

平成15年度
修士論文

筋特性を考慮した上肢到達運動の研究

電気通信大学大学院 情報システム学研究科
情報ネットワーク学専攻
ヒューマンインターフェース学講座
0251032 村上敏之

指導教官
阪口 豊
神原 武志
岡田 和則

提出年月日
2004年3月10日

目次

第1章	序論	2
第2章	従来の到達運動研究	3
2.1	軌道を計画する到達運動の仮説	3
2.1.1	筋肉のバネ的特性に基づく仮説	3
2.1.2	最適化規範に基づく仮説	6
2.2	骨格筋モデル	13
2.3	従来の研究と本研究のアプローチ	18
第3章	筋特性を考慮した到達運動モデル	22
3.1	筋モデル	22
3.2	腕モデル	25
3.3	筋モデルへの指令波形の設定	26
第4章	数値実験	28
4.1	単関節運動	28
4.1.1	数値実験の条件	28
4.1.2	結果	29
4.2	二関節運動	32
4.2.1	数値実験の条件	32
4.2.2	結果	32
4.3	到達運動の特徴と筋モデルの性質	36
4.4	運動指令の補間	40
4.4.1	運動方向に対する補間	40
4.4.2	姿勢に対する補間	45
4.5	Bizziらの実験の再現	48
4.6	筋の要素とエネルギーの関係	50
第5章	考察	52
5.1	生成された軌道の特徴	52
5.2	本研究の成果と今後の課題	53
5.3	結果のまとめ	54
第6章	結論	56

第1章 序論

ヒトやサルなどの動物が目標に向かって手を伸ばす運動を到達運動とよぶ。水平面内における到達運動の軌道は、運動の条件に関わらず共通の特徴が見られる [17]。このことから、到達運動は何らかの規範に基づいて行われると考えられている。そして、このような特徴を説明する計算理論として、最適化規範に基づく軌道計画モデルが提案されてきた [5, 8, 20]。

これまで提案された理論によって、到達運動の軌道はよく再現することができる。しかし、到達運動の軌道が再現できることと、最適化規範に基づいて到達運動が行われていることとは別問題である。実際の到達運動の特徴が、最適化規範に基づいて実現されているかどうかはまだわからない。また、これまで提案された理論では、最適化規範に基づき脳が手先軌道を計画すると仮定されてきた。しかし、実際に脳が陽に軌道を計画しているかどうかは明らかではない。脳が陽に軌道を計画せず運動を行う方法で到達運動を再現することはできないだろうか。

このような問題意識に基づき、筆者らは軌道を陽に計画することなく、運動指令を生成する到達運動モデルの可能性を検討してきた。和田ら [21] は、軌道の特徴を生み出す原因が筋の動特性にあるのではないかと考え、筋骨格の特性を詳細に考慮したモデルを使用することで、軌道を計画することなく到達運動の特徴を再現できるかどうかを数値実験によって検証した。その結果、到達運動の特徴を部分的に示すことができた。

本研究では、このモデルに入力する運動指令を操作することにより、到達運動の特徴をどこまで再現することができるか数値実験によって検討した。

第2章 従来の到達運動研究

本章では、従来の到達運動研究において本研究に関連する事柄を説明する。2.1節では、到達運動の計算理論における研究で、運動に先だてて手先軌道を計画する到達運動の仮説について述べる。本論文では、仮説の中でも代表的な二つのアプローチから研究された事柄について説明する。

また到達運動の研究には、手先軌道を計画するアプローチとは別に、骨格筋モデルを構成して運動をシミュレートする研究もある。2.2節では、それらに用いられる筋肉のモデルについて述べる。そして2.3節では、2.1節と2.2節を踏まえた上で本研究のアプローチについて述べる。

2.1 軌道を計画する到達運動の仮説

本節では、従来の到達運動の計算理論における研究について、筋肉のバネ的な特性に基づく仮説と最適化規範に基づく仮説の二種類のアプローチから研究された事柄を述べる。

2.1.1 筋肉のバネ的特性に基づく仮説

到達運動は腕の筋肉を動かすことによって実現される。筋肉は、主な特性の一つとしてバネ的な特性を持っている。バネは伸ばされるとより強い力を発生し、反対に縮められると力を発生しにくくなる。筋肉も同様に、伸ばされると力を発生し、縮まると力を抑制するようになっている。

このような筋肉のバネ的特性に基づく仮説の代表例として、

- 筋肉のバネ的特性を利用した仮説 (仮想軌道制御仮説)
- 筋肉のバネ的特性と反射の機構を利用した仮説 (λ -model)

がある。この二つの仮説について説明する。

まず最初に、筋肉のバネ的な特性を利用した仮想軌道制御仮説について説明する。

Bizziら [1, 18] は、訓練したサルに目標位置を提示して、頭や腕を動かす運動を行かせたところ、最終的な頭や前腕 (肘から手首までの部位) の位置は筋肉の出す力が釣り合う位置になっていた。さらに、同様の実験を、正常な動物と身体の末梢から脳に向かって情報を送る求心性の神経を切断した動物に対して行った。実験の結果、どちらの場合も目標位置に頭や腕を動かすことができた。また、外乱を与えて頭や腕の初期位置を変えても、同様の結果が得られた。さらに、運動中の目標と頭や腕との視覚による誤差情報 (視覚フィードバック情報という) がなくても同様の結果が得られた。

このような実験結果から、Bizziらは、運動中の軌道を陽に求めなくても、筋肉のパネ的な特性を利用して、始点位置から終点位置へ筋張力の平衡点をシフトさせることで到達運動が達成される、という終端位置制御仮説を提案した。

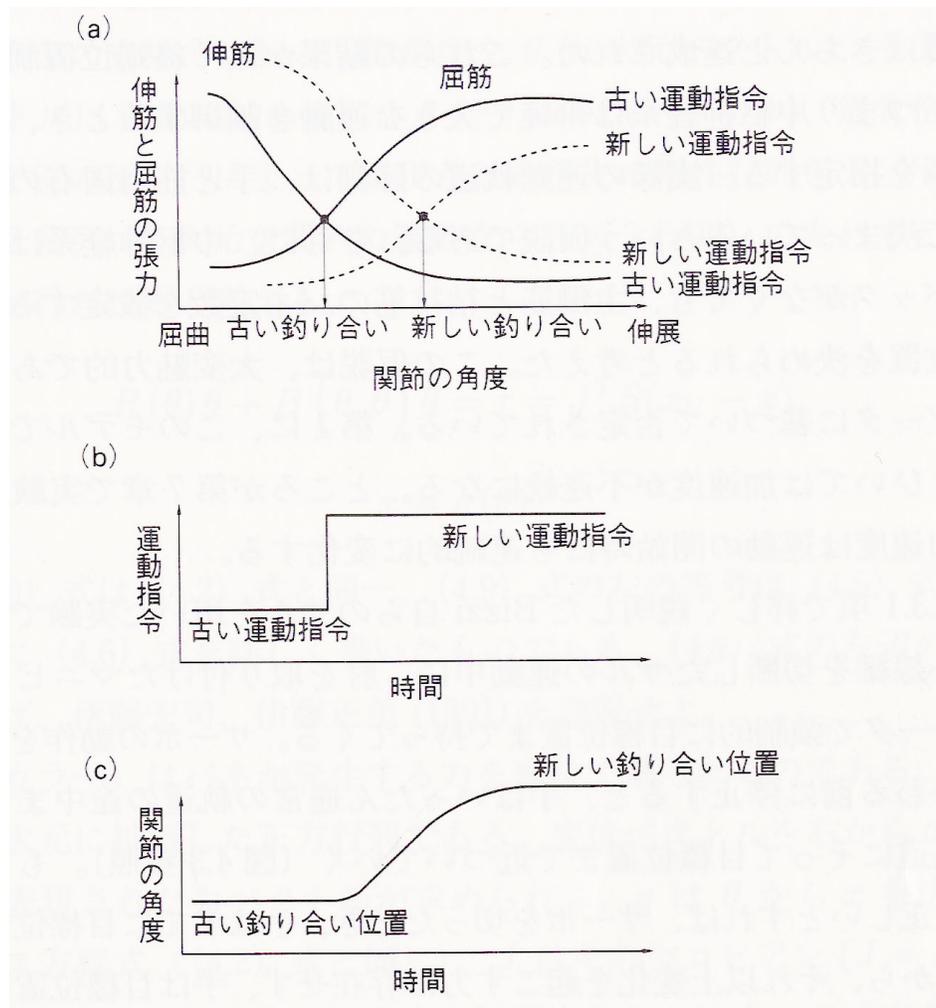


図 2.1: 終端位置制御仮説のしくみ [13]

このモデルでは、図 2.1(a) の実線の交点から破線の交点へ移動するような運動を行

うとき、運動指令を実線で規定するものから破線で規定するものへ、図 2.1(b) のように階段関数的に変化させる。このとき、どのような軌道で腕を動かすかという事は脳内で考慮されない。たとえ運動指令が瞬間的に変化しても、腕の慣性や粘性によって、関節角は滑らかに図 2.1(c) のように変化するという考え方である。

終端位置制御仮説を検証するため、Bizzi ら [2] は次のような実験を行った。まず、サルに肘のみ動かす単関節運動の練習を行わせた。さらに、腕が見えないような状態で運動しているときに、モーターで前腕を目標位置の方へ持って行きモーターを切ると、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 2.2)。

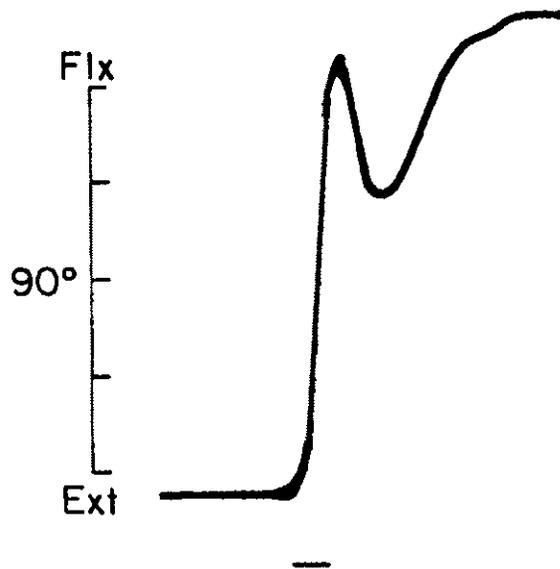


図 2.2: モーターによる外乱の到達実験 (Bizzi ら [2] より改変)

もし、終端位置制御仮説が正しければ、肘関節の釣り合いの位置はモーターを切った時点で目標位置にあるので、前腕はその位置で留まるはずである。なお、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情報を用いることはできない。しかし、腕の筋肉の収縮状態などの情報は用いることができるので、手先位置を知ることができる可能性がある。

そこで、Bizzi らは同様の実験を末梢からの情報を切断したサルにも行った。まず、末梢からの情報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秒間保持した後解放すると腕は最初の位置へ戻った。しかし、目標を提示すると腕を動かすための筋活動が起こり、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。この結果は、脳内で始点と目標位置の情報で平衡点を急激にシフトしているのではなく、途中の軌道が指

定されていることを示唆している、と考えられている。

これらの結果から、Bizziら [2] は、終端位置制御仮説に代わる仮説として、仮想軌道制御仮説を提案した。この仮説は、屈筋と伸筋の平衡位置が軌道として計画され、平衡位置が滑らかに変化することで運動が行なわれる、という考えである。終端位置制御仮説では平衡位置が急激に目標位置に変化した、が、仮想軌道制御仮説は平衡位置が時間とともに徐々に移動していく。結果として平衡位置の変化の軌跡は、実際の手先軌道に先行した軌道を描く (図 2.3)。この仮想軌道が脳で計画され、仮想軌道を追いかけるようにして運動が行われている。

仮想軌道制御仮説の特徴は、平衡点を直線的に変化させれば、筋骨格系の粘弾性によって実際の軌道も仮想軌道に近いものになる点である。さらに、仮想軌道を追いかけるようにして腕を動かすため、実際に手先を動かすのに必要なトルクを計算しなくてもよい点が挙げられる。

次に、反射の機構を利用して筋の活性度を調節を利用した λ -model について説明する。

Feldman ら [4] は、筋の長さによって筋活動の度合いを調整する λ -model を提案した。 λ -model は、反射によって屈筋と伸筋の活性度を調整し、軌道が制御されているという考えである。

この λ -model は仮想軌道制御仮説と同様、筋肉の粘弾性を利用しており、単純な仮想軌道から軌道を生成することができることが特徴である。また λ -model は、肘をすばやく動かした時の筋電 (筋肉から得られる電気的データ) を再現することが可能である。

2.1.2 最適化規範に基づく仮説

本節では、最適化規範に基づく仮説について説明する。

到達運動における手先軌道には、主に二つの特徴がある [17]。特徴とは、

- 2点間運動の手先軌道がほぼ直線を描くこと (図 2.5)
- 手先の接線方向の速度波形がベル型を描くこと (図 2.6)

である。なお、図 2.5 の原点は肩の位置である。

これらの特徴は水平面内の到達運動について共通して見られることから、到達運動は何らかの規範に基づいて行われると考えられている [13]。そして、このような手先軌道の特徴を説明する仮説として、最適化原理に基づく軌道計画モデルが提案された。ここでは、その代表例として、躍度最小モデルとトルク変化最小モデル、終点誤差分散最小化モデルについて説明する。

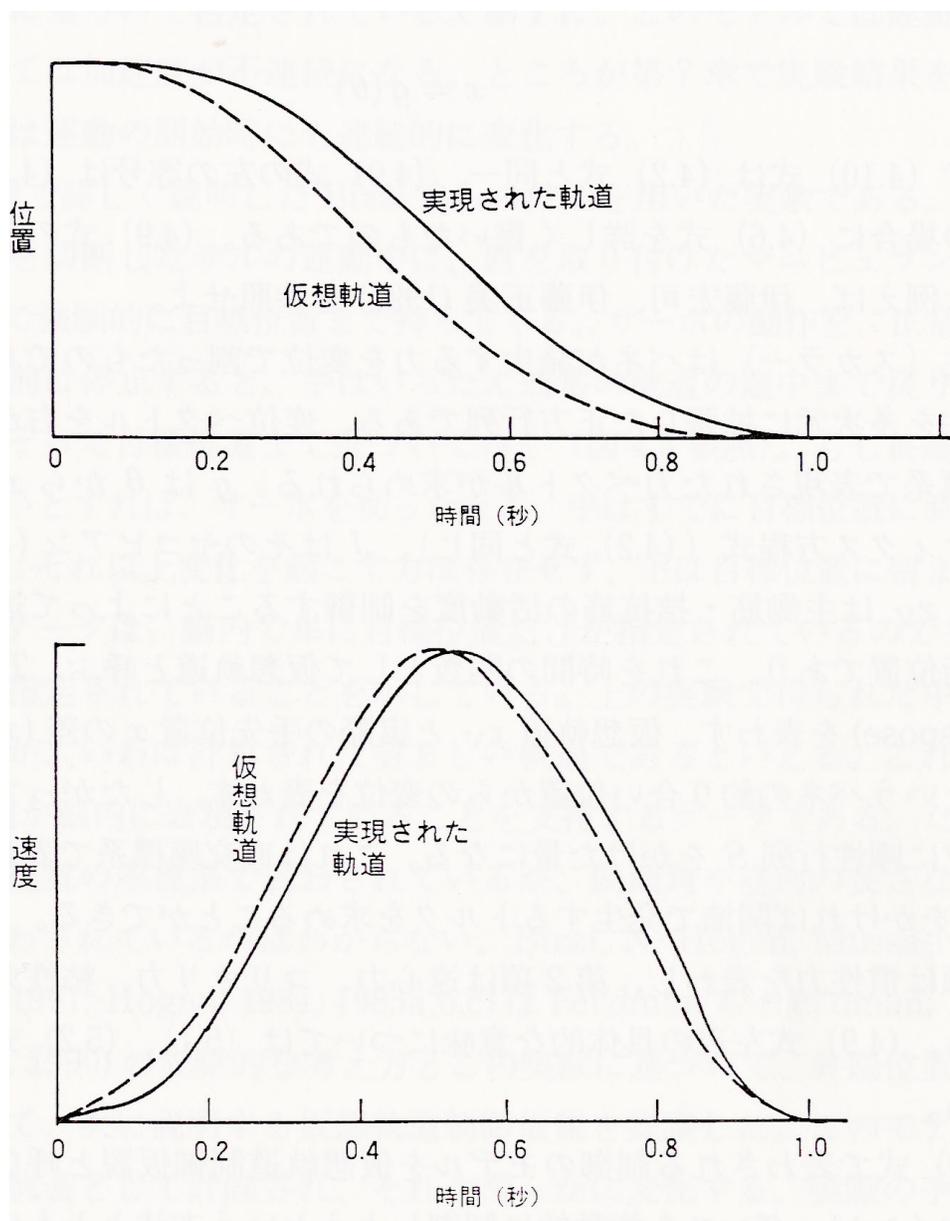


図 2.3: 仮想軌道制御仮説のしくみ [13]

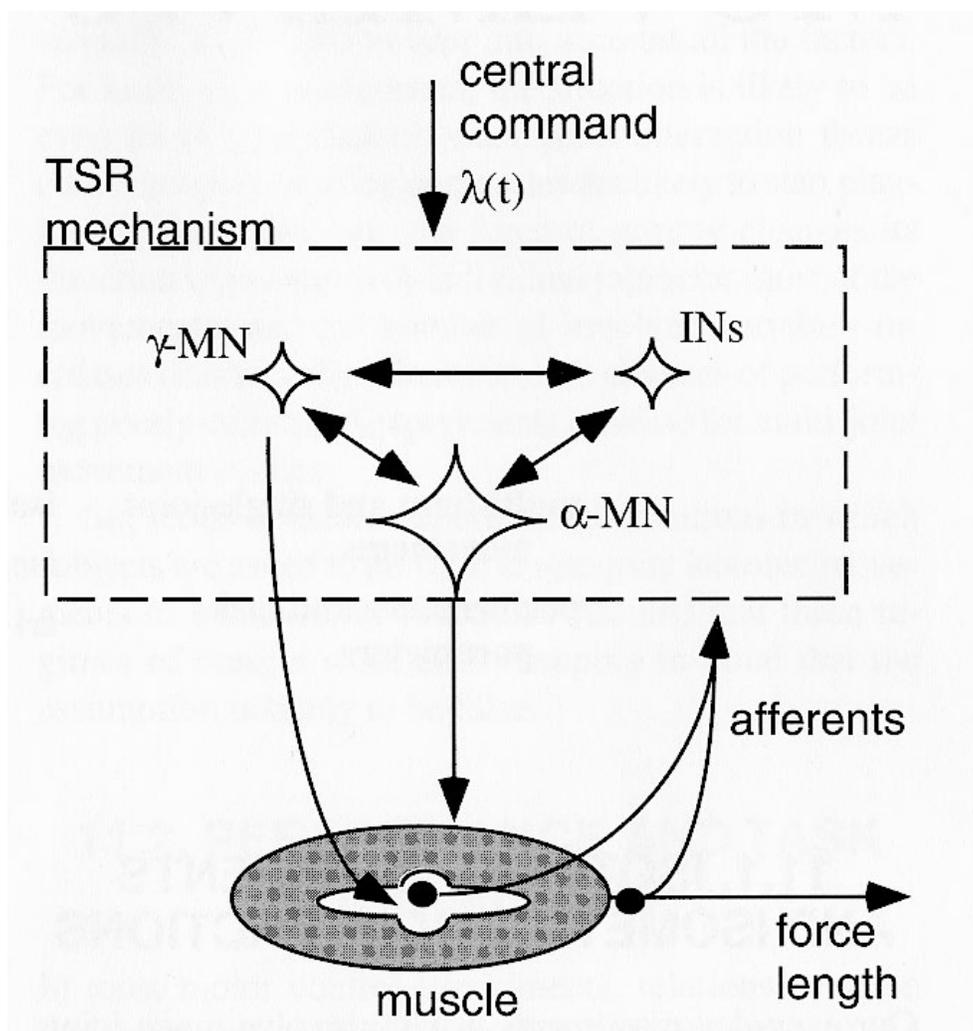


図 2.4: λ -model の概念図 [14]

