

# 比較的速い運動におけるフィードフォワードインピーダンス制御による精度の向上

森重 健一<sup>†</sup> 大須理英子<sup>††</sup> 上村 直樹<sup>†††</sup> 岩崎 裕志<sup>†††</sup>  
宮本 弘之<sup>††††</sup> 和田 安弘<sup>††††</sup> 川人 光男<sup>††</sup>

Feedforward Impedance Control Improve Accuracy in Rapid Reaching Movement

Ken-ichi MORISHIGE<sup>†</sup>, Rieko OSU<sup>††</sup>, Naoki KAMIMURA<sup>†††</sup>, Hiroshi IWASAKI<sup>†††</sup>,  
Hiroyuki MIYAMOTO<sup>††††</sup>, Yasuhiro WADA<sup>††††</sup>, and Mitsuo KAWATO<sup>††</sup>

あらまし ヒトは要求される正確さに応じて運動のばらつきを抑え精度良い運動を実現できるが、どのようなメカニズムで実現されているかは明らかではない。本論文では、水平面内における比較的速い2点間到達運動において、要求される正確さの変化が腕の筋活動や手先のばらつきに与える影響を調べた。被験者は、始点と終点の間にタスクを拘束するゲートがある場合とない場合の2種類の実験タスクを遂行した。タスクの拘束の有無にかかわらず運動軌道や関節の推定トルクはほぼ同一であったが、ゲートがある場合はそれを通過する手前で腕のインピーダンスが増加し、それに対応して手先のばらつきが減少していることが分かった。また運動精度を向上させる方法としてオンラインフィードバックを利用する方法が考えられるが、そのような傾向は見られなかった。したがって、比較的速い運動に関しては、中枢神経系はタスクの要求精度に応じた適切な腕のインピーダンスを前もって計算し、その情報をもとに精度良い運動を実現していると考えられる。

キーワード フィードフォワード制御, 最適フィードバック制御, タスクの拘束, 同時活性化

## 1. ま え が き

日常生活において、例えば針に糸を通したり、小さな目標物を正確に手で指し示すなど、我々は様々な運動タスクを精度良く繰り返し達成することができる。このような腕の運動を実現するためには、中枢神経系は適切な運動指令を計算し、複数ある腕の筋肉を巧みに動かし、目標とする運動軌道を実現する必要がある。

しかし、中枢神経系から腕の各筋肉に送られる運動指令にはその指令の大きさに依存したノイズ (signal-dependent noise) が存在する [1], [2]。そのノイズが運動のばらつきを引き起こすため、どんなに練習した後も運動のばらつきを避けることができない [3]。正確な運動を実現するためには、signal-dependent noise のような自分自身が発生源となる運動のばらつきにうまく対処することが必要不可欠である。人間はどのようにして身体内部からの擾乱を鎮め、精度良い運動を実現しているのだろうか。

その方略として、中枢神経系は互いに拮抗する筋肉を同時活性化させて腕のインピーダンスを高め運動のばらつきに対処している可能性が指摘されている。Osu らは単関節運動で、Gribble らと野中らは二関節運動で腕の筋活動と終端位置のばらつきを調べ、腕のインピーダンスが上昇すると終端位置のばらつきが減少するという関係があることを示した [4] ~ [6]。更に Galen らや Selen らは腕の筋肉の同時活性化を行うことにより終端位置の精度が良くなることをシミュレーションで再現した [7], [8]。腕のインピーダンスを

<sup>†</sup> 富山県立大学工学部知能デザイン工学科, 射水市  
Faculty of Engineering, Toyama Prefectural University, 5180  
Kurokawa, Imizu-shi, 939-0398 Japan

<sup>††</sup> 国際電気通信基礎技術研究所脳情報研究所, 京都府  
ATR, Computational Neuroscience Laboratories, 2-2-2  
Hikaridai, "Keihanna Science City" Seika-cho, Soraku-gun,  
Kyoto-fu, 619-0288 Japan

<sup>†††</sup> 長岡技術科学大学電気系, 長岡市  
Department of Electrical Engineering, Nagaoka University  
of Technology, 1603-1 Kamitomioka-machi, Nagaoka-shi,  
940-2188 Japan

<sup>††††</sup> 九州工業大学大学院生命体工学研究科脳情報専攻, 北九州市  
Department of Brain Science and Engineering, Graduate  
School of Life Science and Systems Engineering, Kyushu  
Institute of Technology, 2-4 Hibikino, Wakamatsu-ku,  
Kitakyushu-shi, 808-0196 Japan

高めることと運動のばらつきの低下の間に関係があることは事実だが、腕のインピーダンスを高めることは signal-dependent noise の増大を招き、運動のばらつきを増大させることにつながる。主動筋と拮抗筋を同時に活性化させることは運動精度の向上と低下という相反する性質をはらんでいる。

一方で、オンラインフィードバックによって軌道を修正することで精度を上げているというモデルも提案され注目を集めている [9] ~ [11]。Todorov らは運動中のタスクの拘束が運動軌道や位置分散に与える影響を調べ、正確さが要求される位置で運動精度が増加し、正確さが不要でないところでばらつきが大きくなっていることを行動実験の結果から示した。その特徴は事前の運動計画を必要としない最適フィードバック制御に基づくモデルで再現できることを示した。彼らはフィードバックループとして体性感覚や視覚フィードバックといった比較的遅い時間遅れの大きいフィードバックを想定しているが、これらのフィードバック情報を予測的に利用することによって精度良い運動が実現されている可能性を指摘した。

同時活性化によって精度良い運動が実現されている可能性を支持する研究成果が過去に示されているが [4], [5]、筋活動レベルが上昇したかどうかの議論を行う際に EMG の平均データを比較することによってしか議論しておらず、1 試行ずつの EMG と軌道の関係を調べていない。そのため実際には、例えば、オンラインフィードバックを用いた修正運動のために筋活動が上昇していて、平均値で見ると同時活性化しているように見える可能性も考えられる。つまり、腕の同時活性化が終端位置での運動精度の改善に貢献しているとも考えることもできるが、Todorov らのモデルのようにオンラインフィードバックが予測的に用いられることによって目標位置との誤差が修正され運動精度が改善されていると解釈することも可能である。腕の同時活性化とフィードバック制御のどちらが運動精度の改善に主要な役割りを果たしているかはまだ明確でない。また、文献 [4], [5] では終点での分散にしか注目していないが、運動の終点付近では停止するためにも筋活動レベルを上げる必要がある。停止するための筋活動と運動精度を改善するための筋活動を明確に分離することができないため、同時活性化レベルを調節することによって運動精度を改善しているかどうか正確な議論ができない。

