TVRSJ Vol.16 No.3 pp.335-341, 2011

基礎論文

ヒトの上肢姿勢維持における手先反力知覚の方向性

田中 良幸[*1]　　辻 敏夫[*2]

Directional Properties of Human Force Perception by the Hand during Maintained Arm Posture

Yoshiyuki Tanaka[*1] and Toshio Tsuji[*2]

Abstract – **This paper discusses the directional properties of human hand force perception during maintained arm posture. A series of perception experiments is carried out for normal volunteers depending on the magnitude and direction of force stimuli provided from an impedance-controlled robot under the different arm postures, in which a subject manipulates the handle of the robot according to the visual feedback display and perceives a force stimulus for the specified direction. Experimental results demonstrate that human hand force perception is much affected by the stimulus direction and can be expressed with an ellipse in all arm postures. Focusing on the directional property of human hand force perception, the relationship between hand force perception and hand force manipulability is then analyzed by means of human force manipulability ellipse.**

Keywords : **Hand force perception, multi-joint arm, human force manipulability**

1 はじめに

我々は空間感覚，運動感覚，身体イメージなどを視覚，聴覚，体内の自己受容感覚，および身体に対する運動指令から獲得し，時々刻々と変化する環境の下で実に巧みな身体運動を実現している [1]．特に環境との拘束条件を伴う接触作業においては，作業対象との相互作用力を受容する皮膚感覚と深部感覚が重要な役割を担う．例えば，回転拘束を伴うクランクの回転作業を考えると，人間は視覚を頼りにハンドルの形状と位置を認識した時点では，クランクの特性に適した運動を計画することは困難である．実際にクランクを操作することで皮膚感覚や深部感覚を介してその重さや摩擦を知覚し，自身の筋骨格系を調節して適切な操作力を発揮することで，はじめて滑らかなクランクの回転作業が可能となる．このように，我々は感覚と運動を統合することによって，様々な作業を遂行している．

人間の知覚に関する研究は心理学の分野で早くから始められ，幾つかの重要な知見が得られている．例えば，物理的な刺激の大きさに対して知覚し得る最小の刺激の変化量（弁別閾）が比例的に変化するというウェーバーの法則や，感覚量は刺激の大きさの対数に比例するというフェヒナーの法則などは良く知られている [2]．そしてこれまでに，そのような人間の知覚メカニズムの解明を目的として，力知覚に着目した研究が数多くなされている [3]–[8]．例えば Gandevia and McClosky [3], Jones [4] は，同一の力負荷であっても疲労時には負荷を大きく知覚すると報告している．Miall ら [7] は求心路遮断患者による重さ弁別課題を行い，重さ知覚に影響を与える求心性感覚信号と上位中枢からの運動指令の比較検討を行なっている．また，Jones [8] は指関節，手首関節，肘関節に付着している各筋に着目して力負荷の主観的等価値 (Point of Subjective Equality: PSE) を求める実験を行い，各関節運動に寄与する筋の生理断面積などで知覚特性が影響されると報告している．上肢多関節運動では手先力の発揮方向に応じて活動する筋群が変化することから，手先に加わる力負荷の感じ方は方向によって異なるのではないかと考えられる．しかしながら，これらの従来研究では単一の筋や主動筋と拮抗筋の組み合わせなど，単関節運動における力知覚を対象としており，上肢多関節運動に関する研究報告はされていない．

一方，著者らはロボット工学で用いられる可操作性理論 [9] に実験的に解析した四肢の単関節トルク特性を導入し，生体関節トルク特性を考慮した可操作性理論を提案した [10, 11]．そして，計測した上肢姿勢から算出した最大手先操作力と実際に人間が最大努力時に発揮した手先力が概ね一致することを確認し，その大きさは方向によって異なることを示した．人間の知覚は感覚情報と運動指令が必要であるとされていることから [1]，もし手先による反力知覚に方向性が存在す

