

TR-H-202

運動軌道データから計算される 評価関数による軌道計画規範の検討

大須理英子, 宇野洋二 (豊橋技科大),
小池康晴 (トヨタ自動車), 川人光男

1996.9.30

ATR人間情報通信研究所

〒619-02 京都府相楽郡精華町光台2-2 TEL: 0774-95-1011

ATR Human Information Processing Research Laboratories

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

Telephone: +81-774-95-1011

Fax : +81-774-95-1008

運動軌道データから計算される評価関数による 軌道計画規範の検討

大須理英子* 宇野洋二** 小池康晴*** 川人光男*

*ATR人間情報通信研究所 京都府相楽郡精華町光台2-2

**豊橋技術科学大学 豊橋市天伯町雲雀ヶ丘1-1

***トヨタ自動車(株) 第1FP部 バイオ・ラボ 豊田市トヨタ町1

Calculating Optimal Criteria for Trajectory Planning Using Observed Movement Data

Rieko OSU* Yoji UNO** Yasuharu KOIKE*** Mitsuo KAWATO*

*ATR Human Information Processing Res. Labs.

**Department of Information and Computer Sciences, Toyohashi University of
Technology

***Bioresearch laboratory, Future Project Division No.1, Toyota Motor Corporation

Abstract

Various optimal criteria have been proposed for trajectory planning in multi-joint arm movements. The minimum-jerk criterion plans smooth trajectories in the extrinsic task space. The minimum-joint-angle-jerk criteria, the minimum-torque-change criteria, and the minimum-motor-command-change criteria plan smooth trajectories in the intrinsic body space. Assuming that realized trajectories reflect planned trajectories, we compared the values of above four optimal criteria calculated from observed movement data. If the value of a certain criterion is larger in a spontaneously generated movement than in some other movement, that criterion can be rejected. If, however, the value of a certain criterion is smaller in a spontaneously generated movement than in any other movement, it supports that criterion. Subjects were instructed to move their hand to a target passing through a via-point. Several via-points were given randomly to make subjects generate hand paths with various curvatures. The curvatures of the paths that have minimum values of a certain criterion are compared to curvatures of the spontaneously generated paths. The values of hand-jerk and joint-angle-jerk were obtained from measured position data. The values of torque-change were obtained using the dynamics equation of a two-joint arm model with estimated physical parameters. The values of motor-command-change were obtained from quasi-tension calculated from rectified EMG using a second-order low-pass-filter. The minimum-jerk criterion was larger in spontaneously curved movements than in movements with straighter hand paths. This result rejects the minimum-hand-jerk criterion. However, joint angle jerk was not always minimum around the hand paths predicted by the minimum-joint-angle-jerk criterion. Subjects tend to generate trajectories that have lower values of minimum-motor-command-change criterion.

1. はじめに

腕の多関節運動のうち、比較的速い動きに関しては、前向きに制御されていると考えられる^{1,2)}。前向きに制御するためには、あらかじめ運動軌道を計画しなければならない。この軌道計画の問題は解が一意に決まらないという意味で不良設定問題であり、最適化理論に基づいて考える試みがなされている。このような軌道計画の規範として、手先直交座標躍度最小³⁾、関節角躍度最小、トルク変化最小⁴⁾、運動指令変化最小⁵⁾などの評価関数が提案されている。本研究では、実現された軌道からこれらの評価関数の値を算出することで、規範の妥当性を検討することを試みる。

軌道計画と制御は別の問題であり、計画された軌道が必ずしも正確に実現されるとは限らない。制御の不完全さや視空間のゆがみ、直線仮想軌道による制御などのせいで、実際の軌道は計画された軌道と異なるものになる可能性がある。しかし、実現された手先軌道の特徴は、上記のような理由では説明しきれない^{2,6,7)}。このことから、実現された軌道は計画された軌道を反映しており、したがって実現された軌道から算出した評価関数の値は、軌道計画における規範をある程度反映していると考えられる。

最適化理論に基づいた規範を議論する際、従来は、規範から予測される軌道と観察される手先軌道を比較するという方法がとられてきた。身体座標に基づいた規範から予測される軌道を計算するには、腕、筋の正確なモデルが必要である。運動指令のレベルでの最適軌道を求めるには、運動指令から手先の動きまでをモデル化しなければならない。しかし、これは非常に困難であり、この方法で運動指令変化最小規範を評価するのは現時点では不可能である。そこで、本研究では、最適軌道を計算するのではなく、逆に、運動軌道データから評価関数を算出することを試みた。運動指令の評価関数に関しては、筋電図が運動指令を反映していることを利用して算出した。この方法は、運動指令から手先の動きまでの正確なモデルを必要としない。

最適化理論に基づいた到達運動のモデルでは、中枢神経系における軌道計画の過程において、無数の可能な軌道のなかから、ある評価関数の値を最小にするような軌道が選択されると考える。到達運動の場合、ターゲットまで自然に腕をもっていった場合に最適軌道を形成し、それ以外の時間パターンや空間パターンをとる軌道は、最適軌道ではなく、評価関数の値が大きくな

ると仮定される。したがって、始点から目標位置まで自然に動かした場合のある評価関数の値が、それ以外の運動の場合の評価関数の値よりも高いならば、「中枢神経系がその評価関数を最小にするような軌道を計画している」と考えるのは適切ではない。逆に、ある評価関数の値が、自然に動かした場合にそれ以外の場合よりも低いならば、その評価関数は軌道計画の規範の候補となりえるだろう。そこで、自然に動かした場合の軌道とそれ以外の場合の軌道における評価関数の値を比較した。

2 . 評価関数

手先直交座標躍度（以下、手先躍度）最小規範は、作業座標系に基づくのに対し、関節角躍度最小、トルク変化最小、運動指令変化最小の規範は身体座標系に基づいている。手先躍度最小規範は、常に直線手先軌道を予測するのに対し、身体座標系に基づいた規範は作業空間における位置に応じて緩やかに曲がった手先軌道を予測する。平面上の運動における手先躍度最小の評価関数は次式で与えられる。

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

ここで、 X 、 Y は外部座標における手先位置を、 t_f は運動時間を示す。躍度（位置の時間に関する3回微分）が小さいことは、加速度の変化が小さい、すなわちなめらかな動きであることを示す。したがってこの規範では、手先の動きがなめらかなるように軌道を計画する。関節角躍度最小の評価関数は次式で与えられる。

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

ここで、 θ_i は*i*番目の関節の関節角を表す。この規範では、関節角空間で直線、ベル型の速度波形をもつ軌道を計画する。トルク変化最小の評価関数は次式で与えられる。

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

ここで、 τ_i は n 個の関節のうち i 番目の関節に供給されるトルクを示す。この規範では、トルクが時間的に最もなめらかに変化するように軌道を計画する。運動指令変化最小の評価関数は次式で与えられる。

$$C_M = \frac{1}{2} \int_0^{t_f} \sum_{i=1}^n \left(\frac{dM_i}{dt} \right)^2 dt \quad (4)$$

