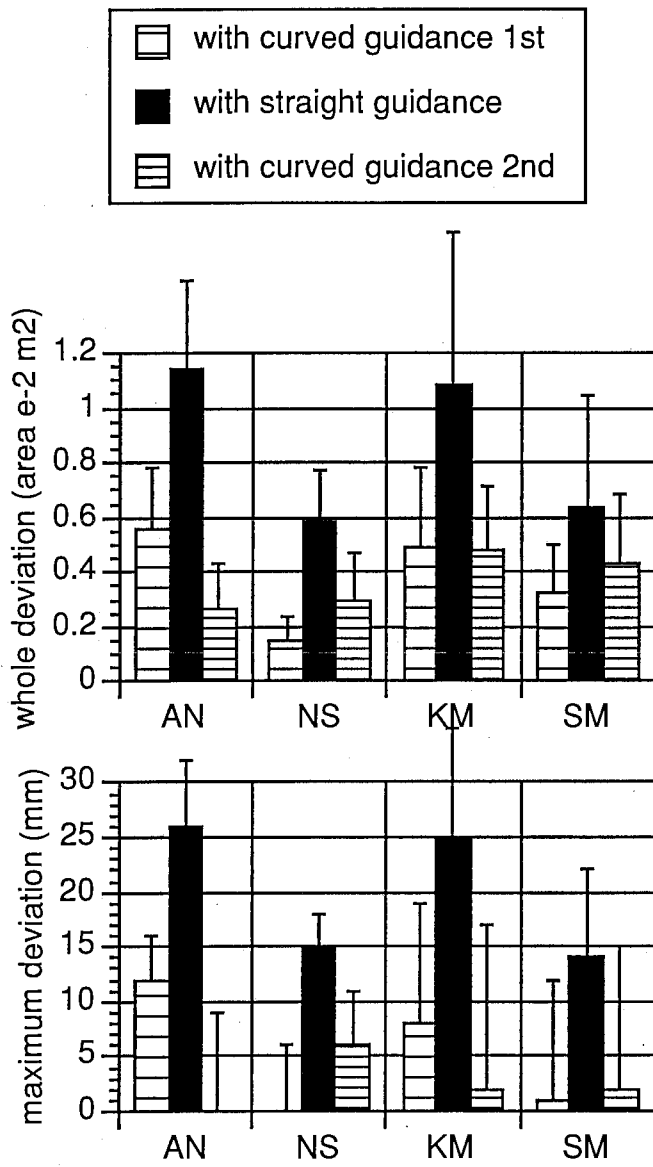


図 2.7 実験1における各被験者の、まっすぐな参照軌道が与えられた場合と曲がった参照軌道が与えられた場合における参照軌道からの「全偏差」(上)と「最大偏差」(下)の平均と標準偏差。

表 2.2 参照軌道からの差異における t 検定

ブロック	曲線参照軌道 1 回目		直線参照軌道		曲線参照軌道 2 回目	
	t(9)		t(9)		t(9)	
AN	6.37	**	11.37	**	1.07	n.s.
NS	0.67	n.s.	10.25	**	4.35	**
KM	2.95	*	5.88	**	0.93	n.s.
SM	2.13	n.s.	2.94	*	1.70	n.s.

注. 参照軌道が提示された条件で、生成された軌道と参照軌道との間に有意な差異があるかを示す. \* $p < .05$  \*\* $p < .01$

表 2.3 曲線参照軌道条件と直線参照軌道条件における参照軌道からの「全偏差」のボンフェロニ t 検定

ブロック	曲線参照軌道 1 回目 対 直線参照軌道		曲線参照軌道 2 回目 対 直線参照軌道		Error df	比較の数
	t	t	t	t		
AN	-5.34**		-8.03**		27	3
NS	-6.44**		-4.32**		27	3
KM	-3.38**		-3.45**		27	3
SM	-2.40 n.s.		-1.63 n.s.		27	3

注. 3テストブロックに対して、一対比較を行った。ボンフェロニ修正により、 $\alpha$ 水準を調整した（多重 t 検定）。 \* $p < .05$  \*\* $p < .01$

曲がった参照軌道がある場合（教示2の1回めと2回め）、全8ケース（2ブロック×4人）のうちの3ケースにおいて、実際に生成された軌道は、与えられた参照軌道と有意に差があった。この場合の参照軌道はそれぞれの被験者の自然な運動から導かれたものであるため、3つのケースで観察された恒常誤差は、参照軌道自体の影響であると考えられる。まっすぐな参照軌道が与えられた場合（教示4）、全被験者において、参照軌道に比べて有意に身体の外側に膨らんで曲がっていた。そこで、これら2種類の軌道に関して、与えられた参照軌道からの「全偏差」の大きさの違いを比較した。「全偏差」は、8ケースのうち7ケースにおいて、曲がった参照軌



道が与えられた場合（教示2）よりもまっすぐな参照軌道が与えられた場合（教示4）の方が有意に大きかった。

実験1の結果は、次のように要約される。自然に生成された軌道は、顕著に身体の外側に膨らんで曲がっていた。まっすぐな軌跡を生成するように教示されたならば、被験者はより直線に近い軌道を生成することができた。視覚的な参照軌道が与えられたならば、被験者は更に直線に近い軌道を生成することができた。被験者はほぼ直線に近い軌道を生成することを学習することができた。しかし、学習後再び自然な軌道と生成するよう教示されると、被験者は再びきわめて曲がった軌道を生成した。

## 2.5 実験2

### 2.5.1 視空間のゆがみ

視覚到達運動の軌道計画において、視覚情報が重要な役割を担うことに異論はないであろう。Wolpert et al. (1994)は、運動軌跡の曲率の視知覚における誤謬が、軌道計画に及ぼす影響（第2の説明）をはじめて検討した。彼らの水平面上での左右と前後の運動における研究によると、手先の運動軌道がより曲がっている被験者ほど、カーソルの動きを見た場合にも、より曲がったカーソルの動きをまっすぐに動いていると感じる傾向にあった。一方で、比較的まっすぐな運動軌道を生成する被験者は、カーソルの動きの軌跡の曲率の誤知覚も小さかった。彼らは、まっすぐに感じられるカーソルの動きの軌跡の曲率と、手先の運動の軌跡の曲率との間に非常に高い相関があることを報告し、目標軌道は直線だが、視知覚のゆがみによって手先の軌跡が曲がってしまうと結論している。しかし、このような相関関係に、因果関係を結びつける論理的な必然性はない。彼らの結論においては、軌道は視空間で計画される、つまり、「まっすぐに見えるように」計画される、ということが仮定されている。こ

の仮定と、観察された相関関係の結果、彼らは知覚的なゆがみが計画軌道のゆがみの原因となるという結論を導いた。もし知覚のゆがみが、運動軌道の曲がりの主たる原因となっているのならば、視空間内で、曲率の知覚のゆがみがないと考えられる部分では、運動軌跡の曲がりも観察されないであろう。曲率を正確に知覚できる部分でも運動軌道に曲がりが観察されたならば、他の原因を考えなければならない。したがって、この第2の説明を検証するには、視空間の構造を調べ、曲率の知覚過誤が起こらないような部分を探さなければならない。そこで、視空間に関するこれまでの研究を検討した。

視空間がユークリッド座標系（直交座標系）であるというア priori な理由はない。Luenburg (1947) は、視空間の幾何学的構造を検討し、視空間が双曲幾何学にしたがっていると結論している。水平面上にあって、前額平行面に並んで見える並木は、身体から遠くはなれた場所では、身体に向かう方向に湾曲しているのに対し、身体近くでは、身体から離れる方向に湾曲している（見かけの前額平行面 *apparent fronto-parallel plane*, AFPP. Foley, 1980）。前額平行面にならんで見える並木は、外側への湾曲と内側への湾曲の境界である、ある位置（身体からの距離）でのみ直線になる。Indow and Watanabe (1988) は、水平面上に2つの点の系列を示し、平行にならんで見えるように調節させた場合と、左右の2点がいずれも等距離に見えるように調節させた場合との違いを測定するという方法で、視空間のガウス曲率  $K$  を測定した。ガウス曲率の  $K$  の符号が空間の性質を示す。 $K > 0$  ならば楕円幾何学、 $K = 0$  ならばユークリッド幾何学、 $K < 0$  ならば双曲幾何学にしたがっていることになる。彼らは、目の高さの水平面は、双曲幾何学にしたがっているのに対し、前額平行面、つまり、視線方向に垂直な平面は、ユークリッド幾何学にしたがっていると結論している。これらの観察から、3次元空間において直線に見える直線は、水平面に投影されると曲線であっても、前額平行面に投影すると直線であることがわかる（図 2.3c）。前額平行面上にあり、水平面上にならんで見える点は、上

に湾曲していたり下に湾曲したりしていることはない。

Wolpert et al. (1994) が左右方向のカーソルの動きで観察した知覚のゆがみは、この静的な視空間の幾何学的構造の検討結果と符合している。もしこのカーソルの動きの知覚のゆがみが、視空間の幾何学的構造に起因するとするならば、知覚過誤は水平面上での動きにのみ存在し、前額平面上の動きでは観察されないはずである。

前額平行面上でのカーソルの動きにも知覚のゆがみが観察されるかどうかを調べるため、著者自身を被験者として簡単な実験を行った。強制二者択一方式によって、被験者がカーソルの動きの曲率を判断する能力を調べた。被験者の前額平行面に沿うようにおかれたCRTディスプレイ上に、カーソルが提示された。被験者は、目の高さで水平方向に1秒の躍度最小の動きをするカーソルを観察する。CRTディスプレイと被験者の目の距離は、約30cmであった。カーソルは被験者の右手から左手へ動く。カーソルの動きの始点と終点の間の距離は、250mm（視覚にして約 $48^\circ$ ）であった。

まっすぐな軌跡に対し、様々な振幅の半サイン波を加えることで、軌跡が上または下に曲がるようにした。下方向の曲がりを与える半サイン波の振幅に負の符号をあて、-10mmから10mmまで等間隔に21種類の振幅に関して調べた（視覚で約 $-2^\circ$ から $2^\circ$ ）。被験者はランダムに提示される様々な振幅のカーソルの軌跡に関して、上に曲がって見えるか下に曲がって見えるかを判断する。データ解析には、プロビット分析をつかった。強制二者択一のデータに累積ガウス関数（サイコメトリックファンクション）をあてはめ、平均値、すなわち被験者がまっすぐに動いたと感じたカーソルの軌跡の振幅を算出した。平均値の95%信頼限界がサイコメトリックファンクションにより推定された。平均値は、-0.20mm（視覚で約 $-2'$ ）、下限は-0.63mm（視覚で約 $-7'$ ）、上限は0.24mm（視覚で約 $3'$ ）であった（図2.10）。95%信頼区間が比較的小さく、その間に直線、すなわち振幅0mmを含んでいるため、まっすぐ動いているように見えるカーソルは、実際にまっすぐに動いていると結論することができる。し

たがって、前額平行面上での水平方向への動きの軌跡の視知覚にはゆがみがないと考えられる。そこで、前額平行面上での被験者の目の高さの左右方向の動きを実験条件として選んだ（図2.3b）。

### 2.5.2 方法

#### 被験者

実験1に参加した4人の被験者が実験2にも参加した。

#### 装置

実験1と同様に、被験者は椅子に座った状態で、肩はシートベルトで椅子の背に固定されたが、実験2では右手首は固定されなかった。運動のターゲット2つは、被験者の目から約30cm前方の前額平行面上で、目の高さで水平になるように天井から釣糸によってつり下げられた。被験者は右手で、先端に位置計測のためのマーカークのついた短い棒を、マーカークが小指の方になるように握り、そのマーカークのついたほうの棒の先でターゲットをさすように指示された（図2.3b）。記録方法と、運動時間の指定に関しては、実験1と同様にした。

#### 手続き

ターゲットは3次元空間に設定されたが、被験者は、右手を前額平行面上で動かすように指示された。被験者に与えられた教示は、実験1の教示1（自然に）および教示3（まっすぐに）と同様である。右から左、左から右の両方向の運動を調べた。教示は1-3-1の順に与えられた。それぞれの条件は、10試行のブロックいくつかを1グループとして、被験者の左手から右手へ動かすグループ、

右手から左手へ動かすグループからなっている。ブロック毎に短い休憩をとった。それぞれのグループの試行回数は以下のものであった。20（左から右）20（右から左）-30（左から右）30（右から左）-20（左から右）20（右から左）。前半と後半の教示1の条件で行われた動きにはあまり差がなかったため、左から右、右から左各々、前半の教示1の最後のブロックと教示3の最後のブロックをテストブロックとした。

### 解析

3次元の運動を、前額平行面に投影して2次元の運動として扱った。各テストブロックは、実験1と同様に分析された。

#### 2.5.3 結果

図2.8は、各被験者の各テストブロックにおける平均手先軌跡とその標準偏差を、被験者の向かい側から見た状態で示す。各図の(0, 0)は、運動の始点を示す。記号と楕円は実験1と同様で、平均位置と標準偏差を示す。×記号は、自然な動きを示し、+記号はまっすぐにと教示された動きを示す。

図2.9は、各テストブロックにおける「全偏差」と「最大偏差」を示す。各被験者ごとに、「全偏差」に関して、t検定を行った（表2.4）。

第2章 軌道計画の座標系

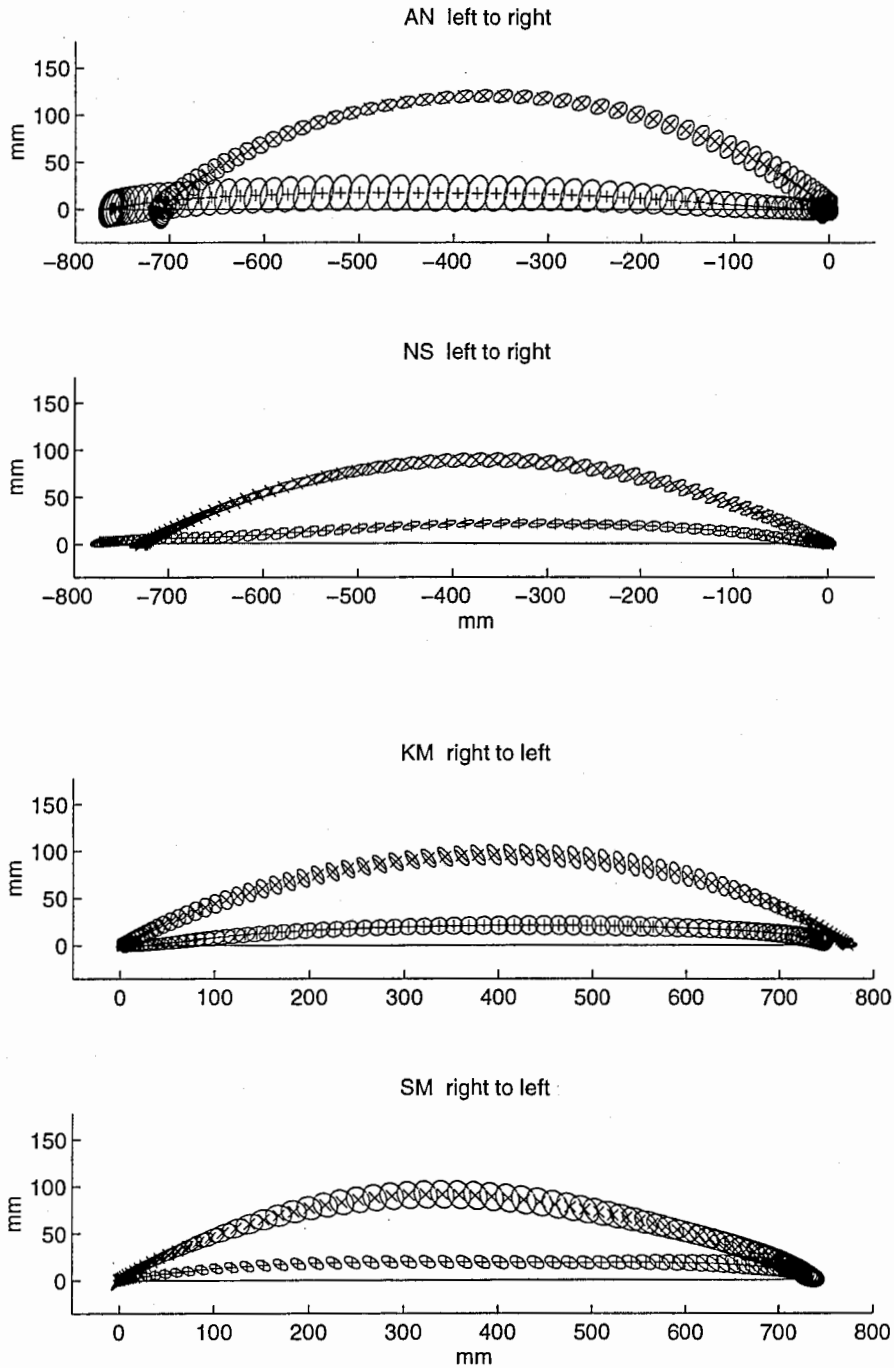


図 2.8 実験2における各被験者の各テストブロックにおける前額平行面上での平均手先軌道と標準偏差。横軸が水平方向，縦軸が垂直方向の動きを示す。

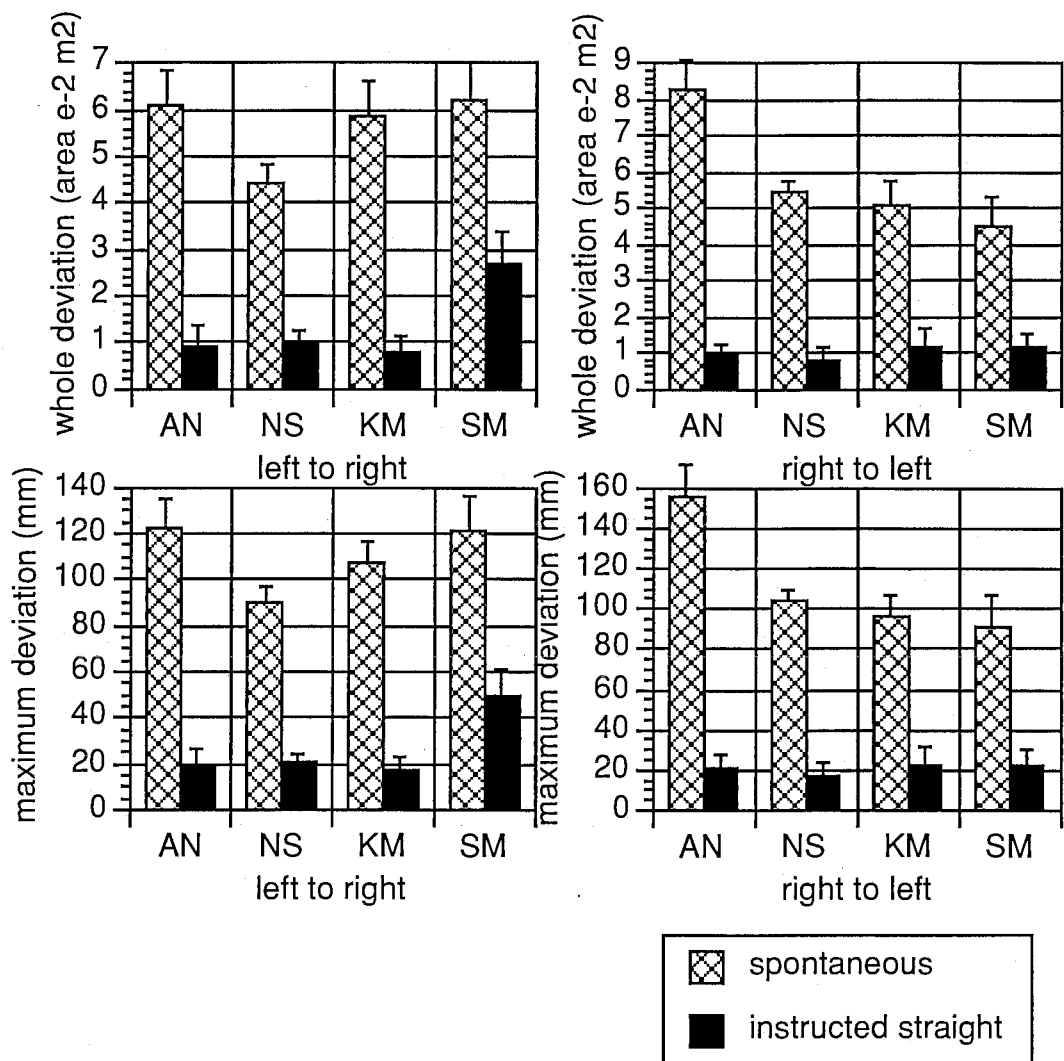


図 2.9 実験2における各被験者の各テストブロックにおける「全偏差」(上)と「最大偏差」(下)の平均と標準偏差。

表 2.4 自然な運動と直線教示運動における「全偏差」のボンフェロニ t 検定

ブロック	左から右		右から左	
	t	t	Error df	比較の数
AN	19.27**	27.31**	36	6
NS	22.06**	29.99**	36	6
KM	19.86**	15.60**	36	6
SM	11.25**	10.82**	36	6

注. 4テストブロックに対して, 一対比較を行った. ボンフェロニ修正により,  $\alpha$ 水準を調整した(多重 t 検定). \* $p < .05$  \*\* $p < .01$

4人の被験者すべてに関して、自然な運動（教示1）のブロックの「全偏差」は、まっすぐにと教示された運動（教示3の1回め）の「全偏差」より有意に大きかった。前額平行面上で自然に生成された運動は、上に凸に顕著に曲がっていたが、まっすぐにと教示されると、被験者はよりまっすぐな軌跡を生成することができた。前額平面上で曲がった軌跡がまっすぐに見えている可能性があるかどうかを検討するため、自然な条件での腕の運動の軌跡と、実験2の導入部で述べた知覚実験から得られた、まっすぐに知覚されたカーソルの軌跡を比較した（図2.10）。破線の間にある実線が、まっすぐに知覚されたカーソルの軌跡を示す。破線の振幅は、95%の信頼区間を示す。その他の8本の実線は、各被験者の左から右、右から左の自然な動きにおける「最大偏差」の値に対応する振幅をもつ半サイン波を示す。手先の動きの曲がり角を示す振幅の大きさは、95%の信頼区間から大きくはずれている。したがって、手先の動きの曲がり角が知覚の曲がり角よりもずっと大きいため、自然な運動の曲がった軌跡がまっすぐに知覚されていた可能性はないと結論することができる。

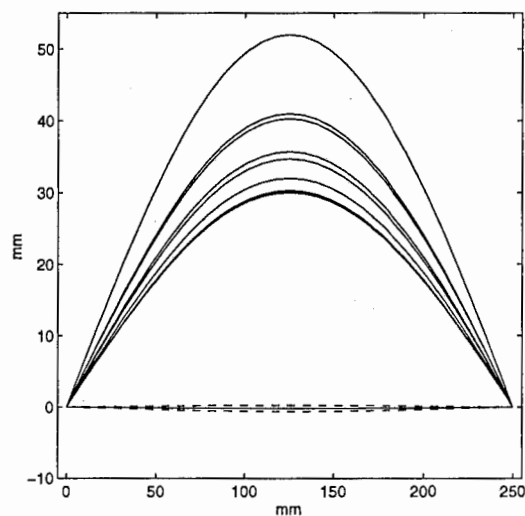


図 2.10 まっすぐに知覚されるカーソルの軌跡と自然な条件での腕の運動の軌跡。



## 2.6 実験3

### 2.6.1 躍度最小の仮想軌道

第1章で述べたように、直線仮想軌道によって制御するという考え方には疑問が提示されている。実験3では、直線仮想軌道によって制御するという考え方に矛盾する事実が観察されるかどうかを検討した。

制御信号として、常に同じ躍度最小の仮想軌道を使うということは、筋を活性化するために中枢神経系から下行して送られる運動指令が、レベルの上下はあるにしても、時間パターンとしては常に同じようなものであることを示す。異なった軌道を生成するためには、筋活性のレベルを変えて筋の機械的な剛性を変化させたり、反射のゲインを変化させたりすることで、剛性の値を変化させなければならない。剛性を上昇させると、実際の軌道は仮想軌道に近くなるが、剛性を下げると、実際の軌道は筋骨格系のダイナミクスの影響で曲がったものになってしまう。常に同じ直線仮想軌道を使っているとすると、自然に生成された曲がった軌道よりも直線に近い軌道を生成するためには、剛性の値を上昇させなければならない。

Mussa-Ivaldi, Hogan, and Bizzi (1985) は、多関節の姿勢制御中における静的な手先の剛性を測定し、楕円にあらわした。ある姿勢での剛性楕円体は大きさは変えられるが、その方向（最大剛性の方向）や形（最大剛性と最小剛性の比）はそれほど大きくは変えられないことが報告されている。Lacquaniti, Carrozzo, and Borghese (1993) は、腕を静的に保った状態で落下してくるボールをつかむ課題において、手首の剛性が上昇しており、またそのとき主動筋と拮抗筋の同時活性化が観察されたことを報告している。彼らが観察した事例の中には、主動筋が活性化していても拮抗筋が活性化していない場合、剛性の上昇が観察されない場合もあった。

剛性と筋の活性化の間の関係はそれほど明確ではないので、現在

のところ、自然な運動とまっすぐな運動における剛性の違いから筋電図信号の違いを推定することは不可能である (Flash & Mussa-Ivaldi, 1990)。しかし、次のような予測は可能である。すなわち、もし、下行する運動指令の時間的なパターンを変化させることなしに、筋の機械的な剛性をあげることによって剛性をあげているならば、筋の活性化は、その大きさのみが変わり、しかもその大きさは主動筋、拮抗筋で比例して変化しなければならない。筋の機械的な剛性ではなく、反射のゲインをあげることによって剛性をあげているならば、運動のはじめにおいては主動筋が、運動の終わりにおいては拮抗筋が、反射によって活性化されていなければならない。どちらの場合にしても、運動全体における平均的な活性化のレベルは、主動筋、拮抗筋双方において上昇することが期待される。

したがって、自然な運動、まっすぐにと教示された運動双方において、躍度最小軌道が仮想軌道として使われているかどうかは、筋電図信号として測定される筋の活性化の状態を調べることによって検討することができる。また同時に、関節角空間およびトルク空間における波形も検討した。ただし、「まっすぐにと教示された場合、仮想軌道それ自体を変化させる」という、もうひとつの可能性が存在するが、これに関しては考察で詳しく議論する。

実験1と同様の運動であるが、運動が肩の高さの水平面になるようにして実験を行った。

## 2.6.2 方法

### 被験者

4人の大学生および大学院生が実験に参加した。4人のうち2人は実験1および2にも参加した。残りの2人ははじめて実験に参加した。実験の目的は知らされていなかった。

## 装置

位置の測定は、実験1、2と同様に行った。筋電図信号は、6つの筋から測定された。肩の単関節筋に関しては、三角筋前部（屈筋）、三角筋後部（伸筋）の活性を測定した。2関節筋に関しては、上腕二頭筋長頭（屈筋）、上腕三頭筋長頭（伸筋）の活性を測定した。肘の単関節筋に関しては、上腕筋（屈筋）と上腕三頭筋内側頭（伸筋）の活性を測定した。筋電図信号は、1対の銀塩化銀表面電極を用いて表面筋電位を双極誘導した。信号は2KHz、12bitでサンプリングした。筋電図信号は、実験条件における姿勢の最大同時活性化の値で正規化された。

## 手続き

被験者に与えられた教示は、実験1の教示1、教示3、および教示4と同様である。教示は1-3-4-4-3-1の順に与えられた。各条件は、10試行のブロック3つからなり、ブロック毎に休憩がとられた。十分な学習のあとの試行として、後半の教示3の最終ブロック（ブロック15）と後半の教示1の最終ブロック（ブロック18）をテストブロックとした。

## 解析

平面上への投影および座標系の設定は、実験1と同様にした。フィルタリング、運動時間の推定も実験1と同様にした。テストブロックのそれぞれの試行は以下のように分析された。

### 平均筋電図信号の計算

筋電図信号は、整流後0.5msごとに平均化し、200Hzで再抽出した。

さらに、25msの移動平均で平滑化した。同時活性化を時間的に検討するため、まず、平滑化された筋電図信号を、曲率の閾値で決められた運動の開始の時点で整列し、平均の時間波形を算出した。また、各筋の活性化のレベルを定量的に比べるために、整流筋電図信号の全運動時間にわたった平均値を各試行ごとに計算、さらにテストブロックごとにそれらの平均値を算出した（「平均活性度」）。

### 関節角位置とトルクの計算

時間で正規化された手先、肘、肩の軌道から、時間で正規化された関節角軌道を算出した。関節角位置の微分値は、実験1、2で使われた手先位置の微分値の算出と同じ方法で算出された。時間で正規化されたトルク波形は、時間で正規化された関節角の変数と各被験者の腕の長さから推定されたパラメータを使って2関節の腕のモデルから計算された。補遺B参照。

#### 2.6.3 結果

手先の軌道の特徴は、4人の被験者全員に関して実験1と同様であった。すなわち、自然に生成された軌道（教示1、ブロック18）は、まっすぐにと教示された軌道（教示3、ブロック15）よりも顕著に身体の外側に凸に湾曲していた。

#### 同時活性化

図2.11は、被験者ごとの各伸筋屈筋の対の筋電図信号の平均時間波形を示す。図2.12は、被験者ごと、筋ごとの「平均活性度」を示す。「平均活性度」に関して、t検定を行った（表2.5）。

12の屈筋と伸筋の対のうち（3対×4被験者）2つの対（被験者TMの2関節筋と肘単関節筋）のみが「平均活性度」の同時上昇を示

した。その他のケースでは、まっすぐにと教示された条件において、主動筋の活性が自然な運動の条件よりも上昇している場合でも、拮抗筋の活性は、自然な運動の条件とほとんど変わらないか、むしろ下降していた。

したがって、主動筋と拮抗筋の同時活性のレベルは、まっすぐな運動においていつも上昇しているわけではなく、躍度最小の仮想軌道をどちらの運動にも使っているとは考えにくい。

表 2.5 自然な運動と直線教示運動における平均筋電信号の t 検定

被験者	AN	NS	TM	UH
肩単関節筋				
屈筋 (AD)	2.83* (-)	-0.95n.s.	0.71n.s.	3.79* (-)
伸筋 (PD)	1.84n.s.	-3.12**(+)	-6.95**(+)	-3.24**(+)
2 関節筋				
屈筋 (BL)	-8.32**(+)	-4.33**(+)	-4.20**(+)	-7.01**(+)
伸筋 (TL)	0.02n.s.	5.00**(-)	3.91* (+)	1.86n.s.
肘単関節筋				
屈筋 (Br)	-8.86**(+)	-5.67**(+)	-10.76**(+)	0.01n.s.
伸筋 (TM)	-0.32n.s.	2.68* (-)	-17.98**(+)	-1.55n.s.