これらの現状をかんがみると、要求される正確さが

筋活動にどのような影響を及ぼし運動精度の改善が行われているのか調べるためには、データの解析方法や実験タスクの設定を検討し直す必要がある。

そこで本論文では、3.1 で終端位置ではなく運動途中で正確さが要求される場合に筋活動や運動精度がどのように変化するか議論する。また腕のインピーダンスを高めることによって運動精度が向上しているかどうか検討する際、EMG の加算平均データを比較するだけではなく、1 試行ずつの EMG と軌道の関係を調べる。3.2 では位置誤差を修正しようとする筋活動が観察されるかどうか調べ、運動精度の向上にフィードバック制御が支配的な役割を果たしているか検討する。本実験結果から、比較的速い運動に関しては、中枢神経系はタスクの要求精度に応じた適切な腕のインピーダンスを事前に計算し、その情報をもとに精度良い運動を実現している可能性を示す。

## 2. 実験方法

### 2.1 実験装置と手続き

被験者は 22 ~ 26 歳の男性 9 名で、すべての試行は右手で行われた。被験者は前後左右と高さが調節可能な椅子に座り、手首はブレースで固定した。腕をのせる作業台は肩の高さに合わせ、エアースレッドを用いた水平面上で運動を行った。赤外線 LED マーカを取り付けた手先の位置は、三次元位置計測装置 (OPTOTRAK 3020) を用いてサンプリング周波数 500 Hz で計測した。計測された手先位置はカーソルとして CRT モニタに表示した。被験者は正面に置かれた CRT モニタの画面を見ながら課題を遂行した。課題遂行中、平面運動に主要な役割を果たす六つの筋 (肩単関節筋: 大胸筋 (屈筋), 後三角筋 (伸筋); 肘単関節筋: 腕橈骨筋 (屈筋), 上腕三頭筋外側頭 (伸筋); 二関節筋: 上腕二頭筋 (屈筋), 上腕三頭筋長頭 (伸筋)) の表面 EMG を記録した。計測には銀-酸化銀表面電極を用い、多チャンネル生体アンプ (日本光電 MME-3132) で増幅した信号 (カットオフ周波数: 25 Hz (low), 1.0 kHz (high)) を 2.0 kHz でサンプリングした。

被験者が実験課題に集中できるようにするために部屋の照明を暗くし、周りの雑音を遮断することのできるヘッドホン (BOSE QuietComfort Acoustic Noise Cancelling headphones) を着用して実験を行った。

実験課題の各試行は以下の順序で行った。(1) CRT 画面に始点、終点が表示される。拘束のあるタスクで

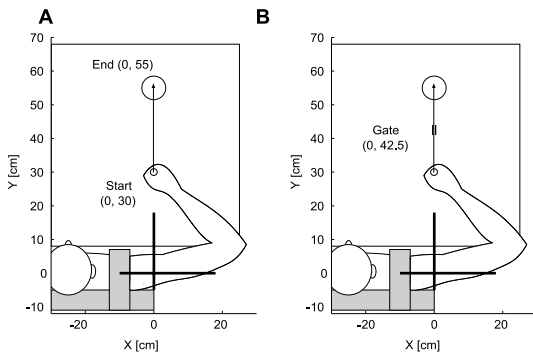


図 1 タスク設定の模式図．始点と終点の間にタスクの拘束（長さ 3 cm，幅 8 mm のゲート）がある場合（B）とない場合（A）で手先位置と EMG（6 筋）を計測した．始点と終点の距離は 25 cm，ゲートの位置はその中間に配置した．始点をスタートして終点に到達するまでの時間を  $350 \pm 35$  ms とした．

Fig. 1 The diagram of task setup. We observed hand trajectories and six muscle activations on the two conditions: condition A was point to point movement task without task-constraint, and condition B was with task-constraint. The distance between the start and end point was 25 cm, and the gate, which constraint the task, was allocated at the middle point between the start and end point. The movement duration was set at  $350 \pm 35$  [ms].

はゲートも表示される．被験者は手先位置を示すカーソル“x”を始点の中に移動し待機する．(2) 被験者は Beep 音を運動開始の合図として始点を出発し，目標到達時間  $350 \pm 35$  ms で終点に到達することを求められた．拘束のあるタスクではゲートの間を通過することも要求された．(3) 運動終了後に，i. 始点を出発できたか，ii. 終点に到達できたか，iii. 目標到達時間で終点に到達できたか，iv. 拘束のあるタスクではゲート位置をうまく通過できたかという四つの点について成否を画面に示した．失敗の場合はその理由を表示した．

## 2.2 タスク設定

タスク設定は図 1 のように行い（始点：半径 1 [cm]；終点：半径 3.5 [cm]），2 点間到達運動を行った．その際，タスクの拘束（ゲート [幅 8 mm，長さ 3 cm]）がある場合（図 1 B）とない場合（図 1 A）の二つの条件を用意した．被験者には，Beep 音の合図で始点を出発し終点に到達するよう指示し，更に拘束があるタスクではゲートの間をうまく通過するように指示した．拘束のないタスク（図 1 A）では，始点をスタートし終点に到達するまでの時間  $350 \pm 35$  [ms] で到達でき

た場合を成功試行とした．拘束があるタスク（図 1 B）では，上の条件に加えて，ゲート位置を通過できた場合を成功試行とみなした．

実験は 2 日に分けて行った．1 日目は電極を取り付けず，十分に成功できるまで（50 回成功するまで）練習を行った．2 日目は実際に電極を取り付け，40 回成功するまで試行を行い，そのときのデータを記録した．拘束がないタスクでの 1 日目の成功率の平均値と標準偏差は  $76.01 \pm 10.90\%$ ，2 日目は  $78.72 \pm 12.37\%$  だった．拘束があるタスクでは 1 日目の成功率は  $40.38 \pm 10.73\%$ ，2 日目は  $44.53 \pm 8.20\%$  だった．本論文では，学習によって獲得された最適な運動がどのように実現されているかが議論の中心である．したがって，解析には学習後のデータである 2 日目のデータのみを用いた．

## 2.3 解析方法

### 2.3.1 データ処理

計測した位置データはカットオフ周波数 15 Hz の三次バターワースフィルタで平滑化した．速度データは平滑化した位置データを 3 点微分して計算した．肩と肘のトルクは，計測された位置データ（肩，肘，手先）と推定された腕のパラメータ（腕の質量，慣性モーメント，粘性）をもとに二関節腕の運動方程式から算出した．腕の質量は，標準的な値（文献 [12] 参照）を被験者の腕の長さ按比例して変化させることで被験者ごとに設定した．腕の慣性モーメントは標準的な値を被験者の腕の長さの 3 乗に比例して変化させることで設定した．粘性係数は Gomi and Osu [13] の方法を用いて，各試行のトルクの絶対値の平均値から推定した．