ここで、 M_i は i 番目の運動指令を表す。運動指令変化最小モデルは、末梢ではなく中枢神経系におけるなめらかさを拘束条件とする。運動指令は何種類か考えられる。もっとも末梢に近いレベルでは、 i 番目の筋に達するすべての神経インパルスの総和として決めることができる。より高次のレベルでは、脊髄の α 運動ニューロンの発火頻度、あるいは大脳皮質運動野の錐体路ニューロン（運動ニューロンを直接支配する）の発火頻度などと定義することができる。この式を最小化することは、時間的に激しく変化しない運動指令を作り出すことを意味する。運動指令変化最小の評価関数を計算するためには、運動指令から筋張力が発生するまでの過程も定量的にモデル化しなければならない。しかし、これは運動野レベル、脊髄レベルの運動指令については非常に困難である。そこで小池ら⁸⁻¹⁰⁾は、表面電極で記録した筋電図が α 運動ニューロンの発火頻度の情報を含んでいることを利用して、筋電図から筋レベルでの運動指令（擬似張力）を推定する方法を確立した。本実験ではこの擬似張力を運動指令とみなして評価関数の算出を行った。

3 . 実験 1

手先軌道が曲がる傾向にある、身体の横から前に持ってくる運動において、評価関数を比較した。直線軌道を生成するように指示された場合に、自然な軌道の場合よりも手先躍度最小の評価関数が小さくなるならば、手先躍度最小規範は否定される。

3・1 方法

3・1・1 被験者 3名の大学院生が実験に参加した。実験の目的は知らされていないかった。

3・1・2 装置 被験者は椅子に座った状態で、肩はシートベルトで椅子の背に固定され、右手首は動かないように固定具で固定された。被験者は垂直に握った棒を、摩擦の少ないテフロンシートのしかれた肩の高さのテーブル上で滑らせた。したがって被験者の腕の動きは肩の高さの水平面上の2関節運動に制限された。棒の先に取り付けたマーカの位置を位置測定装置(OPTOTRAK)で計測した(500Hz)。マーカ、すなわち手先の現在位置および運動の目標は、正面におかれたCRT画面(33インチ)に表示された。

筋電図は、6つの筋から測定された(図1)。肩の単関節筋に関しては、大胸筋(pectoralis major, 屈筋)、三角筋後部(posterior deltoid, 伸筋)の活性を測定した。2関節筋に関しては、上腕二頭筋長頭(biceps brachii, long head, 屈筋)、上腕三頭筋長頭(triceps brachii, long head, 伸筋)の活性を測定した。肘の単関節筋に関しては、腕橈骨筋(brachioradialis, 屈筋)と上腕三頭筋外側頭(triceps brachii, lateral head, 伸筋)の活動を測定した。筋電図は、1対の銀塩化銀表面電極を用いて表面筋電位を双極誘導した。信号は2kHz, 12bitでサンプリングした。筋電図は、各筋の最大随意収縮時の値で正規化された。

3・1・3 手続き 運動の始点と終点は、被験者の肩と肘の関節の角度によって決めた。肩、肘の関節角度(θ_1, θ_2)[deg]は、始点で(0, 40)、終点で(40, 95)であった(図3 課題3 参照)。被験者は水平面内で始点から終点まで腕を動かすことを要求された。始点から終点まで腕を自然に動かすことを要求される自然運動条件と、始点と終点の中間におかれた経由点を通り、手先軌道が直線になるように腕を動かすことを要求される直線運動条件において軌道と筋電図を測定した。始点の円(半径1cm)を手先が出てから終点の円(半径2.5cm)に入るまでの時間が指定された範囲(690±60ms)であった試行だけをデータとして採用した。

3・1・4 解析 位置データは、カットオフ周波数6Hzの6次のバターワースフィルターによって平滑化され、3点微分により微分値が計算された。曲率を閾値として運動の始点と終点を決め、運動の弾道的な部分を

抽出した。

1) 評価関数の算出 手先位置のデータから各時点における手先躍度、関節角躍度、トルク変化を算出し、それぞれ全運動時間にわたって加算することで各評価関数の値とした。関節角軌道は、手先の軌道から算出した。トルク波形は、関節角軌道と各被験者の腕の長さから推定されたパラメータを使って2リンクの運動方程式から計算した。パラメータは、一成人男子の測定値を基準に、質量に関しては、各被験者の腕の長さに比例させた値を、慣性モーメントに関しては腕の長さの3乗に比例させた値を用いた。多関節運動中の粘性係数に関して、正確に測定した結果は報告されていないが、ステイフネスの上昇とともに粘性係数も上昇すると考えられる。Bennettら¹¹⁾の測定による単関節周期運動中の、肘のステイフネスと粘性係数の間の比例定数が0.07から0.08程度であること、またGomiら⁶⁾により、運動中のステイフネスの値が、低い被験者でも肘で10[Nm/rad]程度、肩で20[Nm/rad]程度まで上昇することから、粘性係数は、0.8 [Nms/rad]と仮定した¹²⁾。

表面筋電図は整流、平滑化したあと小池ら⁸⁾のフィルタで擬似張力を算出した(後述)。測定した6筋の擬似張力変化の値を全運動時間にわたって加算し運動指令変化最小の評価関数の値とした。

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

2次の低域フィルタを通した表面筋電図は、 α 運動ニューロンの発火頻度を反映していると期待される。この信号は、長さ-張力曲線や、速度-張力曲線といった姿勢や運動速度に依存した非線形の成分が入る以前の張力に近いと考えられ、これを擬似張力と呼ぶ⁸⁻¹⁰⁾。筋電図を入力とし、擬似張力を出力とする関係は、次のようなFIRフィルタで表される。

$$\hat{T}(t) = \sum_{j=1}^n h_j \cdot EMG(t-j+1) \quad (5)$$

ここで、 h_j はフィルタを、 EMG は筋電図を、 \hat{T} は擬似張力を示す。2次系のインパルス応答 $h(t)$ を離散化することで、 h_j を算出した。係数 a , b , c は、小池ら⁸⁾によって決定されたものを用いた。

$$\begin{aligned}h(t) &= a \times (\exp^{-bt} - \exp^{-ct}) \\ a &= 6.44 \\ b &= 5.40 \times 10^{-2} \\ c &= 8.26 \times 10^{-2}\end{aligned}\tag{6}$$

式(6)における入力筋電図としては、筋電図を全波整流した後、10点ごとの平均をとり、さらに5点ごとの移動平均をとって平滑化したものを使用した。

3・2 結果

図2は、自然運動条件（白）と直線運動条件（灰色）における評価関数の値の平均と標準偏差（エラーバー）を示す。上から手先躍度、関節角躍度、トルク変化、運動指令変化の評価関数を示す。