注. (+)は、平均活性度が、自然な運動より直線教示運動において有意に高いことを示す。  
 (-)は、平均活性度が、自然な運動より直線教示運動において有意に低いことを示す。各々の検定における自由度は18。 \* $p < .05$  \*\* $p < .01$

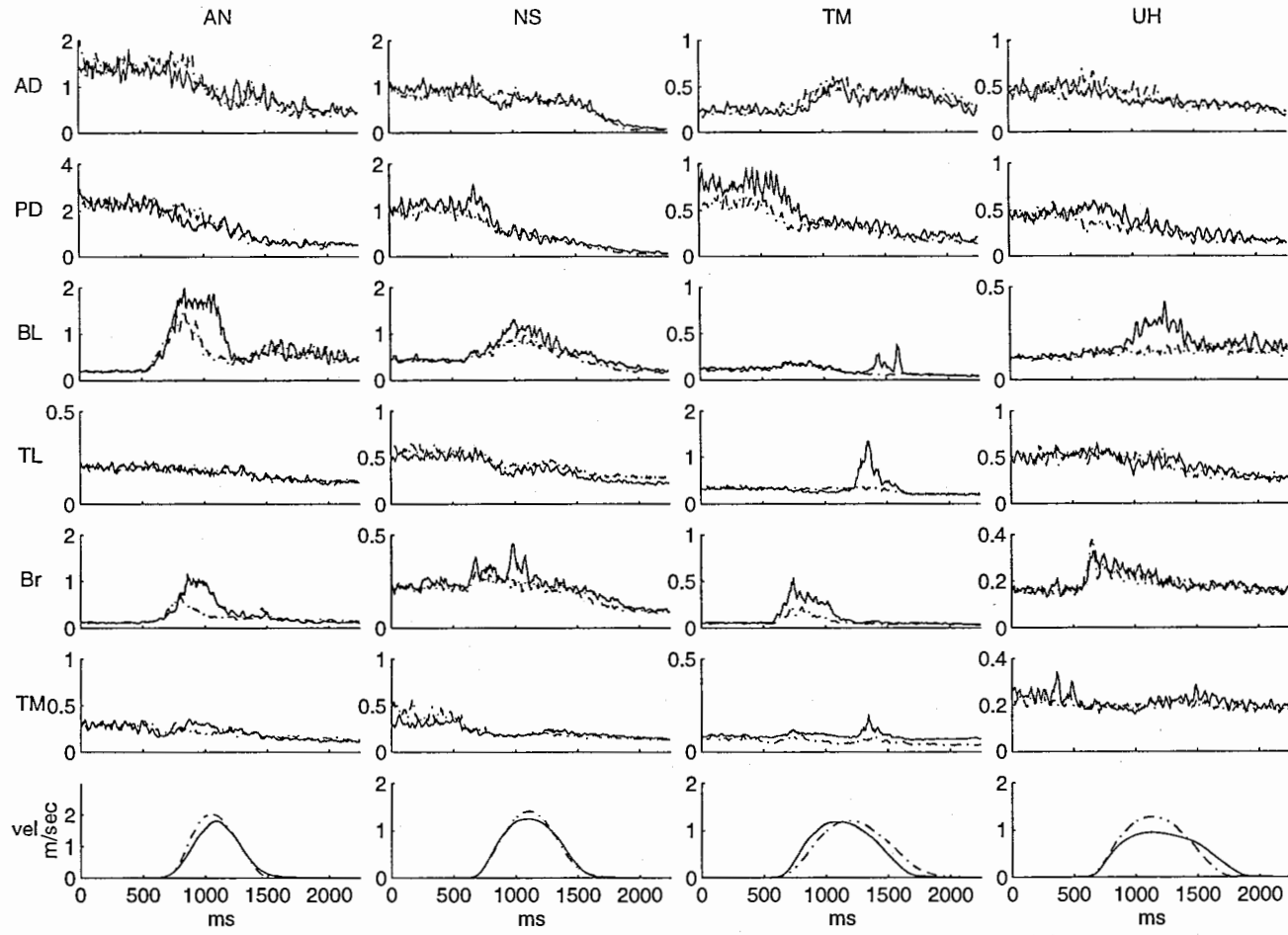


図 2.11 実験3における各被験者の筋電図信号の時間波形。一点鎖線は自然な運動，実線はまっすぐにと教示された場合を示す。上から，肩屈筋 (Anterior Deltoid)，肩伸筋 (Posterior Deltoid)，2 関節屈筋 (Biceps Longus)，2 関節伸筋 (Triceps Longus)，肘屈筋 (Brachialis)，肘伸筋 (Triceps Medialis)。最下段は，接線方向の平均速度を示す。

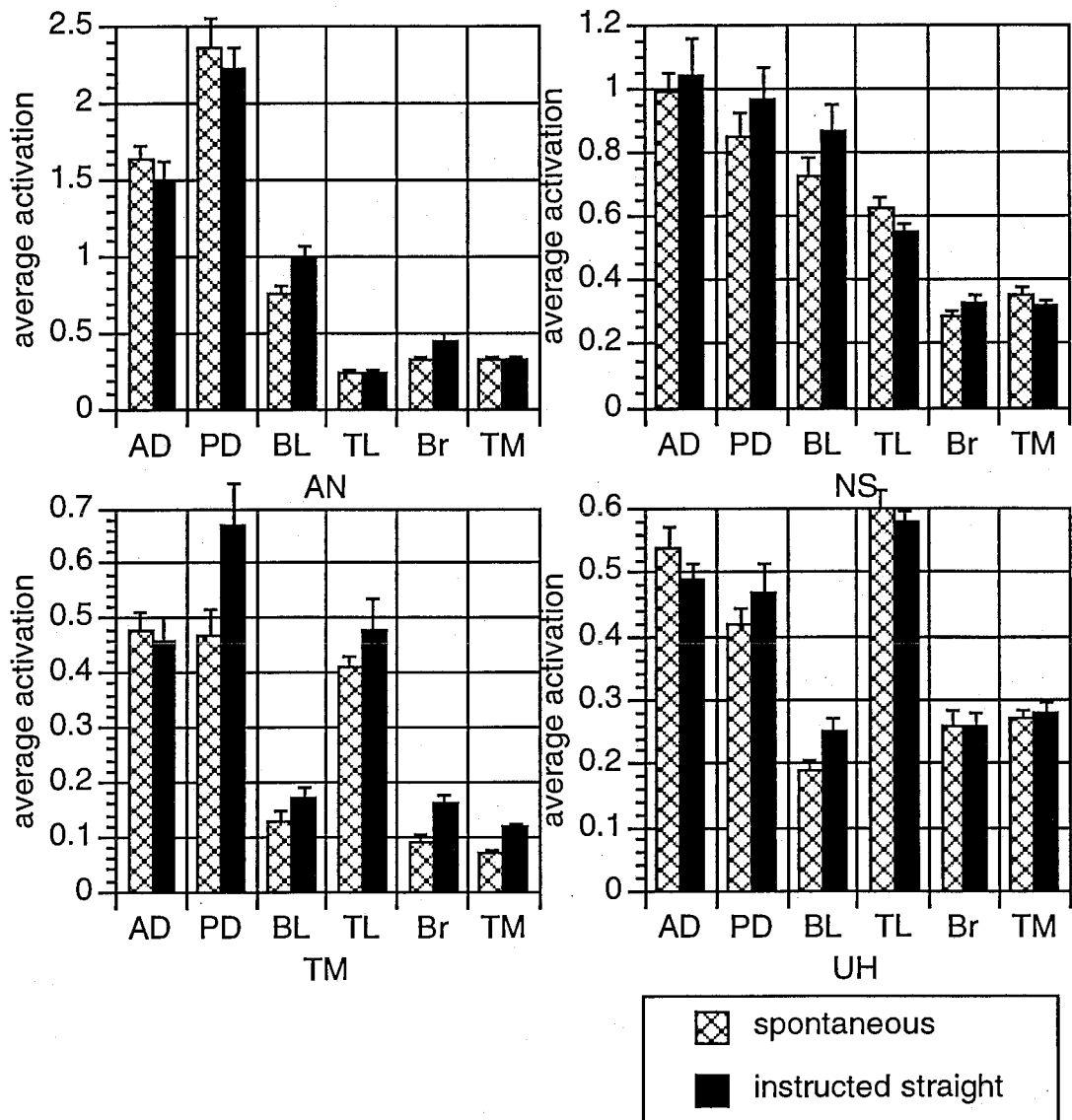


図 2.12 実験3における各被験者の各筋における平均活性度の平均と標準偏差. 左から, 肩屈筋 (Anterior Deltoid), 肩伸筋 (Posterior Deltoid), 2 関節屈筋 (Biceps Longus), 2 関節伸筋 (Triceps Longus), 肘屈筋 (Brachialis), 肘伸筋 (Triceps Medialis) .

## 関節角空間とトルク空間での軌道

図2.13は、関節角の平均軌道と標準偏差を示す。記号は肩関節と肘関節の関節角の平均位置を40Hzで抽出したものを示す。楕円は実験1と同様、標準偏差を示す。×記号は自然な運動（教示1）を、+記号は、まっすぐにと教示された運動（教示3）を示す。外部の直交座標系で自然に曲がった軌道は、関節角座標系では比較的まっすぐなのに対し、まっすぐにと教示された軌道は関節角座標系では顕著に曲がった軌道になった。まっすぐにと教示された軌道は、肩、肘両方の関節において、関節の回転方向の反転が観察された。

トルクの時間波形は、自然な動きとまっすぐにと教示された動きとで異なっていた。図2.14は時間で正規化されたトルクの平均時間波形を示す。図2.15は、肩の屈曲トルクのピークの時点と、肘の屈曲トルクのピークの時点の差の平均値を示す。4人の被験者すべてにおいて、まっすぐにと教示された場合、自然な動きの場合よりも、肩の屈曲トルクのピークが、肘の屈曲トルクのピークよりも有意により遅れている。

このように時間的にかなり違ったトルク波形を、躍度最小の仮想軌道で剛性の値を変化させるだけで生成するのは困難であると考えられる。



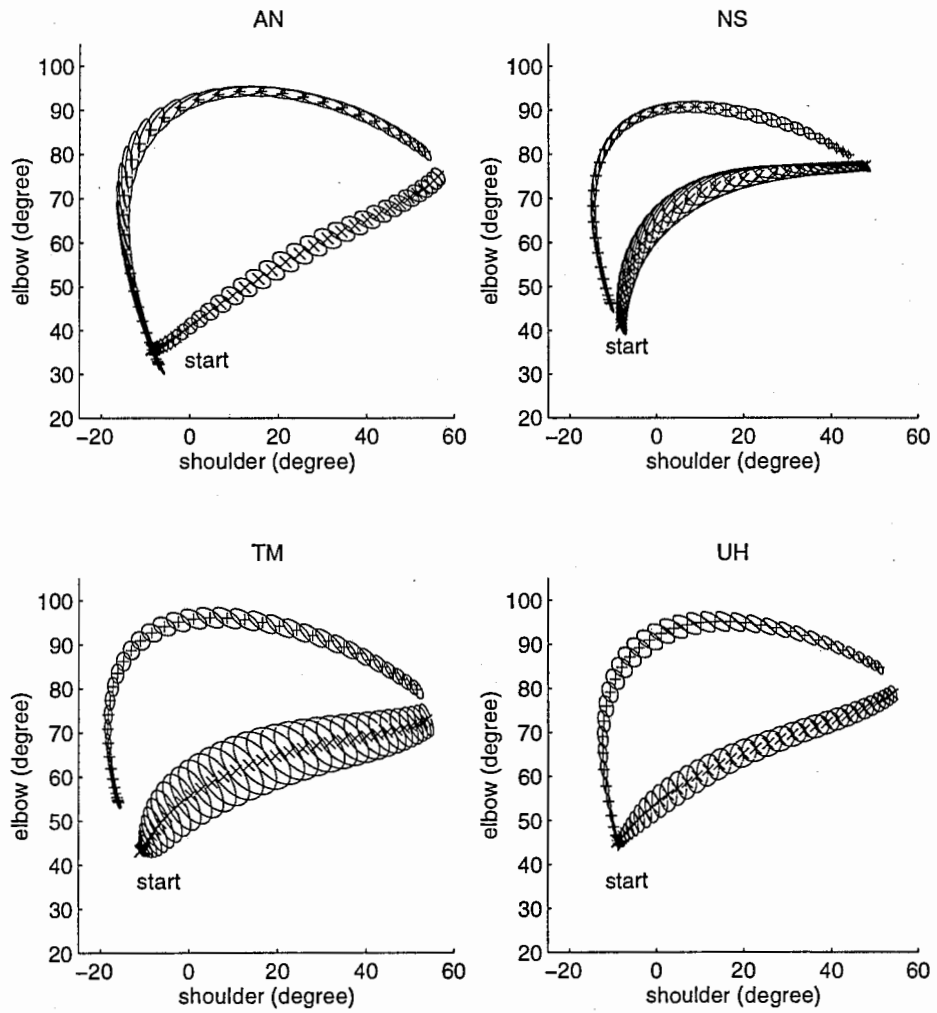


図 2.13 実験1における各被験者の各テストブロックにおける関節角の平均軌道と標準偏差 (°) .

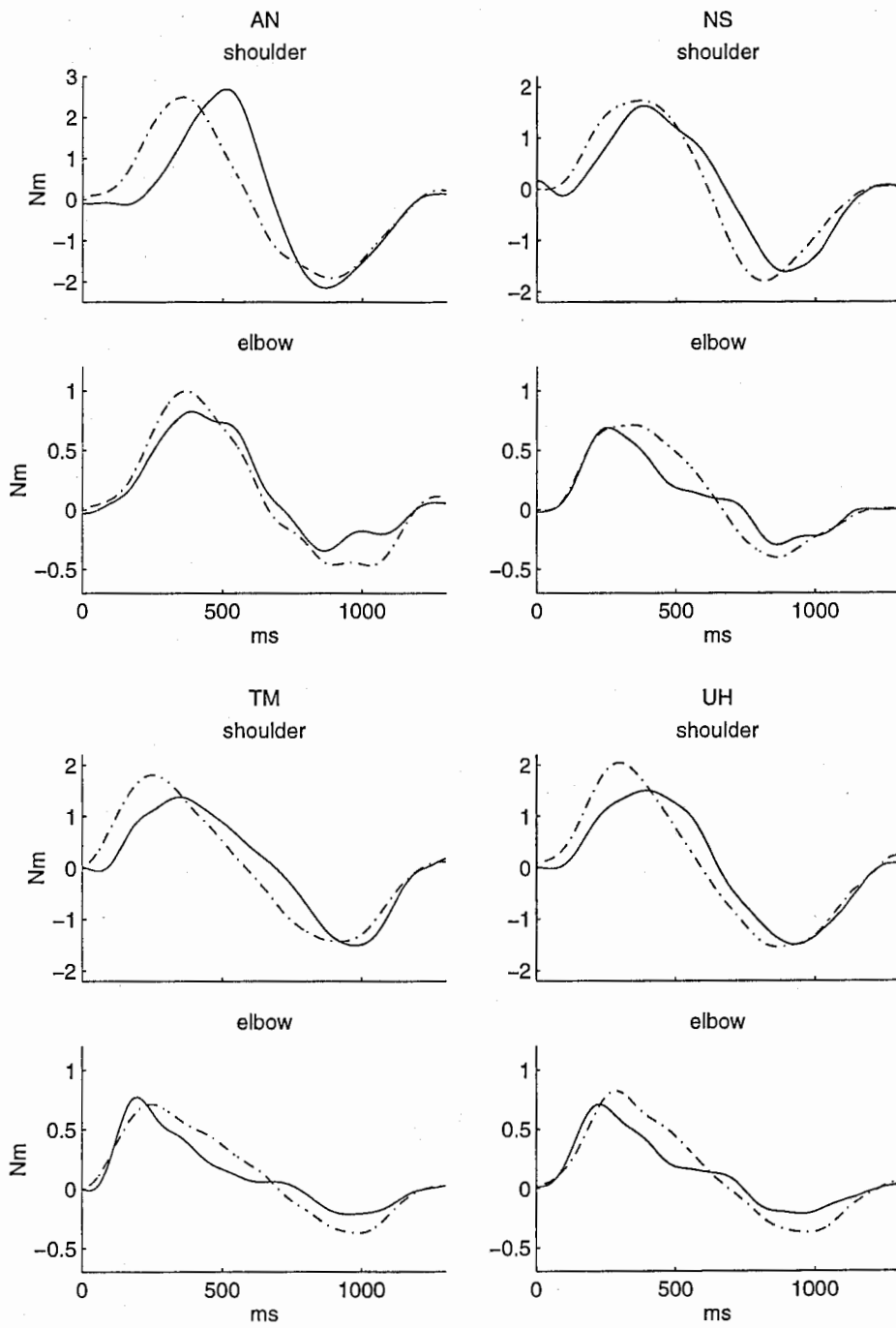


図 2.14 実験 1 における各被験者の各テストブロックにおけるトルクの時間波形 (Nm-)。一点鎖線は自然な運動，実線はまっすぐにと教示された場合を示す。各被験者の上段が肩，下段が肘の屈曲トルクを示す。

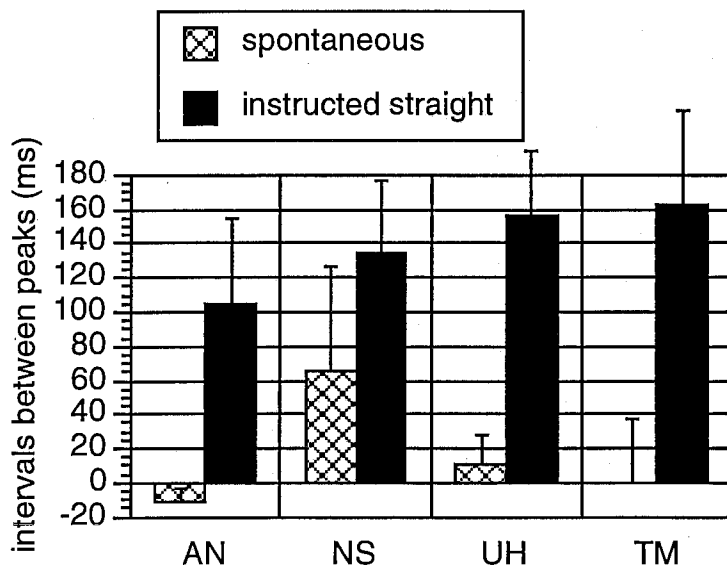


図 2.15 実験3における各被験者の肩の屈曲トルクのピークの時点と、肘の屈曲トルクのピークの時点との差の平均値と標準偏差

## 2.7 考察

### 2.7.1 自然な運動における曲がり

#### 「制御の不完全」と「視空間のゆがみ」

水平面の運動，前額平行面の運動どちらにおいても，被験者はまっすぐな軌跡を生成するように教示されたならば，よりまっすぐな軌跡を生成することができたため，「制御の不完全」は，自然な運動の曲がりの主たる理由であるとは考えられない．前額平行面の自然な運動における曲がりはまた，視覚のゆがみに起因させることもできない．水平面の運動においても，まっすぐにと教示された軌跡の曲がりは，自然な運動の軌跡の曲がりよりも，顕著に小さいため，視覚のゆがみが主たる理由にはなりえない．したがって，「制御の不完全」と「視空間のゆがみ」のどちらも自然な軌道の曲がりの主たる要因になりえない．

Wolpert et al. (1994) は、人間の軌道生成のモデルの比較においては、軌道が評価される知覚過程を考慮すべきだと提案している。もし、彼らが仮定するように軌道が外部空間で計画されるのであれば、外界を知覚する過程でのゆがみが考慮されなければならない。しかし、もし軌道が内部空間で計画されるとするならば、中枢神経系は、手先が目標地点に到達しさえすれば、その間の軌跡がどのようになるかには注意を払わないであろう。その場合、外界の知覚のゆがみは、まっすぐにと教示された条件には影響するかも知れないが、自然に生成される軌道の曲がりには、部分的にでさえも、影響しているとは考えにくい。

実験2で観察された、垂直面での運動での大きな曲がりの原因としては、次の2つの可能性が考えられる。ひとつは、垂直面での運動のダイナミクスが重力に影響されており、それが軌道計画に影響しているというものである。もうひとつは腕の複雑なダイナミクスそれ自体が曲がった軌道を計画させるというものである。矢状面での上下運動を検討した Atkeson and Hollerbach (1985) の実験結果によると、手先の軌跡は、手に持つおもりを変化させてもあまり変化はなかった。Uno, Kawato, and Suzuki (1989) の計算機実験の結果でも、トルク変化最小モデルに基づく手先の軌跡は、おもりによってそれほど影響を受けていない。これらのことから、垂直面での運動の曲がりの理由は、重力のせいではなく、水平面での運動の曲がりと同様、腕の複雑なダイナミクスのせいであると考えられる。

### 躍度最小の仮想軌道

実験3で観察された次の2つのことは、まっすぐにと教示された運動で、まっすぐな仮想軌道を使って剛性のみを上昇させて制御しているという考え方と矛盾している。ひとつは、まっすぐにと教示された運動で、平均的な筋の活動レベルが主動筋と拮抗筋で同時に上昇していないことである。もうひとつは、トルクの時間波形が2

つの条件できわめて異なることである。同じ仮想軌道を使うということは、筋を活性化させる運動指令の時間的なパターンが等しいことを示す。剛性の値を変化させるだけで、このように特に運動の開始の時点において異なるトルクパターンを生成することは困難であると考えられる。このことは、運動指令が2つの条件下で同じなのではなく、かなり違ったものであることを示唆し、中枢神経系がいつも直線の仮想軌道を制御信号としているという仮説に矛盾する。

しかし、これらの結果は、まっすぐにと教示された場合、仮想軌道それ自体を変化させるという考え方には矛盾しない。自然な運動では、躍度最小の仮想軌道が使われ、まっすぐにと教示された運動では、まっすぐな軌跡を実現するような複雑な仮想軌道が計算されるという考え方である。しかし、複雑な仮想軌道の計算をすることは、もはや、ダイナミクスの知識なしで、外部座標系に基づいた軌道計画で制御が実現できるという簡単な方法ではない。Flash (1987) では、計算が簡単だという点で、躍度最小軌道が仮想軌道として選ばれている。複雑な仮想軌道を計算するという方法では、仮想軌道制御仮説の利点がなくなってしまうため、仮説自体の妥当性に疑問が持たれるようになってしまう。

### 残る可能性

実験1, 2により、「制御の不完全」と「視空間のゆがみ」は自然な運動軌道の曲がりを説明できないことが示された。躍度最小の仮想軌道による制御の妥当性には疑問があり、実験3の結果も、この考え方に反するものとなっている。したがって、自然な運動の曲がりとは、まっすぐにと教示された場合の比較的直線に近い軌道を説明するのは、計画された軌道自体の曲がりであると考えられる。

外部座標系で曲がった軌道を計画する妥当な理由はあまり考えられないので、軌道は外部空間ではなく、身体内部の空間で計画されると考えられる。実験3の結果から、関節角空間において比較的まっ

すぐな軌道を生成していることが示唆されたが、このことは必ずしも内部座標・キネマティック、すなわち関節角座標系でまっすぐになるような軌道計画を行っていることを意味しない。内部座標・ダイナミックな軌道計画でも同様に、あるいはよりよく観察された軌道を説明できるかもしれない。たとえば、トルク変化最小モデルは、実験3における動きに関しては、ほぼまっすぐだが、少し曲がった関節角軌道（まっすぐにと教示された場合よりまっすぐだが直線ではない関節角軌道）を予測する。少なくともNS, TM, UHの動きに関しては、内部座標・キネマティックなモデルより、内部座標・ダイナミックなモデルの方がよく説明できるかもしれない。はじめに議論したように、内部座標・キネマティックなモデルは、作業空間の中の一部の動きを説明することができない。作業空間全体の運動を説明できるモデルがよりよいモデルであるとする、内部座標・キネマティックな軌道計画はよいモデルとはいえない。内部座標・ダイナミックな空間のほうがよりよい候補となるだろう。

自然な運動は、内部座標で計画されているように見えるが、軌道計画ははじめは外部座標系でなされており、練習を重ねるうちに内部座標における変数を最適化するように調整されるのかもしれない。確かにこのような長期的な学習の効果はあるかもしれない。しかし、もし最終的に生成される軌道が、はじめの外部座標での目標軌道を保持せず、内部座標における変数を最適化しているのならば、それはもはや外部座標で軌道計画をしているとはいえず、むしろ内部座標で計画してるといったほうがよいだろう。本実験においては、自然な運動に関して、短期的な学習の効果はみられず、自然な運動の条件の第1試行（教示1の1回め）から軌道は非常に曲がったものであった。

### 2.7.2 まっすぐにと教示された場合の軌道の曲がり

自然に動かす場合は曲がった軌道を計画したかもしれないが、まっ

すぐにと教示された場合には、まっすぐな軌道を計画していたはずである。しかし、被験者は、参照軌道がある場合でさえも、本実験における作業空間の範囲では、完全にまっすぐな軌道を生成することができなかった。なぜ被験者はこの課題において、軌跡の拘束条件を満たすことができなかったのだろうか。

自然な運動は、作業空間内のある場所ではほぼ直線だが、ある場所では曲がってしまう。自然な運動がまっすぐな場所でまっすぐな軌道を生成することは、たやすいことであると考えられる。なぜなら、この場合、外部座標でまっすぐな軌道は、内部座標でもスムーズであり、また運動しなれていると考えられるからである。それに対し、自然な動きが曲がる場所でまっすぐな軌道を生成することは困難であると考えられる。なぜなら、この場合、外部座標でまっすぐな軌道は、内部座標では非常に複雑で、あまりやりなれていないと考えられるからである。制御の不完全さの影響は、前者より後者においてより顕著に現われるだろう。実験1においては、曲がった参照軌道からの偏差は、まっすぐな参照軌道からの偏差より小さかった。曲がった参照軌道は、自然に生成された軌道の平均であるため、曲がった参照軌道に沿った動きは、内部座標においてはなめらかなものであり、したがって、与えられた軌跡の拘束条件を満たすのは比較的容易であったと考えられる。それに対し、まっすぐな参照軌道に沿った動きは、なれない動きであり、困難であったと考えられる。まっすぐにと教示された場合の軌道は、自然な運動と同様に、身体の外側に凸に曲がっていた。これは、よく練習された、なめらかな運動指令のパターンに影響され、引き込まれてしまったためであるかもしれない。まっすぐな手先の軌跡という拘束条件を満たす運動指令の系列は、運動指令の空間では非常に複雑で回り道なので、なめらかな運動指令の系列に近づこうとしてしまい、その結果、自然な動きと同様の方向に軌道が曲がってしまうと考えられる。

このように自然な軌道に近づいてしまう傾向は、手先の軌跡が、参照軌道どおりでないのがわかっていても、参照軌道に近づけよう

とすることをあきらめてしまった場合にも観察される。このようなことは、軌道計画の段階でも起こりえて、拘束条件を満たさない、不完全な軌道を生成することに対するペナルティが小さくなってしまっていると考えられる。このような場合、被験者はよりまっすぐな軌道を生成できるにも関わらず、曲がった軌道を生成してしまう。

まっすぐにと口頭で教示された場合と、まっすぐな視覚的参照軌道がある場合における、「視空間のゆがみ」の影響は、中枢神経系において、軌跡の拘束条件が表現されている空間がゆがんでいるかどうか依存すると考えられる。口頭で教示された場合、被験者は満たすべきだと思われる軌跡の拘束条件を自ら計算し、それを満足するような運動指令を算出しなければならない。もし、その拘束条件が表現される空間が、視空間と同じ様にゆがんでいたら、「視空間のゆがみ」は、口頭で教示された場合の軌道計画にも影響するだろう。なぜなら、まっすぐにと教示された場合、中枢神経系は、そのゆがんだ空間においてまっすぐに見えるような軌跡の拘束条件を計算すると考えられるからである。まっすぐに見える軌跡は、実際の直交座標系では外側に曲がっているため、計算された軌跡の拘束条件を実際の直交座標系に投影すると、それは外側に曲がった軌跡になる。したがってその拘束条件に基づいて計画された軌道もまた外側に曲がったものになる。逆に、「視空間のゆがみ」は、直線参照軌道が与えられた場合には軌道計画に影響を及ぼさないだろう。なぜなら、与えられた直線参照軌道は、そのゆがんだ空間内では内側に曲がって見え、中枢神経系は、その内側に曲がって見える軌跡の拘束条件を満たすような運動指令を生成するからである。実現された軌道は直交座標系においてはまっすぐになるはずである。

しかし、軌跡の拘束条件が表現される空間が直交座標系と全く等しかったら、中枢神経系で決められるまっすぐな軌跡の拘束条件は直交座標系でもまっすぐに見えるはずであり、口頭でまっすぐにと教示された場合の軌跡がそれほど大きく曲がることはないだろう。今回の実験で観察された、口頭でまっすぐにと教示された場合の最



初の試行（教示3の1回め）で、直線参照軌道がある場合（教示4）よりも大きく曲がるという現象は、軌跡の拘束条件が表現される空間も視空間と同様にゆがんでいることを示唆する。

実験1において、まっすぐにと教示された場合の軌道は上記のように、「制御の不完全」、「不十分なペナルティ」、あるいは「拘束条件を表現する空間のゆがみ」で説明できるだろう。まず、口頭でまっすぐにと教示された場合の軌道の曲がりはこの3つすべての要素を含んでいると考えられる。直線参照軌道がある場合（教示4）の軌道のまがり及び、直線参照軌道で練習した後の参照軌道なしの場合（教示3の3回め）の軌道の曲がりには、「制御の不完全」と「不十分なペナルティ」のどちらかあるいは両方を含むだろう。参照軌道で練習した後の参照軌道なしの場合の軌道が、2人の被験者ではよりまっすぐになっており、2人の被験者では逆により曲がっていることは、被験者によって内部座標でのなめらかさに対抗して軌跡の拘束条件を満たそうとする努力の度合いが違うことを示していると考えられる。

### 2.7.3 課題依存性

自然な運動が内部座標で計画されることは、必ずしもまっすぐにと教示された場合の運動も内部座標で計画されることを意味しない。課題が違えば、違った空間で軌道を計画しているのかもしれない。まっすぐにと教示された場合は、外部座標系で軌道を計画していたのかもしれない。たとえばゴルフなどにみられるように、我々が普段行う運動の多くが、関節角での軌道を拘束条件としているようにみえる。一方、書字、描画のように、外部座標での軌跡の形を拘束条件とする運動もある。このことは、ゴルフのような課題は内部座標で計画されるが、書字、描画のような課題は外部座標で計画されているということの意味するのだろうか。これは妥当な議論のように聞こえるかもしれない。しかし、拘束条件が与えられる空間と、

軌道を一つに決めるという不良設定問題を解く空間とは区別して考えなければならない。軌道計画の過程には、次の3つの段階があると考えられる。第1段階では、到達目標位置のように明示的に（視覚的に）与えられた拘束条件を知覚、認識する。第2段階では、明示的には与えられていないが、その課題が要求する拘束条件を生成する。生成された拘束条件は、書字のような課題においては外部座標における経由点や、軌跡として表現されるだろうし、ゴルフのような課題においては、関節の軌道として表現されるだろう。あるひとつの課題においても、様々な表現が可能であろうし、人によって違い、また学習の過程において変化するかもしれない。第3段階では、非決定の問題が解かれる。第1と第2の段階でどれほど厳密な拘束条件が設定されていようとも、その拘束条件が運動指令の系列すべてを規定するのでなければ、非決定の問題は残されている。

本実験における課題を、上記のような観点からみることができる。自然に動かす課題では、始点と終点のみが視覚的に与えられている。中枢神経系は、この課題に対してこれ以上の拘束条件を生成する必要はない。軌跡の形、速度波形、運動指令の系列が、決定されずに残っている。まっすぐにと口頭で教示された課題（参照軌道なし）の場合には、始点と終点は視覚的に与えられており、中枢神経系は、課題の要求に応じて軌跡の拘束条件を生成しなければならない。速度波形と運動指令の系列が、決定されずに残っている。まっすぐな参照軌道がある場合は、始点と終点と、軌跡の形が視覚的に与えられている。中枢神経系は、この課題に対してこれ以上の拘束条件を生成する必要はない。速度波形と運動指令の系列が決定されずに残っている。いずれの課題においても、中枢神経系は、最終的に非決定の問題をどこかの空間で解いて、すべての可能な運動指令の系列のなかからひとつの運動指令の系列を決定しなければならない。

段階 課題	視覚的に与えられる 拘束条件	生成される 拘束条件	非決定の問題
自然に	始点 終点		軌跡 速度波形 運動指令
参照軌道なしで 直線教示	始点 終点	軌跡	速度波形 運動指令
直線参照軌道	始点 終点 軌跡		速度波形 運動指令

図 2.16 本実験の課題間における軌道計画過程の相違.