[*1]広島大学大学院工学研究院
[*2]広島大学大学院工学研究院
[*1]Graduate School of Engineering, Hiroshima University
[*2]Graduate School of Engineering, Hiroshima University

るのであれば，方向によって異なる手先操作力とも何らかの関係があるのではないかと考えられる．そしてこの仮説が正しいと明示できれば，力覚インタフェースをはじめとする操縦装置の操作性や現実感は操縦方向によって変化する可能性があることを示唆するとともに，発揮可能な手先操作力から手先反力知覚の予測につながる可能性があると考える．

そこで本論文では，手先による反力知覚特性が方向によって変化するか否か，そして手先操作力特性といかなる関係があるかを明らかにすることを目的とし，二次元水平面上で上肢姿勢を維持している健常者の手先に大きさと方向が異なる力負荷を提示して，マグニチュード推定法を用いた手先反力知覚特性を測定した．以下，2 では構築した実験システムと実験方法について述べる．3 で実験結果を示した後，近似楕円を用いて知覚特性の方向性を解析し，生体関節トルク特性を考慮した操作力楕円を用いて手先操作力特性との関係を議論する．

2 測定実験

上肢姿勢を維持した状態において人間の手先反力知覚が方向性を有しているか否かを明らかにするため，健常な男子大学生 6 名（利き手：右，年齢：23 才 ～ 25 才）による測定実験を実施した．

2.1 実験システム

図 1 に構築した実験システムの概要を示す．本システムは，被験者に力刺激を提示するロボット，ロボット制御と信号処理を担う DSP 装置，実験情報を提示するバイオフィードバック・ディスプレイから構成される [12]．

ロボットは，1 自由度のリニアモータ (日本精工株式会社製，最大推力：x 軸方向 100 [N]，y 軸方向 400 [N]，エンコーダ分解能：x 軸方向 4 [μm]，y 軸方向 4 [μm]) を上下に直交配置した．テーブルの可動部には円柱形の操作ハンドル（直径 2.8 [cm]，長さ 9.2 [cm]，シュラルミン製）と 6 軸力覚センサ (ニッタ株式会社製，定格：並進力 x 軸：200 [N]，y 軸：200 [N]，z 軸：400 [N]，回転力：18 [Nm]) が取り付けられており，被験者がハンドルに加える手先力を計測する．なお，ハンドルは鉛直軸周りに滑らかに自由回転する機構であり，その位置を操作者の手先位置として各テーブルに内蔵されたエンコーダの値から取得する．

ロボットはインピーダンス制御 [13] されており，インピーダンスパラメータを調節することで被験者の手先にさまざまな運動負荷 F を与えることができる．

$$-F(t) = M\ddot{X}(t) + B\dot{X}(t) + K(X(t) - X_v(t)) \quad (1)$$

ここで，$M = \mathrm{diag.}\ (m_r, m_r)$, $B = \mathrm{diag.}\ (b_r, b_r)$, $K = \mathrm{diag.}\ (k_r, k_r)$ はそれぞれロボットに設定する慣性，粘性，剛性行列，X_v は剛性の平衡点，X は手先位置である．本システムは DSP 装置 (株式会社エー・アンド・デイ製，AD5410) を用いて計測データを処理するとともに，高精度かつ安定したロボット制御系を実現している．制御系全体のサンプリング周波数は 1 kHz である．

(a)

(b)

図 1 Experimental apparatus

表示用ディスプレイは OpenGL により記述されたグラフィックスにより，実験中に被験者の手先に加える力負荷の方向を矢印で示すとともに，被験者が操作するハンドル（手先）の位置を●印でリアルタイムで表示する（図 1(b) 参照）．

