

博士論文

ヒトの上肢到達運動軌道の
消費エネルギーに基づく最適性

Optimality of human upper-arm reaching
trajectories based on energy cost

平成23年3月

谷合 由章

山口大学大学院理工学研究科

学位論文内容の要旨

始点から終点まで手先を動かす上肢到達運動を行う際、手先がとりうる軌道は無数に存在する。しかし、ヒトが上肢到達運動を行ったときの手先の運動軌道はほぼ直線となり、その速度波形はベル型となるといった一定の特徴が観察されることが知られている (Morasso 1981)。したがって、中枢神経系は進化や学習を通して何かしらの評価に基づいて上記のような特徴をもつ運動軌道を選択し、運動軌道の冗長さを解決していると考えられる。その評価関数を推定しようとする計算論的研究がこれまでに多く行われてきた。

下肢の運動である歩行運動の特徴の多くは消費エネルギー最小化という規範に基づいて説明できることがこれまでの研究で示唆されてきた (Donelan et al. 2001; Nishii 2000; Zarrugh and Radcliffe 1978)。一方、上肢到達運動の特徴は消費エネルギー最小化とは異なる規範で説明されてきた。このことは、上肢到達運動と歩行運動では、異なった規範に基づく運動計画が行われていることを意味するのであろうか。本論文の目的は、上肢到達運動においても消費エネルギー最小化規範によりその特徴を説明しうるかを検討することである。

Flash と Hogan が 1985 年に提案した躍度最小化規範は手先のキネマティクスに注目したものであり、ヒトの手先の軌道が滑らかになるように中枢神経系が運動を計画しているとするものである。この規範に基づく運動軌道は、水平面内でのヒトの到達運動の特徴をよく再現することができる。その後、Uno らは 1989 年にトルク変化最小化規範を提案した。この規範は、躍度最小化規範では説明できなかった鉛直面における到達運動やバネによる外力を受ける場合の到達運動軌道が湾曲する場合についても、その特徴をよく表すことができた。また、Harris と Wolpert (1998) は、運動指令が中枢神経系から筋へ送られる際に生体ノイズの影響を受けることを考慮し、そのノイズの影響を抑えることに着目した終点分散最小化規範を提案した。この規範に基づく軌道が水平面における運動軌道をよく再現するだけでなく、正確さと到達に必要な運動時間のトレードオフの関係を定量化したフィッツの法則もこの規範により予測されることが報告されている。消費エネルギー最小化に基づく上肢到達運動の速度波形はベル型の崩れたような波形になるため、ヒトの上肢到達運動

の特徴を説明できないという報告がされていた (Alexander 1997; Nishii and Murakami 2002).

これまでの消費エネルギー最小化規範の検討 (Alexander 1997; Nishii and Murakami 2002) においては、生体ノイズの影響が考慮されていなかった。しかしながら、Harris や Wolpert (1998) が提案した運動指令に影響を与える運動指令依存型ノイズを考慮すると、消費エネルギー最小化に基づく最適なトルクは運動開始後に大きくなるため (Nishii and Murakami 2002)、終点における消費エネルギー最小軌道の手先の位置分散は大きくなり、ターゲットに到達できないこと可能性もある。ヒトの上肢到達運動においては、位置を補正するための補間運動が報告されており (Searle et al. 1948)、最適化規範の検討においてもこのような補間運動によって消費されるエネルギーも含めた議論が必要となる。そこで、本研究では消費エネルギー最小化、終点分散最小化、トルク変化最小化の各規範に従って運動軌道を決定した場合に、生体ノイズにより必要となる補間運動も含めた到達運動の総消費エネルギー量の平均値を計算機実験によりそれぞれ求めた (Nishii and Tani 2009)。その結果、ヒトの到達運動の特徴をよく表す終点分散最小化規範とトルク変化最小化規範による運動は消費エネルギー最小化規範による運動に比べて生体ノイズの影響を受けにくく、そのノイズが大きい場合には終点分散最小化規範が最も少ない総消費エネルギー量で到達運動を行えることが明らかになった。この結果は、中枢神経系は生体ノイズの影響下において消費エネルギーを低く抑えるような運動を計画していることを示唆する。そこで、次に生体ノイズの影響下で、手先を目標到達位置まで動かすのに必要とされる消費エネルギーの期待値が最小となる運動軌道を計算機実験により求め、その結果をヒトの肩関節による到達運動軌道と比較検討した。ヒトの上肢到達運動の軌道に関するこれまでの研究の多くは1秒程度までの比較的短い運動時間の場合に注目して行われてきたが、この実験においては運動時間を0.5秒に加え1.5秒とした場合についても検討した。その結果、運動時間が0.5秒の場合、いずれの運動軌道の速度波形もベル型となり、また運動時間が長い場合は、いずれの運動軌道の速度波形もベル型が鈍った波形になることが明らかとなった。この結果は、これまでの研究で議論されてきた運動時間が短いときだけでなく、運動時間が長いときも消費エネルギー最小化により上肢到達運動の特徴を表すことができることを意味する。

以上の結果は、上肢到達運動においても歩行運動と同様に消費エネル

ギ一最小化という規範に基づいて運動計画が行われていることを示唆する.

Summary of doctoral dissertation

When we perform an upper-arm reaching movement, the central nervous system selects a movement trajectory of which speed profile is bell shaped from an infinite number of possibilities (Morasso 1981). This fact suggests that the central nervous system selects the trajectories based on some criterion, and several computational studies have discussed the criterion.

It has been reported that the locomotor pattern of legged animals is well optimized with regard to the energetic cost (Donelan et al. 2001; Nishii 2000; Zarrugh and Radcliffe 1978). On the other hand, the characteristics of upper-arm reaching movements are not. Do these reports suggest that our central nervous system applies different criteria to different tasks in motor planning? The purpose of this study is to reexamine the energetic optimality of upper-arm reaching trajectories.

Flash and Hogan (1985) proposed the criterion of minimum jerk, which assumes that the kinematic smoothness is the determinant of the hand trajectories. This criterion well predicted the characteristics of the rapid upper-arm reaching movements in the horizontal plane. Uno et al. (1989) referred not only the arm kinematics but also the arm dynamics, and proposed the criterion of minimum torque change. This criterion well predicted not only the characteristics of the horizontal reaching movements that Flash and Hogan (1985) examined but also vertical reaching movements and constrained movements in which a spring force acts on the hand. Harris and Wolpert (1998) proposed the criterion of minimum variance. This criterion hypothesizes that the central nervous system plans the reaching trajectories so as to minimize the end-point variance of the hand caused by the signal-dependent noise on motor commands and also well predicts the human arm trajectories and the movement durations in the horizontal plane. On the other hand, the optimal trajectory given by the criterion of minimum energy cost does not show the bell-shaped profile, but shows a collapsed one (Alexander 1997; Nishii and Murakami 2002).

In previous studies about the minimum energy model, the effect of noise on motor command has not been considered. However, if signal-

dependent noise affects the motor command, as Harris and Wolpert (1998) suggested, it would cause a positional error in the trajectory planned by the minimum energy cost model because the optimal torque takes a large value at the start of the reaching trajectory (Nishii and Murakami, 2002). When the positional error at the end of the reaching is large, corrective submovements so as to bring the hand to the target are required, as is observed in actual reaching movement (Searle et al. 1948). Therefore, when we consider such submovements, the conventional minimum energy cost model that minimizes the energy cost under a noise-free environment might require a higher total energy cost to reach the given target area than that required by the other models. From these considerations, we investigated which model from the minimum end-point variance model, minimum torque change model, and conventional minimum energy cost model requires the lowest total energy cost when the signal-dependent noise and the corrective submovements to compensate for the positional errors are considered (Nishii and Tani ai 2009). The simulation results revealed that the trajectories planned by the minimum end-point variance model and the minimum torque change model enable reaching by a smaller number of submovements and a lower cost than those planned by the minimum energy cost model when the motor commands are affected by large signal-dependent noise. These results and the fact that the minimum torque change and minimum end-point variance models well explain many characteristics of actual trajectories suggest that the reaching trajectories might be optimized on the expected value of the energy cost under noisy environment by suppressing the effect of noise. Therefore, as the second experiment, we computed the upper-arm reaching trajectories which minimize the expected value of energy cost under the effect of the signal-dependent noise. The results showed that the optimal trajectories were in good agreement with the measured trajectories at the points that when the movement duration is short, both speed profiles take bell shaped curves, and when the duration is long, both speed profiles take collapsed bell shaped curves.

Our results suggest that the not only locomotor parameters of legged animals but also upper-arm reaching trajectories are planned so as to suppress the energy cost.

目次

第1章	はじめに	1
1.1	計算論的神経科学とは	1
1.2	上肢到達運動軌道決定の最適化問題	2
1.3	上肢到達運動について提案されてきた最適化規範	5
1.4	生体運動における消費エネルギー最小化	17
1.5	研究の目的	22
1.6	論文の構成	23
第2章	生体ノイズ下で総消費エネルギーを低く抑える最適化規範の検討	24
2.1	実験の目的	24
2.2	計算機実験の方法	25
2.2.1	腕の力学モデル	29
2.2.2	消費エネルギーの計算	31
2.3	実験結果	32
2.3.1	Fittsの法則に基づく運動時間を用いた場合の結果	32
2.3.2	最適化規範に基づく運動時間を用いた場合の結果	35
2.4	考察	38
2.5	まとめ	42
第3章	消費エネルギー期待値最小化規範に基づく上肢到達運動の検討	43
3.1	実験の目的	43
3.2	肩関節による上肢到達運動軌道の計測方法	43
3.3	消費エネルギー期待値最小軌道の計算方法	46
3.4	実験結果	47
3.5	考察	52
3.6	まとめ	53

第4章	むすび	55
4.1	結論	55
4.2	今後の課題	56
4.2.1	生体ノイズの影響の大きさについて	56
4.2.2	3次元空間内における上肢到達運動軌道	56
4.2.3	2関節上肢到達運動における消費エネルギー期待値 最小化規範の検討	57
4.2.4	筋の同時活性に関する消費エネルギーに基づく最適 性の検討	57
4.2.5	上肢到達運動のトルク波形について	58
	参考文献	59
	謝辞	64

目次

1.1	水平面におけるヒトの上肢到達運動軌道の計測	2
1.2	水平面におけるヒトの手先の軌道	3
1.3	上肢到達運動における関節の回転運動に関する軌道と手先の速度波形	4
1.4	水平面における上肢到達軌道計測のための実験装置	7
1.5	水平面における躍度最小軌道とヒトの計測軌道	8
1.6	水平面におけるヒトの経由点上肢到達運動軌道と躍度最小軌道の比較の代表例	9
1.7	水平面における2関節の腕モデル	10
1.8	水平面におけるトルク変化最小軌道とヒトの計測軌道	12
1.9	水平面におけるヒトの長距離上肢到達運動軌道とトルク変化最小軌道	13
1.10	鉛直面におけるヒトの上肢到達運動におけるトルク変化最小軌道	14
1.11	水平面における経由点上肢到達運動軌道とトルク変化最小軌道	15
1.12	手にバネの外力が加わる水平面上肢到達運動におけるヒトの軌道とトルク変化最小軌道	16
1.13	水平面における終点分散最小軌道とヒトの計測軌道	18
1.14	1関節の上肢到達運動における計測軌道と終点分散最小軌道	19
1.15	眼球の衝動性運動において計測された速度波形と終点分散最小軌道の速度波形	20
1.16	上肢到達運動課題において計測された運動時間と終点分散最小化規範による最適な運動時間	21
2.1	生体ノイズの影響による手先軌道の逸れも考慮した上肢到達運動の計算機シミュレーション	25
2.2	到達運動課題の困難さと運動時間の関係	28
2.3	1関節の線形筋骨格モデル	29

2.4	1 関節 1 自由度の線形筋骨格モデルのブロック図	30
2.5	相対的な筋収縮の速さに対する ATP 代謝率	31
2.6	相対的な筋収縮の速さに対する相対的な関節トルク	32
2.7	手先を目標到達範囲内まで到達させるのに必要とされる到達運動の平均試行回数と標準偏差	33
2.8	手先を目標到達範囲内まで到達させるのに必要とされる総消費エネルギーの平均値とその標準偏差	34
2.9	消費エネルギー最小化規範に基づく最適な運動時間	35
2.10	終点分散最小化規範に基づく最適な運動時間	36
2.11	生体ノイズの大きさに対する終点分散最小化規範に基づく最適な運動時間	37
2.12	手先を目標到達範囲内まで到達させるのに必要とされる到達運動の平均試行回数と標準偏差	39
2.13	手先を目標到達範囲内まで到達させるのに必要とされる総消費エネルギーの平均値とその標準偏差	40
2.14	上肢到達運動における最適化規範に基づく関節トルク	41
3.1	肩関節による上肢到達運動の計測実験	44
3.2	肩関節による上肢到達運動の消費エネルギー期待値最小軌道の計算	45
3.3	運動時間を 0.5 秒とした場合の速度波形	48
3.4	運動時間を 1.5 秒とした場合の速度波形	49
3.5	さまざまな運動時間における消費エネルギー期待値最小軌道の速度波形	50
3.6	さまざまなノイズの大きさにおける消費エネルギー期待値最小化規範に基づく速度波形	51
3.7	消費エネルギー期待値最小化規範に基づく最適な関節トルク	54

第1章 はじめに

ヒトが水平面において始点と終点を結ぶ2点間の運動である上肢到達運動を行ったときの手先の軌道はほぼ直線であり、その速度波形はベル型 (bell shaped curve) になることが知られている (図 1.1-1.3) (Morasso 1981). すなわち、手先の速度は運動の開始後なめらかに増加し、運動時間の約半分で最大となり、その後なめらかに減少していく。始点から終点まで手先を到達させることができる軌道は無数に存在することに対し、中枢神経系は学習により上記のような特徴をもった運動軌道を選択していることから、不良設定問題 (ill-posed problem) を解く規範 (criterion) を獲得していると考えられる。そこで、中枢神経系はある評価関数 (criterion function) を最大または最小にするように上肢到達運動を計画すると考え、その評価関数を探る計算論的研究が多くこれまでになされてきた (Hogan 1984; Flash and Hogan 1985; Uno et al. 1989; Harris and Wolpert 1998; Alexander 1997). 本章では、本研究を行う枠組みとなる計算論的神経科学について第 1.1 節で述べ、さらに第 1.2 節では上肢到達運動軌道決定の最適化問題についてその数理的な記述を説明し、第 1.3 節では提案されてきた最適化規範を上げ、第 1.4 節では生体運動における消費エネルギー最小化について述べ、第 1.5 節では本研究の目的、第 1.6 節では本論文の構成について述べる。

1.1 計算論的神経科学とは

上肢到達運動の評価関数を探る研究では、計算論的神経科学 (computational neuroscience) の枠組みで研究が行われてきた。計算論的研究では、脳を情報処理機械に見立て、まず第一に、脳の情報処理機械としての計算の目的は何かを探ること、次に、この目的を実現するアルゴリズムはどのようなものを特定すること、最後に、神経細胞によりこのアルゴリズムを計算する回路が実在するかを確かめることにより脳の機能を明らかにしようとするものである (Marr 1982). この枠組は、従来の脳

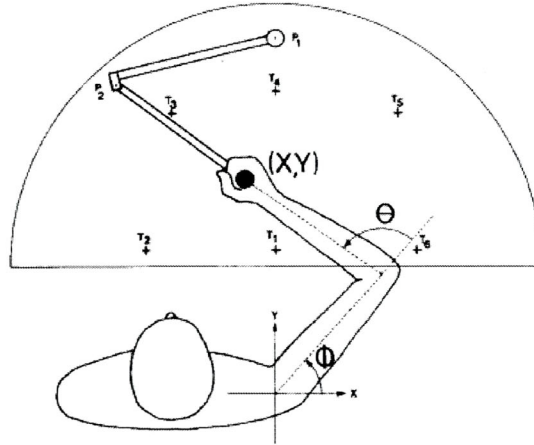


図 1.1: 水平面におけるヒトの上肢到達運動軌道の計測 (Morasso 1981 より). 水平面における肩の位置を原点とした直交座標における手先の位置 (X, Y) を計測した.

Fig.1.1: Experimental setup for the study of reaching movements in the horizontal plane (taken from Morasso 1981).

の機能を調べる試みとして知られる神経生理学 (neurophysiology) などにおいて、細胞を一つ一つ調べていくことによって脳の計算目的を探る手法とは異なり、構成論的手法に基づいている。上肢到達運動の評価関数を探る研究は脳の計算の目的を探ることと対応している。また、計算論的神経科学に基いて調べられてきた知見をヒューマノイドロボットなどに適用し、その振る舞いと脳の振る舞いを比較することで、計算論的神経科学に基づく知見が本当に正しいものかを確認しようとする試みもある (Kawato 2007)。

1.2 上肢到達運動軌道決定の最適化問題

上肢到達運動における最適化規範の検討は、一般的に動的最適化 (Dynamic Optimization) に基づいて行われる (Hogan 1984)。最適化問題は以下のように定式化される。まず、注目しているシステムのダイナミクスを次のように表す。

$$\dot{\mathbf{x}}(t) = \mathbf{f}[\mathbf{x}(t), \mathbf{u}(t), t] \quad (t = t_1, t_2, \dots, t_f) \quad (1.1)$$

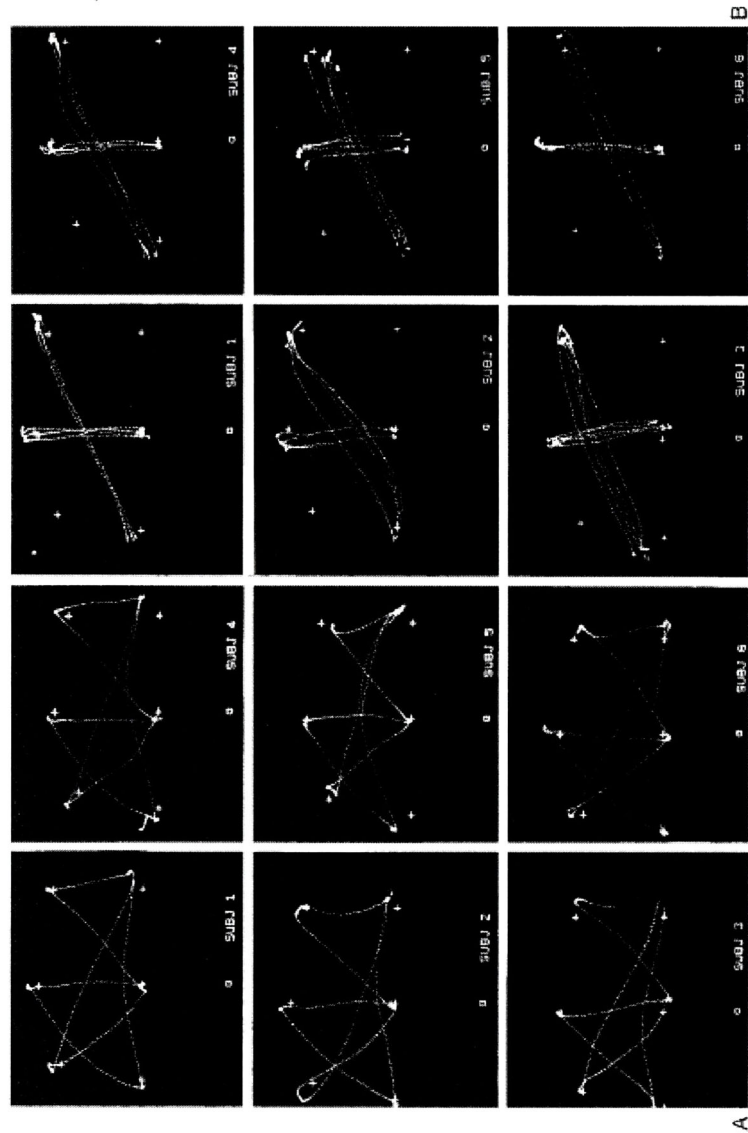


図 1.2: 水平面におけるヒトの手先の軌道 (Morasso 1985 より). +印と □印はそれぞれターゲットの位置と肩の位置を示す. 手先の軌道は 100 samples/s で計測された. 図 1.1 で示した T_1 から T_2 までの距離は 30cm である. (A) 到達運動を行った順番は次のターゲットの順番である: 1, 4, 2, 6, 5, 1, 3, 6. (B) 2つの到達運動課題において数回繰り返した手先軌道が重ねられている.