ここで我々が確かめたいのは、拘束条件が決められる空間ではなく、非決定の問題が最初に解決される空間である。第1と第2の段階における空間が、課題の要求に応じて変化することは非常に自然だが、そのことは必ずしも第3の段階の空間も課題に応じて変化することを意味しない。

たとえ手先の軌道がすべて決定されても、キネマティクスやダイナミクスの冗長性のせいで、非決定の問題は残っている。決定された手先の軌道を実現する関節角軌道は無数に存在し、決定された関節角の軌道を実現する筋活性のパターンは無数に存在する。もし、中枢神経系が外部座標で最初に非決定の問題を解決した場合、内部座標において再び非決定の問題を解かなければならない。外部座標で拘束条件が与えられたとしても、その拘束条件から直接内部座標で非決定の問題が解決できるのなら、そのほうがよいだろう。仮想軌道制御仮説と運動指令変化最小モデルは、非決定の問題が運動指令の空間で解決されると考える点では一致している。まっすぐにと教示された場合でも、軌道が内部座標で計画されている、すなわち非決定の問題が内部空間で解かれているということは十分考えられ

るのである。

我々は、これらの単純な視覚到達運動で得られた結果をより複雑な課題に一般化することが可能であると考え。確かに、本実験からは、非決定の問題がはじめに解かれる空間が課題に依存して変わるという可能性を否定することはできないが、非決定の問題は、運動の拘束条件が与えられる空間とは独立に、どの課題においても共通の空間で解かれると考えたい。この見解を検討することは今後の課題である。

#### 2.7.4 まとめ

本章では、視覚到達運動における軌道の曲がり、(1) 制御の不完全、(2) 視空間のゆがみ、という理由だけでは説明できないことを実験的に示した。また、(3) 躍度最小の仮想軌道、という理由に関しては、その考え方自体の妥当性が疑われており、本実験においても、否定的な結果が得られた。

第1の理由に関しては、もし、中枢神経系は直線軌道を実現しようとしているのに、制御が不完全で軌道が曲がってしまうのだとすると、明示的に直線軌道を生成するように指示した場合にも同様に軌道が曲がってしまうはずであるという仮定に基づいて実験が行われた。その結果、まっすぐに動かすように教示された場合には、自然に動かした場合よりも直線軌道に近い軌道を生成することができたため、第1の理由だけでは軌道の曲がり、が説明できないことが判明した。第2の理由に関しては、前額平行面上では、直線が上下や左右に歪んでみえるといったような視空間の歪みはないことが報告されている (Indow & Watanabe, 1988) ため、この平面上で目の高さで到達運動を行なわせた。その結果自然に動かした場合は上に凸に曲がり、更にまっすぐに動かすよう指示すると直線に近い軌道を生成することができたため、曲がり、は、視空間の歪みだけでは説明できないことになる。第3の理由に関しては、筋の活性レベルや

トルク波形が、常に躍度最小の仮想軌道を使っていると仮定した場合とは矛盾したものになっていた。

これら3つの説明が、外部座標で直線軌道を計画していると考えた場合に軌道が曲がる理由の全てを網羅しているとはいえないが、最も可能性の高い理由であると考えられる。このいずれの理由も、軌道の曲がりを説明するのに十分ではないため、計画された目標軌道自体が曲がっていると考えたほうが妥当であろう。目標軌道自体が曲がっていると考える場合、必ずしもそれが内部座標で計画されていることを意味しない。しかし、外部座標で軌道を計画をする場合に、目標軌道が曲がる妥当な理由は考えにくい。目標軌道が外部空間で曲がることに対する適切な説明は、軌道が外部座標以外で計画されていることであると考えられる。したがって、(4) 身体内部座標で軌道を計画するせいで、運動軌道が曲がると考えるのが妥当であろう。

### 3 評価関数の比較

第2章では、軌道計画の問題が身体座標系で解決されていることを議論した。本章では、最適化理論に基づいた軌道計画の規範について議論する。

#### 3.1 評価関数を比較することの意義

軌道計画の問題は不良設定問題であり、この問題を最適化理論に基づいて考える試みがなされている。多関節運動における軌道計画の規範としては、作業座標系に基づいた手先躍度最小、身体座標系に基づいた関節角躍度最小、トルク変化最小、運動指令変化最小などの評価関数が考えられる。本章では、実現された軌道からこれらの評価関数の値を算出することで、規範の妥当性を検討することを試みる。

第2章で議論したように、軌道計画と制御は別の問題であり、計画された軌道が必ずしも正確に実現されるとは限らない。制御の不完全さや視空間のゆがみのせいで、実際の軌道は計画された軌道と異なるものになる可能性がある。また、目標軌道と等しい仮想軌道によって制御する場合は、目標軌道と実現された軌道は必然的に遊離してくる。しかし、精密な内部モデルを使って運動指令を計算しているか、あるいは目標軌道を実現する複雑な仮想軌道を計算しているとするならば、計画された軌道と実現された軌道はそれほど大きく遊離せず、したがって実現された軌道から算出した評価関数の値は、軌道計画における規範をある程度反映していると考えられる。実現された運動の評価関数を計算することで、軌道の特徴を定量的に比較することができると同時に、軌道計画の規範に関して考察することがある程度可能であろう。

これまでに、実現された軌道における評価関数を計算した例としては、Schneider and Zernicke (1989), Kitazawa, Goto, and

Urushihara (1993) があげられる。Schneider and Zernicke (1989-) は、人腕の矢状面での上下の往復運動において、学習が進むに連れて躍度最小の評価関数の値が低下することを報告している。一方、Kitazawa, et al. (1993) は、猫の小脳核（中位核，歯状核）損傷実験において、前足のリーチングの際の躍度最小の評価関数を算出し、その値が損傷した場合においてコントロールより高いことを報告している。これらの報告から、学習が進むにつれて手先の軌道がなめらかなになること、またなめらかな動きに小脳が関与していることがわかる。しかし、いずれの例も、躍度最小の評価関数のみを検討しており、それ以外の評価関数を検討した例はなかった。

最適化理論に基づいた到達運動のモデルでは、中枢神経系における軌道計画の過程において、無数の可能な軌道のなかから、ある評価関数の値を最小にする軌道が選択されると考える。したがって、ある評価関数の値が、始点から目標位置まで自然に動かした場合よりも、それ以外のなんらかの拘束条件が与えられた場合に低くなるようであれば、「中枢神経系がその評価関数を最小にするような軌道を計画している」と考えるのは適切ではない。逆に、ある評価関数の値が、自然に動かした場合にそれ以外の場合よりも低いならば、その評価関数は軌道計画の規範の候補となりえるだろう。そこで、自然に動かした場合の軌道となんらかの拘束条件が与えられた場合の軌道における躍度最小，関節角躍度最小，トルク変化最小，運動指令変化最小の評価関数の値を比較した。

躍度最小モデル，トルク変化最小モデルに関しては，第2章で説明したので，ここでは関節角躍度最小モデル，及び運動指令変化最小モデルに関して説明する。関節角躍度最小の評価関数は次式で与えられる。

$$C_{\theta} = \frac{1}{2} \int_0^{t_f} \sum_{i=1}^n \left( \frac{d^3 \theta_i}{dt^3} \right)^2 dt \quad (3.1)$$

ここで， $\theta_i$  は  $i$  番目の関節の関節角を表す。この規範では，関節角空

間で直線，ベル型の速度波形をもつ軌道を計画する．運動指令変化最小モデルの評価関数は次式で与えられる．

$$C_M = \frac{1}{2} \int_0^{t_f} \sum_{i=1}^n \left( \frac{dM_i}{dt} \right)^2 dt \quad (3.2)$$

ここで， $M_i$ は*i*番目の運動指令を表す．運動指令変化最小モデルは，末梢ではなく中枢神経系におけるなめらかさを拘束条件とする．運動指令は何種類か考えられる．もっとも末梢に近いレベルでは，*i*番目の筋肉に達するすべての神経インパルスの総和として決めることができる．より高次のレベルでは，脊髄の $\alpha$ 運動ニューロンの発火頻度，あるいは大脳皮質運動野の錐体路ニューロン（運動ニューロンを直接支配する）の発火頻度などを定義することができる．この式(3.2)を最小化することは，時間的に激しく変化しない運動指令を作り出すことを意味する．運動指令変化最小の評価関数を計算するためには，運動指令から筋張力が発生するまでの過程も定量的にモデル化しなければならない．しかし，これは運動野レベル，脊髄レベルの運動指令については非常に困難である．そこで小池・川人（1994）は，表面電極で記録した筋電図が $\alpha$ 運動ニューロンの発火頻度の情報を含んでいることを利用して，筋電図から筋レベルでの運動指令（擬似張力）を推定する方法を確立した．本実験ではこの擬似張力を運動指令とみなして評価関数の算出を行った．筋電図信号と擬似張力の関係に関しては，補遺C参照．

### 3.2 実験1

目標位置まで自然に動かした場合と，まっすぐに動かすようにという拘束条件を教示した場合について，4つの評価関数の値を比較した．（なお，この実験1は，第2章の実験3のデータをもとに，解析したものである．トルク波形等は第2章を参照．）



### 3.2.1 方法

#### 被験者

4人の大学生および大学院生が実験に参加した。実験の目的は知らされていないかった。

#### 装置

被験者は椅子に座った状態で、肩はシートベルトで椅子の背に固定され、右手首は動かないように固定具で固定された。運動の目標は、運動が肩の高さになるように設定された水平なテーブルの上におかれた。被験者は、手首の固定具に垂直に固定されたレーザーポインターを握った。水平面上の自由運動を行うために、被験者は、腕がテーブルに接触しないようにテーブルから少し持ち上げて動かし、レーザーの光でターゲットをさすように指示された。手先、肘、肩の位置が、位置測定装置（OPTOTRAK）により400Hzで記録された。

被験者は同時に、運動時間を大体等しくするため、900msの間隔で提示されるビープ音に合わせて運動を開始し停止するように指示された。

筋電図信号は、6つの筋肉から測定された。肩の単関節筋に関しては、三角筋前部（屈筋）、三角筋後部（伸筋）の活性を測定した。2関節筋に関しては、上腕二頭筋長頭（屈筋）、上腕三頭筋長頭（伸筋）の活性を測定した。肘の単関節筋に関しては、上腕筋（屈筋）と上腕三頭筋内側頭（伸筋）の活性を測定した。筋電図信号は、1対の銀塩化銀表面電極を用いて表面筋電位を双極誘導した。信号は2KHz、12bitでサンプリングした。筋電図信号は、実験条件における姿勢の最大同時活性化の値で正規化された。

## 手続き

運動の始点と終点は，被験者の肩と肘の関節の角度によって決めた．始点における肩の関節角は $-3^\circ$ ，肘の関節角は $30^\circ$ で，腕を体の横にやや伸ばした姿勢になる．終点における肩の関節角は $70^\circ$ ，肘の関節角は $40^\circ$ で，腕を体の前においた姿勢になる．被験者は，水平面内で，始点から終点まで腕を動かすことを要求された．

次のような3種類の教示が被験者に与えられた．

1. 始点から終点まで腕を動かさない．
2. 始点から終点までまっすぐに動かさない．
3. テーブル上に描かれた始点と終点を結ぶ直線に添うように動かさない．

教示は1-2-3-3-2-1の順に与えられた．各条件は，10試行のブロック3つからなり，ブロック毎に休憩がとられた．十分な学習のあとの試行として，後半の教示2の最終ブロック（ブロック15）と後半の教示1の最終ブロック（ブロック18）をテストブロックとした．

## 解析

3次元の運動を，水平面に投影して2次元の運動として扱った．位置データは，カットオフ周波数6 Hzの6次のバターワースフィルターによって平滑化され，3点微分により微分値が計算された．

### 運動の弾道的な部分の抽出

第2章実験1と同様，曲率を閾値として運動の始点と終点を決め，運動時間を決定した．

## 評価関数の算出

手先位置のデータから各時点における手先躍度、関節角躍度、トルク変化を運動時間で正規化して算出し、それぞれ全運動時間にわたって加算することで各評価関数の値とした。関節角軌道は、運動時間で正規化された手先の軌道から算出した。トルク波形は、運動時間で正規化された関節角軌道と各被験者の腕の長さから推定されたパラメータを使って2関節の腕のモデルから計算した（補遺B参照）。

表面筋電図信号は整流、平滑化したあと小池・川人（1994）のフィルタで擬似張力を算出した（補遺C参照）。擬似張力は運動指令を反映すると考えられる。測定した6筋の擬似張力変化の値を全運動時間にわたって加算し運動時間で正規化することで運動指令変化最小の評価関数の値とした。擬似張力が加速度に比例すると考え、躍度最小の評価関数と同様に運動時間の5乗で正規化した（Kitazawa et al, 1993）。

## 3.2.2 結果

図3.1は、自然に動かした場合とまっすぐにと教示された場合の評価関数の値の違いを示す。躍度に関しては、4人中3人の被験者においてまっすぐに動かした場合の方が有意に低く、躍度最小という評価基準が実際の運動には合わないことが示唆された（被験者AN： $t(18)=5.35, p<.01$ ，被験者NS： $t(18)=2.78, p<.05$ ，被験者TM： $t(18)=2.24, p<.05$ ，被験者UH： $t(18)=0.81, n.s.$ ）。関節角躍度に関しては、全被験者自然に動かしたほうが有意に低かった（被験者AN： $t(18)=7.90, p<.01$ ，被験者NS： $t(18)=5.22, p<.01$ ，被験者TM： $t(18)=2.48, p<.05$ ，被験者UH： $t(18)=11.45, p<.01$ ）。トルク変化最小規範に関しては、結果は一定していない。運動指令（筋電図信号）

変化最小規範に関しては全被験者自然に動かしたほうが有意に低かった（被験者AN： $t(18)=4.18, p<.01$ ，被験者NS： $t(18)=2.58, p<.05$ ，被験者TM： $t(18)=2.56, p<.05$ ，被験者UH： $t(18)=4.38, p<.01$ ）。

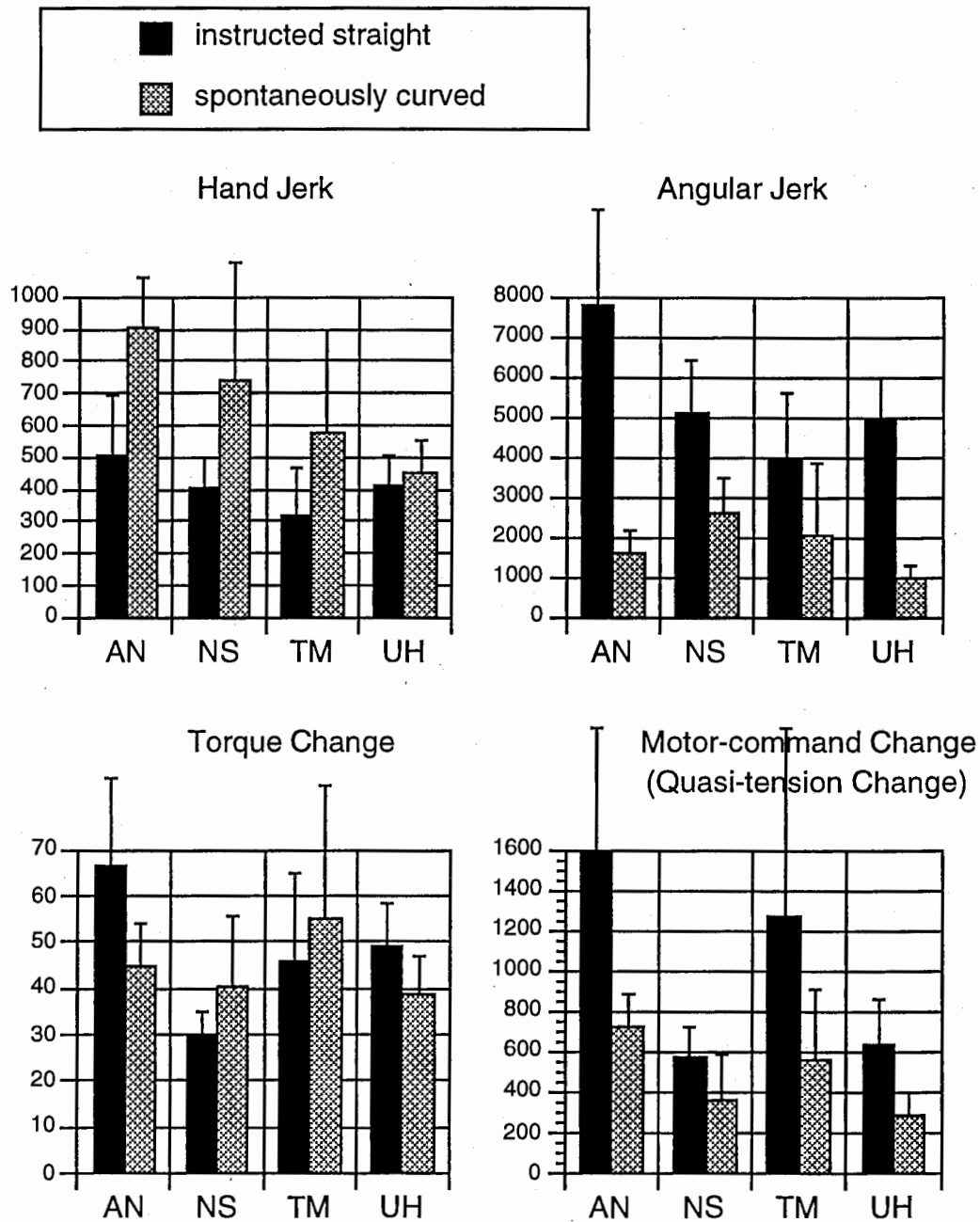


図 3.1 実験1における自然に動かした場合とまっすぐにと教示された場合の評価関数の値の違い。

### 3.3 実験2

最適化理論に基づけば、2点間の運動の場合、始点と終点を拘束条件としてある評価関数が最小になるような軌道を計画する。このとき生成される軌道からはずれたところに経由点をおき、そこを通るような軌道を生成する場合、始点、終点及び経由点を拘束条件とした上で、その評価関数が最小になるような軌道を計画すると考えられる。もし中枢神経系がその評価関数を採用しているのならば、この始点と終点の拘束条件のみから生成される軌道から少しはずれた軌道における評価関数の値は、始点と終点の拘束条件のみから生成される軌道における評価関数の値より大きくなるだろう。そこで、始点と終点の間を自然に動かした場合の軌道と、その軌道の周りに経由点をおき、そこをとおるように生成した軌道の評価関数を比較し、自然に動かした場合に最も低くなるかどうかを調べた。

水平面内で、からだの横から前にもってくる運動 (transverse) (自然に動かした軌道は外側に曲がる) および、からだの前で手前に引く運動 (radial) (自然に動かした軌道は直線に近い) について検討した。

#### 3.3.1 方法

##### 被験者

2人の大学院生が実験に参加した。実験の目的は知らされていないかった。

##### 装置

実験1と同様に行った。運動時間をそろえるためのピープ音に関しては、transverseな運動は900ms間隔、radialな運動は800ms間隔

で提示した。

### 手続き

運動の始点と終点は、被験者の肩と肘の関節の角度によって決めた(図3.2)。transverseな運動の始点における肩の関節角は $-9^\circ$ ，肘の関節角は $36^\circ$ で、腕を体の横にやや伸ばした姿勢になる。終点における肩の関節角は $57^\circ$ ，肘の関節角は $77^\circ$ で、腕を体の前においた姿勢になる。radialな運動の始点における肩の関節角は $77^\circ$ ，肘の関節角は $22^\circ$ で、腕を身体の前でやや伸ばした姿勢になる。終点における肩の関節角は $14^\circ$ ，肘の関節角は $122^\circ$ で、腕を身体の前で曲げた姿勢になる。被験者は、水平面内で腕を動かすことを要求された。

被験者ごとに、まず始点から終点まで腕を自然に動かしてもらい、軌跡の中央、すなわち始点と終点を結ぶ線分の垂直二等分線を手先が横切る点を測定した。これを自然な運動における通過点とする。自然な運動における通過点から、始点と終点を結ぶ直線の垂直二等分線上で、通過点の両側に数cm程度ずらした位置に新しい経由点を設定する。経由点は、自由な運動における通過点を0として、transverseな運動の場合、身体から離れる方向に5cm, 8.5cm身体に近づく方向に5cm, 10cm, 15cm, 20cm, そして始点と終点を結ぶ直線上, の計8点, radialな運動の場合, 左右に2.5cm, 5cm, 7.5cm-の計7点とした。被験者には、手先を始点から設定された経由点を通して終点に到達させるように教示した。各条件, 3, 4回練習した後の10試行を記録した。条件(経由点)の提示の順序は、transverseな運動では、身体から離れる方向を正として、 $-5\text{cm} - +5\text{cm} - -10\text{cm} - +8.5\text{cm} - -15\text{cm} - -20\text{cm} - \text{直線上} - 0\text{cm}$ (自然な軌道)であった。radialな運動では、被験者の右手方向を正として、 $-2.5\text{cm} - 2.5\text{cm} - -5\text{cm} - 5\text{cm} - -7.5\text{cm} - 7.5\text{cm} - 0\text{cm}$ (自然な軌道)であった。

解析

評価関数の算出は実験1と同様に行った。

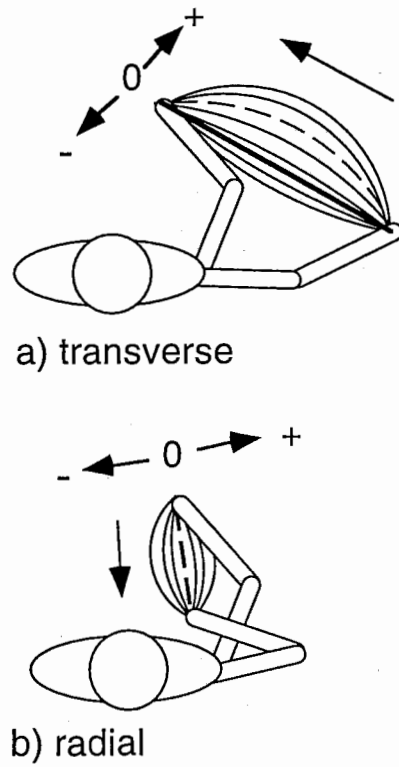


図 3.2 実験2における設定。破線は自然な軌道を，太線は直線軌道を示す。

## 3.3.2 結果

## 手先及び関節角軌道

図3.3は、被験者Bの手先の軌道及び関節角の軌道を示す。各条件におけるはじめの5試行を表示した。実線は自然な軌道、破線はまっすぐな軌道、点線はそれ以外の軌道を示す。radialな動きにおいては、両者はほぼ一致するため、破線は表示されていない。自然な軌道を見ると、外部座標系においては、transverseな動きは外側に大きく曲がっており、radialな動きはほぼまっすぐなのに対し、関節角座標系においてはどちらも比較的まっすぐな軌跡になっている。平均運動時間と標準偏差（括弧内）は、被験者Aのtransverseな運動で1145ms（128ms）radialな運動で971ms（195ms）、被験者Bのtransverseな運動で767ms（88ms）radialな運動で638ms（84ms）であった。

## 評価関数の値

図3.4は、各条件における4つの評価関数の値を示す。横軸は直線軌跡からの偏差、すなわち、始点と終点を結ぶ線分とその垂直二等分線の交わる点を0として、そこから各試行における手先の軌跡が垂直二等分線を通過する点までの距離を表す。transverseな運動においては、身体から外へ向かう方向を正、radialな運動においては、被験者の右手方向を正としている。○は自然な軌道の、+はそれ以外の場合の評価関数の値を示す。（図中の直線及び曲線に関しては後述）



第3章 評価関数の比較

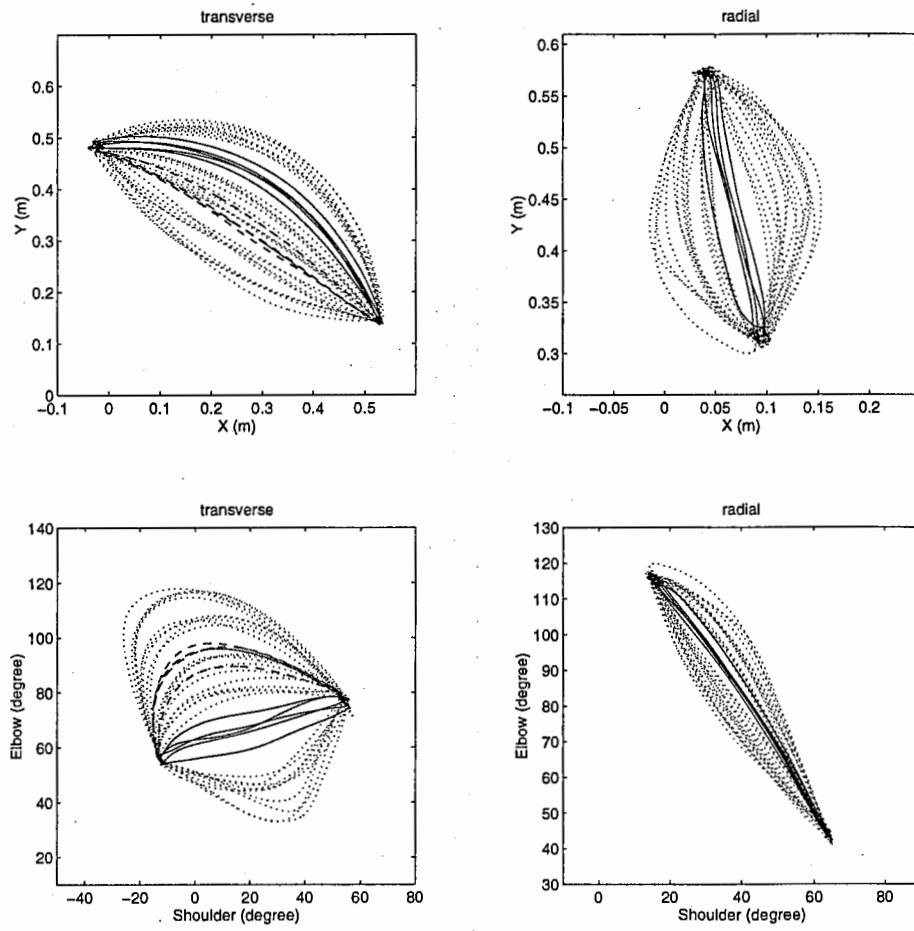


図 3.3 実験 2 における被験者 B の手先の軌道 (上) 及び関節角の軌道 (下)

第3章 評価関数の比較

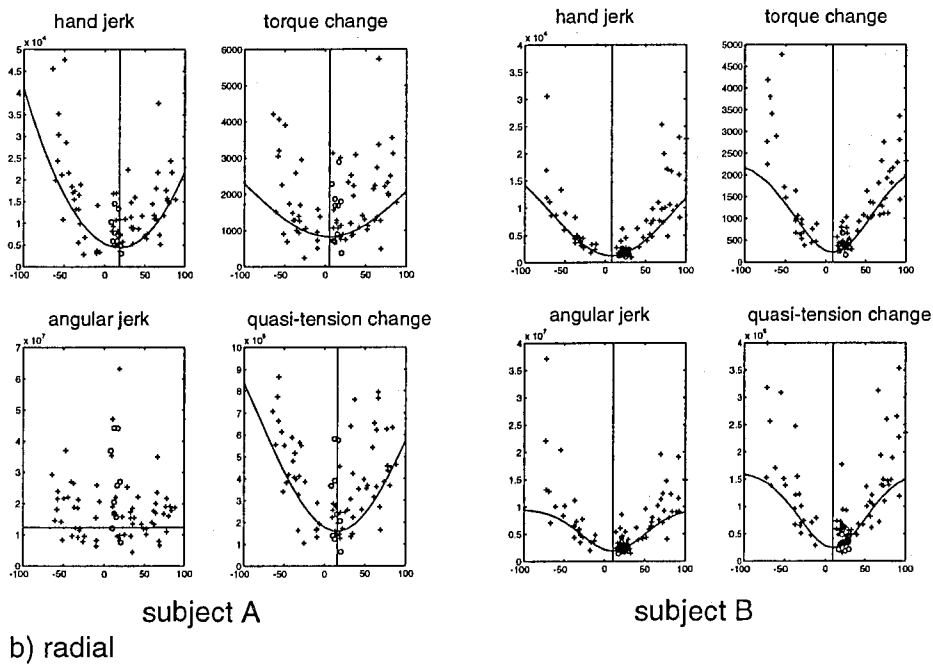
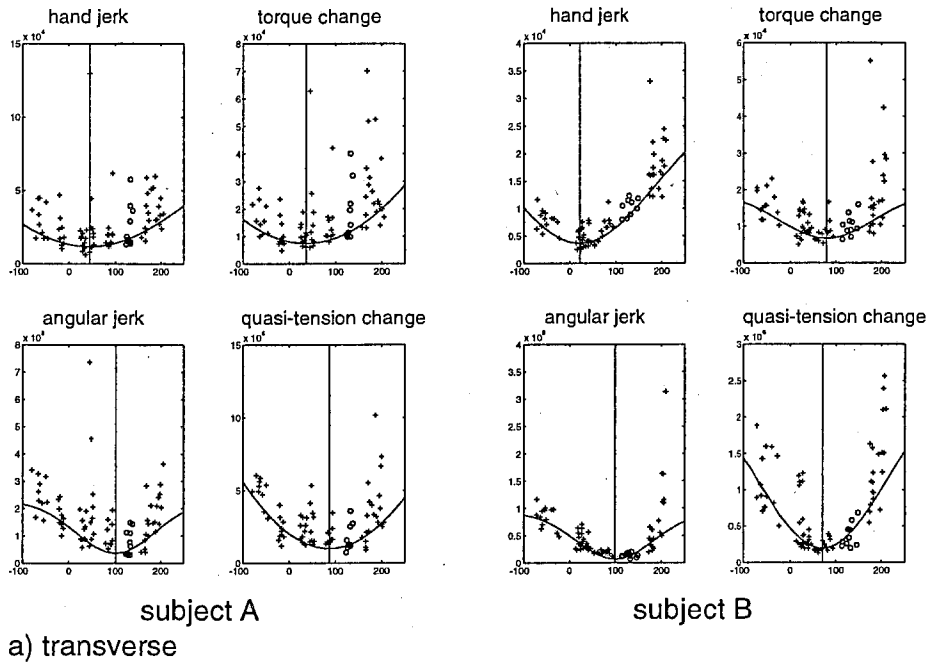


図 3.4 実験2における各被験者の各条件における評価関数の値

自然な軌道の直線軌跡からの偏差は、transverseな運動においてはかなり大きく、11~15cm程度あったのに対し、radialな運動では1~3cm程度であり、ほぼ直線であった。

transverseな動きにおいては、手先躍度最小の評価関数は、両被験者ともに自然に動かした場合よりもまっすぐに動かした場合のほうが低い値になる傾向がみられた。トルク変化最小の評価関数は両被験者ともはっきりした傾向はみられなかった。関節角躍度最小の評価関数は、両被験者ともに、自然に動かした場合に最小になる傾向がみられた。運動指令変化最小の評価関数は、被験者Aは、自然な運動のとき最小になる傾向がみられたのに対し、被験者Bは、自然に動かした場合とまっすぐに動かした場合の中間に最小になる傾向がみられた。

radialな動きにおいては、手先躍度最小の評価関数は、両被験者ともに自然に動かした場合に最小になる傾向がみられた。トルク変化最小、関節角躍度最小の評価関数の値は、被験者Bでは自然に動かした場合に最小になる傾向がみられたが、被験者Aでははっきりした傾向はみられなかった。運動指令変化最小の評価関数の値は、両被験者とも自然に動かした場合に小さくなる傾向がみられた。