手先躍度に関しては、全被験者直線運動条件のほうが有意に低かった（被験者A： $t(38)=5.20$, $p<.01$, B： $t(38)=2.36$, $p<.05$, C： $t(38)=5.44$, $p<.01$ ）。それに対し、関節角躍度およびトルク変化に関しては、全被験者において有意に自然運動条件のほうが低かった（関節角躍度：被験者A： $t(38)=8.25$, $p<.01$ 、B： $t(38)=13.49$, $p<.01$, C： $t(38)=10.63$, $p<.01$, トルク変化：被験者A： $t(38)=7.23$, $p<.01$, B： $t(38)=16.82$, $p<.01$, C： $t(38)=10.28$, $p<.01$ ）。運動指令変化は、3人中2人において自然運動条件のほうが有意に低く、残りの一人においても、平均値は自然運動条件のほうが低かった（被験者A： $t(38)=7.11$, $p<.01$, B： $t(38)=12.18$, $p<.01$, C： $t(38)=1.22$, $n.s.$ ）。したがって、このような始点終点の運動においては、手先の躍度が最小になるような軌道ではなく、身体座標においてなめらかになるような軌道が選ばれることがわかった。

自然運動条件の平均運動時間と標準偏差（括弧内）は、被験者Aで859ms（40ms）、被験者Bで917ms（44ms）被験者Cで848ms（41ms）、直線運動条件の場合は、被験者Aで886ms（38ms）、被験者Bで873ms（47ms）被験者C-

で873ms (32ms) であった。

4 . 実験 2

始点と終点の間に経由点をおき，さまざまな曲率の軌道を生成させ，自然運動条件における軌道に近い曲率の軌道を生成した場合にそれ以外の場合より各評価関数の値が低くなっているのかを調べた．装置は実験1と同様であった．

4・1 方法

4・1・1 被験者 6名の大学生，大学院生が実験に参加した．実験の目的は知らされていないかった．

4・1・2 手続き 運動の始点と終点は，被験者の肩と肘の関節の角度によって決めた．3種類の課題を行った(図3)．被験者は，水平面内で，始点から終点まで腕を動かすことを要求された．始点から終点まで腕を自然に動かすことを要求される自然運動条件と，始点と終点の間におかれた経由点を通るように腕を動かすことを要求される経由点通過条件において軌道と筋電図を測定した．どちらの条件においても，始点の円(半径1cm)を手先が出てから終点の円(半径2.5cm)に入るまでの時間が指定された範囲であったものだけをデータとして採用した．運動時間の許容範囲は運動距離に応じて設定した(課題1: 480 ± 45 ms, 課題2: 540 ± 50 ms, 課題3: 690 ± 60 ms)．経由点は始点と終点を結ぶ垂直二等分線上におかれた．自然運動条件においては，15試行を記録した．経由点通過条件においては12種類の経由点(うち一つは経由点なし)をランダムに提示する系列を6回繰り返し，計72試行を記録した．

4・1・3 解析 評価関数の算出は実験1と同様であった．軌道の特徴(曲率)の指標として，軌道の中央における直線軌道からの距離を用いた(偏差)．また，軌道がある偏差をとるときに，評価関数の値が最も小さくなり，その偏差からはなれるにしたがって徐々に評価関数の値が大きくなると仮定し，偏差 x と評価関数 y のプロットに対して下に凸のガウス曲線式(7)

を当てはめ、最小二乗法で a, b, m, σ の 4 つのパラメータを推定した。

$$y = a + b \cdot \exp\left\{-\frac{(x-m)^2}{2\sigma^2}\right\} \quad (7)$$

$(b < 0)$

4・2 結果

4・2・1 手先及び関節角軌道 図4の点線は、自然運動条件における被験者Aの5試行分の手先の軌道（上）及び関節角（下）の軌道を示す。破線は、作業座標系における直線軌道を示す。鎖線は、関節角座標における直線軌道を示す。実線は、トルク変化最小軌道を示す。課題1, 2においては、手先軌道は直線に近く、関節角軌道において曲がりが大きくなる傾向にある。課題3においては、手先軌道において曲がりが大きく、関節角軌道において直線に近くなる傾向にある。

各被験者の平均運動時間と標準偏差（括弧内）は、課題1において686ms~720ms（30ms~46ms）、課題2において718ms~767ms（35ms~51ms）、課題3において864ms~892ms（50ms~58ms）の範囲にあった。

4・2・2 評価関数の値 ある評価関数の値が最小になる軌道と、自然条件の軌道が一致すれば、その課題において、その評価関数が妥当であると考えられる。そこで、各評価関数の低かった試行の偏差と、自然運動条件における偏差を比較した。図5は、各評価関数の値が最も低かった試行の偏差および、低かった5試行、10試行の偏差の平均値と、自然条件における偏差の平均値との差を示す。この値が小さければ、その評価関数が妥当であることを示す。+は各課題における各被験者の差の値、白棒は、各課題ごとに全被験者の差を平均した値を示す（左から課題1, 課題2, 課題3）。灰色棒はさらに全課題を平均した値を示す。手先躍度最小規範に関しては、課題1, 2の値は小さいのに対し、課題3における値は大きくなっている。その他の評価関数に関しては、手先躍度ほど課題間の差はないという点では、手先躍度よりもよく運動を説明すると思われる。しかし、全課題の平均値で見ると評価関数の間で大きな差は見られなかった。

評価関数の値の小さい偏差をもちいた比較（図5）では、評価関数の分布

のうちの局所的な情報しか用いていない。そこで、ガウス曲線を当てはめ、分布全体の情報を用いて評価関数が最小になっている部分を推定した。図6は、被験者Aの各課題における4つの評価関数の値を示す。横軸は直線軌跡からの偏差を示す。横軸0が直線軌道を示し、課題1, 2においては、正が左手側への偏差、課題3においては、正が外側への偏差を表わす。各図における破線は自然運動条件における偏差の平均とその95%信頼区間を表わす。曲線は当てはめたガウス曲線、実線は、式(7)における m の値とその推定誤差の95%信頼区間の範囲を示す。また、点線は、関節角躍度最小規範から予測される偏差の値を、鎖線はトルク変化最小規範から予測される偏差の値を示す。偏差に対する評価関数の値はおおむねガウス曲線で近似することができた。

偏差 m の信頼区間は、各評価関数が最小になりうる範囲とみなされる。その範囲と自然条件の軌道の偏差の信頼区間に重なりが見られれば、その評価関数が最小になるような軌道が選ばれている可能性がある。そこで、この信頼区間の重なりを検討した。表1は、各課題、各評価関数において、6人の被験者のうち、自然条件における偏差の95%信頼区間が、 m の95%信頼区間と重なった人数を示す。ただし、括弧内は信頼区間が重なった人数のうち、 m の信頼区間が、その試行における偏差の幅の30%を超えるものの人数を示す。これらは、信頼区間の重なりを検討には適さないと考えられる。手先躍度最小およびトルク変化最小の評価関数は、課題1においては信頼区間の重なりがよく見られるが、課題3ではあまり見られない。それに対し、関節角躍度最小および運動指令変化最小の評価関数は、いずれの課題においても平均的に信頼区間の重なりが見られる。

