関節の動きやすさのリアルタイム最適化は大域的最適な腕運動を生成するか？

吉原 佑器*・牧野 悌也**

富田 望**・矢野 雅文**

Can Real-time Optimization of Joint Mobility Generate Globally Optimal Arm Motion?

Yuki YOSHIHARA*, Yoshinari MAKINO**,
Nozomi TOMITA** and Masafumi YANO**

Humans achieve reaching movements even when environment changes unexpectedly, by coordinating redundant joints of an arm in real-time. To realize such adaptability, we have proposed a new reaching model, in which instantaneous joint motion is determined based on local optimality of joint mobility. To study efficiency of our model, here, we compare our model to the minimum torque change model (Uno et al., 1989). Simulated results indicate that resulted trajectories by the two models are qualitatively almost similar, suggesting that a strategy to use a mobile joint dominantly is effective in generating a globally optimal motion.

Key Words: redundancy, human reaching movement, adaptation, mobility

1. 序 論

生物を取り巻く実環境は時々刻々予測不可能に変化するが、生物は運動を柔軟に変化させながら、さまざまな目的を達成することができる。この高い適応性を実現する一般的な計算理論を明らかにすることは、興味深い課題であるが、いまだ達成されていない。

人間の身体には、運動の目的（たとえば手先の目標終端位置）を指定する変数の数よりも、はるかに多くの関節・筋が備わっている。この関節・筋のレベルの冗長な自由度によって、同じ手先の軌跡であっても、異なる関節の軌跡、筋の活動で実現することが可能となっている。このような関節・筋のパターンの多様性は、環境が変化しても運動の性能を維持する上できわめて重要である。このような背景から、われわれは、冗長性をもつ最もコンパクトな系として、多関節の腕によって手先をある視覚的な目標位置まで移動させるという腕到達運動を対象として、その計算論を検討してきた。

計算論的には、手先の目標位置だけでは、関節の動きを一意に定めることができず、不良設定性がある。この不良設定問題を解くためには、何らかの拘束条件が必要である。これまで、拘束条件として、運動時間全体にわたる何らかの最適

化規範が広く研究されてきた^{1)~3)}。そして、人間の運動に見られる顕著な特徴がよく再現されてきた。しかし、運動全体の最適化に基づく方法では、環境や身体は、運動中は一定、あるいは変化は予測可能であるという大きな制約を前提として置いていた。したがって、これらの条件が、動的に、予測不可能に変化する場合を積極的に取り扱う理論ではなかった。一定の環境下では運動全体にわたる最適性を包含しつつ、かつ、これらの条件が予測不可能に変化する場合をも取り扱うことができる一般的な制御理論は、これまでのところまだわかっていない。

環境が予測不可能に変化をする状況で、適切な関節の動きを生成するためには、運動の各瞬間で定義される何らかの適切さを拘束条件とすべきである。このような拘束条件として、われわれは、各関節の瞬時の動きやすさを、運動の各時刻で優先化する規範を拘束条件として提案してきた⁴⁾。そして、この優先化の計算を、少ない負荷で実現するために、各関節が動きやすさを評価しながら、相互作用によって動きやすい関節を優先的に働かせる自律分散的な手法を提案した。

このモデルでは、手先/関節軌道をあらかじめ定めず、関節の各時刻における動きやすさからリアルタイムに生成していく点に特徴がある。動きやすさは完全に各時刻におけるセンサ情報から作り出すため、予測不可能な環境や身体の変化が起こったとしても、それらをモデル化することなしに対応することができた。本モデルは、実環境でリアルタイムの最適性を追求するという点で、新たな運動制御のアプローチととらえることができる。われわれは、環境や身体の状態をさまざまに変化させ、モデルの適応性を示してきた。たとえば、いくつかの関節が突然固着したときに他の関節が働くことで手

* 東北大学医学系研究科 仙台市青葉区星陵町 2-1

** 東北大学電気通信研究所 仙台市青葉区片平 2-1-1

* School of Medicine, Tohoku University, 2-1 Seiryō-cho, Aoba-ku, Sendai

** Research Institute of Electrical Communication, Tohoku University, 2-1-1 Katahira, Aoba-ku, Sendai

(Received January 31, 2009)

(Revised September 17, 2009)

先の運動を維持する働きが見られた。また、目標位置の突発的な変化に対して追従可能であり、特異的な姿勢をもたず、あらゆる姿勢からの運動を可能としていた。

本モデルにおける手先や関節の軌道は、運動全体の最適性からあらかじめ計算されたものではない。各時刻でよい運動を積み重ねた過程の結果ととらえられる。このような軌道は、運動時間全体として見たときにも、効率的なものになると期待できる。この点を明らかにすることは、一般的な制御理論を構築するための一歩として興味深い。本論文の目的は、リアルタイム最適化を目指した本モデルが、一定環境下で制御・運動発現をしたとき、運動全体にわたる適切さを創発しうるのかを、検証することにある。

運動全体にわたる適切さは、すなわち軌道の効率の評価である。これは、軌道の定性的かつ定量的な滑らかさと考えてよい。多くの運動制御モデルの研究から、到達運動では、人間はアクチュエータへの制御指令の時間微分空間における滑らかさを追求していることがわかってきている^{2), 5)}。提案したモデルでは、アクチュエータとして、関節を両方向に駆動させるトルクモータを仮定した。よって、関節トルクの時間微分の滑らかさまで評価することで、提案モデルが生成する軌道の効率を、かなりの部分まで理解することができるはずである。

われわれは、手先軌道、関節軌道、関節速度軌道、関節トルク、そして、関節トルク変化率の形状の滑らかさを定性的に評価し、また、関節トルク変化率については、2乗和を運動時間で積分した値(本論文では、これを以下、「コスト」と呼ぶ)を定量的に評価することにした。このコストを最適化するモデルとして、トルク変化最小モデル(Minimum torque change model: MTCM)が広く知られている²⁾。このMTCMの軌道は、有効な基準となりうる。局所的な動きやすさ優先化に基づくわれわれのモデルは、時間全体としてどの程度効率的な軌道を作るのだろうか。本論文では、この点を明らかにするために、われわれのモデルとMTCMとを、比較することによって調査した。

2. 制御モデル

多関節の腕の到達運動を実現するためには、制御器は、(a) 手先の目標位置から手先の目標変位、(b) 手先の目標変位から関節の目標変位への変換を行わなければならない。計算論的には、これらの変換には不良設定性があるため、何らかの拘束条件が必要である。われわれの制御器における基本的なアイデアは、拘束条件をセンサ情報から巧みに作り出すことで、環境や身体の性質の予期しない変化に実時間で対応しようとするものである。本章では、変換(a)、(b)を解消するための拘束条件として、「目標手先速度ベクトル」、および「関節間の自律分散的相互作用」を、それぞれ述べる。

2.1 目標手先速度ベクトル

実環境では、手先の目標位置が予測不可能に変化する。たとえば、連続的に移動する虫を指先で追ったり、もぐら叩

Fig. 1 Three-joint arm model. A: Definition of local vector for joint i and its residual vector. B: Definition of coupling vector relating joint j and joint i .

