

筋特性を考慮した 到達運動制御に関する研究

情報ネットワーク学専攻
0051030 和田 克己

指導教官
阪口 豊
出澤 正徳
長岡 浩司

提出年月日
2001年2月1日

目次

第1章 序論	1
1.1 研究の背景と概要	2
1.2 論文の構成	7
第2章 先行研究	8
2.1 はじめに	9
2.2 筋肉のバネ特性と終端位置制御仮説	9
2.3 Bizziらの実験と仮想軌道制御仮説	11
2.4 手先軌道の特徴と軌道計画規範	12
2.5 Flashのシミュレーションと一方向性理論	14
2.6 運動中の手先の剛性と内部モデル仮説	16
2.7 内部モデルと双方向性理論	17
第3章 先行研究の問題点	19
3.1 はじめに	20
3.2 到達運動に関する行動学実験	20
3.3 軌道計画の空間	22
3.4 道具の使用と逆ダイナミクスモデル	25
3.5 軌道が計画されていることの根拠	25
3.6 骨格筋モデル	26
3.7 本研究の着眼点	27
第4章 骨格筋の構造と特性	28
4.1 はじめに	29
4.2 骨格筋の構造	29
4.3 筋収縮のプロセス	31
4.4 筋収縮の力学的特性	32

4. 5	筋モデル	34
第5章	筋モデルと数値実験	36
5. 1	はじめに	37
5. 2	数値実験に用いたモデル	37
5. 3	肘単関節モデルを用いた終端位置制御仮説の検証	42
5. 4	肘単関節運動中に外乱を加えた場合の反応	44
5. 5	2関節モデルのステップ入力に対する応答	46
第6章	本研究の問題点	51
6. 1	はじめに	52
6. 2	筋モデルの構造とパラメータの問題	52
6. 3	先行研究と本研究の筋モデルの相違	52
6. 4	筋モデルへの入力信号	54
6. 5	筋の固有受容器	54
第7章	結論	56
7. 1	研究成果の要約	57
7. 2	むすび	58
	参考文献	59

第1章

序論

1.1 研究の背景と概要

人や動物は様々な運動を巧みに遂行することができる。何の変哲のない運動でもロボットに行わせようとする、なかなかうまくいかないことが多い。我々は、生後 1 年半ほどで歩くことができるようになるが、二足歩行するロボットは 30 年以上かけてやっと動歩行に到達したところである。歩行の研究がこのレベルであるから走るロボットなどはまだまだ先の話であり、一流のアスリートたちが見せてくれる華麗な運動技能を再現できるようなロボットは 50 年 100 年先になっても実現できるかどうか怪しいものであろう。

人や動物と似たような振る舞いをするロボットを作ることが難しい原因はいろいろ考えられるが、アクチュエータの違いと人や動物の運動制御メカニズムに対する理解不足がもっとも大きなものではないかと筆者は考えている。ロボットはモーターや油圧シリンダーで動くが、人や動物は筋肉を使って体を動かしている。筋肉は疲労によって特性が変わり制御しにくい側面をもっているが、自重に比べて大きな力を出すことができる。このことは、人や動物の巧みな動作を可能にする大きな要因になっていると考えられる。

私たちは、日常様々な動作をどのように行うべきか特に意識せずにこなしているため、いざ何らかの動作をどのようにして行ったらよいか他人に説明するとなると、自らがどのようにしてその動作を行っていたかまるで分かっていないことに気付く。自転車に乗れない人に自転車の乗り方を説明しようとしても、とても言葉では表現できないことが分かるであろう。たとえ、教える側に神経科学と力学に関する十分な知識があったとしても、彼が如何にして自転車に乗っているか数式と言葉で完全に記述することはできないであろう。

このことはよく考えてみると非常に逆説的である。私たちは脳のどこかで歩き方や自転車の乗り方を”理解”しているからこそこういった動作ができる。しかし、それを言葉や数式で表現して他人に伝えられるほどには”理解”していない。他人にすら伝えられないのだから、人でないロボットに伝えることが困難であるのは容易に想像できる。

人や動物の運動制御のメカニズムを研究することは、理学的な知的好奇心からだけでなく、人や動物と同じようなふるまいをする機械の実現という工学的な観点からも重要であり、さらには運動失調になってしまった患者のリハビリテーションを円滑に行うという医学的な視点からも大変重要であると考えられる。

人や動物が行う運動には様々なものがあるが、そのなかでも到達運動(reaching movement)は心理物理学や生理学、そして、モデルの立場からよく研究されている。到達運動とは、空間内のある目標に向かって手先を持っていく動作で、人と同じ構造の腕をもつ動物(人と類人猿)が行う。到達運動がよく研究されている理由は、その場で行える腕のみの運動で測定や解析が容易であることや、ロボティクスにおいてマニピュレータの制御理論が確立しているため運動を解析する理論的枠組みが用意されていることや、非常に初期の段階(人の場合生後3ヶ月ぐらい)から観察できる動作で最も基本的な運動と考えられていることがあげられる。

水平面内の到達運動に関する80年前後の研究(Morasso, 1981など)によって、手先の軌道には次のような特徴があることが分かった。

- ①手先の軌跡はほぼ直線で、
- ②手先の接線方向速度の時間変化はベル型になり、
- ③運動の開始時と終了時の加速度変化は滑らかになる。

同じ運動の関節角、角速度、角加速度、関節トルクに関しても調べたがこれといった規則性は見られなかった。

到達運動制御メカニズムに関する有力な仮説には、一方向性理論と双方向性理論の二つある(川人、1996)。目標位置から腕の制御指令を生成する際に脳内で情報が、前者では一方向に流れ後者では双方向に流れると考える。

どちらの仮説でも、軌道計画、座標変換、制御の三つの問題が脳内で解決されていると考える点では共通しているが、これらの問題をいかに解くかという点では異なっている。ロボットのマニピュレータの先端を空間内の特定の位置に動かす場合は、まずマニピュレータの先端の軌道を外部座標系で”計画”し、その軌道を関節角座標系に”座標変換”し、関節角座標系で表現された軌道を実現するように”制御”が行われるとする一般的なフレームワークが構築されている。人や類人猿の腕はマニピュレータと構造が似ている(リンクと、リンクをつなぐ回転する関節からなる)ため、人や類人猿が到達運動する場合も同じことを行っていると考えられている(Hollerbach, 1982)。

一方向性理論では、外部座標系で躍度最小規範に従って”軌道が計画”され、次にその軌道を関節座標系での表現に”座標変換”し、関節角座標系での表現にしたがって腕が”制御”される。

躍度とは、位置を時間に関して3回微分したもので、加速度の時間変化率になる。躍度最小規範に従って計画された手先軌道は、ほぼ直線で速度の時間変化はベル型の滑らかな形になる。外部座標系で表現された軌道は、脳内で逆運動学に従って、関節角座標系での表現に変換される。関節角座標系における軌道を実現するように関節の粘弾性が制御されて、運動が生じる。

双方向性理論では、トルク変化最小規範等のダイナミックな軌道計画規範に軌道は従うが、始めは近似解として外部座標系で軌道を計画する。計画された軌道は、逆運動学モデルによって関節角ベースに変換され(座標変換)、さらに逆動力学モデルによってトルクベースで記述された運動指令になる(制御)。その運動指令の時間変化は必ずしも滑らかではないが、時間的なローパスフィルターによって平滑化される。平滑化された指令は、今度は逆に順動力学モデルによって関節角座標で表現された軌道となり、さらにその軌道は順運動学モデルによって外部座標系で表現された軌道になる。こうして得られた外部座標系で記述された軌道は、必ずしも目標点には到達しない。なぜなら、この軌道の元になっている運動指令にはローパスフィルターがかけられていて、ある変換(軌道から運動指令を求めるプロセス)とその逆変換(運動指令から軌道を求めるプロセス)の間に別の変換が行われているからである。目標点に手先が到達するようにするための差分軌道が、この軌道に加算され、再び逆運動学モデルと逆動力学モデルによる変換が施されて、運動指令が生成される。この指令には再びローパスフィルターが作用し、順動力学モデルと順運動学モデルによる変換が施されて、外部座標系における軌道になる。先ほどと同様この軌道に差分軌道が加算され、再び同様の変換を受けて運動指令になる。このような過程を何回か繰り返すうちに、到達点とトルク変化の滑らかさに関して満足すべき解が得られて、運動指令として筋肉に送られる。逆モデル(逆運動学モデルと逆動力学モデル)と順モデル(順運動学モデルと順動力学モデル)を介して、情報が双方向に流れるので、上述の仮説は双方向性理論といわれている。

ここで、二つの仮説の相違点についてまとめる。

- ①一方向性理論では、軌道計画、座標変換、制御はこの順で解かれるのに対し、双方仮説では、この3つの問題は同時に解かれる。
- ②一方向性理論では、軌道は外部座標系で計画されるが、双方向性理論では外部座標系と身体座標系(関節トルク)の両方で計画される。

③一方向性理論では、腕の逆動力学モデルは必要ない。一方、双方向性理論では運動指令を生成する上で必須である。

さて、ここからは上述の2つの仮説に対する筆者の考えを述べる。結論から言ってしまうと、これらの2つの仮説はまだまだ不十分な点が多く満足の行くものではないと考えている。不十分な点は5つ挙げられる。

①運動開始前に軌道全体が計画されると考えると、運動開始後に得られた感覚情報が運動に影響を及ぼすいくつかの現象を説明できない(Prablanc et al., 1986 など)。

②一方向性理論では躍度最小規範に従って外部座標系で軌道が計画されるが、双方向性理論ではトルク変化最小規範などに従って外部座標系と身体座標系の両方で計画される。軌道計画の空間に関して、両仮説の間で論争が続いており、どちらの仮説も包括的な説明を提供できていない。

③一方向性理論では、躍度最小規範に従って計画された軌道が腕の粘弾性を調整することで実現されるが、運動中に測定した腕の弾性の値では観測されているような軌道は再現できそうにないことが分かっている(Katayama & Kawato, 1993)。

④双方向性理論では、計画された軌道を実現するために腕の逆動力学モデルが脳内に獲得されていることが必要になっている。脳内にこのような制御対象のモデルが存在するという考え方を推し進めていくと、手に道具を持って腕を動かす場合は腕の力学的な特性が変化するので、道具ごとに異なる逆モデルが脳内に存在するということになってしまう。また、筋肉の疲労という問題を考えると、腕の逆モデルを獲得できたところでそれが本当に制御に役立つのか疑問が残る。

⑤これまでの研究では筋肉をバネで近似しそれを記述するパラメータとして、硬さ(バネ定数)や自然長といったものを考えてきたが、筆者はこれだけでは筋肉を十分にモデル化できていないと考えている。

以上に挙げた5つの問題点は、⑤を除いて直接・間接に軌道を計画することとかわかっているといつてよい。双方向性理論において逆動力学モデルが必要とされるのは、計画された目標軌道から運動指令を求める過程が存在するからである。したがって、やや短絡的かもしれないが、目標軌道(計画された軌道)を考えなければ、以上の⑤を除く4つの問題はなくなる。

ところで、軌道が計画されると考えられている理由は、筆者の考えでは以下の3つである。

①ロボティクスの影響

②手先軌道の特徴(直線的な軌跡、ベル型の速度波形、滑らかな加速度変化)

③Bizziら(1984)の実験結果

①はロボティクスでのマニピュレータ制御の考え方が、制御対象が似ているという理由で、人や類人猿の運動の研究にそのまま持ち込まれたということである。冒頭で述べたように、到達運動をする時の手先軌道には、軌跡が直線で、接線方向の加速度が滑らかに変化するという特徴がある。このような特徴は、脳が軌道を陽に計画していることの結果とされている。これが2つ目の理由である。③に関しては2章で詳しく述べるが、肘の単関節運動中に外乱を加えたときの反応を調べた実験で、その実験結果は軌道が計画されていると仮定すると説明できると考えられている。軌道が計画されない(目標軌道がない)とした場合は、上の②、③の現象に関する別の説明を考える必要が生じる。

そこで、本研究では、軌道計画を含まない到達運動制御のメカニズムに関する仮説の構築を目指して、軌道計画の結果とされてきた上の②、③を筋肉を含む腕の物理特性に帰する事ができないかどうか検討した。筋肉の特性を重視したのは、先行研究の問題点の⑤で指摘したように、過去の研究においては筋肉のモデル化が十分でなかったからである。

Hill-type の筋モデルを簡略化したものと、肘関節もしくは上腕を剛体のリンクとして近似したマニピュレータを用いて、計算機上で物理シミュレーション(以下、数値実験)を行った。筋モデルはマニピュレータの関節を伸展もしくは屈曲させるアクチュエータとして働く。モーターと異なり筋肉は収縮方向にしか力を出せないのもので、ひとつの関節は少なくとも2つの筋肉で駆動される。筋モデルには神経からの運動指令を模式化した入力があり、長さや張力が出力となる。筋モデルの出す張力は、リンク機構によって関節を回すトルクに変換される。

数値実験は、大きく分けて2つおこなった。一つは肘関節に関するもので、終端位置制御仮説の妥当性とBizziらの実験結果の解釈について検討した(終端位置制御仮説とBizziらの実験に関しては2章で述べる)。その結果、終端位置制御仮説は、関節角が目標位置に到達するのに時間がかかりすぎ、単関節運動の制御機構としては妥当でないことが示された。また、Bizzi らの実験結果の解釈に関しては、軌道計画がないとしても同様の結果が得られることが分かった。

もう一つの数値実験は2関節のマニピュレータを用いて行ったもので、手先軌道がどのようなものになるか、ステップ状の入力を筋モデルに入力して調べた。その結果、直線軌道はそれほどよくは再現できないものの、ベル型の速度の時間変化や滑らかな加速度変化はある程度再現できた。また、2関節筋の存在が手先軌道の特徴に何らかの影響を及ぼすかどうか検討したが、重要な影響はないことが示された。以上の結果から、接線方向の速度に関する特性は筋肉を含む骨格系の物理特性に由来する可能性が明らかになった。

以上2つの数値実験の結果は、軌道計画を含まない到達運動制御メカニズムに関する仮説を構築できる可能性を十分に示していると考えられる。今後は、目標点に手先を持ってくる運動指令生成のメカニズムをさらによく検討し、仮説の構築を目指していくことが必要である。

1.2 論文の構成

この節では、本論文の構成と各章の内容に関して簡単に述べる。本論文は、本章を含めて7章からなっている。次の2章では、本章で概要を述べた到達運動に関する従来の仮説をさらに詳しく掘り下げて解説する。2章では、本章で解説しなかった筋肉のバネ的な性質、関節の釣合いの位置、終端位置制御仮説、Bizzi ら(1984)の実験に関しても述べる。3章では2章を踏まえて、筆者の考える従来の仮説の問題点と、本研究の着眼点に関して述べる。運動開始後の情報が運動に影響を及ぼしていることを示唆する行動実験に関して詳しく解説する。その次の4章では、骨格筋の構造と収縮特性に関して述べる。本研究のポイントは、到達運動軌道の特徴が筋肉を含む骨格系の物理特性に起因する可能性を検討している点にあるので、筋肉の特性とそのモデルをよく理解することは重要である。5章では、4章で解説した内容を踏まえて本研究で用いた筋モデルについて記述し、それを用いて行った数値実験に関して述べる。数値実験は肘関節と上腕のモデルに関して行った。肘関節モデルは終端位置制御仮説や Bizzi らの実験を検証する目的で使い、上腕のモデルは手先軌道の特徴を検証するために使った。6章では、本研究の問題点と今後の課題に関して述べる。その際、5章では示さなかった数値実験に関しても触れる。最後の7章では、本研究の成果を要約する。

第2章

先行研究

2.1 はじめに

本章では、到達運動に関する2つの仮説、すなわち、一方向性理論と双方向性理論、およびそれに関連する事柄に関して詳しく解説する。これらの仮説を理解するためには、骨格系の特性に関する知識が必要なのでそのようなことから解説をはじめます。

2.2 筋肉のバネ特性と終端位置制御仮説 (川人、1996)