4・2・3 軌道から算出される評価関数と、評価関数が予測する軌道

軌道データから計算された評価関数の値が最小になる偏差と、評価関数が予測する軌道の偏差が一致するかどうかを検討した。表2は、実験2において手先躍度が最小になる偏差 m の $\pm 2.5\text{cm}$ 以内に、手先躍度最小軌道(偏差0)が含まれる人数、関節角躍度が最小になる偏差 m の $\pm 2.5\text{cm}$ 以内に、関節角躍度最小軌道の偏差が含まれる人数、およびトルク変化が最小になる偏差 m の $\pm 2.5\text{cm}$ 以内に、トルク変化最小軌道の偏差が含まれる人数を示す。

手先躍度は、どの課題においても手先躍度最小軌道すなわち直線軌道に近い偏差の軌道で最小になっている被験者が多い。また、トルク変化も同様、

どの課題においてもトルク変化最小軌道の予測する偏差に近い偏差の軌道において最小になっている被験者が多い。それに対し、関節角躍度は、課題1, 3においては、関節角躍度最小規範が予測する軌道に近い軌道において関節角躍度が最小になっている被験者が比較的多かったのに対し、課題2においては、すべての被験者で、関節角躍度最小規範から予測される軌道ではなく、自然な軌道により近い偏差の軌道で最小になっている。

5. 考察

5・1 軌道から計算される評価関数による規範の検討

表2からわかるように、ある評価関数が予測する軌道と、軌道データから算出したその評価関数が最小になる軌道の偏差は、必ずしも一致しない。ある評価関数から予測される軌道が自然に生成される軌道と大きく違う場合、予測される軌道より自然なものに近い軌道において、その評価関数が低くなる傾向がある。自然な動き程時間的によりなめらかに動かすことができるため、軌跡の形が違っていても評価関数の値がより小さくなると考えられる。このことは、軌跡の形の比較だけでは軌道計画のモデルは議論できないことを示唆している。実験1において、直線の軌跡を生成したときに手先躍度最小の評価関数が小さくなるのは必然的な結果ではない。軌跡が直線でも、速度波形が手先躍度最小規範の予測するベル型のものと大きく異なり、評価関数の値が大きくなることは十分ありえる。ある規範に基づいて軌道が計画されているとするならば、自然に生成される軌道がその規範の予測する軌道に近く、さらにその軌道において、評価関数が最も小さくなっていることがのぞまれる。

手先躍度最小軌道に関しては、データから計算した評価関数の最小になる偏差と、規範の予測する軌道の偏差はほぼ一致している。しかし、実験1および図5からわかるように、課題1, 2のような運動はよく説明できるが、課題3のような運動は説明できない。したがって、手先躍度最小規範は、作業空間全体の運動を説明するにはふさわしくないと考えられる。

関節角躍度最小規範に関しては、図5によると、どの課題も平均的によく説明できる。しかし、課題2において、データから計算した評価関数の最小になる偏差と、規範の予測する軌道の偏差が一致しない。すなわち、関節角

躍度がより小さな動きができるはずの軌跡を生成しているにもかかわらず、評価関数が十分小さくなっていない。特に、課題2においては、自然条件における手先の軌跡がほぼ直線で、関節角躍度最小軌道と異なるにもかかわらず、表1からわかるように、2人の被験者において、その直線に近い軌跡で関節角躍度が最小になっている。関節角躍度最小規範で軌道を生成しているとする、規範が予測する軌道において評価関数が小さくないというはずであり、この点に整合性がないことから、関節角躍度も規範としてふさわしくないと考えられる。

トルク変化最小の評価関数に関しては、データから計算した評価関数の最小になる偏差とトルク変化最小軌道が予測する軌道の偏差はほぼ一致している。また、図5からわかるように、3つの課題をほぼ平均的に説明できる。したがってトルク変化最小規範が用いられている可能性は考えられる。

運動指令変化最小規範に関しては、現時点で予測される軌道を算出することは不可能であり、その付近で評価関数が最小になるかを検討することはできない。図5によると、課題3に対する自然な軌道と運動指令変化が小さくなる軌道の一致の度合は、関節角躍度最小規範やトルク変化最小規範の場合に比べると小さいが、手先躍度最小規範よりは大きくなっている。本実験から運動指令変化最小規範を積極的に肯定することはできなが、表1からわかるように、課題が異なっても運動指令変化最小の評価関数の低い軌道が比較的好く選ばれる傾向にあり、この規範が用いられている可能性はあると考えられる。

手先躍度および、関節角躍度最小規範はいずれもキネマティックな規範であるのに対し、トルク変化最小規範、運動指令変化最小規範は、身体のダイナミクスを考慮した規範である。作業座標に基づく規範（手先躍度最小）よりは身体座標に基づく規範が、さらに身体座標に基づく規範のなかでもダイナミクスを考慮した規範がより多くの運動を説明できると考えられる。

5・2 運動指令のレベルでの最適化

トルクの波形が比較的似ていても、それを実現する運動指令は1つに決まらない。図7は、被験者Aの課題3における一経由点に関する6回の試行のトルク波形と擬似張力波形、および手先位置と接線方向の速度を重ね書きしたものである（第1試行：オレンジ、第2試行：マゼンタ、第3試行：シア

ン、第4試行：赤、第5試行：緑、第6試行：青）。

各試行において、被験者は比較的近いトルクを発生しているにもかかわらず、第1試行においては肘関節の屈筋と伸筋に同時活性化が起こっており、擬似張力が非常に大きくなっている。試行を繰り返すに連れ、同時活性化が少なくなっており、腕を硬くしないで運動できるようになっていることがうかがわれる。この同時活性化による擬似張力の上昇は評価関数の値にも影響しており、トルク変化の評価関数と運動指令変化の評価関数の値の相関はあまり高くない。

図6に見られるように、課題3においては、自然な軌道よりも体の外側に曲がる軌道（偏差が正に大きくなる軌道）においては、トルク変化の評価関数の値が大きくなっているにもかかわらず、運動指令変化最小の評価関数の値はそれほど大きくない。これは、6人の被験者に共通に見られる現象である。自然な軌道よりも手先がからだの近くをとる軌道の場合、肘単関節筋および2関節筋の同時活性が起こり、伸筋の活動がかなり大きくなるためだと考えられる。

このように、トルクのレベルで自由度の問題を解決しても、運動指令での自由度の問題は残っており、運動指令を一つに決めるには、そこで何らかの規範を導入せざるをえない。トルクよりは α 運動ニューロンの空間、さらに、運動野の皮質運動ニューロンの空間と、より中枢に近い空間での評価関数を考えた方がよいと思われる。

本実験においては、筋電図から運動指令変化最小の評価関数を算出することを試みたが、その方法に関しては、いくつかの課題が残されている。まず、各筋に与えられる運動指令をどう重みづけるかという問題である。本実験では、最大随意収縮時の値で正規化された筋電図から算出した擬似張力をそのまましあわせて評価関数の値とした。これが妥当な方法であるという根拠はないが、現時点で、それよりよいという根拠がある重み付けの方法があるわけではない。各筋のトルクに対する貢献度など、いくつかの方法で重みづけた結果を比較検討する必要があるだろう。