2.2 実験手順

ヒトの上肢姿勢は手先位置を固定しても一意には定まらない冗長性を有しているため，複数の被験者間で同一の上肢姿勢を常に取らせることは困難となる．そこで，被験者には図 2(a) のように椅子に座ってロボットのハンドルを把持させ，手先と肘関節と肩関節の高さが同一水平面上となるように上肢姿勢を維持させる．このとき，手には医療用包帯（キャストテープ）で作成したプラスティック製ギプスを装着して，手首関節の固定とハンドルを握る把持姿勢を維持させるとともに，手指と掌の皮膚インピーダンスが知覚におよぼす影響 [14] の軽減を図った．なお，ギプスは各被験者の手に合うサイズを予め用意して装着させた．また，実

図 2 Arm posture measured in the experiment

図 3 Time profiles of the measured signals during a force perception test with the standard force stimulus

験の際は被験者の肩関節の位置が変化しないようにベルトで椅子に固定し，姿勢維持による上肢筋群の共収縮と疲労を軽減するために肘を天井から吊るした紐で支持をした．これにより，被験者の腕の運動自由度は肩関節と肘関節で各 1 自由度の計 2 自由度となり，手先の運動自由度と等しくしたことで実験時の上肢姿勢に関する再現性を確保した．

被験者には 図 1(b) に示す視覚フィードバック情報を利用して，手先を初期位置 X_0 で保持するように指示をする．次に，ロボット剛性の平衡点 X_v を躍度最小モデル [15] に従って指定方向 ϕ へ X_0 から半径 4 [cm] の円軌道上に 2 秒間で滑らかに移動させる．その後の 3 秒間で力負荷を知覚させ，被験者が知覚した提示負荷の大きさをマグニチュード推定法に基づいて口頭試問形式により回答させる [2]．なお，被験者には上肢姿勢維持の際には，必要以上に大きな握力を発揮したり上肢筋群を共収縮しないように教示し，手先への反力負荷を肘関節運動と肩関節運動に寄与する筋群にできるだけ伝わるようにした．

被験者の運動能力と実験システムの性能を考慮して，提示する力負荷の大きさを $F = 5, 10, 15, 20, 25, 30$ [N] の 6 種類，提示方向を $\phi = 0, 45, 90, 135, 180, 225, 270, 315$ [deg.] の 8 方向と設定した（図 2(b) 参照）．そして，標準刺激の大きさは最大負荷の 50 % となる $F_s = 15$ [N] とし，その方向は肩関節に設置した座標系の x 軸正方向に合わせて $\phi_s = 0$ [deg.] とした．つまり，本論文では標準刺激 S を $(F_s,\ \phi_s) = (15$ [N], 0 [deg.]) と設定し，その感覚の大きさを $F_p = 100$ とした．試行回数は各方向で 30 試行ずつの計 240 試行とし，連続 3 試行後に標準刺激を与えた．実験では，被験者の手先に提示する力負荷の大きさと方向をランダムに変化させた．

提示刺激の大きさは，ロボット剛性を変えることで実現した．また，被験者に安定したロボット操作で知覚をさせるため，ロボット慣性を $M = 5$ [kg] と固定し，臨界減衰となるようにロボット粘性を自動調節した．図 3 に標準刺激を提示した場合の手先運動の一例を示す．上から順に，ロボットに設定した平衡点の移動変位，手先位置（x，y 軸方向），手先力（x，y 軸方向）の時間変化である．図より刺激を提示している間，被験者は手先位置をほぼ変化させることなく，目標の手先力を発揮していることがわかる．

以上の実験手順により，肘関節角度は中立位となる $\theta_2 = 60$ [deg.] に固定して肩関節角度を $\theta_1 = 30, 60, 90$ [deg.] と変化させ，異なる 3 姿勢に対して実施した．なお，肘関節角度を $\theta_2 = 60$ [deg.] と固定した理由は，事前実験を通じて肘関節が伸びきった状態もしくは畳んだ状態となる可動域限界付近では過度な関節負担を伴う可能性があり，また 8 方向からの反力負荷に対して肘関節運動に寄与する筋群に刺激を伝える上で最も適切と判断したからである．

(a) $\theta_1 = 30$ [deg.] (b) $\theta_1 = 60$ [deg.] (c) $\theta_1 = 90$ [deg.]