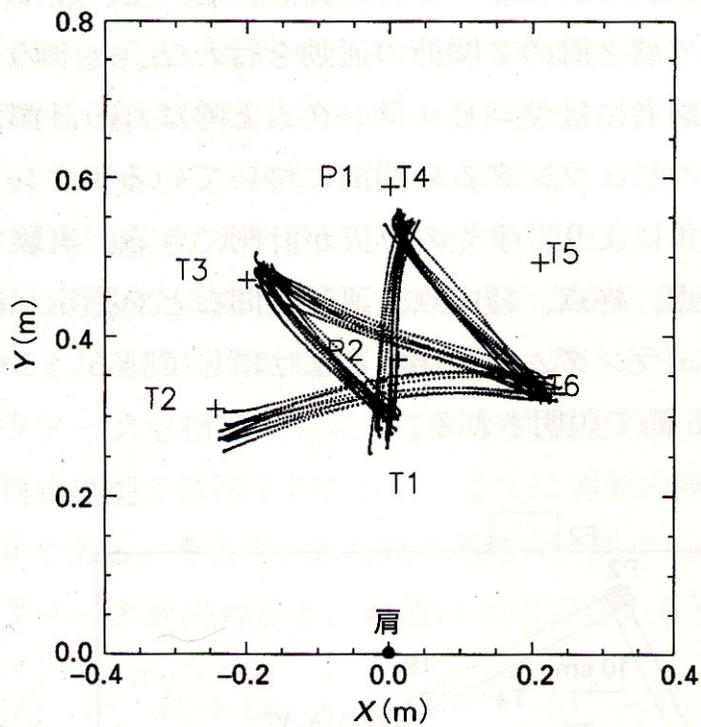


図 2.5: 二点間運動の手先軌道 [13]

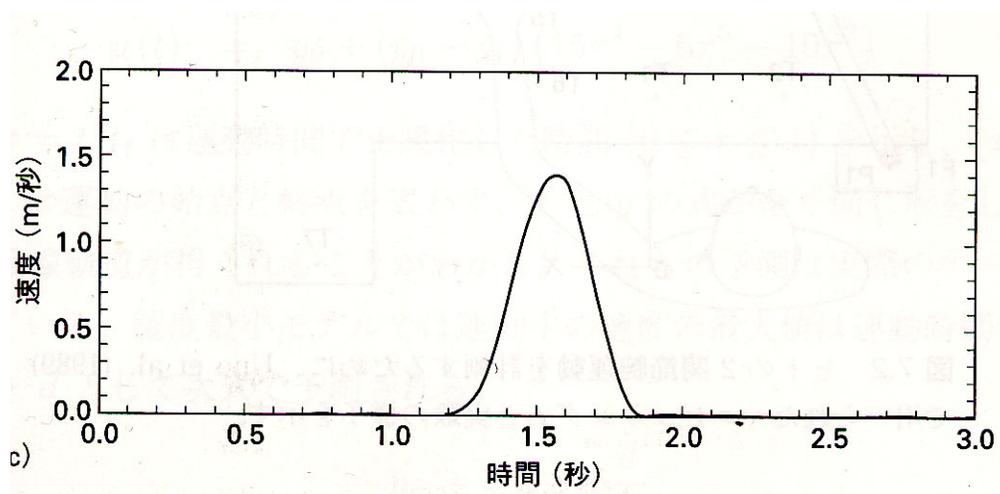


図 2.6: 接線方向の速度波形 [13]

Flashら [5] は、ヒト腕の二関節 (肩と肘) 平面運動の実験データを説明するために、「作業座標上で見たとき、手先の運動が最も滑らかになるように運動軌道は計画される」という仮説から躍度最小モデルを提案した。躍度 (jerk) とは、位置の時間に関する三回微分、すなわち加速度の変化率のことである。この躍度に関して、式 (2.1) で表す評価関数 C_J が最小になるように軌道を計画するモデルである。

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

ここで (x, y) は手先の位置の水平面直交座標を表し、運動時間 t_f は与えられるものとする。

このモデルは図 2.5 のような二点間の運動について、図 2.7 のように実際の特徴をよく再現する。また図 2.8 のような、一定の条件の下で経由点を通る運動についてもよく再現する。

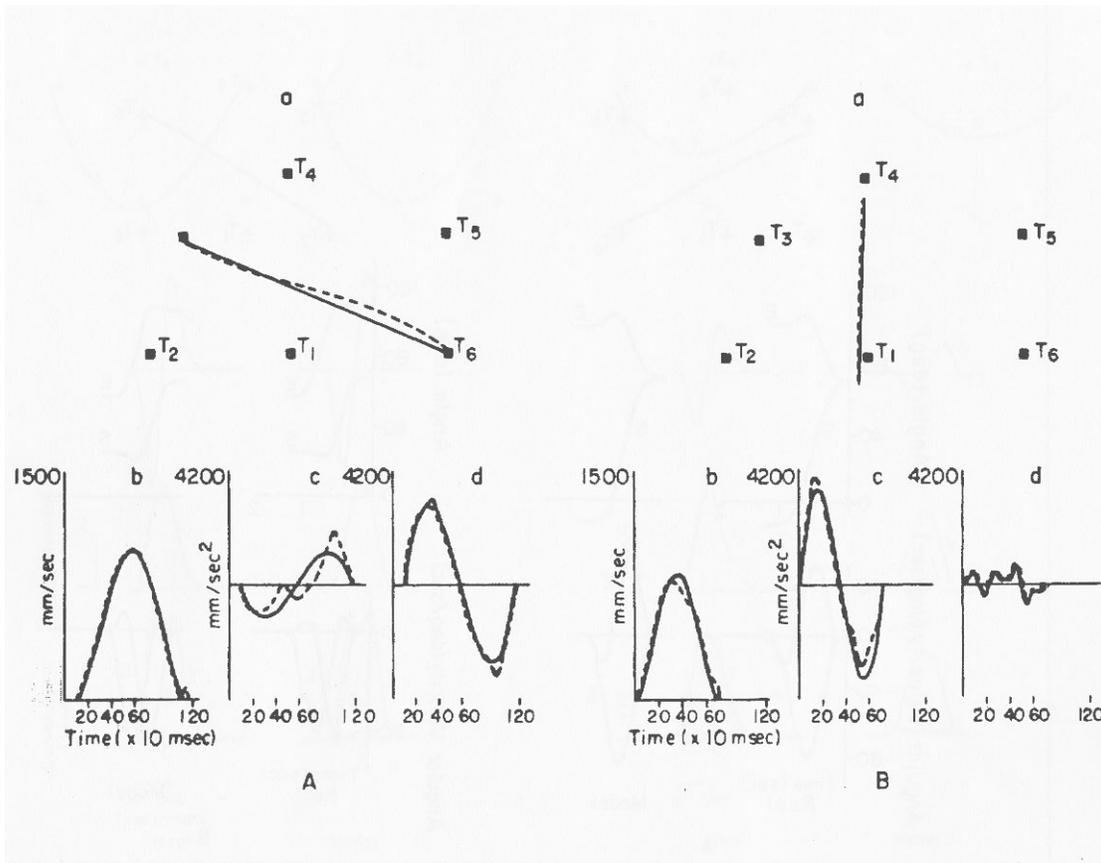


図 2.7: 躍度最小モデルの二点間運動 [5]

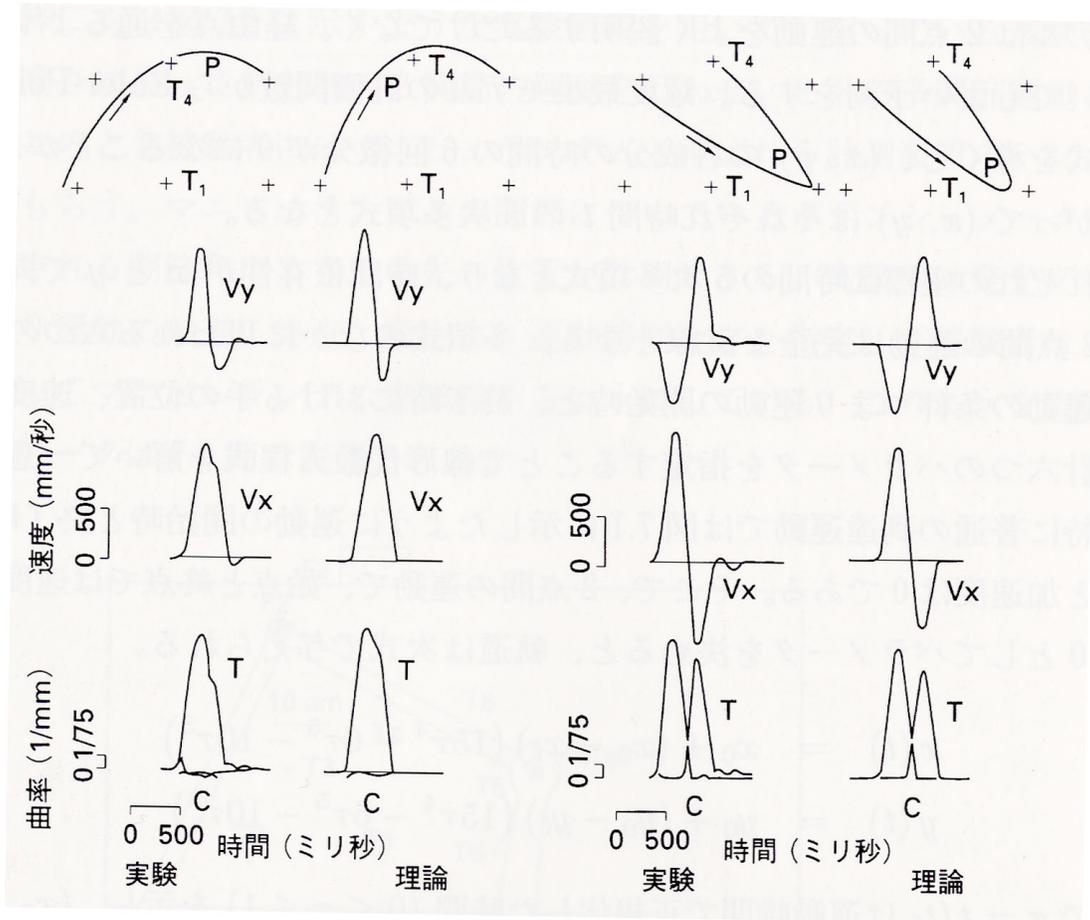


図 2.8: 躍度最小モデルの二種類の経路点を通る運動 [13]

躍度最小モデルでは、視覚の作業座標上での手先の位置、始点、終点、経由点などの幾何学的な関係だけで、最適な軌道が決定する。しかし手の運動軌道は、手に何を掴んでいるか、手にどのような外力が加わっているか、外界とどのように相互作用するかによって異なってくる。したがって、腕の質量、慣性モーメント、粘性抵抗などの筋骨格系の動力的な(ダイナミクス)要素を考慮した計算モデルを考えなければならない。

宇野ら [20] は最適な運動軌道が腕のダイナミクスに依存する、という考えからトルク変化最小モデルを提案した。トルク変化最小モデルは、式 (2.2) の C_τ の値が最小になるように軌道を計画するというモデルである。

$$C_\tau = \frac{1}{2} \int_0^{t_f} \sum_{i=1}^n \left(\frac{d\tau_i}{dt} \right)^2 dt \quad (2.2)$$

ここで、 τ_i は n 個筋骨格系の i 番目の関節に与えられる駆動トルクである。トルク変化最小モデルが描く軌道は、図 2.9 のような二点間運動において、実際の手先軌道とよく一致する。

腕の関節トルクは、腕の長さや質量などといった要素に依存して軌道が変化する。この点において躍度最小モデルと異なった再現結果が得られる。その一つが、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ある(図 2.10)。実験データで描かれる外に膨らんだ手の軌跡が、トルク変化最小モデルは再現できている。一方、躍度最小モデルで示した軌道は完全な直線であるので、この実験データとは矛盾する。

また、図 2.11 のような経由点を通る運動についても比較をしている。この運動では、手を左(点 T3)から右(点 T5)へ動かす際に、点 P1 あるいは P2 を経由するように指示されている。ただし、経由点 P1、P2 は始点、終点を結ぶ直線 T3T5 について対称な位置にあった。躍度最小モデルは、P1 を通過する軌跡と P2 を通過する軌跡とは直線 T3T5 について折り返し対称になり、速度波形はまったく同じになるはずである(図 2.12)。一方、トルク変化最小モデルは、内側を通る運動において2山の速度形状の谷の時点で運動軌跡の曲率が最大になることなど、実際のヒトのデータと類似した結果を再現できている。さらに、運動中にバネなどで外力を加えた場合において、実験データとよく一致する軌道を生成できる(図 2.11)。

以上のように、トルク変化最小モデルは到達運動における手の軌道の特徴をよく再現できる。しかし、ヒトの脳内で腕の関節トルクが表現されているかどうかはわからない。なぜなら、筋骨格系は筋肉の張力や長さ、その短縮速度に関する感覚受容器を筋紡錘やゴルジ腱器官として持っているが、関節トルクそのものを計る受容器はみつかっていないからである。そのため、式 (2.2) の評価関数 τ_i を筋肉の張力や運動指令な

どの変数で置き換えた筋張力変化最小モデルや運動指令変化最小モデルの方が、軌道設計の運動規範としてより妥当である。

一方、Harris と Wolpert らは、「到達運動の目的は終点での誤差を小さくすることにある」という考えから終点誤差分散最小化モデルを提案した [8]。終点誤差分散最小化モデルは、運動の終点位置の誤差の分散を最小化するように軌道を計画するというモデルである。このモデルは式 (2.3) に表される運動指令の大きさに依存して増加するノイズを仮定している。ノイズはガウス性白色雑音であり、 $\sigma^2[\mu]$ は運動指令が μ であるときの分散を表す。この仮定のもとで、式 (2.4) の評価関数 C_s が最小になるように運動指令を調整する。

$$\sigma^2[\mu] = k|\mu|^2 \quad (2.3)$$

$$C_s = \int_{t_f}^{t_f+R} (x_t - \bar{x}_t)^2 + (y_t - \bar{y}_t)^2 dt \quad (2.4)$$

t_f は運動終了時間、 R は post movement time と呼ばれる運動終了後のある停留時間を表す。また、 x_t, y_t は時刻 t における手先位置、 \bar{x}_t, \bar{y}_t は時刻 t における平均の手先位置を表す。このモデルは、トルク変化最小モデルと同様に図 2.13 のような軌道を描くことができる。

このモデルの特徴は二点ある。一つは、終点の誤差だけを気にしていればよい、と言う点である。運動終点付近の誤差を減らすような学習を行えばよく、運動時間全体で計算を行う必要はない。もう一つは、終点の誤差を減らす過程がそのまま「生体ノイズを減らす」事につながって、到達運動の特徴を表している点である。

2.2 骨格筋モデル

筋肉の短縮速度と張力について説明した Hill[9] の研究をはじめとして、人や動物の運動を表現するための、骨格筋のモデルが過去に提案されてきた。Winters ら [22] によると、構造的な視点から骨格筋のモデルは大きく三つに分類することができる。

一つめは、質量、バネ、ダンパーを並列に並べたモデルで、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。線形二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。

二つめは、荷重と短縮速度の関係から、Hill[9] 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 2.14)。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

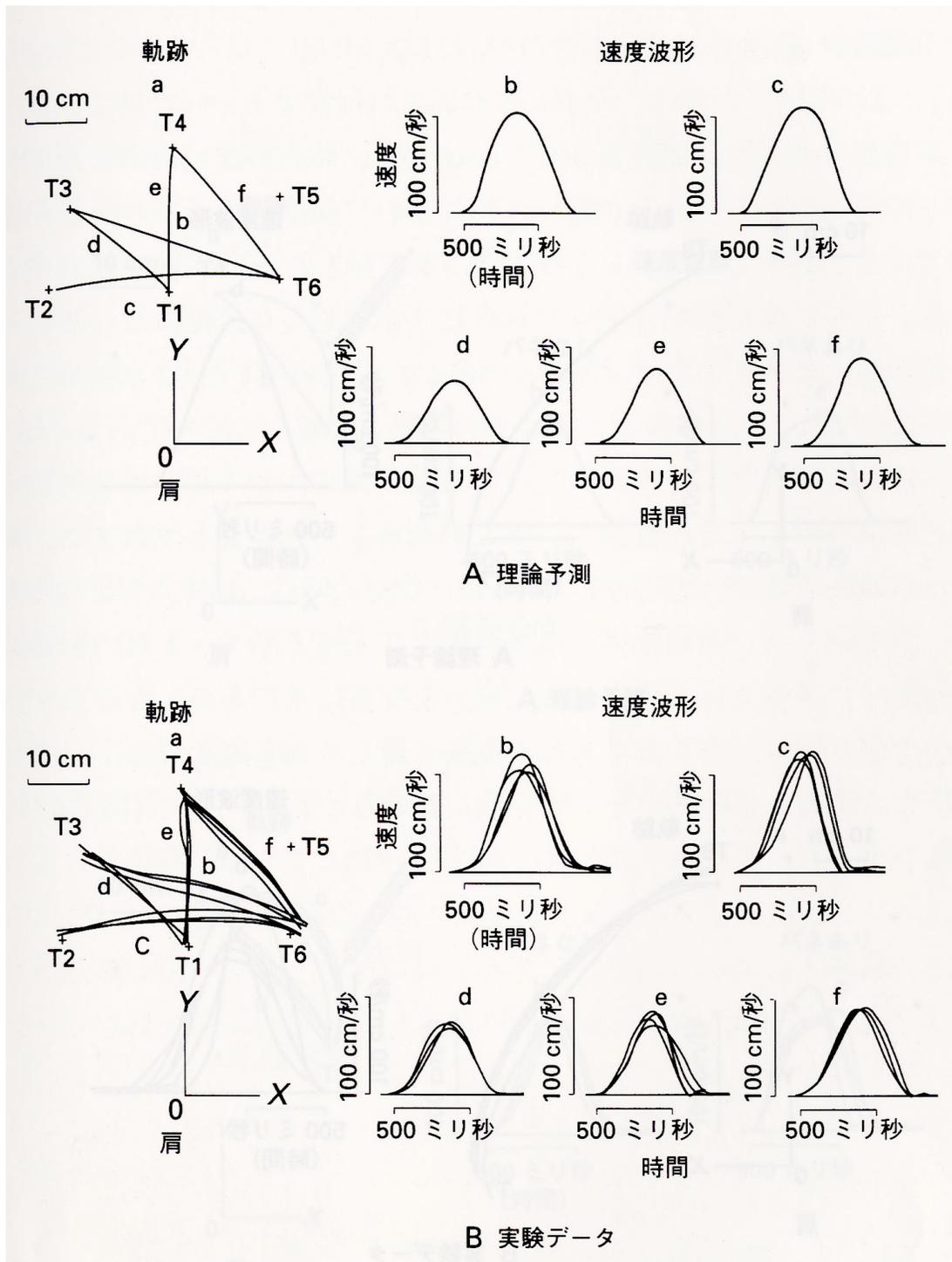


図 2.9: トルク変化最小モデルの二点間運動 [13]