関節にはその関節を伸ばす伸筋と曲げる屈筋が対になって存在し、両者の張力のバランスによって関節角が決まる(図 2.1)。

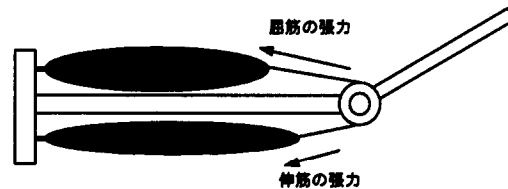


図 2.1 一对の屈筋と伸筋がついた肘関節のモデル

筋肉はそれを支配している神経の発火頻度が同じであっても、長さによって発生する張力が変わる。バネと同様に長いほど大きな張力を発生するので、この特性を筋肉のバネ特性という。このため、伸筋と屈筋の張力がバランスする平衡位置よりも関節の曲がりが大きいと、屈筋はたわんで張力が小さくなり、逆に伸筋は伸ばされて張力が大きくなり、その結果関節は伸ばされて平衡位置に戻る。関節が伸ばされたときは逆のことが起こり、関節は曲がって平衡位置に戻る(図 2.2)。このことは関節角を制御するときに、実際の関節角を感覚系によってモニターし、中枢にフィードバックしなくても、望む角に変化させることができることを示している。すなわち、中枢は屈筋と伸筋に送る運動指令のバランスを適切に選ぶことで、感覚系からのフィードバック情報に頼らずに、望む関節角を実現することができるということである。

Bizzi ら(1976) はこのような方法が姿勢の制御だけでなく、運動の制御にも使われていると考えて、終端位置制御仮説を提案した(図 2.3)。この仮説は、ある点から別の点に手先を伸ばすといった運動をある姿勢から別の姿勢への変化と捉え、脳は筋肉への運動指令をある姿勢を指定するものから、別の姿勢を指定するものに瞬間的に切替えて、制御を行うというものである。どのような軌道で関節を動かすかという事は脳内で考慮されない。軌道は、慣性や粘弾性といった骨格

系の物理的特性によって決まる。運動指令を瞬間的に切替えても、腕の慣性や粘性のために関節角は滑らかに変化する(図 2.4)。

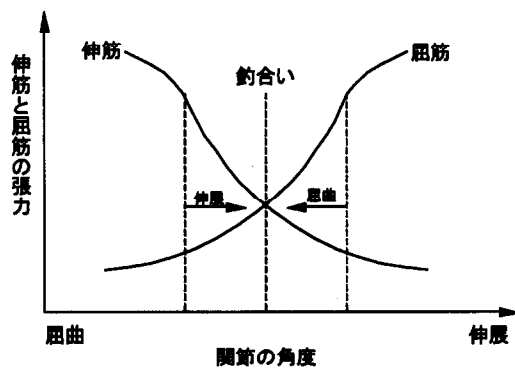


図 2.2 伸筋、屈筋の張力と関節角の関係

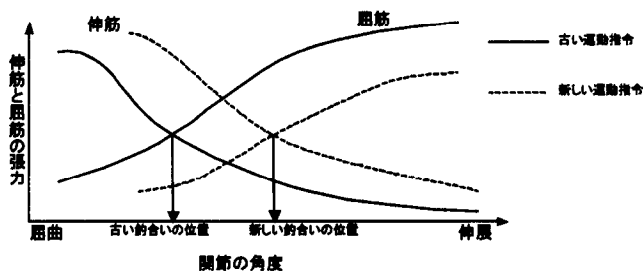


図 2.3 終端位置制御仮説—筋張力と関節角の関係

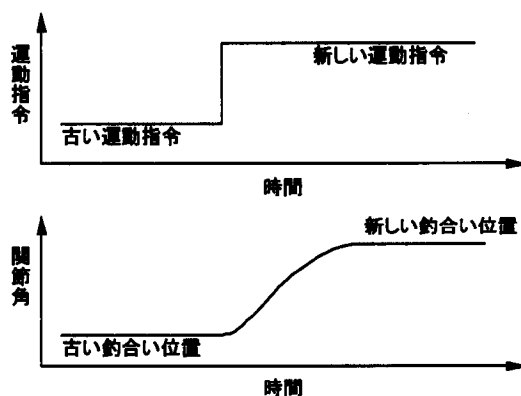


図 2.4 終端位置制御仮説—運動指令と関節角の変化

終端位置制御仮説は、以下のような実験事実から導かれた(Bizzi et al., 1976; Polit & Bizzi, 1979)。訓練したサルで視覚刺激に応じて頭や腕を動かす運動を調べたところ、最終的な頭や前腕の位置は拮抗する筋肉の出す力が釣り合う位置になっていた。正常な動物でも求心性の情報を

奪われた動物でも、頭や腕の初期位置を外乱によって乱しても、目標位置に頭や腕を持ってくる
ことができた。また、視覚フィードバックが無くても(腕運動の場合は前腕を見えないようにする)同
様の結果が得られた。

2.3 Bizzi らの実験と仮想軌道制御仮説 (川人、1996)

Bizziら(1984)は、終端位置制御仮説を検証するため、以下のような実験を行った。サルを椅子
に座らせ、前腕を副木で固定し前腕の運動を肘周りの回転だけに限定した。目標を示す LED を
手先の可動範囲に沿って配置し、点灯した LED のところに手先を持っていくように訓練した。腕
が見えないようにして、腕を目標に向かって動かしているときに、副木に取付けたモーターで前腕
を目標位置の方へ持っていくモーターを切ると、腕は一旦開始位置と目標位置の間に戻った後
目標に到達した(図 2.5)。

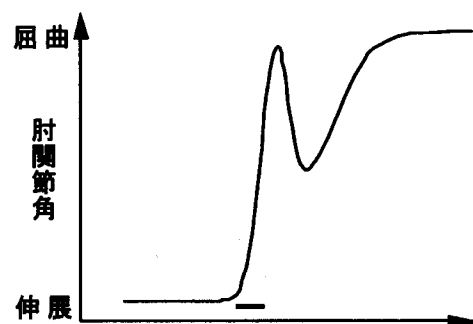


図 2.5 Bizzi ら(1984)の実験の模式図
グラフ下方のバーは外乱をかけた時間

終端位置制御仮説が正しいのならば、肘関節の平衡位置はモーターを切った時点で目標位置
にあるので、前腕はそこから目標位置に向かい、外乱を加えない場合よりも早く目標位置に到達
するはずである。ところが、一旦開始位置と目標位置の間に前腕が戻った。この実験では、腕の
位置は見えないので、視覚フィードバックを用いて外乱を補正したとは考えられない。ただし、体
性感覚からの情報を基に外乱を検出し補正することは可能である。

そこで、腕からの求心性入力を切断した場合についても同様の実験を行った。求心性入力のない
状態で、目標位置を提示せずに、腕を別の場所へモーターで動かし、その位置で1~2秒間
保持したのち解放すると、腕は最初の位置に戻った。しかし、腕を動かした場所の(目標をしめ
す)LED を点灯させたところ、別の現象が見られた。LED が点灯してから一定の時間が経過する

と、腕を動かす筋に EMG が発生し、この時点でモーターを切ると、腕は開始時の位置と目標位置の間に戻ってから、目標に向かった。

以上のことから、前腕の運動は単なる姿勢のシフトではなく、関節角の平衡位置の連続的な変化によって生じるということが示唆された。この結果はサルの脳の中で目標軌道が計画されている事を示唆していると考えられている。

Bizzi, Hogan, Mussa-Ivaldi ら(Bizzi et al., 1984,1991; Hogan, 1984, 1985a,b,c)は、Fel'dman ら(Fel'dman, 1966; Flanagan et al., 1990)の先駆的な考え方と終端位置制御仮説を発展させて、仮想軌道制御仮説を提案した。終端位置制御仮説では平衡位置が急激に目標位置に移動したが、仮想軌道制御仮説では平衡位置が時間とともに少しずつ目標点に向かって変化する。腕の実際の位置と平衡位置の差によって粘弾性による力が働き、腕が運動する。実際の手の軌道はこの連続した平衡点をつないでできる“仮想軌道”を追いかけるような軌道になる。この仮説の魅力は、腕を動かすためのトルクを逆モデルを用いることなく容易に計算できる点である(逆モデルに関しては以下で述べる)。

2.4 手先軌道の特徴と軌道計画規範 (川人、1996)

1980 年前後に、Kelso ら(1979)、Morasso(1981)、Abend ら(1982)によって腕の運動の運動学的な特徴が調べられた。Morasso は、水平面内の到達運動について、手先の軌道と関節角についてマニピュランダムを用いて調べた(図 2.6、図 2.7)。関節角の時間変化は運動ごとにバラバラであったが、

- ①手先速度の時間変化が単一のピークを持つ曲線になり、
- ②手先の軌跡がほぼ直線になった。

このような特徴は無数にある運動軌道の中から神経系が何らかの基準に基づいて、最適な軌道を選択していると考えられる。こうした特徴を説明する軌道計画の規範として、躍度最小規範(Flash & Hogan, 1985)やトルク変化最小規範(Uno et al., 1989)が提案されている。

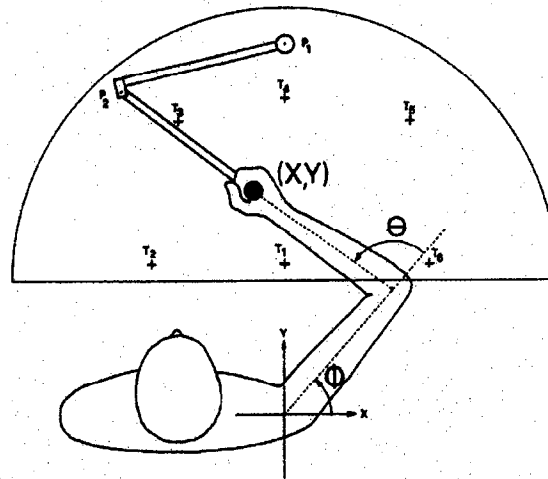


図 2.6 Morasso(1981)の実験装置 (川人、1996より引用)。

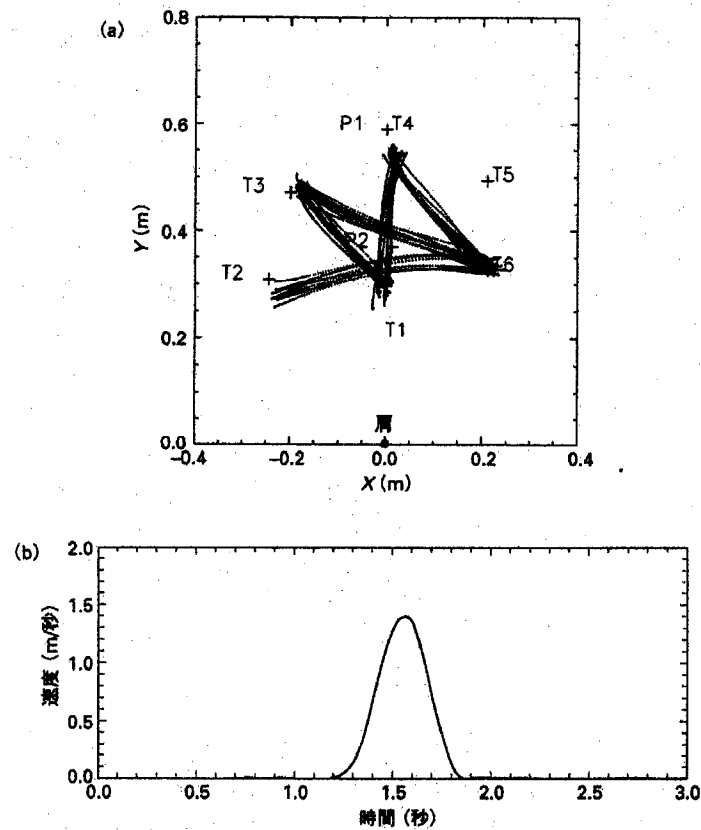


図 2.7 ヒトの到達運動の(a)手先の軌道、(b)手先の接線方向速度 (川人、1996より引用)。

Flash & Hogan(1985)は、手先軌道がほぼ直線であることから、軌道は外部座標系で計画され
ると考え、躍度最小規範を提案した。この規範は、平面内の運動の場合、外部座標系で表した手
先の位置 (x, y) に関する以下のような評価関数を最小にするように軌道が計画されると主張する。

$$C_j = \frac{1}{2} \int_0^{t_f} \left\{ \left(\frac{d^3 x}{dt^3} \right)^2 + \left(\frac{d^3 y}{dt^3} \right)^2 \right\} dt$$

位置の時間に関する3回微分を躍度という。この評価関数は、 X 軸方向の躍度の2乗と Y 軸方向の躍度の2乗を足し合わせたものを、運動時間全体にわたって積分したものとなっている。躍度は運動の滑らかさを表す指標であるので躍度最小規範によれば、手先の軌道がもっとも滑らかになるように軌道が計画されるということになる。この規範は、2点間の運動だけでなく、経由点をとおりような運動についても良い予測をする。

評価関数 C_j を最小にする解を変分法などを用いて求めると、それぞれに座標に関する時間 t の5次の多項式になる。5次の多項式なので6つのパラメータがあるが、これは運動の条件、すなわち、運動開始時と終了時の手先の位置、速度、加速度を指定することで、これらのパラメータを決定することができる。普通の到達運動では、開始時と終了時の速度と加速度が0であるが、この場合の軌道を表す式は以下のようになる。

$$\begin{aligned}x(t) &= x_0 + (x_f - x_0)(6s^5 - 15s^4 + 10s^3) \\y(t) &= y_0 + (y_f - y_0)(6s^5 - 15s^4 + 10s^3)\end{aligned}$$

ここで、 $s=t/t_f$ は運動時間で正規化した時間を、 (x_0, y_0) は始点、 (x_f, y_f) は終点を表す。上式より、この場合軌道は直線で、速度波形は時刻 $t/2$ でピークをもつ左右対称なベル型となる。

一方、宇野ら(1989)は、最適な運動軌道は腕のダイナミクスに依存するはずだと考え、運動指令レベルの滑らかさを軌道の計画に要求し、トルク変化最小規範を提案した。この規範では、次のような評価関数が最小になるように軌道が計画されると主張する。

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

ここで、 τ_i は運動にかかわる i 番目の関節に与えられる駆動トルクである。腕の逆動力学方程式において、トルクは角加速度に比例する項を含んでいるので、2つの評価関数 C_j と C_τ は密接な関係にある。しかし、トルク変化最小規範では、腕のダイナミクスや環境との相互作用に依存して軌道が決定されるので、躍度最小規範とは本質的、概念的な違いがある。

2.5 Flash のシミュレーションと一方向性理論 (川人、1996)

Mussa-Ivaldi ら(1985)は、腕が様々な姿勢をとっているときの手先の剛性を、被験者にマニピュランダムを握らせ、それを通して変位を与えたときの復元力を測定することで求めた。ここでい

う剛性とはバネ定数のようなもので、ある変位を与えたときに生じる力を変位の大きさに割ったものである。その結果、与えられた変位に対して発生する復元力を表現する剛性行列は、ほぼ対称な行列で腕は全体としてバネ的な性質を持つことが分かった。彼らは、剛性行列を楕円として図式的に表現した(図 2.8)。この図は、被験者が様々な姿勢をとっているときに、様々な方向に一定の変位を与えたときに生じる復元力を手先を中心に剛性楕円体として表現したものである。2本の折れ曲がった線は上腕と前腕を表し、折れ線が収束している点が肩の位置である。X 軸の方向は体の横方向に、Y 軸の方向は体の前後方向にとられている。

Flash(1987)は、仮想軌道制御仮説の妥当性を検証するために、上述の Mussa-Ivaldi らの結果を元に、簡単な仮想軌道から手先の軌道の特徴を再現できるかシミュレーションを行った。その結果、図 2.9 のように実際の軌道をよく再現する結果が得られた。

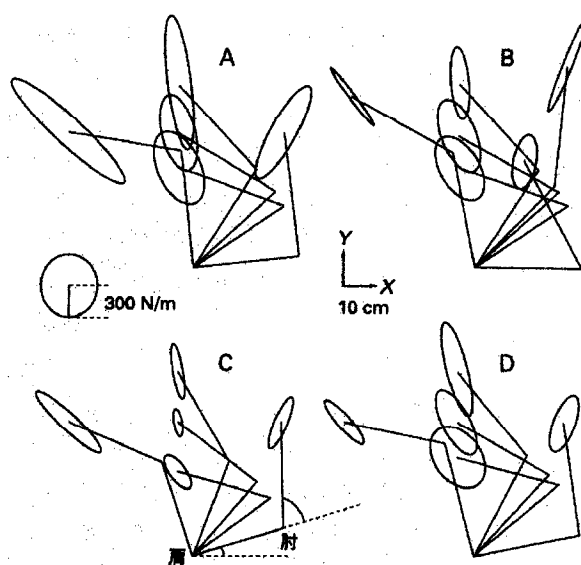


図 2.8 Mussa-Ivaldi ら(1985)の実験データ (川人, 1996 より引用)。
A~D は被験者を表す

ここで、一方向性理論について解説する。一章でも述べたように、人が到達運動を行う際には、

- ①外部座標系で運動軌道を計画し、
- ②計画した軌道を内部座標系(関節角座標など)での表現に変換し、
- ③筋肉への制御指令を生成する。

という 3 つのプロセスが行われると考えられる(Hollerbach, 1982)。一方向性理論では、軌道は外部座標系で躍度最小規範に基づいて仮想軌道として計画される。計画された仮想軌道は手先