3.1 ではタスクの拘束の有無が筋活動に与える影響を調べる．もしも二つの条件で運動軌道が大きく異なれば，違う種類の運動の筋活動を比較することになってしまう．そのため，タスクの拘束という条件の有無がどのような影響を及ぼすかという議論ができない．そこで，解析に用いるデータを二つの条件でそろえるために，EMG と IMCJ（2.3.2 参照），運動軌跡，接線方向速度，関節トルクの解析には成功試行のみを用いた．ただし，位置分散はすべての試行データから算出した値を解析に用いた．その理由であるが，運動精度の議論に成功試行データを用いると，ゲートを通じたデータのみを選択して分散を計算することになり，必然的にタスクの拘束があるときの分散が小さくなり，正確な議論ができないからである．3.2 では，タスクの拘束がある実験タスクにおいて，目標位置と実際の手先位置との誤差が筋活動に及ぼす影響について調べ

ている．3.1 のように二つの条件での比較とは違って軌道をそろえる必要がないので，解析には成功失敗にかかわらずすべての試行データを用いた．

計測した筋電信号は各試行ごとに整流し，125 点ごとの移動平均処理を行った．ただし，ノイズの影響が大きいデータ（EMG の計測範囲を振り切っているデータ）は除外した．また，各試行ごとの EMG の総和が標準偏差の 3 倍を超えるデータは解析から除外した．したがって 3.1 では成功試行全体の 93.1%，3.2 では計測データ全体の 96.8% を解析に用いた．計測したデータは，手先の接線方向速度のピーク時刻が同じになるように時間軸を調節した．

### 2.3.2 IMCJ を用いたスティフネス推定

Osu らは，関節周りの筋肉の同時活性化の指標（IMCJ: index of muscle co-contraction around the joint）を通じて表面 EMG からスティフネスを推定する数式を示した [16]．本論文では Osu らが提案した方法に基づいて，肩関節と肘関節周りにおける運動中のスティフネスを計算した．表面 EMG 活動の大きさが筋張力の大きさに比例すると仮定すると，肩と肘の関節トルク  $\tau_s$ ， $\tau_e$  は式 (1) のように表される．

$$\begin{aligned}\tau_s &= c_1 u_{sf} - c_2 u_{se} + c_5 u_{bf} - c_6 u_{be} \\ \tau_e &= c_3 u_{ef} - c_4 u_{ee} + c_7 u_{bf} - c_8 u_{be}\end{aligned}\quad (1)$$

ここで， $u$  は表面 EMG 信号を全波整流し移動平均した値を表す． $u_{sf}$  と  $u_{se}$  は肩の屈筋と伸筋の  $u$ ， $u_{ef}$  と  $u_{ee}$  は肘の屈筋と伸筋の  $u$ ， $u_{bf}$  と  $u_{be}$  は二関節の屈筋と伸筋の  $u$  をそれぞれ表す． $c_i (i = 1, \dots, 8)$  は定数であり，筋活動の大きさを筋張力の大きさに変換する役割を果たしていると同時に，筋のモーメントアームを表す量も含んでいる． $c_i$  を用いることによって，IMCJ は式 (2) のように表せる．

$$\begin{aligned}S_s &= c_1 u_{sf} + c_2 u_{se} + c_5 u_{bf} + c_6 u_{be} \\ S_e &= c_3 u_{ef} + c_4 u_{ee} + c_7 u_{bf} + c_8 u_{be}\end{aligned}\quad (2)$$

$S_s$  と  $S_e$  はそれぞれ肩と肘の IMCJ を表す．

パラメータ  $c_i$  を推定するため，筋電計測を行う実験タスクを始める前に力保持タスクを行った．被験者には，Beep 音で合図される 1 回の試行中（3 秒間），12 方向のうちの一つの目標に力ベクトルのカーソルを保持するように指示した．この動作を三つの異なるレベルの力（10，20，30 N）で 3 回繰り返した（ $12 \times 3 \times 3 = 108$  試行）．タスク実行中のトルクと

EMG 活動を記録し，最小二乗誤差法を用いて  $c_i$  を推定した．

### 2.3.3 タスク拘束の影響の比較

本論文ではタスクの拘束の有無が筋活動や腕のスティフネスにどのような影響を及ぼしているか議論する．そこで，ゲートを通し始める時刻を 0 [ms] として 11 つの区間（ $-300 \sim -200$ ， $-250 \sim -150$ ， $-200 \sim -100$ ， $-150 \sim -50$ ， $-100 \sim 0$ ， $-50 \sim +50$ ， $0 \sim +100$ ， $+50 \sim +150$ ， $+100 \sim +200$ ， $+150 \sim +250$ ， $+200 \sim +300$  [ms]）で筋活動及びスティフネスの大きさの違いを調べた．試行ごとに各時間区間の EMG の二乗平均平方根（rmsEMG: the root mean square of EMG）と IMCJ の二乗平均平方根（rmsIMCJ: the root mean square of IMCJ）を計算し，拘束がある条件とない条件のデータに有意差があるか調べるため，それぞれの区間で反復測定分散分析を行った．

### 2.3.4 軌跡のばらつき

計測された位置分散の時間波形は主に二つの構成要素から成り立つと考えられる．一つは signal-dependent noise によって軌道に加法的に働くばらつき（加法的雑音に起因する分散）である [3]．もう一つは時間軸の局所的な伸縮に起因するばらつきである．計測された運動軌道には，軌跡は同一だが出来事の起きるタイミングが多少前後に（しかし順序は保たれて）ずれる効果があり，そのことによって速度の極値やゲート位置を通過する時刻が試行ごとに前後する時間のばらつきが生じる（時間軸の伸縮に起因する分散）．本論文では軌跡のばらつきについて議論するが，そのためには時間軸の局所的な伸縮の影響を取り除く必要がある [12], [14]．Todorov らは，軌跡の長さを基準として時間軸のひずみを細かく修正し時間軸の局所的な伸縮の影響を取り除いた．その計算手順であるが，(1) まず計測されたデータを軌跡に沿って距離で等分割し，リサンプリングを行う．(2) そのデータから平均の軌跡を求め，(3) それぞれの平均点から最も近い各試行上のポイントを見つける．(4) そしてそれぞれの場所での  $x$  方向と  $y$  方向の分散を計算し，その和を位置分散として用いている [10]．この正規化方法は，軌道の曲がりのない直線運動では良い方法であり，本論文ではこの正規化方法を用いて軌跡のばらつきの議論を行う．