#### 曲線の当てはめ

ある軌道をとるときに、評価関数の値が最も小さくなり、そのまわりで徐々に値が大きくなるとすると、ガウス曲線のような下に凸な曲線を当てはめることができると考えられる。しかし、ある評価関数を最小とする軌道を計画したとしても、制御の不完全や外乱などの理由で、実際に実現された軌道の評価関数は必ずしも計画通りの値にはならない。各条件において評価関数の値の小さい試行は、計画された軌道に比較的近い軌道が実現されていると考えられる。そこで、各評価関数ごとに、各条件において10試行中評価関数が小さいほうから5試行を選んで、ガウス曲線を当てはめた。各図におけ

る垂直な線は、当てはめたガウス曲線が極小値をとるときの偏差の値を示す。被験者Aの関節角躍度の評価関数に関しては、ガウス曲線が当てはまるような分布ではなかった。曲線が極小値をとるときの直線軌道からの偏差をみると、transverseな動きの場合には、関節角躍度最小及び運動指令変化最小規範の偏差は比較的大きく、手先躍度最小規範の偏差より、自然に動かした場合の偏差に近くなっていた。トルク変化最小規範に関しては、被験者Bにおいては、関節角躍度及び運動指令変化最小規範と同様に偏差が比較的大きく、自然に動かした場合の偏差に近かったが、被験者Aにおいては、偏差が小さかった。radialな動きの場合には、被験者Aの関節角躍度をのぞくすべての評価関数において、0に比較的近く、したがって、自然にまっすぐに生成された軌道の偏差に近くなっている。

これらの結果から、関節角躍度最小、運動指令変化最小といった、身体座標に基づく評価関数の小さい運動の方が、より自然な運動に近いことがわかる。

### 3.4 考察

以上の結果から、作業座標系に基づいた手先躍度最小の評価関数よりは、関節角躍度最小、運動指令変化最小といった、身体座標系における評価関数に基づいて軌道が計算される可能性が高いことが示唆された。第2章で議論したように、関節角躍度最小の予測する手先軌道は、観察される手先軌道とあまりよく対応しない(図2.2)。したがって、身体座標系でダイナミクスを考慮した評価関数を最小化している可能性が高い。しかし、トルク変化最小の評価関数に関しては、本実験では支持する結果は得られなかった。関節角やトルク、筋張力のレベルで自由度の問題を解決しても、中枢神経系での自由度の問題は残っており、そこで何らかの規範を導入せざるをえないことから、より中枢に近いレベル(座標系)での評価関数を考えた方がよいと思われる。

本実験においては、運動指令変化最小の評価関数に関して、ある程度支持する結果が得られたが、その評価関数の算出の方法に関しては、いくつかの課題が残されている。まず、各筋肉に与えられる運動指令をどう重みづけるかという問題である。本実験では、最大同時活性化の値で正規化された筋電図信号から算出した擬似張力をそのまましあわせて評価関数の値とした。これが妥当な方法であるという根拠はないが、現時点で、それよりよいという根拠がある重み付けの方法があるわけではない。各筋のトルクに対する貢献度など、いくつかの方法で重みづけた結果を比較検討する必要があるだろう。次に、擬似張力と時間の関係の問題である。本実験においては、擬似張力が加速度に比例すると考え、躍度最小の評価関数と同様、時間の5乗を掛けることで正規化した。しかし、擬似張力が速度に比例するならば、運動時間は3乗できいてくる。トルクには加速度に比例する成分と速度に比例する成分があり、擬似張力がトルクに比例するならば、運動時間は、3乗から5乗の間できいてくると考えられる。そこで、被験者Bに関して、運動時間を変化させて自然な運動をおこなわせ、運動時間が評価関数にどのようにきいてくるかを調べた。図3.5は、運動時間と運動時間で正規化された評価関数の関係と、それに直線を当てはめた結果を示す。+が運動時間の5乗、○が運動時間の4乗、\*が運動時間の3乗で正規化した評価関数の値を示す。実線が5乗、一点鎖線が4乗、破線が3乗で正規化した値に当てはめた直線を示す。評価関数の値が運動時間によらず等しければ（直線の傾きが0）、正規化がよくできていることになる。結果を見ると、5乗よりも低い値で時間がきいてきていることがわかる。これは、速度に比例する粘性の成分が多くなっていることを示唆する。また、運動時間が大きくなるにつれて非線形に評価関数が増加していることから、運動時間が大きくなるにつれて速度に比例する成分の割合が増加していることがうかがわれる。運動時間による正規化の問題をさけるためには、運動時間をより厳密に統制した実験を行う必要がある。

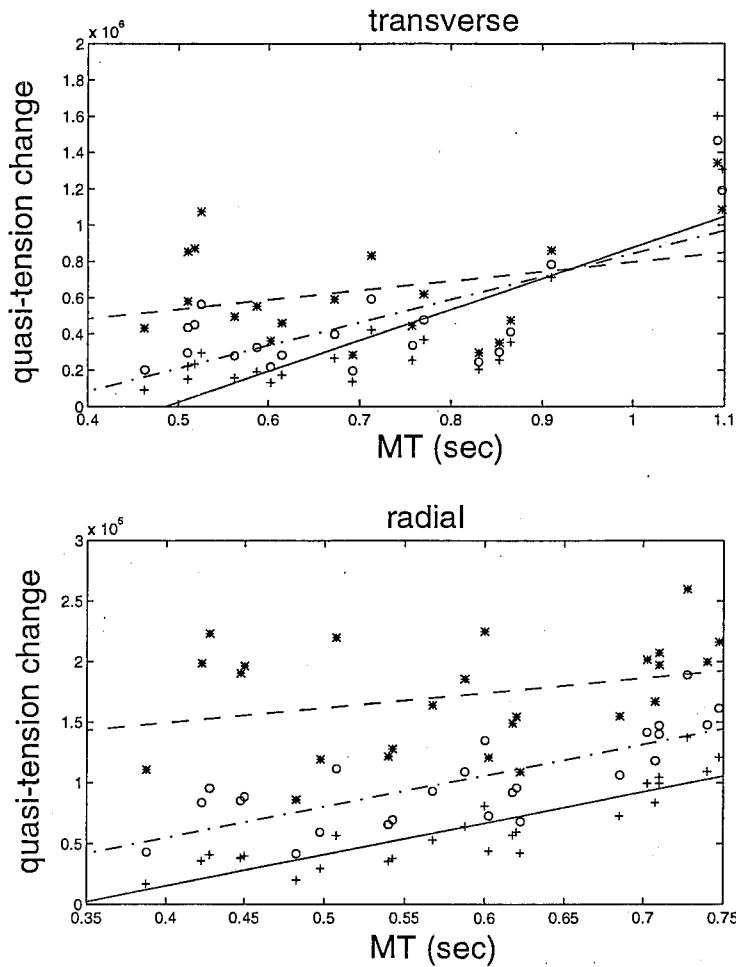


図 3.5 被験者Bにおける運動時間と評価関数の関係.

「運動指令変化」最小の評価関数に対して、「運動指令」最小という評価関数を考えることもできる。Kawato (1996) によると、軌道の加速度波形を調べたところ、加速度は運動の開始の時点でゼロから連続的に上昇し、同様に運動が終了するときも連続的に上昇してゼロになっている。これは、加速度に不連続がないことを示している。加速度最小モデルや、トルク最小モデルは、加速度の不連続が予測されるため、測定された軌道のデータとは矛盾することになる。運動指令が加速度やトルクと同じ次数であるとすれば、運動指

令の変化を評価関数とすることはデータとの整合性の上では妥当であると考えられる。運動指令変化を最小にする計算論的妥当性に関しては、今後の考察課題である。

## 4 腕の剛性と筋電図信号

第1章で述べたように、運動制御のモデルを検討するに当たり、剛性の測定が重要なポイントであった。しかし、筋活性レベル、すなわち最終的に筋に与えられる運動指令と、剛性との関係はそれほど明確ではなかった (Flash & Mussa-Ivaldi, 1990)。本章では、筋活性レベルが筋の剛性に比例していると仮定することによって、関節の剛性をある程度説明できることを示す。

## 4.1 手先剛性、関節剛性と各筋の関係

筋骨格系はバネ的特性をもっており、このバネ的特性をコントロールすることによって外界と接触している。このバネ的特性がどのように設定されているかを調べるため、手先剛性の計測が行われてきた (Flash & Mussa-Ivaldi, 1990; Mussa-Ivaldi, Hogan, & Bizzi, 1985; 辻・後藤・伊藤・長町, 1994; Tsuji, Morasso, Goto, & Ito, 1995)。2関節運動のバネ特性は、手先の座標系と関節の座標系で表すことができる。手先の座標系では、手先に加えられた微小変位 ( $dx, dy$ ) によって、次のような成分からなる力  $F$  が発生する。

$$\begin{aligned} F_x &= -K_{xx}dx - K_{xy}dy \\ F_y &= -K_{yx}dx - K_{yy}dy \end{aligned} \quad (4.1)$$

4つの係数  $K_{xx}$ ,  $K_{xy}$ ,  $K_{yx}$ ,  $K_{yy}$  が、手先剛性行列  $K$  を構成する。この剛性行列  $K$  に単位円をかけてつくられた楕円が剛性楕円体であり、各方向への手先の変位に対して手先が発生する反力の大きさを示す。

関節の座標系では、手先の微小変位は、肩と肘の関節角の微小変位  $q = (d\theta_s, d\theta_e)$  として表される。関節角の微小変位によって、次のような成分からなる肩トルク  $\tau_s$  と肘トルク  $\tau_e$  が発生する。



$$\begin{aligned}\tau_s &= -R_{ss}d\theta_s - R_{se}d\theta_e \\ \tau_e &= -R_{es}d\theta_s - R_{ee}d\theta_e\end{aligned}\quad (4.2)$$

4つの係数 $R_{ss}$ ,  $R_{se}$ ,  $R_{es}$ ,  $R_{ee}$ が $\tau$ , 関節剛性行列 $R$ を構成する.

手先力ベクトル $F$ と, 関節トルクベクトル $\tau$ の関係は, ヤコビ行列 $J$ を介してして式(4.3)のように表され, したがって関節剛性 $K$ と手先剛性 $R$ の間には式(4.4)の関係が成り立つ.

$$\tau = J^T F \quad (4.3)$$

$$R = -\frac{\partial \tau}{\partial q} = J^T K J - \frac{\partial J^T}{\partial q} F \quad (4.4)$$

関節剛性行列 $R$ の成分のうち,  $R_{ss}$ ,  $R_{ee}$ は各々, 肩の関節角の変位が肩のトルクに及ぼす影響, 肘の関節角の変位が肘のトルクに及ぼす影響を示し, 単関節剛性と呼ばれる. それに対し,  $R_{se}$ ,  $R_{es}$ は各々, 肘の関節角の変位が肩のトルクに及ぼす影響, 肩の関節角の変位が肘のトルクに及ぼす影響というような, 2つの関節にまたがった関係を示し, 2関節剛性と呼ばれる.

関節剛性は, 主に各筋の活性レベルを変化させることによってコントロールされる. 外界の状況に合わせて剛性をコントロールするためには, 各筋の活性が, 関節剛性にどのように反映されるかをしる必要がある. 図1.3のような6筋の腕のモデルを考えると, 2関節剛性は主に2関節筋の活動から構成されるのに対し, 単関節剛性は単関節筋と2関節筋両方の活動から構成される(伊藤・伊藤, 1991; Hogan, 1985). たとえば, 肩単関節剛性 $R_{ss}$ は, 肩単関節屈筋および伸筋, 2関節屈筋および伸筋の計4つの筋の活動から構成される.

剛性の計測値のみからは, 関節剛性の各要素に屈筋と伸筋のどちらが主に寄与しているか, また単関節剛性に単関節筋と2関節筋がどのようなバランスで寄与しているかといった, 各タスクにおける剛性を実現させている筋の活性状態を知ることはできない. 一方, 各筋の相対的な活性レベルは, 表面筋電図信号を測定することによっ

て知ることができる。もし、モーメントアームが姿勢によってあまり変化せず (Winters, 1990), 筋の剛性が筋の活性レベルに比例すると仮定すれば (伊藤・伊藤, 1991), 線形モデルによって, 筋活性と剛性の関係を推定することができると考えられる。

#### 4.2 剛性の性質

2 関節姿勢制御中の手先剛性楕円体に関しては, (1) 長軸がほぼ肩の方向を向く, (2) 外乱が予想される場合や, 同時活性化を行った場合にも, 楕円は方向, 形状を変えず, 大きさが変化するだけである, といったことが報告されてきた (Mussa-Ivaldi, et al, 1985; Flash & Mussa-Ivaldi, 1990; 辻ら, 1994; Tsuji, et al., 1995)。静止した状態で一定の方向に手先力を出したり, 肩や肘などを選択的に同時活性化した場合でも, 手先が身体から比較的離れた位置にある場合には, 楕円体の方向や形状はそれほど大きく変化しない (五味・大須, 1996)。

静止時の剛性を関節座標系で見ると, 関節剛性の構成は, 同時活性化や手先力発生などにより様々に変化している。しかし, 常に単関節剛性が2関節剛性より大きくなっており, 変化する範囲は限られている (五味・大須, 1996)。これは, 手先剛性楕円体の性質と一致し, その性質は主に腕のキネマティクスや筋の配置といった構造的理由によるものであると考えられる (五味・大須, 1996)。

それに対し, 溝にならって運動するといったような拘束運動中の剛性楕円体を姿勢制御中の剛性楕円体と比較すると, 運動が拘束される方向には手先の剛性が小さくなるといった大きな変化がみられる (五味・川人, 1994, 1995a, 1995b)。関節座標系で見ると, 拘束運動中は単関節剛性と2関節剛性の比率が大きく変化し, 肘関節剛性よりも2関節剛性が高くなっている。手先の剛性楕円体をこのように大きく変化させるには, 2関節剛性と単関節剛性の大きさの比が重要であり (Gomi & Kawato, 1995c; Shadmehr, 1993), タスク

に応じて剛性の設定値をコントロールしていることが示唆される。

### 4.3 運動指令（筋活性レベル）と張力，筋長の関係

筋は，伸ばされるにつれて張力が増加するという性質があり，その関係は長さ-張力曲線として表される．また，張力は筋の活性レベル，すなわち運動指令が増加するにつれて大きくなるとともにその傾きが急になる．筋の長さとの張力の関係は，非線形であるが，ここでは線形であると仮定すると，運動指令と張力，筋長の関係は図4.1-1のように表すことができる．

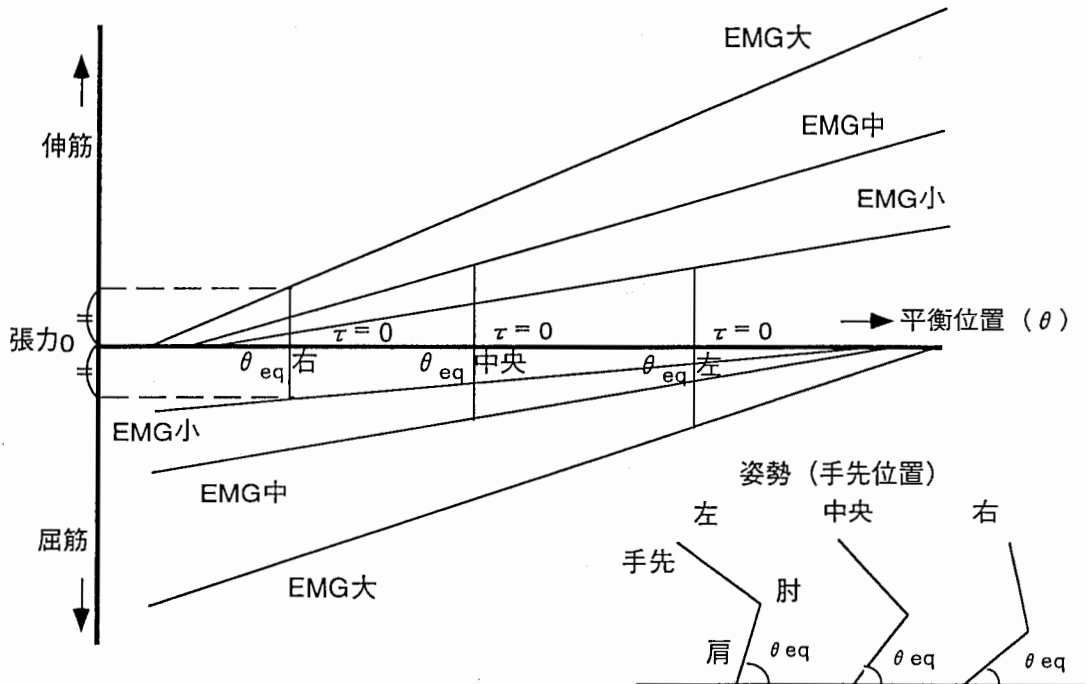


図 4.1 運動指令（EMG:筋電図信号）と張力，筋長の関係。

筋活性レベルが上昇するにつれて，長さ-張力曲線（この場合は線形を仮定しているので直線）の傾きが上昇するとともに，筋の平衡長（力がかかっていないときの長さ．図4.1では直線が横軸と交わる時の値として表される．）も短くなっている．すなわち，バネが硬くなりながら，短くなる．筋の長さは関節角すなわち姿勢に依存

して変化するため、姿勢が違えば筋の活性レベルが等しくても発生される張力が違ってくる。筋活性レベルは、この長さ-張力曲線の傾き、すなわち筋の剛性に比例すると考えられる。

#### 4.4 実験

静止時力制御中に、(1)弛緩、(2)同時活性、(3)手先力の発生、をした場合の関節剛性及び筋電図信号を計測し、その関係を推定した。また、その結果に基づき、関節剛性の各要素に各筋がどのように寄与しているかを考察した。

##### 4.4.1 方法

###### 被験者

2名の大学院生（男子一名（23歳）、女子一名（27歳））が実験に参加した。

###### 装置

被験者は、椅子に座った状態で肩を椅子の背に固定され、右手を位置制御されたマニピュランダム（PFM）（永岡・今村・五味・川人，1994）を握った状態で固定された（図4.2）。手首関節は固定された状態で、腕は肩水平面内の2関節動作に制限された。重力に対する保持力の発生を防ぐため、前腕を支持プレートに固定した。

実験中、PFMにより手先は指定の位置に保持されている。正面におかれたCRT上には、被験者が外界に発生している手先力がベクトルでリアルタイムに表示された。筋活性状態を一定に保つため、6筋の現在の活動レベルの指標として、整流筋電図の500ms時間平均を棒グラフで示した。

被験者は、手先力ベクトルの先端位置を、CRT上にマークされた目標位置に保持するよう指示された。また同じ指示のもとであらかじめ記録された6筋の活性レベルを、現在の筋活動の目標として表示し、筋活動をできるだけそれに合わせて保つように指示した。

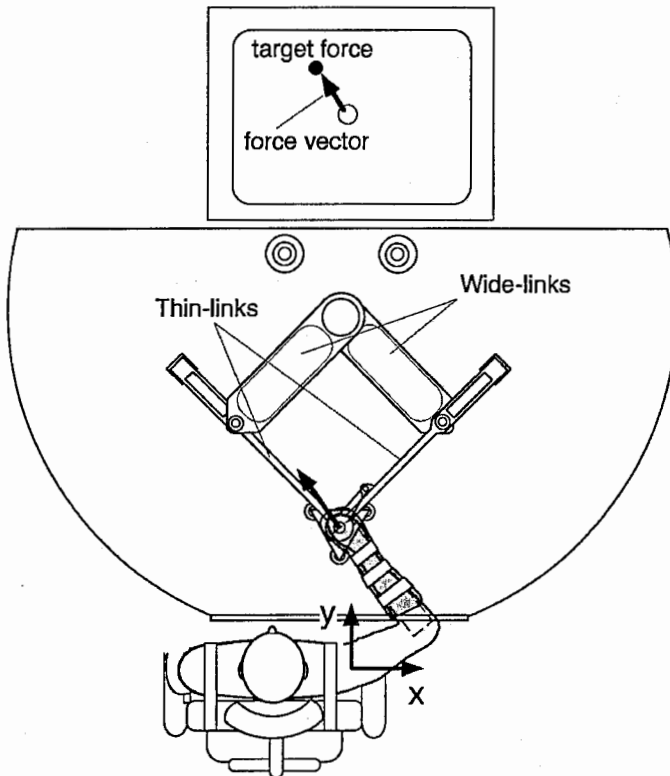


図 4.2 実験設定.

### 手続き

次の6種類の作業課題を与えた。

1. 筋を同時活性せずに、手先力を0[N]に保つ。
2. 腕全体を同時活性し (full, half, quarter) , 手先力を0[N]に保つ。(数分間維持できる活性度をfullとし、被験者の主観でその

半分程度，四分の一程度，という指示をした。）

3. 肘関節を同時活性し，手先力を0[N]に保つ．

4. 肩関節を同時活性し，手先力を0[N]に保つ．

5. 筋を同時活性せずに，手先力を指定した大きさ（被験者A：5,10,15,20[N]，被験者B：5,10,15[N]）・方向（xy-平面で45°ごとの8方向）に保つ．

6. 腕全体を同時活性し，手先力を指定した大きさ（5[N]）・方向（xy-平面で45°ごとの8方向）に保つ．

これらの条件のもとで，8方向への摂動を3回ずつ与え，変位，力および筋電図信号を記録した．これら一連の実験を，右肩を基点，体正面方向をy，体右方向をxとして，手先位置  $(x,y) = (-0.2,0.45)$ ， $(0.0,0.45)$ ， $(0.2,0.45)$  [m]の3姿勢で行った．

## 解析

### 筋電図信号の測定

筋電図信号は，表面筋電図を双極誘導し，2kHzでサンプリングした．肩単関節屈筋として大胸筋，伸筋として三角筋後部，2関節屈筋として上腕二頭筋長頭，伸筋として上腕三頭筋長頭，肘単関節屈筋として腕橈骨筋，伸筋として上腕三頭筋側頭を測定した．フィルタによって高周波，低周波成分を除いた（カットオフ1500Hz，25Hz）．

実験は数回のブロックにわけて数日にわたって行われたため，以下の方法で筋電図信号を規格化した．まず，各被験者，実験のブロックごとに，手先位置  $(x,y) = (-0.2,0.45)$  で10Nの手先力を8方向にかける課題（参照課題）を行った．各筋に関して，全ブロックにわたって活性状態の大きい方向をひとつ選択し，参照方向とした（大胸筋：方向5，三角筋後部：1，二頭筋長頭：6，三頭筋長頭：2-

，腕橈骨筋：6，三頭筋側頭：2）。各ブロックの参照課題における，各筋の参照方向の筋活性レベルを，参照活性レベルとした。特定のブロック（本実験では最初のブロック）の参照活性レベルを基準活性レベルとし，それを基準に規格化したのち，基準活性レベルと同ブロックに記録された各筋の最大随意収縮（MVC）時の活性レベルに対して規格化した。

規格化された筋電図信号を整流，平均（摂動前0.4s）し，筋活性レベルとした。

#### 筋電図信号による剛性の予測

図1に示す2関節6筋の上肢筋骨格モデルを用いて，筋活性レベルと関節剛性の関係を以下のようにして求めた。

トルク  $\tau$  と筋張力  $T$  は次の式であらわされる。

$$\tau = A \cdot T \quad (4.5)$$

$$A = \begin{pmatrix} d_1 & -d_2 & 0 & 0 & d_5 & -d_6 \\ 0 & 0 & d_3 & -d_4 & d_7 & -d_8 \end{pmatrix} \quad (4.6)$$

ここで， $d_i$  はモーメントアームを表わす。

筋張力  $T$  と筋の剛性  $S$  の関係は次の式であらわされる。

$$T = S \cdot (L_0 - L) \quad (4.7)$$

$$L = A^T q \quad (4.8)$$

ここで， $L_0$  は，平衡長， $L$  は現在の筋長， $q$  は関節角を表わす。したがって，関節剛性  $R$  と，筋の剛性  $S$  の関係は次の式であらわされる。

$$R = -\frac{\partial \tau}{\partial q} = A \cdot S \cdot A^T \quad (4.9)$$

$$R = \begin{pmatrix} R_{ss} & R_{se} \\ R_{es} & R_{ee} \end{pmatrix} \quad (4.10)$$

$$\begin{aligned} S &= \text{diag}[s_1, s_2, \dots, s_6] \\ &= \text{diag}[p_1 u_1 + s_{01}, \dots, p_6 u_6 + s_{06}] \end{aligned} \quad (4.11)$$

ただし、各筋の剛性  $s_i$  は、各筋の活性レベル  $u_i$  に比例すると仮定した。  $p_i$  はその比例定数を、  $s_{0i}$  は弛緩時の剛性を表わす。ここで式(4.9)に式(4.6)(4.10)(4.11)を代入すると、関節剛性  $R$  の各要素は次のように表わされる。

$$\begin{aligned} R &= \begin{pmatrix} R_{ss} & R_{se} \\ R_{es} & R_{ee} \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} a_1 u_1 + a_2 u_2 + a_3 u_5 + a_6 u_6 + b_1 & a_9 u_5 + a_{10} u_6 + b_2 \\ a_9 u_5 + a_{10} u_6 + b_2 & a_3 u_3 + a_4 u_4 + a_7 u_5 + a_8 u_6 + b_3 \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} R_{ss\_sj} + R_{ss\_2j} & R_{2j} \\ R_{2j} & R_{ee\_sj} + R_{ee\_2j} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} b_1 & b_2 \\ b_2 & b_3 \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (4.12)$$

ただし、

$$a_1 = d_1^2 p_1, \dots, a_i = d_i^2 p_i, \dots, a_6 = d_6^2 p_6, \quad (4.13)$$

$$a_7 = d_7^2 p_5, a_8 = d_8^2 p_6, a_9 = d_5 d_7 p_5, a_{10} = d_6 d_8 p_6$$

$$b_1 = d_1^2 s_{01} + d_2^2 s_{02} + d_5^2 s_{05} + d_6^2 s_{06} \quad (4.14)$$

$$b_2 = d_5 d_7 s_{05} + d_6 d_8 s_{06} \quad (4.15)$$

$$b_3 = d_3^2 s_{03} + d_4^2 s_{04} + d_7^2 s_{05} + d_8^2 s_{06} \quad (4.16)$$

である。ここで、  $R_{ss\_sj}$ 、  $R_{ss\_2j}$  は、各々肩単関節剛性  $R_{ss}$  に対する単関節筋の寄与分  $a_1 u_1 + a_2 u_2$ 、2関節筋の寄与分  $a_3 u_5 + a_6 u_6$  を示す。同様に、  $R_{ee\_sj}$ 、  $R_{ee\_2j}$  は各々肘単関節剛性  $R_{ee}$  に対する単関節筋の寄与分  $a_3 u_3 + a_4 u_4$ 、2関節筋の寄与分  $a_7 u_5 + a_8 u_6$  を示す。  $R_{2j}$  は、2関節剛性



$R_{se}$ に対する2関節筋の寄与分  $a_9u_5 + a_{10}u_6$ を示す。モーメントアームが一定であると考え、 $a_i$ ,  $b_i$  はすべて定数になり、関節剛性  $R$  のすべての要素は筋の活性レベル  $u_i$  の線形和として表現される。表面筋電図信号は、筋の活性レベルに比例すると考えられるため、平均筋電図信号を用いて、関節剛性を再構成することができるかを調べた。関節剛性の推定に関しては、補遺D及び五味・川人(1995b)、五味・大須(1996)参照。2関節剛性に関しては、静止中の関節剛性行列がほぼ対称であるため(五味・大須, 1996),  $R_{se}$  と  $R_{es}$  の平均値を使用した。2人の被験者において、最小二乗法により13個のパラメータを推定した。

#### 4.4.2 結果

##### 推定の結果

各姿勢ごとに推定した場合の決定係数は、手先位置  $(x,y) = (-0.2, 0.45)$ ,  $(0.0, 0.45)$ ,  $(0.2, 0.45)$  [m]の順に、被験者A: 0.742, 0.877, 0.877, 被験者B: 0.841, 0.878, 0.879であった。全データ(被験者A:  $46 \times 3 = 138$ , 被験者B:  $38 \times 3 = 114$ )を用いて推定した場合の決定係数は、被験者A: 0.766 被験者B: 0.806であった。図4.3は、全データを用いた場合の再構成の結果を示す。被験者Aの手先位置  $(x,y) = (-0.2, 0.45)$  における推定がよくないのは、被験者Aにおけるこの姿勢のデータは、かなりの日数をあけた2つのブロックに分けて測定されており、参照課題によるブロック間の規格化がうまくいかなかったせいであると考えられる。参照課題に対する被験者Aの筋活性パターン、特に2関節屈筋の活性レベルが、ブロック間で変化しており、同じ手先力を発生していても、筋の使い方が変化することを示している。全データによる回帰の結果が、被験者Bに比較して被験者Aがよくないのも、このせいであると考えられる。被験者Bに関しては、同じ手先力に対してほぼ同じような

筋活性のパターンを保っており、規格化は比較的うまくいっている。

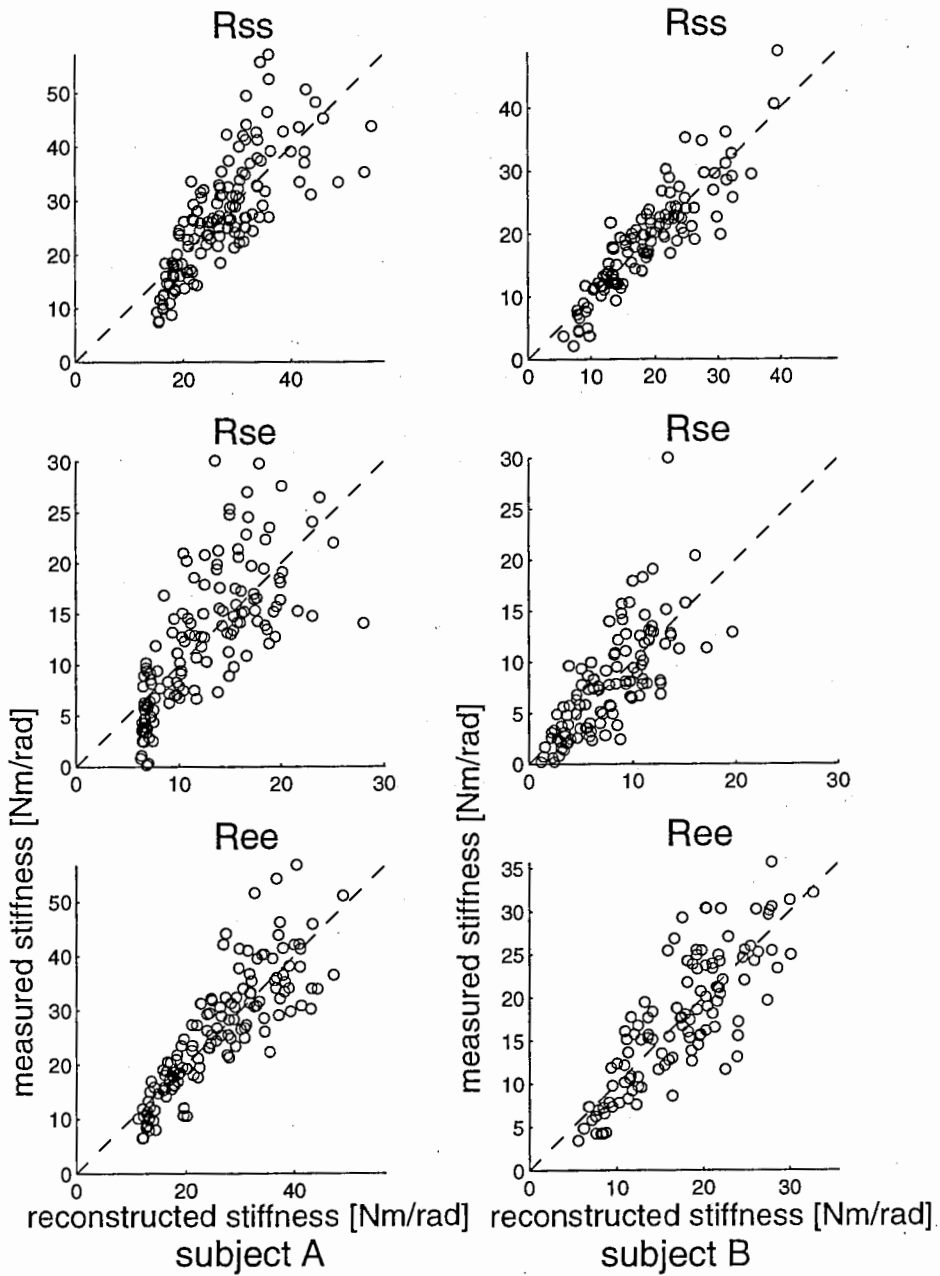


図 4.3 測定された剛性と推定された剛性（全データを用いた場合）。

各パラメータの推定値とその90%信頼区間（括弧内），信頼区間の推定値に対する割合[角括弧内]を表4.1に示す。

表 4.1 推定されたパラメータとその信頼区間

	<i>a1</i>	<i>a2</i>	<i>a3</i>	<i>a4</i>	<i>a5</i>	<i>a6</i>
被験者	110.75	77.44	81.25	32.67	66.34	27.90
A	(22.57)	(27.72)	(18.70)	(8.70)	(19.25)	(17.05)
	[.204]	[.388]	[.230]	[.266]	[.290]	[.611]
被験者	31.63	38.45	19.58	18.29	18.12	14.25
B	(4.05)	(9.27)	(6.90)	(9.51)	(5.88)	(14.11)
	[.128]	[.241]	[.353]	[.520]	[.324]	[.990]