図 4 Relationship between true and perceived values of force stimuli depending on the specified arm postures (Sub. A)

(a) Sub. A (b) Sub. B (c) Sub. C

(d) Sub. D (e) Sub. E (f) Sub. F

図 5 Change of PSE depending on the perception direction ϕ for all subjects

3 人間の手先反力知覚特性

3.1 実験結果

図 4 は各上肢姿勢における Sub. A の実験結果であり，図 (a), (b), (c) におけるそれぞれの肩関節角度は $\theta_1 = 30, 60, 90$ [deg.] である．各図中に示す 8 個のグラフは力負荷の提示方向に対する結果であり，提示方向に対応させて配置している．各グラフの縦軸は被験者が知覚した力負荷の大きさ F_p，横軸は標準刺激力 ($F_s = 15$ [N]) を 100 % とする提示負荷の大きさである．また，グラフ中の実線は測定データを最小二乗法によりフィッティングして得られた対数近似曲線であり，破線は測定データが正規分布に従う仮定の下での 95 % 予測区間を示している．

図 4 より，全姿勢において標準方向 ($\phi_s = 0$ [deg.]) の標準刺激力に対しては 100 に近い値を回答しており，被験者は標準刺激 S を正しく知覚できていることが確認できる．また，標準刺激より小さな負荷に対しては実際よりも大きく知覚し，力負荷の変化を大きく感じている．一方で，大きな刺激に対しては実際よりも小さく知覚し，その変化量をあまり感じていないことがわかる．つまり，与えられた力負荷に対して，実際より小さく感じる領域と大きく感じる領域が存在している．そして，対数近似曲線との相関値は 0.94 以上と高く，提示刺激の対数と知覚値の間に比例関係が成立しており，手先による反力知覚特性はウェーバー・フェヒナーの法則をほぼ満たしていることがわかる．また，全方向の標準刺激力 F_s に対する知覚値 F_p (図 4 中の●印) に関して分散分析を行なった結果，提示方向 ϕ に関して有意差が認められた ($\theta_1 = 30$ [deg.]: $F(7,32) = 20.94, p < 0.001$, $\theta_1 = 60$ [deg.]: $F(7,32) = 8.14, p < 0.001$, $\theta_1 = 90$ [deg.]: $F(7,32) = 6.24, p < 0.001$)．上記の特徴は，他の被

図 6　HFPE depending on the specified arm postures for all subjects.

表 1　The orientation and shape of HFPEs for all subjects

	θ_1 = 90 [deg.]		θ_1 = 60 [deg.]		θ_1 = 30 [deg.]	
Subject	Shape β	Orientation ψ [deg.]	Shape β	Orientation ψ [deg.]	Shape β	Orientation ψ [deg.]
A	1.83	113.59	1.76	94.83	1.74	70.53
B	1.26	128.61	1.35	93.77	1.26	73.41
C	1.26	129.16	1.40	95.61	1.21	74.19
D	1.47	119.15	1.41	92.22	1.73	71.59
E	2.14	125.67	1.81	106.72	1.87	79.44
F	1.22	129.59	1.20	112.29	1.21	85.16

験者でも確認することができた．

3.2　手先反力知覚の方向性

刺激と主観的に等量と感じられる刺激量である主観的等価値 (Point of Subjective Equality: PSE) を用いて，各姿勢において手先反力知覚特性の方向性に着目した解析を行なった．具体的には，各方向に対して知覚値が $F_p = 100$ となる力負荷の値を対数近似曲線から求め，実際に標準刺激の大きさ（$F_s = 15$ [N]）を知覚するために必要となるであろう力負荷の大きさを推定した．