Fig.1.2: Spatial trajectories of the hand (taken from Morasso 1981).

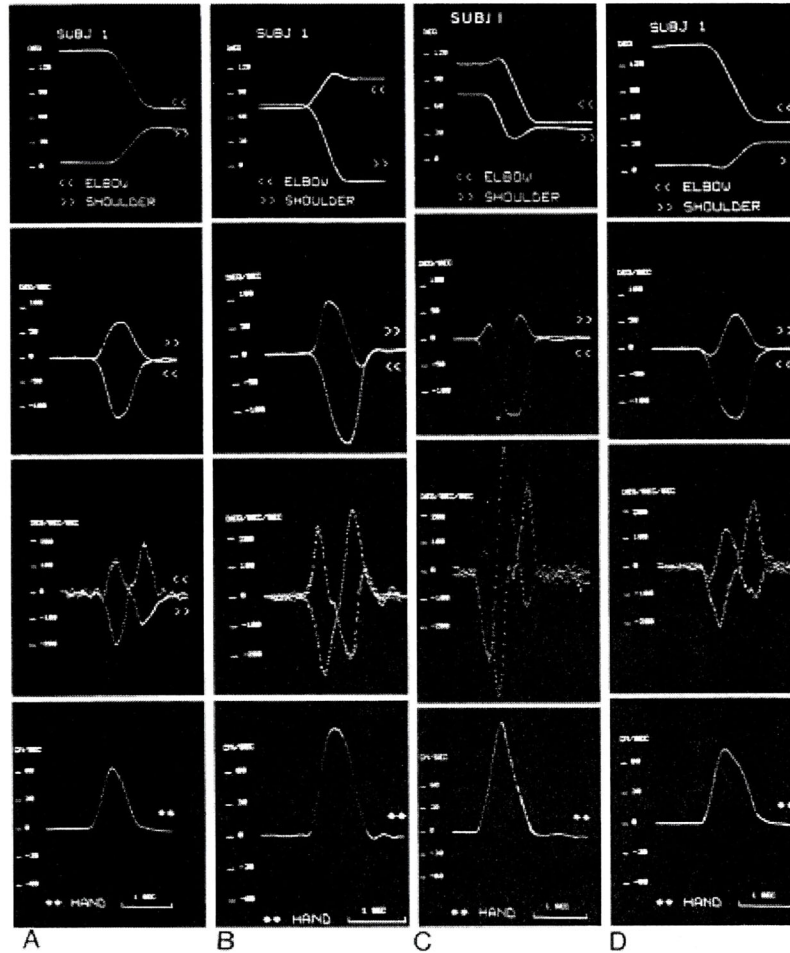


図 1.3: 上肢到達運動における関節の回転運動に関する軌道と手先の速度波形 (Morasso 1981 より). これらの図は 1 人の被験者における典型的な 4 つの到達運動課題の時間的パターンを示しており, 各列が各到達運動課題に対応したデータである. 各到達運動課題に対して, 上図から各関節角度 (縦軸は 30 deg 刻み), 各関節における角速度 (縦軸は 50 deg/s 刻み), 各関節における各加速度 (縦軸は 100 deg/s² 刻み), 手先における接線速度 (縦軸は 30 cm/s 刻み) で, 時間の目盛りは 1 s である. (A) ターゲット 1 からターゲット 4 (B) ターゲット 3 からターゲット 5 (C) ターゲット 2 からターゲット 5 (D) ターゲット 1 からターゲット 5 (ターゲット番号の位置は図 1.1 を参照).

Fig.1.3: Joint rotation and hand trajectory (taken from Morasso 1981).

ここで、 \mathbf{x} は n 次元の状態変数 (state variables), \mathbf{u} は m 次元の中樞神経系からの入力 (control variables) である運動指令, \mathbf{f} は腕の力学システム, t は時間を示す. 最適化問題は, 時刻 t_1 から時刻 t_f までのシステムの動作において, 下記のように記述される評価関数 C を最適化する入力変数 \mathbf{u} を見つけることである.

$$C(\mathbf{x}(t), \mathbf{u}(t)) = \int_0^{t_f} L[t, \mathbf{x}, \dot{\mathbf{x}}, \ddot{\mathbf{x}}, \dots, \frac{d^n \mathbf{x}}{dt^n}, \mathbf{u}] dt \quad (1.2)$$

ここで, L は性能指数 (performance index) を示し, 上肢到達運動に関する性能指数としては躍度, トルク変化, 消費エネルギーなどを表す関数が提案されている.

1.3 上肢到達運動について提案されてきた最適化規範

評価関数における性能指数を手先の位置の3階微分である躍度 (jerk) とし, 肘関節による躍度最小軌道を Hogan (1984) が, また肩と肘の関節を考慮したヒトの2関節上肢到達運動について Flash と Hogan (1985) が求めている. この規範の評価関数 C_j は

$$C_j(x(t), y(t)) = \frac{1}{2} \int_0^{t_f} \left\{ \left(\frac{d^3 x(t)}{dt^3} \right)^2 + \left(\frac{d^3 y(t)}{dt^3} \right)^2 \right\} dt \quad (1.3)$$

となる. ここで, x と y は水平面における手先の位置を表し, t_f は運動時間を表す. Hogan (1984) はこの最適化規範に基づく最適な運動軌道を変分法 (variational calculus) と動的最適化 (Dynamic Optimization; Bryson and Ho 1975; Pontryagin et al. 1962) それぞれを用いて求めた. 躍度最小化規範の性能指数を表す関数は

$$L_j = \frac{1}{2} (\ddot{x}^2 + \ddot{y}^2) \quad (1.4)$$

であり, C_j が最小となる解を変分法で解く場合, 関数 L_j は次の Euler-Poisson 方程式を満たすような極小値の解 z をもつ.

$$\frac{\partial L}{\partial z} - \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{z}} \right) + \dots + (-1)^n \frac{d^n}{dt^n} \left(\frac{\partial L}{\partial z^n} \right) = 0 \quad (1.5)$$

したがって、式 (1.4) と式 (1.5) より

$$\frac{d^6 x}{dt^6} = 0, \frac{d^6 y}{dt^6} = 0 \quad (1.6)$$

が導かれ、その結果

$$\begin{aligned} x(t) &= a_0 + a_1 t + a_2 t^2 + a_3 t^3 + a_4 t^4 + a_5 t^5 \\ y(t) &= b_0 + b_1 t + b_2 t^2 + b_3 t^3 + b_4 t^4 + b_5 t^5 \end{aligned} \quad (1.7)$$

が得られる。この式において、境界条件を運動の開始と終了時において速さと加速度が 0 になると仮定すると

$$\begin{aligned} x(t) &= x_0 + (x_0 - x_f)(15s^4 - 6s^5 - 10s^3) \\ y(t) &= y_0 + (y_0 - y_f)(15s^4 - 6s^5 - 10s^3) \end{aligned} \quad (1.8)$$

が得られる。ここで、 $s = t/t_f$ 、 x_0 と y_0 は時刻 $t = 0$ における手先の位置、 x_f と y_f は時刻 $t = t_f$ における手先の位置を表す。このように躍度最小軌道は時間の多項式となり、腕のダイナミクスとは無関係である。したがって、動的最適化に基づく解も式 (1.8) と同じになる。動的最適化による躍度最小軌道は第 1.2 節の最適化問題において Pontryagin ら (1962) の手法により解くことができる。ラグランジュ乗数ベクトル (Lagrange multipliers) を $\lambda(t)$ とすると、ハミルトニアン (Hamiltonian) は

$$H[\mathbf{x}(t), \mathbf{u}(t), t] = L[\mathbf{x}(t), \mathbf{u}(t), t] + \lambda^T(t) \mathbf{f}[\mathbf{x}(t), \mathbf{u}(t), t] \quad (1.9)$$

となる。次の微分方程式は最小値が存在するための必要条件である。

$$\dot{\mathbf{x}}(t) = \mathbf{f}(\mathbf{x}(t), \mathbf{u}(t), t) \quad (1.10)$$

$$\dot{\lambda}(t) = -\frac{\partial H}{\partial \mathbf{x}} \quad (1.11)$$

$$\frac{\partial H}{\partial \mathbf{u}} = 0 \quad (1.12)$$

以上の方法で得られた躍度最小軌道は直線で、速度波形が運動時間の半分で最大となるベル型となる。また、Flash と Hogan (1985) は水平面におけるヒトの 2 関節上肢到達運動について計測も行い (図 1.4)、躍度最小軌道がヒトの手先軌道や速度波形と似ることを示した (図 1.5)。さらに、始点と終点のターゲットの途中に経由点を設けた経由点上肢到達運動についても、躍度の最小化によってその運動軌道の特徴を表すことができ

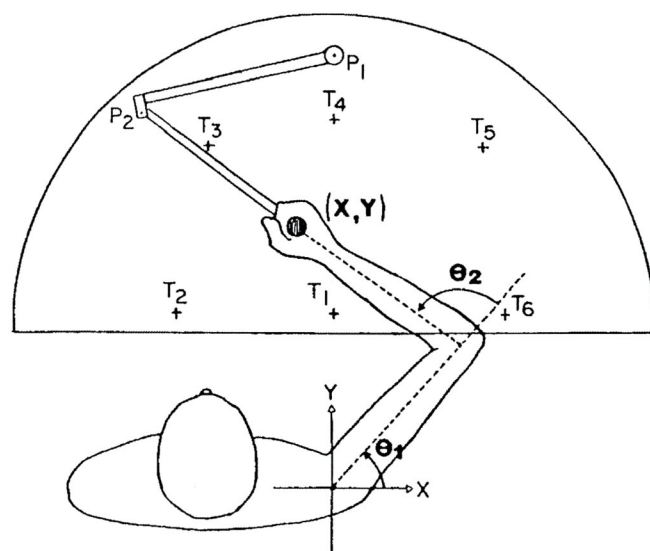


図 1.4: 水平面における上肢到達軌道計測のための実験装置 (Flash and Hogan 1985 より). T_1 から T_6 は LED ターゲットで, θ_1 と θ_2 はそれぞれ被験者の肩と肘における関節角度を表す. ハンドルの位置は P_1 と P_2 のポテンシオメータにより計測される.

Fig.1.4: Experimental apparatus for measuring arm trajectories in a horizontal plane (taken from Flash and Hogan 1985).

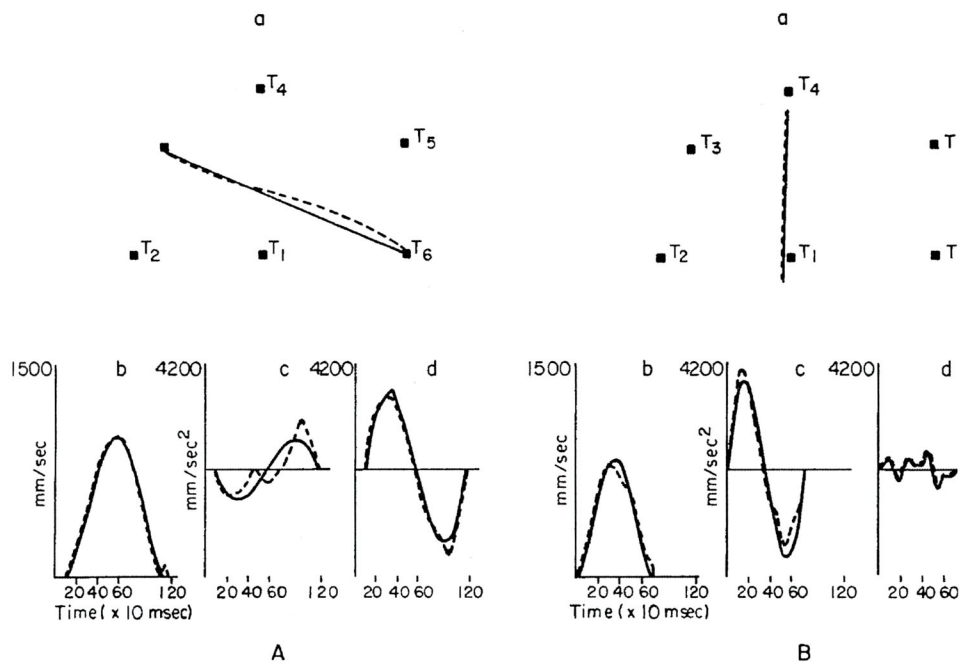


図 1.5: 水平面における躍度最小軌道 (実線) とヒトの計測軌道 (破線) (Flash and Hogan 1985 より). (a) 手先軌道 (b) 手先の速さ (c) x 軸方向における手先の加速度 (d) y 軸方向における手先の加速度. (A) ターゲット 3 から 6 までの到達運動 (B) ターゲット 1 から 4 までの到達運動.
 Fig.1.5: The optimal trajectories based on minimum jerk and measured trajectories (taken from Flash and Hogan 1985).

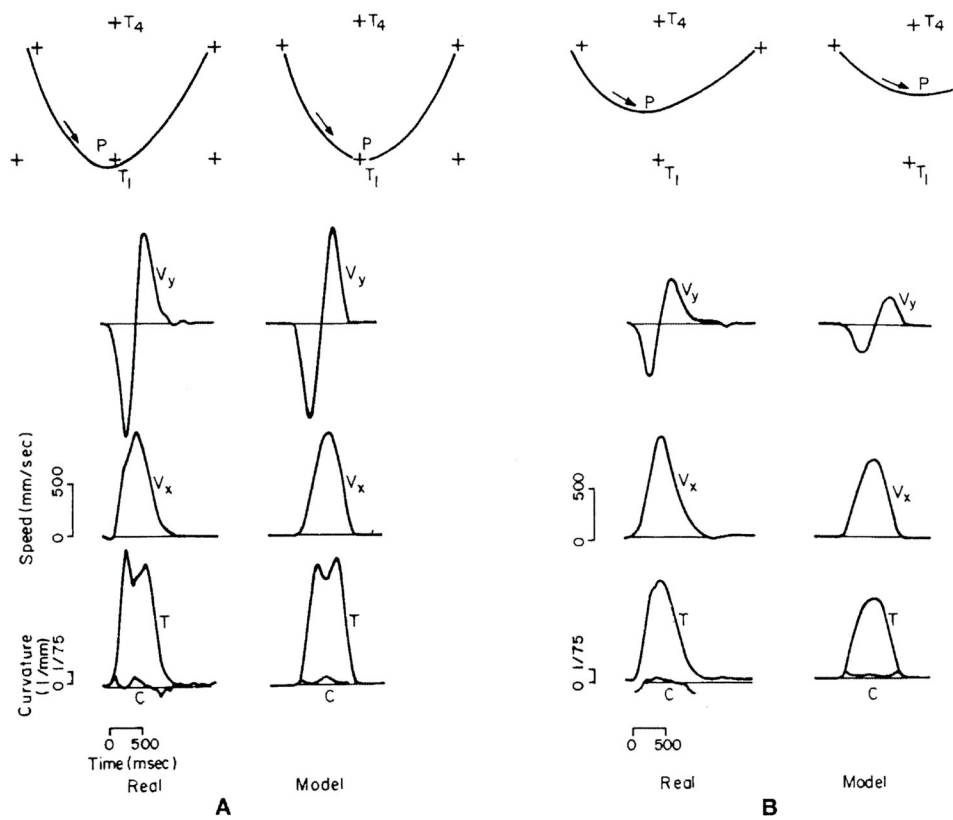


図1.6: 水平面におけるヒトの経由点上肢到達運動軌道 (左欄) と躍度最小軌道 (右欄) の比較の代表例 (Flash and Hogan 1985 より). P は手先の軌道, T は手先の速さ, C は曲率, V_x と V_y はそれぞれ x 軸方向と y 軸方向における手先の速度を表す. (A) 経由点が始点と終点のターゲットから等しい距離にある場合. (B) A よりも経由点が始点と終点のターゲットに近い場合.

Fig.1.6: Representative examples of comparison between measured and predicted trajectories from a "via-point" experiment (taken from Flash and Hogan 1985).

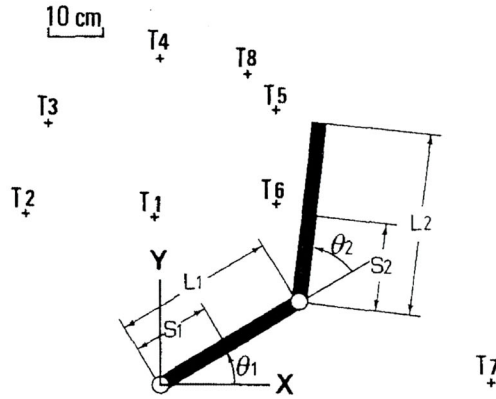


図 1.7: 水平面における 2 関節の腕モデル. 腕の数理モデルとしてロボットマニピュレータモデル (Uno et al. 1989 より) を用いる. 原点は肩関節の位置を表し, T1 から T8 はターゲットの位置を表す.

Fig.1.7: A two-joint robotic manipulator which moves within a horizontal plane (taken from Uno et al. 1989).

るとしている (図 1.6). また, Jordan (1989) によって躍度最小化規範に基づく神経回路モデルが構築できることが報告されている.

