

## 椅子からの立ち上がり動作における離椅子時の関節トルクの影響

和田 和典<sup>\*1</sup>, 松井 利一<sup>\*2</sup>

### Influence of Joint Torques at Seat-Off on Rising Movements from a Chair

Kazunori WADA<sup>\*1</sup> and Toshikazu MATSUI<sup>\*2</sup>

<sup>\*1\*2</sup> Graduate School of Science and Technology, Gunma University  
29-1 Honcho, Ota-shi, Gunma 373-0057, Japan

We have already formulated the dynamics-switching three-link and three-joint (an upper body, two thighs, and two lower legs) optimal control model that reproduces human rising movements from a chair, and clarified its effectiveness and the existence of the optimal relation between two factors (input weight and dynamics-switching time) indispensable for sit-to-stand movements. This report clarifies theoretically how the knee- and ankle-joint torques at the seat-off time affect the subsequent rising movement, and examines the possibility to predict the risk of falling caused by miscalculation of these torques. Consequently, the following results are shown: (1) as for the knee- and ankle-joint torques at the seat-off time, there exist effective ranges necessary for the optimal control model to rise successfully from a chair, and the range of the knee-joint torque is smaller than that of the ankle-joint torque; (2) a shortage of the ankle-joint torque at the seat-off time makes the model pratfall; (3) a shortage of the knee-joint torque at the seat-off time makes the model fall forward to its knees, and an overage of the same torque makes the model pratfall. These results suggest that the knee- and ankle-joint torques at the seat-off time can be important factors controlling the success or failure of rising movements from a chair, and that the optimal control model is effective in simulating falling movements as well.

**Index terms:** Rising movements, Chair, Optimal control model, Seat-off time, Joint torque, Risk of falling

### 1. 緒 言

ヒトの椅子からの立ち上がり動作は、ヒトが行う基本的かつ重要な運動タスクの一つである。ヒト腕の到達運動に関しては、躍度最小モデル<sup>(1)</sup>、トルク変化最小モデル<sup>(2)(3)</sup>、エネルギー最小モデル<sup>(4)(5)</sup>、分散最小モデル<sup>(6)</sup>などの2関節腕最適制御モデルや手関節のフリージング機構とエネルギー最小化を特徴とする3関節腕最適制御モデル<sup>(7)</sup>が提案され、最適化規範やヒト腕運動制御機構の解明に利用されている。我々は、ヒトの椅子からの立ち上がり動作に関してもその制御法則やメカニズムの解明に数理的モデル化の研究が役立つと考え、上体と大腿と下腿からなる3リンク3関節機構のダイナミクス切替え型最適制御モデルを構築し、椅子からの立ち上がり実測動作特性の理論的再現が可能であること、椅子から立ち上がる為には最適条件（入力重みとダイナミクス切り替え時間の最適曲線）が存在することを既に明らかにした<sup>(8)</sup>。椅子からうまく立ち上がるためには、離椅子時（体が椅子から離れる瞬間）において、比較的大きな膝関節トルクと足関節トルクが必要となり、構築した最適制御モデルでは容易に計算することができる<sup>(9)</sup>。しかし、リハビリ中の患者や高齢者や関節に何らかの問題を抱えている障害者が椅子から立ち上がる場合には、離椅子時に必要な関節トルクが生成できない又は生成に失敗する可能性が高まると予想される。日常生活における高齢者の転倒が、動作頻度の高い起立動作時や歩行時に多く発生することから、離椅子時の関節トルクは椅子からの起立動作の成否を左右する重要な要因と考えられる。従って、提案最適制御モデルを用いて、離椅子時の関節トルクがその後の立ち上がり動作にどのように影響するかを理論

<sup>\*1</sup> 学正員, 群馬大学理工学研究院 (〒373-0057 群馬県太田市本町 29-1)

<sup>\*2</sup> 正員, 群馬大学理工学研究院 (〒373-0057 群馬県太田市本町 29-1)

E-mail: [matsui@gunma-u.ac.jp](mailto:matsui@gunma-u.ac.jp)

的に明らかにすることは、単にヒトの様々な椅子からの立ち上がり動作の理論的シミュレーションを可能にするだけでなく、リハビリ中の患者や高齢者や障害者が転倒しないための介助法の考案、及び、リハビリ機器や介助機器の最適設計への応用が可能になるという観点からも意義がある。