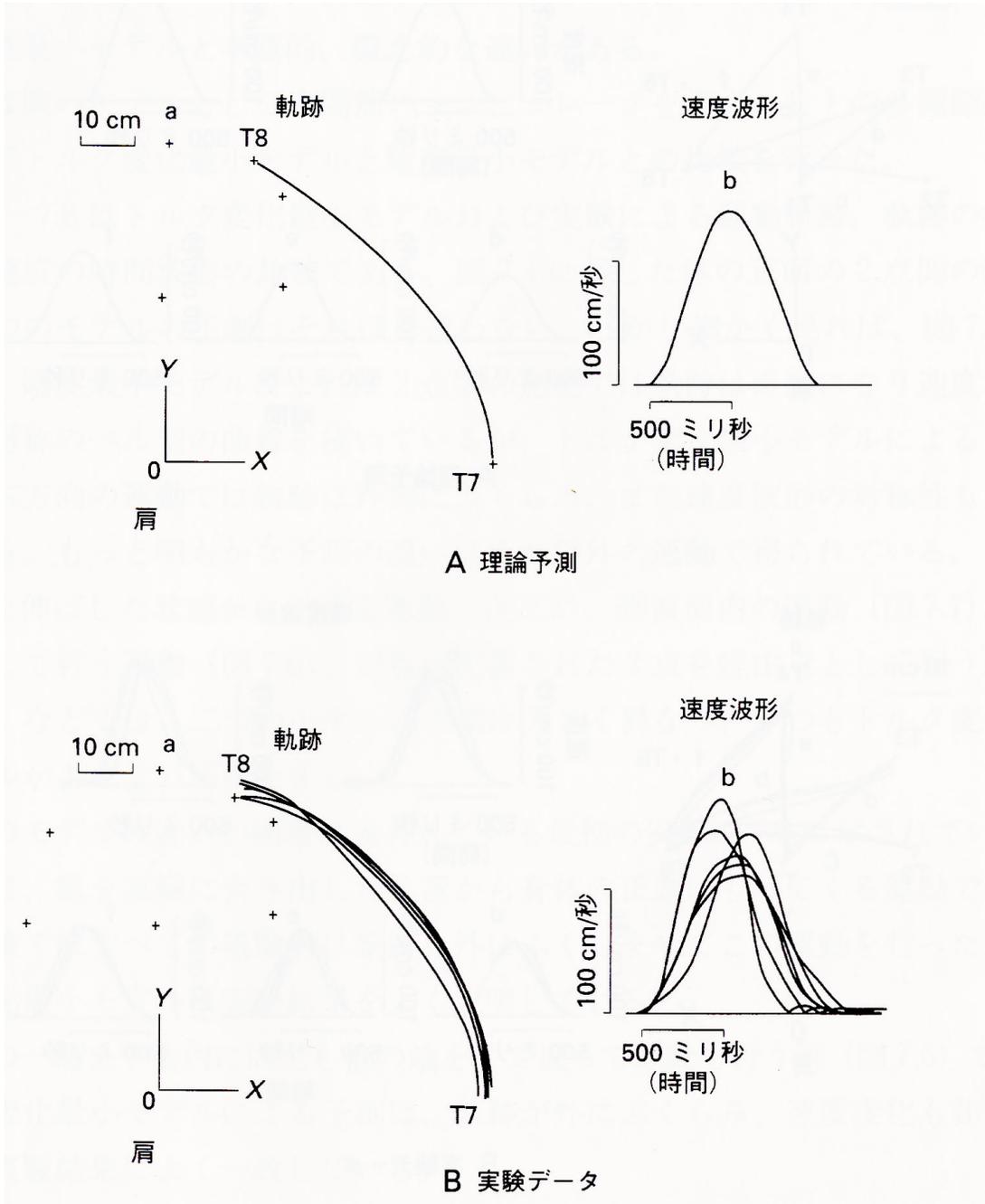


図 2.10: トルク変化最小モデルの真横から前方を通る運動 [13]

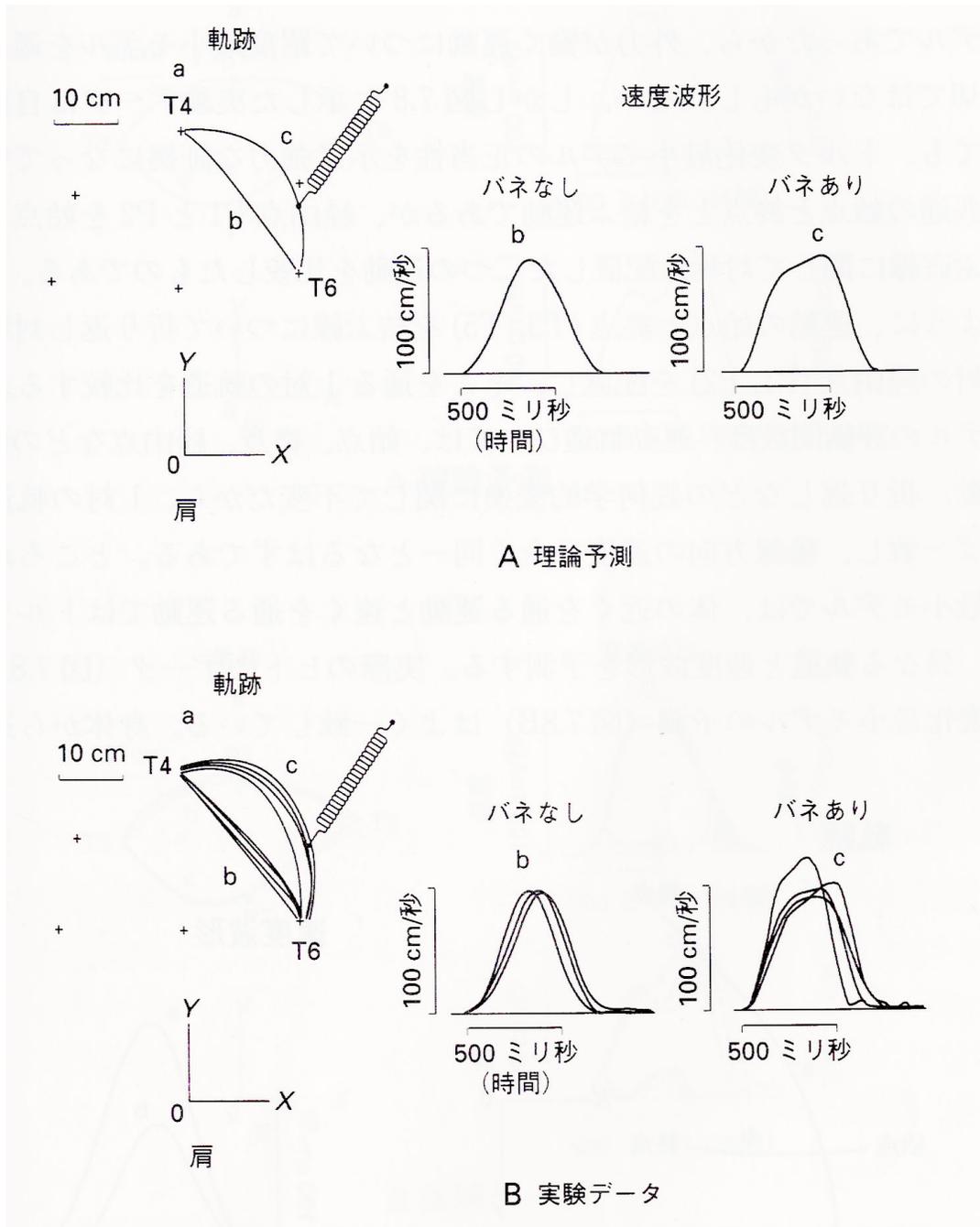


図 2.11: トルク変化最小モデルの経由点を通る運動 [13]

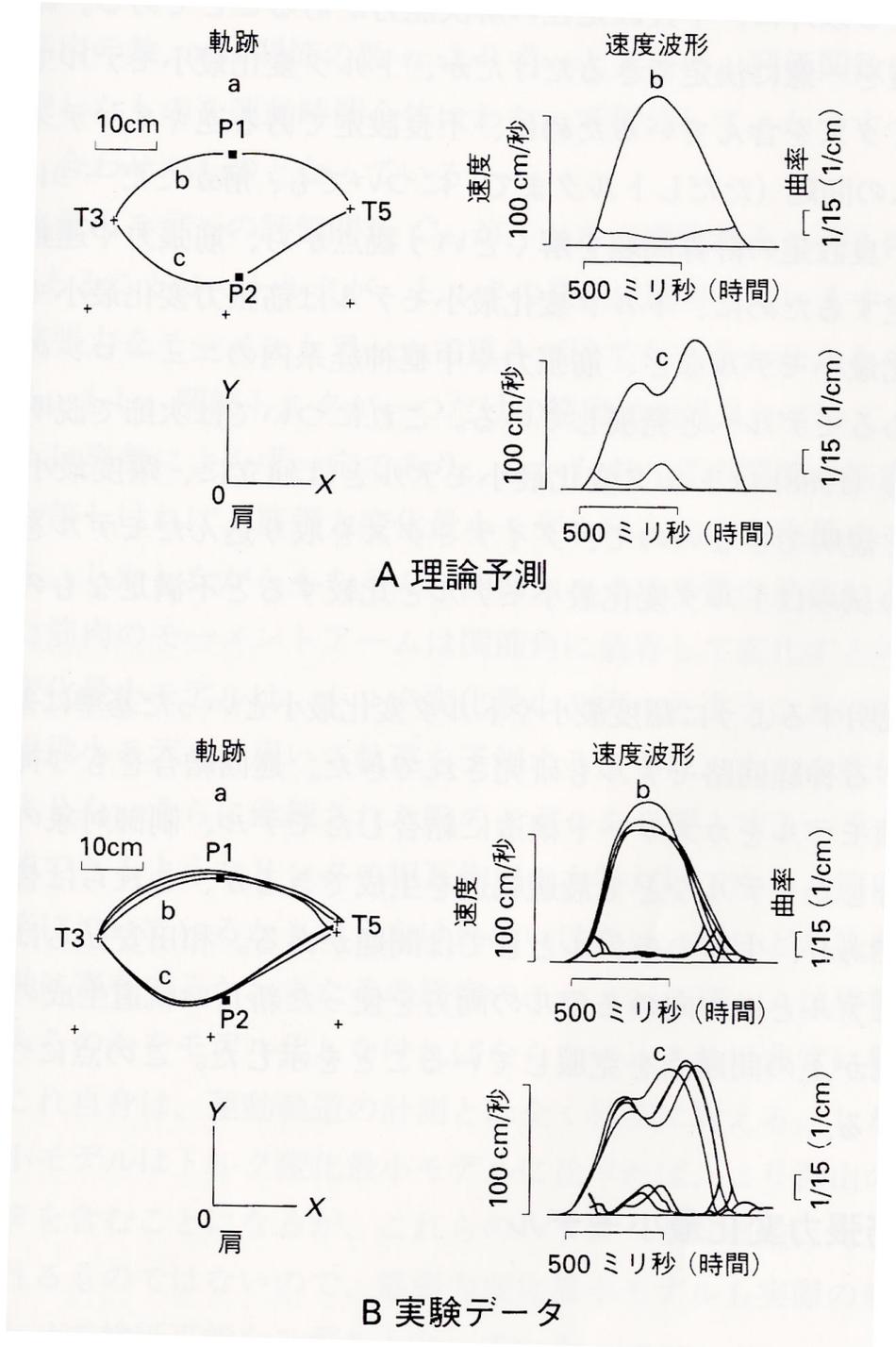


図 2.12: トルク変化最小モデルのバネをつけた運動 [13]

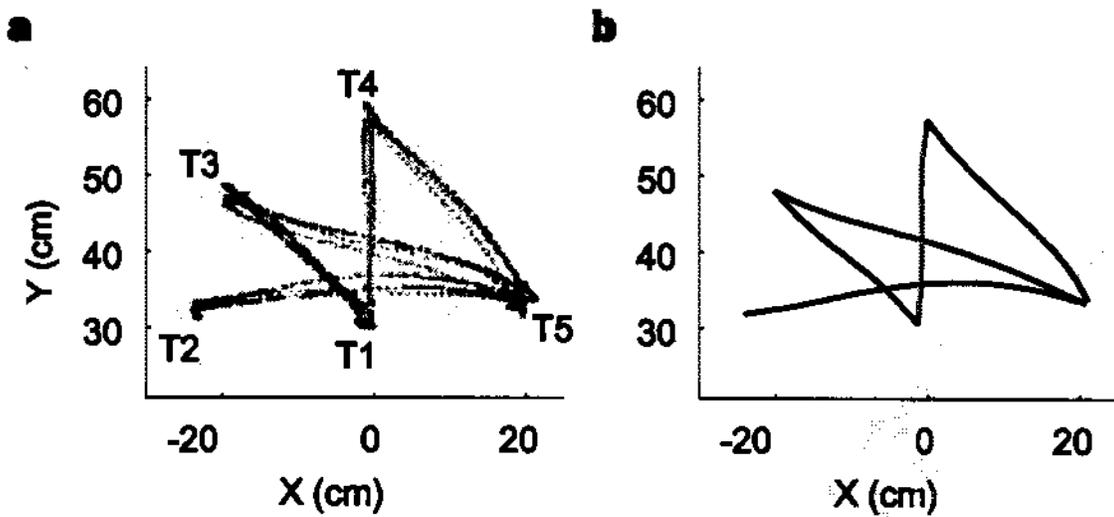


図 2.13: 終点誤差分散最小化モデルの二点間運動 [8]

る張力の大きさに影響する。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。

三つめのタイプのモデルは、Huxley ら [15] 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、筋肉の内部の収縮メカニズムをモデル化しようとするものである (図 2.15)。二つめのタイプのモデルが再現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。

2.3 従来の研究と本研究のアプローチ

到達運動に関して、運動に先だって軌道を計画する仮説と、骨格筋モデルの研究について説明してきた。ここで、軌道を計画する仮説と実際の到達運動との相異点について述べる。

2.1 節で紹介した仮説は、手先軌道の特徴をよく再現することは上に述べた。しかし、手先軌道の特徴を再現できることと、仮説に基づいて実際の到達運動が行われていることは別問題である。手先軌道の特徴が仮説で提案された規範によって、実現されているかどうかは完全に解明できていない。また、紹介した仮説は、運動する前に軌道を計画することが仮定されている。しかし、実際に脳が軌道を計画しているかどうかは明らかではない。陽に軌道を計画することなく運動するような方法で、到達運動を再現することはできないだろうか。

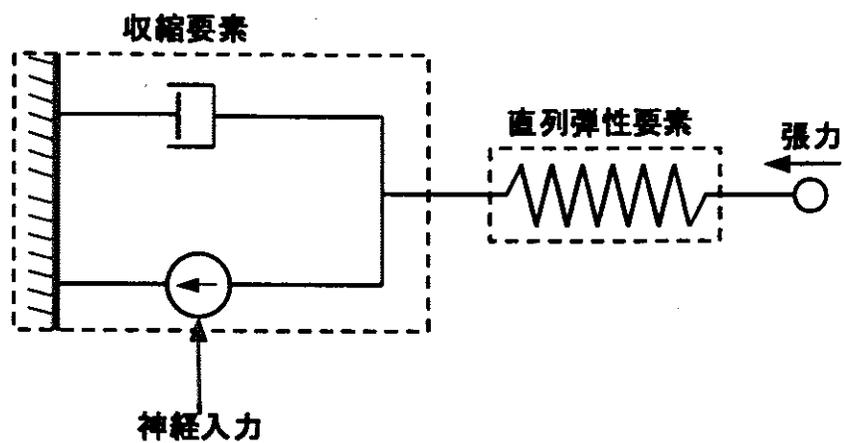


図 2.14: Hill タイプの筋モデル [9]

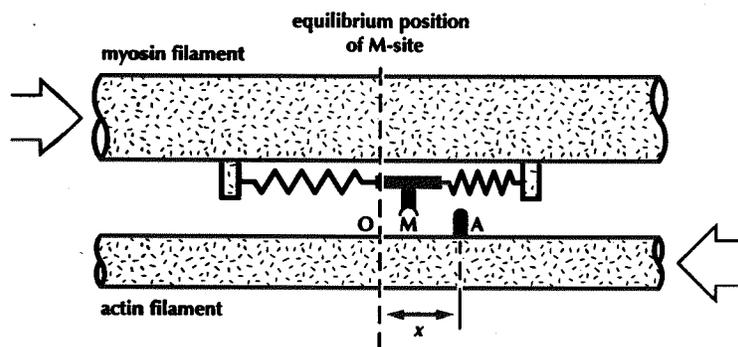


図 2.15: Huxley タイプの筋モデル [15]

このような問題意識に基づいて、筆者らは陽に軌道を計画することなく運動指令を生成する到達運動モデルの可能性について検討してきた。検討の中で、和田ら [21] は陽に軌道を計画することなく、手先軌道の特徴を示す可能性の一つとして、筋肉の動特性に着目した。

従来の仮説において、筋肉の動特性は2.1.1節で述べたようなバネ的な特性は考慮されてきたものの、詳細には考慮されてこなかった。上に述べた、図 2.5、2.6 のような手先軌道の特徴が、筋骨格系の特性を利用することで表現できる可能性も考えられる。

このような観点から、和田ら [21] は、実際の筋肉に近い特性を示すモデルとして Massone ら [16] の筋モデルを使用した。筋モデルに図 2.16 のようなステップ状の指令波形を入力すると、ほぼ直線的な手先軌道と、運動前半部分の手先の速度波形を示すことができた。しかし、図 2.17 のように運動時間が 20 秒近くかかるなど、課題点も残されていた。

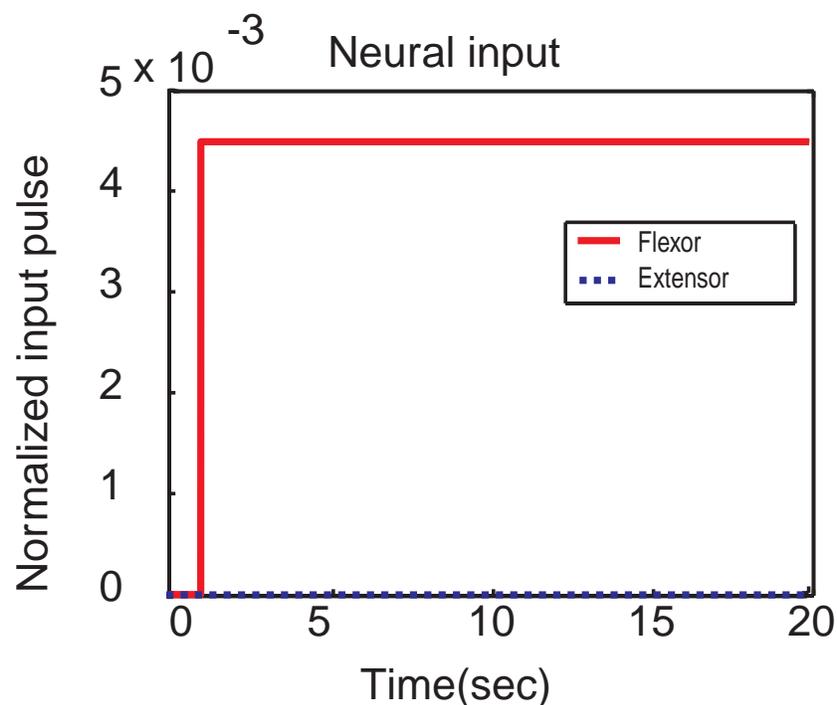


図 2.16: ステップ状の指令波形 (和田ら [21] より改変)