きのように、不連続的に目標の位置がジャンプする場合もしばしば起こる。これらの変化に対応するためには、制御器は、手先の目標位置を検出しながら、適切な手先の目標変位を求める必要がある。

われわれはこれまで、手先の目標変位として、次式で定義される目標手先速度ベクトル v_d を提案してきた：

$$v_d = G_t(x_d - x_h), \quad (1)$$

ここで、 x_d , G_t , x_h はそれぞれ、手先の目標位置、時間ゲイン、手先の現在位置である。 x_d , x_h は視覚的なセンサ情報から取得可能と仮定した。したがって、(1) 式は、手先の目標位置が動的に移動しているとき、手先を常にその方向にガイドするように働く。

(1) 式において、到達に要する時間は、ゲイン G_t によって調整する。小さ過ぎるゲインは、到達を不可能にするかも知れない。たとえば、大きな外力の働く環境では、大きなゲインが必要である。このような環境の違いに、 G_t を外部から調整することなしに、対応できるようにするために、本論文では、(1) 式を改変して、次式を用いることにした：

$$v_d = G_t(x_d - x_h)t^2, \quad (2)$$

ここで、 t は運動開始からの経過時間である。手先が x_d に到達していない場合には、(2) 式は、時間の経過に従い、手先を x_d へより強く引っ張るように働く。

多くの運動課題では、手先の目標位置への到達時間 T_c を直接的に指定できることが望まれる。そこで、(2) 式における G_t と T_c の関係を明らかにしておく。簡単な解析(付録 A)から、目標位置からの距離 δ 以内に、時刻 T_c で到達するためのゲイン G_t は以下のように求まった：

$$G_t = -\frac{3}{T_c^3} \ln \delta. \quad (3)$$

結果的に、(2)、(3) 式は、不良設定の変換(a)を、視覚的なセンサ情報として得られる手先の目標位置 x_d 、手先の現在位置 x_h 、そして時間 t を用いて、実時間で解く拘束条件として機能する。

2.2 関節間の自律分散的相互作用

到達をロバストに実現するためには、各関節のアクチュエータが、目標手先速度ベクトル $\mathbf{v}_d$ を直ちに生成できることが望まれる。しかし、実環境では、身体の性質がさまざまに変化する。したがって、 $\mathbf{v}_d$ を直ちに生成するためには、各関節への $\mathbf{v}_d$ の配分を巧みに計算する必要がある。このとき、(I) さまざまな異なる状況を考慮する必要があるが、どのようにそれらを共通して評価すればよいのか、(II) その評価を使って、どのように配分を行えばよいのかが問題となる。

(I) に対するわれわれのアイデアは、動きやすさという指標を導入することである。たとえば、ある関節に着目したとき、その関節が駆動する腕構造が重い、関節の粘性が大きい、疲労により最大出力が低下している、故障しているなどのさまざまな異なる状況があるが、これらはすべて、その関節の動きやすさに影響を及ぼしている。よって、動きやすさをセンサ情報を用いて定量化することで、さまざまな状況を共通して評価することができると考えられる。

(II) に対するわれわれのアイデアは、より動きやすい関節から優先的に $\mathbf{v}_d$ を配分していくというものである。たとえば、ある関節 A がある時刻において最も動きやすい場合を考える。このとき、 $\mathbf{v}_d$ を、まず関節 A に配分し、残りの成分を他の関節に配分する。動きやすい関節が関節 B に変わったときには、関節 B から配分していく。このような配分方法をとることで、冗長性の利点の一つである代替機能を利用することができると考えた。代替機能とは、部分的に動きにくい関節があっても、他の複数の関節を利用することで、 $\mathbf{v}_d$ をロバストに生成できるというものである。

実環境におけるダイナミックな変化に対応するためには、このような配分は、できる限り素早く行なわれる必要がある。制御器を分散的に実装することはこのような要請を満たす上で適当である。われわれは、個々の関節ごとに局所的な制御器を配置し、それぞれが担当する関節の動きやすさをローカルなセンサ情報で評価しながら、動きやすさを制御器間で相互作用を介して比較することにより、動きやすさ優先化の配分法を実装した。以下ではある関節 $i (i = 1, 2, \dots, m, m: \text{自由度})$ に着目し、動きやすさの指標の定義、および、動きやすさ優先化の配分法について詳細を述べる。

2.2.1 動きやすさの指標

関節 i の動きやすさは、動力的な動きやすさと構造的な動きやすさの2種類があり、これらを同時に評価できる必要がある。動力的な動きやすさとは、関節の駆動する腕の慣性や粘性、外力のような動力的な性質によって決まる。一方、構造的な動きやすさとは、関節が手先に対してどのような位置関係にあるのかという構造的な性質によって決まる。

まず、関節 i が動力的な動きやすさを評価するためには、動きやすいか動きにくいかを判断する基準が必要である。この基準として、われわれは、関節が正常に機能していれば $\mathbf{v}_d$ に本来寄与することができる成分を用いることが有効と考えた。この成分を局所速度ベクトル $\mathbf{v}_{di}^l$ (Fig.1 A) と呼び、次

式で定義した：

$$\mathbf{v}_{di}^l = (\mathbf{e}_{xi} \cdot \mathbf{v}_d) \mathbf{e}_{xi}. \quad (4)$$