同じ運動指令のレベルの評価関数として、「運動指令変化」最小の評価関数に対して、「運動指令」最小という評価関数を考えることもできる。軌道の加速度波形を調べたところ、加速度は運動の開始の時点でゼロから連続的に上昇し、同様に運動が終了するときも連続的に上昇してゼロになっている¹³⁾。これは、加速度に不連続がないことを示しており、加速度最小モデルや、

トルク最小モデルは，加速度の不連続が予測されるため，測定された軌道のデータとは矛盾することになる．運動指令が加速度やトルクと同じ次数であるとすれば，運動指令の変化を評価関数とすることはデータとの整合性の上では妥当であると考えられる．運動指令変化を最小にすることの計算論的妥当性に関しては，今後の考察課題である．

6. まとめ

運動軌道データから評価関数を算出することで，軌道の特徴を定量的に評価することができるとともに，軌道計画の規範について検討することが可能である．また，筋電図を利用することで，モデルを用いることなく運動指令のレベルでの評価関数を議論することができる．

ある規範によって予測される軌道が自然に生成されるものと大きく違う場合，軌跡の形が規範の予測するものに近い軌道であっても，その評価関数が必ずしも最低になるわけではない．

手先躍度最小の評価関数は，自然に動かした場合よりも，直線軌道を生成するように指示した場合により低くなるため，手先躍度最小規範を軌道計画の規範として考えると考えるのは適切でない．課題が異なっても運動指令変化最小の評価関数の低い軌道が比較的好く選ばれる傾向にある．

謝辞

本研究の機会を与えてくださったATR人間情報通信研究所東倉洋一社長に感謝いたします．ソフト開発にご協力いただいたCSK吉岡利福氏に感謝いたします．

文献

- 1) E. Bizzi, N. Accornero, W. Chapple, & N. Hogan: Posture control and trajectory formation during arm movement. *Journal of Neuroscience*, 4, 2738/2744 (1984)
- 2) M. Katayama, & M. Kawato: Virtual trajectory and stiffness ellipse during multi-joint arm movement predicted by neural inverse models. *Biological Cybernetics*, 69, 353/362 (1993)
- 3) T. Flash, & N. Hogan: The coordination of arm movements: An experimentally confirmed mathematical model. *Journal of Neuroscience*, 5, 1688/1703 (1985)
- 4) Y. Uno, M. Kawato, & R. Suzuki: Formation and control of optimal trajectory in human multi-joint arm movement - minimum torque-change model. *Biological Cybernetics*, 61, 89/101 (1989)
- 5) M. Kawato: Optimization and learning in neural networks for formation and control of coordinated movement. In D. Meyer & S. Kornblum (Eds.), *Attention and Performance*, XIV, 821/849, Cambridge, Massachusetts: MIT press (1992)
- 6) H. Gomi, & M. Kawato: Equilibrium-point control hypothesis examined by measured arm stiffness during multi-joint movement. *Science*, 272, 117/120 (1996)
- 7) R. Osu, Y. Uno, Y. Koike, & M. Kawato: Examinations of possible explanations for trajectory curvature in multi-joint arm movements. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, (in press)
- 8) 小池康晴, 川人光男: 神経回路モデルを用いた表面筋電信号からの人腕の軌道生成, 電子情報通信学会論文誌, J77-D-II, 193/203 (1994)
- 9) 小池康晴, 本多清志, 平山亮, 五味裕章, エリックベイツン, 川人光男: 神経回路モデルを用いた表面筋電信号からの等尺性トルクの推定, 電子情報通信学会論文誌, J76-D-II, 1270/1279 (1993)
- 10) Y. Koike, & M. Kawato: Estimation of dynamic joint torques and trajectory formation from surface electromyography signals using a neural network model. *Biological Cybernetics*, 73, 291/300 (1995)
- 11) D. J. Bennett, J. M. Hollerbach, Y. Xu, & I. W. Hunter: Time-varying stiffness of human elbow joint during cyclic voluntary movement. *Experimental Brain Research*, 88, 433/442 (1992)
- 12) 宇野洋二, 川人光男: ヒト腕の運動軌道を生成するための運動規範モデル, 電子情報通信学会技術報告書, NC94-28, 33/40 (1994)
- 13) 川人光男: 脳の計算理論, 産業図書 (1996)

表1 6人の被験者のうち、自然条件における偏差の95%信頼区間が、 m の95%信頼区間と重なった人数。

Table 1 Number of subjects whose 95% confidence interval of the deviation in spontaneous condition overlapped the 95% confidence interval of m .

	task 1	task 2	task 3	total
hand jerk	4	3	1	8
joint angle jerk	3	2	3	8
torque change	5	3	0	8
motor command change	4	5 (1)	6 (3)	15(4)

注：括弧内は、信頼区間が重なった人数のうち、 m の95%信頼区間が偏差の幅の30%を超える人数を示す。

note: the numbers in brackets denote the number of persons whose 95% confidence interval of m is more than 30% of the whole width of deviation under that condition.

表2 手先躍度の最小になる偏差 m の ± 2 cm以内に，手先躍度最小軌道が含まれる人数，関節角躍度の最小になる偏差 m の ± 2 cm以内に，関節角躍度最小軌道が含まれる人数，および，トルク変化の最小になる偏差 m の ± 2 cm以内に，トルク変化最小軌道が含まれる人数.

Table 2 Number of subjects whose interval of $m \pm 2$ cm for hand jerk includes paths predicted by minimum hand jerk criterion, number of subjects whose interval of $m \pm 2$ cm for joint angle jerk includes paths predicted by minimum joint angle jerk criterion, and number of subjects whose interval of $m \pm 2$ cm for torque change includes paths predicted by minimum torque change criterion.

	task 1	task 2	task 3	total
hand jerk	6	6	5	17
joint angle jerk	5	0	5	10
torque change	6	6	5	17

図説明

図 1 実験装置

Fig. 1 Experimental setting

図 2 自然運動条件 (Spn:白) と直線運動条件 (Str:灰色) における評価関数の値の違い.

Fig. 2 Difference of the criteria between spontaneous movements (Spn: white) and straight movements (Str: gray).

図 3 各課題と経由点. (0, 0)は, 肩の位置を示す. 折れ線は, 始点と終点における腕の姿勢を, 白丸は始点と経由点を示す. 破線は関節角躍度最小軌道である.

Fig. 3 Tasks and via-points. (0, 0) denotes shoulder position. Solid lines denote initial and final arm postures. Open circles denote initial hand positions and via-points. Broken lines are hand paths predicted by minimum-joint-angle-jerk criteria.

図 4 被験者Aの自然運動条件における手先の軌道及び関節角の軌道の例.

Fig. 4 Examples of hand trajectories and joint angle trajectories under spontaneous condition (subject A).

図 5 評価関数の低い偏差と自然運動条件の偏差の間の差.

Fig. 5 Difference between deviations for movements which have smaller values of criteria and those for movements under spontaneous condition.

図 6 被験者Aの各課題における評価関数の値.

Fig. 6 The values of criteria in each task (subject A).