その後, Uno ら (1989) は, 上肢の運動が躍度最小軌道のように腕のダイナミクスと無関係に決まるのは不自然と考え, 中枢神経系が腕のダイナミクスを考慮した上で関節トルクの変化を最小にするような運動を計画しているとする説を提案した. この説の最適化規範はトルク変化最小化規範と呼ばれ, その評価関数 C_τ は

$$C_\tau(\tau(t)) = \frac{1}{2} \int_0^{t_f} \sum_{i=1}^n \left(\frac{d\tau_i}{dt} \right)^2 dt \quad (1.13)$$

となる. ここで, τ は n 個の関節におけるトルクのベクトル, τ_i は i 番目の関節におけるトルク, t_f は運動時間を表す. ヒトの筋骨格系は非常に複雑なことから, Uno らは腕の力学モデルとして次のような 2 関節のロボットのマニピュレータの運動方程式を用いてトルク変化最小化規範の妥当

性を検討した (図 1.7).

$$\begin{aligned}
 \tau_1 &= (I_1 + I_2 + 2M_2L_1S_2 \cos \theta_2 + M_2(L_1)^2)\ddot{\theta}_1 \\
 &\quad + (I_2 + M_2L_1S_2 \cos \theta_2)\ddot{\theta}_2 \\
 &\quad - M_2L_1S_2(2\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)\dot{\theta}_2 \sin \theta_2 + b_1\dot{\theta}_1 \\
 \tau_2 &= (I_2 + M_2L_1S_2 \cos \theta_2)\ddot{\theta}_1 + I_2\ddot{\theta}_2 \\
 &\quad + M_2L_1S_2(\dot{\theta}_1)^2 \sin \theta_2 + b_2\dot{\theta}_2
 \end{aligned} \tag{1.14}$$

ここで, M_i , L_i , S_i と I_i はそれぞれ質量, 長さ, 重心から関節までの長さ, 関節周りの i 番目のリンクの慣性モーメントを表す. また, b_i と τ_i はそれぞれ粘性係数と i 番目の関節トルクを表す. この力学モデルは非線形のため, C_τ を最小にする一意的な軌道を探す問題は非線形最適化問題となり, 躍度最小軌道のように解析的な解を得ることが難しい. そこで, Uno ら (1989) はニュートン法をもとにした反復学習法によりトルク変化最小軌道を求めた. その結果, トルク変化最小軌道は計測された水平面における上肢到達軌道 (図 1.8 と図 1.9), 鉛直面における到達軌道 (図 1.10), 経由点到達軌道 (図 1.11), バネによる外力を受ける場合の到達軌道 (図 1.12) の湾曲した様子まで表すことができることがわかった. また, これらの運動課題における躍度最小軌道はトルク変化最小軌道と比べ, 重力などの外力などに依存せず, その軌道はいつも始点と終点の位置にのみ依存した直線軌道となることから, ヒトの到達軌道が湾曲する特徴を表すことができないことが指摘されている. 以上の理由から, トルク変化最小化規範は中枢神経系が上肢到達運動において適用する規範として躍度最小化規範よりも有力とされてきた. その他にも, 運動時間が長い場合を含めた様々な運動課題に対してトルク変化最小化規範と躍度最小化規範のどちらがヒトの上肢到達運動軌道を表すか検討が行われており, 到達運動の距離が長い場合などにおいて, トルク変化最小化規範の方がヒトの湾曲した手先軌道をよく再現することが報告されている (Breteler et al. 2002). トルク変化最小軌道についても, これを実現する神経回路モデルが構築できることが報告されているが (Kawato et al. 1990), なぜ中枢神経系が上肢到達運動に対してトルクの変化量を最小とするような目的をもつのか, またどのようにしてトルクの変化量を見積もるかなどの疑問が残っている (Alexander 1997; Harris and Wolpert 1998).

一方, Harris と Wolpert (1998) は, 物を取るときなどの上肢到達運動では正確さが重要と考え, 中枢神経系が動作の正確さを乱す要因となる生体ノイズの影響を抑えるような運動を計画しているとし, 終点分散最

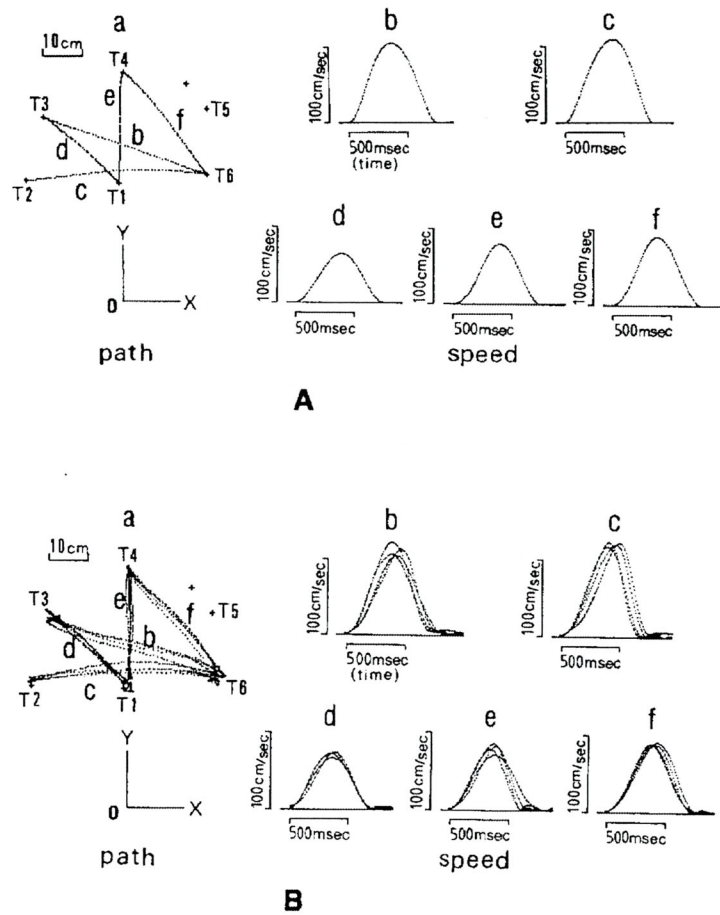


図 1.8: 水平面におけるトルク変化最小軌道とヒトの計測軌道 (Uno et al. 1989 より). (A) トルク変化最小軌道. a は 5 つの到達軌道を表す (b: T3 → T6, c: T2 → T6, d: T1 → T3, e: T4 → T1, f: T4 → T6). 原点は肩関節の位置である. b-f は到達軌道に対応する手先の速度波形を表す. (B) 計測されたヒトの上肢到達軌道. 各到達運動に対して 4 回試行を行ったものを示す.

Fig.1.8: Free movements between two targets located approximately in front of the body (taken from Uno et al. 1989)..

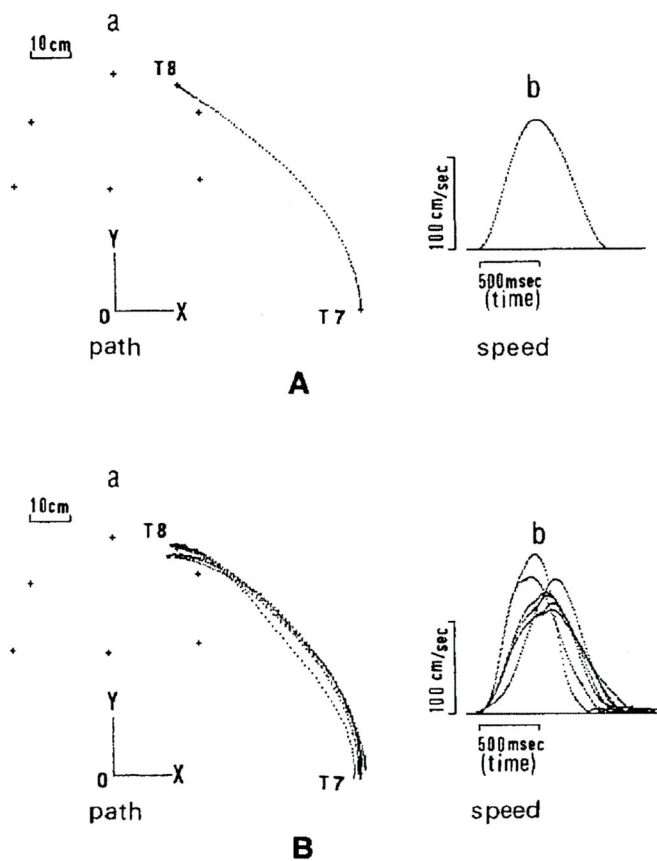


図 1.9: 水平面におけるヒトの長距離上肢到達運動軌道とトルク変化最小軌道 (Uno et al. 1989 より). 腕を右横に伸ばした状態から, 正面の位置に向けて到達運動を行ったもの. (A) トルク変化最小軌道. a は手先軌道, b はその軌道に対応する速度波形を表す. (B) 7 人の被験者によるヒトの上肢到達軌道.

Fig.1.9: Large free movements between two targets (taken from Uno et al. 1989).

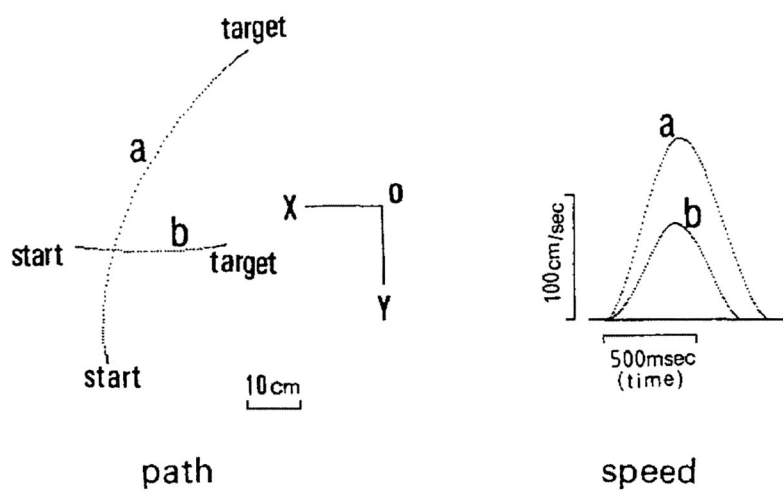
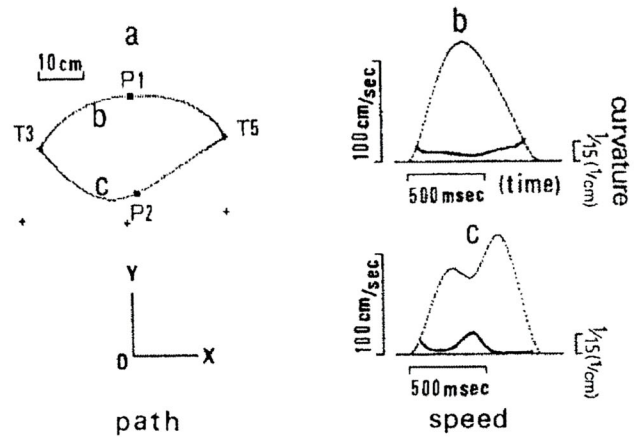
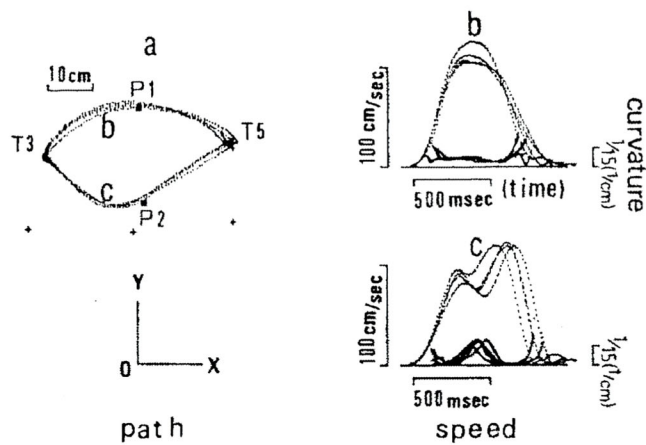


図 1.10: 鉛直面におけるヒトの上肢到達運動におけるトルク変化最小軌道 (Uno et al. 1989 より). 左図は手先の軌道, 右図はそれに対応する速度波形を示す. 原点は肩関節の位置を表す. X 軸と Y 軸はそれぞれ水平面方向と鉛直面下方向を示す.

Fig.1.10: Movements between two targets within a vertical plane (taken from Uno et al. 1989).



A



B

図 1.11: 水平面における経路点上肢到達運動軌道とトルク変化最小軌道 (Uno et al. 1989 より). P1 と P2 は経路点を表す. P1 と P2 は T3 と T5 を結ぶ直線に関して対称の位置にある. (A) トルク変化最小軌道. a は 2 つの経路において, どちらも凸状の軌道となっている. b と c はそれらに対応した速度波形 (点線) と曲率の波形 (実線) を表す. (B) 計測されたヒトの上肢到達軌道. 各到達運動課題に対して 4 回試行したものを示す. a は手先の軌道, b はそれに対応した速度波形 (点線) と曲率の波形 (実線) を表す.

Fig.1.11: Free movements passing through a via-point, P1 or P2 (taken from Uno et al. 1989).

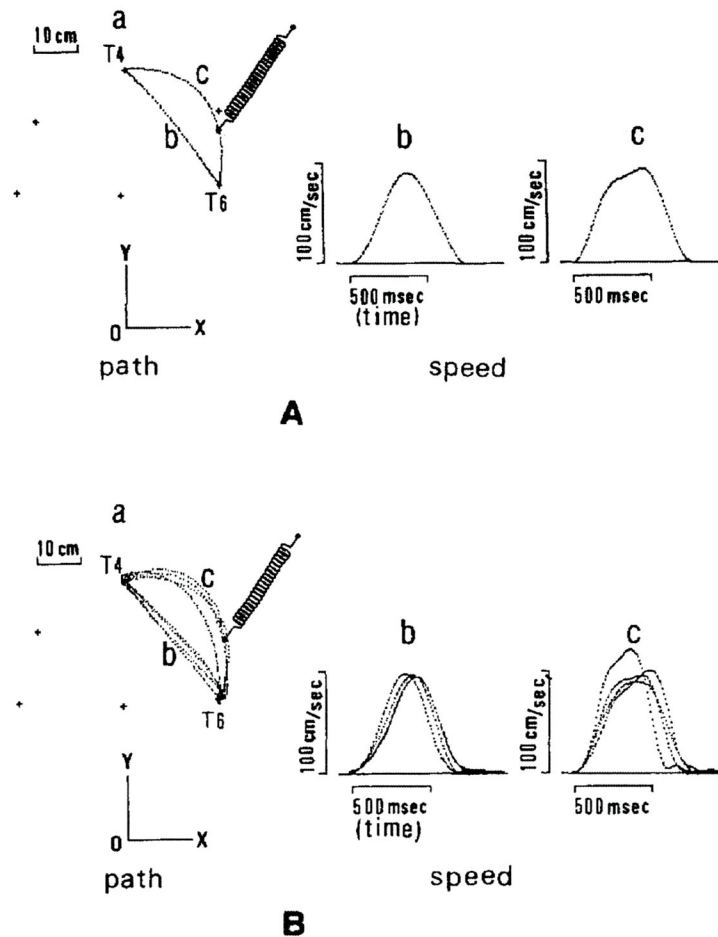


図 1.12: 手にバネの外力が加わる水平面上肢到達運動におけるヒトの軌道とトルク変化最小軌道 (Uno et al. 1989 より). (A) トルク変化最小軌道. a は手先の軌道を表し, b はバネの影響がない場合, c はバネの影響がある場合の軌道である. b と c はそれらの軌道に対応する速度波形. (B) 計測されたヒトの上肢到達運動軌道. 各到達運動課題に対して 4 回試行したものを示す.

Fig.1.12: Free movements between two targets (b: T4-T6) and constrained movements in which a spring force acts on the hand (c: T4-T6) (taken from Uno et al. 1989).

小化規範を提案した。終点分散最小化規範の評価関数は

$$C_v = \int_{t_f}^{t_f+R} V(t)dt \quad (1.15)$$

である。ここで、 V は時刻 t における手先の位置の分散、 t_f は運動時間、 R は運動終了後の待機時間 (post-movement time) を表す。腕の力学モデルは式(1.14)の非線形の2関節腕モデルに線形2次の筋モデルを考慮したものである。Harrisらは生体ノイズを運動指令 u が中枢神経系から筋へ送られる際に影響を受けるとする運動指令依存型雑音 (signal-dependent noise) と仮定し、この雑音を平均0、分散 $ku(t)^2$ のガウス性雑音と仮定した。ここで、 k は比例定数である。Harrisらは式(1.15)の評価関数を最小とする運動指令をシンプレックス法 (simplex algorithm) により求めた。その結果、終点分散最小化規範による運動軌道がヒトの運動軌道の湾曲した様子まで表すことがわかった (図 1.13)。また、1関節による上肢到達運動や眼球の衝動性運動 (saccade) においても、実軌道とよく一致していることが報告されている (図 1.14 と図 1.15)。さらに、1関節の上肢到達運動課題において、運動の困難さと到達に必要な運動時間の関係を定量化したフィッツの法則 (Fitts 1954) も満たすことも報告されている (図 1.16)。トルク変化最小化規範は、中枢神経系がなぜトルク変化量を低く抑えた滑らかな運動を行っているのか説明することが難しかったが、それに対して終点分散最小化規範は中枢神経系がターゲットに手先を正確に動かすために生体ノイズの影響を抑えるような運動を行うこと、そしてこのような運動はヒトの滑らかな運動を表すことができることを示した点で、中枢神経系が運動計画においてもつ問題と目的まで説明できる最適化規範として重要である。

Alexander (1997) や Nishii と Murakami (2002) は生体が消費エネルギーをできるだけ低く抑えた運動を行うことは重要と考え、消費エネルギー最小化規範を提案した。しかし、消費エネルギー最小化規範に基づく到達運動の手先の速度は、運動の開始後においてヒトの速度よりも大きく増加しており、ヒトの上肢到達運動の特徴を説明できていない。

1.4 生体運動における消費エネルギー最小化

生体が運動を行う際にはアクチュエータとして筋が使われる。筋のエネルギー効率は約50%にもなり、ガソリン自動車の15%やマイクロマシンの

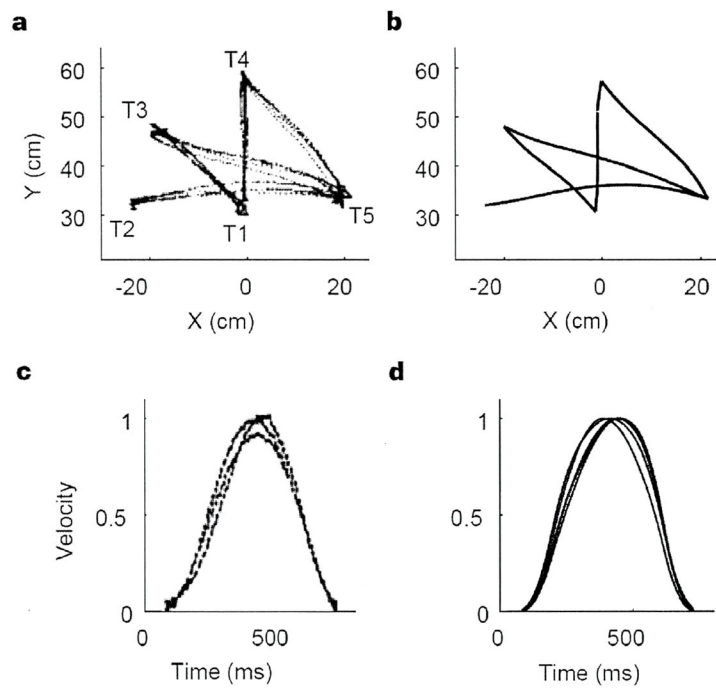


図 1.13: 水平面における終点分散最小軌道とヒトの計測軌道 (Harris and Wolpert 1998 より). a は計測されたヒトの軌道 (Uno et al. 1989), b は終点分散最小軌道, c は a の T1 から T3 まで手先を動かした場合の計測された速度波形, d は終点分散最小軌道の速度波形を表す.

Fig.1.13: Comparison of empirical trajectories and the optimal trajectories based on minimum end-point variance for a two-joint arm (taken from Harris and Wolpert 1998).