そこで、本研究では和田らと同じモデルに入力する指令波形を操作することで、到達運動をどこまで再現することができるかを数値実験によって検証した。

次章では、腕モデルと筋モデルの詳細について説明する。

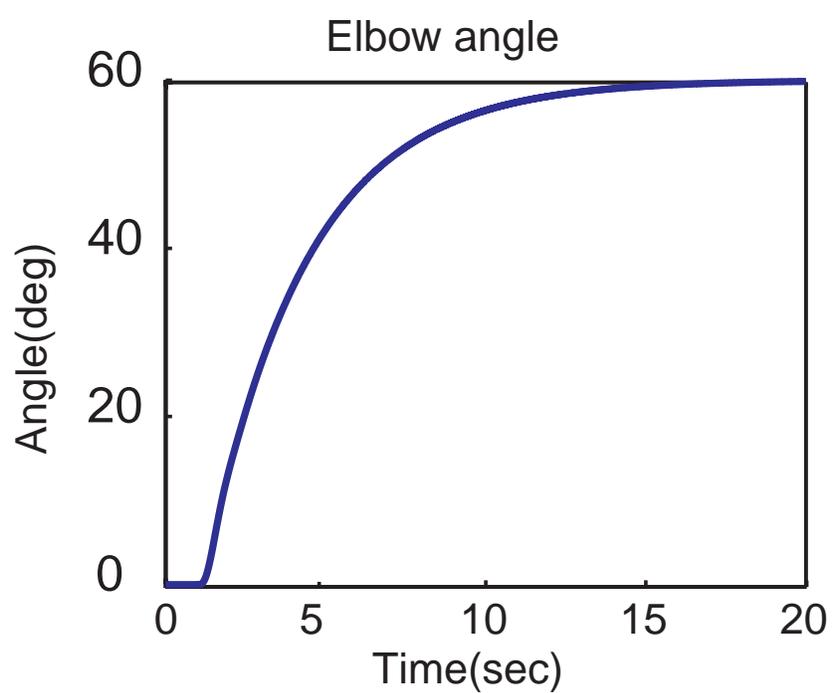


図 2.17: 関節角度の変化 (和田ら [21] より改変)

第3章 筋特性を考慮した到達運動モデル

第2章では、従来の到達運動のモデルと、本研究で提案する到達運動のアプローチについて述べた。本章では、本研究で使用する筋モデルと腕モデルについて3.1、3.2節で説明し、次に本研究で操作した筋モデルへの指令波形の設定について3.3節で説明する。

3.1 筋モデル

本研究では、図3.1のような筋モデルを使用した。

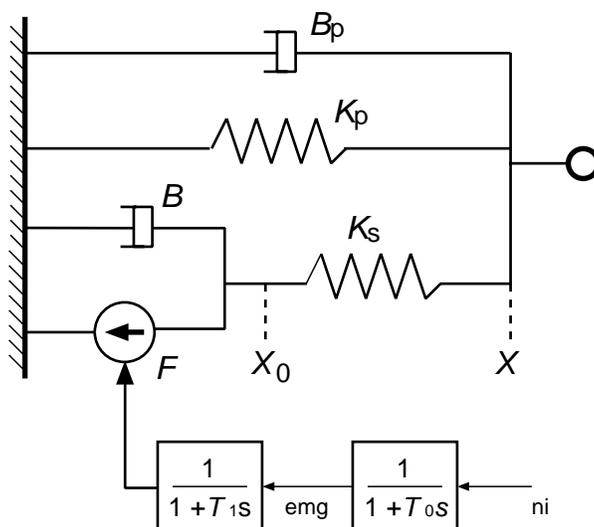


図 3.1: 筋特性を考慮したモデル [16]

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) は運動ニューロンの活動に対して能動的に作用する筋の特性を、並列弾性要素と並列粘性要素は受動的に働く筋肉の特性を表し

ている。ここで、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。

入力 (ni) は、脊髄の運動ニューロンから筋肉への活動電位の大きさを筋肉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。この入力は一種類のローパスフィルター (1 次遅れ要素) を通る。二つのフィルターはそれぞれ脊髄の運動ニューロンから筋細胞へと伝達する信号と、筋細胞の細胞膜から筋線維へと伝達する信号の遅れをモデル化している。フィルターの入力 ni と emg 、 emg と F_0 との関係は、

$$\frac{d}{dt}emg = \frac{1}{\eta_{me}}(ni - emg) \quad (3.1)$$

$$\frac{d}{dt}F_0 = \frac{1}{\eta_{ac}}(emg - F_0) \quad (3.2)$$

で表すことができる。脊髄から筋細胞への伝達を式 (3.1) で、筋細胞の細胞膜から筋線維への伝達を式 (3.2) で示している。なお η_{me} 、 η_{ac} は時定数である。

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。Hill[9] によると、粘性ユニットの係数 B は筋肉の短縮速度に応じて変化するが、本研究で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、二番目のフィルターからの入力に対して、それぞれの筋肉ごとに異なる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、

$$F = F_{max} \cdot F_0 \quad (3.3)$$

$$F + B \cdot \dot{X}_0 = F_{se} \quad (3.4)$$

という関係式が成り立つ。 F_{max} は筋肉の最大張力を表す。

実際の筋肉では、等尺性収縮 (筋肉が収縮しないように固定して刺激し、張力を発生させること) している筋肉を急激に収縮させても、収縮量が十分でない限り張力はゼロにならない。本モデルでの収縮要素と直列につながった直列弾性要素は、このような実験事実を説明するために導入された。

X を筋肉の長さとする、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、

$$F_{se} = K_s \cdot (X - X_0) \quad (3.5)$$

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

筋肉全体の張力 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であるから、

$$T = F_{se} + Kp \cdot X + Bp \cdot \dot{X} \quad (3.6)$$

となる。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。よって、筋肉が関節に及ぼすトルク τ は、モーメントアーム m と張力から

$$\tau = m \cdot T \quad (3.7)$$

と表せる。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 ($m=0.03(\text{m})$) とした。

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。

$$X_{sh-flex} = \frac{3\pi}{2} - \theta_1 \quad (3.8)$$

$$X_{sh-ext} = \frac{\pi}{2} + \theta_1 \quad (3.9)$$

$$X_{el-flex} = \pi - \theta_2 \quad (3.10)$$

$$X_{el-ext} = \pi + \theta_2 \quad (3.11)$$

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、上式は近似式である。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 $Ks \cdot (X - X_0)$ 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 ら [16] に基づき以下のように定めた。

$$\eta_{ne} = 0.035[\text{s}]$$

$$\eta_{ac} = 0.005[\text{s}]$$

$$F_{max}(sh - flex, sh - ext) = 800[\text{N}] \quad F_{max}(el - flex, el - ext) = 700[\text{N}]$$

$$B = 4.5[\text{N} \cdot \text{s}/\text{rad}]$$

$$Bp = 0.2[\text{N} \cdot \text{s}/\text{rad}]$$

$$Ks = 30[\text{N}/\text{rad}]$$

$$Kp = 1.5[\text{N}/\text{rad}]$$

添え字の sh は肩を、 el は肘を、 $flex$ は屈筋を、 ext は伸筋を表す。例えば、 $sh flex$ は肩の屈筋を表す。

3.2 腕モデル

到達運動の研究では一般に、図 3.2 のような二関節六筋の腕モデルが使用される。二関節六筋の腕モデルは、手から肘までの前腕と肘から肩までの上腕、六つの筋肉、肩と肘の二関節で構成される。

図 3.2 において、肩の上側にある楕円が屈曲方向の筋肉、下側にある方が伸展方向の筋肉を示しており、肩関節に作用する筋肉、肘関節に作用する筋肉、肩と肘両方に作用する二関節筋がある。二関節六筋の腕モデルがよく使用される理由は、水平面上での到達運動で主として使用される筋肉が図 3.2 に示す六つの筋肉であるためである。

しかし、本研究では問題を単純化し、二関節筋を除いた図 3.3 の二関節四筋のモデルを使用した。

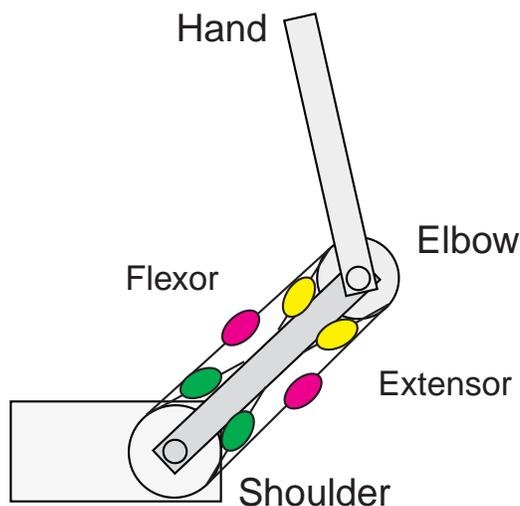


図 3.2: 二関節六筋の腕モデル

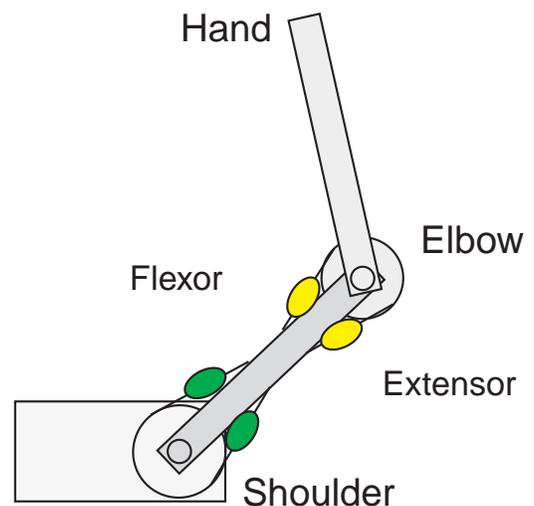


図 3.3: 二関節四筋の腕モデル

この腕モデルの筋肉に図 3.1 の筋モデルが備わっている。3.1 節で述べたように、指令が筋モデルに入力されると、筋モデルからトルクが発生する。そしてトルクが発生すると、各筋が作用する関節を回転させる。例えば、図 3.3 の肩の屈筋 (左上方の楕円) に指令が入ると、上腕は屈曲方向に曲がる。

関節トルク τ は、4 つの筋モデルから発生したトルクを用いて、以下の式で表せる。

$$\tau_1 = \tau_{sh-flex} - \tau_{sh-ext} \quad (3.12)$$

$$\tau_2 = \tau_{el-flex} - \tau_{el-ext} \quad (3.13)$$

ここで添え字 1,2 は、それぞれ上腕、前腕に対応する。

関節トルクが発生すると、腕モデルの関節角が変化する。このとき、トルクと関節角の加速度との関係式は、

$$\begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \end{bmatrix} = \text{inv} \left\{ \begin{bmatrix} I_1 + I_2 + M_2(L_1)^2 + 2M_2L_1S_2\cos\theta_2 & I_2 + M_2L_1S_2\cos\theta_2 \\ I_2 + M_2L_1S_2\cos\theta_2 & I_2 \end{bmatrix} \right\} \\ * \left\{ \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \end{bmatrix} - M_2L_1S_2\sin\theta_2 \begin{bmatrix} -2\dot{\theta}_2 & -\dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \right\} \quad (3.14)$$

で表される。上の式で添え字 1,2 は、それぞれ上腕、前腕に対応する。 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。なお、腕を右方向に伸ばした状態を $\theta_1 = 0^\circ$ 、 $\theta_2 = 0^\circ$ とし、 θ_1, θ_2 共に屈曲方向の回転を正とした。

関節角の加速度から、運動方程式を数値的に解くことにより、関節角を求める。関節角と手先位置に対応する前腕の先端 (x, y) は、

$$x = L_1\cos\theta_1 + L_2\cos(\theta_1 + \theta_2) \quad (3.15)$$

$$y = L_1\sin\theta_1 + L_2\sin(\theta_1 + \theta_2) \quad (3.16)$$

と表せる。

なお、腕モデルのパラメータは、金子ら [11] に従って以下のように決めた。

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

3.3 筋モデルへの指令波形の設定

本節では、筋モデルへ入力する指令波形の設定について説明する。

運動を行うためには筋モデルに指令を入力する必要がある。筋モデルへ入力する指令は、

1. 主動筋 (目標へ動くのと同じ方向に働く筋肉) への指令
2. 拮抗筋 (目標に対して逆方向に働く筋肉) への指令

を設定した。筋モデルへの入力指令は最も単純な形での指令として、図 3.4 に示すような矩形波を使用した。

二つの指令波形については

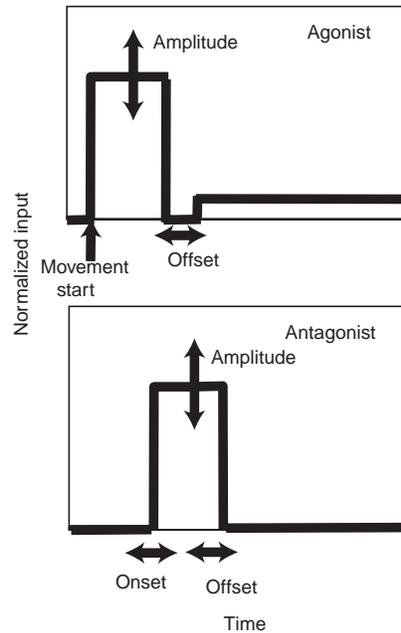


図 3.4: 指令波形の設定

1. 指令の大きさ (指令をどれくらい筋モデルに与えるか)
2. 指令のタイミング (指令をいつ筋モデルに与えるか)

を決定する (図 3.4)。なお、主動筋への指令波形と拮抗筋への指令波形は時間的に重なることもある。また、指令のタイミングは最小 10ms 間隔で探索した。

以上のような設定によって、筋モデルへの指令波形を設定した。本節の設定に従って、指令波形の大きさとタイミングを決定し指令波形が筋モデルへ入力されると、筋モデルからトルクが発生し関節が回転する。

第4章 数値実験

第3章で述べたモデルと指令波形の設定を使用して、到達運動の数値実験を行った。本章では数値実験の方法と結果について説明する。

まず、指令波形の設定とモデルによって、到達運動の特徴を実現できるかどうかを、4.1節、4.2節で検証した。さらに、筋モデルによって到達運動の特徴が再現できるかどうかを4.3節で検証した。

次に、少数の運動指令から複数の運動を表現できるかどうかを4.4節で検証した。

続いて、第2章で説明した Bizzi らの実験の再現を、4.5節で試みた。最後に筋モデルの要素とエネルギーの関係について4.6節で数値実験を行った。

4.1 単関節運動

3章のモデルと指令波形の枠組みが、二点間の運動における到達運動の特徴を実現する能力を持っているかどうかを検証した。本節では、肩関節を固定した状態で肘関節のみ回転する単関節運動について数値実験を行った。

4.1.1 数値実験の条件

ここでは、実現すべき目標軌道として関節躍度最小規範 [10] による軌道を使用した。関節躍度最小規範は、単関節運動の軌道の特徴をよく再現し、かつ計算も簡便であることから、目標軌道として採用した。

この実験では、3.3節で述べた指令の大きさとタイミングを決定する指標として、躍度最小規範の関節角と本研究のモデルが生成した関節角との誤差を評価関数として用いた。単関節運動の評価関数を、式(4.1)に示す。

$$(err_{th})^2 = \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} (\theta_j(s) - \theta_m(s))^2 ds \quad (4.1)$$

$\theta_j(x)$ は関節躍度最小規範が生成した関節角、 $\theta_m(x)$ は本研究のモデルが生成した関節角を示す。 t_1 と t_2 はそれぞれ評価開始時間と評価終了時間を表す。なお、運動時間を750msとした。

式 (4.1) の t_1 は運動開始時、式 (4.1) の t_2 は運動終了後 300ms とした。運動終了後 300ms まで評価する理由は、誤差の評価を運動時間内のみ限定すると、手先が目標位置までは到達するものの、運動終了後に手先が停止せず姿勢が維持できないからである。そこで、運動終了後も評価時間に含めることにより、手先が姿勢を維持するような指令をモデルに入力した。運動終了後の指令は、手先が目標位置で釣り合う指令を与えた。また、指令の大きさを決定するために Matlab の最適化パッケージを使用した。最適化パッケージの関数は、非線形関数の最小値を探索する関数 `fmincon` を使用した。

実験条件は、腕を動かす角度と腕の初期位置をそれぞれ二種類ずつ設定し、さらに各条件に対して屈曲と伸展の運動を設定した。具体的には、

1. 0° から 30° 、 0° から 60° 、の屈曲
2. 30° から 60° 、 30° から 90° への屈曲
3. 120° から 90° 、 120° から 60° への伸展
4. 90° から 60° 、 90° から 30° への伸展

とした。

以上のような実験条件に対して、指令波形と運動モデルの枠組みが、到達運動が実現できる能力を持っているかどうかを検証した。

4.1.2 結果

前節の実験条件に従って実験を行った結果を示す。肘関節に関係する筋肉に与える運動指令、運動指令をモデルに与えた結果の手先の速度波形、肘関節の角度変化をそれぞれ図 4.1、4.2、4.3 に示す。図 4.2、4.3 中の点線で描かれたグラフは、躍度最小モデルによる結果 (reference) を表し、実線で描かれたグラフは、本モデルによる結果 (model) を表している。なお、図 4.1 から 4.3 の運動条件は 30° から 60° の場合である。

さらに、評価関数の誤差を表 4.1 に示す。ここで、躍度最小軌道との誤差は

運動中誤差 運動開始時から運動終了時までの誤差の時間平均

到達時誤差 運動終了時の誤差

姿勢維持誤差 運動終了時から運動終了から 300ms までの誤差の時間平均

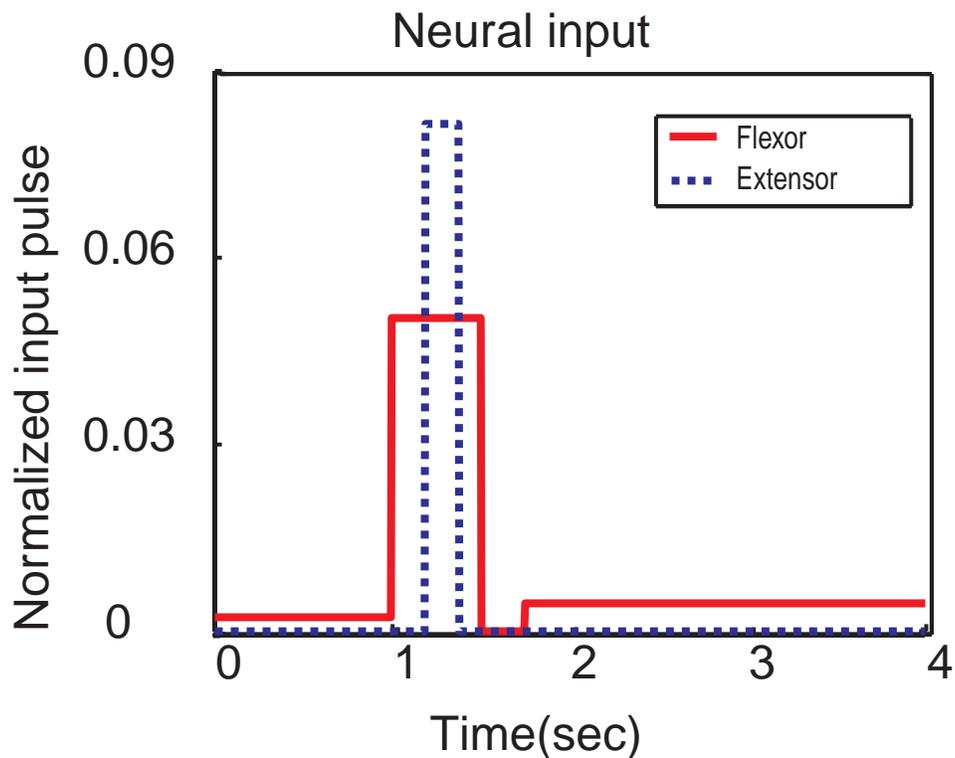


図 4.1: 筋モデルへの入力指令 (単関節運動)

表 4.1: 躍度最小軌道との誤差 (単関節運動)

角度 (deg)	0 から 30	0 から 60	30 から 60	30 から 90
運動中誤差 (deg)	2.54	4.91	0.99	2.56
到達時誤差 (deg)	1.15	2.41	1.67	1.78
姿勢維持誤差 (deg)	1.52	3.12	2.64	2.91
角度 (deg)	120 から 90	120 から 60	90 から 60	90 から 30
運動中誤差 (deg)	4.45	0.40	2.71	1.45
到達時誤差 (deg)	2.03	0.14	0.76	0.12
姿勢維持誤差 (deg)	3.55	0.08	4.23	2.90