	<i>a7</i>	<i>a8</i>	<i>a9</i>	<i>a10</i>	<i>b1</i>	<i>b2</i>	<i>b3</i>
	54.13	19.75	84.29	29.84	14.52	6.09	10.95
	(23.47)	(11.61)	(12.57)	(6.92)	(1.83)	(1.09)	(1.64)
	[.434]	[.588]	[.149]	[.232]	[.126]	[.179]	[.149]
	27.91	34.47	28.44	31.51	5.55	1.20	5.45
	(7.74)	(15.09)	(5.10)	(7.91)	(1.26)	(1.13)	(1.53)
	[.277]	[.438]	[.179]	[.251]	[.228]	[.940]	[.281]

2 関節伸筋の関係するパラメータに関しては全体的に推定の信頼性が低くなっている（被験者A：*a6*, *a8*，被験者B：*a4*, *a6*, *a8*）。全条件における各筋の活性の相関を見ると，被験者Aにおいては，肩単関節伸筋と2関節伸筋，被験者Bにおいては，肩単関節伸筋と2関節伸筋，および肘単関節伸筋と2関節伸筋の相関が高くなっており，信頼性を下げる要因になっていると考えられる。これらの筋で相関が高くなった理由としては，手先力の方向が，作業座標系で均等になるような課題になっており，2関節筋が活性化せず，単関節筋のみが活性化するような課題（肘の回転と肩の回転が逆になるような手先力の方向）があまり含まれていなかったこと，また，静止時力制御中において，単関節筋を活性化せず2関節筋のみを活性化するような課題が考えにくいこと，があげられる。

全データによる回帰で求めたパラメータを用いて，各条件における，各6筋の関節剛性への寄与度を算出した。

筋活性変化課題における筋活性の変化

手先力を発生しないように指示した，課題1-4における被験者A-の各筋の関節剛性への寄与度を図4.4に示す。

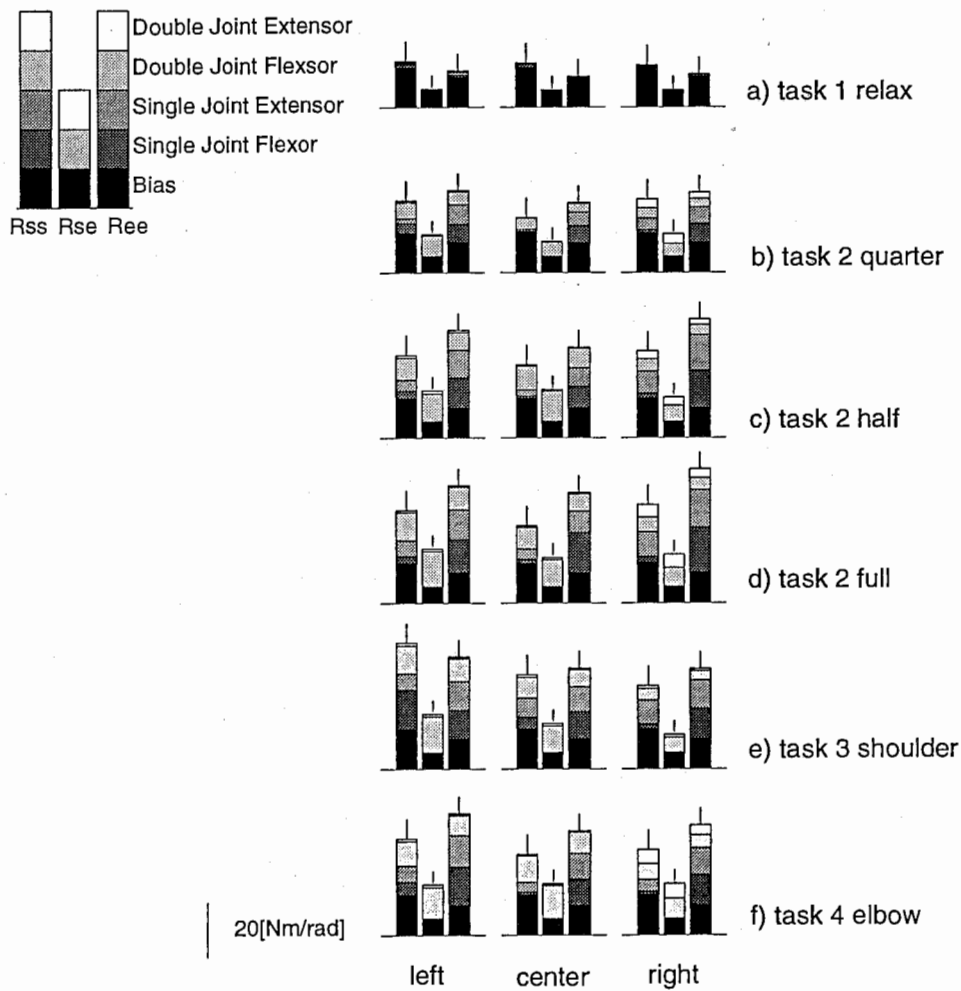


図 4.4 課題1-4における被験者Aの各筋の関節剛性への寄与度。

quarter, half, full の同時活性を指示した場合，単関節筋，2関節屈筋ともに活性が上昇している．それにもない，関節剛性も上昇している．単関節剛性は，単関節筋の活動に2関節筋の活動の影響

響が加わることによって、常に2関節剛性よりも高くなっている。これらの傾向は、被験者Bにおいても同様にみられた。

また、姿勢ごとにもみると、左の位置においては屈筋の、右の位置においては伸筋の寄与が大きくなっているのがわかる。これは、左の位置では屈筋の長さが短くなっており張力を発生しにくくなっているため（長さ-張力曲線）、長くなっている場合よりも筋の活性レベルをあげて、長さ-張力曲線の傾きを大きくしていると考えたと理解できる。

肩あるいは肘の同時活性を指示した場合には、指示された関節に関連する筋の活性をあげる、あるいは指示されなかった関節に関連する筋の活性を下げるといった方略で、指示された関節の単関節筋の活性を相対的に高くなるようにしようとしているのがわかる。しかし、必ずしも指示された関節の剛性が高くなってはいない。両被験者とも、右の位置では肩屈筋の寄与がほとんど上昇しておらず、左の位置に比べて、肩関節の剛性を上昇させるのが困難であったと考えられる。静止状態で、肩と肘を意図的に区別してコントロールすることはかなり難しい課題であったと考えられる。

#### 力制御課題における筋活性の変化

手先力を保持するように指示した、被験者Aの課題5における各筋の関節剛性への寄与度を図4.5に示す。中央から手先力5N、10N、15N、20Nの場合を示す。中央の位置に注目してみると、4、5、6番の方向では、屈筋系が、1、2、8番の方向では伸筋系が主に剛性に寄与しているのがわかる。

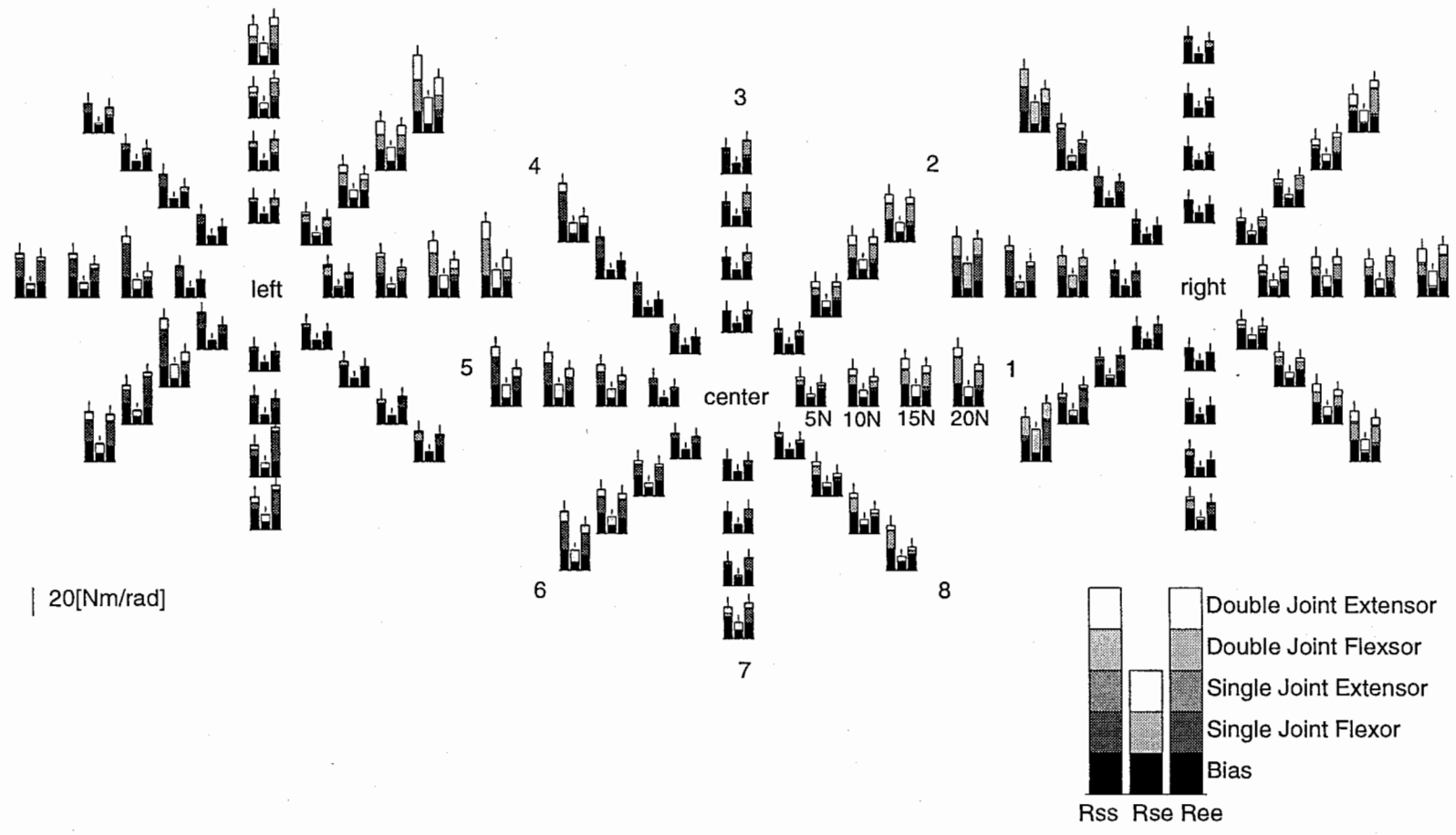


図 4.5 課題5における被験者Aの各筋の関節剛性への寄与度.

図4.6は、被験者Aの手先力15Nの課題において、手先力の方向が1-  
番の方向から反時計回りに変化していくときの関節トルクの変化と、  
各筋の寄与度を並べて表示したものである。

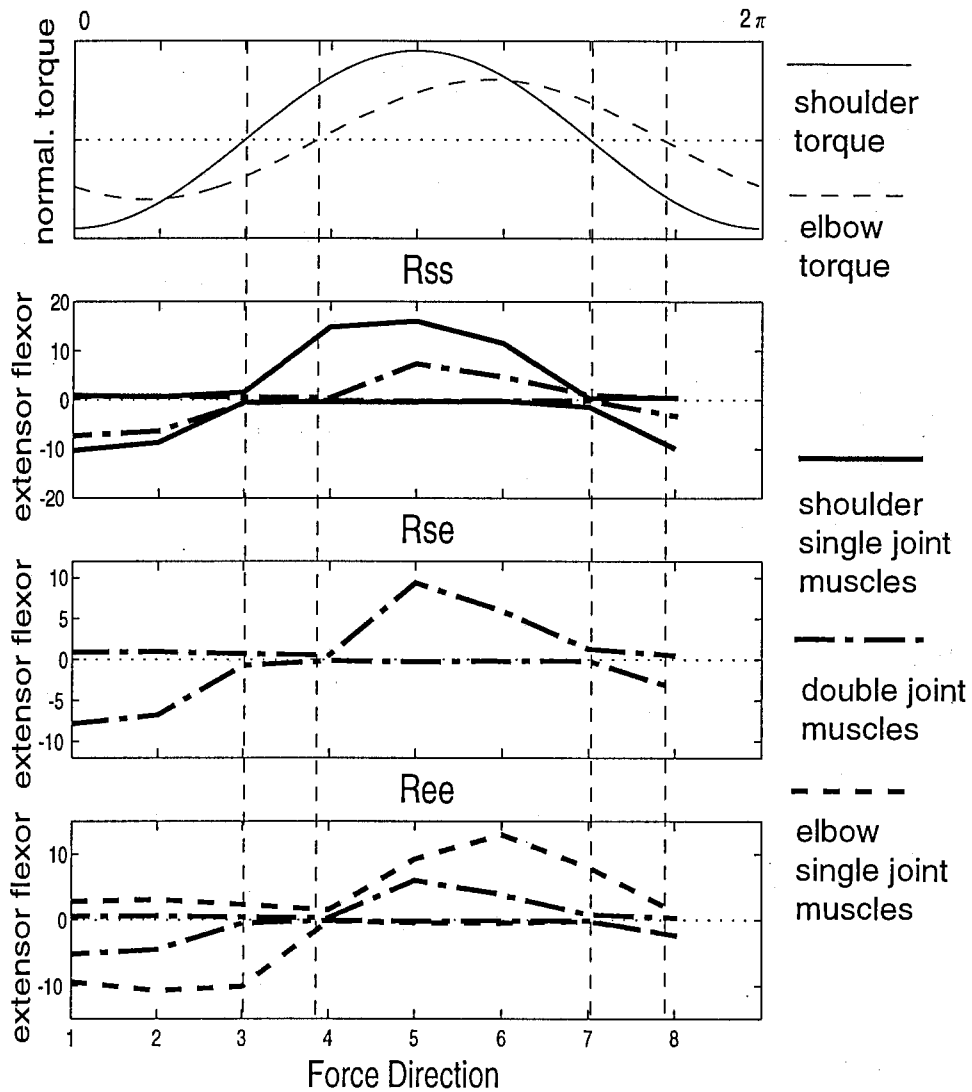


図 4.6 課題5における被験者Aの手先力15Nの課題における関節トルクの変化と各筋の  
関節剛性への寄与度の変化。

このように、各筋によって生成される剛性の変化を屈筋を正に、

伸筋を負にプロットすると、肩単関節筋の変化は肩トルクの変化と、肘単関節筋の変化は肘トルクの変化とよく対応していることがわかる。それに対し、2関節筋は、肩肘のトルクの方が同じになる方向でのみ活性化している。4, 5, 6番の方向では肘のトルク、肩のトルクがどちらも正、1, 2, 8番の方向では、どちらも負になっており、これらの方向では両関節のトルクが同方向である。これらの方向では、両関節を同時に同方向に回転させるように働く2関節筋は有効に機能するため、2関節筋の寄与度が上昇している。それに対し、左の4, 8番、中央の3, 7, 4, 8番、右の3, 7番においては、2関節筋の活動が他の方向に比べて極端に小さくなっている。中央の3, 7番のトルクをみると、肩のトルクが0になっており、肩単関節筋と2関節筋がほとんど活性化せず、肘単関節筋のみ活性化している。これらの方向では、肩あるいは肘のトルクが0か、肩と肘のトルクの方が逆転しているため、2関節筋が有効に働かないと考えられる。これらの方向では2関節剛性が極端に小さくなっている。

手先力の大きさによる変化をみると、2関節筋が有効に働く方向においても、手先力が小さい場合はまず単関節が活性化し、手先力が大きくなるにつれて2関節筋の活性が上昇しており、単関節筋が活性化せず2関節筋のみが活性化する状況は見られなかった。また、2関節筋が有効に働かない方向においても、被験者Aの中央および右の7番の20Nにみられるように、手先の発生するトルクが大きくなると、2関節筋の活性レベルが上昇している。2関節筋は、中央では肘の屈曲を、右では肩の伸展を助けていると考えられる。それとともに、拮抗する単関節筋（中央では肩単関節伸筋、右では肘単関節屈筋）の活性レベルが上昇している。これは、2関節筋の活性によって生じる不必要なトルク（中央では、肩の屈曲、右では肘の伸展）を打ち消すためであると考えられる。伊藤、伊藤（1991）は、2関節筋を駆動させ、それによって発生する不必要なトルクを拮抗筋で打ち消すことによって、単関節筋のみでトルクを発生させる場合よりも筋力の2乗和が小さくなり、全体としては筋のエネル



ギアの節約に役立つことを報告している。このように、2関節筋が有効に働かない方向においても、大きなトルクを発生することが必要な場合には、2関節筋を駆動し、筋力を分配することによって全体としての効率をあげているという可能性が考えられる。

手先力を発生させた状態で同時活性するように指示した、被験者Aの課題6における各筋の関節剛性への寄与度を図4.7に、関節トルクとの関係を図4.8に示す。

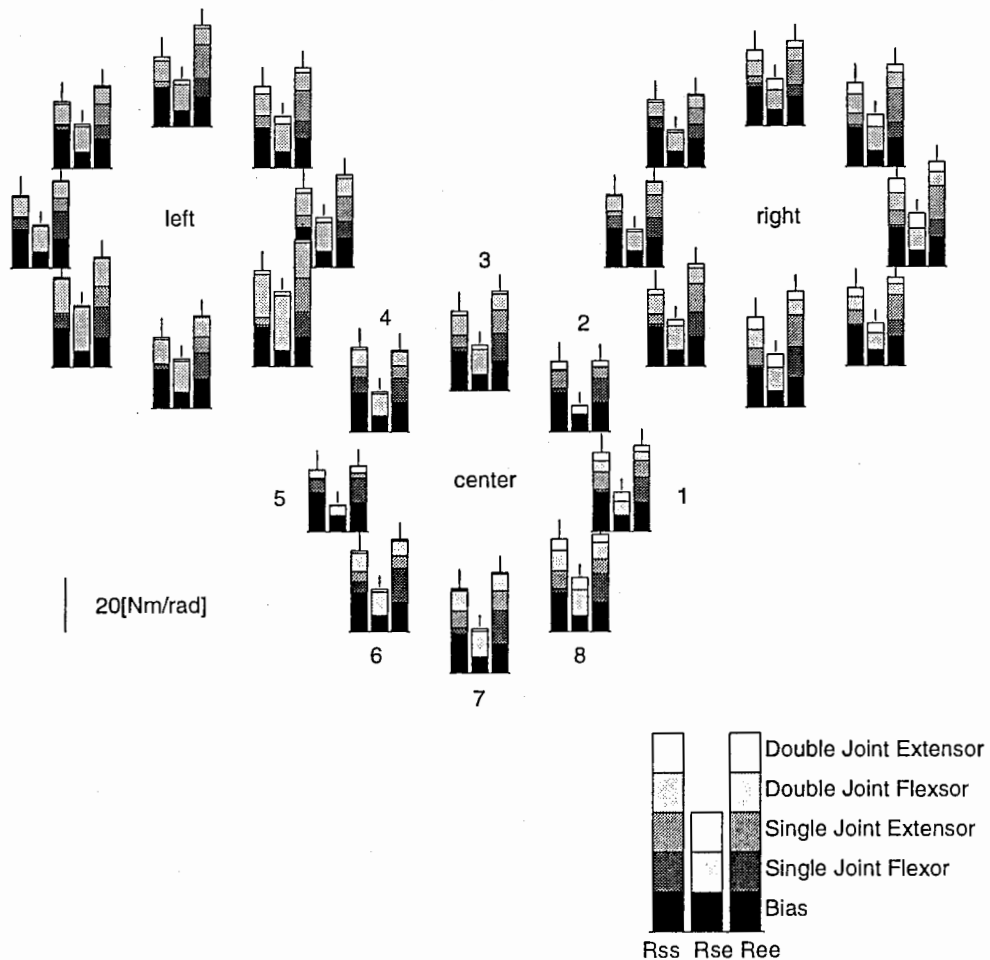


図 4.7 課題6における被験者Aの各筋の関節剛性への寄与度

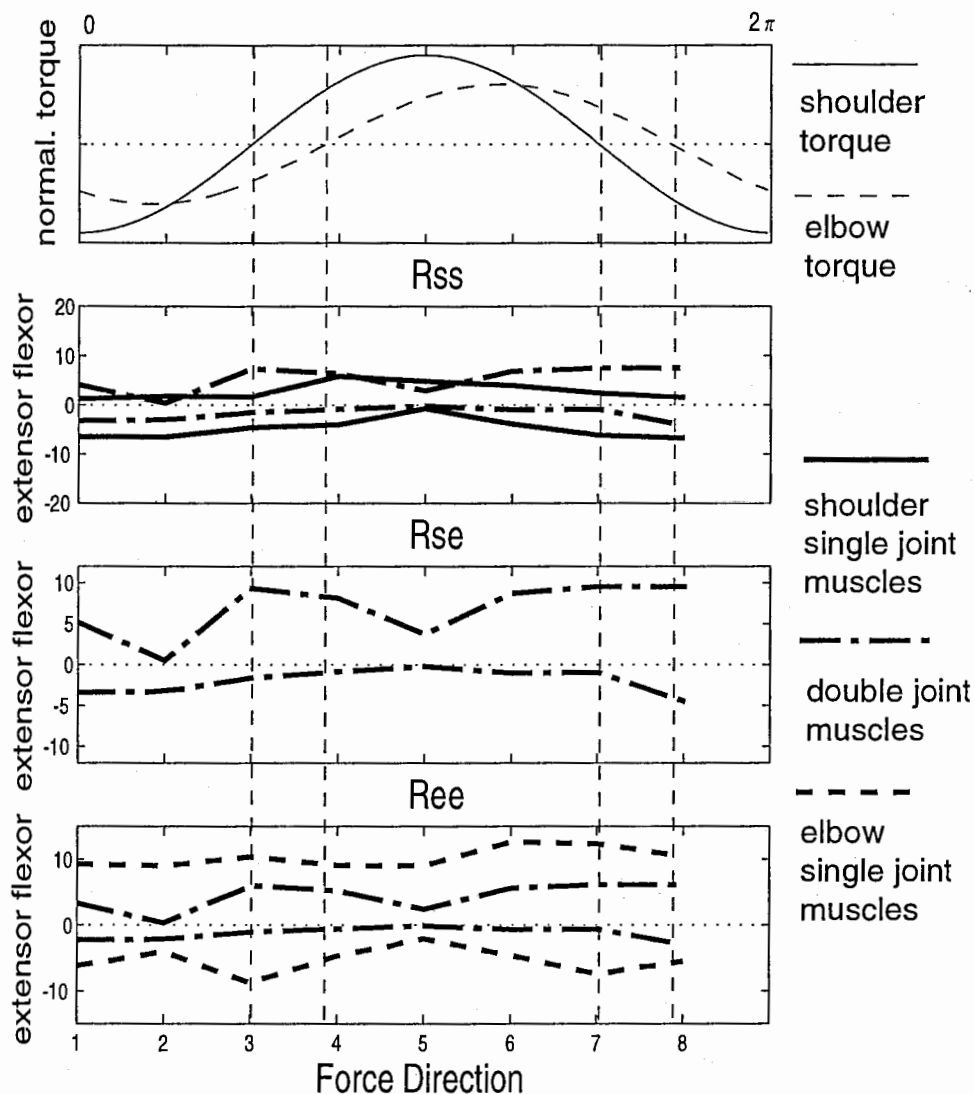


図 4.8 課題6における被験者Aの関節トルクの変化と各筋の関節剛性への寄与度の変化。

手先力を発生させ同時活性化させない場合に2関節筋の活動が極端に少なかった方向においても、2関節筋、特に屈筋である二頭筋の活動の上昇が見られ、同時に拮抗する筋を活性化させることによって剛性が上昇している。これによって、関節剛性の構成は、手先力の方向、すなわち関節トルクに依存せず、手先力0Nで同時活性化さ

せたときとよく似たパターンになっていた。しかし関節剛性に寄与する筋の構成は手先力の方向に依存して変化しており、1, 2の方向では伸筋が、5, 6の方向では屈筋の寄与が大きくなっている。

## 4.5 考察

### 4.5.1 タスクによる筋活性の違いと2関節筋の役割

本実験では、6種類のタスクを実施したが、タスクに依存して筋活性のパターンが変化し、それに対応して関節剛性の構成も変化していることが示された。

手先力を発生せずに同時活性化を指示した場合、筋の活性レベルをある程度意図的に調節できることが示された。その結果、剛性の大きさに変化がみられた。また、肩あるいは肘関節を活性化させるような指示によって、単関節筋の活性レベルを相対的に上下させることがある程度可能であるが、関節剛性のバランスを大きく変化させるには到らなかった。

筋の剛性は、筋の活性度に依存しており、筋を活性化して関節トルクを発生させれば必然的に関節剛性は上昇する。手先力を維持する課題で観察された、手先力方向に依存した関節剛性の変化は、筋の活性化パターンが、力の方向によって変化しているせいであると考えられる。

手先力を発生した状態で、同時活性化を指示することによって、手先力は変化させずに剛性だけを変化させることが可能であることが示された。特に手先力をかけただけでは2関節筋が活性化せず、2関節剛性が小さくなる方向において、2関節筋屈筋と拮抗する単関節筋を同時活性化させることで2関節剛性を上昇させている。この結果、関節剛性は、手先力の方向に依存せずほぼ同じ構成になっている。

2関節筋の役割については、手先操作性を向上させる、またトル

クを発生する際、単関節筋と組み合わせることで、筋のエネルギー節約に役立っている等の報告がなされている。本実験においては、課題6で示されたように、トルク発生だけではなく、剛性を変化させるのに重要な役割をはたしていることが示唆された。また、課題5で観察されたように、発生する手先力が大きくなると、2関節筋の活性が急に上昇する場合がある。実験中においては、長時間手先力を発生し続けると、単関節筋に代わって2関節筋の活性が急激に上昇する現象がみられた。このような現象は、特に上腕二頭筋において顕著であり、冗長自由度を利用して筋の使い方を変え、力をより効率よく発生させたり、疲労を回避したりしていると考えられる。

本実験では、筋の目標活性レベルを表示し、筋活性が一定になる条件のもとで剛性を測定したが、同じ手先力を発生していても筋の使い方の変化すると関節剛性の構成も変化する可能性がある。今後の検討課題である。

#### 4.5.2 単関節剛性における単関節筋と2関節筋の寄与の比率

単関節剛性は、式(4.12)からわかるように、単関節筋と2関節筋によって構成される。被験者やタスクによって、単関節筋の寄与と2関節筋の寄与の比率が変化するのかを考察するため、肩肘それぞれの単関節剛性に関して、2関節筋によって生成された剛性の成分に対して単関節筋によって生成された剛性の成分をプロットした(図4.9)。○は、手先力発生・非同時活性、+は手先力発生・同時活性、×は手先力0Nのときの寄与を示す。

被験者によって寄与率に違いがあり、肘単関節剛性に関しては、被験者Aは単関節筋が優位であるのに対し、被験者Bは2関節筋が優位になっている。筋の使い方により個人差があることがうかがわれる。被験者Aの肩、被験者Bの肘においては、+や×が全体的に下方に分布しており、同時活性化によって2関節筋の寄与率がさらに上昇する傾向がみられる。

また、被験者Aの肩及び肘、被験者Bの肩でみられるように、単関節筋の寄与があっても2関節筋の寄与がないという状況はしばしば観察されるのに対し、逆に2関節筋のみが寄与して単関節筋の寄与がないという状況はほとんどみられない。このように、静止時力制御中には2関節筋が活性化するときには必ず単関節筋が活性化している。