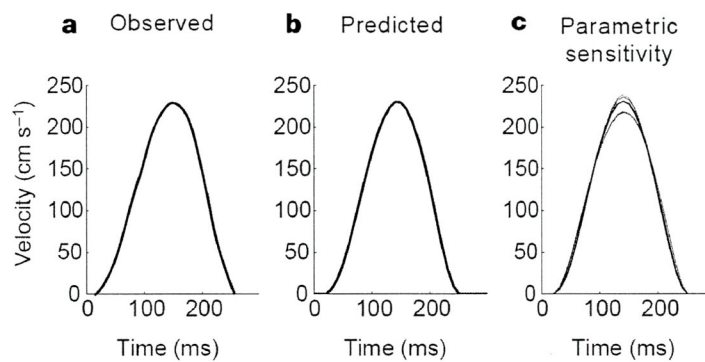


図 1.14: 1 関節の上肢到達運動における計測軌道と終点分散最小軌道 (Harris and Wolpert 1998 より). a は手先の速度波形 (Kelso et al. 1979 より), b は終点分散最小軌道の速度波形, c は上肢の慣性モーメント, 粘性係数や時定数を大きく変化させて終点分散最小化規範の速度波形を求めたもの. パラメータの値が大きく変化しているのにも関わらず, 波形における大きな変化はない.

Fig.1.14: Comparison of empirical trajectories and the optimal trajectories based on minimum end-point variance for a joint arm (taken from Harris and Wolpert 1998).

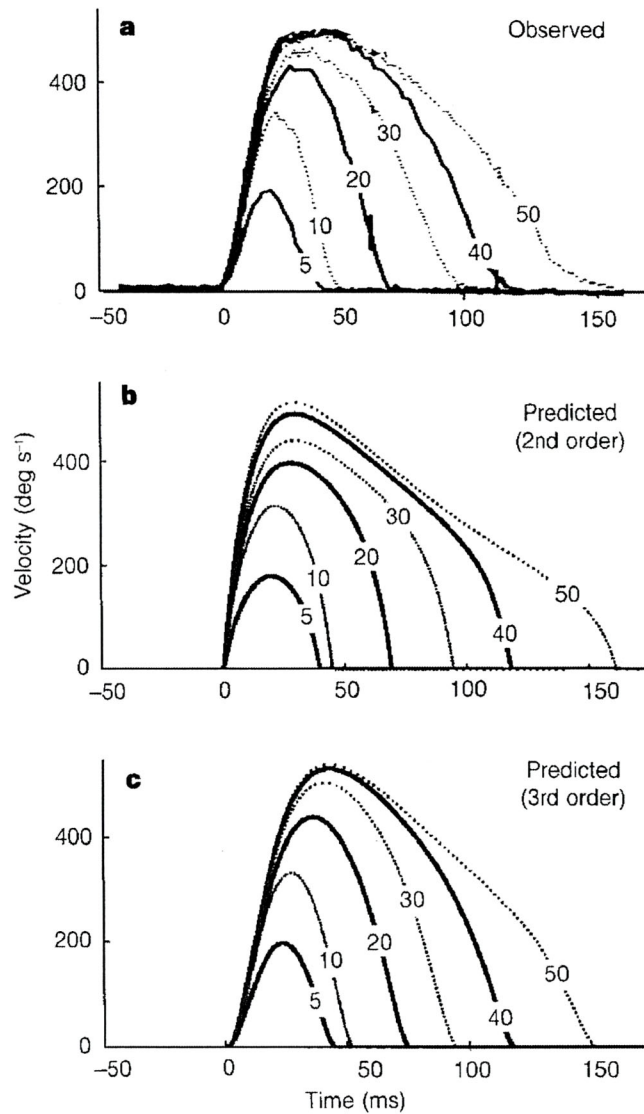


図 1.15: 眼球の衝動性運動 (saccade) において計測された速度波形と終点分散最小軌道による速度波形 (Harris and Wolpert 1998 より). a は水平面における衝動性運動の速度波形で、各波形は 5 度から 50 度の角度で運動を行ったものである (Collewijn et al. 1988 より). b は 2 次の線形眼球モデルを用いた場合の終点分散最小軌道による速度波形, c は 3 次の線形眼球モデルを用いた場合の終点分散最小軌道による速度波形.

Fig.1.15: Comparison of empirical trajectories and the trajectories based on minimum end-point variance for saccade (taken from Harris and Wolpert 1998).

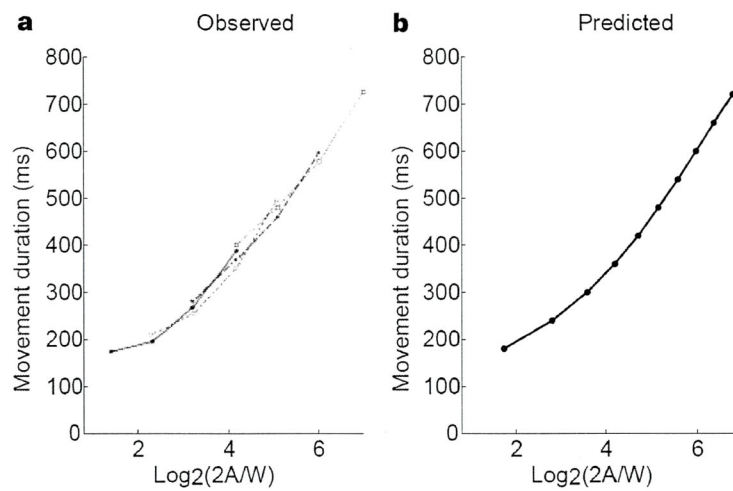


図 1.16: 上肢到達運動課題において計測された運動時間と終点分散最小化規範による最適な運動時間 (Harris and Wolpert 1998 より). A は到達運動距離, W はターゲットの幅を表す. a は計測によって得られた運動時間 (Jeannerod 1990), b は終点分散最小化規範によって求められた最適な運動時間を表す. 最適な運動時間は到達運動をできるだけ速く行うという条件のもとで求められた.

Fig.1.16: Comparison of empirical movement durations and the optimal movement durations based on minimum end-point variance (taken from Harris and Wolpert 1998).

1%と比較しても、筋のエネルギー効率は非常に高いものであり (Barclay 1996), そのエネルギー効率の高さを実現する仕組みも明らかになってきた (Kaya and Higuchi 2010). 生体がどのようにこのような高性能なアクチュエータを獲得したかは定かでないが、長い進化の過程を通してこのようなアクチュエータを獲得してきた可能性がある。

また、生体の歩行運動における歩調やその周期などの多くの特徴は消費エネルギー最小化規範で説明できることが歩行中の酸素消費量を計測した生理学的実験や最適な歩行パラメータを推定する理論的研究により報告されており (Zarrugh et al. 1978; Minetti and Alexander 1997; Nishii 2000; Nishii 2006; Donelan et al. 2001; Fujii et al. 2008), 生体が消費エネルギーをできるだけ低く抑えた運動計画を行うことは生存確率を大きくするために重要と考えられている。

1.5 研究の目的

第 1.4 節で紹介したように下肢の運動である歩行運動の特徴の多くは消費エネルギー最小化という最適化規範に基づいて説明できることがこれまでの研究により示唆されているが、上肢到達運動の特徴は第 1.3 節で紹介したように消費エネルギー最小化とは異なる規範で説明されてきた。このことは、上肢到達運動と歩行運動では、異なった最適化規範に基づく運動計画が行われていることを意味するのであろうか。進化・生存の観点から考えると、歩行運動にだけ消費エネルギー最小化による計画が行われており、上肢については行われていないと考えることは不自然のように思える。

生体ノイズは上肢到達運動軌道をそらす原因となるものであった。到達軌道は生体ノイズの影響により大きくずれ、手先の到達地点が目標から大きくずれてしまうと、手先を目標到達範囲まで到達させるためにさらなるエネルギーを浪費すると考えられる。これまでの消費エネルギー最小化規範の検討では生体ノイズは考慮されておらず、そのようなエネルギーの浪費まで含めた検討はされていない。そこで本研究では、新たに生体ノイズを考慮し、上肢到達運動においても消費エネルギー最小化による説明が可能かどうかを再検討した。

1.6 論文の構成

第2章では、消費エネルギー最小化規範および終点分散最小化規範とトルク変化最小化規範において生体ノイズ下で総消費エネルギーを低く抑える最適化規範について比較検討した結果を述べる。第3章では、第2章で得た結果から示唆される消費エネルギー期待値最小化規範の提案を行い、この規範に基づく運動軌道とヒトの運動軌道を比較検討した結果を述べる。

第2章 生体ノイズ下で総消費エネルギーを低く抑える最適化規範の検討

2.1 実験の目的

上肢到達運動における最適化規範の検討において、Harris と Wolpert (1998) は初めて生体ノイズの影響を考慮した。上肢到達運動において、ノイズの影響を受けた運動指令は、本来の目標到達軌道から逸れた運動軌道を生成してしまう。その結果、中枢神経系が手先を目標到達範囲内に到達させるような運動指令を筋へ送ったとしても、手先が目標到達範囲内に到達しないことが生じてくる。上肢到達運動は手先を目標到達範囲内に到達させる運動であることから、最適化規範の検討においても手先が目標到達範囲内に到達することが必要である。これまで提案されてきた最適化規範であるトルク変化最小化規範 (Uno et al. 1989) や消費エネルギー最小化規範 (Alexander 1997; Nishii and Murakami 2002) の検討では、生体ノイズの影響は考慮されておらず、これらの最適化規範に基づく軌道が生体ノイズの影響を受けた場合、手先が目標到達範囲に到達できるかどうかは検討されていない。特に、消費エネルギー最小化規範に基づく関節トルクは、運動の開始時に大きな値をとることが示唆されているため (Nishii and Murakami 2002)、このような運動に Harris と Wolpert が仮定したような運動指令の大きさの2乗に比例した分散をもつ生体ノイズ (signal-dependent noise) が加わると、手先の到達位置は目標到達位置から大きく逸れてしまい、手先が目標到達範囲内に到達できないことが考えられる。ヒトの上肢到達運動においては、手先が目標到達範囲内に到達しなかった場合、到達位置のずれを補正するための運動である補間運動 (corrective sub-movement) が行われる (Searle et al. 1948; Crossman and Goodeve 1983; Milner and Ijaz 1990; Paulignan et al. 1991)。上肢到達運動課題においては、このような補間運動も最適化規範の検討に考慮

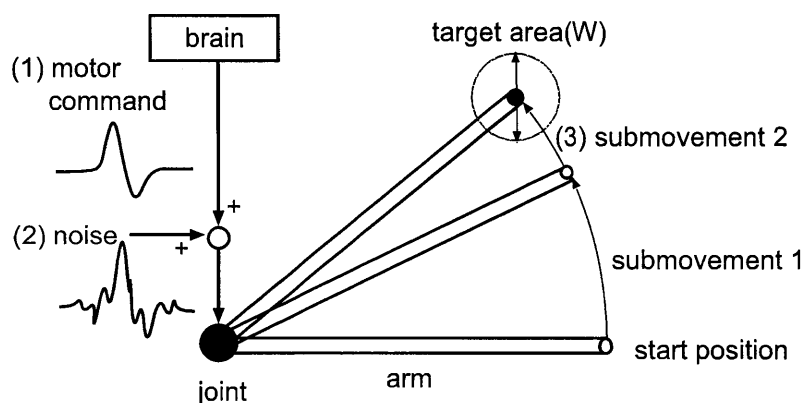


図 2.1: 生体ノイズの影響による手先軌道の逸れも考慮した上肢到達運動の計算機シミュレーション.

Fig.2.1: Schematic view of an arm reaching movement in simulation experiment.

する必要があり，消費エネルギー最小化規範に基づく運動は，終点分散最小化規範のような生体ノイズの影響を最小とする運動に比べて，補間運動によって消費されるエネルギーが大きくなることが予想される．その結果，手先を到達目標範囲内に到達させるまでに必要とされる総消費エネルギーは消費エネルギー最小化規範による運動よりも終点分散最小化規範による運動の方が小さくなる可能性がある．そこで，本実験では，以上の仮説を確かめるため，生体ノイズとそれによって生じる補間運動を考慮し，手先が目標到達範囲内に到達するまでに必要とされる総消費エネルギー量を消費エネルギー最小および，終点分散最小，トルク変化最小の各規範について求め，どの規範が生体ノイズ下で総消費エネルギーを低く抑えるかを計算機実験により検討した．

2.2 計算機実験の方法

本実験では，水平面における上肢到達運動において，生体ノイズとそれによって生じる補間運動を考慮し，手先が目標到達範囲内に到達するまでに必要とされる到達運動の平均回数と総消費エネルギー量の平均値を消費エネルギー最小，終点分散最小，トルク変化最小の各規範について求めた．以下では，その詳細について述べる．

図 2.1 は計算機実験の概要を表す。まず、各最適化規範に基づき運動開始地点から目標到達範囲の中心までの上肢到達運動軌道における最適な運動指令を求める。次に、その運動指令に生体ノイズを加算したものによる運動軌道 (主動運動) を求める。得られた軌道の終点位置が目標到達範囲になかった場合、到達地点から到達目標範囲の中心までの到達運動 (補間運動) を同様に計算する。手先が到達目標範囲内に到達するまで以上の計算を繰り返し行い、必要とされる消費エネルギー量の平均値とその分散、及び到達試行運動 (主動運動および補間運動) の平均回数とその分散を 50 回のモンテカルロ計算により求めた。6 回の補間運動の計算を行っても、手先が目標到達範囲に到達しない場合、計算時間を減らすため、そこで補間運動の計算を終了とし、それまでに必要となった各到達運動のエネルギーの総和を総消費エネルギーとした。運動指令 u に影響を与えるノイズ w は、平均が 0、分散が $k|u|^2$ のガウス性ノイズとし (Harris and Wolpert 1998)、定数 k についてはどのような値になるかわかっていないため、様々な比例定数 k の値について各最適化規範の総消費エネルギー量の平均を計算した。腕の力学モデルとしては一関節 2 自由度の 4 次線形筋骨格モデルを用いた (第 2.2.1 節)。この腕モデルにおいて、到達運動課題は初期位置から目標到達範囲の中心までの回転角度が 0.5 rad、到達目標範囲 W が 0.04 m となる一関節の上肢到達運動とした。運動中の消費エネルギーとしては、腕を水平面内で動かすために要するエネルギーと、水平面内に腕を支えるためのトルク発生に要するエネルギーを考慮し、次式で見積もった。

$$\sum_{i=1}^N \int_0^{T_i} \left\{ P_v(\tau_{vi}(t), \dot{\theta}_{vi}(t)) + P_h(\tau_{hi}(t), \dot{\theta}_{hi}(t)) \right\} dt \quad (2.1)$$

ここで、 P_v と P_h はそれぞれ鉛直方向と水平方向で消費されるエネルギーの関数を表し、 N は手先が目標到達範囲に到達するまでに必要とされた到達運動の回数、 τ_{vi} と $\dot{\theta}_{vi}$ はそれぞれ i 回目に行われた到達運動において水平面内に腕を保つための関節トルク (一定値) と鉛直方向の角速度、 τ_{hi} 、 $\dot{\theta}_{hi}$ および T_i はそれぞれ i 回目に行われた到達運動における水平方向の関節トルク、水平方向の角速度および到達運動の運動時間である。ここで、本実験では τ_{vi} と $\dot{\theta}_{vi}$ はそれぞれ MgS と 0 と仮定し (g は重力定数)、鉛直方向の運動においては生体ノイズの影響は無視された。 P は単位時間あたりに消費される消費エネルギー量を表す関数である (第 2.2.2 節参照)。

消費エネルギー最小化規範の評価式は、式 (2.1) のうち 1 回の到達運動

のみに注目した次式となる.

$$\int_0^{T_i} \{P(\tau_{vi}(t), \dot{\theta}_{vi}(t)) + P(\tau_{hi}(t), \dot{\theta}_{hi}(t))\} dt \quad (2.2)$$

ここで, T_i は i 回目の到達運動における運動時間である. 終点分散最小化規範の評価式は, Wolpert と Harris (1998) と同様に

$$\int_{T_i}^{T_i+R_i} V_i(t) dt \quad (2.3)$$

とした. ただし, $V_i(t)$ は i 回目の到達運動における時刻 t での手先の位置の分散, $R (= T)$ は運動終了後の待機時間 (post-movement time) を表す. トルク変化最小化規範の評価式は

$$\int_0^{T_i} \left(\frac{d\tau_i(t)}{dt} \right)^2 dt \quad (2.4)$$

である (Uno et al. 1989). なお, 最適化計算における離散時間の刻み幅は各到達運動時間 T_i を 50 分割し, 各運動時刻における最適な運動指令は制約付き非線形計画法の 1 つである逐次二次計画法 (Sequential quadratic programming method; SQP method) と準ニュートン法 (Quasi-Newton method) を組み合わせた最適化アルゴリズムにより求めた.

ここで, 各到達運動の運動時間 T_i をどのように決めたらよいか問題である. 本実験においては, (1) ヒトが到達運動を行うときの運動時間を最適化規範とは独立に決める方法, および (2) 各最適化規範に基づいた運動時間を用いる方法の 2 つの方法で各運動時間 T_i を決定した. (1) では, Fitts の法則 (Fitts 1954) を用いて運動時間を決定した. Fitts の法則によると, ヒトの上肢到達運動時間が経験的に目標到達エリアの幅及び目標到達範囲の中心までの距離によって決められる. この Fitts の法則を定式化した Kvålseth (1980) による以下の関係式を用いて, 各運動時間 T_i を決定した.

$$T = c \left(\frac{D_i}{W} \right)^p \quad (2.5)$$

ここで, 定数 c と p はそれぞれ 0.171, 0.362, T は運動時間, D_i は i 回目の到達運動における目標到達範囲の中心までの残りの距離, W は目標到達範囲である. 図 2.2 に示すように運動の困難さの指標 D/W が大きくなるほど運動時間は長くなる. (2) の方法では以下のように各最適化規範に対する運動時間を決定した. 消費エネルギー最小化規範に基づく運動時

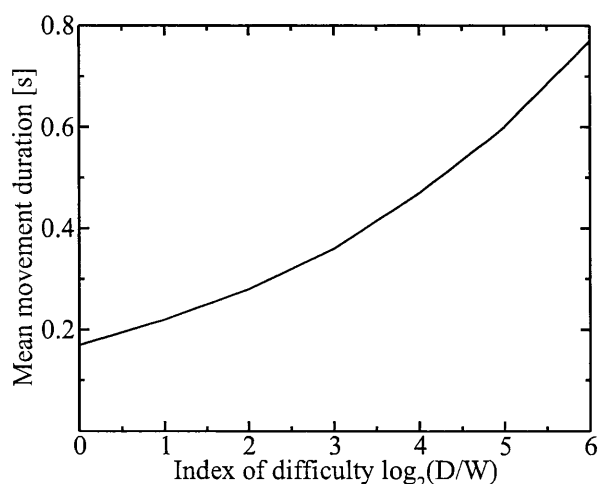


図 2.2: 到達運動課題の困難さ $\log_2(D/W)$ と運動時間の関係 (Kvålseth 1980).

Fig.2.2: Relationship between index of difficulty and movement duration obtained by Fitts (1954) and Kvalseth (1980).