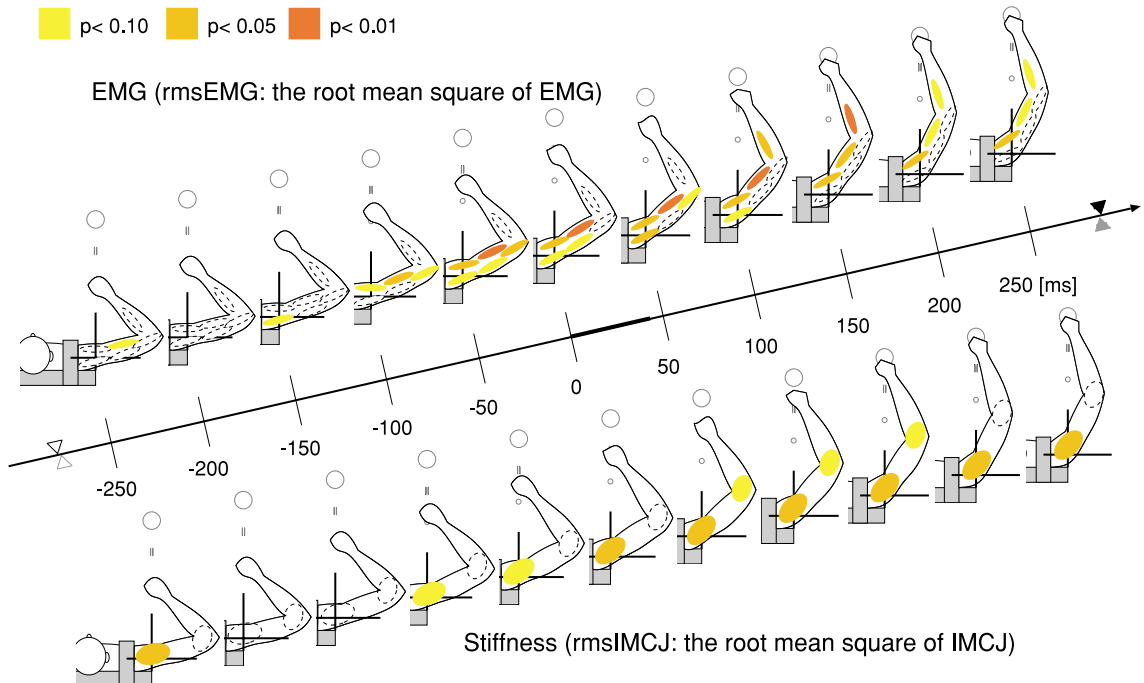


図2 タスクの拘束があるときとないときの rmsEMG と rmsIMCJ について、100 ms の区間ごとに反復測定分散分析をそれぞれ行った結果．上段に rmsEMG，下段に rmsIMCJ の検定結果を示す．運動軌道がゲート位置を通過し始める時刻を 0 として、 $-300 \sim -200$  [ms]、 $-250 \sim -150$  [ms]、 $-200 \sim -100$  [ms]、 $-150 \sim -50$  [ms]、 $-100 \sim 0$  [ms]、 $-50 \sim +50$  [ms]、 $0 \sim +100$  [ms]、 $+50 \sim +150$  [ms]、 $+100 \sim +200$  [ms]、 $+150 \sim +250$  [ms]、 $+200 \sim +300$  [ms] の 11 区間で拘束がある条件とない条件で rmsEMG の差と rmsIMCJ の差をそれぞれ検定した．拘束ありの条件で値が有意に大きくなった箇所を有意レベルごとに色分けして表示した．時間軸上の△と▲は、それぞれ拘束がないタスクでの運動開始時刻と終了時刻の全被験者の平均値を表す．と は拘束があるタスクで同様の意味を表す．運動開始時刻と終了時刻は曲率のしきい値  $100 \text{ m}^{-1}$  を用いて決定した [15]．

Fig. 2 Results of repeated measure ANOVA testing the effect of task-constraint. A repeated measure ANOVA was conducted on rmsEMG and rmsIMCJ of the eleven period:  $-300 \sim -200$ ,  $-250 \sim -150$ ,  $-200 \sim -100$ ,  $-150 \sim -50$ ,  $-100 \sim 0$ ,  $-50 \sim +50$ ,  $0 \sim +100$ ,  $+50 \sim +150$ ,  $+100 \sim +200$ ,  $+150 \sim +250$ ,  $+200 \sim +300$  [ms]. Zero time was defined as the moment of entering the gate. △ and ▲ on the time axis indicate the mean start and end-time of movements at the condition with no-constraint, respectively. and have the same meaning as above at the condition with task-constraint, respectively. The start and end-points of each movement were determined using the curvature threshold of  $100 \text{ [m}^{-1}]$  [15] .

### 3. 実験結果

#### 3.1 タスクの拘束が及ぼす影響

図2上段はゲートの入口での時刻を0として、100 ms 区間ごとの rmsEMG について、拘束がある条件とない条件での筋活動の差を比較した．拘束ありの条件で rmsEMG が有意に大きい筋を有意レベルごとに色分けして表示した．図2下段は筋電図を重み付けて足し

合わせた腕の剛性指標 (IMCJ) について同様のことを示した．

ゲート位置を通過する 150 ms 手前付近から筋活動レベルが上昇する傾向を示し始めた．50 ms 手前では肩筋、二関節筋が同時活性化する傾向を示し始め、肩筋はゲートを通過し始めて 100 ms 後まで、二関節筋はゲートを通過し始める時刻までその傾向は続いた．筋肉の活動レベルの増加に伴い、腕のスティフネスに

も変化が見られた。ゲート位置を通過する 100 ms 手前付近から肩の IMCJ が上昇する傾向を示し、ゲート入口付近から運動終了まで有意に大きかった。ゲートを通過し始めてから通過後 150 ms 付近までは、肘の IMCJ の値も増加し、腕全体のスティフネスが高くなった。運動全体を通して、拘束ありの条件で rmsEMG と rmsIMCJ が有意に小さくなる場合はなかった。

図 3 は典型的な被験者の EMG の加算平均波形である。拘束がない場合に比べ、拘束がある場合は運動開始後にすべての筋の活動レベルが上昇し、腕の筋肉が同時活性化していた。また、ゲートを通過する手前で肩と肘の IMCJ が上昇し、ゲートを通過後に減少していることから、被験者はタスクの拘束に対して腕のスティフネスを上昇させることで対応していたと考えられる(図 4)。

タスクの拘束がある条件とない条件で、平均軌跡はほぼ同一で(図 5 A), 接線方向速度もよく似た波形を示し、値のばらつき範囲もほぼ同一であった(図 5 B)。その値から計算した関節トルクの大きさにも定性的な変化は見られずよく似た波形を示し、標準偏差の範囲もほぼ一致した(図 5 C, D)。二つの条件下で、動かし方は同一であり、タスクを遂行するために必要な運動トルク自体は変わらないが、タスクの拘束がある場合は必要以上に大きい運動指令を生成し、拮抗する筋肉を同時活性化させていた(図 2, 図 4)。

二つの条件で失敗試行も含めてすべての試行から分散を計算し比較したところ、タスクの拘束がある方が位置分散が有意に小さくなり(ゲート入口での位置分散について 9 人の被験者の対応あり  $t$  検定:  $t(8) = 1.95, p < 0.05$ ; 図 6), 正確さが要求される位置では運動精度が改善されていた。