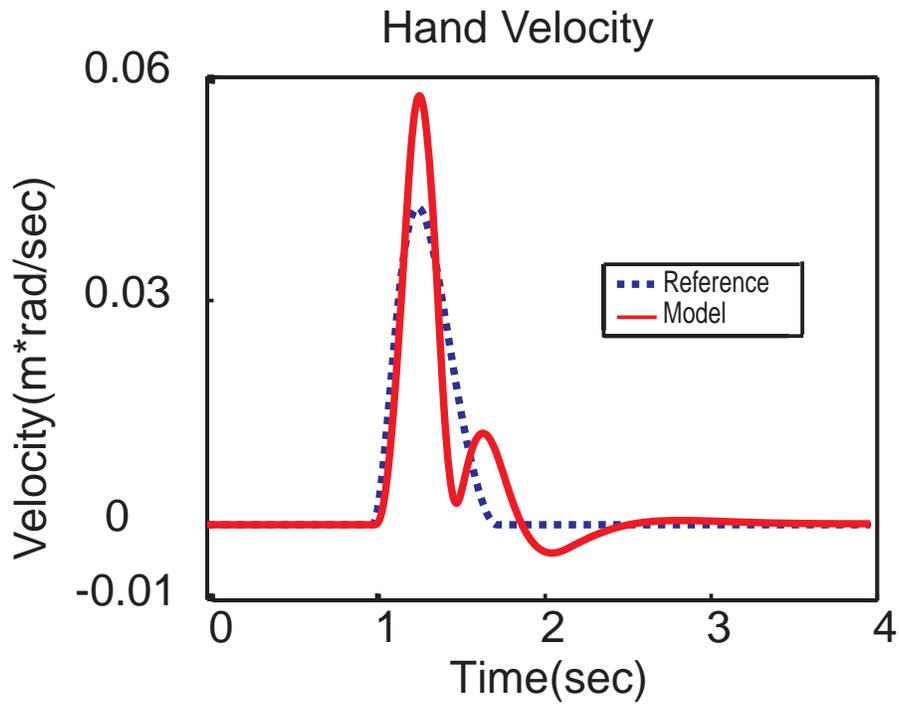


図 4.2: 手先の速度波形 (単関節運動)

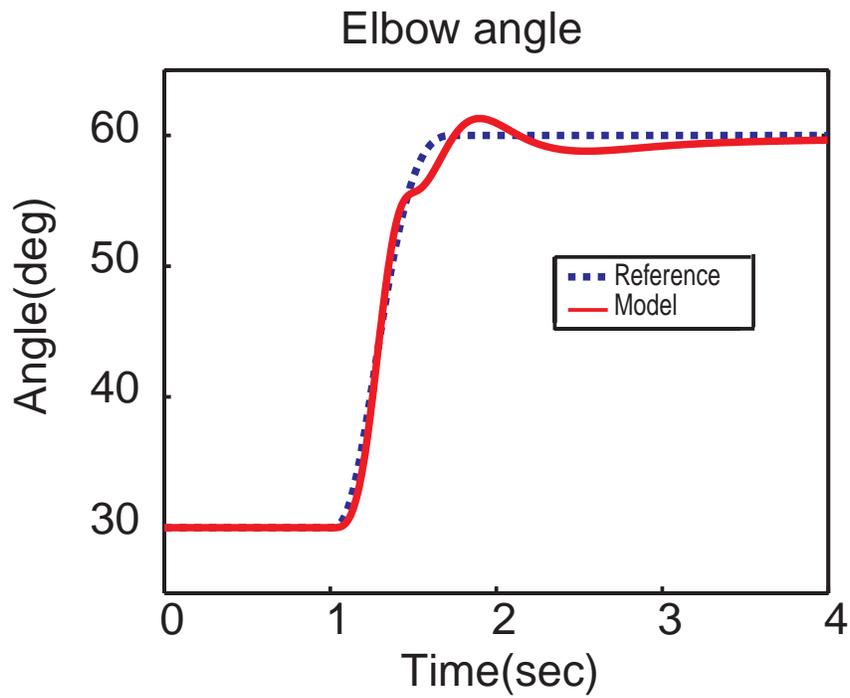


図 4.3: 肘関節の角度変化 (単関節運動)

の三種類の指標を使用した。

指令波形は、図 4.1 のように主動筋の指令と拮抗筋の指令が重なる場合と、主動筋の指令と拮抗筋の指令が分かれる場合があった。

また、肘関節の角度変化については、ほとんど手先がずれず姿勢を維持できている場合と、図 4.3 のように目標位置での姿勢維持ができず手先位置がずれてしまう場合もあった。そこで手先位置がずれる場合の指令波形の形状をみると、主動筋と拮抗筋の指令が重なる傾向にあった。このことから、主動筋と拮抗筋の指令波形が重なることが、手先のずれの一要因になっているのではないかと推察する。

なお、表 4.1 の誤差は腕の位置で言い換えると、最大 3cm の誤差であった。

4.2 二関節運動

本節では、肩と肘を動かした場合の二関節運動について、実験の条件と結果を示す。

4.2.1 数値実験の条件

次に肩と肘を両方動かす二関節運動について数値実験を行った。指令波形の設計は、図 3.4 の二つの指令波形について、単関節運動の場合と同様の条件で行った。

ただし、評価関数は、式 (4.2) のような作業座標上での誤差を使用した。

$$(err_{trj})^2 = \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} \|\vec{x}_j(s) - \vec{x}_m(s)\|^2 ds \quad (4.2)$$

s は時間、 $\vec{x}_j(s)$, $\vec{x}_m(s)$ はそれぞれ躍度最小モデル、筋モデルによる時刻 s での手先位置を表す。 t_1 と t_2 はそれぞれ評価開始時間と評価終了時間を表す。

また、二関節運動の運動条件として図 4.4 のような同心円上にある八点の運動方向と、図 4.5 のような始点位置を設定した。以下、運動軌道の表現として「(始点位置)(運動方向)」という形式で記す。例えば、図 4.5 の a の始点位置から、図 4.4 の 1 の方向の運動軌道を言うときに、「 $a1$ 」と記す。以上のような運動条件を設定し、数値実験を行った。

4.2.2 結果

肩関節に関係する筋肉への指令波形と肘関節に関係する筋肉への指令波形を、それぞれ図 4.6、4.7 に示す。なお、図 4.6、4.7 の実線は屈筋の指令波形、点線は伸筋の指令波形である。

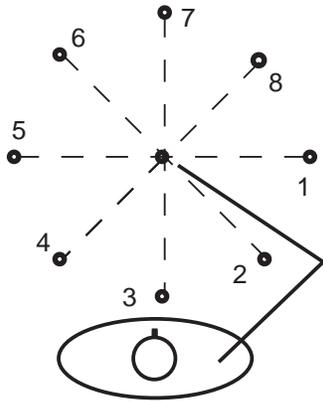


図 4.4: 二関節運動の運動方向

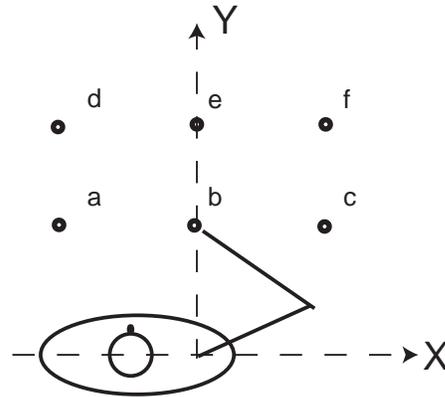


図 4.5: 二関節運動の始点位置

また、図 4.6、4.7 の指令を与えた結果の手先速度の波形、手先軌道をそれぞれ図 4.8、4.9 に示す。単関節と同様に、図 4.8、4.9 の点線 (reference) は躍度最小モデルによる結果、実線 (model) は本モデルによる結果を表す。条件は、図 4.5 の c の始点位置 (図 4.6 から図 4.8 は「c1」) である。さらに、評価関数の誤差を表 4.2 に示す。

表 4.2: 躍度最小軌道との誤差 (二関節運動)

運動パターン	「c1」	「c2」	「c3」	「c4」
運動中誤差 (cm)	0.73	1.21	0.39	0.42
到達時誤差 (cm)	1.15	2.56	0.43	0.36
姿勢維持誤差 (cm)	6.53	3.49	6.92	1.72
運動パターン	「c5」	「c6」	「c7」	「c8」
運動中誤差 (cm)	0.44	1.13	0.29	0.36
到達時誤差 (cm)	0.24	1.13	0.11	0.18
姿勢維持誤差 (cm)	1.53	5.62	1.50	0.59

表 4.2 より、全般的に姿勢維持の誤差が大きい傾向にあった。このことは図 4.8 の速度波形から、目標点に到達した後に手先が動いてしまうことからわかる。図 4.9 をみると手先が終端位置の付近ですこし動いている様子も見られる。

手先があまり動かない場合と手先が動く場合について、主動筋の直列弾性要素 (図 3.1 の K_s) のエネルギー変化を、それぞれ図 4.10、4.11 に示す。この結果から、運動中から姿勢維持に移る際の、主動筋のエネルギーの変化に若干の違いが見られる。運動中から姿勢維持に移る時間 (図 4.10、4.11 の 1.75s から 2.5s 程の間) にエネルギーの変化にゆれが少ないと、手先があまり動かない傾向がみられた。

運動するときの主動筋は、手先が目標位置まで到達するために筋肉を活性化する。目

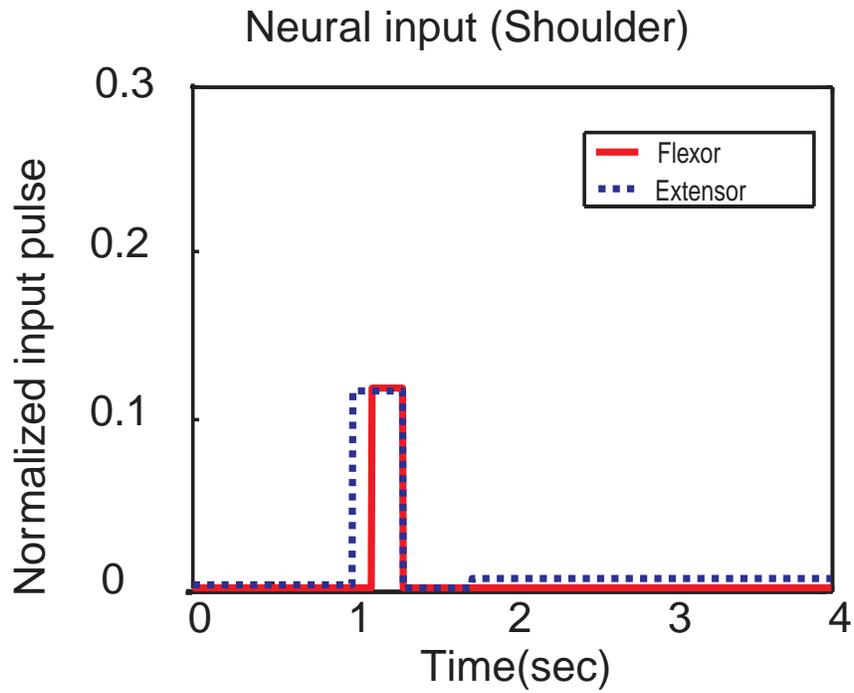


図 4.6: 二関節運動の指令波形 (肩関節の屈伸筋)

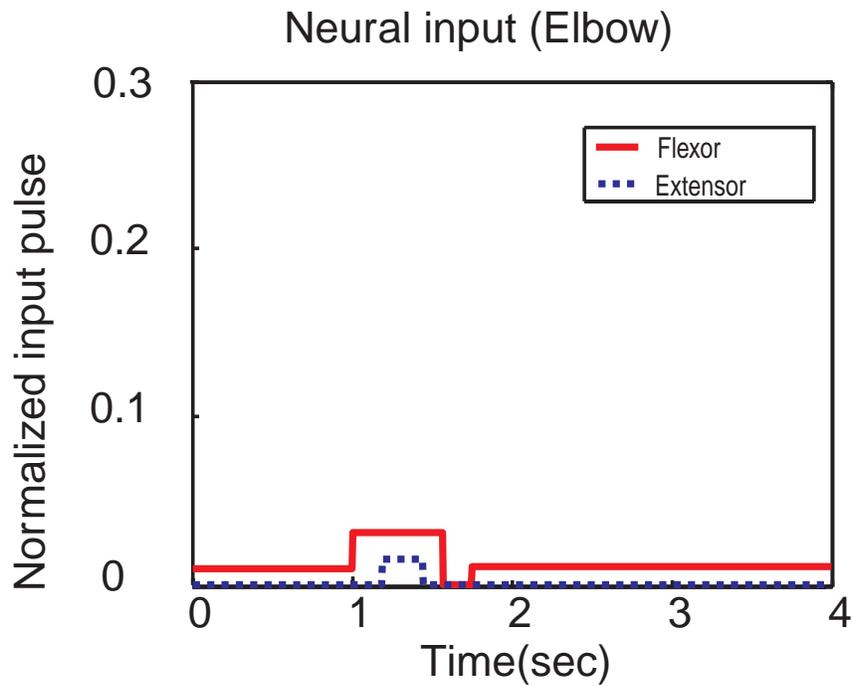


図 4.7: 二関節運動の指令波形 (肘関節の屈伸筋)

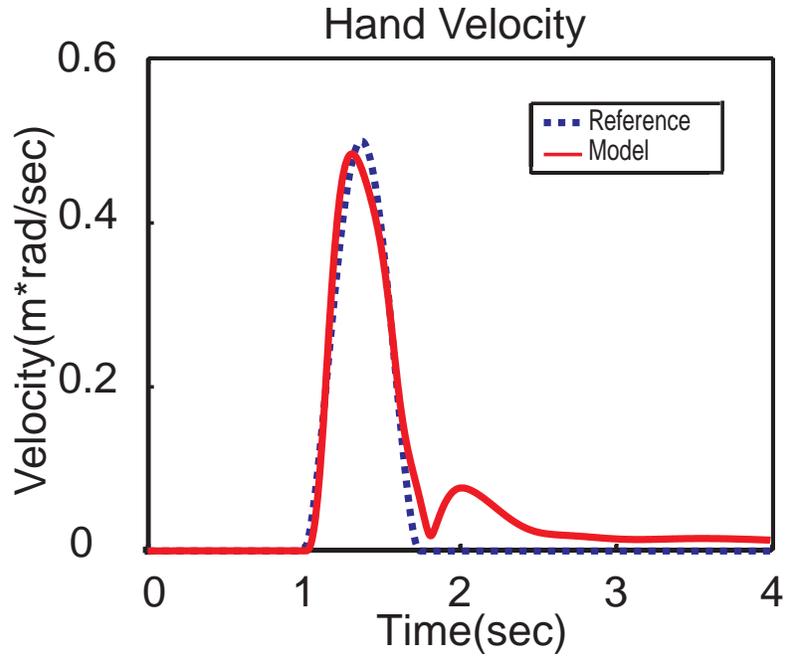


図 4.8: 二関節運動の手先の速度波形

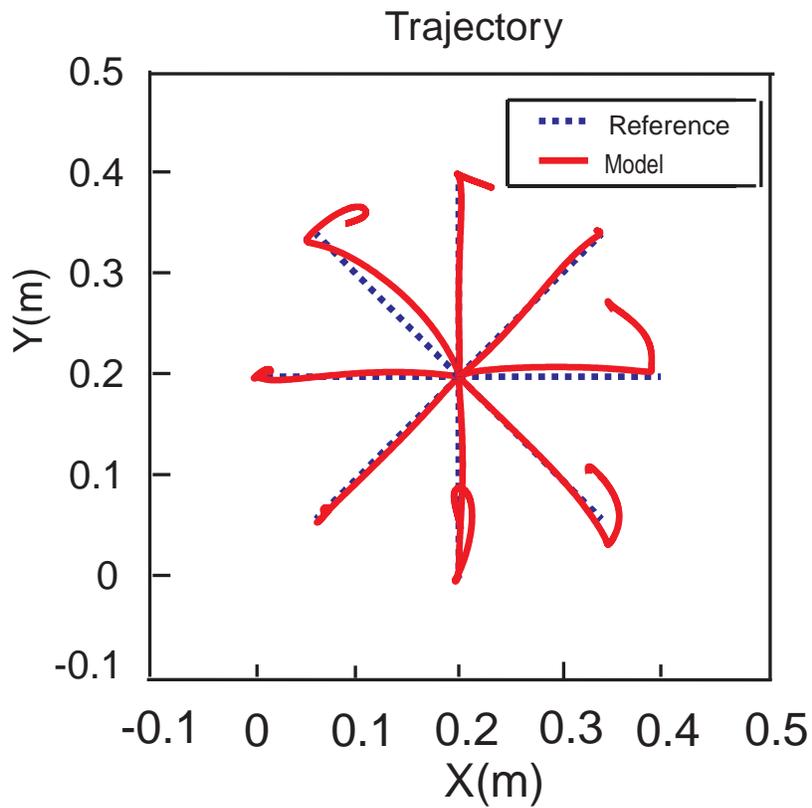


図 4.9: 二関節運動の手先軌道

標位置に到達した後、姿勢を維持するときには主動筋は一定の活性度を保つ。手先があまり動かない場合(図 4.10)、運動から姿勢維持を行う時間の弾性エネルギーは滑らかに変化している。一方、手先が動く場合(図 4.11)、運動から姿勢維持を行う時間の弾性エネルギーは、一旦ゆれがあった後、一定の値を保っている。図 4.11 では特に肘(点線)のエネルギーに傾向がみられる。このような傾向があった場合、手先があまり動かずに姿勢維持ができるのではないかと推察する。

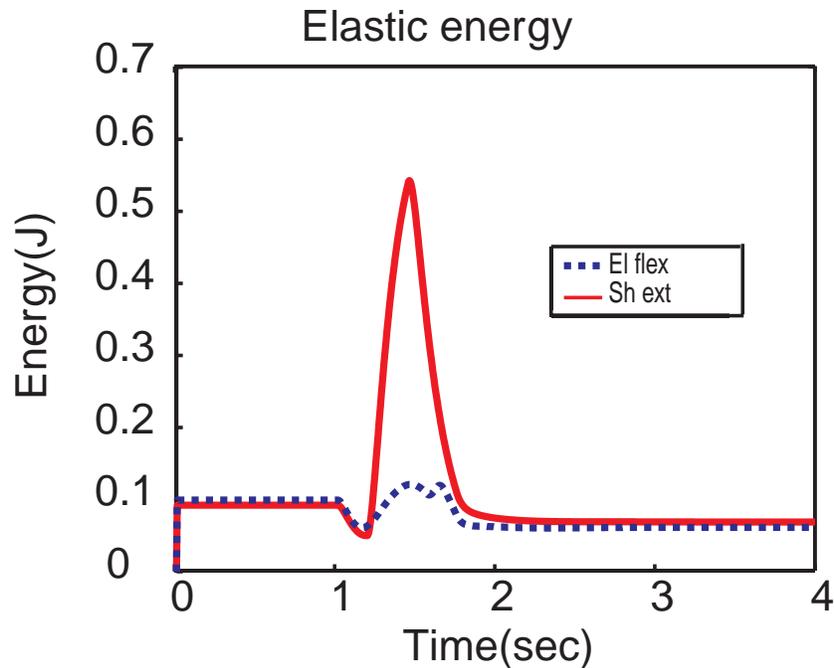


図 4.10: 手先があまり動かない場合の弾性エネルギー (「c8」)

さらに、運動中の手先軌道はほぼ直線の場合と湾曲する場合があった。例えば、図 4.9 の「c6」の方向の手先軌道が湾曲する場合に相当する。このような手先軌道をいくつか見たところ、始点から目標点まで腕を動かすために回転する関節角度の変化が小さい場合に湾曲する傾向が見られた。