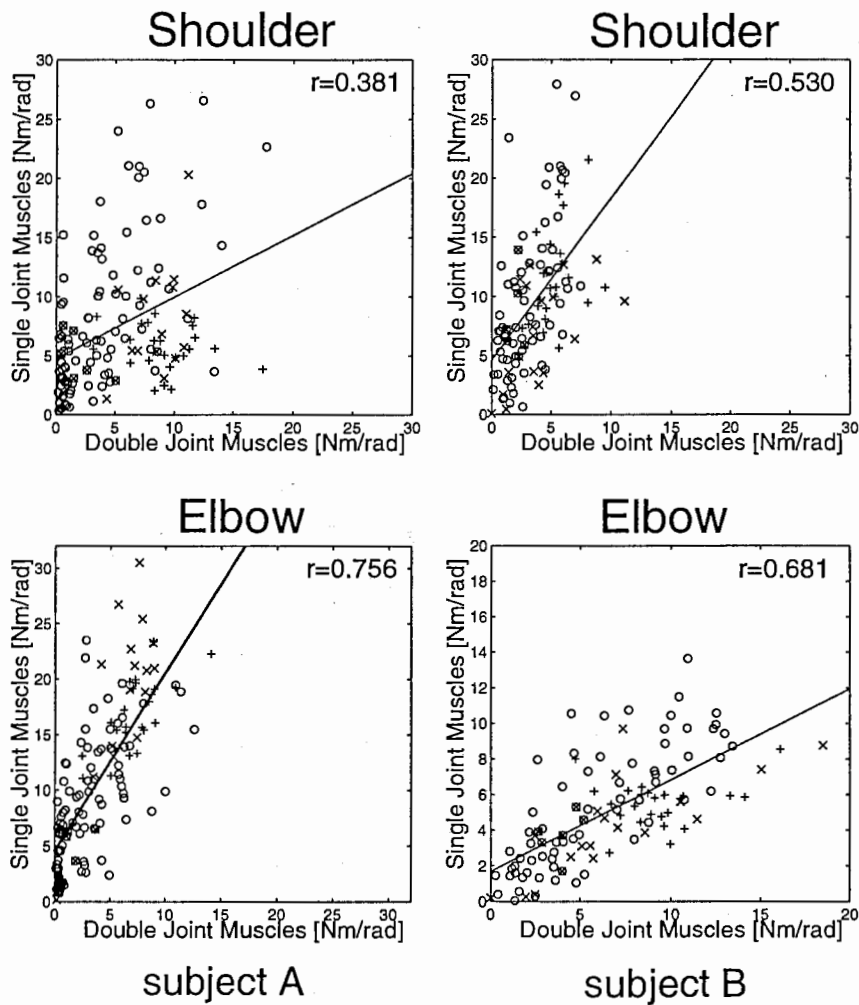


図 4.9 単関節剛性における、2関節筋の寄与に対する単関節筋の寄与。A, Bは被験者を示す。×：課題1-4，○：課題5，+：課題6。

次に、手先力の方向及び同時活性の有無による2関節筋の寄与率の違いを示す。図4.10は、被験者Aの左の位置において、2番と8番

の方向に力を発生させた場合の肩および肘の単関節剛性における2関節筋の寄与の比率である。

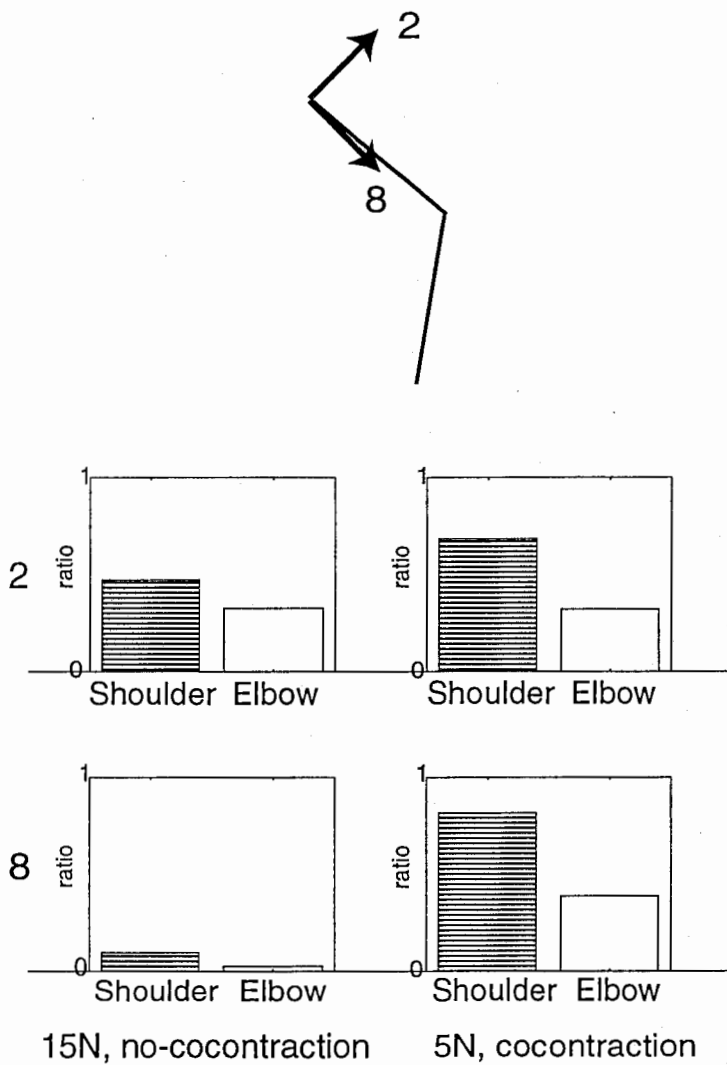


図 4.10 単関節剛性における，手先力の方向および同時活性の有無による2関節筋の寄与率の違い

2番の方向に力を発生した場合には，肩と肘のトルクが同方向であるため2関節筋が有効に働くのに対し，8番の方向に力を発生した場

合には、肩と肘のトルクの方が逆転するため、2関節筋が有効に働かない。2関節筋の寄与の比率は、同時活性化しない場合は、2番の方向で大きく、8番の方向で小さいのに対し、同時活性化することにより8番の方向でも比率が上昇し、手先力の方向による違いがなくなっていることがわかる。

#### 4.5.3 単関節剛性における単関節筋と2関節筋の相互作用

静止時力制御中には、関節剛性の構成比率に変化はあるが、常に単関節剛性が2関節剛性より大きくなっている（五味・大須，1996）。その要因として、6筋のモデルを考えた場合、2関節剛性には2関節筋しか影響を与えないのに対し、単関節剛性には単関節筋と2関節筋の両方が寄与することがあげられる。図4.9によると、単関節筋のみが活性化することや、単関節筋と2関節筋が同時に活性化することはあるが、2関節筋のみが活性化する状態は観察されなかった。すなわち、静止時には、2関節筋の活性が上昇する場合には必ず単関節筋の活性も上昇している。したがって、単関節剛性に対する両者の寄与が上昇するため、静止時の単関節剛性が常に2関節剛性より高くなっていると考えられる。

それに対し、拘束運動中においては、単関節剛性と2関節剛性の比率が大きく変化し、肘関節剛性よりも2関節剛性が高くなる現象が報告されている（五味・川人，1994,1995a,1995b）。モーメントアームが姿勢によってそれ程変化せず、関節剛性が上記のような線形モデルによって近似できるとすると、2関節筋の活性が上昇すれば、単関節剛性における2関節筋の寄与も増加し、それにともなって単関節剛性も必然的に上昇することになる。したがって、2関節剛性の上昇に比して単関節剛性の上昇を抑えるには、単関節筋の寄与分を抑えるしかない。すなわち、2関節筋の活性は上がるが、単関節筋の活性は上がらないという状態をつくらなければならない。

本実験の静止時力制御の条件下においては、単関節筋のみ活性化

することはあったが、2関節筋のみ活性化するような状態は観察されなかった。運動中には静止中と異なった筋活動が行われていると考えられる。

#### 4.5.4 まとめ

本章では、6筋の腕のモデルにより、筋電図信号と関節剛性の関係がほぼ説明できることが示された。

力制御中においては、手先力を発生するというタスクに依存した筋活性になっており、剛性は手先力の方向に依存して変化しているのに対し、同時活性化を指示することによって、姿勢には依存するが手先力の方向には依存しない関節剛性を構成することができる。この剛性の変化には2関節筋が重要な役割をもっていることが示唆された。

肩単関節剛性に対する2関節筋の寄与の比率は、手先力を発生する（非同時活性化）タスクでは比較的低いのに対し、同時活性化を指示すると上昇する傾向にある。このように筋活性のバランスを変化させることで、必要なタスクに柔軟に対応できる能力を持つと考えられる。

静止時力制御中には、単関節筋の活性化に対しては必ずしも2関節筋の活性化が起こっていないのに対し、2関節筋の活性化は単関節筋の活性化を常にともなっており、このことが常に単関節剛性が2関節剛性より大きな値になる結果を導いている。



## 5 視知覚と運動

これまでの章では運動を実現する過程における問題を検討したが、本章では、このような運動に関する知識が視知覚に及ぼす影響を検討する。

### 5.1 非剛体の仮現運動

Johansson (1973) は、歩いたり走ったりする人の動作の形態が行為者の身体にとりつけられた数個の光点の運動だけではっきりわかることを示した。光点一つ一つの動きだけでは不明瞭だが、それら全体がまとまると、人の動きであることが明確にわかる。この現象をバイオロジカルモーショントよび、多くの人によって確認されている。このように、人間の視知覚は生体の動きに非常に敏感である。Oram and Perrett (1994) は、STPaでバイオロジカルモーションに反応する細胞を確認している。

一方で、仮現運動のみえに関しては様々な現象や法則が報告されてきた。2つの刺激を、少し距離をおいて交互に示すと、時間間隔が適当であれば刺激が動いているような印象を受ける。このみかけの運動印象を仮現運動という。Ullman (1979) は、第2刺激を第1刺激から近い場所と遠い場所に同時に示した場合、近い場所の方に動いて見えることから、もっとも近い場所に飛んで見えるという法則を提案した。それに対し、Shepard and Zare (1983) は、あらかじめ曲線の軌跡を提示しておく、点は最短距離である直線ではなく提示された曲線の軌跡に沿って動いて見えることを報告している。また、Anstis and Ramachandran (1987) は、第1刺激の前に刺激を加え、第2刺激を、第1刺激までと同方向と直角の方向に提示した場合、同方向、すなわち直線に動いて見えることを確認し、この現象を"motion inertia"とよんだ。これらの一連の研究から、仮現運動において、点から点の動きは、基本的には最短距離を直線に動い

て見えるが（最短軌道仮説），前後やまわりの状況にかなり影響されることがわかる。また，Shepard（1984）は，剛体の平面上での回転運動の仮現運動を検討し，平行移動を含まないとした場合に一義的に決められる中心のまわりを回転して見ると報告している（一様回転仮説）。

これまでの仮現運動に関する研究は，ほとんど点あるいは剛体を対象にしており，関節が曲がるといった形の変化を伴う（非剛体）仮現運動の見えに関して検討した例は少なかった。Shiffrar and Freyd（1990, 1993）は，非剛体である人間の動きの仮現運動を見せることを試みている。人間の身体で，手や足の位置の異なる写真のペアを交互に見せ，手や足がどのような経路を通過して動いてみえるかを報告させた。その結果，2枚の写真を提示する間隔がある程度長くなると，固体であるはずの足を通り抜けたり，関節が不可能な具合に曲がったりするような，解剖学的に不可能な最短距離の経路ではなく，解剖学的に可能な曲がった経路を通過して動いて見えることがわかった。これは，適切な時間と適切な刺激が与えられれば，その対象に関する知識を使って仮現運動を補間することを示している。

## 5.2 運動学・動力学的仮説

では，図5.1のような，人間の腕の構造を単純化した，関節が回転するといった形の変化を伴う仮現運動の場合，手先はどのように動いて見えるのだろうか。このような形の変化を伴う仮現運動でも，形の変化を無視して手先は最短軌道である直線を動いて見えるのだろうか。それとも，腕の動きらしく見えるのだろうか。その対象らしく見えるには，その対象の動きに関する知識を持っていなければならない。本章では，生体に代表されるような非剛体の動きの認識には，その対象の動きに関する力学的知識が使われているのではないかという仮説を，図5.1のような図形を用いた仮現運動における手

先の軌道の補間を調べることにより検討した。

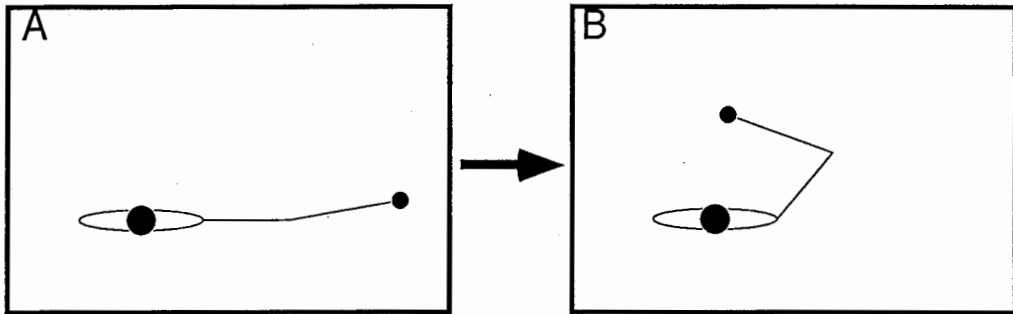


図 5.1 関節の仮現運動

運動制御の分野では，多関節運動における軌道計画の規範として，作業座標系に基づいた手先躍度最小，身体座標系に基づいた関節角躍度最小，さらに，身体のダイナミクスを考慮したトルク変化最小，運動指令変化最小などの評価関数が提案されている．到達運動における手先の軌道が作業空間に依存して曲がるため，軌道が身体のダイナミクスを考慮して計画されている可能性が指摘されてきた．もし，人間が身体のキネマティクスやダイナミクスを知っていて，それを使って軌道を計画しているのならば，身体の動きを見て認識する場合にもその知識を利用しているかもしれない．

対象の動きに関する知識を使っていない場合，使っている場合それぞれについて，仮現運動のみえに関して以下のような仮説が考えられる．まず，対称の動きに関する知識を使っていない場合，すなわち，形の変化を伴う仮現運動の場合でも形の変化は無視して補間すると考える場合として，対象を点とみる場合の仮説（1）と対象を剛体とみる場合の仮説（2）を考えることができる．前者，すなわち点から点への動きのみを考えると，

1. 手先の最短軌道

という仮説があげられる．また，後者，すなわち回転要素を含む剛体の平面上での動きを考えると，

2 a. 前腕（手先から肘まで）のみの，平行移動を含まない—

様回転，  
あるいは，

2 b. 前腕（手先から肘まで）のみの，平行移動と一様回転，  
といった仮説が考えられる．一方，対象の動きに関する知識を使っ  
て補間すると考える場合としては，軌道計画のときと同様，キネマ  
ティクスのみを考える仮説と，ダイナミクスも考える仮説が考えら  
れる．キネマティクスのみ，すなわち腕の重さなどを考慮せず，関  
節の回転のみに注目すると，

3. 肘関節と肩関節が比例して回転する

というものが考えられる．これには，関節角躍度最小軌道が含まれ  
る．一方，ダイナミクスを考慮した場合の一例として，

4. トルク変化最小軌道

が考えられる．

これらの5つの仮説から予測される軌道と被験者が補間した軌道  
を，肘関節と肩関節の回転が同方向の場合3種類（姿勢  
1，3，5）と逆方向の場合3種類（姿勢2，4，6）の計6種類  
の運動において比較した．各姿勢における始点終点の関節角は以下  
のようであった．

	始点		終点	
姿勢1	肩0°	肘10°	肩50°	肘110°
姿勢2	肩90°	肘30°	肩60°	肘130°
姿勢3	肩100°	肘80°	肩30°	肘10°
姿勢4	肩100°	肘0°	肩-10°	肘110°
姿勢5	肩0°	肘10°	肩10°	肘150°
姿勢6	肩100°	肘10°	肩0°	肘150°

これらの姿勢において各仮説から予測される軌道を図5.2に示す．  
白丸が始点，黒丸が終点を示す．点線が仮説2 a，鎖線が仮説  
2 b，破線が仮説3，実線が仮説4を示す．なお，仮説1はここで

は表示していないが、始点と終点を結ぶ直線を予測する。\*は、リンク2（肘から手先）の回転中心を示す。トルク変化最小モデルの予測する軌道の算出における腕のダイナミクスのパラメータは、成人男性の腕の形状を測定し、比重を1として推定した値を用いた。腕の長さはリンク1（肩から肘）が0.275m、リンク2（肘から手先）が0.357mであった。

以下のような3つの実験を行った。実験1においては、6種類の動きについて、図5.1のように、関節角が変化する2関節のリンク構造（腕）を見せ、どのように補間されるかを調べた。次に、実験2においては、実験1でのみえが、回転要素を含む剛体の平面上での動きのみえとは違うことを確認するため、6種類の動きについて、前腕の部分のみを提示した場合の軌道のみえを調べた。実験1と実験2のみえが異なれば、実験1のみえには関節構造が影響していると考えられる。さらに実験3では、実験1のみえが、単に直線軌道と一様回転のトレードオフによって中間の軌道が選ばれたものではないことを確認した。

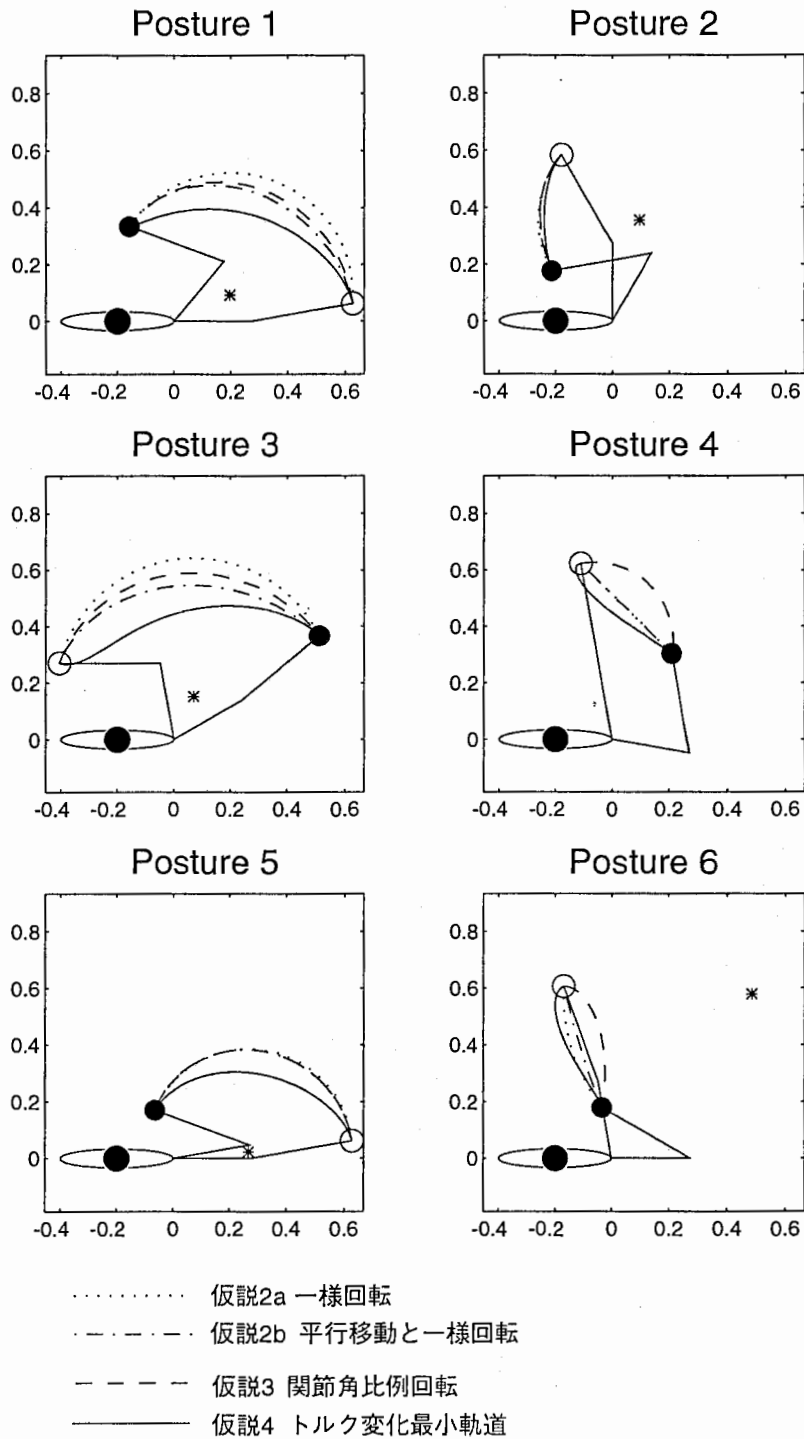


図 5.2 各仮説が予測する手先の軌跡.

### 5.3 実験1

関節角が変化する2関節のリンク構造（腕）の平面上の動きがどのように補間されるかを調べた。

#### 5.3.1 方法

##### 被験者

大学生，大学院生4名が実験に参加した。

##### 装置

パーソナルコンピュータを使い，CRTディスプレイに刺激を表示した。被験者は約30～40cm程度離れたところからCRTディスプレイを見る。反応は被験者によるキーボードからの入力によって記録した。

##### 刺激と手続き

刺激の大きさは，肩から肘にあたるリンク1が3.9cm，肘から手先にあたるリンク2が5.1cm，手先を示す円（ドット）が直径0.2cmであった。リンク1とリンク2の長さの比率は，トルク変化最小軌道の算出にあたって用いられた腕の長さの比率とほぼ等しくなるようにした。人間の腕らしく見せるため，頭と身体の一部を上から見た模式図も同時に提示した（図5.3）。始点と終点の姿勢を順に提示すると，腕が始点から終点に向かって動いたような印象を覚える。被験者は，手先がどのような軌跡を通ったように見えるかを判断し，始点と終点の間に提示される手先を示す円と同じ大きさのドットを，手先の軌跡のみえにあわせて調節する。被験者はまず途中にドット

が入らない刺激パターンをしばらく見て軌跡を判断した後、ドットが入る刺激パターンを見てドットを調節する。ドットが入る場合の刺激提示の時間配分は図5.3のようであった。まず始点の姿勢が0.8秒間提示され、その後、ドット1が0.3秒間、その後ドット2が0.3秒間提示され、最後に終点の姿勢が0.8秒間提示される。頭と身体は常に提示されたままである。ドット1とドット2は、手先の始点終点を結ぶ線分に平行に、2点から始点終点を結ぶ線分におろした垂線の足が線分を三等分する間隔で配置された。

キーボードからの入力に対して、ドット1とドット2は、同時に始点終点を結ぶ線分に垂直な方向に段階的に動く。したがって被験者はドットの位置を一次元で判断することになる。被験者は自由に納得いくまで調節することを許された。最終的に被験者が決めた位置をその試行における被験者の判断として記録した。各6姿勢において、ドットの初期位置を変えて3回の反応を記録した。

## 解析

各仮説が予測する軌道、及び被験者の判断した軌道の曲がり具合を定量的に表す指標として、以下のように、直線軌道からの「偏差」を定義した。各仮説が予測する軌道に関しては、手先の始点と終点を結ぶ線分と、その垂直二等分線が軌道と交わる点までの距離をその軌道の「偏差」の絶対値とした。被験者の反応に関しては、始点の手先からドット1とドット2を通過して終点の手先にいたる半サイン波をひき、その振幅（手先の始点と終点を結ぶ線分と、その垂直二等分線が半サイン波と交わる点までの距離）を軌道の「偏差」の絶対値とした。各偏差の絶対値について、各姿勢ごとに、トルク変化最小軌道が曲がる方向を正として符号を付け、「偏差」とした。

各条件（姿勢）ごとに、全被験者の全反応（4人×3回）の最頻値を代表値とした。なお、リンク長をトルク変化最小軌道の算出にあたって用いられた腕の長さに変えて（CRTディスプレイ



イ上の長さを7倍に拡大，mで表記）結果を表示している。

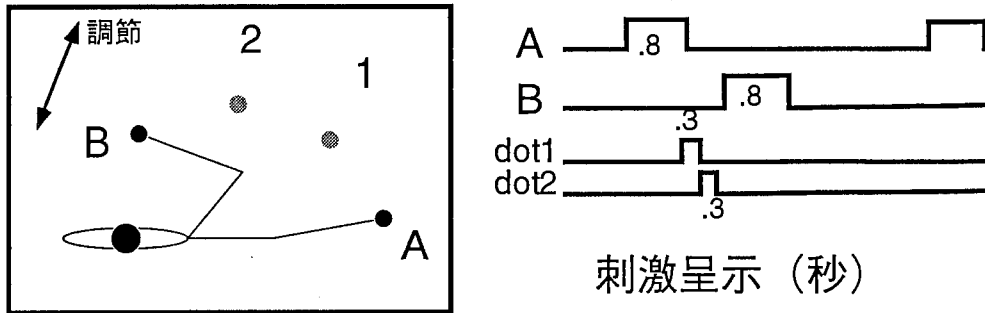


図 5.3 実験1における設定.

### 5.3.2 結果

図5.4は，各仮説が予測する軌道と被験者の反応の最頻値（灰色の丸）を示す．姿勢1，3，5においては，身体の外側に少し曲がった軌道を選択するのに対し，姿勢2，4，6においては，直線軌道を選択する傾向にある．

被験者の選択した軌道と各仮説の予測する軌道との違いを検討した．図5.5は，各仮説の予測する軌道の偏差と，被験者の反応の最頻値の差を各仮説に関して姿勢ごとに示したものである．右最下段は，各仮説ごとの差の絶対値の平均値と標準偏差をしめす．平均値，標準偏差ともに，仮説4（トルク変化最小軌道）のときに最も小さくなっている．

したがって，非剛体の場合はその対象の動きにみえが影響されることが示唆された．

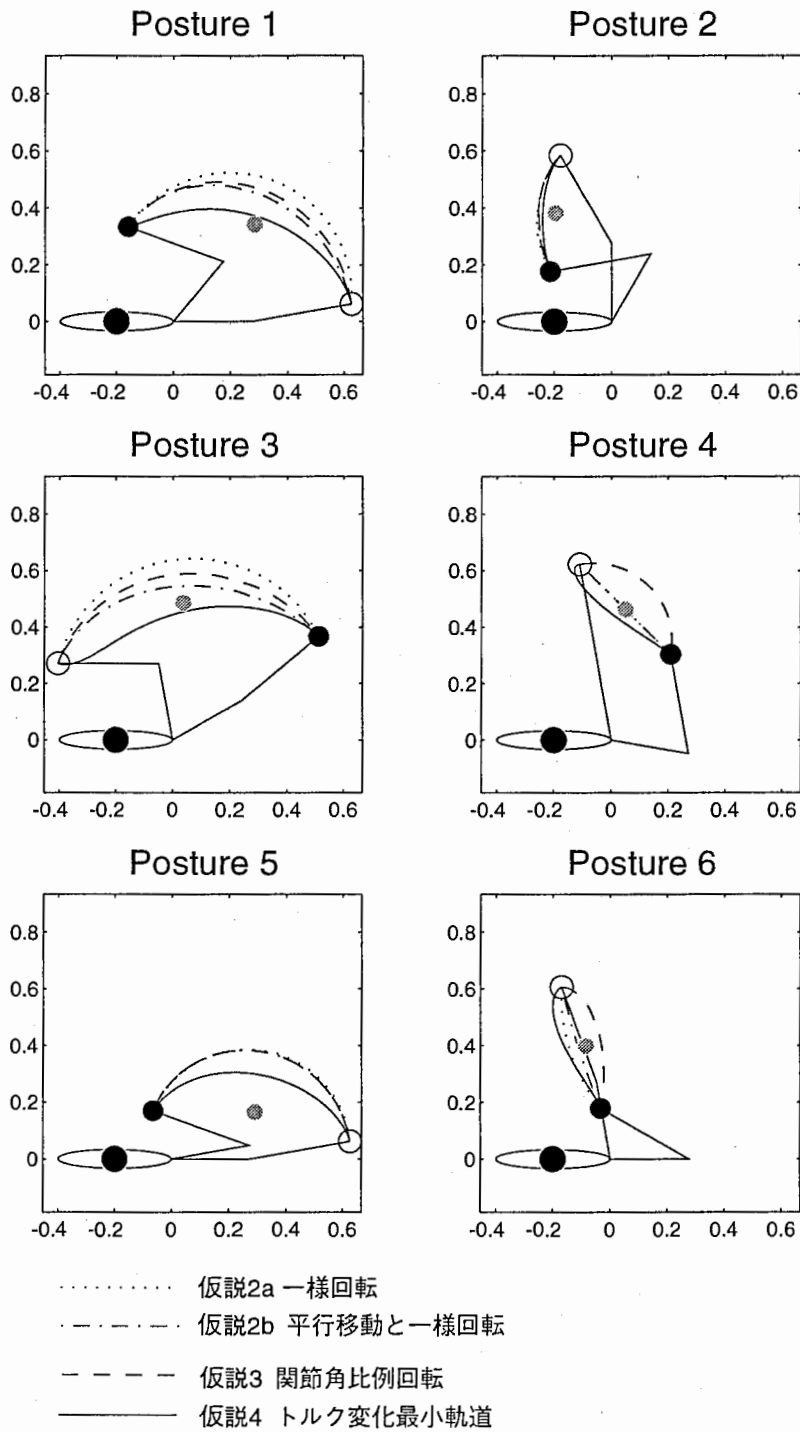


図 5.4 実験1の各姿勢における全被験者の反応の最頻値と各仮説が予測する手先の軌跡.

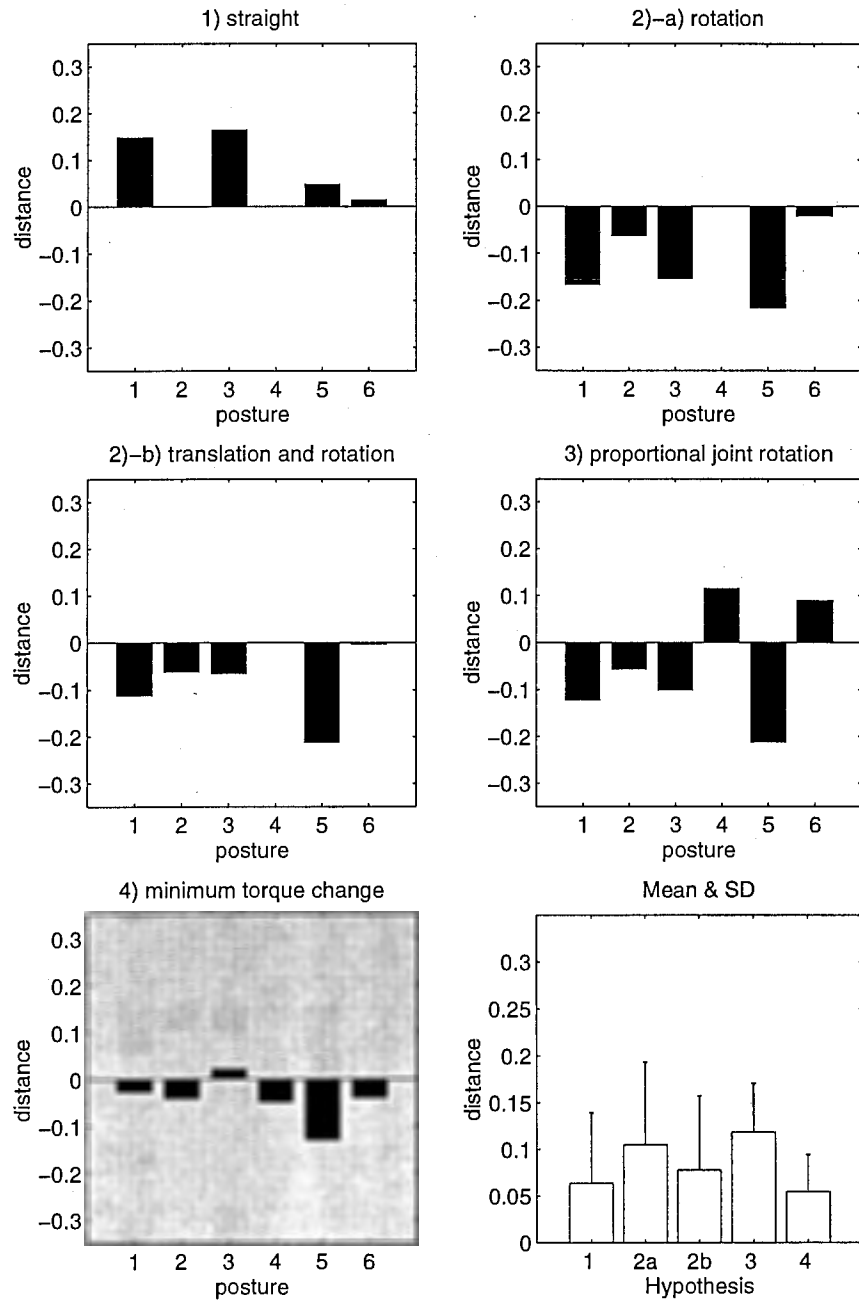


図 5.5 実験1の各姿勢における全被験者の反応の最頻値と各仮説の予測する軌道偏差の差。右最下段は、各仮説ごとの平均値と標準偏差。

## 5.4 実験2

Shepard (1984) によると，回転要素を含む剛体の動きは，平行移動を含まないとした場合に一義的に決められる中心のまわりを回転して見えるとしている（仮説2 a）．しかし，平行移動と一様回転がくみ合わさった動き（仮説2 b）に見える可能性に関しては検討されていない．そこで，本実験では，回転要素を含む剛体の動きのみえを確認するため，棒状の剛体（スティック）の平面上での動きがどのように補間されるかを調べた．

### 5.4.1 方法

#### 被験者

大学生，大学院生8名が実験に参加した．

#### 装置

実験1と同様であった．

#### 刺激と手続き

実験1におけるリンク2（肘から手先）のみを表示した．したがって，刺激の布置は，6姿勢におけるリンク2の布置と同様である．刺激の大きさは実験1の半分のスケールであった．刺激は棒状の剛体であるため，以下，スティックとよぶこととする．頭と身体の部分の模式図は提示しなかった．スティックの先端（手先にあたる位置）には実験1と同様直径0.2cmの円（ドット）がついており，したがってスティックのどちらの先端がどちらの先端に動くかという対応は被験者に与えられていた．被験者は，スティックがどのよう

に動いて見えるかを判断し、始点と終点の間に提示されるスティックの先端のドットの位置と、スティック（軸）の方向を調節する。被験者はまず途中にスティックが入らない刺激パターンをしばらく見て軌跡を判断した後、スティックが入る刺激パターンを見てスティックを調節する。途中にスティックが入る場合の刺激提示の時間配分は図5.6のようであった。まず始点のスティック1が0.2秒間提示され、その後、スティック2が0.2秒間、終点のスティック3が0.2秒間提示される。

キーボードからの入力に対して、スティック2の先端のドットは、始点終点のドットを結ぶ線分の垂直二等分線上を動く。また、軸は、先端のドットを中心に回転する。したがって被験者はスティック2の位置を二次元で判断することになる。反応の記録は、実験1と同様であった。

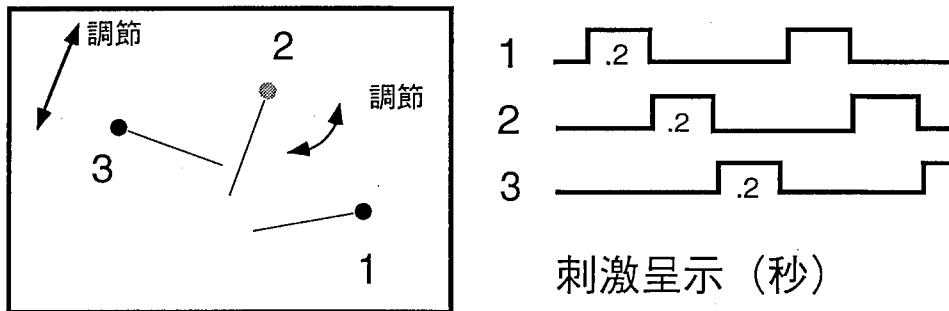


図 5.6 実験2における設定.