互いに拮抗する筋肉を同時活性化することは signal-dependent noise に起因する運動のばらつきを増大させる。そのため、筋肉を同時活性化することと精度良い運動を実現することは、一見すると相反する現象のように思われる。しかし、今回の実験結果は、この二つの現象の間には高い相関があることを示唆している。ヒト腕の 2 点間到達運動において、腕のインピーダンスを高めることによって、signal-dependent noise に起因する運動のばらつきを抑え、運動精度を改善できるメカニズムが存在すると考えられる。

### 3.2 オンラインのフィードバックが及ぼす影響

タスクの拘束位置では筋活動レベルが増加する。この主な原因として、フィードバック制御とフィードフォ

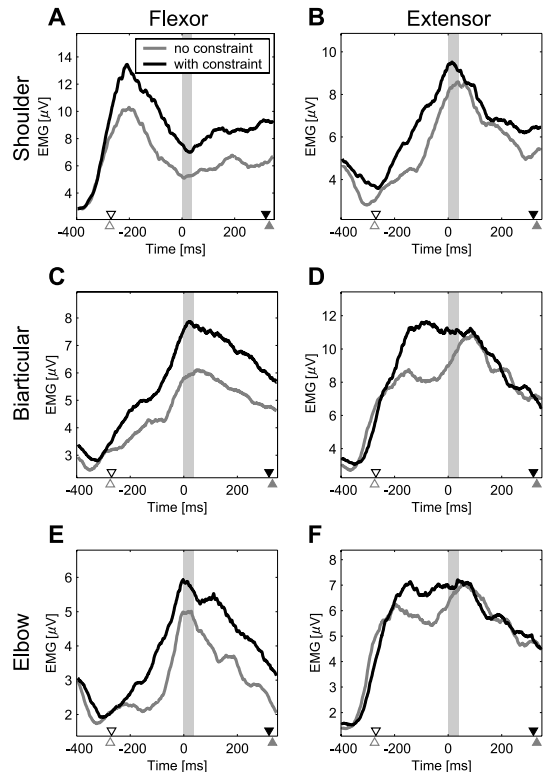


図 3 EMG の加算平均波形の比較。上段 (A, B), 中段 (C, D), 下段 (E, F) はそれぞれ肩、二関節、肘の EMG の加算平均波形を表す。左側 (A, C, E), 右側 (B, D, F) はそれぞれ屈筋、伸筋のデータを表す。灰色の線は拘束のないときの結果、黒色の線は拘束があるときの波形を表す。灰色領域は平均軌道がゲートを通過している時刻を表す。時間軸上の  $\triangle$  と  $\blacktriangle$  は、それぞれ拘束がないタスクの運動開始時刻と終了時刻の平均値を表す。と は拘束があるタスクで同様の意味を表す。

Fig. 3 The comparison of the time course of EMG activity under two conditions. A, C, and E show the results of flexor testing on the shoulder, biarticular, and elbow. B, D, and F show the extensor testing. Each line represents the mean of 40 successful trials. Gray lines show the results without task-constraint. Black lines show the results with task-constraint. Gray areas show the time when the hand was passing through the gate.  $\triangle$  and  $\blacktriangle$  on the time axis indicate the mean start- and end-time of movements at the condition with no constraint, respectively. and have the same meaning as above at the condition with task-constraint, respectively.

ワード制御の二つの可能性が考えられる。もしオンラインフィードバックによるものなら、EMG の大きさと位置誤差の間に何らかの相関があると予想される。

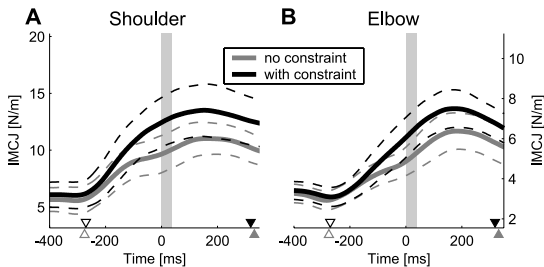


図 4 IMCJ の時間波形．A と B はそれぞれ肩と肘の IMCJ 波形を示す．灰色と黒色の線はタスク拘束がない場合とある場合の IMCJ の時間波形をそれぞれ表す．実線と破線はそれぞれ平均値と標準偏差を表す．灰色領域は平均軌道がゲートを通しての時刻を表す．時間軸上の△と▲は、それぞれ拘束がないタスクの運動開始時刻と終了時刻の平均値を表す． とは拘束があるタスクで同様の意味を表す．

Fig. 4 The comparison of the time course of IMCJ under two conditions. A and B show the IMCJ of shoulder and elbow, respectively. Black and gray lines show the results with and without task-constraint, respectively. Solid and dashed lines show the mean data and s.e.m., respectively. Gray areas show the time when the hand was passing through the gate. △ and ▲ on the time axis indicate the mean start- and end-time of movements at the condition with no-constraint, respectively. and have the same meaning as above at the condition with task-constraint, respectively.

逆に、フィードバック情報に依存せず事前の運動計画に基づいて腕のインピーダンスを調節しているのなら、相関関係は小さいと考えられる．そこで、EMG の大きさと位置誤差の関係を調べた．

体性感覚や視覚のフィードバック情報には伝達の時間遅れが存在する．もしも位置誤差から EMG 活動が決まるとすれば、因果関係から考えて、時間遅れは位置誤差から EMG の順になるはずである．そこで、ゲート付近での位置に影響を及ぼすと考えられるゲート入口から通過前 100 ms の間の筋電図と、運動時間全体の位置誤差（ゲート入口を 0 として -350 ms から +350 ms までの間で 10 ms ごとに  $x$  軸方向の位置誤差を計算した）の間の相関関係を求めた．オンラインフィードバックを用いて目標位置との誤差を小さくしているならば、手先がずれたときにそのずれを修正するような筋活動が観察されるはずである．具体的には、右方向のずれを戻すために屈筋の活動レベルが上昇し、伸筋の活動レベルが減少する．逆に左方向にずれたら伸筋の活動レベルが上昇し、屈筋の活動レベルが減少すると考えられる．つまり、 $x$  軸方向の誤差に

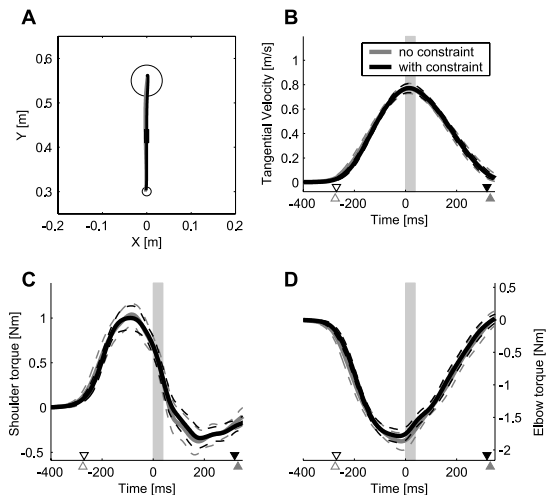


図 5 タスクの拘束がある場合とない場合での軌道データの比較．A は運動軌跡，B は接線方向速度波形，C は肩のトルクの時間波形，D は肘のトルクの時間波形を表す．灰色と黒色の線はタスク拘束のない場合とある場合のデータをそれぞれ表す．実線と破線はそれぞれ平均値と標準偏差を表す．灰色領域は平均軌道がゲートを通しての時刻を表す．時間軸上の△と▲は、それぞれ拘束がないタスクの運動開始時刻と終了時刻の平均値を表す． とは拘束があるタスクで同様の意味を表す．

Fig. 5 The comparison of trajectories with and without task-constraint. A shows movement paths. B shows tangential velocities. C shows shoulder torques. D shows elbow torques. Black and gray lines show the results with and without task-constraint, respectively. Solid and dashed lines show the mean data and s.e.m., respectively. Gray areas show the time when the hand was passing through the gate. △ and ▲ on the time axis indicate the mean start- and end-time of movements at the condition with no-constraint, respectively. and have the same meaning as above at the condition with task-constraint, respectively.