速度波形、手先軌道の傾向は他の開始点でも同様に見られた。

4.3 到達運動の特徴と筋モデルの性質

本節では、4.2 節で再現した到達運動の特徴が評価関数の評価時間にどの程度依存するか検証した。

これまでは、筋モデルへの入力指令を設計する際、運動開始直後から運動終了後 300ms

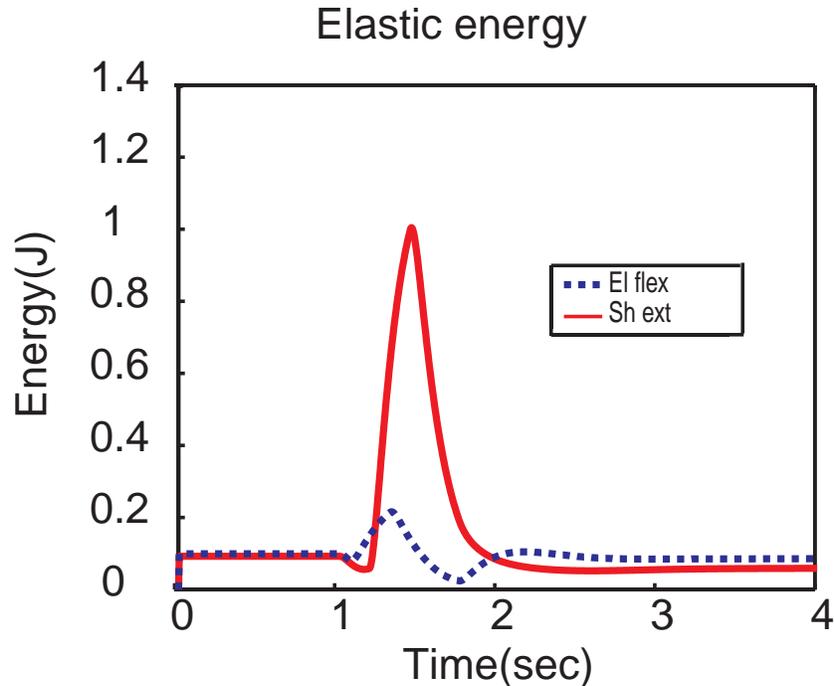


図 4.11: 手先が動く場合の弾性エネルギー (「c6」)

までを式 (4.2) の評価時間とした。これは、運動中にとるべき軌道を外部から完全に指定していることに相当する。そこで、運動中の軌道を指定せず目標点で手先が静止することのみを指定した場合、運動にどのような特徴が表われるかを調べた。具体的には、運動終了時から運動終了後 300ms までの軌道誤差のみを式 (4.2) の評価時間として計算し、このときの手先軌道と速度波形がどのように変化するかを調べた。

肩関節に関係する筋肉への指令波形と肘関節に関係する筋肉への指令波形を、それぞれ図 4.12、4.13 に示す。なお、図 4.12、4.13 の実線は屈筋の指令波形、点線は伸筋の指令波形である。

また、図 4.12、4.13 の指令を与えた結果の手先軌道と手先速度の結果の例をそれぞれ図 4.15、4.14 に示す。図 4.15、4.14 中の点線 (reference) は、躍度最小モデルによる結果を表し、実線 (model) は、本モデルによる結果を表す。

4.2 節の評価時間の場合と本節の評価時間の場合について、複数の運動について指令波形を比較したが、目だった傾向はみられなかった。

しかし、図 4.15 の結果より、手先軌道は直線的にならないことがわかる。また図 4.14 より、滑らかな曲線の傾向は示されているが、手先速度はベル型にならないことがわかる。他の運動方向に対しても同様の検証を行ったところ、手先軌道は直線的になる場合と曲線になる場合があった。また、速度波形は図 4.14 のようにベル型にはならな

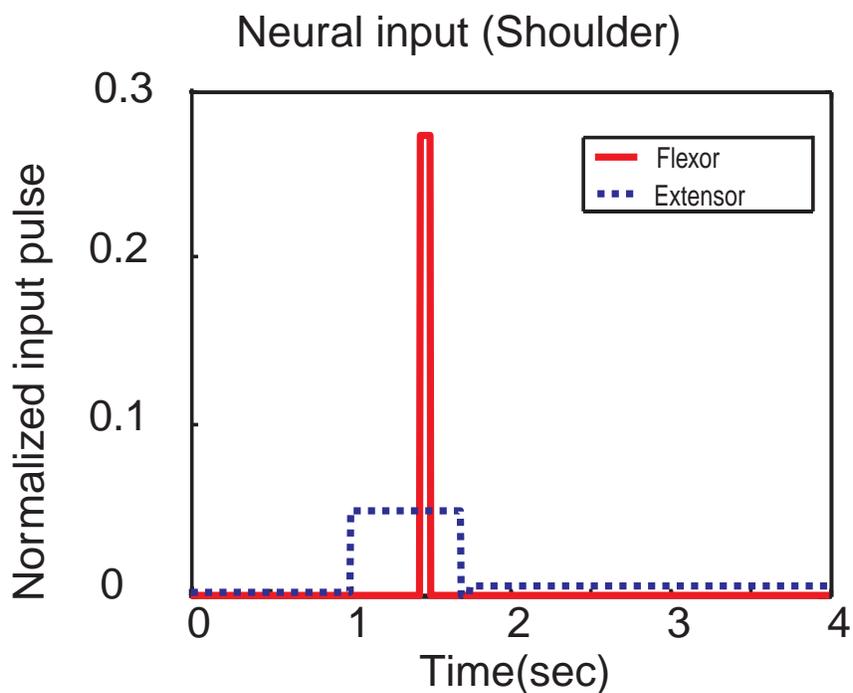


図 4.12: 二関節運動の指令波形 (肩関節の屈伸筋)

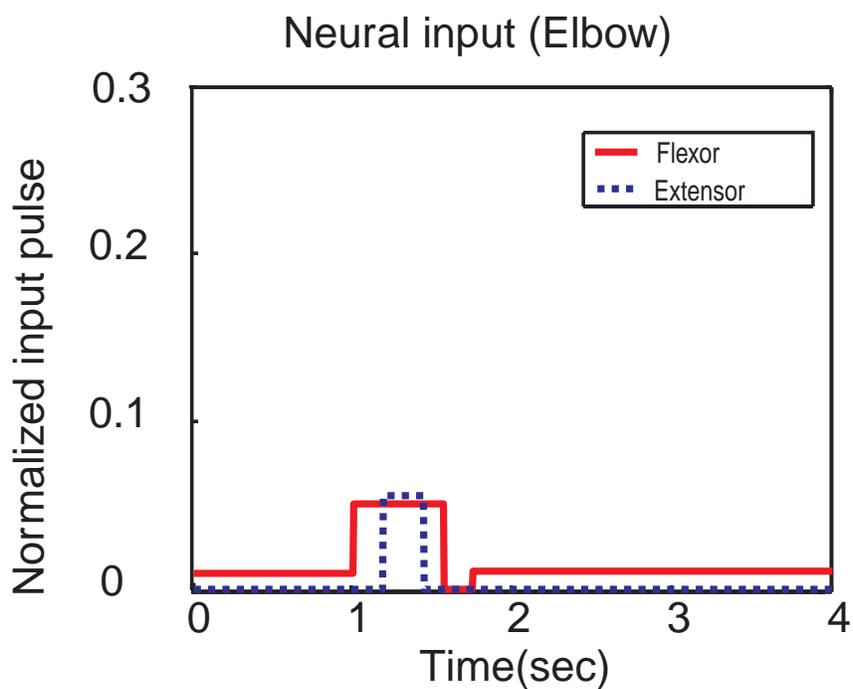


図 4.13: 二関節運動の指令波形 (肘関節の屈伸筋)

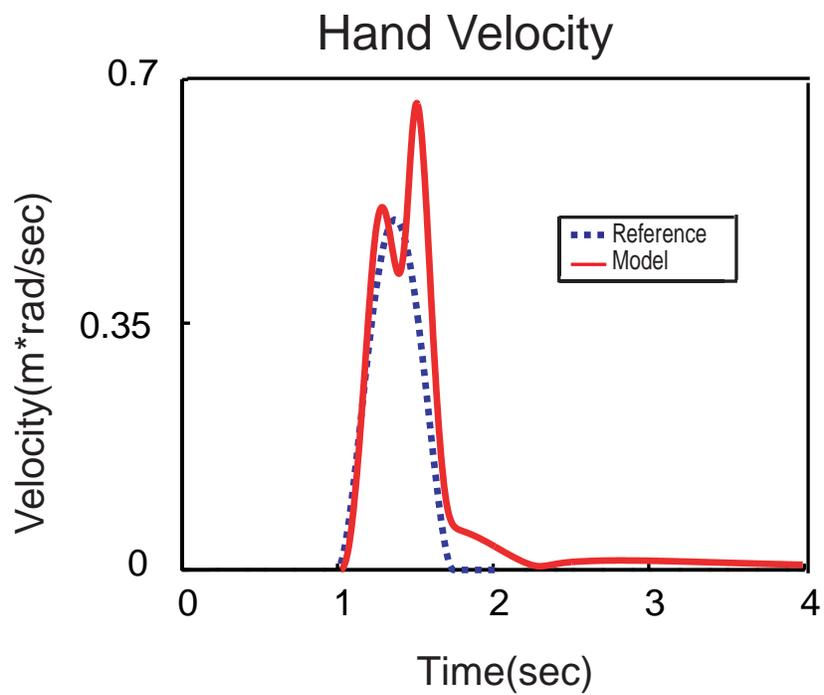


図 4.14: 手先の速度波形

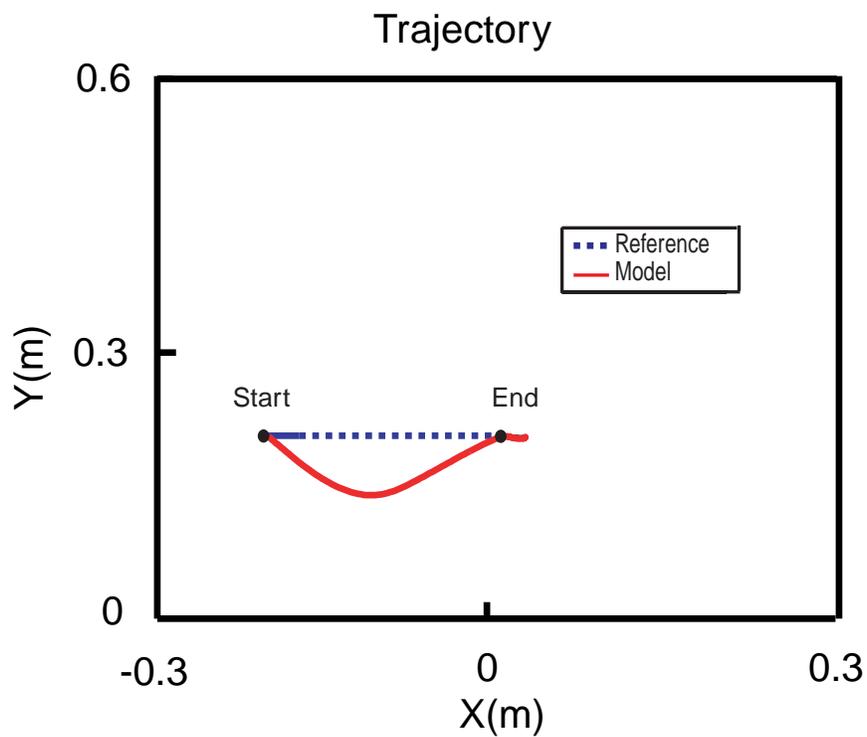


図 4.15: 手先軌道

いものの、一様に滑らかな曲線を描く傾向を示した。

4.4 運動指令の補間

4.1 節、4.2 節で単関節運動と二関節運動について、到達運動の特徴に近い結果が得られた。各運動パターンについて、筋肉を活性化する指令の大きさとタイミングを全て記憶すると、それらを保持するための記憶量は膨大になる。そこで、部分的な運動のパターンの指令から、指令の補間によって他の運動パターンを表現できるかどうかを調べた。

この考えに基づき、二種類の補間による数値実験を試みた。

4.4.1 運動方向に対する補間

二種類の補間の一つとして、始点と同じで運動方向が異なる指令の補間を行った。(図 4.16 の A,B の軌道を描く指令を使用して、中間の C の軌道を描く) 指令の補間は、

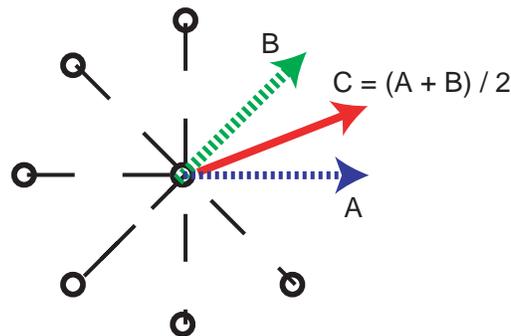


図 4.16: 方向補間の概念図

$$ni_C(t) = (ni_A(t) + ni_B(t))/2 \quad (4.3)$$

とした。 $ni_A(t)$ 、 $ni_B(t)$ 、 $ni_C(t)$ はある時刻 t における筋指令を表す。(それぞれ図 4.16 の A,B,C に対応する)

以上の方法により、まず単関節運動について補間を行った。

運動の条件は、

条件 1 A: 0° から 30°

B: 0° から 60°

C: 0° から 45°

条件 2 A: 30° から 60°

B: 30° から 90°

C: 30° から 75°

条件3 A: 120° から 90° B: 120° から 60° C: 120° から 75°

条件4 A: 90° から 60° B: 90° から 30° C: 90° から 45°

である。

指令波形、速度波形、手先軌道をそれぞれ、図 4.17、4.18、4.19 に示す。図 4.17 の点線、一点鎖線は図 4.16 の A、B に相当する。また、図 4.18、4.19 の点線 (reference) は躍度最小モデルのグラフ、実線 (model) は本モデルのグラフを表す。さらに、評価関数の誤差を表 4.3 に示す。

図 4.17 から図 4.19 の条件は条件 3 の場合を示している。

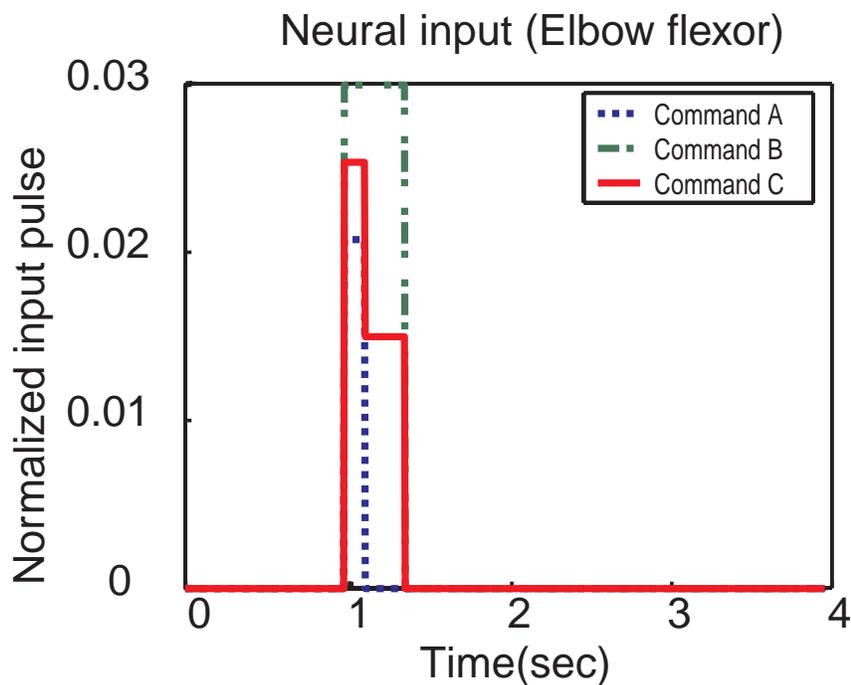


図 4.17: 指令波形 (単関節の方向補間)

表 4.3: 躍度最小軌道との誤差 (単関節の方向補間)

運動条件	条件 1	条件 2	条件 3	条件 4
運動中誤差 (deg)	3.76	1.71	0.80	1.45
終点位置誤差 (deg)	1.78	1.73	0.82	0.12
姿勢維持誤差 (deg)	2.32	2.71	1.74	2.90

図 4.17 にあるように、運動指令 A、運動指令 B の平均をとった運動指令 C であっても、図 4.18、4.19 のような 4.1 節とほぼ同様の単関節運動が可能であることがわかる。

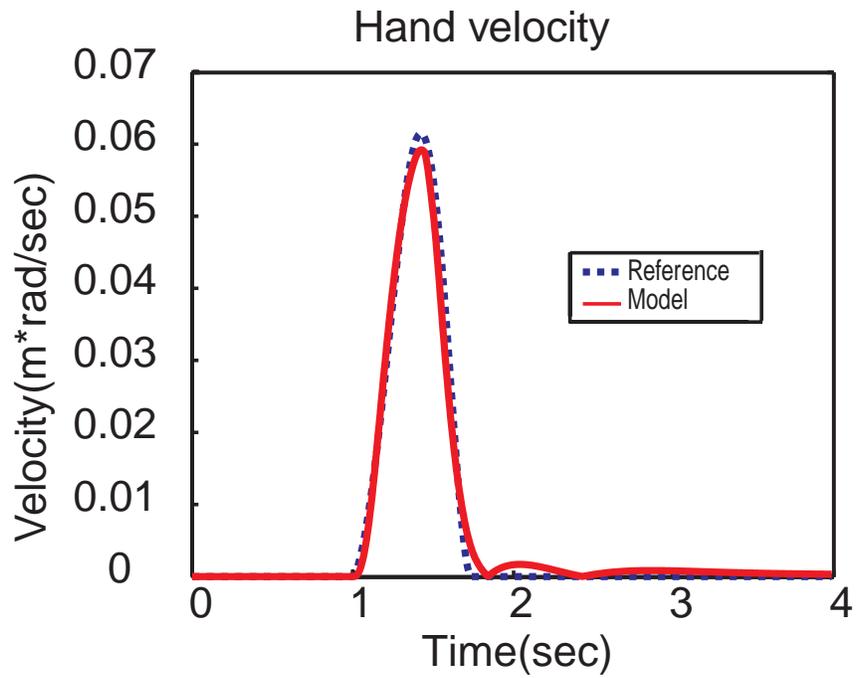


図 4.18: 手先の速度波形 (単関節の方向補間)

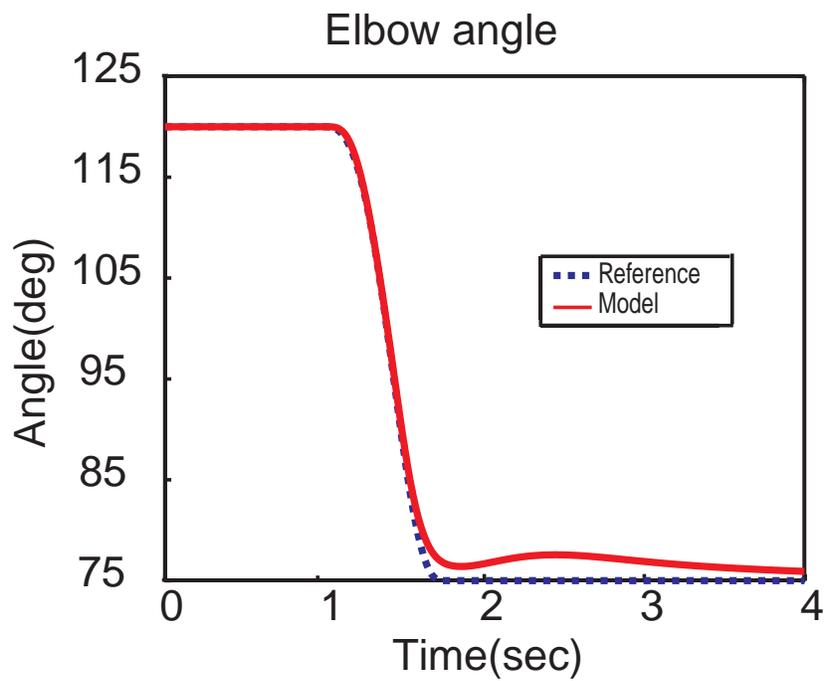


図 4.19: 肘関節の角度変化 (単関節の方向補間)