### 解析

実験1と同様に、ドットと直線軌道との距離に符号を付けたものを被験者の反応の「偏差」とし、その最頻値を代表値とした。

#### 5.4.2 結果

図5.7は、各仮説が予測する軌道と被験者の反応の最頻値（灰色の丸）を示す。いずれの姿勢においても、仮説2 a（一様回転）の予測する軌道よりは、仮説2 b（平行移動と一様回転）の予測する軌道に近い軌道を選択する傾向にある。

被験者の選択した軌道と各仮説の予測する軌道との違いを検討した。図5.8は、各仮説の予測する軌道の偏差と、被験者の反応の最頻値の差を各仮説に関して姿勢ごとに示したものである。右最下段は、各仮説ごとの差の絶対値の平均値と標準偏差をしめす。平均値、標準偏差ともに、仮説2 b（平行移動と一様回転）のときに最も小さくなっている。

したがって、回転要素を含む剛体の動きは、Shepard (1984) の説に反して、「平行移動と一様回転」にみえやすいことがわかる。

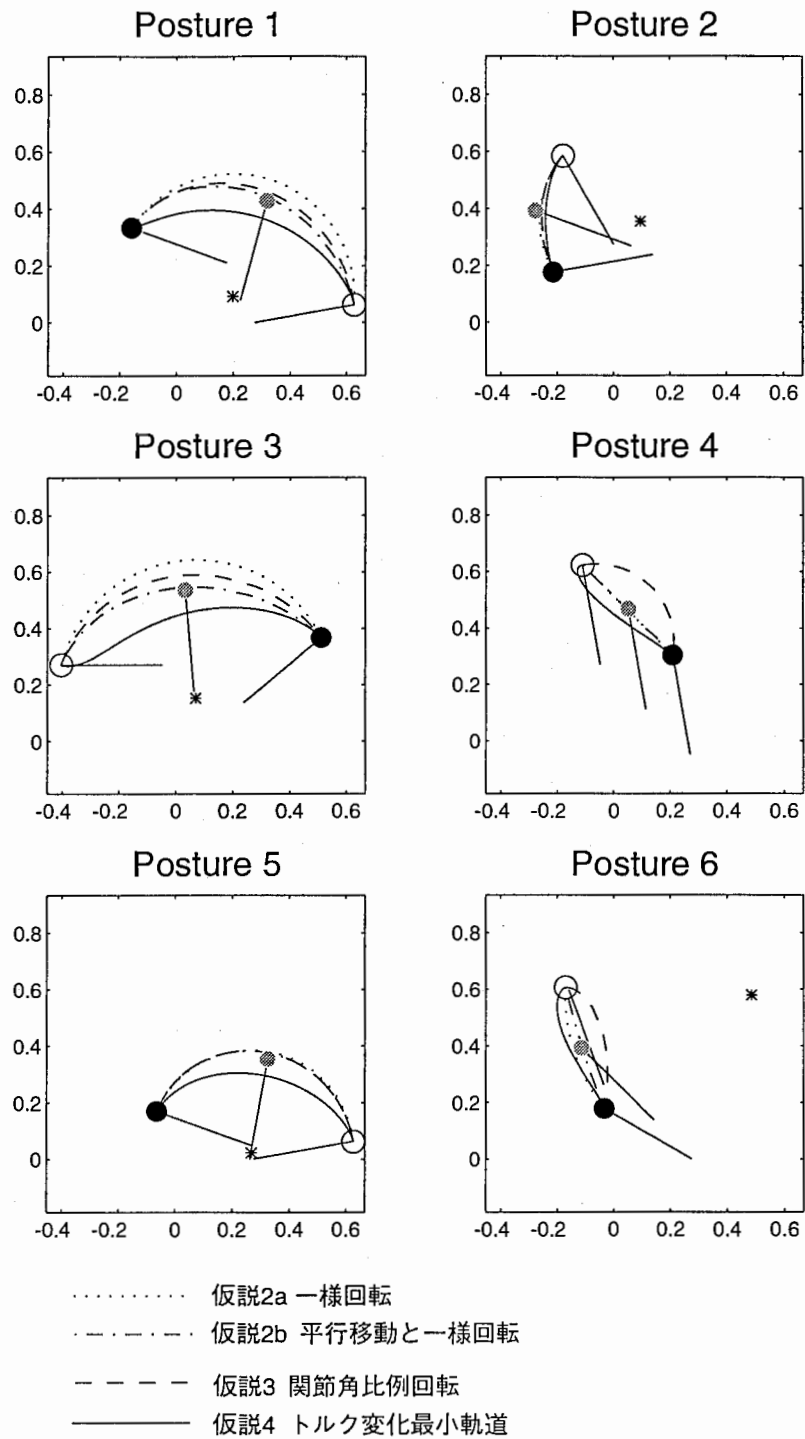


図 5.7 実験2の各姿勢における全被験者の反応の最頻値と各仮説が予測する手先の軌跡.

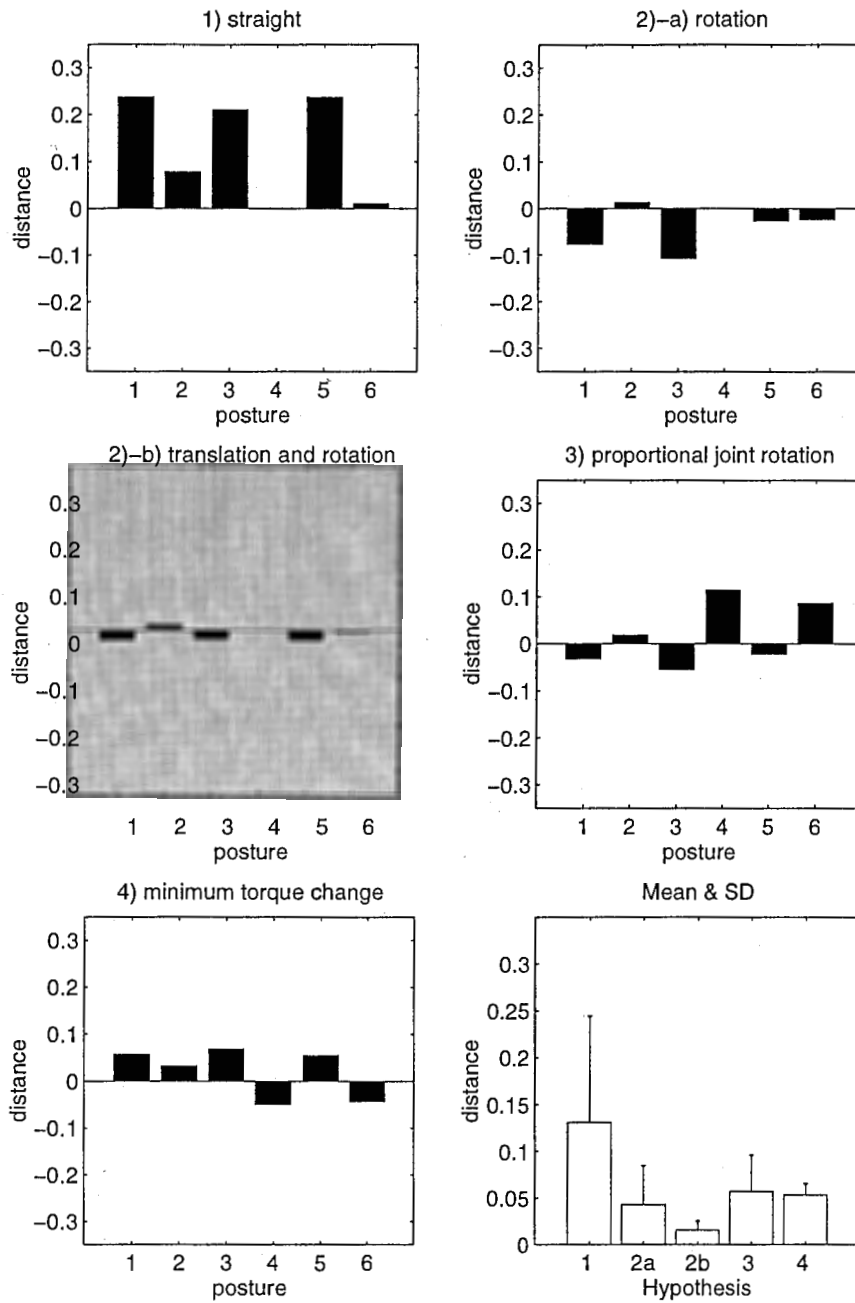


図 5.8 実験2の各姿勢における全被験者の反応の最頻値と各仮説の予測する軌道偏差の差. 右最下段は、各仮説ごとの平均値と標準偏差.



## 5.5 実験3

実験1と実験2のみえが異なるため、実験1のみえには関節構造が影響していることが示唆された。しかし、「仮説5. 形の変化は関係ないが、仮説1と仮説2のトレードオフによって、その中間の軌道が選ばれる」という可能性も考えられる。仮説5が成り立つならば、固定軸を持つ剛体の回転運動で、先端の軌道が一意に円弧に決まる場合でも、みえは、トレードオフにより直線に近い軌道になり、実験1と同様の軌跡を選ぶはずである。そこで本実験では固定軸を持つL字型の剛体の回転運動の平面上の動きがどのように補間されるかを調べた。

## 5.5.1 方法

## 被験者

大学生、大学院生4名が実験に参加した。

## 装置

実験1と同様であった。

## 刺激と手続き

実験1における各6姿勢について、リンク2（肘から手先）の回転中心を固定軸とし、回転中心と肘を結んだ線分とリンク2からなるL字型の剛体を考える（図5.9）。この剛体の先端（実験1で手先にあたる部分）の軌道のみえを実験1と同様の方法で調節させた。頭と身体の部分の模式図は提示しなかった。リンク2の長さ、刺激提示の時間配分、キー入力等は実験1と同様であった。ただし、姿

勢4においては、リンク2は平行移動し、回転中心が求められないため、リンク2のみを提示した。

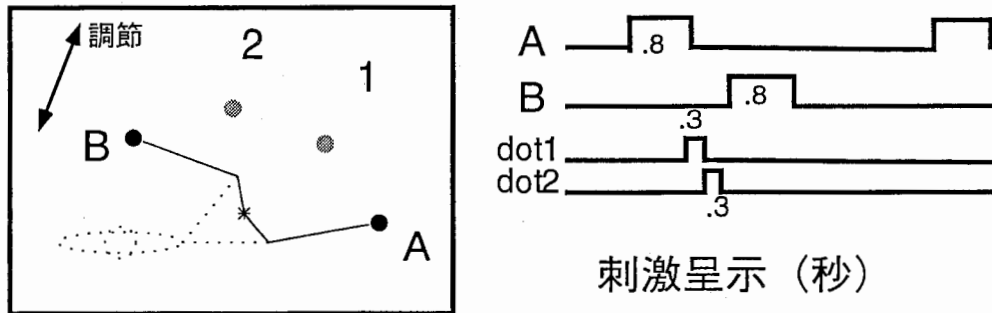


図 5.9 実験3における設定.

解析

実験1と同様に行った。

### 5.5.2 結果

図5.10は、各仮説が予測する軌道と、実験1と実験3における被験者の反応の最頻値を示す（実験1：×，実験3：灰色の丸）。姿勢1，3，5においては、実験3で選択された軌道は、実験1で選択された軌道よりも円弧に近くなっている。姿勢2，6においては、実験1は直線に近い軌道が選択されるのに対し、実験3においては、円弧よりさらに曲がった軌道が選択されている。回転角度が小さい場合は、曲率が過大評価される傾向にある。仮説2 a（一様回転）の予測する軌道よりは、仮説2 b（平行移動と一様回転）の予測する軌道に近い軌道を選択する傾向にある。

被験者の選択した軌道と各仮説の予測する軌道との違いを検討した。図5.11は、各仮説の予測する軌道の偏差と、被験者の反応の最頻値の差を各仮説に関して姿勢ごとに示したものである。右最下段は、各仮説ごとの差の絶対値の平均値と標準偏差をしめす。平均値

は、仮説2 a (一様回転) のときに、標準偏差は、仮説2 b (平行移動と一様回転) のときに最も小さくなっている。

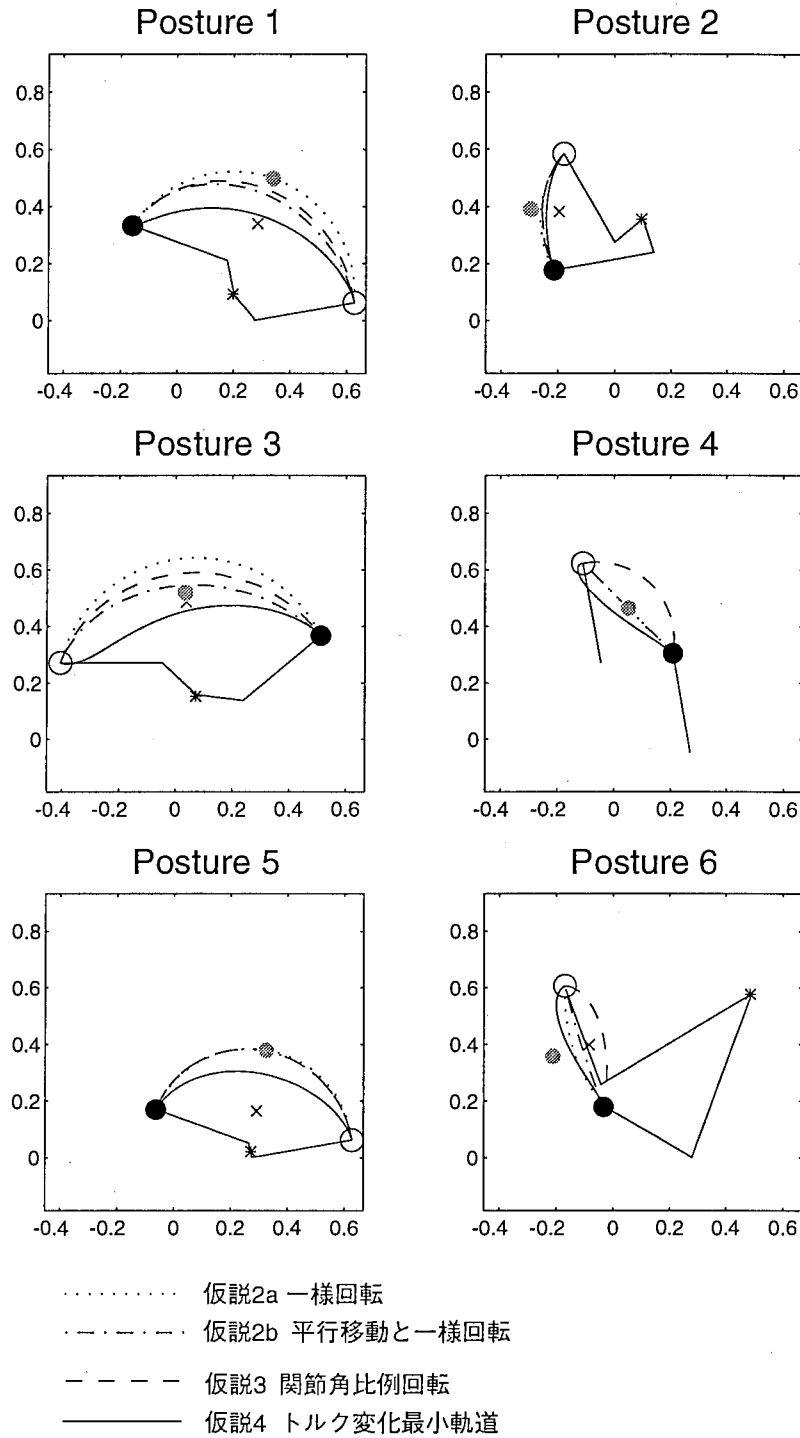


図 5.10 実験3の各姿勢における全被験者の反応の最頻値と各仮説が予測する手先の軌跡。

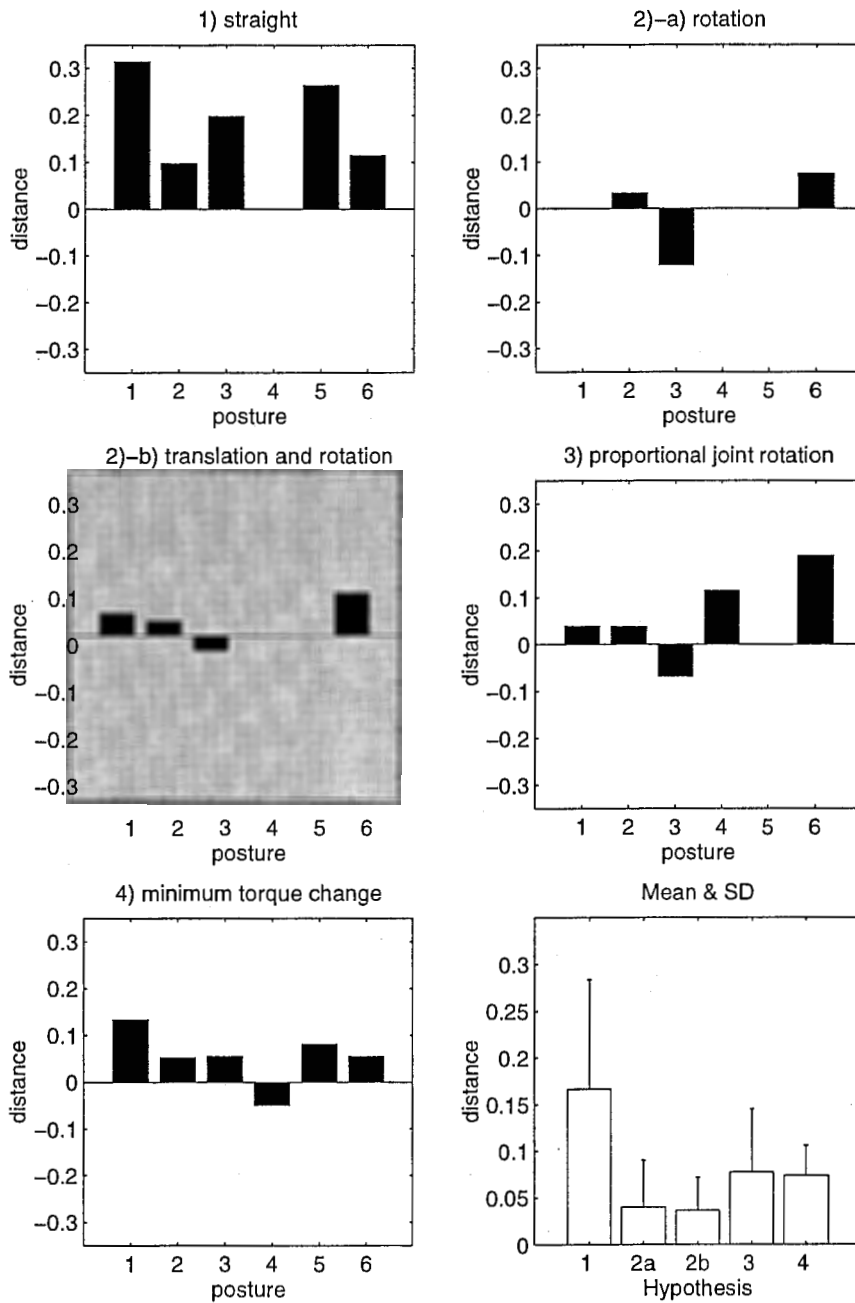


図 5.11 実験3の各姿勢における全被験者の反応の最頻値と各仮説の予測する軌道偏差の差. 右最下段は、各仮説ごとの平均値と標準偏差.

実験3の条件下では、実験1の場合よりも、回転中心を中心とした円弧（仮説2 a）により近い軌道が選ばれる傾向にある。したがって実験1におけるみえは、仮説5では説明できない。

## 5.6 考察

以上の結果から、軌道の見えは、仮説1, 2, 5では説明できないため、仮説3, 4, すなわち「腕の関節運動のような非剛体の動きを知覚するとき、その対象の運動学・動力学的知識を使っている」という可能性があることが示唆された。このような知識の起源としては、「生体の動きを見ることによって学習される」「自分が運動するときに使う法則を知覚するときにもあてはめている」という2つが考えられる。

また、回転要素を含む剛体の動きは、Shepard (1984) によれば、平行移動を含まないとした場合に一義的に決められる中心のまわりを回転して見えるとされていた。しかし、本実験により、そうではなく、「平行移動と一様回転」にみえやすいことが確認された。

本実験では、ごく簡単な図形を使ったが、重さなども感じられるより人間の腕に近いリアルな刺激を使うことによって、動力学的知識が使いやすくなり、より人間の運動に近い軌道に見えるようになるかもしれない。逆に、人間の運動らしく見えるには、どれぐらい正確に人間の動きを再現しなければならないのかということも興味深い問題である。これらのことが今後の課題である。

## 6 総合的考察

### 6.1 知見のまとめ

本論文では、運動制御への計算論的アプローチを基礎に、「軌道計画の座標系」、「運動指令と剛性の関係」、「運動と視知覚の関係」の3つのテーマに関して実験的に検討した。その結果、以下のような知見がえられた。

(1) 視覚到達運動における軌道計画は、身体座標系で行われることが実験的に明らかになった。

(2) 6筋のモデルによって、筋電図信号と関節剛性の関係がほぼ説明できることが示された。

(3) 腕の関節運動のような非剛体の動きを知覚するとき、その対象の運動学・動力学的知識を使っている可能性があることが示唆された。

以下に各章ごとの概要を述べる。

第1章では、運動制御に対する計算論的枠組みを概説するとともに、腕の随意運動の制御機構として提案されている、仮想軌道制御仮説および内部モデル制御仮説という2つの仮説をめぐる議論を紹介した。

第2章では、視覚到達運動における軌道計画の座標系を検討した。軌道があらかじめ計画されているとすると、どの座標系で計画されているかというのが興味ある研究の対象となる。人間の腕の平面上の2点間の到達運動において、手先の軌跡はほぼ直線であるが、作業空間内の特定の位置では緩やかに曲がる。トルク変化最小モデルのような、身体座標系におけるダイナミクスに基づくモデルでは、このような曲がった軌道を計画するのに対し、躍度最小モデルのよ

うな、外部座標系におけるキネマティクスに基づくモデルでは、直線軌道を計画する。後者のモデルにおいて、実際の軌道が曲がる理由として考えうる3つの説明、(1) コントロールの不完全さ (2) 視覚の歪み (3) 仮想軌道仮説、のうち、(1)、(2)が、本実験により否定され、また(3)に関しても否定的な結果であった。したがって軌道が曲がるのは計画される軌道自体が曲がっているからであり、軌道計画は身体の座標系におけるダイナミクスに基づくことが示唆された。

第3章では、実現された軌道から算出した評価関数の値を比較することで、規範の妥当性を検討した。人間の腕の多関節運動における軌道計画の規範として、作業座標系に基づいた手先躍度最小、身体座標系に基づいた関節角躍度最小・トルク変化最小・運動指令変化最小などの評価関数が考えられる。到達運動において、ある評価関数の値が、自然に動かした場合よりもそれ以外の場合に低ければ、「中枢神経系がその評価関数を最小にするような軌道を計画している」と考えるのは適切ではない。ある評価関数の値が、自然に動かした場合にそれ以外の場合よりも低いならば、その評価関数は軌道計画の規範の候補となりえる。そこで、自然に動かした場合の軌道とそれ以外の場合の軌道におけるこれらの評価関数の値を比較した。肩の高さの水平面内で、身体の横から前にもってくる運動および、身体の前で手前に引く運動について実験した結果、作業座標系ではなく、身体座標系における評価関数に基づいて軌道が計算される可能性が高いことが示唆された。

第4章では、静止時力制御中における表面筋電図信号と関節剛性の関係を検討した。運動制御のモデルを検討するにあたり、腕の剛性の値が大切であり、腕の剛性を測定した結果、腕を柔らかくして逆ダイナミクスの問題を解いて制御している(内部モデル制御仮説)ことが明らかになってきた。腕の剛性は、運動指令によって筋の活

性レベルが変化することによりコントロールされると考えられるが、これまで、筋の活性レベルと関節剛性との関係はあまり明確ではなかった。そこで、表面筋電図信号で示される筋の活性レベルによって、静止時力制御中の関節の剛性が予測できることを示した。

3種類の姿勢で、(1)弛緩(2)同時収縮(3)手先力維持(4)手先力維持と同時収縮の条件下において測定された表面筋電図信号から、6筋の腕モデルを用いて関節剛性を最小二乗推定した。推定結果より、静止時力制御中には、単関節剛性に対する2関節筋の寄与が上昇するときには常に単関節筋の寄与も上昇しており、そのせいで、常に単関節剛性が2関節剛性より大きくなることがわかった。また、静止時の関節剛性はタスクによって変化し、その変化には2関節筋が重要な役割をはたしていることが示唆された。

第5章では、生体に代表される非剛体の動きの認識には、その対象の動きに関する力学的知識が使われているのではないかという仮説を、人間の腕の構造を単純化した図形を用いた仮現運動における手先の軌道の補間を調べることにより検討した。仮現運動において、点から点への動きの場合は、最短距離である直線軌道をえがき、回転要素を含む剛体の平面上での動きの場合は、平行移動を含まない場合に一義的に決められる中心のまわりを回転して見えるとされる。関節が曲がるといった形の変化を伴う仮現運動の場合でも形の変化は無視して補間すると考える場合の仮説として、(1)手先の最短軌道、(2)前腕のa)一様回転、あるいはb)平行移動と一様回転、が考えられる。一方、対象の動きに関する知識を使って補間すると考える場合、関節の回転に注目した運動学的仮説として、(3)肘関節と肩関節が比例して回転するという仮説、腕の重さなども考慮した動力学的仮説として、(4)関節を回転させる力が滑らかに変化するというトルク変化最小仮説が考えられる。この4仮説から予測される軌道と被験者が補間した軌道を比較した結果、軌道の見えは、仮説1、2では説明できず、3、4、すなわち、「腕



の関節運動のような非剛体の動きを知覚するとき、その対象の運動学・動力学的知識を使っている」という可能性があることが示唆された。

本論文では、視覚到達運動、力制御課題といった比較的簡単な問題を取り上げて運動制御機構にアプローチした。今後これらの議論をさらに発展させるとともに、より複雑な運動へと発展させていくことが望まれる。また、これらの議論では保留にされている、視覚情報や体性感覚情報といった入力系との関係を明らかにし、入力から出力までを統一的に説明する必要がある。

## 6.2 視覚情報から運動指令へ

視覚到達運動を始め多くの随意運動が視覚情報を重要な手がかりとしている。網膜上の像として与えられた運動の目標は、最終的には筋の活性レベルにまで変換されなければならない。本論文では、運動の目標はあらかじめ計算され、作業座標上で与えられると仮定して議論を進めてきた。しかし、必ずしもそのような表現が存在するかどうかはわからない。この座標変換の途中で、どんな情報がどのような座標系で表現されているのか、また表現されている必要があるのかはいまだ明らかではない。運動系にとって有用な視覚情報の表現形態を明らかにし、生理学的知見と整合していくのは今後の課題である。

一方、運動指令に変換される部分においても、どのような情報がどのような座標系で示されているかはまだ議論のあるところである。ロボット工学では、図1.4のような順に問題が解かれており、各階層で異なった座標系における表現がなされていると考えるが、生理学的データによると、脳の情報表現にはある程度の緩やかな階層構造は見られるが、それはあまり明確ではない (Kalaska, Cohen, Hyde, & Prud'homme, 1989; Kalaska & Crammond, 1992)。また、手の剛

性の計測などから、目標軌道と等しい単純な仮想軌道を使って制御していることは否定されたが、中枢から降りてくる運動指令が、平衡位置あるいは平衡位置に直接結びついた表現になっている可能性はある (Katayama & Kawato, 1993)。中枢神経系が、運動指令としてトルクや張力を表現しているのか、平衡位置を表現しているのかは明らかではない。

このような、中枢神経系における情報の表現の問題を実験的に取り扱うのは非常に難しいことであるが、興味深い問題である。

### 6.3 より複雑な運動へ

我々が普段行なっている運動は非常に複雑なものである。到達運動で明らかになった軌道計画のメカニズムをより複雑な運動の軌道計画の問題に関して発展させていけるのだろうか。楕円や8の字といった比較的簡単な曲線からなる図形のドロウイングの動きにおいては、ある時点 $t$ での運動の軌跡の曲率 $C(t)$ と、そのときの角速度 $A(t)$ に次のようなベキ乗の関係があり、2/3乗則と呼ばれている (Viviani & Schneider, 1991)。

$$A(t) = kC(t)^{\frac{2}{3}} \quad (6.1)$$

ここで、 $k$ は定数である。また、到達運動において、始点と終点の距離が長くなるほど運動の平均速度が増える傾向にあり、したがって、運動時間は運動の長さにはあまり強く依存しない。周期運動やその他いろいろな種類の運動でも同様の傾向にあり、この性質を等時間隔性 (isochrony) と呼んでいる (Viviani & Schneider, 1991)。2/3乗則は、幾何学と運動学を結び付けている点で興味深いが、それが何を意味するかについては明らかでない。これらの法則が、最適化モデルで説明できるかどうかを検討する試みがいくつかなされている。Wann et al. (1988) は、躍度最小モデルと2/3乗則との

関係を考察し、躍度最小軌道と2/3乗則で予測される軌道が非常に近いものであることを示している。さらにこれに等時間隔性を加えて関係を検討したViviani and Flash (1995)は、2/3乗則は躍度最小モデルによる軌道計画の結果として説明可能であるが、等時間隔性は躍度最小モデルだけでは説明できないとしている。

2/3乗則は、躍度最小モデルと同様にキネマティックな法則で、筋骨格系のダイナミクスは含まれていない。これは、軌道が方向や場所の影響を受けず、対称性を保つことを示す。Osu (1993)は、前腕に平行な方向に長軸のある楕円（縦長楕円）と、垂直な方向に長軸のある楕円（横長楕円）を描かせた結果、横長楕円は比較的よく2/3乗則にそうのに対し、縦長楕円では、べき乗の値が2/3より高くなることを見いだした。さらに、宇野、大須、川人 (1995)は、楕円運動が2/3乗則と微妙にずれており、しかもその相違がトルク変化最小モデルの予測と一致することを示した。これは、曲線運動の軌道計画に腕のダイナミクスが関与している可能性を示唆する。このような複雑な運動における軌道計画のメカニズムを明らかにすることは今後の課題である。