対して屈筋は正の相関を示し、伸筋は負の相関を示すと予想される．特に今回のタスクのように右肩の正面で行うような前後の 2 点間到達運動では、肩の筋肉でその傾向が現れやすいと予想される．しかし、位置誤差と筋電図との相関が有意になる個所は少なく、たとえ有意な相関が見られたとしても相関係数は大変低く、被験者全体に共通した特徴は見られなかった．この傾向は二関節と肘の筋肉でも同様だった（図 7）．また、二つの条件下での IMCJ の差が生じるのが運動開始後であり（図 2 下段）、フィードバックの時間遅れを考慮すれば、IMCJ の増加はフィードバックによる修正運動によるものではないことは明らかである．したがっ

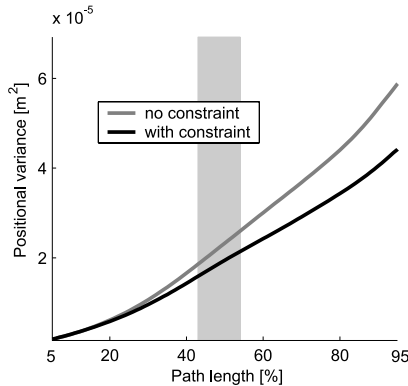


図 6 タスクの拘束がある場合とない場合での軌跡のばらつき比較。二つの条件での分散の比較は、失敗試行も含めてすべての試行から分散を計算し、比較した。点線は拘束のないときの結果、実線は拘束があるときのデータを表す。灰色領域は手先位置がゲートを通して位置を表す。

Fig. 6 The comparison of positional variance with and without task-constraint. Dotted lines show the data without task-constraint. Solid lines show the data with task-constraint. Gray areas show the time when the hand was passing through the gate.

て、ゲート付近での筋電図の上昇はオンラインフィードバックによるとは考えにくい。これから、今回のタスクのような比較的速い到達運動で、ヒトがオンラインフィードバックを用いて運動精度を改善している可能性は低く、フィードフォワードでの同時活性化レベルの上昇によるものである可能性が高い。

## 4. 考 察

### 4.1 ヒトは腕のインピーダンスを適切に調節し、精度良い運動を実現している

不安定な環境下で安定した運動を実現できること [17] ~ [22] や終端位置で要求される正確さに応じて同時活性化レベルが変化し運動精度が改善されていること [4] ~ [8] から腕のインピーダンスの上昇と運動精度の改善の間には対応関係があることが示されてきた。しかし、力場中では腕の筋活性レベルを上げなければ実行できないタスクであり、精度良い運動を実現するためには腕のインピーダンスを上げて対処せざるを得ない。また、力場のない普通の水平面上の運動においても、終端位置で止まるためには筋活動レベルを上げざるを得ない。それに対して今回の実験ではタスクを拘束するゲートを運動途中に配置しているので、力場での実験や終端位置での実験とは異なり、腕のイ

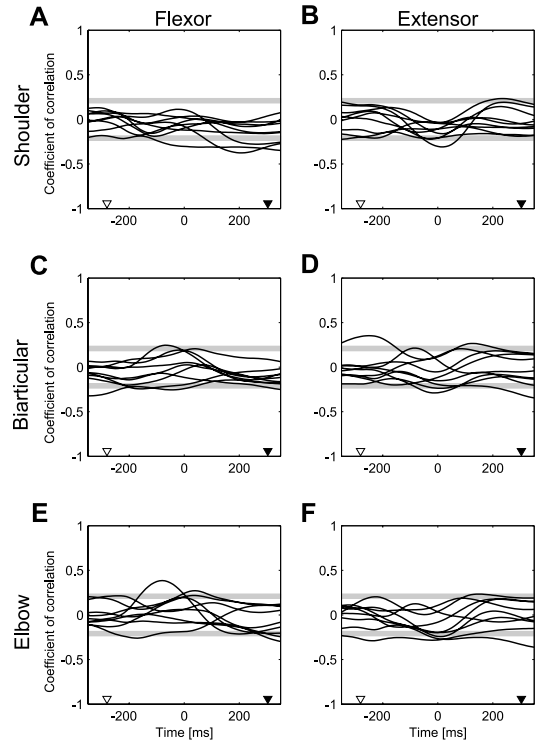


図 7 タスク拘束付近での筋活動と運動時間全体の位置誤差の間の相関関係。ゲート入口からその手前 100 ms での rmsEMG と -250 [ms] から 250 [ms] までの各時刻 (10 ms 刻み) での  $x$  軸方向の誤差の相関係数を計算し、すべての被験者の値を示した。上段 (A, B), 中段 (C, D), 下段 (E, F) はそれぞれ肩、二関節、肘の EMG と位置誤差の相関係数を表す。左側 (A, C, E) と右側 (B, D, F) はそれぞれ屈筋と伸筋の結果を表す。灰色の領域はそれぞれの被験者の相関係数が有意水準 5% で有意になる値の範囲を表す。時間軸上の  $\nabla$  と  $\blacktriangledown$  は、それぞれ拘束があるタスクの運動開始時刻と終了時刻の平均値を表す。

Fig. 7 Correlation between muscle activation and positional error at the task-constraint. We investigated the correlation between  $x$  positional error from -250 to 250 [ms] and rmsEMG before the entrance of the gate. A, C, and E show the results of flexor testing on the shoulder, biarticular, and elbow. B, D, and F show the extensor testing. Gray lines show the correlation of coefficient at significant level ( $p = 0.05$ ) of all subjects.  $\nabla$  and  $\blacktriangledown$  on the time axis indicate the mean start- and end-time of movements at the condition with no-constraint, respectively.