全被験者の手先力発揮方向に対する PSE を 図 5 に示す．各姿勢において PSE が提示方向 ϕ に対して変化するとともに，最大と最小となる方向が異なっていることがわかる．つまり，主観的に等量と知覚する力負荷は，提示刺激方向と上肢姿勢に対して一定の値とはならないのである．そこで，各姿勢における PSE データを次式の 2 次形式に最小二乗法でフィッティングし，方向性に関してさらなる解析を行った．

$$\begin{pmatrix} F_p\cos\phi - d \\ F_p\sin\phi - e \end{pmatrix}^T \begin{pmatrix} a & b \\ b & c \end{pmatrix} \begin{pmatrix} F_p\cos\phi - d \\ F_p\sin\phi - e \end{pmatrix} = 1 \quad (2)$$

ここで，a, b, c, d, e は楕円の形状を決定するパラメータである．

図 6 に，各上肢姿勢に対して得られた手先反力知覚楕円 (Hand Force Perception Ellipse: HFPE) を示す．標準刺激方向 ($\phi_s = 180$ [deg.]) の半径よりも径が大きい方向には PSE が標準刺激力 ($F_s = 15$ [N]) よりも大きく，逆に小さければ PSE が小さいことを表している．つまり，楕円の長軸方向には手先反力を小さく感じ，短軸方向には大きく感じることを示す指標となる．図中の上肢スティックピクチャは，各被験者で実測したリンク長を用いて描いている．表 1 は，各 HFPE の形状 β と主軸の傾き ψ を全被験者についてまとめた結果である．なお，楕円の形状は短径に対する長径の比，楕円の主軸の傾きは作業座標系の x 軸（図 2(b) 参照）に対する傾きとした．図 6 と 表 1 より，若干の個人差は見られるが，全被験者の各姿勢における HFPE は真円とはならず楕円となり，同じ大きさの力負荷であっても知覚する方向によって感じ方が異なること，また，その方向性が上肢姿勢に対して変化していることが確認できる．HFPE の長軸がほぼ被験者の肩関節に向いていることに注意されたい．

図 7 Comparison of HFPE and HFME for the specified arm postures (Subs. A, B, and C)

以上の結果より，人間の手先に同じ大きさの力負荷を加えても，その感じ方は提示方向と上肢姿勢に応じて異なることが明らかとなった．

3.3 手先反力知覚と手先操作力

一般に，人間の知覚と運動の間には密接な関係があることが知られている [1]．そこで，生体関節トルク特性を考慮した手先操作力楕円 (Human Force Manipulability Ellipse: HFME) [10, 11] と前小節で示した HFPE の関係を解析した．

図 2(b) の 2 リンク 2 自由度でモデル化した人間の上肢骨格系において，手先発揮力 $f = (f_x, f_y)^T$ と等価な上肢関節トルク $\tau = (\tau_1, \tau_2)^T$ は，

$$\tau = J^T f \tag{3}$$

で与えられる．ただし，$J(\theta) \in \Re^{2\times 2}$（以下，$J$ と略記）は手先位置 $X = (x, y)^T$ の関節角度 $\theta = (\theta_1, \theta_2)^T$ に関するヤコビ行列である．一方，人間は筋収縮により関節を回転させて姿勢を変化させ，筋力を制御することにより関節トルクを調節している．そこで，各単関節運動における最大随意トルクに対して各関節が発揮したトルクの比率を，主動作筋の収縮率を用いて関節トルク発揮度ベクトル $\alpha = (\alpha_1, \alpha_2)^T$ と定義する．ただし，$|\alpha_i| \leq 1$ は第 i 関節の最大関節トルクに対する比率，α_i の符号は関節の回転方向である．そして，α を用いて関節トルク τ を

$$\tau = T(\theta)\alpha \tag{4}$$

と表現する．ただし，$T(\theta) = \mathrm{diag.}\,(\tau_{1j}^{max}(\theta_1), \tau_{2j}^{max}(\theta_2))^T$ ($j \in \{n, p\}$，n は負の回転方向，p は正の回転方向を表す．以下 T と略記）は，関節角度 θ において各回転方向に発生できる最大関節トルクの絶対値を要素とする関節トルク特性行列である．