位置の平衡点の時間的な変化を指定している。そして、仮想軌道は関節角の平衡位置に変換され、その平衡位置を実現するような筋指令が生成される。

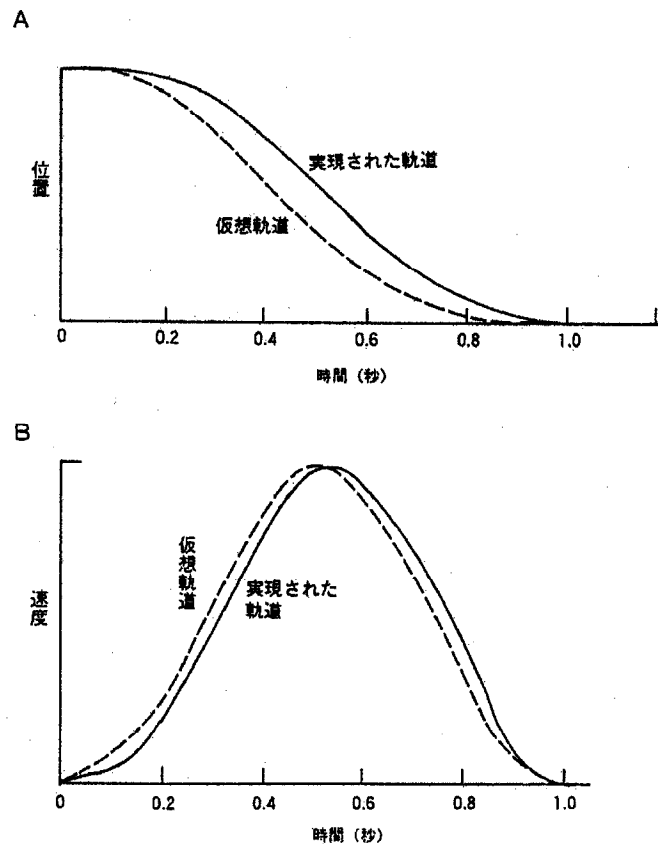


図 2.9 仮想軌道制御仮説の検証(Flash, 1987) (川人, 1996 より引用)。

2.6 運動中の手先の剛性と内部モデル仮説 (川人, 1996)

前節の Flash のシミュレーションでは、Mussa-Ivaldi ら(1985)が測定した値の数倍の剛性を仮定していた。運動中に腕の剛性が増大することは直感に反していおらず、また運動中の剛性を測定することも難しかったため、この仮定が特に疑われることはなかった。

Bennett ら(1992, 1993)は、肘の単関節運動中の剛性を測定した。その結果、肘関節の剛性の値は姿勢制御中よりは低く、特に Flash(1987)の仮定した値比べると 10 分の1から 100 分の1であることが分かった。一方、2関節運動に関しては、五味ら(1992, 1995, 1996)が大掛かりな実験装置を用いて、運動中の手先の剛性を測定した。五味らが推定した剛性行列の値は Flash が仮定した値に比べて小さく、Bennett らの結果とよく対応していた。

こうして計測された運動中の剛性の値に基づいて、片山ら(1993)は腕運動の仮想軌道を推定し

た。推定された仮想軌道は実際の軌道よりもはるかに複雑で、仮想軌道を計画することは逆動力学の計算をするのと同様に困難であることが示唆され、逆動力学問題を避けられるという仮想軌道制御仮説の利点に疑問が投げかけられるようになった。その結果、腕運動をフィードフォワードで制御するためには、逆動力学計算をおこなう逆動力学モデルが脳内に獲得されているとする内部モデル仮説が支持された。

2.7 内部モデルと双方向性理論 (川人, 1996)

ロボティクスにおいては、関節角から外部座標系でのマニピュレータ先端の位置を計算することを順運動学問題(順キネマティクス)、逆に先端の位置から関節角を求める計算を逆運動学問題(逆キネマティクス)という。先端位置の時間変化、すなわち、先端の軌道から関節角の時間変化を求める問題も逆運動学問題、その逆に関節角の時間変化から先端の軌道を求める問題も順運動学問題という。また、関節トルクから関節角の時間変化(関節角速度、関節角加速度)を求める問題を順動力学問題(順ダイナミクス)、逆に関節角の時間変化から関節トルクを求める問題を逆動力学問題(逆ダイナミクス)という。マニピュレータの先端をある軌道に沿って動かす場合は、外部座標系で先端の軌道を計画し、逆運動学問題を解いて、関節角空間での軌道に変換する。次に、関節角空間で表現された軌道を、逆動力学問題を解いて、関節トルクの時間変化に変換して、制御を行う。

ロボティクスからの類推で、腕の制御理論においても、関節角もしくは筋長(筋肉の長さ)から外部座標系での手先位置を計算することを順運動学問題、その逆を逆運動学問題という。また、関節トルク、筋張力(筋肉の張力)、あるいは、運動指令から関節角もしくは筋長の時間変化を求めることを順動力学問題、その逆に関節角もしくは筋長の時間変化から関節トルク、筋張力、または、運動指令を求めることを逆動力学問題という。脳も腕の運動をする際にこういった問題を解決する必要があると考えられる。脳内で順運動学問題を解いているとされる仮想的なモジュールを順キネマティクスモデル、同様に逆運動学問題は逆キネマティクスモデル、順動力学は順ダイナミクスモデル、逆動力学は逆ダイナミクスモデルという。

双方向性理論では、上記4つの仮想的なモジュールが脳内にあり、それを用いて運動指令が生成されると考える(図 2.10)。また、軌道計画の規範としては、トルク変化最小規範を採用してい

る。トルク変化最小規範に従って軌道を計算する場合、2つの異なる空間、すなわちトルクの空間と、外部座標系で表された手先位置の空間に、別々に2つの拘束条件が与えられているという難しさがある。2つの拘束条件とは、トルクの時間変化の滑らかさと最終状態で手先が目標に到達し停止することである。そこで、この2つの拘束条件を同時に扱うことはやめて、軌道の空間と運動指令の空間に別々に表現し、この2つの空間を順モデルと逆モデルでつなぐ。

双方向性理論によると、到達運動を行う際の情報の流れは、まず視覚系によって到達点を与えられると、外部座標系(軌道の空間)で近似的な最適軌道が計画される。ここで、計画された軌道は逆キネマティクスモデル(IKM)、逆ダイナミクスモデル(IDM)を経由して、運動指令に変換される。こうして生成された運動指令はトルク変化最小規範の評価関数を最小にするような最適なものではない。そこで、この運動指令にローパスフィルターをかけて、滑らかな運動指令に変換する。滑らかになった運動指令を順ダイナミクスモデル(FDM)、順キネマティクスモデル(FKM)に通すと、どのような軌道が生成されるか予測できる。こうして得られた軌道は、軌道の空間で表現された拘束条件を満たさないので、誤差を補償するような軌道を加算して、再び逆モデルを通して運動指令に変換する。このような軌道の空間と運動指令の空間との間の情報のやり取りを何回か行うことで、十分に滑らかで、到達点に到達するような運動指令が生成できる。

最後に、一方向性理論と双方向性理論を図式的にまとめた図を示す(図 2.10)。

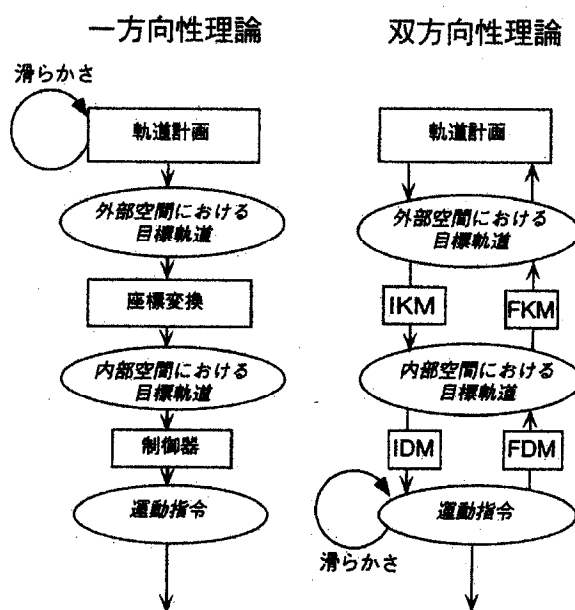


図 2.10 一方向性理論と双方向性理論(川人, 1996)

第3章

先行研究の問題点

3.1 はじめに

前章で見たように、到達運動制御に関する有力な仮説である、一方向性理論と双方向性理論では、どちらも軌道が陽に計画されフィードフォワードで制御が行われているとしている。本章では、このような枠組みでは捉えきれない現象や軌道計画の問題点を取り上げ、最後に本研究の着眼点と検討した問題についてまとめる。

3.2 到達運動に関する行動学実験

Prablancら(1979)は、周辺視野に提示された目標に対する一次元の到達運動において、手の位置や目標位置に関する視覚情報が、運動の潜時、運動時間そして正確さに対してどのような影響を及ぼすか調べた。この実験では、固視点を注視している被験者の周辺視野に目標点が提示され、被験者はそれに向かって到達運動を行う。目標位置に関する視覚情報については3通り、手の位置に関する視覚情報については、手が見えるか見えないかの2通りの、全部で6通りの視覚情報に関する条件について比較した。その結果、手が見える場合の3条件のほうが、手が見えない場合の3条件に比べて、運動が正確になることがわかった。そして、これらの条件群の間で運動時間に差はなかった。

この結果は、視覚から得られる目標位置と手先位置の誤差を使って、進行中の運動が修正される可能性を示している。2章で見たように運動開始前に軌道が計画され、フィードフォワードで腕が制御されるのならば、運動中に腕が見えても見えなくても、同一の目標に対する到達点は変わらないはずである。ただし、手が見えるので運動開始前の手先位置に関する情報が正確になり、運動が正確に計画できたと考えることもできる。

さらに、Prablancら(1986a)は、上述の実験と似たような運動中に手先の見えない一次元の到達運動において、手先の軌道を修正する上での目標位置に関する視覚情報の役割を検討した。この実験では、目標位置の提示時間に関する条件を変えて、運動の潜時、運動時間、運動の精度を調べた。運動時間は、運動距離に依存するが、およそ400ms程度であった。運動中目標が常に見えている場合は、運動開始時や運動中に、目標が消失する場合に比べて、運動が正確であった(手先の到達点が目標に近かった)。

この結果は、到達運動は運動開始前にすべて計画されてしまうのではなく、運動中も修正され

ることを示唆している。この実験では、先ほどの実験と違い、運動中に目標が見える条件でも見えなくなる条件でも、初期の手先位置は見えるので初期位置に関する情報の精度は変わらない。したがって、運動が正確に計画できたから、運動の精度が上がったということにはならない。上記の実験と同様、この実験の結果はフィードフォワード制御では説明できない。

続いて彼らは、到達運動中に生じる修正が、目標位置の変化に追従できるか、被験者が目標位置の変化に気付かなくてもその修正が生じるか、という2点について同様な一次元の到達運動で検討した(Pelisson et al., 1986)。この実験で、被験者は、周辺視野に現れた目標を、できるだけ速くかつ正確に、固視し手で指し示すように教示された。被験者が気付かないようにするため、目標は、被験者が目標を固視するために行うサッケード最中にわずかにずらした。眼筋と上腕の筋肉の筋電はほぼ同時に生じるが、慣性の違いのためか、サッケードが終了する頃に腕の運動が開始する。到達点は、最初に提示した目標位置ではなく、変位後の位置に近くなった。また、運動の軌道には変曲点はなく滑らかで、運動を再計画しているようなことは示唆されなかった。さらに、被験者は目標点の変位に気付かなくても変位に追従できた。

この結果も、上記の2つの実験同様に軌道が計画されてフィードフォワード制御で到達運動が行われているとすると説明できない。フィードフォワード制御ならば、運動中に得られる情報は進行中の運動には影響を与えないので、手先の到達点は元の目標位置に近くなるはずである。サッケード最中に目標が移動し、サッケード終了後に腕の運動開始するのだから、新たな目標位置に向かって運動が計画されたのだと考えることはできない。なぜなら、サッケード抑制のためサッケード中は視覚情報が遮断されているので、目標位置の変化を脳が知るのは、早くともサッケード終了時である。さらに、腕の筋電が生じるタイミングから考えて、運動が前もって計画されれば、サッケード開始前に計画は終了しているはずである。

以上に述べた3つの実験結果は、どれも運動が開始後に得られた視覚系からの情報が、進行中の運動に影響を与えることを示唆している。前章で述べた仮説では、軌道計画規範に基づいて軌道が計画されるが、その際、境界条件として始点や終点の位置が重要になる。始点や終点の位置の誤差といったことには注意を払っていない。到達点の誤差はもっぱら制御の不完全さに起因するとされている。また、動く目標に対して手を伸ばす場合は、前もって軌道を計画するなどそもそも不可能である。こうした点を考慮すると、到達運動制御には何らかのフィードバックのプロ

セスが含まれていると考えるほうが自然に思えてくる。

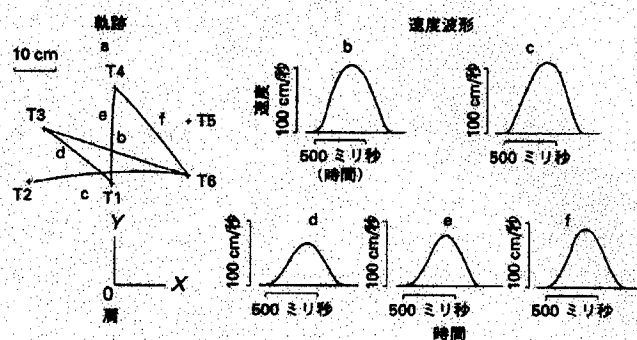
3.3 軌道計画の空間(川人、1996; 甘利・外山、2000)

前章で見たように、一方向性理論では軌道は外部座標系で計画され、双方向性理論ではトルク変化最小規範に従って外部座標系と関節トルクの表現された座標系の両方で軌道が計画される(外部座標系で与えられた拘束条件を満たすようにトルク空間で軌道が計算される、と言っても良い)。軌道が外部座標系のみで計画されるのか、それとも、トルク変化の滑らかさといった動力学的な要素も軌道計画に影響を及ぼすか、論争が続いている。この点を検証するため様々な研究が行われている。この節では、両仮説の軌道計画規範の問題点に関して考察する。一方向性理論の軌道計画規範は躍度最小規範とする。

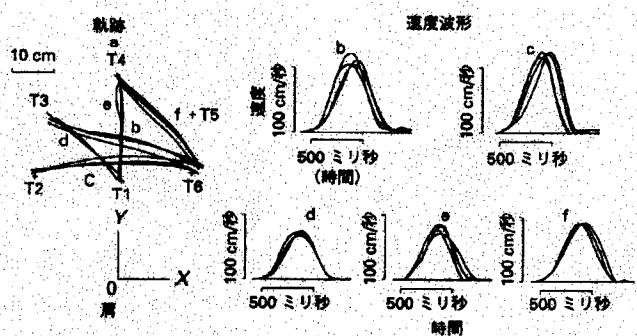
前章の4節で述べたように、躍度最小規範に従う軌道は、始点と終点をどこに取ろうとも、直線で速度の時間変化はベル型になる。体の正面の到達運動では、トルク変化最小規範の予測も直線的な軌道で、2つの規範はそれほど違わない(Uno et al., 1989)。観測される軌道も確かにほぼ直線になる。しかし、左右方向の運動では、細かく見ると、軌跡は外側にふくらみ速度の時間変化も左右対称な曲線ではない(図 3.1)。