図 7 課題3の一経由点に関する6試行のトルク波形と擬似張力波形 (被験者A). (第1試行: オレンジ, 第2試行: マゼンタ, 第3試行: シアン, 第4試行: 赤, 第5試行: 緑, 第6試行: 青)

Fig. 7 Torque profiles and quasi-tension profiles of 6 trials with same via-point in task 3 (subject A). (first trial: orange, second trial: magenta, third trial: cyan, fourth trial: red, fifth trial: green, sixth trial: blue)

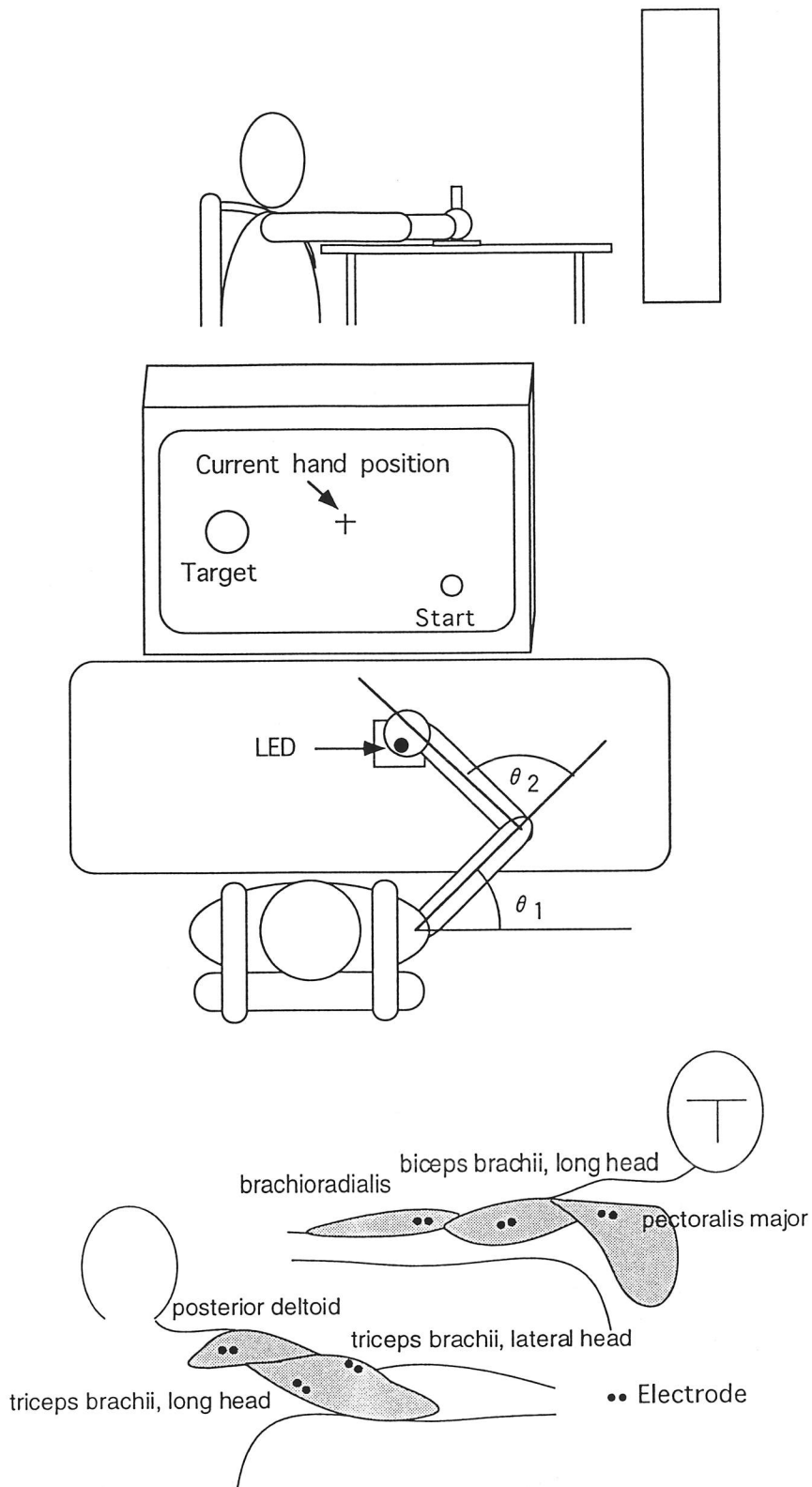


Figure 1

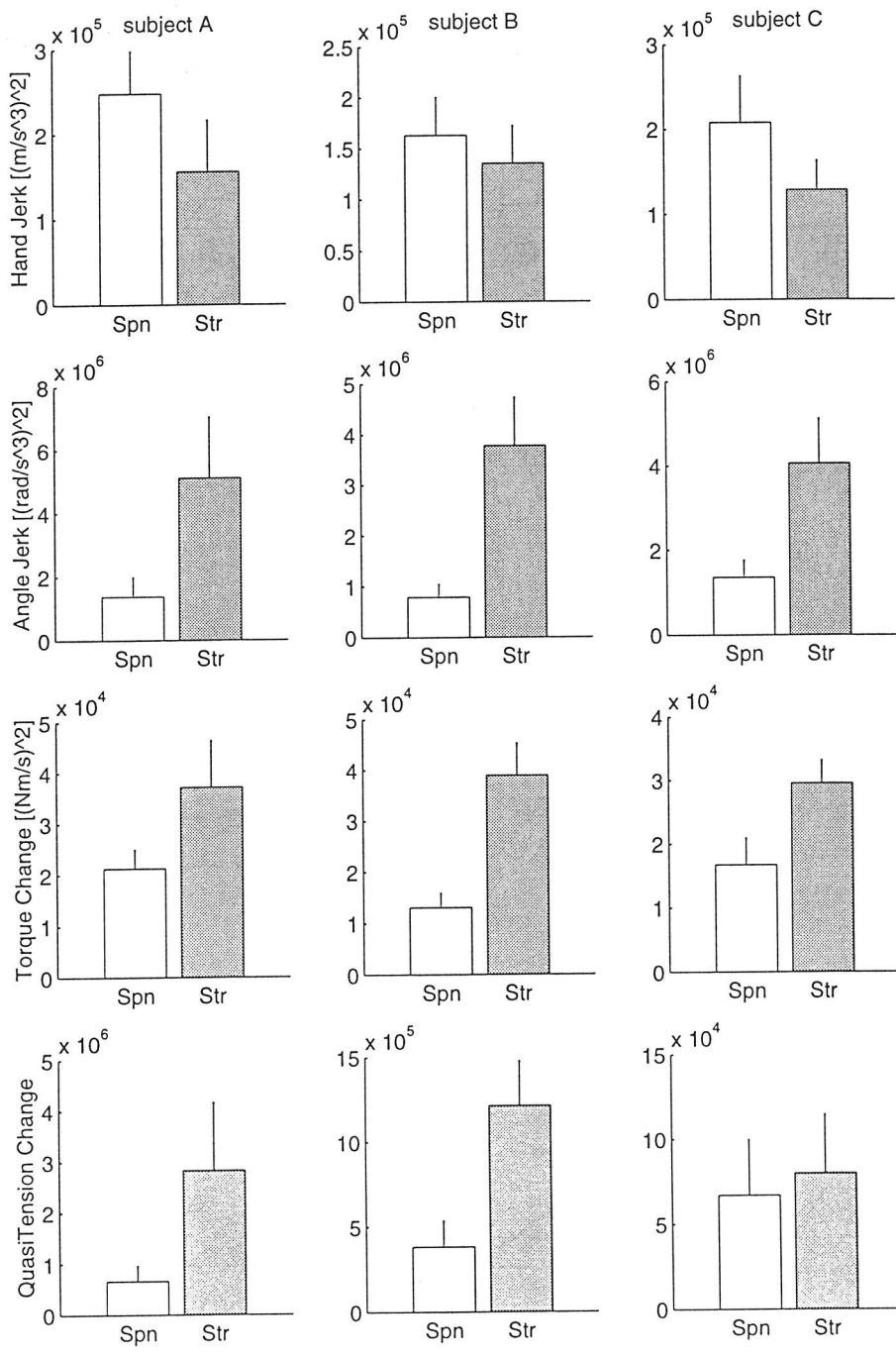


Figure 2

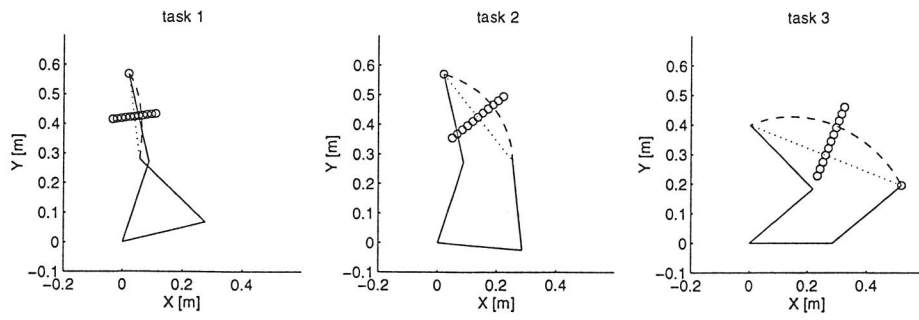