また、表 4.3 の誤差値を表 4.1 と比較しても大きな差が見られない。手先位置に換算しても、最大 3cm であった。

図 4.18 の速度波形をみると、4.1 節の速度波形よりも滑らかな速度波形になる傾向が見られた。この傾向は、補間による指令波形の変化が細やかになった場合に見られた。この結果から、指令波形の細やかな変化によって張力の変化も細やかになり、滑らかな速度波形が表れたと推察する。

単関節運動と同様に、二関節運動についても方向補間を行った。二関節の角度補間は、「c1」から「c8」までの隣接する軌道を補間した(例:「c1」と「c2」、「c8」と「c1」)。指令の生成式は、式 (4.3) と同様である。指令波形、手先速度、手先軌道の様子をそれぞれ図 4.20、4.21、4.22 に示す(運動条件は「c1」と「c8」の補間)。図 4.20 の点線、一点鎖線はそれぞれ図 4.16 の A、B に相当する。図 4.22 の点線 (reference) は躍度最小軌道を示し、実線は本モデルによる軌道を表す。さらに、評価関数の誤差を表 4.4 に示す。

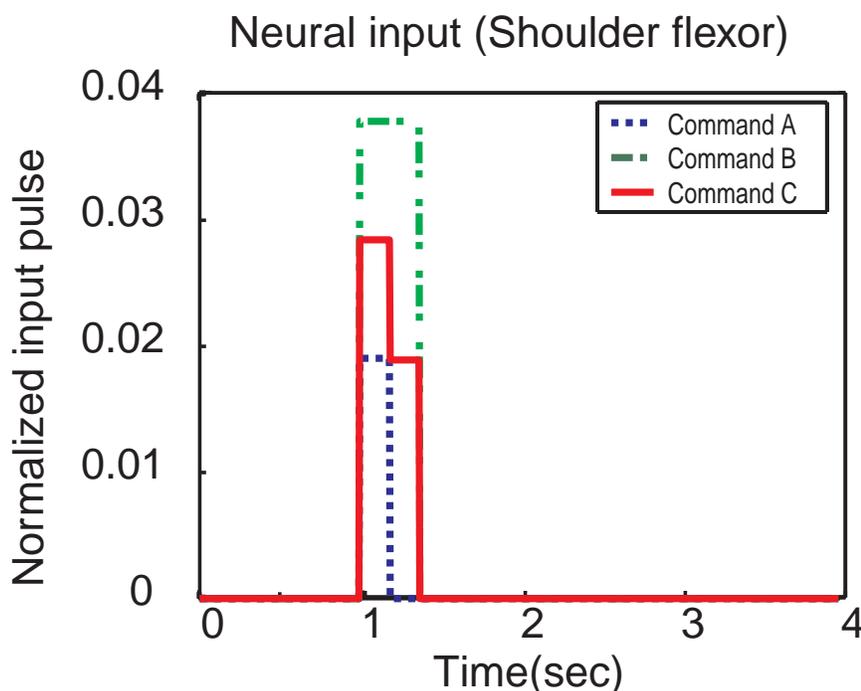


図 4.20: 肩関節屈筋の指令波形 (二関節の方向補間)

単関節と同様に運動指令 A、運動指令 B の平均をとった運動指令 C であっても、図 4.21、4.22 のような 4.2 節とほぼ同様の二関節運動が可能であり、表 4.4 の誤差値も表 4.2 と大きな差が見られない。また、4.2 節で述べたような、姿勢維持の際に手先のずれが残ることも、図 4.22 から見られる。

手先軌道を見ると、図 4.22 の C の軌道のように目標点までとどかない場合がいくつ

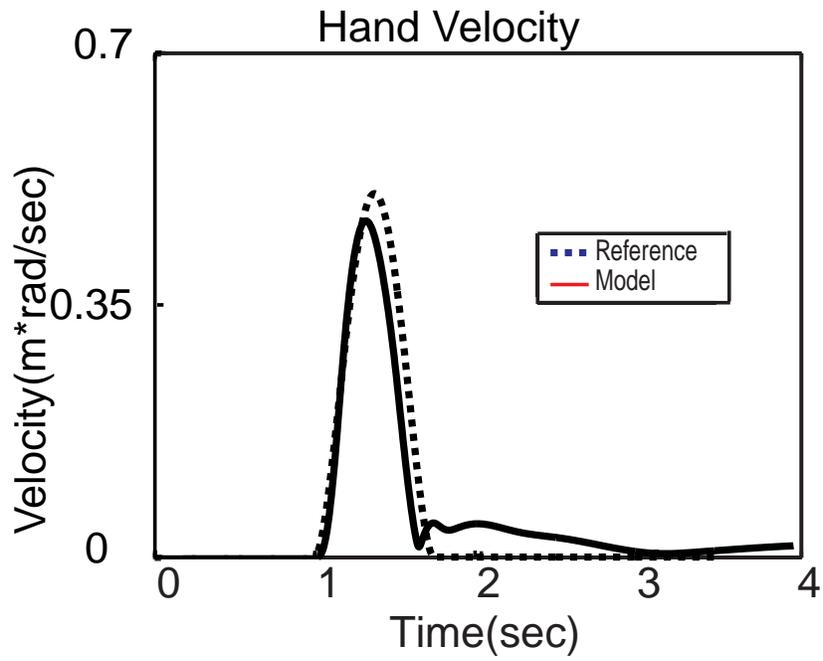


図 4.21: 手先の速度波形 (二関節の方向補間)

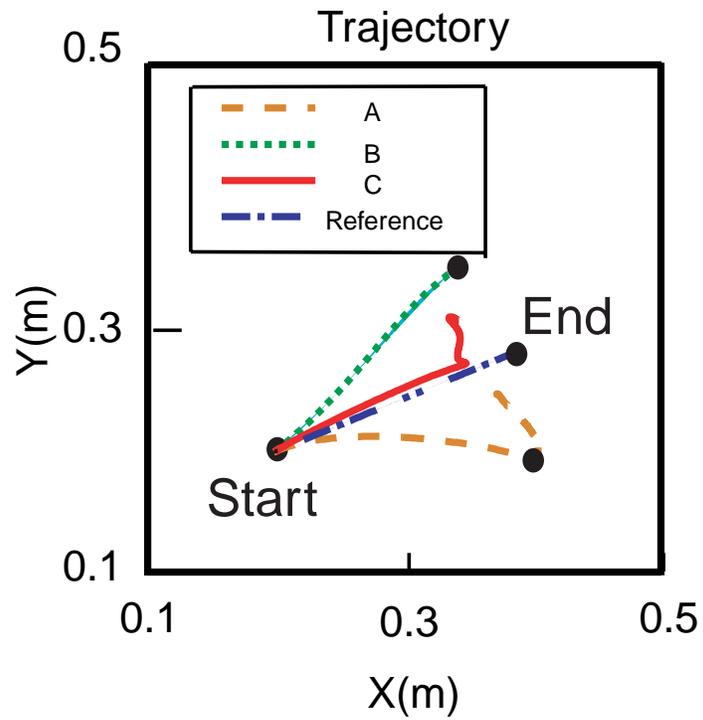


図 4.22: 手先軌道 (二関節の方向補間)

表 4.4: 躍度最小軌道との誤差 (二関節運動の方向補間)

運動方向	「c1」「c2」	「c2」「c3」	「c3」「c4」	「c4」「c5」
運動中誤差 (cm)	0.68	0.27	1.71	1.33
到達時誤差 (cm)	1.15	0.33	2.84	2.76
姿勢維持誤差 (cm)	3.24	4.81	5.95	4.98
運動方向	「c5」「c6」	「c6」「c7」	「c7」「c8」	「c8」「c1」
運動中誤差 (cm)	0.99	0.85	0.84	1.97
到達時誤差 (cm)	1.49	1.27	1.40	4.45
姿勢維持誤差 (cm)	2.78	3.64	1.94	6.84

かみられた。この原因は、もとになる指令 (Command A と B) の軌道に影響されていると考えられる。例えば、図 4.22 の A は目標に到達した後、左上方向に戻っている軌道を描いている。この時の左方向 (x 軸の負の方向) の成分が C の軌道に影響して、目標点まで到達しない現象がおこると推察する。

4.4.2 姿勢に対する補間

二関節運動については、方向に対する補間だけでなく運動方向が同じで始点が異なる指令の補間を行った。例えば、図 4.23 に示すような運動 A, B の指令を使用して、中間の始点である C の軌道を描くという補間である。指令の生成式は、方向補間の式 (4.3) と同様である。

指令波形は、図 4.5 の b と c の指令を使用して、b と c の中間の座標 $(x, y) = (0.1, 0.2)$ の点から 8 方向の指令を生成した。

指令波形、速度波形、手先軌道の結果をそれぞれ図 4.24、4.25、4.26 を示す。図 4.24 の点線と一点鎖線はそれぞれ図 4.23 の A、B に相当する。また、図 4.25、4.26 の点線 (reference) は躍度最小モデルのグラフ、実線 (model) は本モデルのグラフを表す。さらに、評価関数の誤差を表 4.5 に示す。

表 4.5: 躍度最小軌道との誤差 (二関節運動の姿勢補間)

運動方向	1	2	3	4	5	6	7	8
運動中誤差 (cm)	1.13	1.03	1.19	2.06	1.40	1.32	0.78	1.37
到達時誤差 (cm)	0.92	2.46	3.41	1.50	1.07	1.58	1.45	2.66
姿勢維持誤差 (cm)	0.99	2.35	6.11	4.08	2.04	4.04	1.68	3.16

4.2 節の二関節運動や方向補間と比較して大きな差はみられないので、単純な補間に

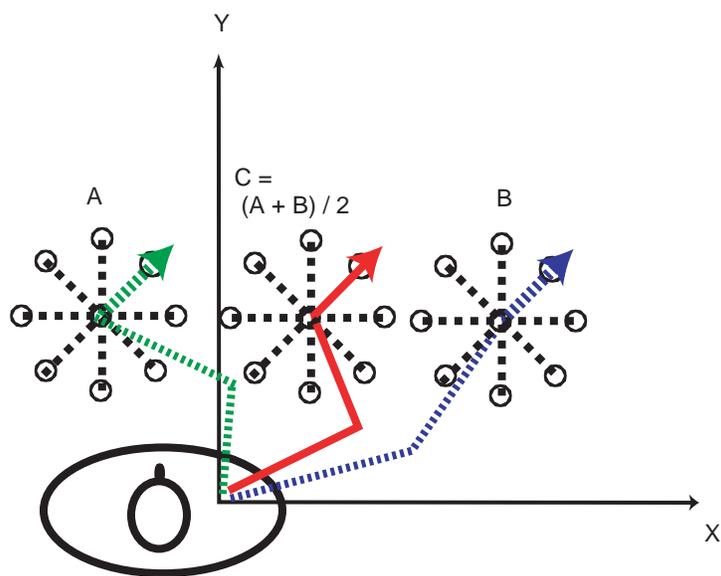


図 4.23: 姿勢補間の概念図

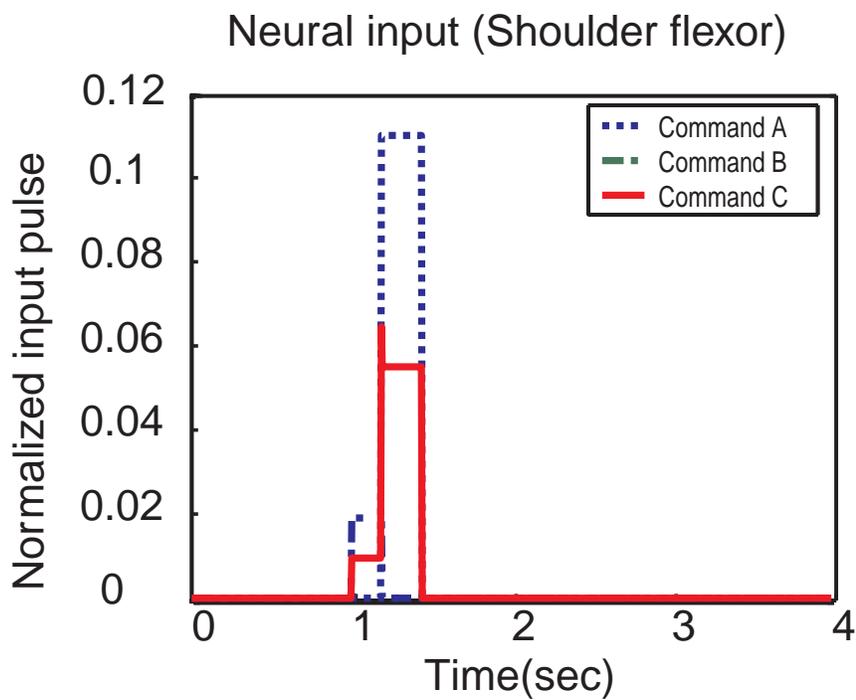


図 4.24: 肩関節屈筋の指令波形 (二関節の姿勢補間)

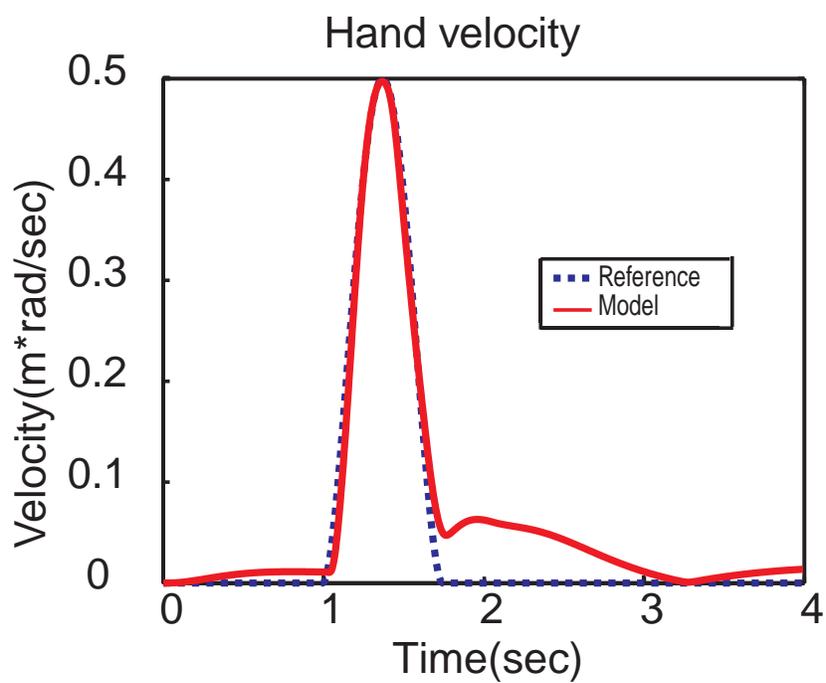


図 4.25: 手先の速度波形 (二関節の姿勢補間)

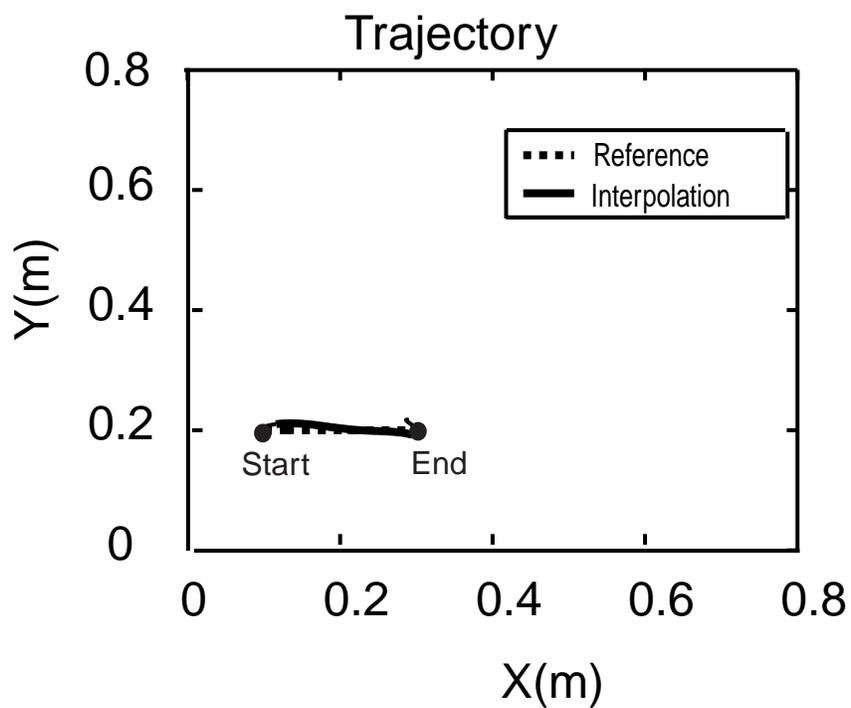


図 4.26: 手先軌道 (二関節の姿勢補間)

よっておおよそその位置に運動するようである。

また、姿勢補間の軌道は方向補間の軌道のような目標点にとどかない現象がほとんど見られなかった。前節の方向補間の結果と合わせて考えると、姿勢維持の期間に軌道がずれる方向は運動方向にある程度依存しているため、同じ方向の指令を補間する姿勢補間の場合には、方向補間のような現象が見られなかったのではないかと推察できる。この推察に基づき、4.2節の二関節運動で異なる始点での軌道のずれる方向をみると、類似する傾向を示した。これらの結果から、軌道のずれは運動方向に依存していると考えられる。

4.5 Bizzi らの実験の再現

2.1.1節で説明した Bizzi らの実験を再現できるかどうか、数値実験によって検証した。

本モデルは、感覚情報のフィードバックを考慮していない。そこで、求心性神経を切断した場合の実験の再現を試みた。

求心性神経を切断したサルの実験は、まず自分の腕がみえない状態で目標位置まで腕をモーターで動かす。次に、腕を目標位置で保持した状態から目標を提示し、腕の筋肉が活動を始めた時にモーターを切る。モーターを切ると、腕は一旦開始時の位置と目標位置の間に戻ってから、目標に向かうという実験である (図 4.27)。図 4.27 の Target は目標提示時間、Servo control はモーターの可動時間である。

この実験の再現を数値実験で行った。まず、筋モデルを通さないトルクを腕に与え、腕を目標位置まで動かす。もし、腕が目標角からずれると目標角に補正するようなトルクが与えられる。目標位置で保持した状態から運動が開始され、運動を開始し始めると、腕を補正するトルクをきる。数値実験では目標角度をあらかじめ与えている。

関節角度の変化とトルクを図 4.28 に示す。図 4.27 では、モーターを切った瞬間に腕が一旦戻っているが、数値実験の結果では、関節角度が上昇し腕の戻りは見られなかった。

Bizzi の実験が再現できなかった原因として、モーターをかけている時間の筋活動の違いが考えられる。

サルの実験で最初に目標位置に手先が到達した後、筋肉が活動していないとすると、手先位置を維持するためのトルク (図 4.27 の点線) はモーターをかける前のトルク (図 4.27 の Servo action の前の点線) に近くなるはずである。ところが、モーターをかけている時間のトルクは、モーターをかける前と比較してもはるかに大きい。

また、最初に目標位置に手先が到達したときと、再び目標位置に到達したときのトルクの値は異なる。もし、モーターをかけている時間に筋肉が活動していないとすると、手先が静止している位置は同じなので、トルクは同程度の大きさを保っているは