間は、目標到達地点までの距離が 0.0 から 0.5 rad までの 0.05 rad 刻みの各移動距離において最適な運動時間をそれぞれ求め、これを 3 次のスプライン関数により補間することにより、任意の到達目標地点までの距離と運動時間の関係を決定した。終点分散最小化規範によって計画される運動時間は、ノイズの分散値 $k|u|^2$ を決める定数 k を $0.005 + 0.01 \times \Delta d$ ($\Delta d = 0, 1, \dots, 7$) とした各場合について、いくつかの D/W に対して求められる。この結果を 3 次のスプライン関数により補間することにより、任意の運動の困難さ D/W に対する運動時間を決めた。ここで、運動時間は Harris と Wolpert (1998) によって提案された方法に従って以下のように決定した。運動時間 T と目標到達範囲の中心までの距離 D のさまざまな組合せにおいて、終点分散最小化規範に基づく最適軌道を最適化計算により求める。次に、得られた軌道から終点での位置分散 σ を求め、位置の標準偏差 σ と目標到達範囲 W の関係式 $W = 2\sigma r - w$ に基づいて目標到達範囲の幅 W を求める。ここで、 w は指の範囲として 0.01 [m] と本実験では仮定し、 r は到達運動に求められる精度で、Harris と Wolpert (1998) と同様に 95 パーセントの確率で目的の場所に到達するとし、 $r = 1.96$ とした。なお、トルク変化最小化規範については、最適な運動時間は無限

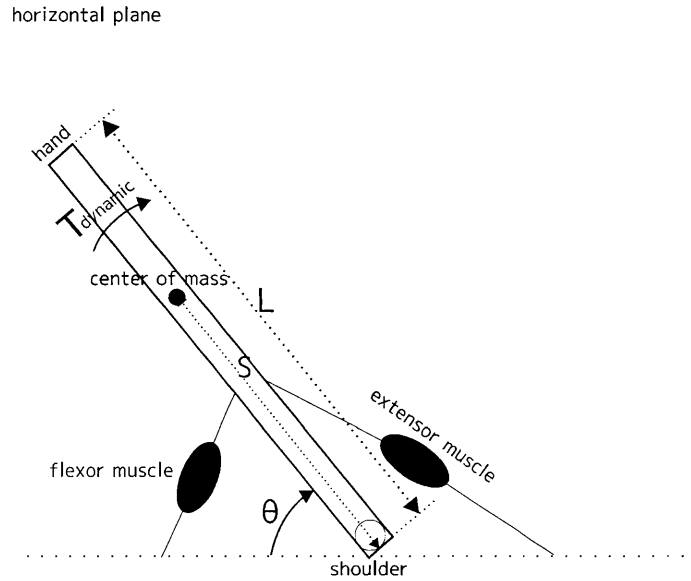


図 2.3: 1 関節の線形筋骨格モデル.

Fig.2.3: A two-dimensional linear arm model of a musculoskeletal system.

長になってしまうため，この最適化規範に基づく運動時間を用いた検討は行っていない。

2.2.1 腕の力学モデル

本研究では，腕の力学モデルとして1関節2自由度の線形筋骨格モデルを用いた．2自由度とは，水平方向と鉛直方向であり，腕の質量 M は 2.5 kg, 長さ L は 0.55 m とし，肩関節から腕の重心までの距離 S は Winter(1990) の見積もり方法を用いて腕の長さ L から 0.29 m と推定した (図 2.3)．水平方向の運動方程式は van der Helm と Rozendaal (2000) による 4 次の線形筋骨格モデルを使用した (図 2.4)．筋モデルを微分方程式として記述したものを次に示す．

$$T_1 T_2 \ddot{x}(t) + (T_1 + T_2) \dot{x}(t) + x(t) = u(t) \quad (2.6)$$

$$f_i(t) = F_{max} x_i(t) \quad (2.7)$$

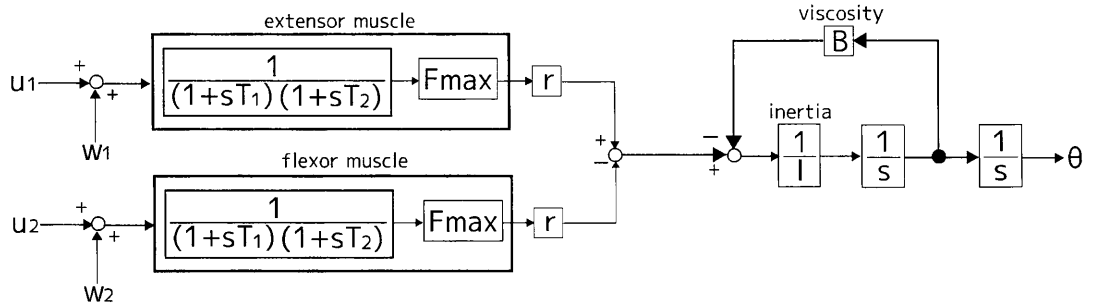


図 2.4: 1 関節 1 自由度の線形筋骨格モデルのブロック図 (van der Helm and Rozendaal 2000).

Fig.2.4: A one-dimensional linear model of a musculoskeletal system (van der Helm and Rozendaal 2000).

ここで、 x と u はそれぞれ筋の興奮と活動に関する状態変数と中枢神経系からの電氣的な運動指令であり、筋の興奮・活動に関する時定数 (T_1 及び T_2) と最大筋力 F_{max} はそれぞれ 0.04 s, 0.03 s と 1000 N とした (Van der Helm and Rozendaal 2000). 関節トルクはモーメントアーム (moment arm) が一定になると仮定すると次のように表される。

$$\tau(t) = r f(t) \quad (2.8)$$

ここで、 τ と f はそれぞれ関節トルクと筋張力を示し、腕のモーメントアーム r は 0.04 m とした (Van der Helm and Rozendaal 2000). 関節をヨ一角方向で回転させる関節トルク $\tau_{dynamic}$ は伸筋と屈筋による関節トルク ($\tau_{antagonist}$ 及び $\tau_{agonist}$) の差とし、

$$\tau_{dynamic}(t) = \tau_{antagonist}(t) - \tau_{agonist}(t) \quad (2.9)$$

とした。ただし、計算の簡単化のため、伸筋と屈筋は同時には活動しないと仮定した。関節トルク $\tau_{dynamic}$ から関節の角速度や角度を求める運動方程式は以下ようになる。

$$I\ddot{x}(t) + B\dot{x}(t) + Kx(t) = \tau_{dynamic}(t) \quad (2.10)$$

ここで、 \dot{x} と x はそれぞれ関節の角速度と角度であり、慣性モーメント I は 0.25 kgm² とした (Van der Helm and Rozendaal 2000). ここで、弾性係数 K は 0 とし、粘性係数 B は 1.18 Nms/rad とした。

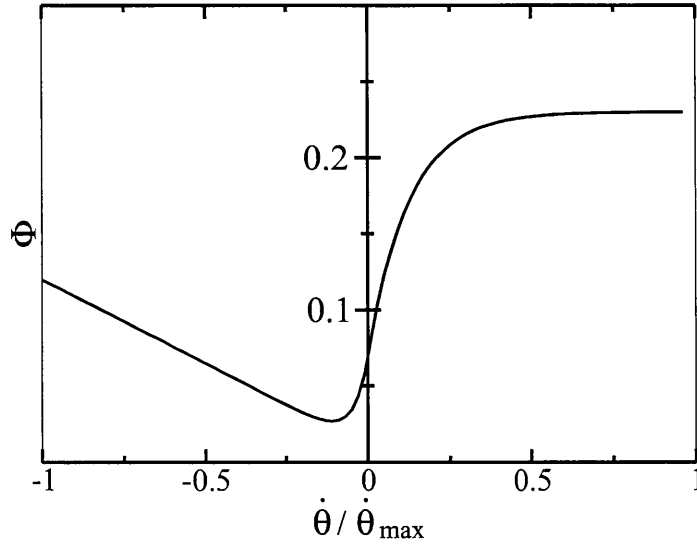


図 2.5: 相対的な筋収縮の速さ $\dot{\theta}/\dot{\theta}_{max}$ に対する ATP 代謝率.
 Fig.2.5: The metabolic rate function plotted against relative shortening speed $\dot{\theta}/\dot{\theta}_{max}$.

2.2.2 消費エネルギーの計算

本研究において、消費エネルギーの計算は Alexander (1997) による次のような推定式を用いた。

$$P(\tau(t), \dot{\theta}(t)) = \tau_{iso}(\tau(t), \dot{\theta}(t)) \dot{\theta}_{max} \Phi(\dot{\theta}(t)) \quad (2.11)$$

ここで、 P は単位時間あたりに消費されるエネルギー量を表す関数、 τ_{iso} は筋肉の等尺運動時の関節トルクを求めるための関数、 $\dot{\theta}_{max}$ は筋肉の最大収縮速度に相当する関節の角速度、 Φ は ATP (Adenosine Triphosphate) の消費に基づく代謝率の関数である。 $\dot{\theta}_{max}$ は Alexander (1997) と同様に 15 rad/s とした。関数 Φ は筋肉が正の仕事を行うとき

$$\Phi(\dot{\theta}(t)) = 0.23 - 0.16 \exp(-8\dot{\theta}(t)/\dot{\theta}_{max}) \quad (2.12)$$

であり、筋肉が負の仕事を行うとき

$$\Phi(\dot{\theta}(t)) = 0.01 - 0.11(\dot{\theta}(t)/\dot{\theta}_{max}) + 0.06 \exp(23\dot{\theta}(t)/\dot{\theta}_{max}) \quad (2.13)$$

であることが Ma と Zahalak (1991) らの生理学的な実験によって調べられている (図 2.5)。筋肉が正の仕事をする場合、等尺性収縮時の関節トル

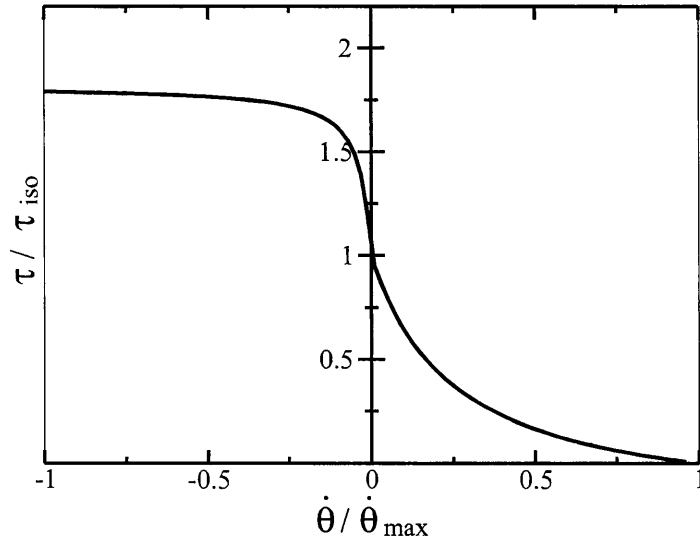


図 2.6: 相対的な筋収縮の速さ $\dot{\theta}/\dot{\theta}_{max}$ に対する相対的な関節トルク τ/τ_{iso} .
 Fig.2.6: Relative joint torque τ/τ_{iso} plotted against relative shortening speed $\dot{\theta}/\dot{\theta}_{max}$.

ク τ_{iso} は

$$\tau_{iso}(\tau(t), \dot{\theta}(t)) = \tau(t)(\dot{\theta}_{max} + G\dot{\theta}(t))/(\dot{\theta}_{max} - \dot{\theta}(t)) \quad (2.14)$$

となり，負の仕事をする場合

$$\tau_{iso}(\tau(t), \dot{\theta}(t)) = \tau(t)(\dot{\theta}_{max} - 7.6G\dot{\theta}(t))/(\dot{\theta}_{max} - 13.6G\dot{\theta}(t) - 0.8\dot{\theta}(t)) \quad (2.15)$$

となる (図 2.6). ここで, τ は関節トルク, $\dot{\theta}$ は関節の角速度, G は定数係数であり, Alexander(1997)と同様に $G = 4.0$ とした.

2.3 実験結果

2.3.1 Fitts の法則に基づく運動時間を用いた場合の結果

各運動時間を Fitts の法則に基づいて決定した場合について, 手先を目標到達範囲内へ到達させるのに必要とされる到達運動の平均試行回数とその標準偏差を図 2.7 に示す. ノイズの大きさを決める定数 k が大きくな

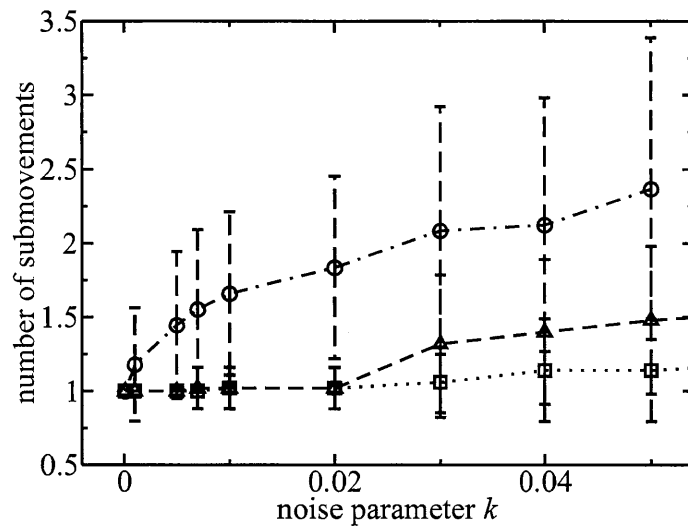


図 2.7: 手先を目標到達範囲内まで到達させるのに必要とされる到達運動の平均試行回数と標準偏差. 各到達運動の運動時間は Fitts の法則により決定された. 消費エネルギー最小化規範, トルク変化最小化規範, 終点分散最小化規範によって必要とされた到達運動の回数をそれぞれ○, △, □点で示す.

Fig.2.7: Average number of corrective submovements required to reach the target area by using the minimum energy cost (○), minimum torque change (△) and, minimum end-point variance (□) models. Duration of each submovement was determined by Fitts' law. Error bar indicates standard deviation.

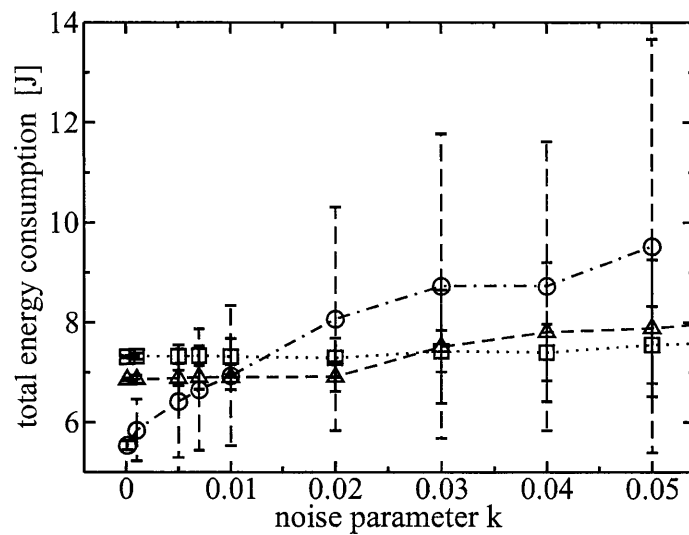


図 2.8: 手先を目標到達範囲内まで到達させるのに必要とされる総消費エネルギーの平均値とその標準偏差. 各到達運動の運動時間は Fitts の法則により決定された. 消費エネルギー最小化規範, トルク変化最小化規範, 終点分散最小化規範による消費エネルギーの平均値をそれぞれ○, △, □点で表した.

Fig.2.8: Energy consumed for reaching the target area by using minimum energy cost (○), minimum torque change (△), and minimum end-point variance (□) models. Duration of each submovement was determined by Fitts' law. Error bar indicates standard deviation.

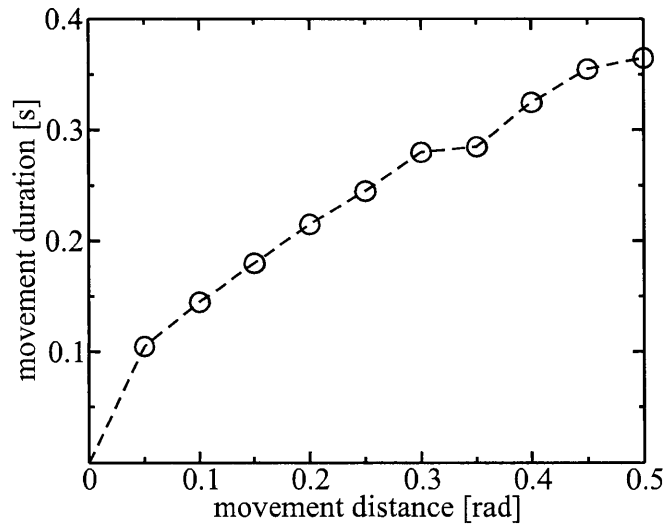


図 2.9: 消費エネルギー最小化規範に基づく最適な運動時間

Fig.2.9: Optimal movement duration based on the minimum energy cost model against the movement distance.

ると、まず消費エネルギー最小化規範によって必要とされる到達運動の回数が大きく増加していく。その後、 k が0.02以上になると、トルク変化最小化規範によって必要とされる到達運動の回数が増加し始めるが、終点分散最小化規範で必要とされる到達運動の回数はノイズ定数 k に対してあまり変化がないことがわかる。

図 2.8 は手先を目標到達範囲内へ到達させるのに必要とされる総消費エネルギー量の平均値とその標準偏差を示す。ノイズ定数 k が約0.01以下のとき、消費エネルギー最小化規範に基づく到達運動が最も少ない総消費エネルギー量で到達可能となるが、 k の値が大きくなるにつれてトルク変化最小化規範および終点分散最小化規範による到達運動の方が少ない総消費エネルギーで到達可能となることがわかる。

2.3.2 最適化規範に基づく運動時間を用いた場合の結果

図 2.9 と図 2.10 はそれぞれ消費エネルギー最小化規範と終点分散最小化規範に基づく最適な運動時間を示す。両規範に基づく運動時間はそれぞれ運動の距離 D もしくは運動の困難さ D/W とともに増加することがわか

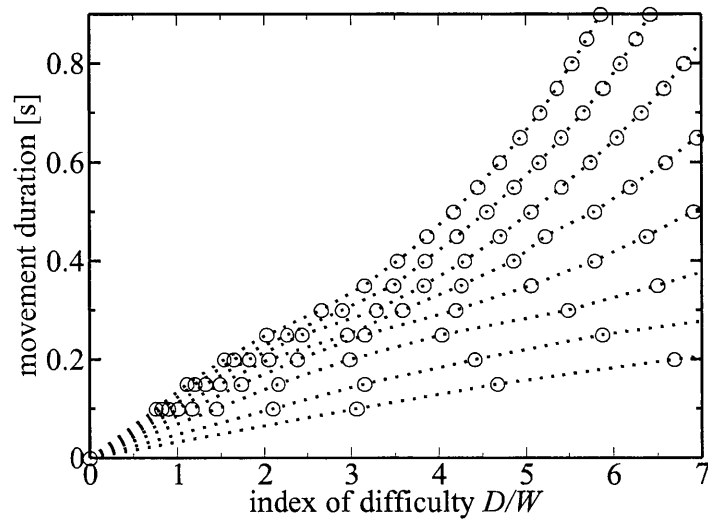


図 2.10: 終点分散最小化規範に基づく最適な運動時間. 右側の曲線から順に, ノイズ定数 k を $0.005 + 0.01 \times \Delta d$ ($\Delta d = 0, 1, \dots, 7$) の各値とした場合について, 到達運動の困難さ D/W の上肢到達運動を95%の確率で実現できる運動時間を求める.

Fig.2.10: Optimal movement duration based on the minimum end-point variance model against the index of difficulty. Each curved line from the right to the left is obtained from $k = 0.005 + 0.01 \times \Delta d$ ($\Delta d = 0, 1, \dots, 7$). Each movement duration denoted by a circle was computed in order to reach the target area with a success rate of 95%.