Figure 3

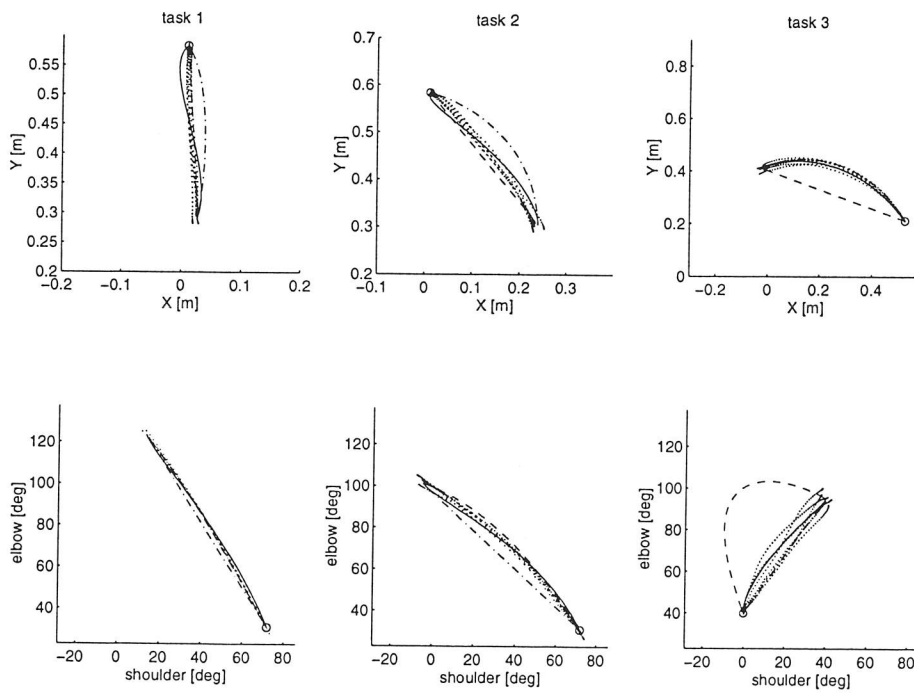


Figure 4

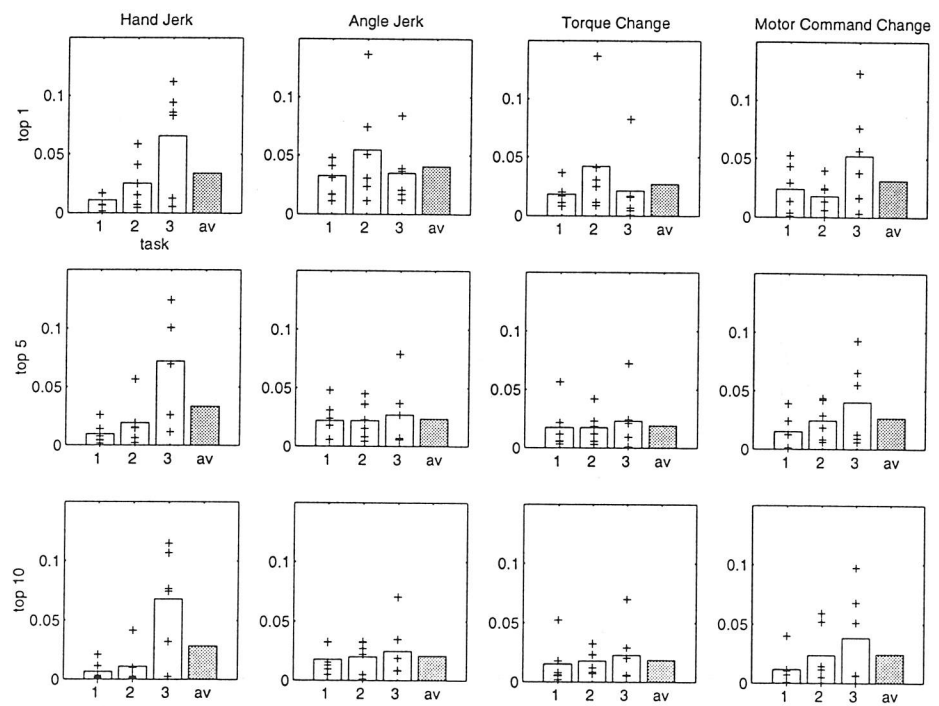


Figure 5

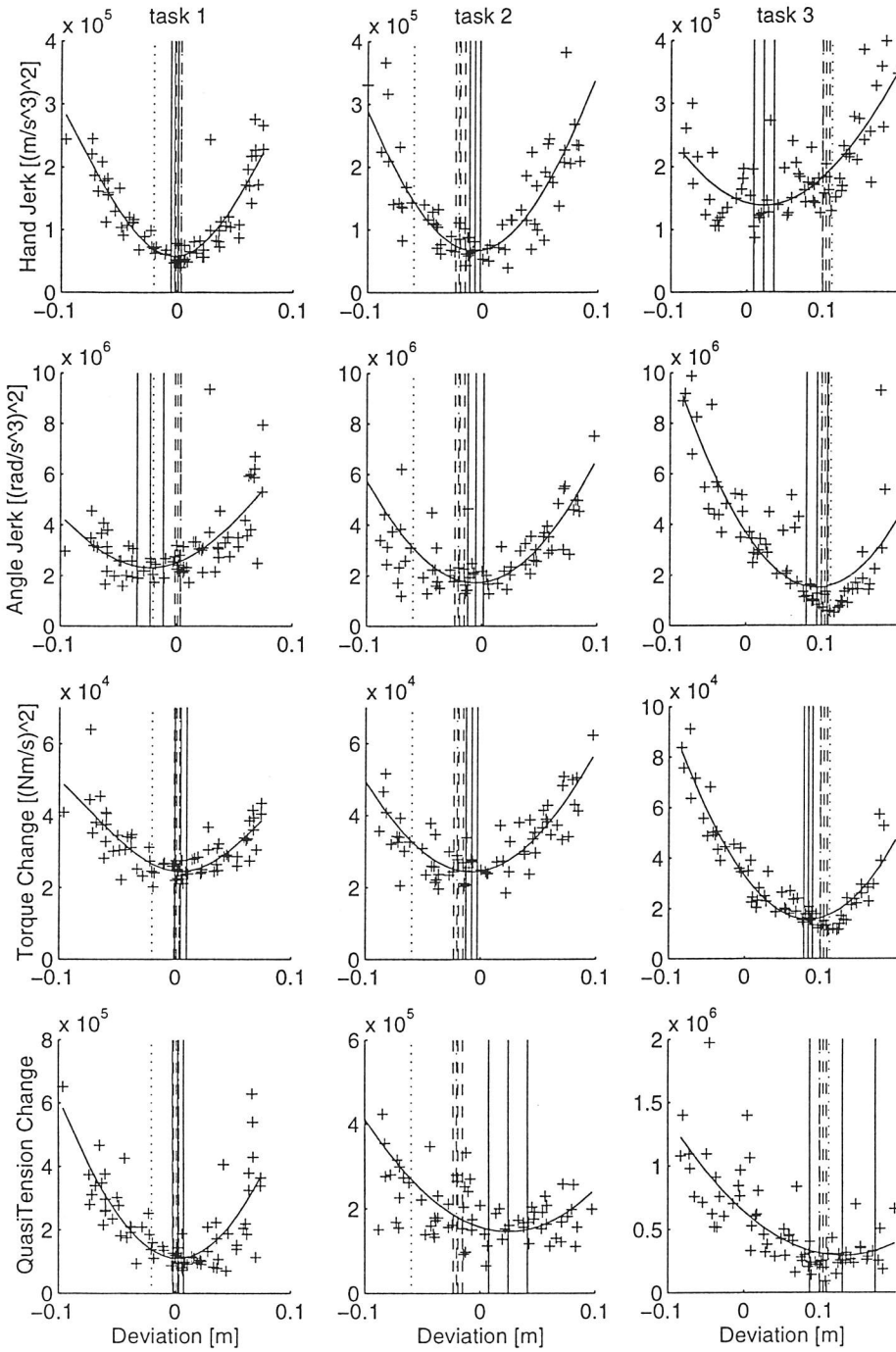


Figure 6

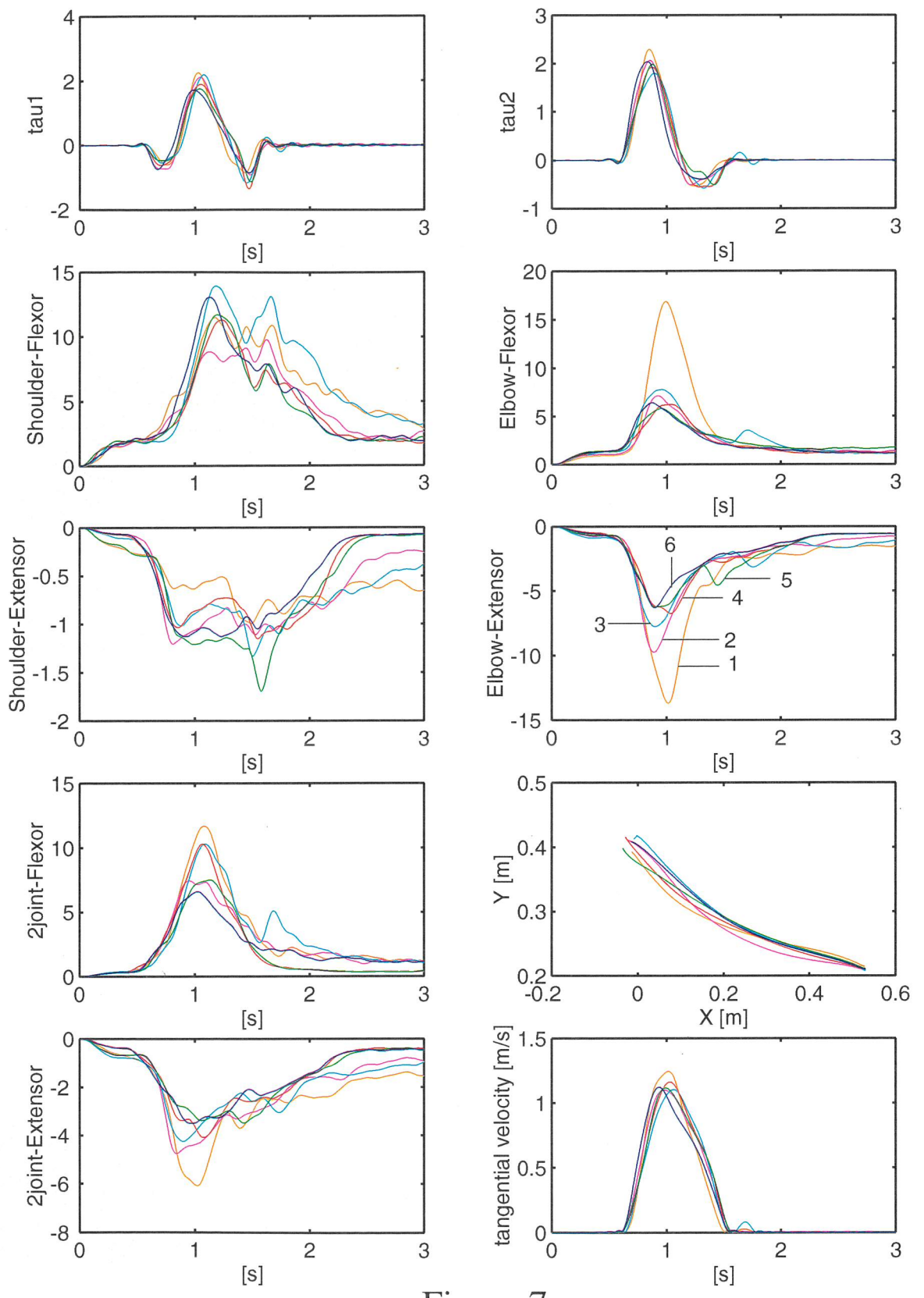


Figure 7