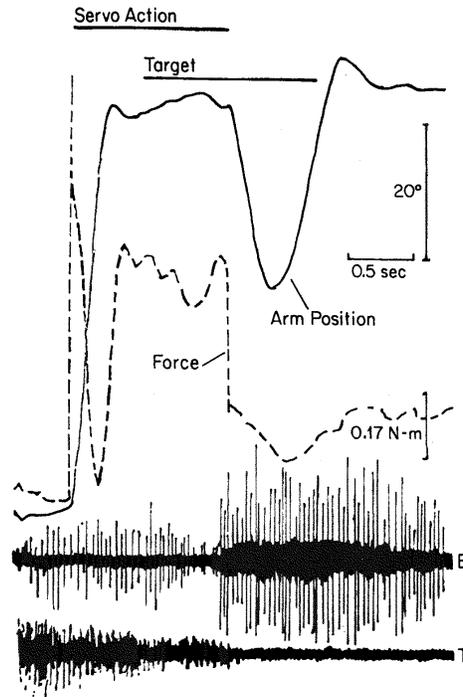


図 4.27: 求心性神経を切ったときの Bizzi らの実験

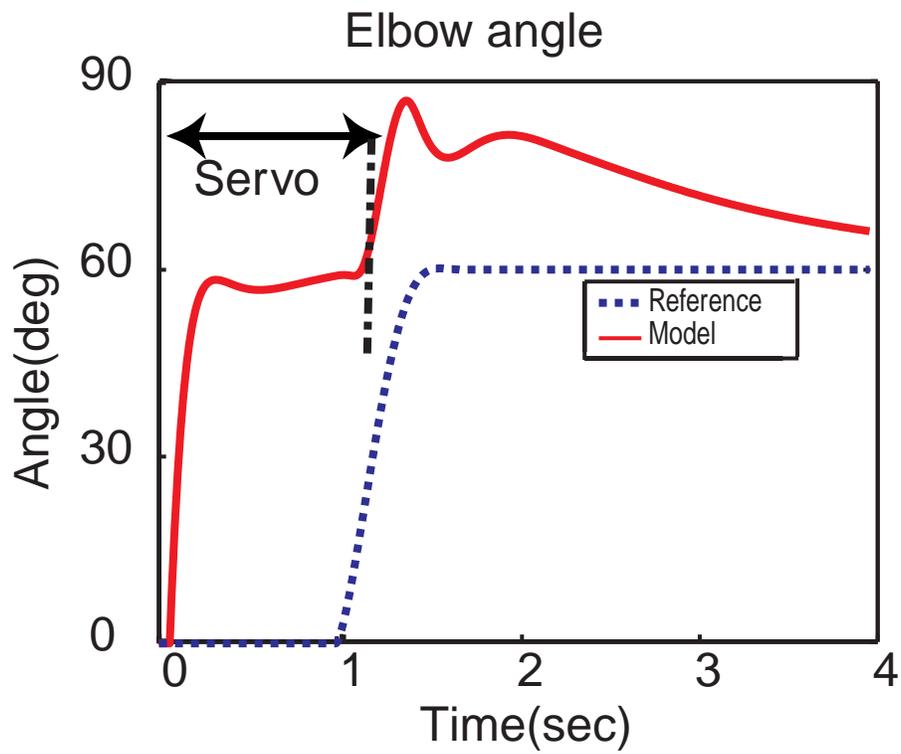


図 4.28: Bizzi らの実験の再現

ずである。

これらの事柄から、モーターをかけている時間に、サルが筋肉を活性化させている可能性が考えられる。一方、数値実験ではモーターをかけている時間に筋肉を活動させていない。したがって、今回の実験条件だけでは本研究の枠組みで再現できないとは言いきれず、上記の事柄を踏まえた実験条件を新たに設定することで、再現できる可能性があると考えられる。

4.6 筋の要素とエネルギーの関係

4.1 節から 4.4.2 節の結果を見ると、手先が目標位置で止まらず、目標から少しずれて徐々に目標位置に移動する場合があった。4.2 節でも少し触れたが、このことを筋肉のエネルギーという点から考えてみると、運動に必要なエネルギー以外に、余分なエネルギーを生成していることを示唆している。

本モデルにおいて発生したエネルギーを解消する方法は、筋肉の粘性要素による解消、拮抗筋の活動による解消が考えられる。拮抗筋の活動は本研究の段階で使用されていると考え、筋肉の粘性要素によって、エネルギーの解消が行われている可能性がある。

本モデルにおいて、粘性係数は定数であるが、本来粘性係数は非線形である。そこで、粘性係数がどれくらい増加すれば腕が止まるのか、単関節運動において筋モデル(図 3.1)の各要素にかかるエネルギーを計算した。また、エネルギーの解消が積極的に行われるとすると、運動の後半で行われていることがまず考えられる。この推察から、本研究では特に運動後半でのエネルギーに着目した。

今回は、図 4.2 の手先速度の頂点 (1.25s) から運動終了直前 (1.75s) における筋モデルの各要素のエネルギーの差分を計算した。その結果を図 4.29 に示す。グラフの move は筋全体の運動エネルギー、 K_s 、 K_p 、 F 、 B は図 3.1 の筋モデルの各要素が発生したエネルギーを示す。flex は屈筋、ext は伸筋を表す。

筋モデルの要素のなかで主にエネルギーを発生するのは、張力発生ユニット (F) と粘性ユニット (B) である。張力発生ユニットと粘性ユニットとの比較 (F_{flex} と B_{flex} 、 F_{ext} と B_{ext}) を行ったところ、粘性ユニットに対する張力発生ユニットの発生するエネルギーは、屈筋でおよそ 2 倍程度、伸筋で 1.1 倍程度であった。

粘性ユニットのエネルギーは粘性係数に比例するので、もし張力発生ユニットのエネルギーと同程度まで係数が増加すれば、手先が目標位置からずれずに静止すると推察する。

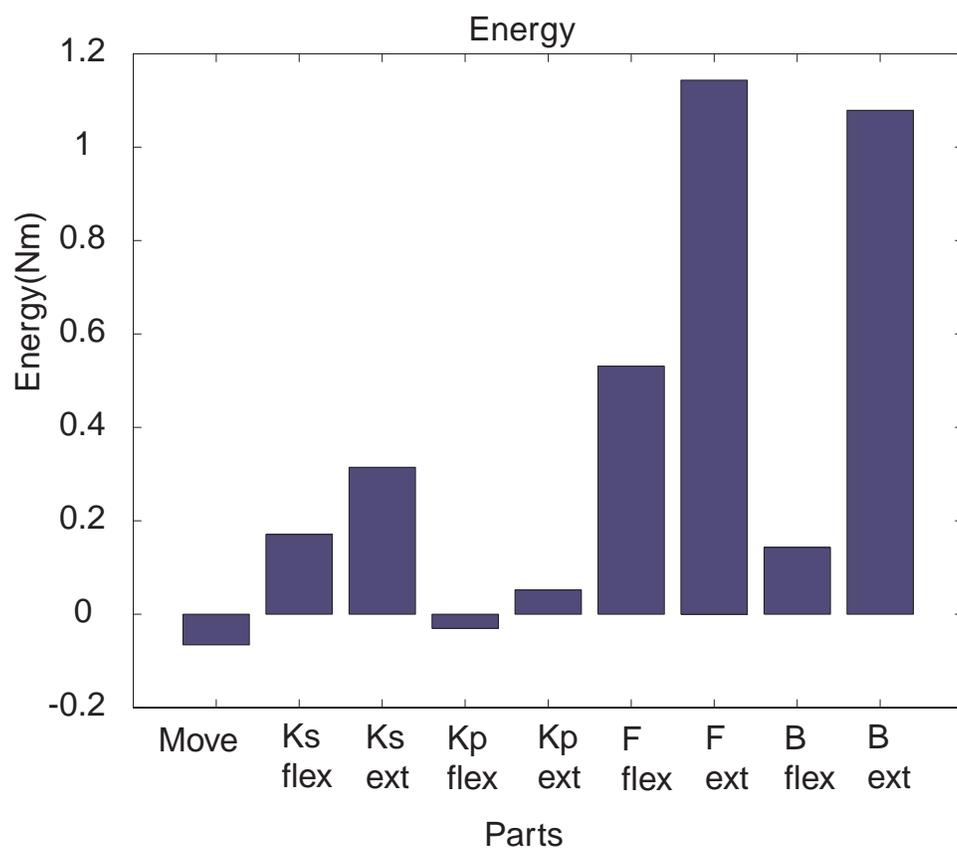


図 4.29: 筋モデルの各要素におけるエネルギー

第5章 考察

本章では、数値実験によってわかったモデルの特徴、本研究で再現できた現象、できなかった現象について述べる。最後に本研究で使用した筋モデルの改善点と改善に伴う問題について述べる。

5.1 生成された軌道の特徴

4.1 節、4.2 節の結果から、矩形波による指令波形と筋特性を考慮したモデルによって、運動中の直線的な軌道と滑らかな速度波形を実現する能力があることがわかった。さらに 4.3 節の結果から、直線的な手先軌道は生じないものの、手先速度の滑らかさは筋モデルの動特性によって生じることも明らかになった。

しかし、運動後の姿勢維持の段階において、手先軌道の終端が目標点でとまらずに少しずれてから目標点に近づく傾向にあった。また、運動中の手先軌道が湾曲する傾向もみられた。

このような傾向を持つ手先軌道は、図 5.1 の求心性神経からの情報がない患者の手先軌道と類似している。なお、図 5.1 の実験で、患者は運動中の腕の位置を見ることができない。また、図中の円は目標点から直径 2cm の円を表す。本研究で使用したモデルでは、反射によるフィードバック情報を考慮していないため、求心性神経からの情報がない患者と似た挙動を示していると考えられる。

次に、4.4 節では、角度に対する補間、姿勢に対する補間共に運動中の誤差に関して、単関節運動や二関節運動と同程度の誤差を示した。この結果から、少数の運動指令から複数の運動を表現できる可能性を示唆している。

また、指令波形の補間によって新たな傾向も見られた。それは、指令波形の細かさによる速度波形の違いである。補間した結果、得られる指令波形の変化が細かい程、速度波形が滑らかになる傾向が見られた。この結果は、指令波形の細かい変化によって、滑らかさという到達運動の一つの特徴を示す可能性を示唆している。また、指令波形を三角波などの形状に変更した場合、運動がより滑らかになる可能性も考えられる。

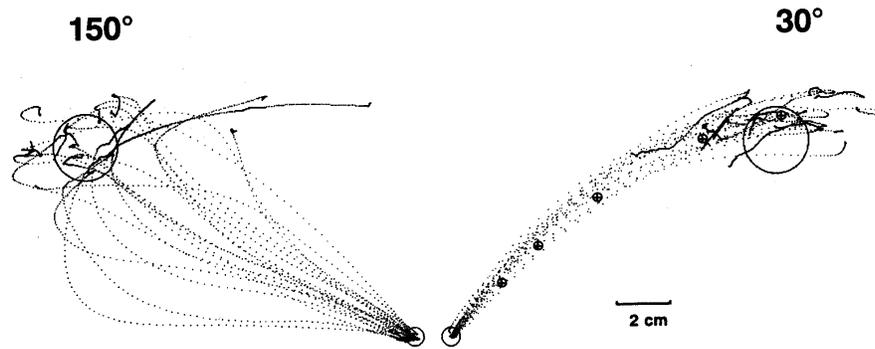


図 5.1: 求心性神経を切除した患者の到達運動 [19]

5.2 本研究の成果と今後の課題

和田ら [21] の段階では、二関節六筋の上肢モデルを使用して、手先の速度波形の前半部分と直線的な手先軌道が再現可能であった。

本研究では、同様のモデルと矩形波による指令波形を使用して、実際の手先速度と同程度の速さと直線的な手先軌道を再現した。また、運動指令を補間することによって、少数の運動指令から複数の運動を表現する可能性を示唆した。今回、数値実験で行った誤差値と、図 5.1 の目標点との誤差を比較すると、類似した結果が得られていると考えられる。

しかし、運動終了直後に目標位置で姿勢維持ができず、すこしずれた状態から少しずつ腕が戻っていき姿勢を維持する、という軌道を描いた。このような軌道が、図 5.1 の軌道と似た傾向を示していることから、姿勢維持の期間には、反射によるフィードバック情報が必要であると考えられる。

一方、2.1.2 節で述べた、一旦目標位置から腕が戻り、再び目標にむかう軌道を示す Bizzi らの実験については再現できなかった。原因として、モーターをかけている時間の筋活動の違いが考えられる。また、運動中の情報の変化に対応するような運動も、現時点の枠組みでは再現することができない。

本研究における筋モデルの課題点を三点述べる。

まず第一に、二関節筋の欠如が挙げられる。本研究では、二関節筋のない二関節四筋の腕モデルを使用した。これは、問題を単純化するためであったが、腕の筋肉の中で二関節筋の発生する張力は大きく、肩と肘両方に作用するため、何らかの形で運動に寄与していることは間違いない。

しかし、二関節運動のように筋肉を動かすパターンが複数存在する場合、どのような運動パターンで二関節筋が働いているのか、また肘、肩の筋肉と比較してどれぐらいの張力（活性度）で二関節筋を活動させるのか現在のところわかっていない。二関節筋を運動モデルに追加する際には、以上の問題を考慮する必要があると考えられる。

第二に、筋が持つ粘性 (viscosity) も運動中に変化するが、本研究では粘性係数を定数とした。この点においても実際の筋肉とは特性が異なる。4.6 節で各要素に内在するエネルギーについて調べた。実験の結果から、運動の後半に粘性係数が増加すれば、滑らかに腕を止めることができると考えられる。しかし実際の筋肉では、張力に比例して粘性要素が活性化する [9] といわれているので、粘性要素だけを活性化することはできない。そこで、屈筋と伸筋を同時に活性化すれば、腕を動かさずに粘性要素の活動を上げることができる。粘性ユニットの活動のみ上がれば、腕の動きを減速することができると考えられる。

第三に筋肉の固さが一定である点である。例えば、到達運動中に筋の固さは変化するといわれている [7]。到達運動中の腕の固さは、運動中に低くなることが報告されているため [7]、腕の筋肉を緊張させ固くすることは運動終了時に腕を止めるか、姿勢維持のために必要であると考えられる。先に述べた反射によるフィードバック要素とともに、筋の固さの要素を取り入れることで、第4章の結果は、目標位置で姿勢を維持することができる可能性は十分に考えられる。

以上のような課題点を改善して、より多くの到達運動現象を再現していく必要があると考えられる。

最後に本研究の今後の方向として、運動指令をデータベース化することが考えられる。始点と目標位置によって、基底関数や表引きにすることができれば、運動開始時に始点と目標点のみで瞬時に指令が決定できるので、運動開始直後は関数や表によって運動を行なう。運動中の情報が入力されれば、フィードバック情報によって運動を微調整するプロセスで対応する、という方法が取れると考えられる。

5.3 結果のまとめ

本研究では、肘のみ動かす単関節運動、肘と肩を動かす二関節運動について、運動中におけるほぼ直線的な軌道とベル形に近い速度波形を再現することができた。さらに、速度波形における滑らかさが筋の動特性によって生じるものであることが明らかになった。しかし、運動が終了した後、手先が目標位置ですぐに止まらなかった。

また、運動指令の補間によって、少ない運動指令から複数の運動が表現できることを示した。

一方、Bizzi らの実験を再現することができなかった。最後に、筋モデルの各要素にかかるエネルギーについて調べ、筋モデルの詳細化について推察を行った。

第6章 結論

本研究では、到達運動研究における仮説と骨格筋のモデルについて説明した後、筋骨格の特性を考慮したモデルと矩形波による運動指令によって、到達運動がどこまで再現できるか検証した。

実験の結果、肘のみ動かす単関節運動と肘と肩を動かす二関節運動に関して、運動中においてほぼ直線的な手先軌道を示し、ベル型に近い手先速度を再現することができた。さらに、手先速度の滑らかさは筋モデルの動特性により生じるものであることが明らかになった。一方、直線的な手先軌道と左右対称のベル型の速度波形に関しては、筋モデルと指令波形の枠組みだけでは完全に説明できないことがわかった。

また、指令波形について二種類の補間の数値実験を行い、少数の運動指令から複数の運動を表現できることを示した。この結果から、指令波形の変化が細かくなった場合、より左右対称のベル型に近い速度波形を示す可能性を示唆した。

他にも、到達運動研究で頻繁に挙げられる実験の再現を試みた。最後に、筋モデルの各要素にかかるエネルギーについて調べ、筋モデルの詳細化について推察した。

今後は、筋の詳細なモデル化と指令波形の表現方法について研究し、筋特性を考慮した新たな到達運動モデルの構築を進めていきたい。

謝辞

本研究を進めるにあたり、ご指導、ご助言いただいた電気通信大学 大学院情報システム学研究科情報ネットワーク学専攻 ヒューマンインターフェース学講座の阪口 豊 助教授、出澤 正徳 教授、石田 文彦 助手、島井 博行 助手、ならびに、意見や激励をいただいた和田克己さんを始め、ヒューマンインターフェース学講座の学生、修了生、職員みなさまに感謝いたします。

参考文献

- [1] Bizzi, E., Polit, A., Morasso, P., “ Mechanisms underlying achievement of final position, *J. Neurophysiol*, 39, pp.435–444, 1976.
- [2] Bizzi, E., Accornero, N., Chapple, W., Hogan, N., “ Posture control and trajectory formation during arm movement, *The Journal of Neuroscience*, 4, pp.2738–2744, 1984.
- [3] d’Avella, A., Saltiel, P., Bizzi, E., “ Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior, *Nature Neuroscience*, 6, pp.300–308, 2003.
- [4] Feldman, A. G., Adamovich, S. V., Ostry, D. J., Flanagan, J. R., “ The origin of electromyograms – Explanations based on the equilibrium point hypothesis *Multiple Muscle Systems*, *Biomechanics and Movement Organization*(J.M.Winters and S.L-Y.Woo eds.), pp.195–213, Springer, 1990.
- [5] Flash, T., Hogan, N., “ The coordination of arm movements: An experimentally confirmed mathematical model, *The Journal of Neuroscience*, 5, pp.1688–1703, 1985.
- [6] Gottlieb, L. G., “ Rejecting the Equilibrium–Point Hypothesis, *Motor Control*, 2, pp.10–12, 1998.
- [7] Gomi, H., Kawato, M., “ Equilibrium–point control hypothesis examined by measured arm-stiffness during multi–joint movement, *Science*, 272, 5, pp.117–120, 1996.
- [8] Harris, C. M., Wolpert, D. M., “ Signal–dependent noise determines motor planning, *Nature*, 394, pp.780–784, 1998.
- [9] Hill, A. V., “ The heat of shortening and the dynamic constants of muscle, *Proceedings of Royal Society of London*, Series B, 126, pp.136–195, 1938.
- [10] Hogan, N., “ An organizing principle for a class of voluntary movements, *The Journal of Neuroscience*, 4, 11, pp.2745–2754, 1984.
- [11] 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, *電気情報通信学会論文誌*, DII–83, pp.1381–1391, 2000.
- [12] Katayama, M., Kawato, M., “ Virtual trajectory and stiffness ellipse during multijoint arm movement predicted by neural inverse models, *Biological Cybernetics*, 69, pp.353–362, 1993.
- [13] 川人光男, “ 脳の計算理論, *産業図書*, 1996.
- [14] Latash, L. M., “ Neurophysiological Basis of Movement, *Human Kinetics*, 1998.

- [15] Marcelo, Epstein, Walter, Herzog, “ Theoretical Models of Skeletal Muscle Biological and Mathematical Considerations,” JOHN WILEY & SONS, 1998.
- [16] 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.
- [17] Morasso, P., “ Spatial control of arm movements, Experimental Brain Research, 42, pp.223-227, 1981.
- [18] Polit, A., Bizzi, E., “ Characteristics of the motor programs underlying arm movements in monkeys, J. Neurophysiol, 42, pp.183-194, 1979.
- [19] Michael, S. G., “ The Cognitive Neurosciences, Massachusetts of Technology, 1995.
- [20] Uno, Y., Kawato, M., Suzuki, R., “ Formation and control of optimal trajectory in humanmultijoint arm movement – minimum torque-change model, *Biological Cybernetics*, 61, pp.89-101, 1989.
- [21] 和田克己, 阪口豊, “ 骨格筋に基づく上肢到達運動制御メカニズムの考察, 信学技報, NC2001-203, pp.59-66, 2002.
- [22] Winters, J. M., Stark, L., “ Muscle models :What is gained and what is lost by varying model complexity, *Biological Cybernetics*, 55, pp.403-420, 1987.