また、腕を真横に突き出した位置から体の正面にもってくる運動では、軌跡は直線にはならず外側に膨らむ(図 3.2 左)。さらに、次のような経由点を通る運動で見られる軌道も躍度最小規範ではうまく説明できない。図 3.2 右に示すような、始点と終点は共通で経由点の異なる2つの運動で、経由点 P1 と P2 は始点と終点を結ぶ直線に関して対称に配置されている。躍度最小規範の評価関数は、運動軌道の回転、平行移動、折り返しなどの幾何学的変換に関しては不変なので、躍度最小規範に従うとすれば、P1 を通る軌道と P2 を通る軌道は、始点と終点を結ぶ直線に関して対称で、速度の時間変化は同一のはずである。しかし、観測される軌道は、体から遠い運動では軌跡は滑らかなのに対し、近くを通る運動では軌跡は2つのセグメントからなり、それが繋がる所では曲率が高くなる。速度の時間変化についても、遠くを通る運動では一つだけピークを持つものに対して、近くを通る運動では2つのピークを持つ。このほかにも、バネに抗して行う運動や、垂直面内の運動で、軌道は直線にはならない。こうした躍度最小規範で説明できない運動は、トルク変化最小規範の予測によく一致する。したがって、躍度最小規範よりもトルク変化最小規範

のほうがよく実際の軌道を再現できる。

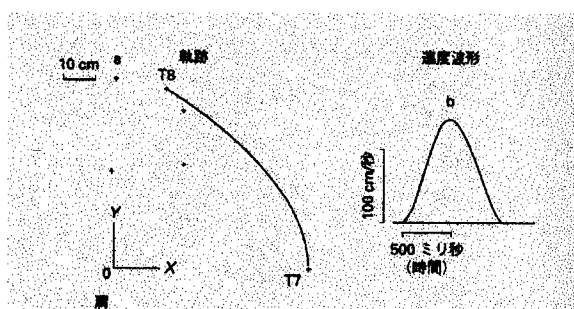


A 理論予測

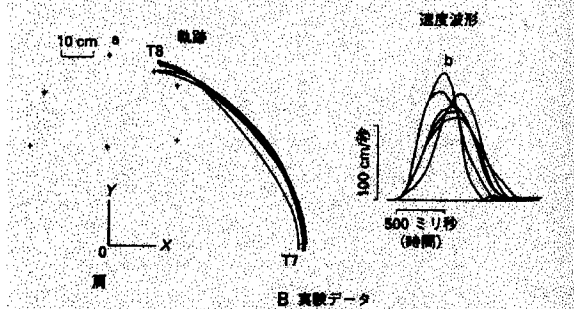


B 実験データ

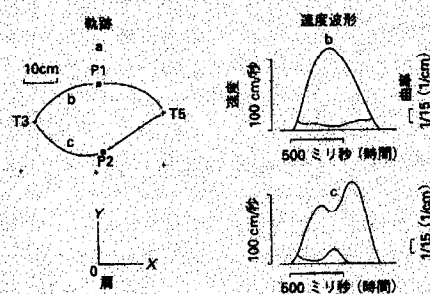
図 3.1 トルク変化最小規範の予測(上)と実際の軌道(下) その1 (川人、1996より引用)。



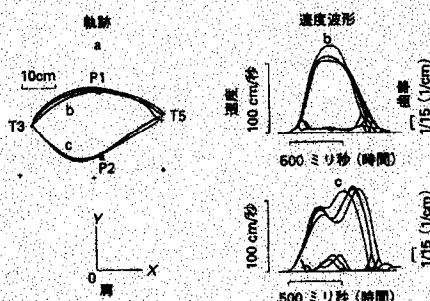
A 理論予測



B 実験データ



A 理論予測



B 実験データ

図 3.2 トルク変化最小規範の予測(上)と実際の軌道(下) その2 (川人、1996より引用)。

ただし、仮想軌道仮説と躍度最小規範の組み合わせで考えると、事情は異なってくる。一方向

性理論では、軌道が外部座標系で躍度最小規範に従って計画されるとしているが、あくまで目標軌道が躍度最小規範に従うと主張しているのであって、仮想軌道制御仮説によって実現された軌道は必ずしも躍度最小規範の予測に完全に一致するとは言えない。

Wolpert ら(1994)は、直線として計画された軌道が曲がる原因として、次のような可能性を挙げている。

①制御系の不完全性

②視空間の歪み

③仮想軌道と腕のダイナミクスの相互作用

①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、制御機構の不完全さのため、計画されたとおりの軌道を実現できないということである。もしこの理由が正しいのなら、明示的に直線軌道を生成するように指示した場合も軌道が曲がるはずである。しかし、そう指示した場合は自然に動かした場合よりも直線に近い軌道を生成することができる(Osu et al., 1997; Desmurget et al., 1997)。したがって、軌道を曲げる原因は他にもある。

②は、全額平行に見える平面は、実際の前額平行面に比べて歪んでいるという現象に基づいている(Foley, 1980)。もし、軌道がこのような歪みのある視空間で計画されているとすると、目標軌道は直線に「見える」が、実際の軌道は曲がったものになる。しかし、視空間の歪みがないとされている前額平行面上の上下方向に関しても(Indow & Watanabe, 1988)、軌道が曲がるということが報告されている(Osu et al., 1997)。したがって、視空間の歪みだけでは軌道の曲がりを説明できない。

③は、前章で説明した仮想軌道制御仮説にもとづく。腕の剛性が低ければ、実現する軌道は計画された軌道から外れて曲がったものになる。ただし、前章で記述したようにこの制御仮説は、運動中の剛性を測定した結果から、疑問視されている。

以上ここまで見てきたところでは、躍度最小規範よりもトルク変化最小規範が実際の軌道をよく説明しているが、この規範にも問題があると考えられる。この規範の評価関数を計算するためには、腕の逆ダイナミクスモデルが必要になってくる。腕そのものの逆ダイナミクスモデルが脳内に獲得されていたとしても不思議はない。しかし、道具を手を持った場合にも、この規範に従って軌道が計画されると仮定すると、道具を手を持った場合は腕のダイナミクスが変化するので、別のダ

イナミクスモデルを用意しなければならない。この点に関しては、次節で議論する。

最後に、評価関数に含まれる運動時間について一つ考えたい。躍度最小規範でもトルク変化最小規範でもその評価関数には運動時間が含まれている。この運動時間をどのように決定するかについては、どちらの規範も何も教えてくれない。つまり、軌道計画規範は、軌道は予測できても運動時間は予測できない。この節の最初で示した予測軌道は、実際に計測された運動時間を用いて、計算されている。ちなみに、運動時間が任意ならば、運動を遅くすることで評価関数はいくらでも小さくできる。

3.4 道具の使用と逆ダイナミクスモデル

双方向性理論によれば、脳内には腕の内部モデルが存在し、それが到達運動を制御する上で重要な役割を果たしている。人や霊長類は様々な道具を扱うことができるが、双方向性理論の考えを推し進めて道具を用いる場合にも軌道が計画されて運動が制御されると考えると、道具を持った場合には腕のダイナミクスが変化するので、道具ごとに異なる内部モデルが必要になる。人や類人猿は様々な道具を扱えるということを考えると、道具ごとに内部モデルがあるということは筆者には非現実的に思える。

3.5 軌道が計画されていることの根拠

一方向性理論、双方向性理論とも、到達運動では、軌道が陽に計画されフィードフォワードで腕が制御されるとしている。この節では、軌道が計画され则认为られている理由について検討する。

軌道が陽に計画されていることの根拠は、

①手先軌道の特徴(直線的な軌跡とベル型の速度変化)と、

②Bizziら(1984)の実験の結果

の2つがあげられる。さらに筆者の考えでは、ロボティクスにおけるマニピュレータ制御の理論が上記の結果の解釈に影響を及ぼしていると思われる(Hollerbach, 1982)。

①から軌道が計画されているという結論が出るのは、軌道に普遍的に見られる特徴があるのは中枢神経系がそうなるように計画しているからだという論理である。確かに、手先の軌跡がほぼ直線

になるというのは偶然の結果とは考えにくい。しかし、到達点のみが問題の運動において、軌道全体を計画するというのは余計な感じがしてならない。

②は、前章の3節で解説した現象である。この結果から、関節角の平衡点、2関節運動の場合は手先の平衡点、は滑らかに変化するという結論が導かれた。そして、その滑らかに変化する平衡点の時系列が軌道に相当するということである。この現象から、平衡点が滑らかに変化すると結論することに対して、筆者は異論があるが、それについてはこの章の最後で議論する。

3.6 骨格筋モデル

本節では、双方向性理論を提唱しているグループが用いている骨格筋のモデルの妥当性についての筆者の考えを述べる。片山ら(Katayama & Kawato, 1993)は運動中の仮想軌道を推定する研究で、以下のような式で記述される骨格筋のモデルを用いた。

$$T(l, \dot{l}, u) = K(u)\{l_r(u) - l\} - B(u)\dot{l}$$

$$K(u) = k_0 + ku$$

$$B(u) = b_0 + bu$$

$$l_r(u) = l_0 + ru$$

ここで、 l は筋肉の長さ、 $\dot{l}$ はその時間変化、 u は運動ニューロンからの入力の大きさ、 $K(u)$ 、 $B(u)$ 、 $l_r(u)$ は、それぞれ、筋肉の剛性、粘性、静止長をあらわす。これらは、ニューロンからの入力に依存するが、簡単のため入力の1次関数にしている。 $K(u)$ 、 $B(u)$ は u の増加関数である。

このモデルは、線形2次システムで記述が可能で数学的に扱いやすいが、タスクによってパラメータの調整が必要である(Winters & Stark, 1987)。

また、このモデルでは、入力の変化が直ちに張力の変化に現れるが、次章で見るように実際の筋肉では、ニューロンからの入力は直ちに張力の変化として現れるわけではない。例えば、入力ステップ状に変化しても、張力はステップ状には変化しない。運動ニューロンからのインパルスは、いくつかのプロセスを経て張力の変化として現れるので、時間的な遅れが生じる。また、インパルスが止んでも、すぐに張力が消失するのではなく、徐々に減少する。このように、このモデルは筋肉の活性化・不活性化のプロセスを十分にモデル化できていない。

さらに、少なくとも単離した筋では、刺激の強さにかかわらず、ある一定の長さになるまで収縮す

る。したがって、入力によって静止長が変化するというのは不自然である。

3.7 本研究の着眼点

この節では、本章での考察を踏まえて、本研究のポイントについて述べる。

ここまで見てきたように、軌道が陽に計画されフィードフォワードによって腕が制御され则认为ると、いくつかの問題点が生じる。基本的に到達点のみが重要で、途中の軌跡には重大な関心の払われない到達運動において、始点から終点までの軌道全体を陽に計画するというのは、無駄ではなからうか？ そこで、本研究では軌道を陽に計画することを含まない、到達運動を生成する制御仮説の構築を目指し、軌道計画の結果とされてきた現象を別の理由で説明できないか検討した。

前節で述べたように、先行研究で用いられてきた骨格筋モデルは、骨格筋を正確にモデル化しているとは言えず不十分な点がある。ある対象を制御しようとするときは、その物理的な特性について十分な知識がなければ、有効な制御方法を考案することができない。また、骨格系のバネ特性をもとにして終端位置制御仮説や仮想軌道制御仮説が提唱されたように、制御対象の特徴が制御方法を考案する上での重要なヒントとなることもある。

本研究では、軌道計画の結果とされてきた現象、すなわち、①直線軌道、②ベル型の速度変化、③Bizzi らの実験、を骨格系の特性として説明することができないか、従来とは異なるタイプの骨格筋モデルを用いて、計算機上で数値実験を行うことで検討してみた。

第4章

骨格筋の構造と特性

4.1 はじめに

従来の到達運動制御に関する研究では、手先軌道の特徴は中枢神経系(CNS)が最適化問題を解いて軌道を生成していることの結果だとされてきたが、本研究では手先軌道の特徴が筋骨格系の特性に由来する可能性を検討している。そこで、本章では、筋骨格系の特性の重要な部分を占める骨格筋の特性に関する基本的な事項をまとめた。前半で骨格筋の構造と収縮特性に関して解説し、後半で筋モデルについて簡単に記述する。

4.2 骨格筋の構造 (中村・斎藤、1992)

筋モデルの説明に入る前に、骨格筋の構造、収縮プロセスおよび収縮特性について述べる。図 4.1 にあるように、骨格筋は多数の筋繊維からなり、各繊維の表面は細胞膜(筋鞘)で覆われている。筋鞘のうちには筋原繊維(myofibril)が縦に並び、その間を筋形質が満たしている。筋原繊維はさらに細い筋フィラメント(myofilament)から成り立っている。

骨格筋を光学顕微鏡で見ると横にしまが見える。この横紋構造を持つ部分が筋繊維内に蓄えられた化学的エネルギーを機械的エネルギーに変換させて仕事をする役割をしている。横紋構造は暗い A 帯と明るい I 帯で成り立ち、I 帯は暗く狭い Z 帯でさらに2つに分けられている。A 帯の中央部には H 帯がある。Z 帯から隣の Z 帯までのあいだが構造上の単位となり、これを筋節(sarcomere)という。

筋フィラメントには2種類あり、太いフィラメントは A 帯に、細いフィラメントは I 帯にある。細いフィラメントは一端が Z 帯に付着し、他端は太いフィラメントのあいだに入っている。筋収縮は細いフィラメントが太いフィラメントのあいだに入り込むことで起こる(フィラメント滑走説:sliding theory)。収縮による筋短縮ではフィラメントの長さ A 帯の長さは不変で、I 帯だけが短縮する(図 4.2)。

太いフィラメントはミオシン(myosin)分子が重合したもので、ミオシンフィラメントともいう。細いフィラメントは球状タンパク質の G-アクチン(actin)が重合して繊維状になった F-アクチンで、これにトロポニンとトロポミオシンが結合している。トロポニンやトロポミオシンはミオシンとアクチンの反応を抑制している。筋収縮の張力はミオシンフィラメントとアクチンフィラメント(F-アクチン)が重なり合う部位で発生する。筋が伸展されて重なり合いがわずかになると張力は減少する。

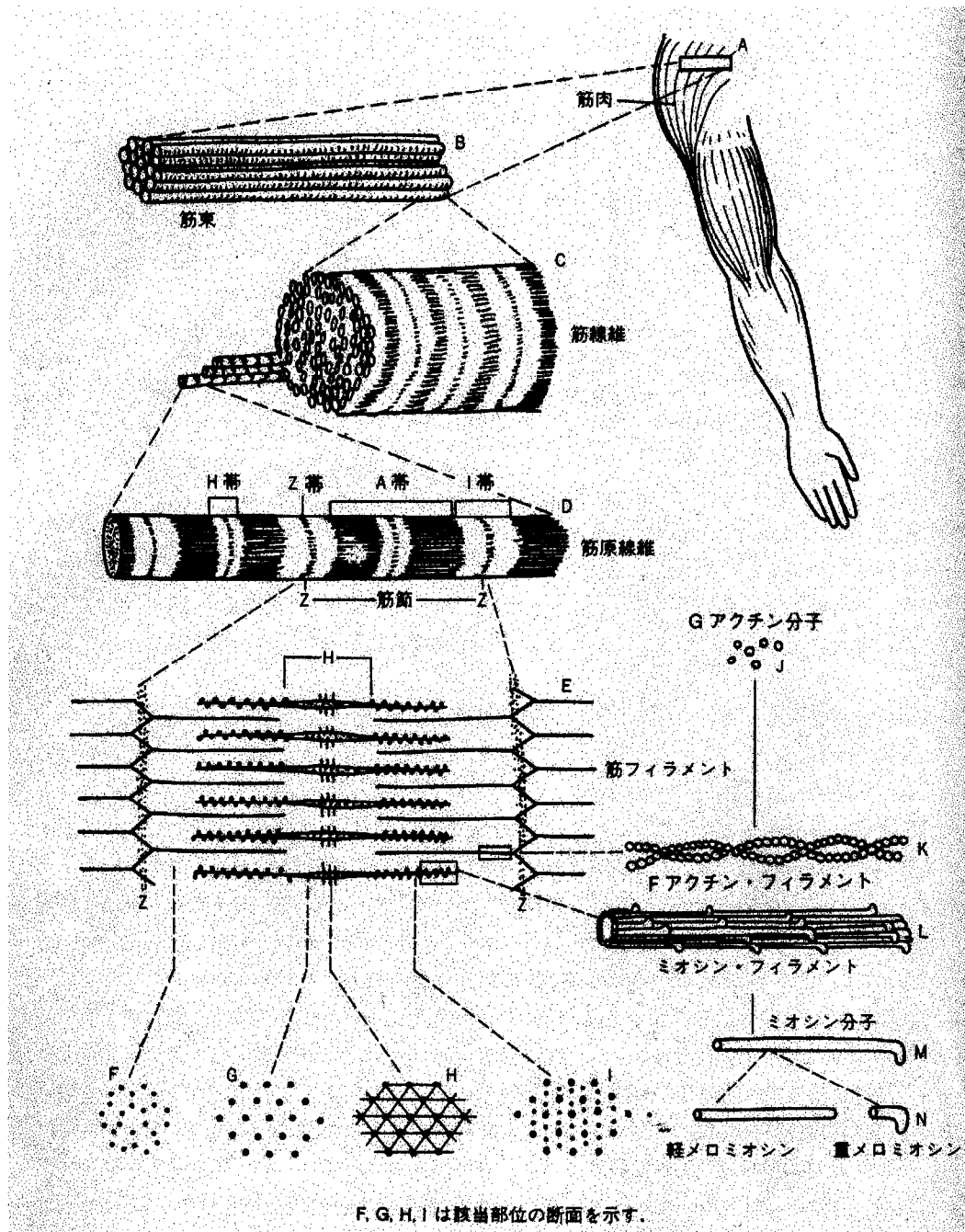


図 4.1 骨格筋の模式図 (中村・斎藤、1992)