ンピーダンスを上げなくても対応できる実験タスクである。それにもかかわらず、被験者はタスクの拘束位置で腕のインピーダンスを上昇させ、それに対応して



運動精度が改善した．このことは，腕のインピーダンスの上昇と運動精度の改善の間に対応関係があることを明確に示している．

力場のない水平面上で二関節腕の運動を行う際，慣性力や遠心力といった誤差を大きくする外力が腕に働く．また signal-dependent noise が腕のばらつきを増大させる．このような試行ごとに生じるわずかな軌道のばらつきは避けることができない．互いに拮抗する腕の筋肉を同時活性化することは，腕のステイフネスを高め，筋肉のばねの性質によって，事前に計画した理想的な軌道からの誤差を小さくすることにつながる [6]．今回の実験のように運動途中に配置されたタスクの拘束位置付近で腕のインピーダンスを高めることは目標軌道との誤差を小さくし，正確な運動の実現に寄与していると考えられる．

#### 4.2 フィードバック情報が運動精度改善に及ぼす影響

要求される正確さが運動軌道や位置分散に与える影響は Todorov らによって注目されるまでは調べられなかった．彼らは始点と終点の間に非常に小さな経由点を配置し，運動中の位置分散の変化を調べた．彼らは行動実験の結果から，運動中の位置分散は正確さが要求される経由点位置で減少し正確さが必要でない場所で増加していることを示した．更に体性感覚や視覚フィードバックといった比較的遅いフィードバックループを予測的に利用することを想定したモデルで位置分散の特徴を再現できることから，精度良い運動の実現のためにフィードバック情報が大きく貢献している可能性を示した [10], [23]．

フィードバックには時間遅れが存在する．そのため単純に体性感覚や視覚フィードバック情報を用いるだけでは精度良い運動の実現は難しい．そこで何らかの時間遅れを補うメカニズムが必要である．順モデルはフィードバック情報の時間遅れを補償することができるメカニズムの一つであり，制御対象のダイナミクスや過去の運動指令の遠心性コピーを用いることで現在の状態を予測しフィードバック情報を実時間で運動制御に反映させることができる [24]．このフィードバック遅れを補償するメカニズムを用いることで，倒立振子のような不安定なシステムを安定に制御したり [25]，比較的速い二点間到達運動で終点位置がずれるタスクにおいても視覚フィードバックを用いることによって達成することができる [26], [27]．

今回の実験タスクにおいても，順モデルを用いて

フィードバック情報を予測的に利用している可能性が考えられる．もし中枢神経系がオンラインフィードバックに基づいてゲート位置での運動精度を改善しているならば，それに運動した筋活動が見られるはずである．そこで 3.2 のように運動時間全体にわたって位置誤差と筋活動の関係を調べた．しかし，今回のような課題では，そのことを支持する明確な結果は得られなかった．したがって，本実験で行ったような比較的速い運動では，フィードバック情報を予測的に使う方略によって運動精度が改善しているとは考えにくい．被験者は事前の運動計画に基づいてインピーダンスを上昇させ，精度が要求される位置で手先の位置分散を抑えていると考えられる．

本実験タスクでオンラインフィードバック情報を利用している証拠が得られなかった理由として，本実験タスクが (1) 運動時間が短かったこと，(2) オンラインフィードバックへの依存度が低い実験タスクだったこと，の二つの理由が主に挙げられる．まず (1) についてであるが，本実験では，運動開始時刻からゲート位置に到達するまでには 280 ms 程度の時間を要する．その短い時間の間に誤差が生じ，その誤差を視覚フィードバックや体性感覚のフィードバックを用いて小さくしようとしても，フィードバックの時間遅れを順モデルを用いて補償しようとしても十分に補えなかったと考えられる．(2) については，今回の実験タスクは，例えば終端位置やゲート位置が動くといったオンラインフィードバックに頼らざるを得ないタスクとは異なり，ゲート位置や終点位置は一定であり，オンラインフィードバックへ依存する必要が小さいタスクであった．そのため，仮にオンラインフィードバックを利用可能であったとしても，フィードバックを利用している明白な証拠が得られなかった可能性が考えられる．

今後は運動時間や運動速度を変えたりオンラインフィードバックへの依存度を変えたタスクで行動実験を行い，オンラインフィードバックとフィードフォワード情報がどのように統合され精度良い運動が実現されているか，詳細に調べていきたい．

## 5. む す び

本論文では，要求されるタスクの正確さが筋活動に及ぼす影響について検討した．腕の筋活動の時間変化を見ると，タスクの拘束の手前 100 ms 付近から筋活動が活発になり，同時活性化する傾向を示し，同時

に手先のばらつきは減少した。このことから、腕のインピーダンスを高めることで、精度良い運動を実現し、タスクを達成していると考えられる。また、もし Todorov らが主張するように、精度良い運動を実現するために、オンラインフィードバックが主要な役割を果たしているなら、正確さが要求される位置での誤差と EMG の間には何らかの相関関係があると考えられるが、そのような傾向は見られなかった。したがって、比較的速い運動に関しては、中枢神経系はタスクの要求精度に応じた適切なインピーダンスを前もって計算し、その情報をもとに精度良い運動を実現していると考えられる。

謝辞 本研究は情報通信研究機構の研究委託、文部科学省の科学研究費補助金による若手研究 B (課題番号: 16700301), 及び 21 世紀 COE プログラム「生物とロボットが織りなす脳情報工学の世界」(拠点番号: J19) の一環として実施したものである。