ここで、 $\mathbf{e}_{xi}$ は関節 i の回転によって手先に生じる運動方向を表す単位ベクトルであり、次式により定義する：

$$\mathbf{e}_{xi} = (R_{90} \mathbf{a}_i) / \|R_{90} \mathbf{a}_i\|, \quad (5)$$

$$\mathbf{a}_i = \mathbf{x}_h - \mathbf{x}_i, \quad (6)$$

ここで、 $R_{90} = [0 \ -1; 1 \ 0]$ は、あるベクトルを $x-y$ 平面内で 90° 時計回りに回転させる $n \times n$ の回転行列である。また、 $\mathbf{a}_i$ は関節 i から手先位置へのベクトルを表す。 $\mathbf{x}_i$ は関節 i の位置であり、視覚的なセンサ情報から取得できると仮定した。(4) 式は、関節 i が正常に機能していれば $\mathbf{v}_d$ に寄与することができる成分を表わしている。よって、関節 i が手先に現在生成している速度成分を $\mathbf{v}_i$ とすれば、 $\mathbf{v}_i$ と $\mathbf{v}_{di}^l$ とを比較することによって、その差が小さければ動きやすい、大きければ動きにくいという評価を行なうことができるようになる。この評価方法は、関節が受ける動力的な影響によって決まる動きやすさを評価する上で有効である。

つぎに、関節 i が構造的な動きやすさを評価するためには、 $\mathbf{v}_{di}^l$ の絶対値を有効に用いることができる。もし、 $\mathbf{v}_{di}^l$ の絶対値が大きければ、その関節は構造的な観点から、 $\mathbf{v}_d$ に寄与しやすい関節であることを意味し、もし小さければその逆となる。

以上のことから、関節の動力的・構造的な動きやすさを同時に評価する動きやすさの指標を次式のように導入した：

$$k_i = \exp[-4 \ln 2 (\|\mathbf{v}_{di}^l - \mathbf{v}_i\|^2 + \epsilon_1) / (\|\mathbf{v}_{di}^l\|^2 + \epsilon_2)], \quad (7)$$

ここで、 $\mathbf{v}_i$ は関節 i の回転によって手先位置に生成される速度、 ϵ_2 は零の除算を避けるために導入した微量、 ϵ_1 は振動を避けるために導入した不感帯のための微量である。 k_i は 0 から 1 の間をとるスカラー値であり、動きやすいときには 1 を、動きにくいときには 0 に近づく。なぜならば、関節が動力的に動きやすい/動きにくい場合には、 $\exp$ の分子 $\|\mathbf{v}_{di}^l - \mathbf{v}_i\|^2$ が小さく/大きくなり、関節が構造的に動きやすい/動きにくい場合には、分母の $\|\mathbf{v}_{di}^l\|^2$ が大きく/小さくなり、相対的に $\exp$ の中身を 0/-inf に近づけるように働くためである。

2.2.2 動きやすさ優先化の配分法

動きやすい関節から $\mathbf{v}_d$ を優先的に配分するためには、どの関節が最も動きやすいかを比較によって評価しなければならない。しかし、関節の動きやすさは、動こうとした後に初めてわかる。実際、(7) 式に基づいて、関節 i がその動きやすさを適切に評価するためには、センサ情報、つまり手先の現在速度 $\mathbf{v}_i$ を知る必要がある。このことは、運動の開始前には、どの関節が最も動きやすいかを厳密に決定することが本質的に困難であることを示している。この困難を解消するために、われわれは、運動開始時に、関節 i に対して、 $\mathbf{v}_d$

の成分 $\mathbf{v}_{di}^l$ を配分した。このベクトル成分は、全関節を即時的に動かし、センサ情報の取得を助ける働きをもつ。

一方、 $\mathbf{v}_{di}^l$ を生成するだけでは $\mathbf{v}_d$ の方向が正しく得られない。そこで、関節 i から関節 j に対して働く 2 種類の相互作用を導入した：

(1) 関節 i は関節 j が $\mathbf{v}_{dj}^l$ によって動こうとする働きを抑制する。

(2) 関節 i は関節 j が関節 i の生成できない成分、 $\mathbf{v}_{di}^r$ を生成するように要請する。ただし、

$$\mathbf{v}_{di}^r = \mathbf{v}_d - \mathbf{v}_{di}^l. \quad (8)$$

以上 2 種類の相互作用を式で表わすとつぎのようになる：

$$\tilde{\mathbf{v}}_{di} = \Pi_{j \neq i}^m (1 - k_j) \mathbf{v}_{di}^l + \Sigma_{j \neq i}^m k_j \mathbf{v}_{di}^{cj}, \quad (9)$$

ここで、 $\tilde{\mathbf{v}}_{di}$ は関節 i に対する $\mathbf{v}_d$ の配分である。また、 $\mathbf{v}_{di}^{cj}$ は、関節 j の生成できない成分、つまり $\mathbf{v}_{dj}^r$ を関節 i の座標系に変換したもの (カップリング速度ベクトル, Fig.1 B) であり、次式で定義される：

$$\mathbf{v}_{di}^{cj} = (\mathbf{e}_{xi} \cdot \mathbf{v}_{dj}^r) \mathbf{e}_{xi}, \quad (10)$$

(9) 式において、 $\Pi_{j \neq i}^m (1 - k_j) \mathbf{v}_{di}^l$ は、関節 i が自己の局所速度ベクトル $\mathbf{v}_{di}^l$ に従って動作するのを妨げる、関節 j から働く抑制性の作用である。また、 $\Sigma_{j \neq i}^m k_j \mathbf{v}_{di}^{cj}$ は、関節 j が、関節 i に対して、関節 j が生成できない成分を要請する作用である。もし、他の関節が動きやすければ、 $\Pi_{j \neq i}^m (1 - k_j)$ が 0 に近づき、関節 i に対する $\mathbf{v}_{di}^l$ の配分は小さくなる。代わりに、関節 i に対しては、 $\mathbf{v}_{di}^{cj}$ がより多く配分されることとなる。これによって、関節 i は関節 j を補助するように働く。