ここで，$||\alpha|| \leq 1$ の下で実現可能な手先力 f の集合を考えると，式 (3)，(4) から

$$f^T(JT^{-1})(JT^{-1})^T f \leq 1 \tag{5}$$

で与えられる $\Re^2$ 空間の楕円となる．操作力楕円 [9] と同じく，長軸方向には大きな力を発揮しやすく，短軸方向には大きな力を発揮しにくいことを表す．式 (5) を用いることにより，指定した上肢姿勢 θ において人間が各方向に発揮可能な最大手先力を推定することができる [10]．

図 8 Angular deviation of the major axis between HFPE and HFME for all subjects

図 7 は図 6 で示した Subs. A, B, C の各上肢姿勢における HFPE（実線）に式 (5) で求めた HFME（灰色）を重ね描いた結果であり，図 8 は全被験者における HFPE と HFME の長軸が成す角度 $\Delta\psi$ を示している．なお，関節トルク特性行列 T の対角要素は，文献 [10] で使用したデータを用いた．HFPE と HFME の傾きに着目すると，若干の個人差は見られるが，ほぼ一致していることが確認できる．そしてまた，両楕円の長軸は概ね肩関節に向いていることがわかる．このことは，人間は大きな手先力を発揮できる方向には手先力負荷を実際よりも小さく知覚し，逆に大きな手先力を発揮しにくい方向にはより大きく知覚する傾向があることを示している．一方，形状（楕円の短径に対する長径の比）に関しては，HFME に比べて HFPE は真円に近い結果となった．これは，HFME は最大努力時における手先発揮力を表現している点，手先力知覚において小さな力を大きく，大きな力を小さく感じるというフェーバー・フェフナーの法則が成立する点（図 4 参照）に起因するものと考えられる．

深部感覚の受容器であるゴルジ腱器官は腱に存在し，感知した筋張力は上位中枢系に伝達される．したがって，上肢姿勢維持において手先反力の大きさに応じて腱が受ける負荷の変化ならびに手先反力の方向に応じ

て負荷を受ける腱が変化した結果として，手先反力知覚の方向性が出現したものと考える．これらの点については，今後，提示負荷の範囲や知覚作業における上肢筋活動レベルに着目して，さらなる実験・解析をしていく必要がある．

4 まとめ

本論文では，人間の手先反力知覚特性が方向性を有しているかどうかを明らかにすることを目的として，マグニチュード推定法に基づいた実験・解析を行なった．その結果，手先に同じ大きさの力負荷を提示しても，提示方向によっては実際に人間が知覚する負荷の大きさが異なるという方向性が存在し，その方向性は姿勢によって変化することが明らかになった．そして，標準刺激に対する PSE の近似楕円となる手先力知覚楕円を提案し，生体関節トルク特性を考慮した手先操作力楕円と比較・検討した．その結果，両楕円の長軸はほぼ同じ向きとなり，人間が発揮できる手先操作力の大きさと知覚特性には強い関係があることを確認した．

本論文の報告内容は上肢姿勢と手先の操作方向が同一の二次元平面上に限定された実験条件下で得られた知見ではあるが，より安全で操作しやすい機械システムの操縦系を設計・開発するには手先力知覚の方向性も考慮する必要があることを示唆するものである．

今後は，手先反力知覚における深部感覚と皮膚感覚の寄与度について調べるとともに，自発的な上肢運動を伴う知覚タスクを実施し，知覚特性と運動特性の関係をより詳細に解析していく予定である．またさらに，上肢姿勢と操作方向を三次元空間に拡張し，通常の操縦系の利用形態に近い実験条件下においても同様な知見が得られるかを検証したいと考えている．