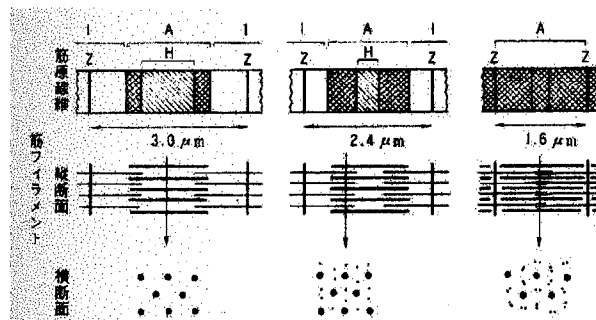


図 4.2 フィラメント滑走説 (中村・斎藤、1992)

筋繊維の内部には極めて薄い膜様構造からなる袋状構造物(横行小管系)がある(図 4.3)。こ

これは横行小管(T管)と小胞体などから成り立ち、骨格筋の興奮・収縮に関連している。横行小管は筋細胞膜に伝えられた活動電位を小胞体に伝え、小胞体内には2つのフィラメントの相互作用を調節するのに必要なカルシウムイオンが蓄えられている。

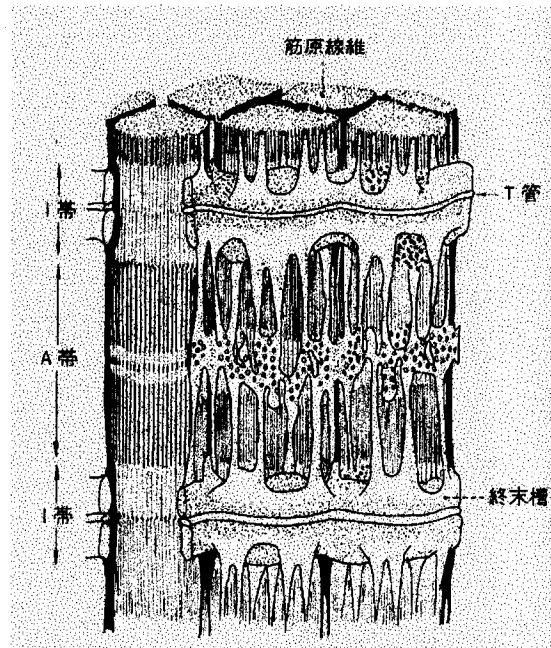


図 4.3 横行小管(T管) (中村・斎藤, 1992)

4.3 筋収縮のプロセス (杉, 1977)

骨格筋は脊髄内の運動ニューロンからの活動電位によって収縮するが、その際次のような順序で一連の変化が起こるものと考えられている。

- (1)筋細胞膜における脱分極(活動電位)
- (2)横行小管系にそっての脱分極の筋繊維内部への伝達
- (3)筋小胞体からのカルシウムイオン放出
- (4)筋フィラメント上の調節タンパク質トロポニンとカルシウムイオンの結合
- (5)筋フィラメント間の化学反応サイクルの開始(収縮)

一方、筋繊維の弛緩は、収縮とは逆に次のような順序で起こるものとされている。

- (1)筋細胞膜の再分極(活動電位の終了)
- (2)横行小管系の再分極
- (3)筋小胞体からのカルシウムイオン放出の停止

- (4)筋小胞体によるカルシウムイオンの取り込み開始
- (5)筋フィラメント上の調節タンパク質トロポニンからのカルシウムイオンの分離
- (6)筋フィラメント間の化学反応サイクルの停止(弛緩)

4. 4 筋収縮の力学的特性(中村・斎藤、1992)

4. 4. 1 単収縮と強収縮

筋や神経筋標本に単一刺激を加えると筋は一回だけはやい経過の収縮をする。これと単収縮(twitch)という。単収縮が連続して起こるように反復刺激を加えると、収縮力はしだいに大きくなる。これを階段現象(staircase phenomenon)という。反復刺激の頻度を高くすると、各単収縮は加重されて融合し、筋張力は単収縮の4倍にもなる。これを強収縮(tetanus, tetanic contraction)という(図 4.4)。各単収縮の融合が不十分で収縮に動揺のある状態を不完全強収縮、完全に融合して動揺の無い状態を完全強収縮という。

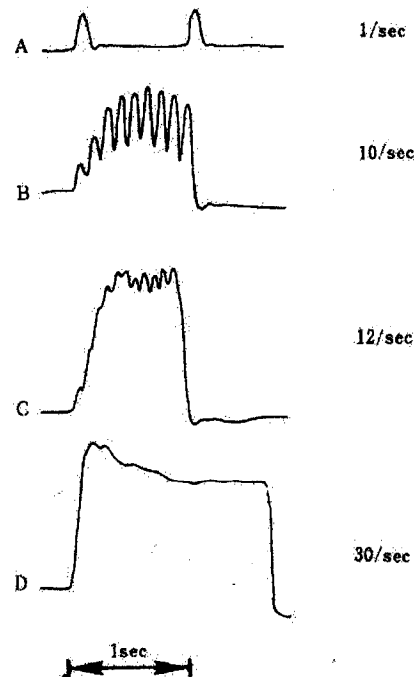


図 4.4 短縮と強収縮 (中村・斎藤、1992)

4. 4. 2 筋張力と筋長

筋の発生する張力は収縮に参加した筋繊維の数に依存している。発生する最大筋力と筋断

面積との比を絶対筋力(absolute strength)という。絶対筋力は筋の生理学的断面積当たりの最大筋力で、人間では $4 \sim 8 \text{ kg/cm}^2$ である。

筋長が変化すると筋張力もかわる。筋長を変えて強縮を行わせると、図 4.5 の筋長と張力の関係が得られる。静止筋で筋長を他動的に長くすると、結合組織や細胞膜などの膜構造による弾性で静止張力(passive tension)は大きくなる。筋を収縮させて得られた全張力から静止張力を引くと、筋収縮によって発生した活動張力(active tension)が得られる。静止張力は筋長が長くなると増加するが、活動張力は返って減少する。筋は生体内での長さ付近で最大張力を発生する。

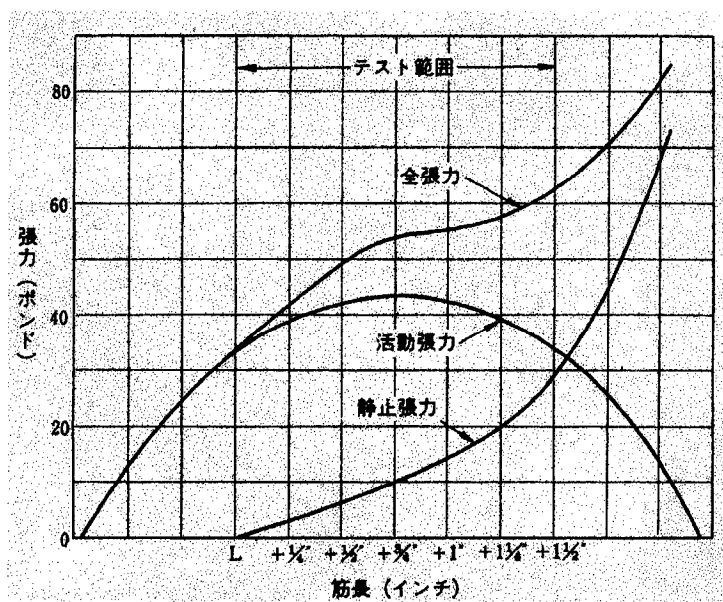


図 4.5 筋長と張力の関係 (中村・斎藤, 1992)

4. 4. 3 荷重と短縮速度

図 4.6 のような装置を用いて、筋に一定の負荷をかけたときの短縮の様子を記録すると、図 4.7 のようなグラフが得られる。

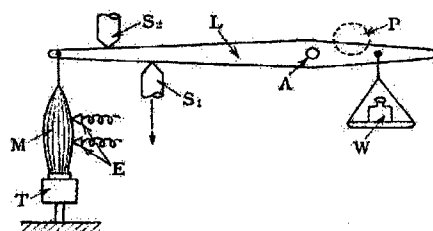


図 4.6 短縮速度の測定装置 (杉, 1977)

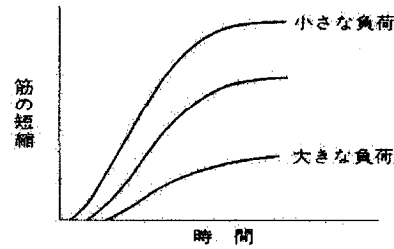


図 4.7 一定負荷をかけた場合の短縮の様子 (中村・斎藤, 1992)

筋の短縮速度は筋に加えられた負荷によって変化する。負荷が大きくなれば短縮速度は小さくなる。負荷の無いときに短縮速度は最大となり、負荷が収縮力より大であると筋は収縮しても筋長は長くなる。Hill はこの関係を以下の実験式で表した(図 4.8)。

$$(P + a)(V + b) = (P_0 + a)b = \text{const.}$$

P : 負荷、 V : 短縮速度、 P_0 : 最大張力、 a, b : 定数

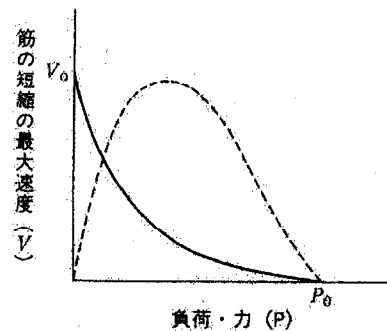


図 4.8 負荷と短縮速度の関係 (中村・斎藤, 1992)

4.5 筋モデル

Hill による古典的な研究以来、人や動物の運動をシミュレートするための骨格筋のモデルはいろいろと提案されてきた。構造的な視点から、これらのモデルは大きく3つに分類することができる(Winters & Stark, 1987)。

一つは、質量、バネ、ダンパーを並列に並べたのモデルで、神経入力によってバネ定数や粘性定数が変化した結果、張力が変化する。線形2次システムで記述でき数学的に扱いやすいが、タスクによってパラメータの調整が必要といった欠点がある。片山ら(Katayama & Kawato, 1993)が用いたのはこのタイプに相当する。

二つめは、荷重と短縮速度の関係から、Hill(1938)が提案したモデルを基にしている。このモデルは、“収縮要素”とそれに直列につながった弾性要素からなる(図 4.9)。収縮要素は、張力発生器とダンパーから構成されている。神経入力は張力発生器の発生する張力大きさに影

響する。ダンパーの粘性係数は張力発生器の伸長速度に非線形に依存している。また、直列弾性要素も非線形な特性をもっている。

3番目のタイプのモデルは、Huxley らによって提案されたものである。筋肉をある特性をもったブラックボックスとして扱うのではなく、アクチンフィラメントとミオシンフィラメントによる収縮メカニズムをモデル化しようとするものである。2番目のタイプのモデルがうまくシミュレートできない伸長する筋肉の特性を再現できるが、数学的に複雑で決定の難しいパラメータを多く含む。

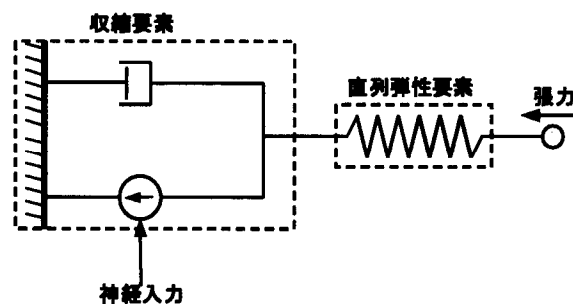


図 4.9 Hill タイプの筋モデル

本研究では、上記の2番目のタイプに分類される筋モデルを簡略化(線形化)したものを用いた(Massone & Myers, 1996)。

第5章

筋モデルと数値実験

5.1 はじめに

本章では、前章を受けて本研究で用いた腕と骨格筋のモデルについて述べ、そのモデルを用いて行った数値実験について記述する。次の5.2節では、腕のモデルである2関節マニピュレータの逆動力学方程式やパラメータについて述べ、続いてマニピュレータを駆動する筋モデルについて説明する。5.3節以降では数値実験について述べる。

数値実験は、肘の単関節モデルで行ったものと、2関節のマニピュレータで行ったものがある。単関節モデルでは、2.2節で述べた終端位置制御仮説を検証し、このモデルで Bizzi らの実験を再現できるか検討する。2関節マニピュレータでの数値実験では、手先、すなわち、マニピュレータ先端の軌跡と速度の時間変化がどのような形状になるか検討する。

5.2 数値実験に用いたモデル

5.2.1 腕のモデル

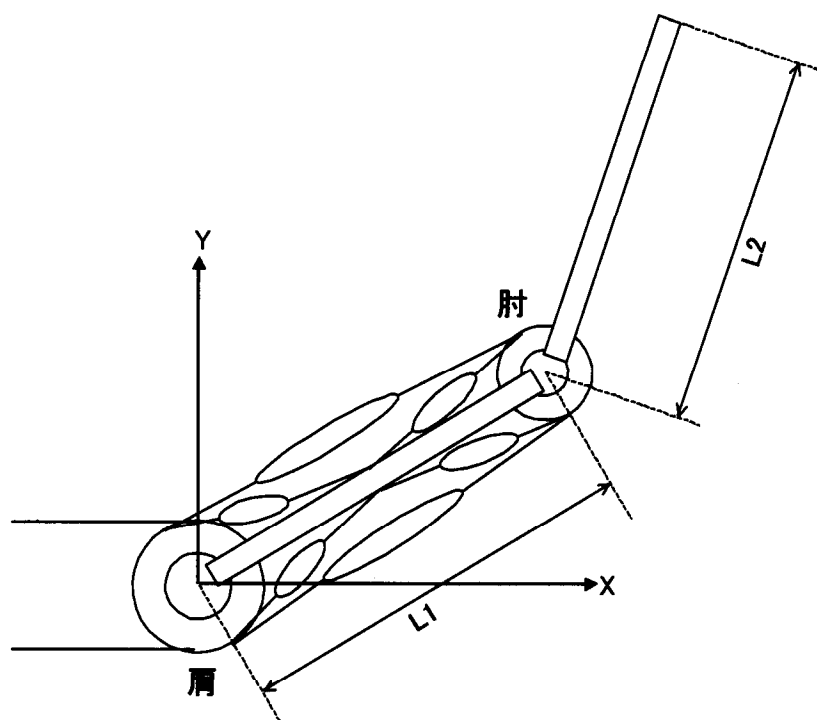


図 5.1 腕の2関節6筋モデル
L1、L2 は上腕、前腕の長さ

本研究では、2関節(肩と肘)のリンク機構に、肩を駆動する筋モデルを2つ、肘を駆動する筋モデルを2つ、肩と肘の両方を駆動する筋モデル(2関節筋に相当)を2つを含むマニピュレータとして、腕をモデル化した(図 5.1)。6つあるつぶれた楕円が筋モデルを表している。実際の腕では、

肘や肩を動かす筋は6つ以上あるし、肩を動かす主な筋は胸部に存在するが、ここでは簡単化のため図に示した6つの筋のみを考える。

このマニピュレータの逆動力学方程式は、

$$\begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} I_1 + I_2 + M_2(L_1)^2 + 2M_2L_1S_2 \cos \theta_2 & I_2 + M_2L_1S_2 \cos \theta_2 \\ I_2 + M_2L_1S_2 \cos \theta_2 & I_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \end{bmatrix} + M_2L_1S_2 \sin \theta_2 \begin{bmatrix} -2\dot{\theta}_2 & -\dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \end{bmatrix}$$