最後に、(9) 式を関節の目標トルクに変換するために、次式の簡単な逆運動学と、フィードバック制御を用いた：

$$\dot{\theta}_{di} = \tilde{\mathbf{v}}_{di} \cdot \mathbf{e}_{xi} / \|\mathbf{a}_i\|, \quad (11)$$

$$\tau_{di} = G_i (\dot{\theta}_{di} - \dot{\theta}_i), \quad (12)$$

ここで、 G_i は関節 i の比例ゲインである。

以上をまとめると、(9)、(11)、(12) 式は、動きやすさの指標 k_i に基づいて動きやすい関節に優先的に $\mathbf{v}_d$ を配分することになる。これらは、不良設定の変換問題 (b) を解消する拘束条件として働く。

3. 計算方法

3.1 動力学モデル

以下のシミュレーションでは、腕を 3 関節-3 リンクの剛体系でモデル化した。動力学パラメータは、各リンク長：0.2m、質量：0.5kg、重心はリンク中心に位置すると設定した。リンク i の関節 i 回りの慣性モーメントは約 0.007kgm² となる。関節粘性は 0.4kgm²/s とした。関節の番号 i は、肩 (sh)：1、肘 (el)：2、手首 (wr)：3 とした。

3.2 腕到達運動課題

16 方向のリーチング運動を外乱なしの条件でシミュレート

した。初期姿勢を肩、肘、手首についてそれぞれ 0, 90, 90° と設定した。ターゲットは、初期姿勢の手先位置を中心とし半径 0.15 m の円上に等間隔に 16 点配置した。

3.3 提案モデルのパラメータ設定

(12) 式における比例ゲイン G_i 、(7) 式における微量 ϵ_1 、 ϵ_2 はそれぞれ 1Nms、1e-07m²/s²、1e-04m²/s² とした。モデルの運動方程式は、ステップサイズ可変の常微分方程式のソルバ (ode15s, Matlab simulink) によって解いた。(2) 式における時間ゲイン G_t は、(3) 式を用いて、 G_t を $\delta = 0.05m$ のとき、 $T_c = 1s$ となるようにするため、 $G_t = 9.0s^{-3}$ とした。

3.4 MTCM のパラメータ設定

MTCM の計算では、次式の評価関数を最適とするように運動を生成する (最適化の具体的な計算は、付録 B に示す)：

$$C_T = \int_0^{t_f} \dot{\mathbf{r}}^T \dot{\mathbf{r}} dt. \quad (13)$$

ここで、運動時間 t_f は、必要とするトルク変化コストに影響を与える。提案法と比較するために、トルク変化最小法の運動時間 t_f は提案法の到達時間と等しくすることが望ましい。提案法では、手先は目標近傍に次第に漸近する運動となるため指定した時間に厳密に到達することにはならない。そこで、提案法の計算を先に行ない、目標位置周辺の 1e-03m 以内に手先が到達した時刻を、各運動方向に対して計測し、これを t_f として設定した。これによって、両モデルの運動時間をほぼ等しくした (Fig.4 B)。

3.5 MTCM における動きやすさ指標の計算方法

両モデルの生成する軌道の差異を明確にするためには、提案モデルにおける関節トルク変化率のコストだけではなく、MTCM において、動きやすさがどのように評価されているのかを明らかにすることは効果的である。(7) 式から、動きやすさの指標を計算するためには、 $\mathbf{v}_d$ を定義する必要がある。MTCM では、関節トルクが計算され、目標指令として制御対象に与えられる。われわれは、MTCM の計算に用いた動力学モデルは、制御対象を誤差なく表現していると仮定した。したがって、この MTCM によって生成された手先速度は、目標手先速度に等しいとおくことができる。以上のことから、われわれは、 $\mathbf{v}_d$ として、MTCM によって計算された手先速度を設定し、 k_i を計算した。また、モデルごとの k_i を比較するために、これを運動時間について積分した：

$$K_T = \int_0^{t_f} \sum_{i=1}^3 k_i(t) dt. \quad (14)$$

4. シミュレーション結果

提案したモデルでは、冗長な関節系を制御するために、運動時間や作業空間全体にわたる最適性を仮定しなかった。代わりに、手先の目標速度を導入し、これを動きやすい関節に分配するという方法をとった。したがって、本手法で得られる運動開始から到達までの軌道全体は、各時刻で局所的に、よい運動を選び続けた積み重ねの過程の結果としてとらえる

Fig. 2 Typical results in a 135° direction. A: Hand trajectories and final postures. Bi: Joint angles. Bii: Joint angular speeds. Biii: Joint torques. Biv: Torque changes. Black/Grey lines show results for proposed/MTCM, respectively.

ことができる。この軌道は全体として見たときに、どの程度効率的なものなのだろうか。軌道の効率は、関節トルク空間の変化率の滑らかさまで調べることで、かなり明確になると期待できる。

トルク変化率空間におけるコストを理論的に最小とするモデルとして、トルク変化最小モデル²⁾(MTCM; Minimum torque change model)が提案されている。本章では、提案手法の作る軌道の効率を評価するために、提案モデルとMTCMの生成する軌道の定性的な比較、およびトルク変化率空間におけるコストの定量的な比較を行なった。

4.1 軌道の概形の定性的な比較

両モデルによって得られた典型的な軌道 (135° 方向) を、**Fig.2** に示す。提案モデルでは、手先軌道はほぼ直線的であった (**Fig.2 A**, 黒線)。関節軌道は、運動開始から到達までを見ると、手首は伸展 (右回り)、肩は屈曲 (左回り)、そして肘はほとんど動かさないという結果になった (**Fig.2 Bi, Bii**, 黒線)。これは、135° 方向の運動では、肘が v_d の速度生成に寄与しにくい配置にあるため、他の関節により多くの v_d が配分されたことを示している。このような軌道の特徴は、MTCM でも基本的には保存されていた (**Fig.2 A, Bi, Bii**, グレー線)。この点を反映して、トルク、トルク変化率の概形は両モデルでは定性的によく似たものとなっていた (**Fig.2 Biii, Biv**)。

Biv)。

つぎに、全運動方向における結果を、**Fig.3** に示す。両モデルの手先軌道はすべての方向について、ほぼ直線的であった (**Fig.3 Ai, Bi**)。 **Fig.3 Aii, Aiii, Bii, Biii** は、運動の各時刻でとられた関節トルクおよびトルク変化率を、手先空間で表示したものである。提案モデルでは、肩は 0, 90° 方向、肘は 45, 225° 方向、手首は 90, 270° 方向を中心として優勢となった (**Fig.3 Aii, Aiii**)。MTCM での優勢な関節トルクにも、基本的にはこの特徴が保持されていた (**Fig.3 Bii, Biii**)。トルク微分の概形は、提案モデル (**Fig.3 Aiii**) と MTCM (**Fig.3 Biii**) とで定性的に一致していた。