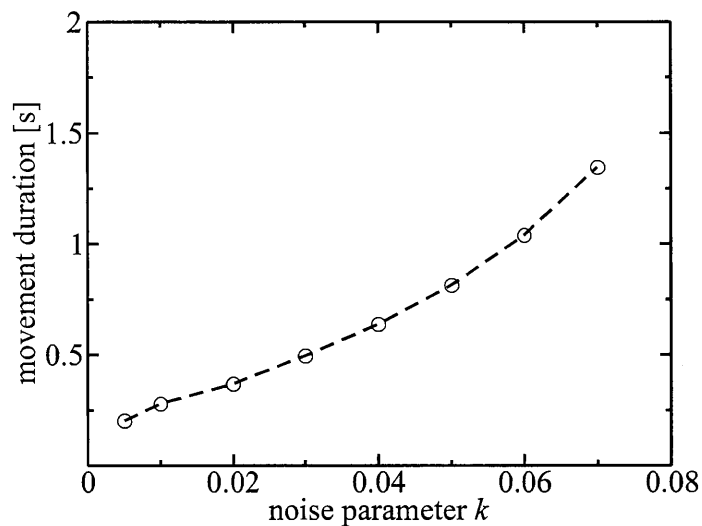


図 2.11: 生体ノイズの大きさに対する終点分散最小化規範に基づく最適な運動時間. 到達運動の困難さを $D/W=6.87$ と一定とし, ノイズ定数を $k = 0.005 + 0.01 \times \Delta d$ ($\Delta d = 0, 1, \dots, 7$) の各値にした場合について, 終点分散最小化規範に基づく運動時間を求めたものである.

Fig.2.11: Optimal movement duration based on the minimum endpoint variance model against the noise parameter k . The movement difficulty D/W was set as 6.87, and the noise parameter was set as $k = 0.005 + 0.01 \times \Delta d$ ($\Delta d = 0, 1, \dots, 7$).

る。また、終点分散最小化規範に基づく運動時間は、ノイズの大きさを決める定数 k が大きいほど到達運動の困難さ D/W に対する運動時間の増加率は大きい (図 2.10)。図 2.11 は、到達運動の困難さを一定値 $D/W=6.87$ とした場合について、ノイズ定数 k に対する終点分散最小化規範に基づく最適な運動時間を示す。定数 k が大きいほど、すなわち生体ノイズが大きい程、終点分散最小化規範に基づく最適な運動時間は長くなることがわかる。

図 2.12 と図 2.13 はそれぞれ手先を目標到達範囲内の到達させるのに必要とされる到達運動の平均回数と総消費エネルギーの平均値を示す。終点分散最小化規範においては、95%以上の確率で目標到達範囲内に到達できる制約において運動時間を決定したため、ノイズ定数 k の値によらずほぼ一回の到達運動で手先を目標到達範囲内に到達可能なことが確認できる。一方で、消費エネルギー最小化規範においては、ノイズ定数 k が大きくなるにつれて到達運動の回数において増加傾向がみられ、総消費エネルギー量も大きくなっている。ノイズ定数 k が約 0.02 より大きくなると、終点分散最小化規範に基づく運動軌道の方が少ない総消費エネルギー量で到達運動を行えることがわかる。しかし、 k が約 0.06 より大きい場合、終点分散最小化規範に基づく総消費エネルギー量の方が再び大きくなっている。これは、ノイズ定数 k が大きいと終点分散最小化規範に基づく運動時間は長くなることから (図 2.11)、水平面内で腕を支えるのに必要な消費エネルギーが大きくなるためである。比較のため、フィッツの法則に基づく運動時間をもとに求めた終点分散最小化規範の総消費エネルギー量 (図 2.8 参照) もまた図 2.13 に加えられており、そのデータはノイズ定数 k が約 0.05 より大きいとき、もっとも少ない総消費エネルギー量で到達可能である。これらの結果から、終点分散最小化規範は生体ノイズの存在する中では、消費エネルギーの最適性において、消費エネルギー最小化規範よりも優れていることがわかる。

2.4 考察

以上の計算結果より、終点分散最小化規範やトルク変化最小化規範に基づく軌道は生体ノイズの影響を受けにくいいため、生体ノイズが大きい場合には、消費エネルギー最小化規範に基づく軌道よりも少ない到達運動の回数と少ない総消費エネルギーで到達運動を可能にすることがわかった。トルク変化最小化規範や終点分散最小化規範はヒトの到達運動軌道

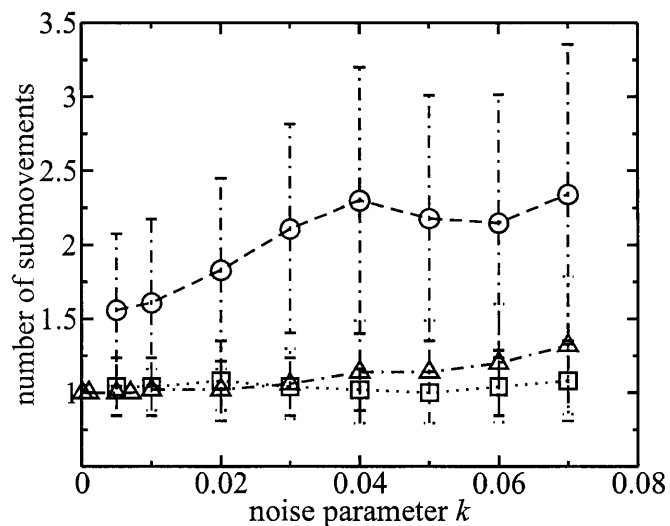


図 2.12: 手先を目標到達範囲内まで到達させるのに必要とされる到達運動の平均試行回数と標準偏差. 運動時間は各最適化規範に基づいて決定された (図 2.9 と図 2.10). 消費エネルギー最小化規範, 終点分散最小化規範によって必要とされた到達運動の回数を○, □点で表し, 図 2.7 における終点分散最小化規範に基づくものを△で示した.

Fig.2.12: Average number of corrective submovements required to reach the target area by the minimum energy cost model (○) and minimum endpoint variance model (□). Movement duration was determined by each criterion (see Fig. 2.9 and Fig. 2.10). For the comparison, we added the data (△) based on the minimum endpoint variance model with the duration given by Fitts' law which was shown in Fig. 2.7. Error bar indicates standard deviation.

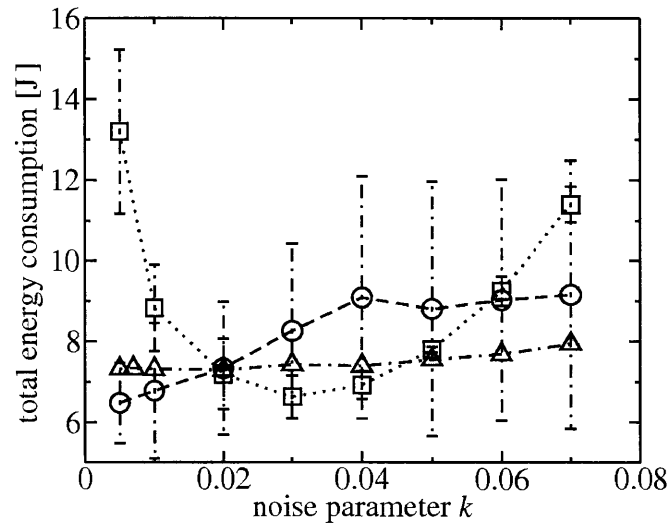


図 2.13: 手先を目標到達範囲内まで到達させるのに必要とされる総消費エネルギーの平均値とその標準偏差. 運動時間は最適化規範に基づいて決定された (図 2.9 と図 2.10). 消費エネルギー, 終点分散最小化規範による消費エネルギー量をそれぞれ○点, □点で表し, 図 2.8 における終点分散最小化規範に基づくものを△で示した.

Fig.2.13: Mean value of total energy cost for reaching movements planned by the minimum energy cost model (○) and the minimum endpoint variance model (□). Movement duration was determined by each model (see Fig. 2.9 and Fig. 2.10). For a comparison, we added the data (△) based on the minimum endpoint variance model with the duration given by Fitts' law which was shown in Fig. 2.8. Error bar indicates standard deviation.

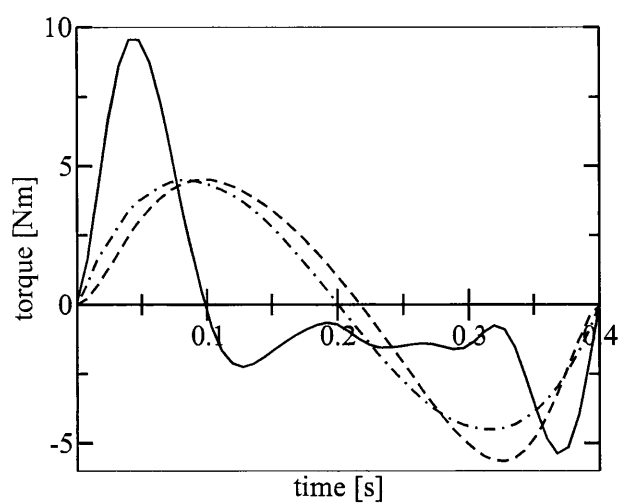


図 2.14: 上肢到達運動における最適化規範に基づく関節トルク. 消費エネルギー最小化規範, 終点分散最小化規範, トルク変化最小化規範に基づく最適なトルクをそれぞれ実線, 破線, 一点鎖線によって表す.

Fig.2.14: Optimal torques based on the models of minimum energy cost under noise-free condition (solid line), minimum endpoint variance (dash line), and minimum torque change (dot-dash line) for the reaching trajectory with a movement duration of 0.4 s.

の特徴を説明できることが知られていることから、ヒトの上肢到達軌道はノイズ環境下において生体ノイズの影響を抑えることにより消費エネルギーの期待値が小さくなるように計画されている可能性がある。

なぜ消費エネルギー最小化規範に基づく軌道はトルク変化最小化規範や終点分散最小化規範に基づくものよりもノイズの影響を受けやすいのだろうか。図 2.14 は各規範に基づいて計算された関節トルクを示す。運動開始後において、消費エネルギー最小化規範に基づく関節トルクはトルク変化最小化規範や終点分散最小化規範に基づくものと比べるとその値は 2 倍程度大きいことがわかる。このような大きなトルクを発生させるためには、脳から送られる運動指令が大きくなければならない。生体ノイズの大きさは運動指令の大きさに比例するため、そのような運動指令はノイズの影響を大きく受ける。その結果、手先の到達位置は目標到達位置から大きくそれてしまい、到達位置のずれを補正する到達運動 (補間運動) が必要となる。以上の結果として、手先を目標到達範囲内に到達させるまでに必要とされる総消費エネルギーは大きくなってしまふ。

2.5 まとめ

本実験では、これまで消費エネルギー最小化規範の検討に含められていなかった生体ノイズの影響を考慮し、手先の到達位置のずれを補正する補間運動を含めた総消費エネルギー量を消費エネルギー最小化規範、終点分散最小化規範、トルク変化最小化規範のそれぞれについて求め、どの規範が消費エネルギーの観点において有利であるか検討した。その結果、ノイズの影響が大きい場合には、ヒトの運動軌道をよく表す終点分散最小化規範やトルク変化最小化規範に基づく運動軌道が消費エネルギーの観点からも優れた規範であることが確認できた。また、ノイズの影響を含めないで消費エネルギーを最小とする軌道はノイズの影響を強く受けることにより、結果的に大きな総消費エネルギーを必要とすることがわかった。以上の結果から、中枢神経系は生体ノイズの影響を考慮した上で、消費エネルギーの期待値が低く抑えられるような運動軌道を選択していることが示唆される。

第3章 消費エネルギー期待値最小化規範に基づく上肢到達運動の検討

3.1 実験の目的

第2章において、中枢神経系が消費エネルギーの期待値を低く抑える上肢到達運動軌道を選択していることを示唆する結果を得た。したがって、本章では上肢到達運動において消費エネルギー期待値最小化規範に基づく運動軌道がヒトの運動軌道を表すことができるかを検討した結果を述べる。本章では、まず第3.2節で水平面における肩関節による上肢到達運動軌道の計測方法について説明し、次に第3.3節で消費エネルギー期待値最小化規範に基づく最適軌道の計算方法について解説する。

3.2 肩関節による上肢到達運動軌道の計測方法

図3.1は計測実験の様子を示す。本実験の被験者は上肢に障害のない20代の男性5名、女性3名であり、各被験者はそれぞれ速い到達運動課題または遅い到達運動課題の一つを行った。被験者は椅子に座り、被験者の肩と胴体が椅子から離れないようにベルトによって胸を固定した。また、運動の計測中、被験者の肘をテーピングにより固定し、肘関節を伸ばしたまま曲げられないようにした。被験者には、まず右手の人差し指の先端を運動開始位置で停止させ、提示された運動時間で肩の正面に位置する円形のターゲットに指先を到達させ、その後手先をターゲット内に一定時間静止するように指示した。その際、器具による腕の重力方向のサポートは行わず、被験者は腕及び指を常に宙に浮かせた状態で、できるだけ腕を水平に動かすように指示された。運動時間はメトロノームによりその時間間隔を提示されたが、厳密に運動時間を守る必要がないこと

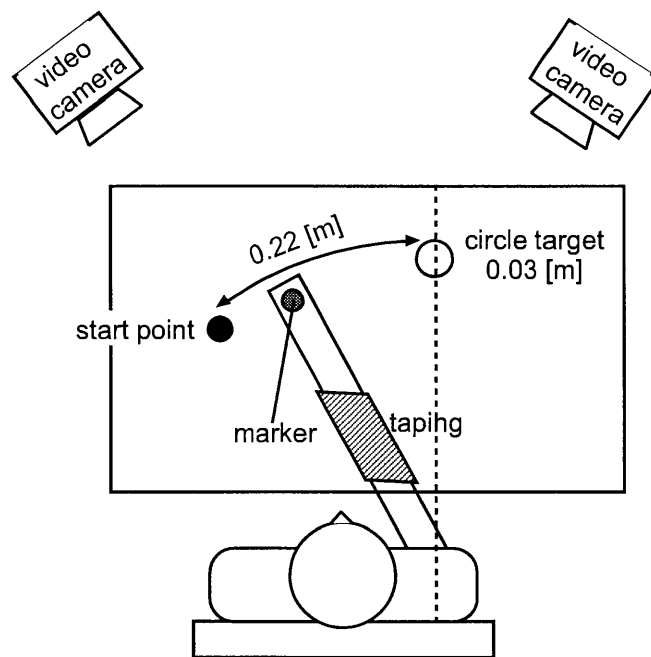


図 3.1: 肩関節による上肢到達運動の計測実験. 運動の計測中は被験者の胸と肘をそれぞれベルトとテーピングにより固定した.

Fig.3.1: The schematic view of the measurement experiments of upper-arm reaching movements.

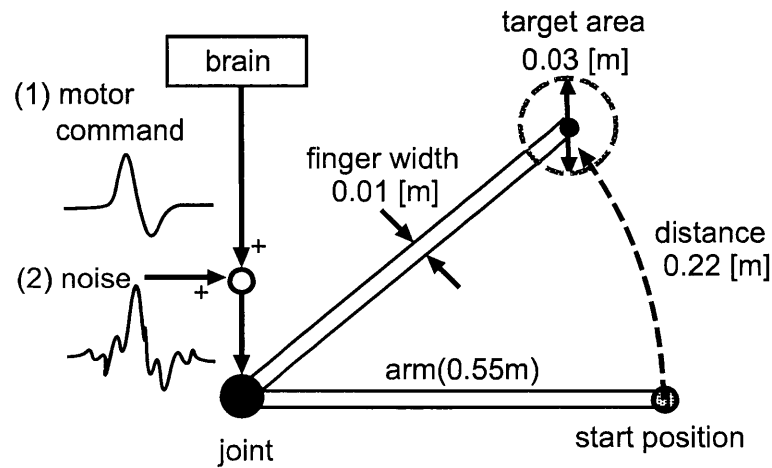


図 3.2: 肩関節による上肢到達運動の消費エネルギー期待値最小軌道の計算.

Fig.3.2: Schematic view of the upper-arm reaching movement in the simulation experiments.

も被験者に伝えられ、被験者が疲労を感じたときは特にセット間において休憩を行うよう指示した。運動開始位置から円形ターゲットの中心までの距離は 0.22 m、ターゲットの直径は 0.03 m とした。運動時間を 0.5 s と 1.5 s とした速い到達運動と遅い到達運動の 2 種類とし、各運動時間における到達運動課題をそれぞれ男性 3 名と女性 1 名、男性 2 名と女性 2 名で行った。被験者らは 1 週間に渡る合計 5 日間において、各運動タスクの練習を行った (1.5 秒の到達運動を行った女性被験者のうち 1 名は 5 日目の体調不良により、4 日間の練習となった)。1 日の練習内容は、到達運動 10 回を 1 セットとしたものを 10 セット行うものとした。被験者の指先には光学式反射マーカを取り付け、その位置データを高速度ビデオカメラ (ライブラリ社 3 次元マルチ解析システム Carrot/3D) によって 150 fps で計測した。取得した軌道データは遮断周波数を 5 Hz とした 6 次のバターワースフィルタをよって処理され、これをもとに手先の速度を計算により取得した。

3.3 消費エネルギー期待値最小軌道の計算方法

計算機実験においては、生体ノイズが運動指令に加わるとし、この運動指令によって生成される到達運動軌道が消費エネルギー期待値最小となる最適な運動指令を求め、これにより最適な速度波形を求めた (図 3.2).

腕のモデルとして一関節 2 自由度の 4 次線形筋骨格モデルを用いた (第 2.2.1 節). 運動指令 u に影響を与えるノイズ w は、平均が 0, 分散が $k|u|^2$ のガウス性ノイズとし (Harris and Wolpert 1998), 比例定数 k は 0.014 としたもの運動指令に加算した. ターゲットは円形とし, 到達運動開始地点からターゲットまでの距離とターゲットの幅はそれぞれ 0.22 m, 0.03 m とした. 消費エネルギー期待値最小化規範の評価式は, 運動中の消費エネルギーとして, 腕を水平面方向に動かすのに要するエネルギーと, 水平面内に腕を支えるための鉛直方向のトルク発生に要するエネルギーを考慮した次式で与えた.

$$\int_0^T \{E[P(\tau_v(t), \dot{\theta}_v(t))] + E[P(\tau_h(t), \dot{\theta}_h(t))]\} dt \quad (3.1)$$

ここで, $E[X]$, P , τ_v と τ_h はそれぞれ変数 X の値の期待値, 筋の消費エネルギー, 鉛直面と水平面におけるトルクである. $\dot{\theta}_v$, $\dot{\theta}_h$ および T はそれぞれ鉛直面と水平面における角速度および運動時間である. 腕の上下運動は無視することにより, τ_v は MgS , $\dot{\theta}_v$ は 0 と仮定し, 鉛直面における運動に対する生体ノイズの影響は無視した. P はエネルギー代謝を表す関数である (第 2.2.2 節). 消費エネルギー量の期待値 (式 (3.1)) は, Unscented 変換 (Unscented Transfer) により求めた (Julier and Uhlmann 1997). 到達運動タスクの制約条件として, 到達運動後の停留時間 (post-movement duration) は 0.15 s とし, その時間中の肩における平均角速度が 0 rad/s, また手先が 95% の確率でターゲットの中にあるとした.

消費エネルギーの期待値を最小とする最適な運動指令は制約付き非線形計画法の 1 つである逐次二次計画法と準ニュートン法 (Quasi-Newton method) を組み合わせた最適化アルゴリズムにより求め, この運動指令をもとに到達運動中の手先の速度を求めた. ただし, 最適化計算では運動時間を 50 分割した各時刻における運動指令をもとにしており, この各時刻の値に対して 3 次スプライン補間を行い, データ数を 100 としたものを腕の軌道計算に用いた.