上の式で、添え字1、2は、それぞれ上腕、前腕に対応する。 τ は関節にかかるトルク、 I はリンク(上腕と前腕)の慣性モーメント、 M はリンクの質量、 L はリンクの長さ、 S は関節の中心から測ったリンクの重心位置、 θ は関節角をあらわす。水平面内の運動を考え、重力の影響はないものとする。体の右横向きに X 軸の正の向きを、前方へ Y 軸の正の向きをとり、 θ_1 は X 軸の正の向きと上腕の長軸方向のなす角を、 θ_2 は上腕の延長線と前腕のなす角を表す。手先位置に対応するリンク2の先端(x, y)は、

$$\begin{aligned} x &= L_1 \cos \theta_1 + L_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ y &= L_1 \sin \theta_1 + L_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \end{aligned}$$

と表せる。

2リンクマニピュレータのパラメータは金子ら(2000)に従って、以下のように決めた。

$$\begin{aligned} L_1 &= 0.285[m] & M_1 &= 1.41[kg] & S_1 &= 0.107[m] & I_1 &= 0.0248[kg \cdot m^2] \\ L_2 &= 0.335[m] & M_2 &= 1.08[kg] & S_2 &= 0.164[m] & I_2 &= 0.0433[kg \cdot m^2] \end{aligned}$$

関節トルクは、6つの筋モデルのトルクを用いて、以下のような式で表せる。

$$\begin{aligned} \tau_1 &= \tau_{sh-flex} - \tau_{sh-ext} + \tau_{dj-flex} - \tau_{dj-ext} \\ \tau_2 &= \tau_{el-flex} - \tau_{el-ext} + \tau_{dj-flex} - \tau_{dj-ext} \end{aligned}$$

添え字の *sh* は肩を、*el* は肘を、*dj* は2関節筋を、*flex* は屈筋を、*ext* は伸筋を表す。例えば、*dj-flex* は2関節屈筋(上腕二頭筋に相当)を表す。

筋モデルのトルクは、筋モデルの張力にモーメントアームを掛けることで求められる。本来、モーメントアームは関節角に依存して変化するが、ここでは一定($m=0.03[m]$)とした。

5. 2. 2 筋モデル(Massone & Myers, 1996)

本研究では、Massone & Myers(1996)が用いた筋モデルを採用した。このモデルの詳細を図 5.2 に示す。前章、図 4.9 に表したモデルに弾性要素(K_p)と粘性要素(B_p)を並列に付け加えた構造になっている。入力(ni)は運動ニューロンからの活動電位を表しており、出力は直列弾性要素(K_s)、並列弾性要素(K_p)、並列粘性要素(B_p)を介して関節に作用する張力(トルク)である。直列収縮要素(B , F_0)と直列弾性要素(K_s)は筋フィラメントの特性を、並列弾性要素と並列粘性要素はフィラメント以外の支持組織の特性を表していると考えられる。

この筋モデルは筋肉の力学的特性をモデル化したもので、筋肉の内部構造を忠実にモデル化したものではないということを注意しておきたい。興奮性細胞の細胞膜を等価回路でモデル化するのと同じようなものである。

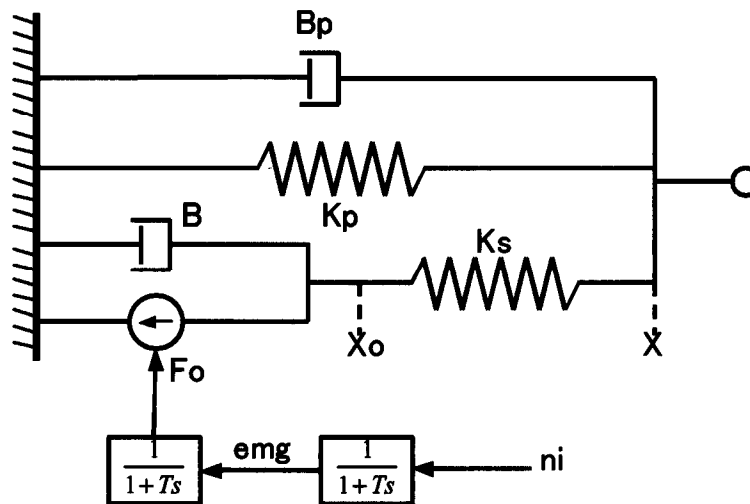


図 5.2 筋モデルの構造

入力(ni)は、筋肉への運動ニューロンからの活動電位の大きさを筋全体としてモデル化したものであり、0から1までの値に正規化されている。この入力はずローパスフィルター(1次遅れ要素)を通るが、このフィルターは活動電位と筋細胞膜電位の関係等をモデル化していると考えられる。フィルターの入力 ni と出力 emg の関係は、

$$\frac{d}{dt} emg = \frac{1}{\tau_{ne}} (ni - emg)$$

τ_{ne} : 時定数

で表すことができる。

emg はつづいて別のローパスフィルターを通るが、このフィルターは筋細胞膜の脱分極によって細胞内の小胞体からカルシウムイオンが細胞内に放出され2つのフィラメントが相互作用して張力が発生するプロセスと、逆に細胞膜が再分極してカルシウムイオンが小胞体に再吸収されて、2つのフィラメントの相互作用が減少するプロセスに相当すると考えられる。このフィルターも1番目のフィルターと同様に以下のような関係式で記述される。

$$\frac{d}{dt}F_0 = \frac{1}{\tau_{ac}}(emg - F_0)$$

τ_{ac} : 時定数

入力 emg は最初のフィルターの出力で、出力 F_0 はフィラメントの相互作用の程度を0から1の間に正規化して表現した量と言える。

収縮要素と直列弾性要素は2つのフィラメントの相互作用によって張力が発生するプロセスをモデル化したものである。収縮要素は並列に並んだ張力発生ユニット(F_0)と粘性ユニット(B)から構成される。張力発生ユニットが生成する張力によって収縮要素は短縮しようとするが、粘性ユニットがそれに抗する力を出し、短縮速度が制限される。これは、筋肉にかかる負荷が大きいほど、短縮速度が小さくなることをモデル化している。粘性ユニットの粘性係数を短縮速度の分数関数にすると、荷重と短縮速度の関係を表す Hill の関係式(図 4.8)が得られるが、本研究では粘性係数 B は簡略化のため定数とした。張力発生ユニットの発生する張力の大きさは、2番目のフィルターからの入力にそれぞれの筋に特有の最大張力を乗じたものになる。

収縮要素の長さを X_0 、張力発生ユニットの張力を F 、粘性ユニットの粘性係数を B 、直列弾性要素の発生する張力を F_{se} とすると、

$$F = F_{\max} \cdot F_0$$
$$F + B \cdot \dot{X}_0 = F_{se}$$

$F_{\max}$: 筋の最大張力

という関係式が成り立つ。

収縮要素と直列につながった直列弾性要素は次のような実験事実を説明するために導入された。等尺性収縮(筋が短縮しないように固定して刺激し、張力を発生させること)している筋を急激

に短縮させても、短縮量が十分でない限り張力はゼロにならない。直列弾性要素は、2種類のフィラメントの弾性に由来するものと考えられている。

X を筋肉の長さとして、直列弾性要素の長さは筋肉全体の長さから収縮要素の長さ X_0 を引いた $X - X_0$ となる。これに直列弾性要素の弾性係数 K_s をかけると直列弾性要素の発生する張力、

$$F_{se} = K_s \cdot (X - X_0)$$

が得られる。直列弾性要素は本来なら非線形な特性をもっているが、簡単化のため線形にした。

筋全体の張力 T は、直列弾性要素と並列弾性・粘性要素の張力をあわせたものだから、

$$T = F_{se} + K_p \cdot X + B_p \cdot \dot{X}$$

となる。よって、筋が関節に及ぼすトルクはモーメントアーム m と張力から、

$$\tau = m \cdot T$$

と表せる。

筋張力 T の式を計算するには、 X や X_0 の値が必要であるが、筋長 X は関節角 θ_1, θ_2 から以下の式によって求めることができる。添え字は τ と同様である。

$$\begin{aligned} X_{sh-flex} &= \frac{3\pi}{2} - \theta_1 & X_{sh-ext} &= \frac{\pi}{2} + \theta_1 \\ X_{el-flex} &= \pi - \theta_2 & X_{el-ext} &= \pi + \theta_2 \\ X_{dj-flex} &= \frac{3\pi}{2} - \theta_1 - \theta_2 & X_{dj-ext} &= \frac{\pi}{2} + \theta_1 + \theta_2 \end{aligned}$$

関節の軸を中心とする円周上にそって筋が存在しているわけではないので、上式はかなり粗い近似である。

収縮要素の長さ X_0 は、収縮要素が不活性状態、すなわち、 $F_0=0$ のときは筋長 X に等しい。従って、直列弾性要素の長さ $X - X_0$ は 0 となり、張力も 0 となる。入力によって収縮要素が活性化し収縮する(X_0 が減少する)と、直列弾性要素に張力 $K_s \cdot (X - X_0)$ が生じる。ただし、収縮要素の張力より直列弾性要素に加わる外力が大きい場合は、収縮要素は伸張する。

筋モデルのパラメータも Massone & Myers(1996)に基づき以下のように定めた。

$$\tau_{ne} = 0.035[s] \quad \tau_{ac} = 0.005[s]$$

$$F_{\max}(sh_flex, sh_ext) = 800[N] \quad F_{\max}(el_flex, el_ext) = 700[N]$$

$$F_{\max}(dj_flex, dj_ext) = 1000[N]$$

$$B = 4.5[N \cdot s / rad] \quad Bp = 0.2[N \cdot s / rad]$$

$$Ks = 30[N / rad] \quad Kp = 1.5[N / rad]$$

5.3 肘単関節モデルを用いた終端位置制御仮説の検証

5.3.1 はじめに

終端位置制御仮説では、中枢神経系は屈筋と伸筋への指令を調整して関節の釣合いの位置(平衡位置)を断続的に変化させることで運動を制御していると考えられる。そこで、この数値実験では平衡位置を指定する入力をステップ状に変化させたときの関節角の時間変化がどうなるか見た。ただし、同じ平衡位置を指定する入力は一意に決まらないので、作動筋と拮抗筋を同時収縮させた場合についてもシミュレートしてみた。

5.3.2 実験条件

このシミュレーションでは、5.2節で説明したマニピュレータの肘の部分と肘の屈筋と伸筋のみを取り出して用いた。2関節筋は考えない。パラメータは5.2節で記述した通りである。

最初の釣合いの位置を1秒間保持した後、入力をステップ状に変化させ、その後の関節角の時間変化を20秒間追った。最初の位置と、変化後の平衡位置の組み合わせは、

① $75^\circ \rightarrow 105^\circ$ 、 $85^\circ \rightarrow 115^\circ$ (屈曲 30°)

② $60^\circ \rightarrow 120^\circ$ (屈曲 60°)

③ $105^\circ \rightarrow 75^\circ$ 、 $115^\circ \rightarrow 85^\circ$ (伸展 30°)

④ $120^\circ \rightarrow 60^\circ$ (伸展 60°)

とした。また、 $75^\circ \leftrightarrow 105^\circ$ と $60^\circ \leftrightarrow 120^\circ$ の条件に関しては同時収縮させた場合についても実験してみた。

筋モデルは、5.2節で説明したように、神経入力だけでなくその長さによっても張力が変化する。平衡位置はその性質を利用して指定できる。例えば、 75° を指定する場合は、関節角が 75° のときに屈筋と伸筋の張力が等しくなるように神経入力を選んだ。同時収縮でない条件では、

屈筋もしくは伸筋の一方のみを活性化した(屈筋もしくは伸筋のどちらか一方は神経入力を0とした)。

上記のような状態にある屈筋・伸筋の両方の張力を同じ大きさだけ増大させても、平衡位置は変化しない。すなわち、平衡位置を決める張力の組み合わせには一意には決まらない。この不定性を利用して、屈・伸筋の最大張力の 10%もしくは 30%の張力を屈筋・伸筋の両方に余分に発生させることで同時収縮をシミュレートした。

5.3.3 結果

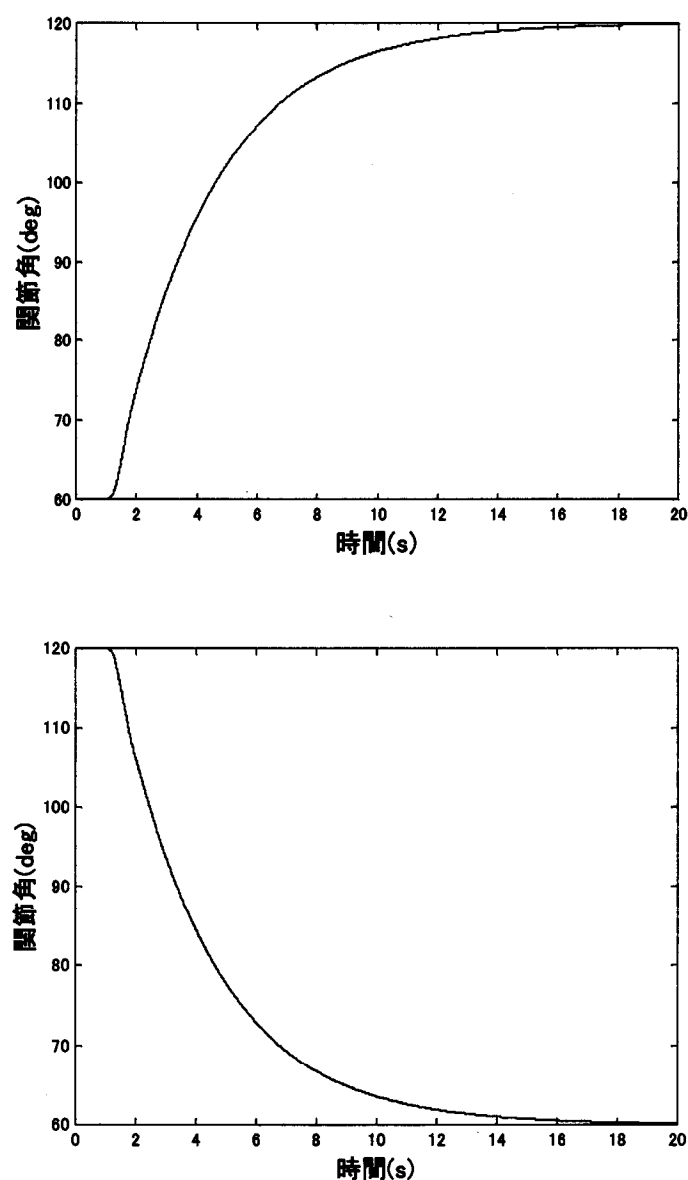


図 5.3 終端位置制御仮説の検証
(上)同時収縮のない場合 (下)同時収縮(30%)のある場合

図から明らかなように、関節角は20秒近くかけて新たな平衡位置に到達した。ここでは 60° の屈曲・伸展を表したが、 30° の伸展・屈曲でも関節角の時間変化は同じようになった。また、同時収縮の有無は関節角の時間変化に影響を与えなかった。

5.3.4 考察

Bizzi ら(1984)のアカゲザルを用いた実験では、 60° の前腕運動の運動時間は $692 \pm 67\text{ms}$ であった。それに対して、このシミュレーションは約20秒であり、およそ30倍の違いがある。筋・関節モデルのパラメータが正しく推定されているとすると、アカゲザルとヒトという違いはあるものの、このシミュレーションの運動時間は長すぎるので、運動制御の方法として終端位置制御が用いられているとは考えにくい。また、平衡点が滑らかに変化するような仮想軌道が計画されるとはなおさら考えにくい。もし、平衡点が滑らかに変化すると、腕を加速する力は、平衡点が急激に変化する終端位置制御の場合よりもさらに弱くなり、運動時間が長くなるからである。

中枢神経系は、作動筋で加速し拮抗筋で減速するといった方法で腕を動かしているのではなかろうか。この点に関しては、6章で考察する。

5.4 肘単関節運動中に外乱を加えた場合の反応

5.4.1 はじめに

本節では、Bizzi ら(1984)の結論(2.3節参照)が正しいかどうか検討するため、肘単関節モデルに運動を助けるような関節周りのトルクを加えて、関節角の時間変化がどうなるか調べた。前節の数値実験との違いは外からトルクを加える点である。5.3節で同時収縮の効果が特に見られなかったので、同時収縮のない条件のみで実験を行った。