謝辞

本研究は文部省科学研究費補助金（課題番号 18760193）の助成を受けたものであり，ここに改めて謝意を表す．

参考文献

[1] 伊藤 宏司：“身体知システム論 －ヒューマンロボティクスによる運動の学習と制御－”，共立出版 (2005 年 6 月)
[2] 大山 正，今井 省吾，和気 典二，“新編 感覚・知覚心理学ハンドブック”，誠信書房 (1994 年 2 月)
[3] S. C. Gandevia, D. I. McClosky: “Sensations of heaviness,” Brain, vol. 100(2), 345-354 (1977)
[4] L. A. Jones: “Role of central and peripheral signals in force sensation during fatigue,” Experimental Neurology, vol. 81(2), 497-503 (1983.Aug.)
[5] S. L. Kilbreath and S. C. Gandevia: “Independent control of the digits: changes in perceived heaviness over a wide range of force,” Experimental Brain Research, vol. 91(3), 539-542 (1992.Nov.)
[6] L. Jami: “Golgi tendon organs in mammalian skeletal muscle: functional properties and central actions,” Physiological Reviews, vol. 72(3), 623-666 (1992.July)
[7] R.C. Miall, H.A. Ingram, J.D. Cole, and G.M. Gauthier: “Weight estimation in a “deafferented” man and in control subjects: are judgements infuluenced by peripheral or central signal ?,” Experimental Brain Research, vol. 133(4), 491-500 (2000.Aug.)
[8] L. A. Jones: “Perceptual constancy and the perceived magnitude of muscle forces,” Experimental Brain Research, vol. 151(2), 197-203 (2003.May).
[9] 吉川 恒夫：“ロボット制御基礎論”，コロナ社，第 4 章，109-130 (1988 年 11 月)．
[10] Y. Tanaka, N. Yamada, K. Nishikawa, I. Masamori, and T. Tsuji: “Manipulability analysis of human arm movements during the operation of a variable-impedance controlled robot,” Proceedings of the 2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robotics and Systems, 3543-3548 (2005.Aug.)
[11] 田中 良幸，山田 直樹，正守 一郎，辻 敏夫：“生体関節トルク特性を考慮した下肢操作特性の解析”，計測自動制御学会論文集，vol. 40(6), 612-618 (2004 年 6 月)．
[12] 田中 良幸，松下 和寛，辻 敏夫：“上肢運動訓練を目的とした仮想カーリング作業における人間の感覚運動特性”，計測自動制御学会論文集，vol. 42(12), 1288-1294 (2006 年 12 月)．
[13] N. Hogan: “Impedance control: An approach to manipulation, Parts I, II, III,” ASME Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control, Vol. 107(1), 1-24 (1985.March).
[14] Y. Tanaka, T. Abe, T. Tsuji, and H. Miyaguchi: “Motion dependence of impedance perception ability in human movements,” Proceedings of the First International Conference on Complex Medical Engineering, 472-477 (2005.May).
[15] T. Flash and N. Hogan: “The coordination of arm movements: An experimentally confirmed mathematical model,” Journal of Neuroscience, vol. 5(7), 1688-1703 (1985.July).

(2011 年 3 月 7 日受付)

［著者紹介］

田中 良幸 （正会員）

2001 年広島大学大学院工学研究科博士課程後期修了．同年 5 月広島市立大学情報科学部助手，2002 年 10 月より広島大学大学院助手，2008 年 4 月より同助教，現在に至る．主として，人間の随意運動制御メカニズム，マン・マシンシステムに関する研究に従事．博士（工学）．

辻 敏夫 （非会員）

1985 年広島大学大学院工学研究科博士課程前期修了．同年広島大学工学部助手．1994 年同助教授を経て，2002 年より同大学大学院教授，現在に至る．人間とロボットの運動制御，生体信号解析，ニューラルネット，ヒューマン・マシンシステムなどの研究に従事．博士（工学）．