3.4 実験結果

図 3.3 は運動時間が 0.5 s の到達運動における手先の接線速度波形を示す。ここでは速さが 0.05 m/s の時点を運動の開始・終了と判断し、運動時間が 0.4 秒から 0.6 秒となる速度波形のみを示した。計測軌道は被験者によらずベル型となり (図 3.3(a)(b)(c)(d)), この特徴は 5 日間の練習を経ても変わらなかった。この実験ではメトロノームにより運動時間の提示を行ったが、実際の運動時間及び軌道にはばらつきが見られた。多くの速度波形は、運動時間の約半分の時点で速度が最大値となるベル型になっている。ただし、被験者によっては速度ピークが運動時間のやや前半 (図 3.3(c)), もしくは後半に観察される場合もあった (図 3.3(a))。図 3.3(e) はノイズの影響下における消費エネルギーの期待値最小化規範に基づく最適な速度波形を示す。速度のピークは運動時間のやや後半にあるが、ほぼベル型の波形となっている点で計測軌道の特徴と一致する。

図 3.4(a)(b)(c)(d) は、運動時間が 1.5 s の場合の練習最終日の計測軌道を示す。速度のピークが運動時間の半分より前にあり、運動中期で速さがゆっくりと減少するベル型が鈍った波形となった。また、そのうち 2 人の被験者における速度波形 (図 (b) と図 (d)) は、その他 2 人の被験者における速度波形 (図 (a) と図 (c)) よりも運動時間が若干短くなっており、両者の波形を比べると、運動時間が長い場合の方が運動の中期における速度波形の鈍りが大きいことがわかる。これらの特徴がタスクの練習期間中を通して変わることはなかった。図 3.4(e) はノイズの影響下における消費エネルギーの期待値最小化規範に基づく最適な速度波形を示す。この最適軌道の波形は計測された速度波形 (図 3.4(a)(b)(c)(d)) と比べて速度の立上りが急峻であり、速度ピークの位置が運動の初期に観察されるが、運動中期にはベル型が鈍った速度波形になっている点で実測軌道と同様の特徴を示している。

図 3.5 は、ノイズ定数 k を 0.01, 0.012, 0.014, 運動時間を 0.5 s, 0.55 s, 0.75 s, 1.0 s, 1.5 s とした各場合の最適な速度波形を表す。運動時間が大きくなるだけでなく、ノイズ定数の値が小さくなる場合も、速度波形が鈍ることがわかる。また、ノイズ定数が 0.014 の場合、運動時間が 0.5 s の場合の速度波形はベル型であるが、運動時間が長くなるにつれて、速度波形が鈍っていくことがわかる。以上の結果より、ヒトの到達運動の速度プロフィールの運動時間による違いが消費エネルギー期待値最小化によるものならば、ノイズ定数は 0.014 以上の値であると考えられる。

図 3.6 は、運動時間が 0.5 s の場合について、ノイズ係数 k を 0.005, 0.01,

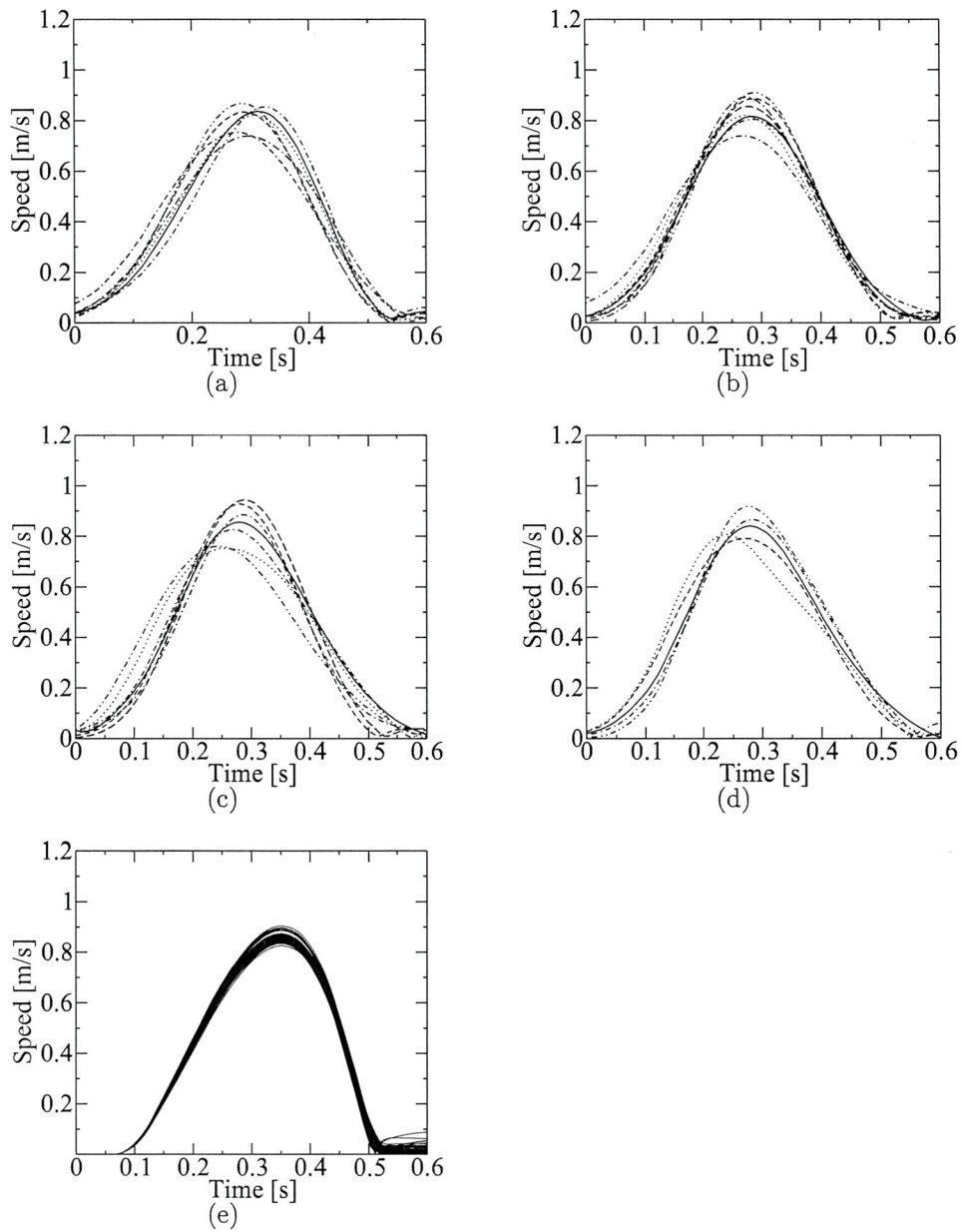


図 3.3: 運動時間を 0.5 秒とした場合の速度波形. (a)-(d) はそれぞれ各被験者が練習 5 日目に到達運動を行ったときの手先の接線速度. (e) ノイズの影響を受けた消費エネルギー期待値最小化規範に基づく最適軌道の手先接線速度. ガウス性ノイズのパラメータ k は 0.014 とした.

Fig.3.3: The hand speed profiles of upper-arm reaching movements when the movement duration is 0.5 s.

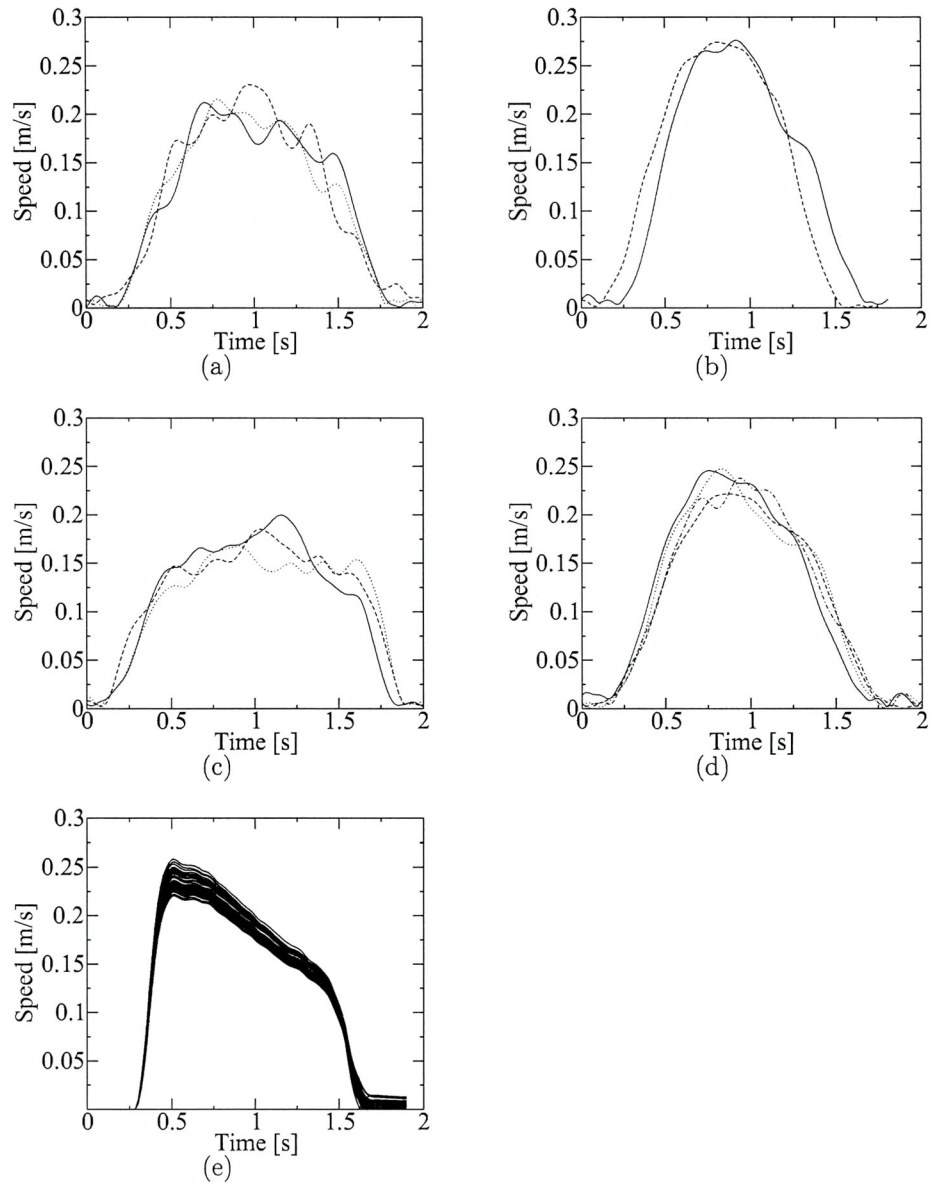


図 3.4: 運動時間を 1.5 秒とした場合の速度波形. (a), (b), (c) はそれぞれ各被験者が練習 5 日目, (d) は 4 日目に到達運動を行ったときの手先の接線速度. (e) ノイズの影響を受けた消費エネルギー期待値最小化規範に基づく最適軌道の手先接線速度. ガウス性ノイズのパラメータ k は 0.014 とした.

Fig.3.4: The hand speed profiles of upper-arm reaching movements when the movement duration is 1.5 s.

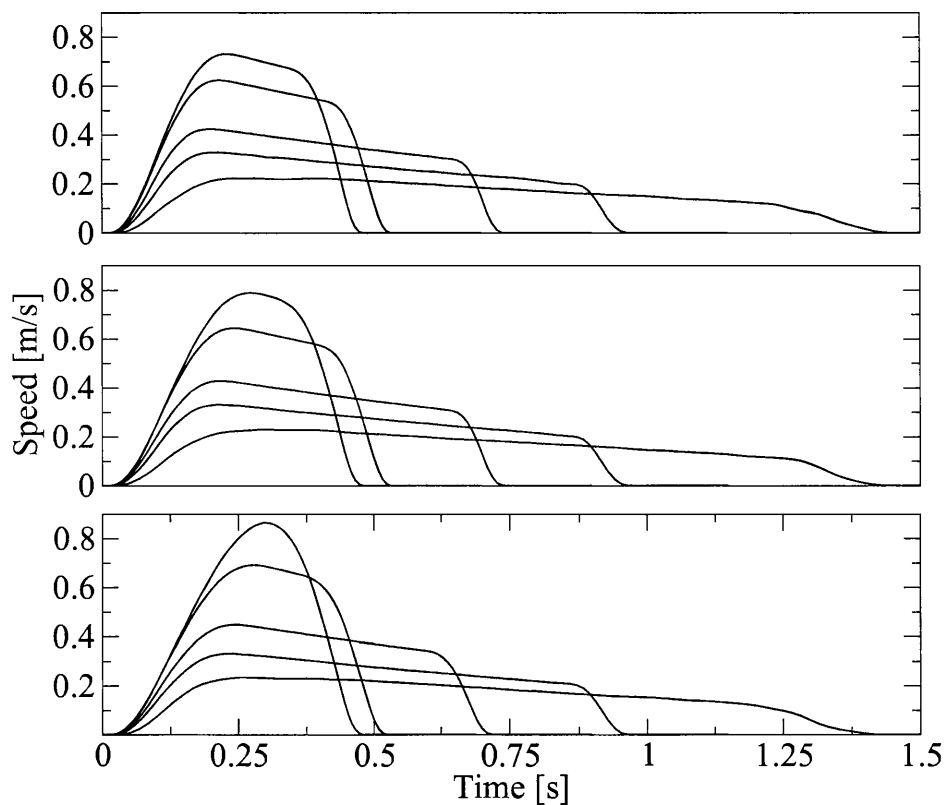


図 3.5: さまざまな運動時間における消費エネルギー期待値最小軌道の速度波形. ノイズ定数 k は上の図から順に 0.01, 0.012, 0.014 とし, この各値において, 運動時間が 0.5 s, 0.55 s, 0.75 s, 1.0 s, 1.5 s の場合の最適な速度波形を求めた.

Fig.3.5: The optimal speed profiles based on the minimization of expected value of energy cost for various movement durations.

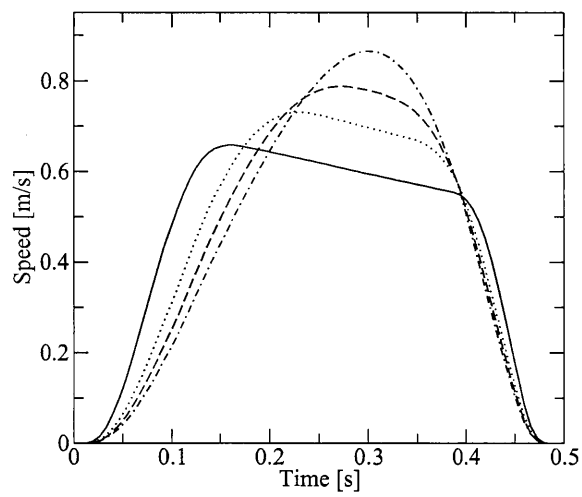


図 3.6: さまざまなノイズの大きさにおける消費エネルギー期待値最小化規範に基づく速度波形. 運動時間は 0.5 s, ノイズ定数 k を 0.005, 0.01, 0.012, 0.014 とした場合の速さをそれぞれ実線, 点線, 破線と一点鎖線で表した.

Fig.3.6: The optimal speed profiles based on the minimization of expected value of energy cost.

0.012とした場合の最適軌道の平均速度波形を表す。ノイズ係数 k が大きくなるにつれて、速度波形は鈍った形からベル型に近づいていく。すなわち、ノイズが大きいかもしくは運動時間が短いといったタスク達成が困難な条件下での最適軌道のトルクは、ノイズの影響を低く抑えるために滑らかに変化し、その結果速度波形はベル型になるといえる。一方、ノイズが小さいもしくは運動時間が長いといったタスク達成を行いやすい条件下では、消費エネルギーを抑えるため、運動の初期に大きなトルクを出し、運動の中期には弾道運動を行う。この場合の運動の特徴はノイズの影響を考慮しない場合の消費エネルギー最小軌道における速度波形の特徴と一致する (Nishii and Murakami 2002)。

図3.7は生体ノイズを考慮した消費エネルギー最小化規範に基づく最適なトルクを示す。ノイズパラメータは図3.3(e)と同様に $k = 0.014$ としている。運動時間が0.5 sの場合(図3.7(a))、トルクは滑らかに変化しているが、運動時間が1.5 sの場合(図3.7(b))、運動中期においては、関節トルクは小さくなっており、指令トルクが0になる区間もある。すなわち、運動中期ではほぼ弾道運動を行っており、粘性による速度減衰が生じるため、消費エネルギー期待値最小化軌道は速度波形が鈍った形になると考えられる。

3.5 考察

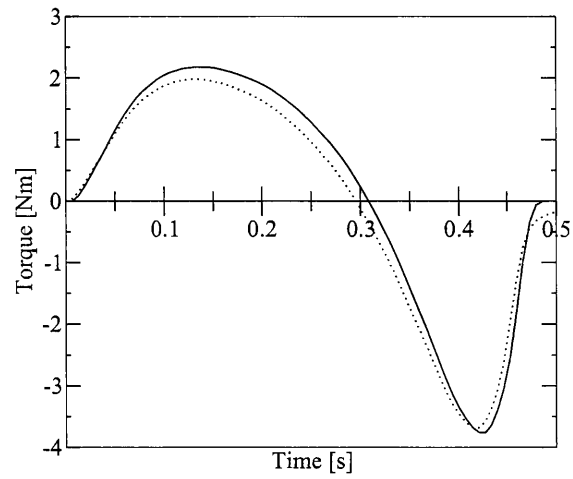
ヒトの上肢到達運動の軌道計画に関するこれまでの研究の多くは、1秒程度までの比較的短い運動時間の場合に注目して行われてきた。このような運動における手先の速度波形はベル型となることから、この特徴が到達運動の軌道計画を探る際の1つの判断基準として注目されてきた。一方、運動時間が長い場合の到達運動の速度波形はベル型ではなくなる。その原因の1つとして、ヒトは1.5秒もかかる到達運動を日常であまり行わないため、そのような運動に習熟していないという可能性が考えられる。そこで、本研究では被験者に5日間の練習期間を設けて、その速度波形がベル型に収束していくかどうかを調べたが、そのような変化は見られなかった。すなわち、運動時間が長い時の速度波形も短い時の速度波形も消費エネルギーの期待値最小化の視点で統一的に説明できる可能性が高い。

図3.4(b)(c)(d)(e)は、運動時間が1.5 sの場合の練習最終日の計測軌道であったが、そのうち2人の被験者における速度波形(図(b)と(d))は、

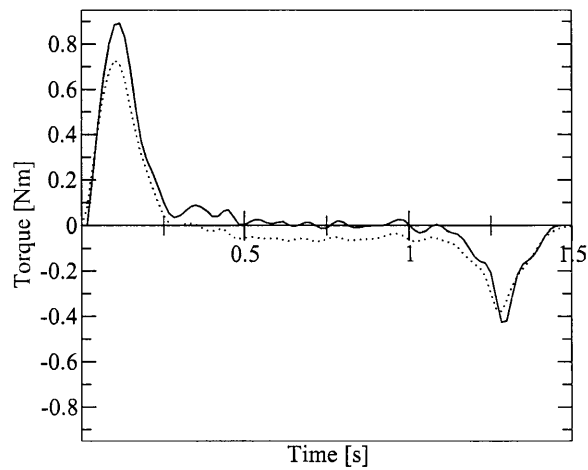
その他2人の被験者における速度波形(図(a)と(c))よりも運動時間が若干短くなっている。両者の波形を比べると、運動時間が長い場合の方が運動の中期における速度波形の鈍りが大きいことがわかる。このように運動時間が長くなったときほど速度波形の鈍りが大きくなる計測波形の特徴は、図3.5で示された消費エネルギー期待値最小化による速度波形の定性的な特徴と一致することからも、消費エネルギー期待値最小化規範がさまざまな運動時間におけるヒトの上肢到達運動の特徴を説明することが示唆される。

3.6 まとめ

本研究では、上肢到達運動において、生体ノイズの影響を考慮した消費エネルギー期待値最小化規範に基づく運動軌道を求め、その結果を計測実験によるヒトの到達軌道と比較検討した。その結果、運動時間が長くなるにつれて、いずれの運動軌道の速度波形もベル型から鈍った波形になることがわかった。



(a)



(b)

図 3.7: 消費エネルギー期待値最小化規範に基づく最適な関節トルク。指令トルクと出力トルク (指令トルクに粘性トルクを加えたトルク) をそれぞれ実線と点線で表した. (a) 運動時間が 0.5 s の場合 (b) 運動時間が 1.5 s の場合. ガウス性ノイズのパラメータ k は 0.014 とした.