## 文献

- Abend, W., Bizzi, E., & Morasso, P. (1982). Human arm trajectory formation. *Brain*, 105, 331-348.
- Anstis, S., & Ramachandran, V. S. (1987). Visual inertia in apparent motion. *Vision Research*, 27, 755-764.
- Atkeson, C. G., & Hollerbach, J. M. (1985). Kinematic features of unrestrained vertical arm movements. *Journal of Neuroscience*, 5, 2318-2330.
- Bennett, D. J. (1993). Torques generated at the human elbow joint in response to constant position errors imposed during voluntary movements. *Experimental Brain Research*, 95, 488-498.
- Bernstein, N. (1967). *The coordination and regulation of movements*. Oxford: Pergamon Press.
- Bizzi, E., Accornero, N., Chapple, W., & Hogan, N. (1984). Posture control and trajectory formation during arm movement. *Journal of Neuroscience*, 4, 2738-2744.
- Bizzi, E., Polit, A., & Morasso, P. (1976). Mechanisms underlying achievement of final head position. *Journal of Neurophysiology*, 39, 435-444.
- Dornay, M., Uno, Y., Kawato, M., & Suzuki, R. (1996). Minimum muscle tension change trajectories predicted using a 17-muscle model of the monkey's arm. *Journal of Motor Behavior*, in press.
- Feldman, A. G. (1966a). Functional tuning of nervous system with control of movement or maintenance of a steady posture. 2. Controllable parameters of the muscles. *Biophysics*, 11, 565-578.
- Feldman, A. G. (1966b). Functional tuning of nervous system with control of movement or maintenance of a steady posture. 3. Mechanographic analysis of the execution by man of the simplest motor task. *Biophysics*, 11, 766-775.
- Feldman, A. G. (1986). Once more on the equilibrium-point hypothesis ( $\lambda$  model) for motor control. *Journal of Motor Behavior*, 18, 17-54.
- Flash, T. (1987). The control of hand equilibrium trajectories in multi-joint arm movements. *Biological Cybernetics*, 57, 257-274.
- Flash, T., & Hogan, N. (1985). The coordination of arm movements: An experimentally confirmed mathematical model. *Journal of Neuroscience*, 5, 1688-1703.
- Flash, T., & Mussa-Ivaldi, F. (1990). Human arm stiffness characteristics during the maintenance of posture. *Experimental Brain Research*, 82, 315-326.
- Flowers, K. (1975). Ballistic and corrective movements on an aiming task. *Neurology*, 25, 413-421.
- Foley, J. M. (1980). Binocular distance perception. *Psychological Review*, 87:5, 411-434.
- 五味裕章・川人光男 (1994) 運動中に変化する腕の機械インピーダンス

- 第9回生体・生理工学シンポジウム論文集 311-314.
- 五味裕章・川人光男 (1995a) 水平面における非拘束多関節運動中の人腕機械インピーダンス 信学技報 NC94-70, 81-88.
- 五味裕章・川人光男 (1995b) 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 NTT Basic Res. Labs. Technical Report, ISRL-95-2
- Gomi, H., & Kawato, M. (1995c). The change of human arm mechanical impedance during movements under different environmental conditions. *Society for Neuroscience Abstract*, 21, 686.
- Gomi, H., & Kawato, M. (1996). Equilibrium-point control hypothesis examined by measured arm stiffness during multi-joint movement. *Science*, 272, 117-120.
- Gomi, H., Koike, Y., & Kawato, M. (1992). Human hand stiffness during discrete point-to-point multi-joint movement. *Proceedings of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 14, 1628-1629.
- 五味裕章・大須理英子 (1996) 静止時力制御中における関節ステイフネスおよび手先ステイフネスの変化 信学技報 NC95-192, 283-290.
- Haggard, P. N., & Richardson, J. (1996). Spatial patterns in the control of human arm movement. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 22, 42-46.
- 彦坂興秀 (1994) 随意運動における大脳基底核の役割 甘利俊一・酒田英夫 (編) 脳とニューラルネット 朝倉書店 pp. 218-234.
- Hogan, N. (1984). An organizing principle for a class of voluntary movements. *Journal of Neuroscience*, 4, 2745-2754.
- Hogan, N. (1985). The mechanics of multi-joint posture and movement control. *Biological Cybernetics*, 52, 315-331.
- Hollerbach, J. M. (1990). Planning of arm movements. In D. N. Osherson, S. M. Kosslyn, & J. M. Hollerbach (Eds.), *Visual Cognition and Action* (pp. 183-211). Cambridge, Massachusetts: MIT press.
- Indow, T., & Watanabe, T. (1988). Alleys on an extensive apparent frontoparallel plane: a second experiment. *Perception*, 17, 647-666.
- Ito, M. (1970). Neurophysiological aspects of the cerebellar motor control system. *International Journal of Neurology*, 7, 162-176.
- 伊藤宏司・伊藤正美 (1991) 生体とロボットにおける運動制御 計測自動制御学会.
- Johansson, G. (1973). Visual perception of biological motion and a model for its analysis. *Perception & Psychophysics*, 14, 201-211.
- Jordan, M. I. (1995). Computational motor control. In M. S. Gazzaniga (Eds.), *The Cognitive Neuroscience* (pp. 597-609). Cambridge, Massachusetts: MIT press.
- Jordan, M. I., Flash, T., & Arnon, Y. (1993). A model of the learning of arm trajectories from spatial targets. *Journal of Cognitive Neuroscience*, In press.
- Kandel, E. R., Schwartz, J. H., & Jessell, T. M. (eds.) (1991). *Principles of Neural*

- Science*, New York: Elsevier.
- Kalaska, J. F., Cohen, D. A. D., Hyde, M. L., & Prud'homme, M. (1989). A comparison of movement direction-related versus load direction-related activity in primate motor cortex, using a two-dimensional reaching task. *Journal of Neuroscience*, 9, 2080-2102.
- Kalaska, J. F., & Crammond, D. J. (1992). Cerebral Cortical Mechanisms of Reaching Movements. *Science*, 255, 1517-1523.
- Katayama, M., & Kawato, M. (1993). Virtual trajectory and stiffness ellipse during multi-joint arm movement predicted by neural inverse models. *Biological Cybernetics*, 69, 353-362.
- Kawato, M. (1992). Optimization and learning in neural networks for formation and control of coordinated movement. In D. Meyer & S. Kornblum (Eds.), *Attention and Performance*, XIV (pp. 821-849). Cambridge, Massachusetts: MIT press.
- 川人光男 (1996) 脳の計算理論 産業図書.
- Kawato, M., Furukawa, K., & Suzuki, R. (1987). A hierarchical neural-network model for control and learning of voluntary movement. *Biological Cybernetics*, 57, 169-185.
- Kelso, J. A., Southard, D. L., & Goodman, D. (1979). On the nature of human interlimb coordination. *Science*, 203, 1029-1031.
- Kitazawa, S., Goto, T., & Urushihara, Y. (1993). Quantitative evaluation of reaching movements in cats with and without cerebellar lesions using normalized integral of jerk. In N. Mano, I. Hamada, & M. R. DeLong (Eds.), *Role of the Cerebellum and Basal Ganglia in Voluntary Movements*. Elsevier Science Publishers.
- 小池康晴・本多清志・平山亮・五味裕章・エリックベイツン・川人光男 (1993) 神経回路モデルを用いた表面筋電信号からの等尺性トルクの推定 電子情報通信学会論文誌 J76-D-II, 1270-1279.
- 小池康晴・川人光男 (1994) 神経回路モデルを用いた表面筋電信号からの人腕の軌道生成 電子情報通信学会論文誌 J77-D-II, 193-203.
- Koike, Y., & Kawato, M. (1995). Estimation of dynamic joint torques and trajectory formation from surface electromyography signals using a neural network model. *Biological Cybernetics*, 73, 291-300.
- Lacquaniti, F., Carrozzo, M., & Borghese, N. A. (1993). Time-varying mechanical behavior of multijointed arm in man. *Journal of Neurophysiology*, 69, 1443-1464.
- Liberman, A. M. & Mattingly, I. G. (1985). The motor theory of speech perception revised. *Cognition*, 21, 1-36.
- Luneburg, R. K. (1947). *Mathematical analysis of binocular vision*. Princeton University Press.
- Marr, D. (1982). *Vision*. New York: W. H. Freeman & Company.
- McIntyre, J., & Bizzi, E. (1993). Servo Hypotheses for the Biological Control of Movement. *Journal of Motor Behavior*, 25, 193-202.

- Miall, R. C., & Haggard, P. N. (1995). The curvature of human arm movements in the absence of visual experience. *Experimental Brain Research*, 103, 421-428.
- Miall, R. C., Weir, D. J., Wolpert, D. M., & Stein, J. F. (1993). Is the cerebellum a smith predictor? *Journal of Motor Behavior*, 25, 203-216.
- Morasso, P. (1981). Spatial control of arm movements. *Experimental Brain Research*, 42, 223-227.
- Mussa-Ivaldi, F. A., Hogan, N., & Bizzi, E. (1985). Neural, mechanical, and geometric factors subserving arm posture in humans. *Journal of Neuroscience*, 10, 2732-2743.
- 永岡英明・今村信昭・五味裕章・川人光男 (1994) 人腕運動計測装置の開発 第9回生体・生理工学シンポジウム論文集 307-310.
- Nelson, W. L. (1983). Physical principles for economies of skilled movements. *Biological Cybernetics*, 46, 135-147.
- Oram, M. W., & Perrett, D. I. (1994). Responses of anterior superior temporal polysensory (STPa) neurons to "biological motion" stimuli. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 6, 99-116.
- Osu, R. (1993). Coordinates for trajectory formation of human multi-joint arm movement. *Proceedings of 2nd IEEE International Workshop on Robot and Human Communication*, 102-107.
- Osu, R., Uno, Y., Koike, Y., & Kawato, M. (1996). Examinations of possible explanations for trajectory curvature in multi-joint arm movements. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, in press.
- Saltzman, E. L., & Kelso, J. A. S. (1987). Skilled actions: A task-dynamic approach. *Psychological Review*, 94, 84-106.
- Schneider, K., & Zernicke, R. F. (1989). Jerk-cost modulations during the practice of rapid arm movements. *Biological Cybernetics*, 60, 221-230.
- Shadmehr, R. (1993). Control of equilibrium position and stiffness through postural modules. *Journal of Motor Behavior*, 25, 228-241.
- Shepard, R. N. (1984). Ecological constraints on internal representation: resonant kinematics of perceiving, imagining, thinking, and dreaming. *Psychological Review*, 91, 417-447.
- Shepard, R. N., & Zare, S. L. (1983). Path-guided apparent motion. *Science*, 220, 632-634.
- Shidara, M., Kawano, K., Gomi, H., & Kawato, M. (1993). Inverse-dynamics encoding of eye movement by Purkinje cells in the cerebellum. *Nature*, 365, 50-52.
- Shiffrar, M., & Freyd, J. J. (1990). Apparent motion of the human body. *American Psychological Society*, 1, 257-264.
- Shiffrar, M., & Freyd, J. J. (1993). Timing and apparent motion path choice with human body photographs. *American Psychological Society*, 4, 379-384.
- 辻敏夫・後藤和弘・伊藤宏司・長町三生 (1994) 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, 391-328.
- Tsujii, T., Morasso, P. G., Goto, K., & Ito, K. (1995). Human hand impedance characteristics during maintained posture. *Biological Cybernetics*, 72, 475-485.
- Ullman, S. (1979). *The interpretation of visual motion*. Cambridge, Massachusetts: MIT Press.
- Uno, Y., Kawato, M., & Suzuki, R. (1989). Formation and control of optimal trajectory in human multi-joint arm movement - minimum torque-change model. *Biological Cybernetics*, 61, 89-101.
- 宇野洋二・大須理英子・川人光男 (1995) ヒトの手の曲線運動を再現する最適化モデル 第10回生体・生理工学シンポジウム論文集 293-296.
- 宇野洋二・鈴木良次・川人光男 (1989) 腕の運動軌道を再現する筋張力変化最小モデル 第4回生体・生理工学シンポジウム論文集 299-302.
- Viviani, P., & Flash, T. (1995). Minimum-jerk, two-thirds power law, and isochrony: converging approaches to movement planning. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 21, 32-53.
- Viviani, P., & Schneider, R. (1991). A developmental study of the relation between geometry and kinematics in drawing movements. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 17, 198-218.
- Wann, J., Nimmo-Smith, I., & Wing, A. M. (1988). Relation between velocity and curvature in movement: Equivalence and divergence between a power law and a minimum-jerk model. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 14, 622-637.
- Winters, J. M. (1990). Hill-based muscle models: a systems engineering perspective. In J. M. Winters & S. L.-Y. Woo (Eds.), *Multiple Muscle Systems* (pp. 69-93). New York: Springer-Verlag.
- Wolpert, D. M., Ghahramani, Z., & Jordan, M. I. (1994). Perceptual distortion contributes to the curvature of human reaching movements. *Experimental Brain Research*, 98, 153-156.



## 補遺

## A 規格化と整列の方法

Atkeson and Hollerbach (1985) の方法で規格化と整列を行った。テストブロックそれぞれにおける第1試行が、規格化の参照軌道として用いられた。それぞれのテストブロックの軌道は、接線方向の速度のピークと運動の長さによって、次のように規格化された。運動と時間のスケーリング因子として、 $a$ と $c$ をつぎのようにきめる。

$$c = \frac{V_{ref}}{V_{max}}, a = \frac{D_{ref}}{D} \quad (\text{A.1})$$

ここで、 $V_{max}$ と $D$ はそれぞれ、それぞれの軌道の接線方向の速度のピークと、運動軌跡の長さを示す。 $V_{ref}$ と $D_{ref}$ はそれぞれ参照軌道の接線方向の速度のピークと、運動軌跡の長さを示す。規格化された接線方向の速度波形 $V''(t)$ と、もとの速度波形 $V(t)$ との関係は、以下のように表される。

$$V''(t) = cV\left(\frac{c}{a}t\right) \quad (\text{A.2})$$

規格化された軌道は、その接線方向の速度波形と、参照軌道の接線方向の速度波形を重ね合せたとき、どちらかにしか含まれない部分の面積が最小になるように、整列された。それぞれの時点における平均位置と標準偏差は、この規格化された波形を、線形補間することによって算出した。

## B トルクの算出

次式で示される，2リンクの腕のモデルの運動方程式を使ってトルクを算出した。

$$\begin{aligned}
 \tau_1 &= (I_1 + I_2 + 2M_2L_1S_2 \cos\theta_2 + M_2(L_1)^2)\ddot{\theta}_1 \\
 &\quad + (I_2 + M_2L_1S_2 \cos\theta_2)\ddot{\theta}_2 \\
 &\quad - M_2L_1S_2(2\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)\dot{\theta}_2 \sin\theta_2 + b_1\dot{\theta}_1 \\
 \tau_2 &= (I_2 + M_2L_1S_2 \cos\theta_2)\ddot{\theta}_1 + I_2\ddot{\theta}_2 \\
 &\quad + M_2L_1S_2(\dot{\theta}_1)^2 \sin\theta_2 + b_2\dot{\theta}_2
 \end{aligned} \tag{B.1}$$

ここで， $M_i$ ， $L_i$ ， $S_i$ ， $I_i$  はそれぞれ，リンク $i$ の質量，長さ，関節から重心位置までの距離，関節まわりの慣性モーメントを示す． $M_i$ ， $S_i$ ， $I_i$ の値は，それぞれの被験者に関して測定した $L_i$ の値から，リンクが剛体であると仮定して推定した． $b_i$ は粘性係数を表し， $0.4\text{kgm}^2/\text{s}$ と仮定した． $\tau_i$ は関節トルクを示す．関節角 $\theta_i$ は，図B.1で示されるように定義された．リンク1が上腕，リンク2が前腕に対応し，関節1が肩，関節2が肘に対応する．

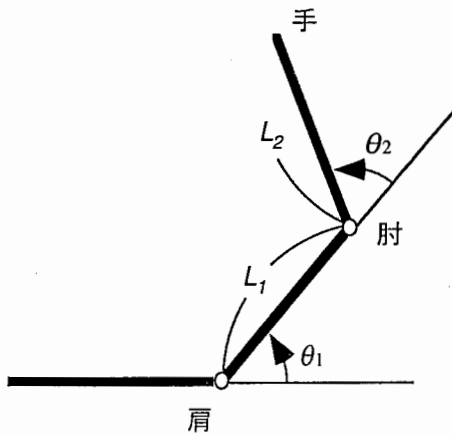


図 B.1 2リンクの腕のモデル.

## C 筋電図信号と擬似張力

運動ニューロンが送り出した神経パルスは、神経終板を介して筋に伝えられる。筋線維上を興奮が伝播し、筋が収縮、張力を発生する。筋収縮時の膜の興奮電位を皮膚上で計測した信号が表面筋電図信号である。表面筋電図信号は、中枢神経系からの随意的な信号だけではなく、末梢のフィードバックも含めて、筋に伝えられた信号が時間的空間的に重ね合わされたものである。

2次の低域フィルタを通した表面筋電図信号は、 $\alpha$ 運動ニューロンの発火頻度を反映していると期待される。この信号は、長さ-張力曲線や、速度-張力曲線といった姿勢や運動速度に依存した非線形の成分が入る以前の張力に近いと考えられ、これを擬似張力と呼ぶ(小池・本多・平山・五味・ベイツン・川人, 1993; 小池・川人, 1994; Koike & Kawato, 1995)。筋電図信号を入力とし、擬似張力を出力とする関係は、次のようなFIRフィルタで表される。

$$\hat{T}(t) = \sum_{j=1}^n h_j \cdot EMG(t-j+1) \quad (C.1)$$

ここで、 $h_i$  はフィルタを、 $EMG$  は筋電図信号を、 $T$  は擬似張力を示す。2次系のインパルス応答  $h(t)$  を離散化することで、 $h_i$  を算出した。係数  $a$ ,  $b$ ,  $c$  は、小池ら(1994)の方法によって決定した。

$$\begin{aligned} h(t) &= a \times (\exp^{-bt} - \exp^{-ct}) \\ a &= 6.44 \\ b &= 5.40 \times 10^{-2} \\ c &= 8.26 \times 10^{-2} \end{aligned} \quad (C.2)$$

式(C.1)における入力筋電図信号としては、筋電図信号を全波整流した後、10点ごとの平均をとり、さらに5点ごとの移動平均をとって平滑化したものを使用した。

## D 関節剛性の推定

水平面内で動作する腕を剛体の2リンクとみなすと、運動方程式は次式で表される。

$$I\ddot{q} + H(\dot{q}, q) = \tau_{in}(\dot{q}, q, u) + \tau_{ext} \quad (D.1)$$

ここで、 $q$ 、 $\dot{q}$ 、 $\ddot{q}$  は、関節角の位置ベクトル、速度ベクトル、加速度ベクトルである。 $\tau_{in}$  は筋の発生力、 $\tau_{ext}$  はPFMによって与えられる外力を関節トルクに変換したもの、 $u$  は、中枢から送られる運動指令を表す。さて、(D.1)式の未知パラメータを求めるため、(D.2)式で表される微分方程式を考える。

$$I\delta\ddot{q} + \frac{\partial H}{\partial \dot{q}} \delta\dot{q} + \left( \frac{\partial I}{\partial q} \ddot{q} + \frac{\partial H}{\partial q} \right) \delta q = -D\delta\dot{q} - R\delta q + \delta\tau_{ext} \quad (D.2)$$

ここで、 $D = -\partial\tau_{in}/\partial\dot{q}$ 、 $R = -\partial\tau_{in}/\partial q$  であり、それぞれ粘性、剛性を表す。これらを各条件のもとで一定と考えた場合、この式はすべての未知パラメータに関して線形であり、それらのパラメータは線形最小二乗推定できる。データ間の相関による推定誤差をさけるため、あらかじめ推定した姿勢に不変な構造パラメータを用いてダイナミクスに依存した成分を摂動外力からのぞいた後、剛性の推定を行った(五味・川人, 1995b; 五味・大須, 1996)。

## 謝辞

本研究は、京都大学文学研究科心理学専攻、およびATR人間情報通信研究所において行われた。また、本研究は、平成5-7年度文部省科学研究費（日本学術振興会特別研究員奨励費）の助成を受けた。

本研究をご指導いただいた京都大学文学部乾敏郎教授、ATR人間情報通信研究所第3研究室川人光男室長、宇野洋二主幹研究員に感謝いたします。乾教授には、ATRにおいて仕事をするという機会を与えていただき、常に激励していただきました。計算論に導いていただき、様々な知識と有益な議論を賜りました。特に視知覚と運動の連関の研究（第5章）にあたっては、多くのご指導と助言をいただきました。川人室長、宇野研究員には、ATRにおいて、本論文の根幹となる運動制御の計算理論をご指導いただきました。また、素晴らしい研究環境を与えていただきました。

心理学研究室においてご指導いただきました、京都大学文学部清水御代明教授、苧阪直行教授に感謝いたします。また、貴重なご意見をいただきました、ATR人間情報通信研究所の皆様には感謝いたします。共同研究を通じて多くの助言をいただきました、トヨタ自動車小池康晴研究員（第2、3章）、NTT基礎研究所五味裕章研究員（第4章）に感謝いたします。実験を手伝っていただきました、京都大学文学部心理学教室の皆様には感謝いたします。

## 本論文に関する発表等

### 第1章

大須理英子 (1995) 腕の随意運動を実現するメカニズム 心理学評論  
vol. 38, 368-395.

### 第2章

大須理英子, 宇野洋二, 川人光男 (1994) 腕の2点間の運動における  
軌道計画 日本心理学会第58回大会発表論文集 968.

Osu, R., Uno, Y., Koike, Y., & Kawato, M. (1994). Examinations of Possible  
Explanations for Trajectory Curvature in Multi-Joint Arm Movements. *Abstracts  
of the Society for Neuroscience 24th Annual Meeting*, 21, 1409.

大須理英子, 宇野洋二, 小池康晴, 川人光男 (1994) 腕の多関節運動  
において軌道が曲がる理由について 第9回生体・生理工学シンポジ  
ウム論文集 343-346.

Osu, R., Uno, Y., Koike, Y., & Kawato, M. (in press). Possible Explanations  
for Trajectory Curvature in Multi-Joint Arm Movements. *Journal of Experimental  
Psychology: Human Perception and Performance*.

### 第3章

Osu, R., Uno, Y., Koike, Y., & Kawato, M. (1995). Comparison of the  
Performance Indices for Human Multi-Joint Arm Movements. *Fourth IBRO  
World Congress of Neuroscience, Annual Meeting Abstracts*, 343.

大須理英子, 宇野洋二, 小池康晴, 川人光男 (in press) 人腕多関節運  
動における評価関数の比較 日本心理学会第60回大会発表論文集.

### 第4章

大須理英子, 五味裕章 (1996) 静止時力制御中における関節ステイフ  
ネスと筋電図の関係 電子情報通信学会技術報告 NC95-193, 291-298.

## 第5章

大須理英子, 宇野洋二, 乾敏郎, 川人光男 (1995) 非剛体の仮現運動の運動学・動力的検討 日本心理学会第59回大会発表論文集 557.

## 第6章

大須理英子 (1993) 人腕の楕円軌道運動における曲率と速度および躍度の関係 日本心理学会第57回大会発表論文集 854.

Osu, R. (1993). Coordinates for Trajectory Formation of Human Multi-joint Arm Movement. *Proceedings of 2nd IEEE International Workshop on Robot and Human Communication*, 102-107.

## 要旨

本論文では、計算論的立場から、心理学的方法によって生体の運動制御機構及び視覚と運動の連関へのアプローチを試みた。

第1章では、運動制御に対する計算論的枠組みを概説した。

制御の方法はフィードバック制御とフィードフォワード制御に分けられ、生体における制御方法もこの観点から見ることができる。小さな目標物をつかもうとするとき、まず目標物の近くまで手先を素早くもっていき、その後ゆっくり修正しながら正確に目標物に到達する。前半の速い運動の部分はフィードフォワード制御で、後半のゆっくりした部分はフィードバック制御で行われていると考えられる。生体は、筋自体のバネ特性、脊髓反射、大脳を介する反射というように、階層的なフィードバックループを持っている。しかし、神経系のフィードバックには時間がかかるため、フィードバック制御だけでは速い運動は実現できない。サルの腕による実験により、フィードフォワード制御が行われていること、さらに、運動の目標位置だけではなく、そこへ到る軌道全体が前もって計画されていることが明らかになった。

フィードフォワードで制御するためには、運動の開始前に軌道を計画しておかなければならない。軌道計画の問題には冗長性があり、ある点からある点へ到達運動をする場合、無数の軌道をとることが可能である。しかし、観察された軌道は比較的一定であり、したがって何らかの規範に基づいてひとつの目標軌道が選ばれていると考えられる。規範を評価関数という形で定量化し、問題に対する単一の解を求めるという最適化理論の考え方が、軌道計画の問題においても試みられてきており、人間の到達運動の特徴を説明するために様々な評価関数が検討されてきた。代表的なものとして、身体外部の作業空間において滑らかな軌道を計画する手先躍度最小、身体内部の空間において滑らかな軌道を計画するトルク変化最小・運動指令変



化最小などの評価関数があげられる。

フィードフォワードで制御するためには、さらに決定された目標軌道から、それを実現する運動指令を計算しなければならない。このための制御機構として、仮想軌道制御仮説および内部モデル制御仮説という2つの仮説が提案されている。目標軌道から運動指令を計算する関係を逆ダイナミクスといい、一般に非常に複雑なものになる。仮想軌道制御仮説では、筋骨格系のバネ特性を使うことによってこの複雑な計算をさける。一方、内部モデル制御仮説では、それらの計算を実現する機構（腕などの制御対象の内部モデル）をもち、複雑な計算を直接解いて制御を行っていると考えられる。仮想軌道制御仮説によって速い運動を実現するには、腕を堅くする、すなわち剛性をあげなければならない。しかし、実際に腕の剛性を測定すると、それほど堅くはなっておらず、したがって、中枢神経系は複雑な逆ダイナミクスの問題を解いて制御を行っていると考えられる。

このような背景のもと、2章から5章において次のような点に焦点を当てた。

- (1) 軌道計画の座標系を明らかにし、その規範を検討する。
- (2, 3章)
- (2) 運動指令（筋電図信号）と関節の剛性の関係を明らかにする。（4章）
- (3) 運動の法則に関する知識が視覚に及ぼす影響を検討する。（5章）

その結果、以下のような知見がえられた。

- (1) 視覚到達運動における軌道計画は、身体座標系で行われることが実験的に明らかになった。
- (2) 6筋のモデルによって、筋電図信号と関節剛性の関係がほぼ説明できることが示された。

(3) 腕の関節運動のような非剛体の動きを知覚するとき、その対象の運動学・動力学的知識を使っている可能性があることが示唆された。

以下に各章ごとの概要を述べる。

第2章では、視覚到達運動における軌道計画の座標系を検討した。軌道があらかじめ計画されているとすると、どの座標系で計画されているかというのが興味ある研究の対象となる。人間の腕の平面上の2点間の到達運動において、手先の軌跡はほぼ直線であるが、作業空間内の特定の位置では緩やかに曲がる。トルク変化最小モデルのような、身体座標系におけるダイナミクスに基づくモデルでは、このような曲がった軌道を計画するのに対し、躍度最小モデルのような、外部座標系におけるキネマティクスに基づくモデルでは、直線軌道を計画する。後者のモデルにおいて、実際の軌道が曲がる理由として考える3つの説明、(1) コントロールの不完全さ (2) 視覚の歪み (3) 仮想軌道仮説、のうち、(1)、(2)が、本実験により否定され、また(3)に関しても否定的な結果であった。したがって軌道が曲がるのは計画される軌道自体が曲がっているからであり、軌道計画は身体の座標系におけるダイナミクスに基づくことが示唆された。

第3章では、実現された軌道から算出した評価関数の値を比較することで、規範の妥当性を検討した。人間の腕の多関節運動における軌道計画の規範として、作業座標系に基づいた手先躍度最小、身体座標系に基づいた関節角躍度最小・トルク変化最小・運動指令変化最小などの評価関数が考えられる。到達運動において、ある評価関数の値が、自然に動かした場合よりもそれ以外の場合に低ければ、「中枢神経系がその評価関数を最小にするような軌道を計画している」と考えるのは適切ではない。ある評価関数の値が、自然に動かした場合にそれ以外の場合よりも低いならば、その評価関数は軌道

計画の規範の候補となりえる。そこで、自然に動かした場合の軌道とそれ以外の場合の軌道におけるこれらの評価関数の値を比較した。肩の高さの水平面内で、身体の横から前にもってくる運動および、身体の前で手前に引く運動について実験した結果、作業座標系ではなく、身体座標系における評価関数に基づいて軌道が計算される可能性が高いことが示唆された。

第4章では、静止時力制御中における表面筋電図信号と関節剛性の関係を検討した。運動制御のモデルを検討するにあたり、腕の剛性の値が大切であり、腕の剛性を測定した結果、腕を柔らかくして逆ダイナミクスの問題を解いて制御している（内部モデル制御仮説）ことが明らかになってきた。腕の剛性は、運動指令によって筋の活性レベルが変化することによりコントロールされると考えられるが、これまで、筋の活性レベルと関節剛性との関係はあまり明確ではなかった。そこで、表面筋電図信号で示される筋の活性レベルによって、静止時力制御中の関節の剛性が予測できることを示した。

3種類の姿勢で、(1)弛緩(2)同時収縮(3)手先力維持(4)手先力維持と同時収縮の条件下において測定された表面筋電図信号から、6筋の腕モデルを用いて関節剛性を最小二乗推定した。推定結果より、静止時力制御中には、単関節剛性に対する2関節筋の寄与が上昇するときには常に単関節筋の寄与も上昇しており、そのせいで、常に単関節剛性が2関節剛性より大きくなることがわかった。また、静止時の関節剛性はタスクによって変化し、その変化には2関節筋が重要な役割をはたしていることが示唆された。

第5章では、生体に代表される非剛体の動きの認識には、その対象の動きに関する力学的知識が使われているのではないかという仮説を、人間の腕の構造を単純化した図形を用いた仮現運動における手先の軌道の補間を調べることにより検討した。仮現運動において、点から点への動きの場合は、最短距離である直線軌道をえがき、回

転要素を含む剛体の平面上での動きの場合は、平行移動を含まない場合に一義的に決められる中心のまわりを回転して見るとされる。関節が曲がるといった形の変化を伴う仮現運動の場合でも形の変化は無視して補間すると考える場合の仮説として、(1) 手先の最短軌道、(2) 前腕の a) 一様回転、あるいは b) 平行移動と一様回転、が考えられる。一方、対象の動きに関する知識を使って補間すると考える場合、関節の回転に注目した運動学的仮説として、(3) 肘関節と肩関節が比例して回転するという仮説、腕の重さなども考慮した動力学的仮説として、(4) 関節を回転させる力が滑らかに変化するというトルク変化最小仮説が考えられる。この4仮説から予測される軌道と被験者が補間した軌道を比較した結果、軌道の見えは、仮説1、2では説明できず、3、4、すなわち、「腕の関節運動のような非剛体の動きを知覚するとき、その対象の運動学・動力学的知識を使っている」という可能性があることが示唆された。

本論文では、視覚到達運動、力制御課題といった比較的簡単な問題を取り上げて運動制御機構にアプローチした。今後これらの議論をさらに発展させるとともに、より複雑な運動へと発展させていくことが望まれる。また、これらの議論では保留にされている、視覚情報や体性感覚情報といった入力系との関係を明らかにし、入力から出力までを統一的に説明する必要がある。