これらの結果 (**Fig.2, Fig.3**) は、提案モデルと、MTCM によって選ばれた関節トルク、トルク変化率軌道の概形が全運動方向で概ね似ていたことを示している。一方、トルク変化率軌道には随所にピークが見られ、提案モデルが生成する軌道は必ずしも滑らかではなかった (**Fig.2 Aiv, Fig.3 Aiii**)。これは、全体としてのコストを増加させると考えられる。

4.2 コストの定量的な比較

提案モデルの軌道は、運動時間全体で見たときに、どの程度効率的なものなのだろうか。われわれは、MTCM と提案モデルのコストの差を定量的に評価した。**Fig.4 A** は、各運動方向について、提案法と MTCM でそれぞれ必要とされたコスト ((13) 式) を表わしている。すべての運動方向で MTCM が少ないコストをとった。

トルク変化最小軌道について、同じ始点と終点であっても、運動時間を短くすることでコストが増加する。そこで、提案モデルによる軌道と同程度のコストとなるような運動時間を短くしたトルク変化最小軌道を求めた。トルク変化最小軌道の運動時間を約 300ms 短くすることで、16 運動方向のうち、13 方向では両モデルのコストは同程度となった (**Fig.4 A: MTCM-300ms** のライン)。トータルの運動時間は平均して 1200ms 程度である (**Fig.4 B**)。よって、両モデルのコストの差は、平均して、全運動時間の 25 % 程度に相当することがわかった。ただし、残りの 3 方向 (247.5, 292.5, 315°) では、提案法は明らかに大きなコストを必要としていた。

4.3 動きやすさの総和の評価

提案モデルで必要となる余分なコストは、何に起因するのだろうか。両モデルの軌道の概形は定性的には似ているものの、このコストの差を生み出す何か本質的な違いがなければならない。本節では、両モデルをより詳細に比較することで、違いを明確にし、提案モデルで必要となるコストの原因を調べた。

われわれはコストの差の大きかった、315° 方向を詳細に解析することにした。提案モデルでは、関節の動きやすさ k_i ((7) 式) が重要な役割をもつ。よって、MTCM において k_i がどのように考慮されているのかわかれば、モデルの差異がより明確になると考えられる。そこで、われわれは、関節軌道に加えて k_i の比較を以下で行なった。

まず、**Fig.5 A, Bi** に、315° 方向における手先および関節

Fig. 3 Comparison of motion patterns generated by the proposed model and the minimum torque change model (MTCM). A: Hand trajectories and spatial patterns of joint torque and time derivative of joint torque generated by the proposed method. B: Corresponding results by the minimum torque change model²⁾.

トルク軌道をそれぞれ示す。提案法に比較して、MTCMでは、肩の小さな伸展、肘の大きな伸展、手首の大きな屈曲が見られた。この結果、終端姿勢は両モデルで相違が見られた。また、MTCMでは、関節トルク変化率の軌道は滑らかである一方、提案モデルは滑らかではなかった (Fig.5 Bii)。

つぎに、 k_i の働きを調べた。 k_i の働きを明確にするためには、ベクトル v_{di}^l と v_i の変化を可視化できることが望ましい ((7) 式)。そこで、これらのベクトルをスカラー値 v_{di}^l, v_i に変換した。ただし、

$$v_{di}^l = v_{di}^l \cdot e_{xi}, \quad (15)$$

$$v_i = v_i \cdot e_{xi}. \quad (16)$$

両モデルにおける v_{di}^l は定性的に似ている (Fig.5 Biii: 黒実線, Biv: グレー実線)。よって、両モデルにおける k_i の違いは、主に v_i と v_{di}^l の差に起因するはずである。 v_i と v_{di}^l の差を、MTCM と提案モデルとで比較すると、提案モデルのほうが明らかに小さい (Fig.5 Biii, Biv)。これらを反映して、 k_i は、提案モデルのほうが、運動時間全体で平均して大きくなっている (Fig.5 Bv)。特に、肘の動きやすさ (k_2) の急激な増加が顕著である。実際、 315° 方向について、 k_i の値の時間総和 K_t ((14) 式) を計算したところ、提案モデルのほうが大

きかった。また、全運動方向について K_t を計算したところ、両モデルの K_t は比較できる程度であり、 $8/16$ 方向で、提案モデルのほうが大きかった (Fig.6)。

これらの結果から、MTCM と提案モデルとが生成する関節軌道の差異が明確になった。MTCM では、トルク変化率空間全体としての滑らかさを追求する。よって、制御器は、 v_{di}^l と無関係に、 v_i を決める。しかしながら、その代償として、構造的な観点から動かしにくい関節を提案モデルよりも多くの機会に動かす可能性がある。たとえば、MTCM では、 v_{di}^l に比較して、肩の出力を小さく、代わりに、肘の出力を大きくするようなパターンを許している (Fig.5 A, Bi)。

一方、提案モデルでは、構造的な観点から決まる関節の動きやすさを最優先する。制御器は、 v_{di}^l を基準として、この値に演算することで、 v_i を決める ((9) 式)。よって、 v_i と v_{di}^l は、基本的には、似た波形となり (Fig.5 Biii)、結果的に k_i の値を大きくする (Fig.5 Bv)。このため、関節トルク変化率が滑らかでない場合もしばしば起こる (Fig.5 Bii)。特に、肘の k_2 の値が急激に上昇する理由は、 v_{d2}^l の値が、他の関節に比べて小さいので、(7) 式の分母の項が小さくなるためである。われわれは以前の報告⁴⁾で、この k_2 の変動は、予期しない身体の変化が起こったときでも、制御性能を維持し続ける

Fig. 4 A: Total cost of torque change in 16 directions. Black line: Proposed model. Grey line: MTCM. MTCM results with decreased movement time by 100, 200, and 300 ms are shown by thinner colors. B: Movement time (MT) in 16 directions.