5.4.2 実験条件

基本的には5.3節と同様であるが、 60° から 120° の屈曲と 120° から 60° の伸展についてのみシミュレーションを行った。初期姿勢(最初の関節の平衡位置)を1秒間保持した後、神経入力をステップ状に変化させた。5.3節の同時収縮のない条件と同様に、拮抗する屈筋・伸筋のうちどちらか一方への神経入力に0にした。神経入力を変化させると同時に、運動を助ける向きに

矩形の外力を加えた。外力(トルク)の大きさと持続時間は、1.2~1.4Nm、0.15s である。持続時間は Bizzi ら(1984)に基づいた。

5.4.3 結果

図 5.4 に 60° から 120° の屈曲運動に 1.3Nm の外力を加えた場合の関節角の時間変化を示す。伸展運動の場合も、外力が 1.2、1.4Nm の場合もほぼ同ような結果になった。平衡位置をステップ状に変化させただけで、肘が戻る現象を再現された。どの条件でも、肘は初期位置の方へ 15° 弱戻ってから目標位置に向かった。

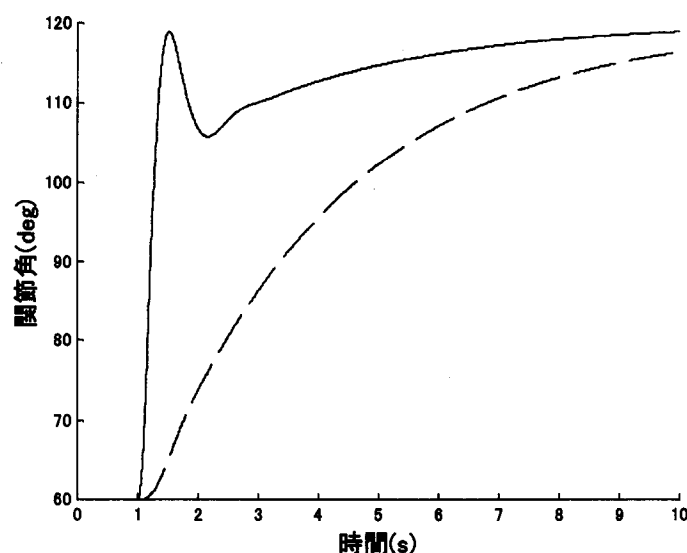


図 5.4 外力を加えたときの肘の運動(Bizzi et al., 1984 の実験)
図 5.3 と異なり10秒間の時間変化を示している。
破線は外力を加えない場合

5.4.4 考察

Bizzi らは肘が戻る現象は、終端位置制御仮説を否定し、中枢神経系は関節角の平衡位置を段階的に変化させているとする仮想軌道制御仮説を支持すると考えた。しかし、入力がステップ状に変化しても肘が戻るというこの数値実験の結果は、彼らの推論が必ずしも正しくないことを示している。

おそらく、肘を戻す力は拮抗筋の直列弾性要素に由来するのであろう。筋モデルが外力によって伸ばされるとき、拮抗筋の収縮要素の伸張が筋全体の伸張についていけないために直列弾性要素が引き伸ばされる。その結果外力が作用しなくなったときに作動筋の張力を拮抗筋の張力が

上回り、肘が戻ると考えられる。

生理学的な視点から以上のことを解釈すると次のようになるだろう。筋に内在する粘性のために、拮抗筋の筋繊維(筋フィラメント)間の相対速度が、外力による伸張の速度を下回り、筋繊維に弾性エネルギーが蓄積する。外力がなくなったときに作動筋の張力に打ち勝って、そのエネルギーが開放され、肘が拮抗筋側に移動する。

本節では、筋への入力として、終端位置制御仮説に基づいたものを用いたが、筆者は終端位置制御仮説が正しいと主張したい訳ではない。前節の考察で述べたように、作動筋によって肘は加速され拮抗筋によって減速されるような制御指令が適切であると考えている。このような腕を加速し減速するような入力の構成を試みたがうまくいかなかったため、終端位置制御仮説に基づいた入力を用いた。次節でも同様の理由で、同じ入力を用いている。

5.5 2関節モデルのステップ入力に対する応答

5.5.1 はじめに

本節では、手先軌道の特徴が骨格系の物理特性に由来するものかどうか検討するため、終端位置制御仮説に基づいたステップ状に変化する入力を与えたときの、2関節モデルの手先軌道を調べた。Massone & Myers(1996)と同様なシミュレーションであるが、ここでは2関節筋に関するパラメータを若干変化させ、彼ら(数 100 ミリ秒)よりも長く(10 秒)応答を観察した。

5.5.2 実験条件

5.4と同様に、最初の平衡位置を1秒間保持した後、入力をステップ状に変化させ、その後の手先位置の軌道(手先位置の時間変化)を9~10秒間追った。始点と目標点は、肩と肘の関節角の組み合わせか、手先位置の座標で指定した。手先位置の座標で指定した場合は、逆運動学計算を行い、肩と肘の関節角の組み合わせに変換した後、筋モデルへの入力を計算した。図 5.8、5.11 では、手先位置から関節角の組み合わせを求め、筋モデルへの入力を計算した。

また、2関節筋の影響を調べるため、2 関節筋がない場合の軌道についても計算した(図 5.9、5.10、5.11)。

5.5.3 結果

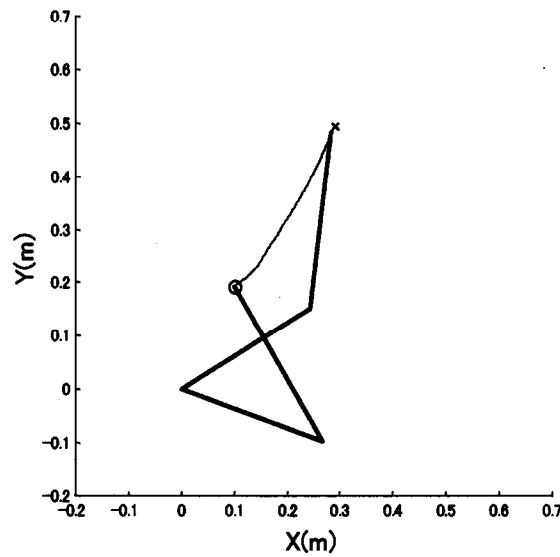


図 5.5 手先の軌跡 ○は始点、xは目標点を表している

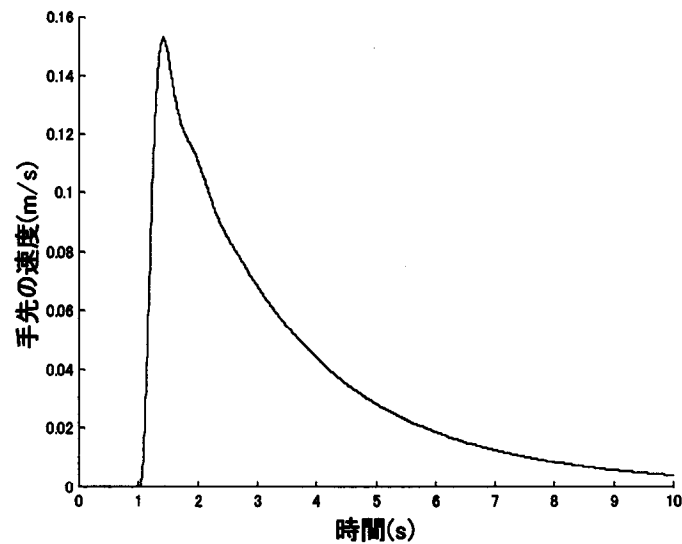


図 5.6 手先位置の速度の時間変化

図 5.5、図 5.6 は始点(最初の平衡位置)の関節角 $\theta_1 = -20^\circ$ 、 $\theta_2 = 140^\circ$ 、目標点(入力変化後の平衡位置)の関節角 $\theta_1 = 35^\circ$ 、 $\theta_2 = 45^\circ$ とした場合の、手先の軌跡と接線方向の速度変化を示している。図 5.5 では、座標(0,0)が肩の位置で、2本の折れ線は腕の初期位置と運動開始から9秒後(時刻10秒)の位置を表している。図 5.7 に運動開始直後(神経入力の変化は時刻1秒のとき)の速度変化を拡大したものを示す。運動開始後 0.7 秒間の速度変化の形状はベル型(の一部)に近い。

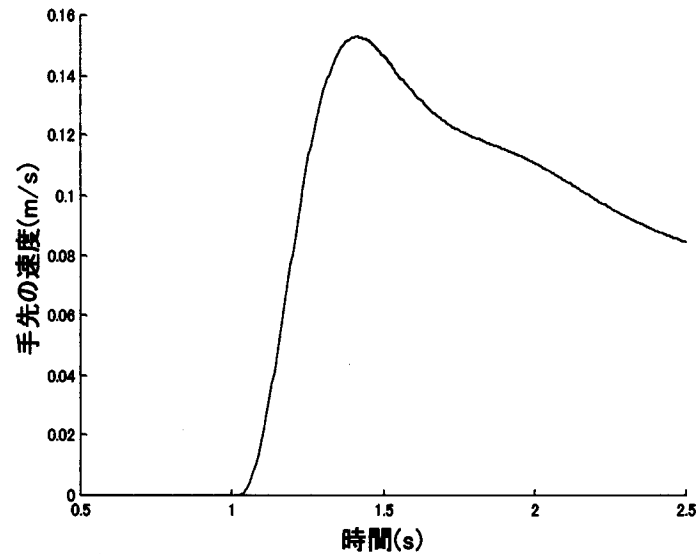


図 5.7 手先の接線方向の速度変化
運動開始後の 1.5 秒間

軌跡に関しては、図 5.5 にあるような直線がわずかに曲がった曲線になる場合もあるが、始点と目標点の取り方によっては、円弧に近い曲線になる場合もあった(図 5.8、計測した手先軌道は、図 2.7、3.1)。始点と目標点が、肩を中心とする放射線状にある場合は軌跡は直線的になり、同心円状にある場合は軌跡は円弧に近い曲線になった。

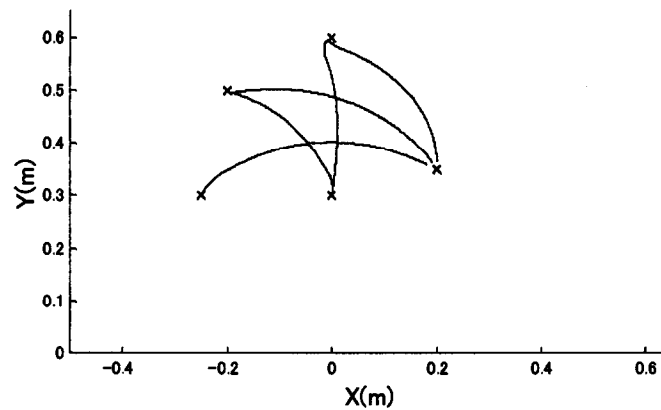


図 5.8 手先の軌跡(その2)
座標(0,0)が肩の位置

また、2関節筋がない場合は、軌跡が変化若干変化したもの、それほど大きな変化は見られなかった(図 5.9、5.10、5.11)。

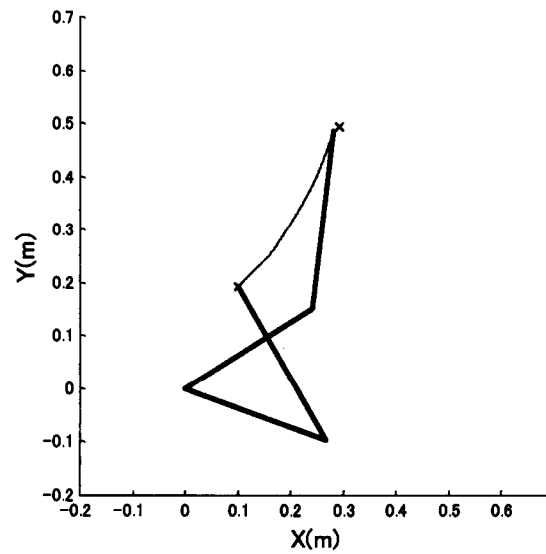


図 5.9 手先の軌跡(2関節筋がない場合)
2関節筋の有無以外は図 5.5 と同条件

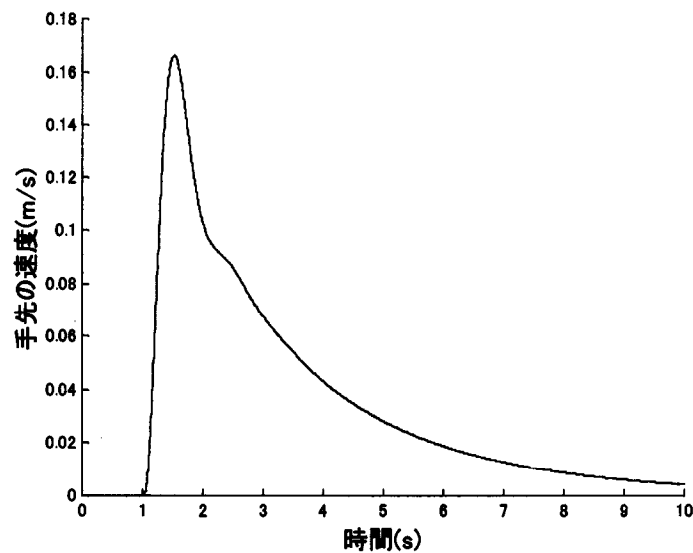


図 5.10 手先位置の速度の時間変化(2関節筋がない場合)
図 5.9 の軌跡に対応

5.5.4 考察

ほぼ直線的な手先の軌跡は、始点・目標点の位置が肩を中心とする放射線状にある場合は再現することができたが、始点・目標点の位置にかかわらず再現することはできなかった。一方、運動開始後1秒弱の時間に関してみれば、ベル型の速度の時間変化が再現された。

Morasso(1981)は手先軌道がほぼ直線であることから軌道が外界座標系で計画されると推論した。しかし、ここに示した数値実験の結果は、意図してそのように軌道を計画しなくても、直線的

な手先軌道が生じる場合があることを示した。したがって、直線的な軌道の原因はさらに詳しく検討されるべきである。

本節の数値実験では、終端位置制御仮説に基づいた入力を与えたが、5.3節の結果から、このような入力は生体で実際に使われているとは考えにくい。前2節の考察で述べたように、積極的に腕を加減速するような入力を与えた場合に、手先の軌道がどうなるか検討する必要がある。特に、手先速度の時間変化に関しては、積極的に腕を減速すれば、右に長く引いた尾は消失して、全体としてベル型の速度変化が再現できることが十分考えられる。

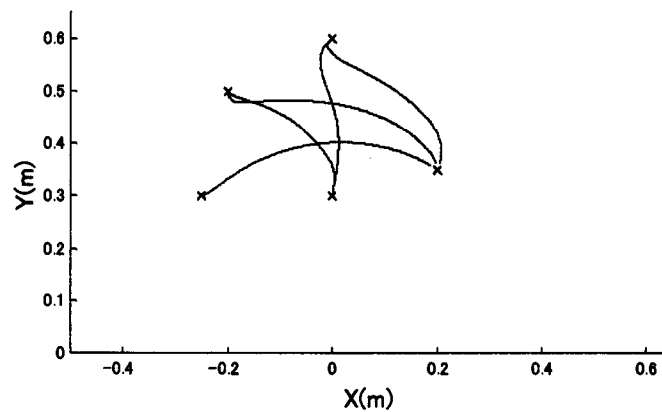


図 5.11 手先の軌跡(2関節筋がない場合 その2)
図 5.8 に対応

第6章

本研究の問題点

6.1 はじめに

この章では、本研究の問題点と今後の課題について、5章では記述しなかった数値実験にも触れながら、議論する。

6.2 筋モデルの構造とパラメータの問題

本研究で用いた筋モデルでは、簡単化のため、収縮要素中の粘性係数を一定とし、直列弾性要素も線形化した(5.2節参照)。しかし、このように線形化したモデルでは実際の筋の振る舞いを完全には記述できない。より厳密なモデルにおいては、収縮要素中の粘性係数は収縮要素の短縮速度や張力に依存し、直列弾性要素も非線形な特性を持っている。

したがって、非線形な特性を考慮したより厳密な筋モデルを用いた場合に、5章の数値実験の結果にどのような違いが生じるのか検討することは、今後の課題である。Winters & Stark(1985)のモデルをもとに、本研究のモデルの直列弾性要素に非線形性を加えた肘関節のモデルを用いて、5.4節と同様の数値実験をしたところ、予備的な結果ではあるが、腕が戻る現象が再現できた。