## 文 献

- [1] P.H. Clamman, "Statistical analysis of motor unit firing pattern in human skeletal muscle," *Biophysical J.*, vol.9, pp.1233–1251, 1969.
- [2] P.B. Matthews, "Relationship of firing intervals of human motor units to the trajectory of post-spike after-hyperpolarization and synaptic noise," *J. Physiology*, vol.492, pp.597–628, 1996.
- [3] C.M. Harri and D.M. Wolpert, "Signal-dependent noise determines motor planning," *Nature*, vol.394, pp.780–784, 1998.
- [4] P.L. Gribble, L.I. Mullin, N. Cothros, and A. Matter, "Role of cocontraction in arm movement accuracy," *J. Neurophysiol.*, vol.89, pp.2396–2405, 2003.
- [5] R. Osu, N. Kamimura, H. Iwasaki, E. Nakano, C.M. Harris, Y. Wada, and M. Kawato, "Optimal impedance control for task achievement in the presence of signal-dependent noise," *J. Neurophysiol.*, vol.92, pp.1199–1215, 2004.
- [6] 野中亮助, 佐藤 誠, 小池康晴, "筋の活動度と Speed-Accuracy Trade-off," *信学論 (D-II)*, vol.J87-D-II, no.4, pp.1008–1019, April 2004.
- [7] G. van Galen and W. de Jong, "Fitts' law as the outcome of a dynamic noise filtering model of motor control," *Human Movement Science*, vol.14, pp.539–571, 1995.
- [8] L.P.J. Selen, P.J. Beek, and J.H. van Dieën, "Can co-activation reduce kinematic variability? A simulation study," *Biol. Cybern.*, vol.93, pp.373–381, 2005.
- [9] S.H. Scott, "Optimal feedback control and the neural basis of volitional motor control," *Nature Review Neuroscience*, vol.5, pp.534–546, 2004.
- [10] E. Todorov and M. Jordan, "Optimal feedback control as a theory of motor coordination," *Nature Neuroscience*, vol.5, pp.1226–1235, 2002.
- [11] E. Todorov, "Optimality principles in sensorimotor control," *Nature Neuroscience*, vol.7, no.9, pp.907–915, 2004.
- [12] 森重健一, 上村直樹, 岩崎裕志, 宮本弘之, 和田安弘, 大須理英子, 川人光男, "熟練到達運動において目標軌道は存在するか?" *信学論 (D-II)*, vol.J88-D-II, no.12, pp.2358–2367, Dec. 2005.
- [13] H. Gomi and R. Osu, "Task-dependent viscoelasticity of human multijoint arm and its spatial characteristics for interaction with environment," *J. Neuroscience*, vol.18, pp.8965–8978, 1998.
- [14] 森重健一, 宮本弘之, 大須理英子, 川人光男, "経由点到達運動の位置分散は軌道計画・実行の逐次モデルを支持する," *信学論 (D-II)*, vol.J87-D-II, no.2, pp.716–725, Feb. 2004.
- [15] F.E. Pollick and G. Ishimura, "The three-dimensional curvature of straightahead movements," *J. Motor Behavior*, vol.28, pp.271–279, 1996.
- [16] R. Osu, D.W. Franklin, H. Kato, H. Gomi, K. Domen, T. Yoshioka, and M. Kawato, "Short- and long-term changes in joint co-contraction associated with motor learning as revealed from surface EMG," *J. Neurophysiol.*, vol.88, pp.991–1004, 2002.
- [17] E. Burdet, R. Osu, D. Franklin, T. Milner, and M. Kawato, "The central nervous system stabilizes unstable dynamics by learning optimal impedance," *Nature*, vol.414, pp.446–449, 2001.
- [18] 五味裕章, 西條直樹, P. Haggard, "外界ダイナミクスに応じた予測的スティフネス調整," *信学技報*, NC2001-116, 2002.
- [19] 西條直樹, 五味裕章, P. Haggard, "反射的筋活動の運動に応じた変化と手先スティフネスに与える影響," *信学技報*, NC2001-215, 2002.
- [20] H. Gomi, N. Saijyo, and P. Haggard, "Coordination of multi-joint arm reflexes is modulated during interaction with environments," 12th Annual Meeting of Neural Control of Movement, E-09, Naples, Florida, 2002.
- [21] 木村聡貴, 五味裕章, 西條直樹, P. Haggard, "外界変化に対する予測的感覚運動系調節と皮質運動野の関与," *信学技報*, NC2003-127, 2004.
- [22] T. Kimura, H. Gomi, N. Saijo, and P. Haggard, "Transcranial magnetic stimulation of the motor cortex disrupts anticipatory setting of arm reflex gain according to dynamical interaction," The 14th Annual Neural Control of Movement Meeting, p.76, 2004.
- [23] E. Todorov and M. Jordan, "Smoothness maximization along a predefined path accurately predicts the speed profiles of complex arm movements," *J. Neurophysiol.*, vol.80, no.2, pp.696–714, 1998.
- [24] M. Desmurget and S. Grafton, "Forward modeling allows feedback control for fast reaching movements,"

Trends in Cognitive Sciences, vol.4, no.11, pp.405-440, 2000.

- [25] B. Mehta and S. Schaal, "Forward models in visuomotor control," J. Neurophysiol., vol.88, pp.942-953, 2002.
- [26] J.A. Saunders and D.C. Knill, "Humans use continuous visual feedback from the hand to control fast reaching movements," Exp. Brain Res., vol.152, pp.341-352, 2003.
- [27] J.A. Saunders and D.C. Knill, "Visual feedback control of hand movements," J. Neuroscience., vol.24, no.13, pp.3223-3234, 2004.

(平成 17 年 10 月 3 日受付, 18 年 1 月 16 日再受付)



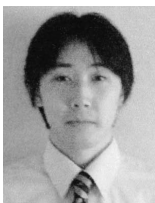
森重 健一 (正員)

平 13 九工大・情報工・機械システム卒。  
平 18 同大学院・生命体工学研究科・脳情報専攻博士課程了。同年富山県立大学工学部助手。博士(情報工学)。ヒトの運動制御の研究に従事。



大須理英子

平 8 京大文学研究科博士後期課程研究指導認定退学。平 8 ATR 人間情報通信研究所研修研究員。博士(文学)。平 8~13 科学技術振興事業団川人学習動態脳プロジェクト研究員。平 13 より ATR 人間情報科学研究所客員研究員。平 15 より ATR 脳情報研究所主任研究員。平 16 より ATR 脳情報研究所上級主任研究員。生体の運動機能の研究に従事。



上村 直樹 (正員)

平 14 長岡技科大・工・電気・電子システム工学課程卒。平 16 同大学院修士課程了。同年(株)日立製作所入社。



岩崎 裕志

平 15 長岡技科大・工・電気・電子システム工学課程卒。平 17 同大学院修士課程了。同年(株)東芝テック入社。



宮本 弘之 (正員)

昭 60 阪大・基礎工・生物工学卒。平 6 同大学院博士課程中退。同年(株)ATR 人間情報通信研究所滞在研究員。平 8~13 科学技術振興事業団川人学習動態脳プロジェクト研究員。平 13 より九州工業大学大学院生命体工学研究科。



和田 安弘 (正員)

昭 55 東工大・工・制御卒。昭 57 同大学院総合理工・システム科学専攻修士課程了。同年川崎製鉄(株)入社。平元 ATR 視聴覚機構研究所に出向。平 4 ATR 人間情報通信研究所に出向。平 9 より長岡技術科学大学助教授。博士(工学)。運動制御及び神経回路網の研究に従事。日本神経回路学会総務理事。神経回路学会、計測自動制御学会等各会員。



川人 光男 (正員:フェロー)

昭 51 東大・理・物理卒。昭 56 阪大博士課程了。同年助手。昭 62 同講師。昭 63 (株)ATR に移る。平 15 より ATR 脳情報研究所所長。平 16 より、ATR フェロー、IEICE フェロー、及び JST 国際共同研究『計算脳プロジェクト』研究総括兼任。平 8~13 『川人学習動態脳プロジェクト』総括責任者兼任。平 6, 12, 14, 16 より金沢工業大学、奈良先端大連携講座、阪大生命機能研究科、生理学研究所の客員教授。計算論的神経科学の研究に従事。米澤賞、大阪科学賞、科学技術長官賞、塚原賞、時実賞、中日文化賞、志田林三郎賞などを受賞。著書に「脳の仕組み」、「脳の計算理論」など。Neural Networks 誌編集長、日本神経回路学会・日本神経科学会理事。