上で有効であることを示してきた。たとえば、手首関節が突然固着した場合を考える。このとき、手先の軌道を目標に直線的に向かうような効率のよいものとするためには、肘と肩を直ちに働かせる必要がある。このようなケースでは、 k_2 の急激な変化、そしてそれに伴う関節トルクの補償的な変化が役に立つ。

これらの結果から、われわれのモデルにおける関節トルク変化率のコストの高さは、予期できない環境変化へ適応するための代価ととらえることができるということがわかった。また、副産物として、われわれのモデルは、構造的な観点から動かにくい関節を無理に動かさないことが原理的に保証されているという利点がある、ということが明らかになった。

5. 結 論

実環境では、環境が予測不可能に変化する。このような変

Fig. 5 Results in a 315° direction when the cost of torque change was the highest. A: Hand trajectories and final postures. Bi: Joint torques. Bii: Torque changes. v_i^l (solid) and v_i (dotted) for proposed model (Biii) and MTCM (Biv) (Eq. (15) and (16)). Bv: Mobility measures. Black/Grey lines show results for proposed/MTC models, respectively.

化に対応する新しい運動制御のモデルとして、われわれはこれまで、リアルタイムの最適化に基づく制御理論を提案してきた。本論文では、このモデルが一定環境下で制御・運動を発現したとき、運動全体にわたる適切さが創発するのかを、提案モデルと、トルク変化最小モデル²⁾の軌道とを比較することによって、調査・検討した。

この結果、以下の結論が得られた：

- (1) リアルタイム最適化に基づく運動制御モデルによって、一定環境下で制御・運動発現をしたときには、最適解に近い適切な軌道が創発される。
- (2) 最適解との差は環境変化にリアルタイムに適応するために必要なエネルギーに起因する。

この根拠を以下に示す。まず、Fig.3に見られるように、提案モデルの軌道の概形は定性的によく似ていた。特に、運動の一部の方向 (135°) では、両モデルの生成する関節トルク変

Fig. 6 Total sum of mobility measures for proposed(black) and MTCM(grey)

化率の軌道は、類似していた (Fig.2 Biv). この方向におけるコスト差は、Fig.4 A に示すように、到達時間を 200ms 早くした場合に必要なコスト程度であった。一方、13/16 方向で、両モデルのコスト差は、300ms 程度の運動時間短縮分に相当していた。よって、300ms 短縮分を全く非現実的なコストの差ととらえることが適当とは思えない。

つぎに、このコストの差は、Fig.5 Bv に示すように、動きやすさの指標のリアルタイムの変化に起因している。この変化は、環境や身体の変化に適応する上で重要である (4.3 節)。

提案したモデルでは、動きやすさの評価 (7) として、関節角速度・肩に対する関節位置のセンサ情報のみを用いており、関節トルクを明示的には用いていない。また、繰り返しの最適化計算を全く行わず、センサ信号のみを用いて軌道を作り出した。にもかかわらず、特に運動の一部の方向では、両モデルの生成する軌道が、よく似ていたことは興味深い (Fig.2). この理由については、直感的にはつぎのように説明できる。135° の運動方向において作られた関節軌道は、MTCM において、肩と手首がそれぞれ屈曲、伸展しており、終端までほぼ同程度変位していた。また肘の変位はほとんど見られなかった (Fig.2 Bii). つまり、この方向では、肩が x 方向、手首が y 方向の変位を独立して担当したことになる。これ以外の戦略としては、肘を使う方法があるが、これは効率的ではない。なぜならば、肘が屈曲すると、肩の $-x$ 方向の移動を補助するが、同時に手首が行なう $+y$ 方向の移動を妨げるからである。肘が伸展するとその逆となる。運動が妨害されるということは、肩/手首が余分な出力を生成しなければならないことを意味する。肘が肩/手首を補助しようとして動くと、その補助分は肩/手首が助かるが、その分と同じ量だけ手首/肩が多く働かなければならない。肘の動きが、どちらか一方方向とはいえ、どちらかの関節の動きを妨害している以上、その妨害分だけ余分なコストが必要になる。つまり、肘の補助は、この場合、運動全体の効率を下げる結果にしかない。MTCM はこ

のような軌道を好まない。われわれのモデルでは、 v_d が各関節の構造的な動きやすさ (関節がその回転によって手先に生成できる速度の大きさ) に基づいて配分される ((9) 式). よって、他の関節が故障しない限り、肘が優勢となるような配分はなされない。 $-x$ 方向の移動は肩に、 $+y$ 方向の移動は手首に配分される。したがって、両モデルの作り出す軌道は必然的に似たものとなる (Fig.2 Bii). この直感的な理解は、あらゆる運動方向、あらゆる運動中の姿勢について、基本的には成り立つと思われる。

もちろん、構造的な観点からの考察であるため、厳密には、これと必ずしも一致しない場合はありえる。たとえば、許された時間がきわめて短い場合には、肩のような重たい腕構造全体を駆動しなければならない関節を使うのではなく、手首や肘を優勢に働かせる必要が出てくるかも知れない。この点については、より詳細な解析が必要と思われる。

少なくとも、今回の実験条件において、各時刻で構造的に動きやすい関節を優先的に使うような運動パターンは、運動時間全体で見ても概ね好ましいものであることが示唆される。運動時間全体で最適化されているように見える人間の軌道は、厳密な最適化の計算体系のみとは限らず、提案モデルのように、各時刻でセンサ情報をフィードバックしながらよい運動を作り続けたリアルタイムの計算結果を有効に活用することで、効果的に実装されているのかも知れない。

われわれのモデルと同様に、オンラインのフィードバックを活用した運動生成の研究は多い^{6)~9)}。しかし、環境や身体自身が予期できない動的な変化をする状況で機能するリアルタイムの最適化に基づくモデルが、全体として見ても最適解に近い運動を創発することを示した研究は、筆者の知る限り、初めてと思われる。