本研究の筋モデルのパラメータは Massone & Myers(1996)に基づいたが、彼らのパラメータの値には十分な根拠がないように思われた。そこで、パラメータのうち K_s についてのみ、3～300[N/rad]の範囲で変化させ、5章の数値実験の結果にどのような影響を及ぼすか検討した。

5.3節の数値実験に関しては、 K_s の値が小さいと系はやや振動的になるが、関節角の時間変化に大きな影響はなかった。一方、5.4節の外乱を加える数値実験では、 K_s の値が小さいと系が振動的になり、逆に大きいと腕は戻らずに直接目標位置に到達した。また、5.5節の数値実験では、 K_s の値を 30 よりも大きくしても変化はほとんどなかったが、 K_s が十分の一程度になると手先速度の時間変化が複数のピークを持つようになり、軌跡も蛇行した形になった。以上のことから、 K_s の値が小さいと系が不安定なり外乱などに影響されやすくなると推測される。

6.3 先行研究と本研究の筋モデルの相違

この節では、Katayama & Kawato(1993)を始めとする先行研究で用いられたモデルと本研究で用いたモデルの相違に関して考察する(3.6、5.2節参照)。

筋生理の実験をしたことのある筆者は、3. 6節の筋モデルをはじめて知ったとき、強い違和感を覚えた。筋肉はバネに近い性質を持っているかもしれないが、自然長が神経入力によって変化するというのはどうも納得できなかった。4. 2節で述べたように、筋張力の源は二つのフィラメントの相互作用で、神経入力によって変化するのは、相互作用するフィラメントの割合であるといつてよい。フィラメントの相互作用は、入力にかかわらず、隣り合うZ帯どうしの距離がA帯の長さに等しくなるまで続く。つまり、発生する張力は入力に依存するが、短縮が終了する位置は入力に依存しない。このようなことを考慮すると、入力によって自然長が変わり、その結果張力が変化する3. 6のモデルよりも、張力が直接変化する本研究のモデルのほうが現実の骨格筋の構造をよくモデル化していると言える。

また、3. 6節のモデルには、活動電位が筋収縮へ変換されるプロセスが含まれていないので、急激な入力の変化は直接張力の変化となって現れる。したがって、これを採用した場合、終端位置制御仮説のような運動指令が不連続に変化する制御方法は、肘関節の加速度が滑らかにならないという理由で棄却されてしまう。しかし、本研究のモデルでは運動指令が急激に変化しても張力は急激には変化しないので、関節の角加速度が滑らかということから、運動指令が滑らかに変化するという結論は導かれない。

一定の姿勢を維持している状態と運動している状態での肘関節の剛性を推定したところ、姿勢保持をしている状態では $2 \sim 12 \text{ Nm/rad}$ (MacKay et al, 1986) で、運動している状態では $2 \sim 9 \text{ Nm/rad}$ (Bennett et al., 1992) であった。また、姿勢保持中の手先の剛性から推定した研究では、肘関節の剛性は $10 \sim 40 \text{ Nm/rad}$ (Mussa-Ivaldi et al., 1985) であった。このように、剛性は運動中のほうが小さいと推定されているが、このことは3. 6節のモデルに矛盾しそうである。運動中は神経からの入力は大きくなり、このモデルでは筋の剛性は増大し、関節の剛性も大きくなるはずである。

もっとも、筋や関節の剛性は筋そのものの特性だけでなく、筋紡錘やゴルジ腱器官からのフィードバックもかかわっているので、注意して議論しなければならない。運動中は伸張反射等が抑えられていることが分かっている (Rudomin, 1990)。このことと合わせて考えれば、筋そのものの剛性があがっても、反射系に由来する剛性が減少することで、関節の剛性が運動中に低くなるとしても不思議はない。しかし、本研究のモデルならば運動中に剛性の値が増加することはないので、運

動中に脊髄反射が抑えられることと考え合わせれば、運動中の関節の剛性が減少することをより自然に説明できる。

3. 6節のモデルは入力によって変化する自然長があるが、本研究のモデルにはない。したがって、入力を与えつづけた場合、前者では自然長に達すれば筋の短縮は終わるが、後者では(拮抗筋の張力や外力が働かない場合)いくらでも短縮してしまう。このことは、前者で自然長が入力によって変化すると同様、不自然である。後者には、短縮の限度を定めるような何らかの仕組みが必要である。

6.4 筋モデルへの入力信号

筋モデルへの入力をステップ状に変化させて、平衡位置を目標点にあわせる制御信号は、運動が終了するのに時間がかかり過ぎるので、生体の運動制御で用いられているとは考えにくい。

5. 3節の考察に述べたような、作動筋によって腕を加速し拮抗筋で減速する運動指令の構成を試みた。作動筋に矩形波を入力した後、拮抗筋に作動筋へ入力よりは振幅がやや小さい矩形波を入力してみた。矩形波の大きさや、2つの筋に入力するタイミングをいろいろ調整してみたが、観測されているような関節角の時間変化を再現するような条件は見つからなかった。

運動している腕は運動エネルギーを持っているので、腕を止めるためにはそのエネルギーを何らかの方法で逃す必要がある。拮抗筋を活性化して腕を減速すると、運動エネルギーは拮抗筋の直列弾性要素に吸収される。しかし、拮抗筋に蓄積されたエネルギーは止まった腕を逆向きに加速してしまう。このような理由で腕は止まったあと逆向きに動いてしまい、到達点で止まらなかった。運動エネルギーをうまく開放する制御方法を考案することは、今後の重要な課題である。また、粘性が十分大きければ、このような問題は生じないので、筋モデルの粘性の値が正しいかどうか検討する必要がある。

6.5 筋の固有受容器

筋肉内にはその長さの変化を検出する筋紡錘があり、筋と骨をつなぐ腱には張力を測るゴルジ腱器官がある。これらの受容器は運動制御において何らかの働きをしていることが十分考えられるが、モデル化が難しいためか、到達運動に関する仮説ではその働きがあまり考慮されていない。

これらの受容器をモデル化し、筋モデルに取り込んでいくことも今後の重要な課題である。モデル化によって、関節剛性の調整にこれらの受容器のどのように関わっているのかについて、何らかの示唆が得られるに違いない。

第7章

結論

7.1 研究成果の要約

本研究では、到達運動制御に関する有力な仮説を検討し、手先の軌道全体が陽に計画される点に問題があるとの結論に達した。そして、軌道が計画されていることの根拠となっている現象、すなわち、手先軌道の特徴と Bizzi ら(1984)の実験結果が、骨格系の特性に基づいて説明できないかを数値実験によって検討した。

到達運動制御に関する有力な仮説では、運動開始前に軌道全体が計画される。しかし、3章で引用した、運動開始後の情報が進行中の運動に影響を及ぼすことを示唆する行動実験の結果は、軌道が計画されると仮定すると説明ができないことを本研究では指摘した。

計画された目標軌道から運動指令を生成するには、骨格系の逆ダイナミクスモデルが必要である。到達運動と同様に他の様々な運動においても目標軌道があると考え、道具を用いるような場合は骨格系の物理特性が変化するので、道具ごとに逆ダイナミクスモデルが必要になる。人や類人猿は様々な道具を使いこなすので、かなりの数の逆ダイナミクスモデルが脳内に存在することになり、筆者には不自然に思われる。さらに、筋肉は疲労によって特性が変化するため、正確な逆ダイナミクスモデルを獲得することが本当に可能なのか、獲得できたとしても果たして有効なのか、という疑問も残る。本研究では、逆ダイナミクスモデルにかかわるこうした困難な点についても指摘した。

本研究の数値実験では、骨格筋が本研究で用いたモデルと同様の特性を持つのであれば、平衡位置を指定する筋への入力之急激に変化しても、Bizzi ら(1984)の実験の結果を再現できることを示した。したがって、Bizzi らが推論したように中枢神経系は関節角の平衡位置を滑らかに変化させている、とは必ずしも言えないことが分かった。よって、平衡位置の時系列としての目標軌道が計画されているとは、この実験結果からは必ずしも言えないことを明らかにした。

一方、手先軌道を調べた数値実験では、直線的な軌道は十分再現できなかったが、ベル型の速度の時間変化や滑らかな加速度の変化はある程度再現できた。計測された手先軌道は、始点と終点の位置にかかわらず直線的になる。本研究の数値実験の結果は、始点と終点の位置によっては直線的な軌道が得られるものの、全域に渡って直線的な軌道を得ることはできなかった(図 5.5、5.8)。また、手先速度の時間変化は、全体としてみれば右に大きく伸びた山形の波形で、ベル型とは言い難い形状になった。しかし、運動開始後1秒弱の部分に関しては、滑らかに速度が

増加したのちピークに到達するベル型になった(図 5.7)。本研究では、終端位置制御仮説に従った制御信号を入力したが、運動の前半で腕を加速し、後半で腕を減速するような制御信号を与えれば、結果として、対称な山型の曲線が得られることが十分考えられる。

7.2 むすび

4章で骨格筋の特性について詳しく論じたことから伺えるように、筆者は運動制御の問題を考える上で、体の物理特性を十分に理解することが必須であるという見解を持っている。工学上の制御の問題でも、被制御系の特性を調べることなくしてその制御方法を考えることは困難であろう。前章で考察したように、本研究で用いた骨格系のモデルにはまだまだ不十分な点が多いが、実際の骨格系の特性を忠実に再現するように少しずつ改良し、人や動物の行う巧みな運動を実現しているメカニズムに迫っていきたい。

参考文献

Abend, W., Bizzi, E., Morasso, P. : Human arm trajectory formation. *Brain*, 105, 331-348 (1982).

甘利俊一, 外山敬介 (編): 『脳科学大辞典』. 朝倉書店 (2000).

Bennett, D. J. : Torques generated at the human elbow joint in response to constant position errors imposed during voluntary movements. *Experimental Brain Research*, 95, 488-498 (1993).

Bennett, D. J., Hollerbach, J. M., Xu, Y., Hunter, I. W. : Time-varying stiffness of human elbow joint during cyclic voluntary movement. *Experimental Brain Research*, 88, 433-442 (1992).

Bizzi, E., Accornero, N., Chapple, W., Hogan, N. : Posture control and trajectory formation during arm movement. *The Journal of Neuroscience*, 4, 2738-2744 (1984).

Bizzi, E., Mussa-Ivaldi, F. A. : Chapter 19. In Posner, M. I. (Ed.) *Foundation of Cognitive Science*. MIT Press, Cambridge, Massachusetts. (1991).

Bizzi, E., Polit, A., Morasso, P. : Mechanism underlying achievement of final head position. *Journal of Neurophysiology*, 39, 435-444 (1976).

Desmurget, M., Jordan, M., Prablanc, C., Jeannerod, M. : Constrained and unconstrained movements involve different control strategies. *Journal of Neurophysiology*, 77, 1644-1650 (1997).

Feldman, A. G. : Functional tuning of the nervous system with control of movement or

- maintenance of a steady posture. III. Mechanographic analysis of execution by man of the simplest motor tasks. *Biophysics*, 11, 766-775 (1966).
- Flanagan, J. R., Ostry, D. J., Fel'dman, A. G. : Control of human jaw and multi-joint arm movements. In Hammond, G. E. (Ed.) *Cerebral Control of Speech and Limb Movements*. Elsevier Science, North-Holland, 29-58 (1990).
- Flash, T. : The control of hand equilibrium trajectories in multi-joint arm movements. *Biological Cybernetics*, 57, 257-274 (1987).
- Flash, T., Hogan, N. : The coordination of arm movements: An experimentally confirmed mathematical model. *The Journal of Neuroscience*, 5, 1688-1703 (1985).
- Foley, J. M. : Binocular distance perception. *Psychological Review*, 87, 411-434 (1980).
- Gomi, H., Kawato, M. : The change of human arm mechanical impedance during movements under different environmental conditions. *Society for Neuroscience Abstracts*, 21, November 11-16, San Diego, 686 (1995).
- Gomi, H., Kawato, M. : Equilibrium-point control hypothesis examined by measured arm stiffness during multi-joint movement. *Science*, 272, 117-20 (1996).
- Gomi, H., Koike, Y., Kawato, M. : Human hand stiffness during discrete point-to-point multi-joint movement. *Proceedings of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, October 29-November 1, Paris France, 1628-1629 (1992).
- Hill, A. V. : The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of Royal Society of London, Series B*, 126, 136-195 (1938).

Hogan, N. : An organization principle for a class of voluntary movements. *The Journal of Neuroscience*, 4, 2745-2754 (1984).

Hogan, N. : Impedance control: an approach to manipulation: Part I. Theory. *ASME. Journal of Dynamic System, Measurement and Control*, 107, 1-7 (1985a).

Hogan, N. : Impedance control: an approach to manipulation: Part II. Implementation. *ASME. Journal of Dynamic System, Measurement and Control*, 107, 8-16 (1985b).

Hogan, N. : Impedance control: an approach to manipulation: Part III. Applications. *ASME. Journal of Dynamic System, Measurement and Control*, 107, 17-24 (1985c).

Hollerbach, J. M. : Computers, brains and the control of movement. *Trends in Neurosciences*, 5, 189-192 (1982).

Indow, T., Watanabe, T. : Alleys on an extensive apparent frontoparallel plane : a second experiment. *Perception*, 17, 647-666 (1988).

金子勇一, 中野恵理, 大須理英子, 和田安弘, 川人光男 : Euler-Poisson 方程式を用いた指令トルク変化最小軌道生成. 『電子情報通信学会論文誌』, DII 83, 1381-1391 (2000).

Katayama, M., Kawato, M. : Virtual trajectory and stiffness ellipse during multijoint arm movement predicted by neural inverse models. *Biological Cybernetics*, 69, 353-362 (1993).

川人光男 : 『脳の計算理論』. 産業図書 (1996).

- Keslo, J. A. S., Southard, D. L., Goodman, D. : On the nature of human interlimb coordination. *Science*, 203, 1029-1031 (1979).
- Massone, L. L. E., Myers, J. D. : The role of plant properties in arm trajectory formation : A neural network study. *IEEE Transactions on System, Man and Cybernetics Part B*, 26, 719-732 (1996).
- Morasso, P. : Spatial control of arm movements. *Experimental Brain Research*, 42, 223-227 (1981).
- Mussa-Ivaldi, F. A., Hogan, N., Bizzi, E. : Neural, mechanical, and geometric factors subserving arm posture in humans. *The Journal of Neuroscience*, 5, 2732-2743 (1985).
- 中村隆一, 斎藤宏 : 『基礎運動学』. 医歯薬出版 (1992).
- Osu, R., Uno, Y., Koike, Y., Kawato, M. : Possible explanations for trajectory curvature in multijoint arm movements. *Journal of Experimental Psychology. : Human Perception and Performance*, 23, 890-913 (1997).
- Pelisson, D., Prablanc, C., Goodale, M. A., Jeannerod, M. : Visual control of reaching movements without vision of the limb : II. Evidence of fast unconscious processes correcting the trajectory of the hand to the final position of a double-step stimulus. *Experimental Brain Research*, 62, 303-311 (1986).
- Polit, A., Bizzi, E. : Characteristics of the motor programs underlying arm movements in mokeys. *Journal of Neurophysiology*, 42, 183-194 (1979).

Prablanc, C., Pelisson, D., Goodale, M. A. : Visual control of reaching movements without vision of the limb : I. Role of retinal feedback of target position in guiding the hand. *Experimental Brain Research*, 62, 293-302 (1986).

Prablanc, C., Echallier, J. F., Komilis, E., Jeannerod, M. : Optimal response of eye and hand motor systems in pointing at a visual target : I. Spatio-temporal characteristics of eye and hand movements and their relationships when varying the amount of visual information. *Biological Cybernetics*, 35, 113-124 (1979).

杉晴夫 : 『筋運動の進化』. 東京大学出版 (1977).

Uno, Y., Kawato, M., Suzuki, R. : Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement – minimum torque-change model. *Biological Cybernetics*, 61, 89-101 (1989).

Winters, J. M., Stark, L. : Muscle models : What is gained and what is lost by varying model complexity. *Biological Cybernetics*, 55, 403-420 (1987).

Wolpert, D. M., Ghahramani, Z., Jordan, M. I. : Perceptual distortion contributes to the curvature of human reaching movements. *Experimental Brain Research*, 98, 153-156 (1994).