Fig.3.7: The optimal torques based on the minimization of expected value of energy cost.

第4章 むすび

4.1 結論

本論文においては、上肢到達運動において生体ノイズの影響を考慮し、消費エネルギー最小化規範により上肢到達運動の特徴を説明しうるかを検討した。まず第2章において、手先がターゲットに到達しない場合の補間運動を考慮し、生体ノイズ下で手先をターゲットに到達させるために必要となる総消費エネルギー量を消費エネルギー最小化規範、終点分散最小化規範、トルク変化最小化規範のそれぞれについて求め、どの規範が消費エネルギーの観点において有利であるかを調べた。その結果、ヒトの上肢到達運動の特徴をよく表す終点分散最小化規範とトルク変化最小化規範による運動は消費エネルギー最小化規範による運動に比べて生体ノイズの影響を受けにくく、ノイズが大きい場合、終点分散最小化規範が最も少ない総消費エネルギー量で到達運動を行えることが明らかになった。この結果は、中枢神経系は生体ノイズの影響下において消費エネルギーを低く抑えるような運動を計画していることを示唆する。そこでさらに第3章において、生体ノイズの影響下で、手先を目標到達位置まで動かすのに必要とされる消費エネルギーの期待値が最小となる運動軌道を計算機実験により求め、その結果をヒトの肩関節による到達運動軌道と比較検討した。ヒトの上肢到達運動の軌道に関するこれまでの研究の多くは1秒程度までの比較的短い運動時間の場合に注目して行われてきたが、この実験においては運動時間を0.5秒に加え1.5秒とした場合についても検討した。その結果、運動時間が0.5秒の場合、いずれの運動軌道の速度波形もベル型となり、また運動時間が長い場合は、いずれの運動軌道の速度波形もベル型が鈍った波形になることが明らかとなった。この結果は、これまでの研究で議論されてきた運動時間が短いときだけでなく、運動時間が長いときも消費エネルギー最小化により上肢到達運動の特徴を表すことができることを意味する。消費エネルギー最小化は生体が淘汰を生き延びるための重要な戦略の1つと考えられ、歩行運動の多

くの特徴は消費エネルギー最小化により説明できることが示唆されていることから (Zarrugh et al. 1978; Minetti and Alexander 1997; Nishii 2000, 2006; Donelan et al. 2001; Fujii et al. 2008), 中枢神経系は異なる運動タスクにおいても消費エネルギーの最小化に基いて運動を計画している可能性がある。生体ノイズなどの外乱が存在する中で, 生体が長期にわたる進化や経験によって, 消費エネルギーの無駄を省いた運動を獲得していると考えれば, 「エネルギーコストの期待値最小化」は自然な仮説かもしれない。

4.2 今後の課題

4.2.1 生体ノイズの影響の大きさについて

本実験では, 生体ノイズを Harris と Wolpert の仮定に従って, その分散値が運動指令 u の 2 乗に比例するガウス性ノイズとした。しかし, Iguchi ら (2005) は, 実際のノイズの分散を決定する指数定数は 2 よりも小さい可能性があることを指摘し, 指数定数の値によっては終点分散最小化規範による運動軌道が実際の軌道と異なることを示している。消費エネルギー期待値最小化規範においても, 図 3.6 が示すようにノイズの大きさによって軌道が変化するため, この規範に基づく軌道がヒトの軌道を再現できるかどうかを調べるためには, 生体ノイズの定量的な特徴を調べる必要がある。

4.2.2 3次元空間内における上肢到達運動軌道

本研究においては水平面内の上肢到達運動について検討を行ったが, Soechting ら (1995) は三次元空間内での上肢到達運動について検討を行い, 終端での腕姿勢が運動開始時の姿勢に依存して運動中の仕事を少なくするように決定されていることを報告している。生体における消費エネルギーは仕事と熱散逸を含んだものであることから, 中枢神経系は三次元空間内においても消費エネルギーと関係した軌道を選択している可能性が考えられ, 消費エネルギー最小化の観点からも説明ができるかどうかを検討することが必要である。

4.2.3 2関節上肢到達運動における消費エネルギー期待値最小化規範の検討

本実験では、肩関節における一関節上肢到達運動を対象とし、提案する最適化規範の妥当性について検討した。肩関節だけでなく、肘関節についても考慮した2関節の上肢到達運動について議論することがこれまでの最適化規範の検討において行われてきた (Flash and Hogan 1985; Uno et al. 1989; Harris and Wolpert 1998)。水平面内における1関節での上肢到達運動軌道は必ず円軌道となるのに対し、2関節の場合の軌道はほぼ直線の軌道や大きく湾曲した軌道などさまざまである (図 1.2)。このようなヒトの豊富な軌道特徴が現れる2関節上肢到達運動軌道において、消費エネルギー期待値最小化規範に基づく運動軌道がその特徴を表すことができるかを検討することが必要であった。しかし、2関節の上肢到達運動に関して消費エネルギー期待値最小軌道を求めることは非常に困難であったため、1関節における検討を進めた。したがって、今後は2関節の上肢到達運動における消費エネルギー期待値最小軌道を求める手法を検討する必要がある。消費エネルギーの期待値は、腕の運動における関節の角速度と関節トルクのそれぞれの平均と分散を求めることができれば Unscented 変換により求められる。Miyamoto ら (2004) の上肢到達運動の検討において、2関節の非線形腕モデルにおける手先の位置などの状態変数の平均や分散は Unscented カルマンフィルタ (Julier and Uhlmann 1997) により正確に求められると報告されている。したがって、この Unscented カルマンフィルタを用いることで2関節の非線形腕モデルにおける関節の角速度と関節トルクそれぞれの平均と分散を求めることができ、その結果として消費エネルギーの期待値を求めることができると考えられる。

4.2.4 筋の同時活性に関する消費エネルギーに基づく最適性の検討

筋の同時活性とは拮抗筋を同時に活動させることにより、消費エネルギーを余計に使うが (Alexander 1997; Gribble et al. 2003)、運動の正確さや安定さを高めることが報告されている (Rack and Ross 1984; Gribble et al. 2003; Osu et al. 2004; van Galen and de Jong 1995; Selen et al. 2005)。しかし、筆者らが先行研究で示したように手先のばらつき

を抑えるための筋活性にエネルギーを注ぎ込むことで、正確にターゲットに到達するというタスク達成に必要な総消費エネルギーの節約を実現できる可能性もある (Nishii and Tani 2009). また、筋の同時活性や関連する関節の剛性は練習を行うことによって減少することが示されており (Gribble et al. 2003), 中枢神経系が運動学習によって消費エネルギーをより一層抑えた運動を獲得していると考えられる. したがって、腕のモデルに筋の同時活性及びインピーダンス制御機構を考慮した上で消費エネルギーの期待値が最小となる軌道がヒトの運動軌道の特徴を表せるかどうかを検討することは今後の課題である.

4.2.5 上肢到達運動のトルク波形について

第3章において、水平面における消費エネルギー期待値最小化に基づく最適なトルクを求めた (図 3.7). 運動時間が短い場合のトルク波形は正弦波形と似たものになったが、運動時間が長い場合は運動の中期でトルクの値がほぼ0となった. このような時系列の関節トルクがヒトの上肢到達運動においても観測されるかどうかを調べることにより、消費エネルギー期待値最小化規範の妥当性を検討できる. 肩関節は3自由度をもち、肩の運動範囲は広く、肩の運動には多くの筋が関係している. そのため、肩関節のみによる運動を考えても、その筋骨格系システムは複雑であり、筋電位から運動を構築することは難しかった. Yoshida ら (2002) は肩関節に関係する多数の筋、手先力と姿勢を同時に計測し、その結果から重回帰モデルに基づいて各筋によって生成されるトルクベクトル方向を推定できることを報告している. このような手法を用いることにより、水平面上肢到達運動における肩関節によるトルクを推定することは今後の課題である.

参考文献

- [1] Alexander, R. McN. (1997). A minimum energy cost hypothesis for human arm trajectories. *Biol. Cybern.*, Vol. 70, pp. 97–105.
- [2] Barclay, C. J. (1996). Mechanical efficiency and fatigue of fast and slow muscles of the mouse. *J. Physiol.*, Vol. 497, pp. 781–794.
- [3] Breteler, M. D. K., Meulenbroek, R. G. J. and Gielen, S. C. A. M. (2002). An evaluation of the minimum-jerk and minimum torque-change principles at the path, trajectory, and movement-cost levels. *Motor Control*, Vol. 6, pp. 69-83.
- [4] Bryson, A. E. and Ho, Y. C. (1975). *Applied Optimal Control*. Hemisphere, New York.
- [5] Collewijn, H., Erkelens, C. J. and Steinman, R. M. (1988). Binocular coordination of human horizontal saccadic eye-movements. *J. Physiol.*, Vol. 404, pp. 157–182.
- [6] Crossman, E. R. F. W. and Goodeve, P. J. (1983). Feedback control of hand-movement and fitts' law. *J. Exp. Psychol.*, Vol. 35A, pp. 251–278.
- [7] Donelan, J. M., Kram, R. and Kuo, A. D. (2001). Mechanical and metabolic determinants of the preferred step width in human walking. *Proc. of Royal Society of London Series B: Biological Sciences*, Vol. 268, pp. 1985–1992.
- [8] Fitts, P. M. (1954). The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *J. Exp. Psychol.*, Vol. 47, No. 6, pp. 381–391.

- [9] Flash, T. and Hogan, N. (1985). The coordination of arm movements: An experimentally confirmed mathematical model. *J. Neurosci.*, Vol. 5, pp. 1688–1703.
- [10] Fujii, A., Suenaga, H., Hashizume, Y. and Nishii, J. (2008). Variability of leg swing trajectories and their optimality. *Proc. of 4th International Symposium on Adaptive Motion in Animals and Machines*, pp. 173–174.
- [11] Gribble, P. L., Mullin, L. I., Cothros, N. and Mattar, A. (2003). Role of cocontraction in arm movement accuracy. *J. Neurophysiology*, Vol. 89, pp. 2396–2405.
- [12] Harris, C. M. and Wolpert, D. M. (1998). Signal-dependent noise determines motor planning. *Nature*, Vol. 394, pp. 780–784.
- [13] Hogan, N. (1984). Adaptive control of mechanical impedance by coactivation of antagonist muscles. *IEEE Transactions on Automatic Control*, Vol. 29, pp. 681–690.
- [14] Iguchi, N., Sakaguchi, Y. and Ishida, F. (2005). The minimum endpoint variance trajectory depends on the profile of the signal-dependent noise. *Biol. Cybern.*, Vol. 92, pp. 219–228.
- [15] Jeannerod, M. (1990). *The Neural and Behavioural Organization of Goal-Directed Movements*. Oxford University Press.
- [16] Jordan, M. I. (1989). Indeterminate motor skill learning problems. In: Jeannerod, M. (Ed.) *Attention and performance, XIII*, MIT Press, Cambridge, MA.
- [17] Julier, S. and Uhlmann, J. (1997). A new extension of the Kalman filter to nonlinear systems. *Proceedings of AeroSense: The 11th International Symposium on Aerospace/Defense Sensing, Simulation and Controls*, Orlando, FL.
- [18] Kawato, M. (2008). From "understanding the brain by creating the brain" towards manipulative neuroscience. In Yanagida, T., Okano, H., & Iriki, A., (Eds.), *Philosophical Transactions B, THE ROYAL SOCIETY*, Vol. 363, pp. 2201-2214.

- [19] Kawato, M., Maeda, Y., Uno, Y. and Suzuki, R. (1990). Trajectory formation of arm movement by cascade neural network model based on minimum torque-change criterion. *Biol. Cybern.*, Vol. 62, pp. 275–288.
- [20] Kaya, M. and Higuchi, H. (2010). Nonlinear Elasticity and an 8-nm Working Stroke of Single Myosin Molecules in Myofilaments. *Science*, Vol. 329, pp. 686-689.
- [21] Kelso, J. A., Southard, D. L. and Goodman, D. (1979). On the nature of human interlimb coordination. *Science*, Vol. 203, pp. 1029–1031.
- [22] Kvålseth, T. O. (1980). An alternative to Fitts' law. *Bulletin of the Psychonomic Society*, Vol. 38, pp. 371–373.
- [23] Ma, S. and Zahalak, GI. (1991). A distribution-moment model of energetics in skeletal muscle. *J. Biomech.*, Vol. 24, pp. 21–35.
- [24] Marr, D. (1982). *Vision*. Freeman, New York, 1982.
- [25] Milner, T. E. and Ijaz, M. M. (1990). The effect of accuracy constraints on three-dimensional movement kinematics. *Neuroscience*, Vol. 35, pp. 365–374.
- [26] Minetti, A. E. and Alexander, R. McN. (1997). A theory of metabolic costs for bipedal gaits. *J. Theor. Biol.*, Vol. 186, pp. 467–476.
- [27] Miyamoto, H., Nakano, E., Wolpert, D. M. and Kawato, M. (2004). TOPS (Task Optimization in the Presence of Signal-Dependent Noise) Model. *Systems and Computers in Japan*, Vol. 35, pp. 48–58.
- [28] Morasso, P. (1981). Spatial control of arm movements. *Experimental Brain Research*, Vol. 42, pp. 223–227.
- [29] Nishii, J. (2000). Legged insects select the optimal locomotor pattern based on energetic cost. *Biol. Cybern.*, Vol. 83, pp. 435–442.
- [30] Nishii, J. (2006). An analytical estimation of energy cost for legged locomotion. *J. Theor. Biol.*, Vol. 238, pp. 636-645.

- [31] Nishii, J. and Murakami, T. (2002). Energetic optimality of arm trajectory. Proceedings International Conference on Biomechanics of Man, pp. 30–33.
- [32] Nishii, J. and Taniyai, Y. (2009). Evaluation of trajectory planning models for arm reaching movements based on energy cost. Neural Computation, Vol. 21, pp. 2634–2657.
- [33] Osu, R., Kamimura, N., Iwasaki, H., Nakano, E., Harris, C. M., Wada, Y. and Kawato, M. (2004). Optimal impedance control for task achievement in the presence of signal-dependent noise. J. Neurophysiol., Vol. 92, 1199–1215.
- [34] Paulignan, Y., Jeannerod, M., MacKenzie, C. and Marteniuk, R. (1991). Selective perturbation of visual input during prehension movements 2. The effects of changing object size, Exp. Brain Res., Vol. 87, pp. 407–420.
- [35] Pontryagin, L. S., Boltyanskii, V. G., Gamkrelidze, R. V. and Mischenko, E. F. (1964). The mathematical theory of optimal processes. Oxford, UK: Pergamon Press.
- [36] Rack, P. M. and Ross, H. F. (1984). The tendon of flexor pollicis longus: its effects on the muscular control of force and position at the human thumb. J. Physiol., Vol. 351, pp. 99–110.
- [37] Searle, L. V. and Taylor, F. V. (1948). Studies of tracking behavior. I. Rate and time characteristics of simple corrective movements, J. Exp. Psychol., Vol. 38, pp. 615–631.
- [38] Selen, L. P. J., Beek, P. J. and van Dieen, J. H. (2005). Can co-activation reduce kinematic variability? A simulation study. Biol. Cybern., Vol. 93, pp. 373–381.
- [39] Soechting, J. F., Buneo, C. A., Herrmann, U. and Flanders, M. (1995). Moving effortlessly in three dimensions: does Donders’ law apply to arm movement?. J. Neurosci., Vol. 15, pp. 6271–6280.

- [40] Uno, Y., Kawato, M. and Suzuki, R. (1989). Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement. *Biol. Cybern.*, Vol. 61, pp. 89–101.
- [41] van der Helm, F. C. T. and Rozendaal, L. A. (2000). Musculoskeletal systems with intrinsic and proprioceptive feedback. In J. M. Winter, and P. E. Crago (Eds.), *Biomechanics and neural control of posture and movement* (pp. 164–174), New York: Springer.
- [42] van Galen, G. P. and de Jong, W. P. (1995). Fitts' law as the outcome of a dynamic noise filtering model of motor control. *Human Movement Science*, Vol. 14, pp. 539–571.
- [43] Winter, D. A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement*. New York: Wiley.
- [44] Yoshida, N., Domen, K., Koike, Y. and Kawato, M. (2002). A method for estimating torque-vector directions of shoulder muscles using surface EMGs. *Biol. Cybern.*, Vol. 86, pp. 167–177.
- [45] Zarrugh, M. Y. and Radcliffe, C. W. (1978). Predicting metabolic cost of level walking. *European Journal of Applied Physiology*, Vol. 38, pp. 215–223.

謝辞

本研究を進め、本論文を作成するまでの非常に長い過程において、研究内容に関することへの多大な御助言、そして研究成果の学会での発表や雑誌への投稿する際の実に様々な御支援などを御親切に、そして御丁寧にしていただきました山口大学大学院理工学研究科教授西井淳先生に心より厚く御礼を申し上げます。筆者が西井淳教授に師事してから、もう8年の月日が過ぎました。その月日の中で、これまでに西井淳教授から御教授を受けたことを事細かに書き上げていけば、紙面に書き切るには到底不可能なものになります。その御教授いただいたことの中でも特に、筆者の行った研究に関する文章及び内容の推敲及び校正に関しては、夜遅くまたは御休暇の日まで、大変お忙しい中でも一字一句赤ペンにより記したものを用意していただきました。その甲斐もあり、不文かつ筆不精な筆者が少しずつ文章への関心を抱き始め、様々な書籍などをもとに学ぶきっかけを得ることができ、現在に至ることができました。

さらに、本論文の副査をお引き受けくださいました山口大学理工学研究科の山本隆教授、内野英治教授、末竹規哲准教授、川村正樹講師に心より感謝申し上げます。また、生体情報システム研究室の橋爪善光君には長きに渡り、様々な形でご支援いただいたことをここに感謝します。

終わりに、このような充実した機会に恵まれたのも、祖父母である谷合進、愛子、両親である正利、千鶴子の支援なくしてはありえませんでした。筆者の個人的な夢に理解を向けてくださったことを心より感謝しています。また、妹である郁美には、常日頃から筆者の体調や様子を気遣ってもらい、気を楽に持つよう励ましのアドバイスをしてもらいました。ここに感謝の意を示し、終わりとさせていただきます。