今回の計算では、厳密な意味において、関節トルク空間における滑らかさは得られていないが、一般的な運動制御理論の構築の第一歩として興味深い結果と考える。提案モデルでは、動きやすさの指標は、関節角速度・肩に対する関節位置をセンサ情報として用いており、トルクの滑らかさに関する評価は陽に含んでいない。トルクの滑らかさに関する評価を考慮するためには、アクチュエータのダイナミクスを考慮が必要があるが、現在のモデルにはこれは含まれていない。近年、筋骨格系のダイナミクスを考慮することで、時間解像度が荒い運動指令が与えられても生成される運動は滑らかになることが示されている¹⁰⁾。したがって、筋の影響を考慮することで、より運動全体で見ても滑らかで、かつ適応性の高い一般的な運動制御理論に近づけると期待でき、これは今後の課題である。

謝辞 本研究は文部科学省科学研究費補助金特定領域研究「身体・脳・環境の相互作用による適応的運動機能の発現-移動知の構成論的理解-」(課題番号: 17075003)、文部科学省グローバル COE プログラム「脳神経科学を社会に還元する教育研究拠点」から資金的援助を受けた。ここに謝意を表す。

参 考 文 献

- 1) T. Flash and N. Hogan: The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model, *Journal of Neuroscience*, **5**-7, 1688/1703 (1985)
- 2) Y. Uno, M. Kawato and R. Suzuki: Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement, *Biological Cybernetics*, **61**-2, 89/101 (1989)
- 3) R.M.N. Alexander: A minimum energy cost hypothesis for human arm trajectories, *Biological Cybernetics*, **76**-2, 97/105 (1997)
- 4) Y. Yoshihara, N. Tomita, Y. Makino and M. Yano: Autonomous Control of Reaching Movement by 'Mobility' Measure, *Journal of Robotics and Mechatronics*, **19**-4, 448/458 (2007)
- 5) C.M. Harris and D.M. Wolpert: Signal-dependent noise determines motor planning, *Nature*, **394**-6695, 780/784 (1998)
- 6) E. Todorov and M.I. Jordan: Optimal feedback control as a theory of motor coordination, *Nature Neuroscience*, **5**-11, 1226/1235 (2002)
- 7) D. Bullock and S. Grossberg: VITE and FLETE: neural modules for trajectory formation and postural control, *Volitional Action: Conation and Control*, 253 (1989)
- 8) S. Arimoto, M. Sekimoto, H. Hashiguchi and R. Ozawa: Natural resolution of ill-posedness of inverse kinematics for redundant robots: a challenge to Bernstein's degrees of-freedom problem, *Advanced Robotics*, **19**-4, 401/434 (2005)
- 9) H. Hanafusa, T. Yoshikawa and Y. Nakamura: Analysis and control of articulated robot arms with redundancy, *Proceedings of the 8th IFAC*, **14**, 38/83 (1981)
- 10) 阪口豊, 和田克己: 低い時間解像度の運動指令がもたらす手先軌道の性質: 運動指令表現の単純化仮説, *電子情報通信学会論文誌 D*, **91**-9, 2368/2381 (2008)
- 11) 加藤寛一郎: 工学的最適制御, 東京大学出版会 (1988)

《付 録》

A. 理想到達時間の計算

v_d を適切に充足し続けることができたと仮定すると, 手先が目標位置の周辺に到達するまでに要する時間を計算することができる. この計算を以下に示す. 上の仮定より, 手先の運動は, 次式の状態方程式に従う:

$$\dot{x} = G_t(x_d - x)t^2. \quad (\text{A.1})$$

これを解くと:

$$x(t) = (x_0 - x_d) \exp(-G_t t^3/3) + x_d. \quad (\text{A.2})$$

(A.2) 式は, 手先が x_d に漸近することを示している. 手先位置 x が x_d の近傍に到達する時刻は, $x = x_d + \delta$ とおき, これを (A.2) 式に代入することで求まる. ただし, δ は任意の微小ベクトルである:

$$x_d + \delta = (x_0 - x_d) \exp(-G_t t^3/3) + x_d. \quad (\text{A.3})$$

t について解き, $t = T_{cd}$ (理想収束時間) とおくと,

$$T_{cd} = {}^3\sqrt{-\frac{3}{G_t} \ln \frac{(x_0 - x_d)^T \delta}{\|x_0 - x_d\|^2}}. \quad (\text{A.4})$$

適切に v_d が充足されれば, 手先はベクトル $x_0 - x_d$ に沿うように運動するので, x_d の近傍を表わすベクトル δ を次式のようにおいて構わない:

$$\delta = (x_0 - x_d)\delta, \quad (\text{A.5})$$

ただし, $0 < \delta < 1$ とする. 以上より,

$$T_{cd} = {}^3\sqrt{-\frac{3}{G_t} \ln \delta}, \quad (\text{A.6})$$

$$G_t = -\frac{3}{T_{cd}^3} \ln \delta. \quad (\text{A.7})$$

B. トルク変化の大域的最適化問題の解法

平面 2 関節の腕モデルに対するトルク変化の大域的最適化問題の解は, 文献 2) で与えられた. ここでは, この結果を基に平面 3 関節の腕モデルに対する解を与える.

まず, 腕の運動方程式を次式の状態方程式で表現する:

$$\dot{X} = f(X, u), \quad (\text{B.1})$$

ここで, X, u はそれぞれ状態量, 制御量であり, 次式により定義した:

$$X^T = (\theta^T, \dot{\theta}^T, \tau^T), \quad (\text{B.2})$$

$$u = \dot{\tau}. \quad (\text{B.3})$$

よって, $f(X, u)$ は具体的には,

$$f(X, u) = \begin{bmatrix} \dot{\theta} \\ M^{-1}\{\tau - C(\theta, \dot{\theta}) - B\dot{\theta}\} \\ u \end{bmatrix}. \quad (\text{B.4})$$

トルク変化の総和を表わす評価関数はつぎのように書ける:

$$C_T = \frac{1}{2} \int_{t_0}^{t_f} u^T u dt. \quad (\text{B.5})$$

(B.1) 式を付帯条件として (B.5) 式に加え, つぎの拡張されたコスト関数を得る:

$$C_T^*(X, u, \psi) = \int_{t_0}^{t_f} \left[\frac{1}{2} u^T u + \psi^T \{f(X, u) - \dot{X}\} \right] dt, \quad (\text{B.6})$$

ここで, $\psi \in \mathbb{R}^{3m \times 1}$ はラグランジュ未定乗数ベクトルである. つぎに示す最適解のために ψ を, 状態量 $\theta, \dot{\theta}, \tau$ に対応する成分に分けて次式のように与える. それぞれ $\psi_\theta, \psi_{\dot{\theta}}, \psi_\tau \in \mathbb{R}^{m \times 1}$ とおくと:

$$\psi^T = (\psi_\theta^T, \psi_{\dot{\theta}}^T, \psi_\tau^T). \quad (\text{B.7})$$

(B.6) 式を最小とする点では, X, ψ, u についてつぎの停留条件が成立する:

$$\dot{X} = f(X, u), \quad (\text{B.8})$$

$$\dot{\psi} = -\left(\frac{\partial f}{\partial X}\right)^T \psi, \quad (\text{B.9})$$

$$u = \psi_\tau. \quad (\text{B.10})$$

初期条件, 終端条件は一般的につぎの等式条件として書ける¹¹⁾:

$$\chi[\mathbf{X}(t_0), t_0] = \mathbf{0}, \quad (\text{B.11})$$

$$\phi[\mathbf{X}(t_f), t_f] = \mathbf{0}, \quad (\text{B.12})$$

ここで, $\chi \in \mathbb{R}^{n_0 \times 1}$, $\phi \in \mathbb{R}^{n_f \times 1}$ は任意関数であり, n_0, n_f はそれぞれ初期条件, 終端条件の数である.

初期条件はすべて指定されると仮定すると, $\chi(\mathbf{X}(t), t)$ はつぎのように書ける:

$$\chi(\mathbf{X}(t), t) = \begin{bmatrix} \theta(t) - \theta_0 \\ \dot{\theta}(t) - \dot{\theta}_0 \\ \tau(t) - \tau_0 \end{bmatrix} \in \mathbb{R}^{3m \times 1}. \quad (\text{B.13})$$

終端条件は, 手先位置が指定されるが, 3 関節以上の腕では関節角度が明示的に与えられない. そこで $\phi(\mathbf{X}(t), t)$ を次式で与える:

$$\phi(\mathbf{X}(t), t) = \begin{bmatrix} \mathbf{x}(t) - \mathbf{x}_f \\ \dot{\theta}(t) - \dot{\theta}_f \\ \tau(t) - \tau_f \end{bmatrix} \in \mathbb{R}^{(2+2m) \times 1}. \quad (\text{B.14})$$

(B.13) 式, (B.14) 式 それぞれを未定乗数 μ, ν を導入することでコスト (B.5) 式に追加し, その停留条件を求めると:

$$\psi^T(t_0) = \left[-\mu^T \frac{\partial \chi}{\partial \mathbf{X}} \right]_{t=t_0}, \quad (\text{B.15})$$

$$\psi^T(t_f) = \left[-\nu^T \frac{\partial \phi}{\partial \mathbf{X}} \right]_{t=t_f}. \quad (\text{B.16})$$

以上まとめると, トルク変化の大域的最小化問題は, 状態方程式 (B.1) 式を付帯条件とし, コスト (B.5) 式を最小とする τ を求める最適制御問題となり, これは境界条件 (B.15), (B.16) 式の下で, (B.8), (B.9) 式を解く 2 点境界値問題に帰結された. この 2 点境界値問題を, Matlab optimization toolbox(“bvp4c” 関数) を用いて数値的に解いた. bvp4c にはラグランジュ乗数ベクトルの初期推定値をつぎのように与えた:

$$\psi(t_0) = \mathbf{0}, \quad \mu(t_0) = \mathbf{0}, \quad \nu(t_f) = \mathbf{0}. \quad (\text{B.17})$$

(B.15), (B.16), (B.9) 式を計算するには, $\frac{\partial \chi}{\partial \mathbf{X}}$, $\frac{\partial \phi}{\partial \mathbf{X}}$, $\frac{\partial \mathbf{f}}{\partial \mathbf{X}}$ の解析的表式が必要となる. これらは Mathematica によって計算し, 次式を得た (ただし, $\frac{\partial \mathbf{f}}{\partial \mathbf{X}}$ は非常に複雑な表式となるためここでは省略する):

$$\frac{\partial \chi}{\partial \mathbf{X}} = \mathbf{E} \in \mathbb{R}^{3m \times 3m}, \quad (\text{B.18})$$

$$\frac{\partial \phi}{\partial \mathbf{X}} = \begin{bmatrix} -l_1 S_1 - l_2 S_{12} - l_3 S_{123} & l_1 C_1 + l_2 C_{12} + l_3 C_{123} & \mathbf{0}_{m \times 2m} \\ -l_2 S_{12} - l_3 S_{123} & l_2 C_{12} + l_3 C_{123} & \\ -l_3 S_{123} & l_3 C_{123} & \\ \mathbf{0}_{2m \times 2} & & \mathbf{E}_{2m \times 2m} \end{bmatrix}, \quad (\text{B.19})$$

ただし, 簡単のため, $S_i = \sin \theta_i$, $C_{12} = \cos(\theta_1 + \theta_2)$ のように略記した. $\mathbf{0}_{a \times b}$, $\mathbf{E}_{a \times b}$ は, それぞれ a 行 b 列の零行列, 単位行列である.

[著者紹介]

吉原 佑器 (正会員)

2002 年東北大学工学部卒業, 2004 年東北大学大学院情報科学研究科博士前期課程修了, 2008 年同工学研究科博士後期課程修了 (工学博士). 同年東北大学医学系研究科助手. 2009 年より理化学研究所研究員. 冗長腕の自律分散制御の研究に従事. 日本ロボット学会の会員.

牧野 梯也

1993 年より東北大学電気通信研究所助教. 生物の嗅覚情報処理, 運動制御, 視覚認識の研究に従事. 日本神経科学学会 (JNSS), 日本生物物理学会 (BSJ) の会員.

富田 望 (正会員)

2003 年東北大学大学院工学研究科電気・通信工学専攻博士課程修了. 工学博士. 2004 年より東北大学電気通信研究所研究員. 自律分散システム, 生物の運動制御, 脳の情報生成機構などに興味をもつ. 日本ロボット学会の会員.

矢野 雅文 (正会員)

1992 年より東北大学電気通信研究所教授. 薬学博士. 脳の情報原理を解明することを目標に研究を進めている. 日本神経科学学会 (JNSS), 日本音響学会 (ASJ), 日本生物物理学会 (BSJ) の会員.