上記観点から、本研究では、椅子からの立ち上がり動作における離椅子時の膝関節トルクと足関節トルクがその後の立ち上がり動作に与える影響を理論的に検討すると同時に、関節トルクの設定ミスによる転倒予測の可能性を検討する。具体的には、既提案の最適制御モデルで計算される離椅子時の膝関節トルクと足関節トルクを変化させ、これがその後の最適立ち上がり動作軌道に与える影響を明確化する。その結果、(1) 離椅子時膝関節トルクと足関節トルクには、椅子からの立ち上がりを成功させるための設定範囲（余裕）が存在し、膝関節トルクの設定範囲の方が狭いこと、(2) 離椅子時足関節トルクが不足すると後方に尻餅をついて転倒すること、(3) 離椅子時膝関節トルクが不足すると前方に膝をついて転倒し、膝関節トルクが大きすぎると後方に尻餅をついて転倒することが示される。以上の結果は、離椅子時の膝関節トルクと足関節トルクが椅子からの立ち上がり動作の成否を左右する重要な要因になり得ること、既提案の最適制御モデルが椅子からの立ち上がり動作だけでなく転倒動作のシミュレーションにも適用可能であることを示唆する。以下では、まず椅子からの立ち上がり動作実測特性とダイナミクス切り替え型最適制御モデルの概要及びその基本性能を述べる。次に、離椅子時の膝関節トルクと足関節トルクの減少が、その後の立ち上がり動作軌道に及ぼす影響を明確化し、転倒予測の可能性を検討する。

## 2. ダイナミクス切り替え型最適制御モデル

### 2.1 椅子からの立ち上がり動作の実測

図1は、椅子からの立ち上がり動作の運動軌道を実測する為の実験システムである。被験者の首関節を固定し、両腕を導体に固定することにより、上体（頭部、胴体、両腕）と上腿と下腿の3リンクと股関節と膝関節と足関節の3関節のみが動ける状態にした。被験者は、3リンク3関節のみ可動状態で2種類の高さの椅子（40.5 cm と 20.4 cm）に座り、3種類の足位置（座席端点から踵までの距離）に固定した状態で、側面に設置された平面ボードに埋め込まれた緑色 LED の点灯を合図にして立ち上がり運動を実行した。椅子の高さは40.5 cm と 20.4 cm、座席端点から踵までの距離（足位置）は、40.5 cm の高さの椅子では5, 12.5, 20 cm、20.4 cm の高さの椅子では0, 5, 10 cm である。被験者のつま先と足関節と膝関節と股関節と頭部には赤色 LED が取り付けられており、立ち上がり運動の開始から終了までの各 LED の軌道は、側面に設置されたデジタルビデオカメラ（30 frames/sec）で撮影し、画像解析を行うことにより導出された。被験者の足関節の位置を座標原点とした。実験は暗室の中で行った（LED のみ見える状態）。各 LED の位置は、デジタルビデオカメラ画像を画像解析することにより算出し、LED の位置関係から足関節と膝関節と股関節の角度を導出した。この3つの関節角度データを 1/30 sec から 1 msec 間隔のデータに増やす為に、始点と終点の関節角度と関節角速度を保存する条件を付加した最小2乗法を用いて多項式近似を行い、データを補間した。関節角速度、角加速度、接線方向速度は補間データを微分して導出した。

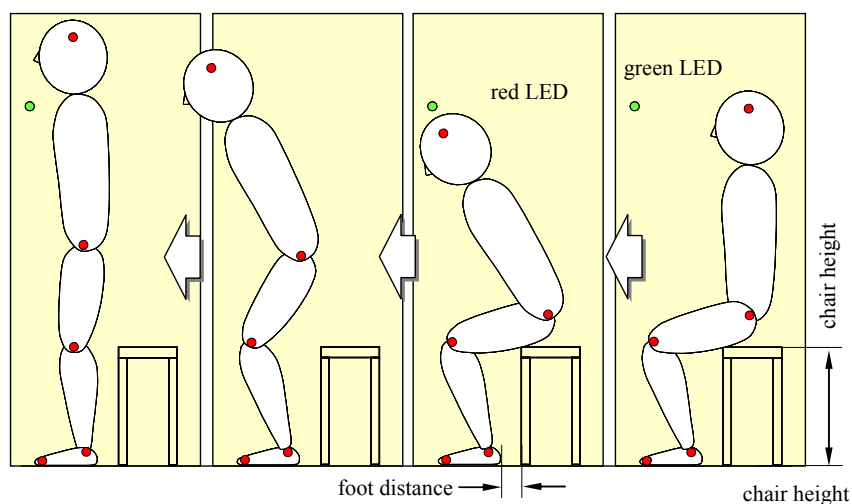


Fig.1 Experimental setup for measuring human rising movements from a chair.

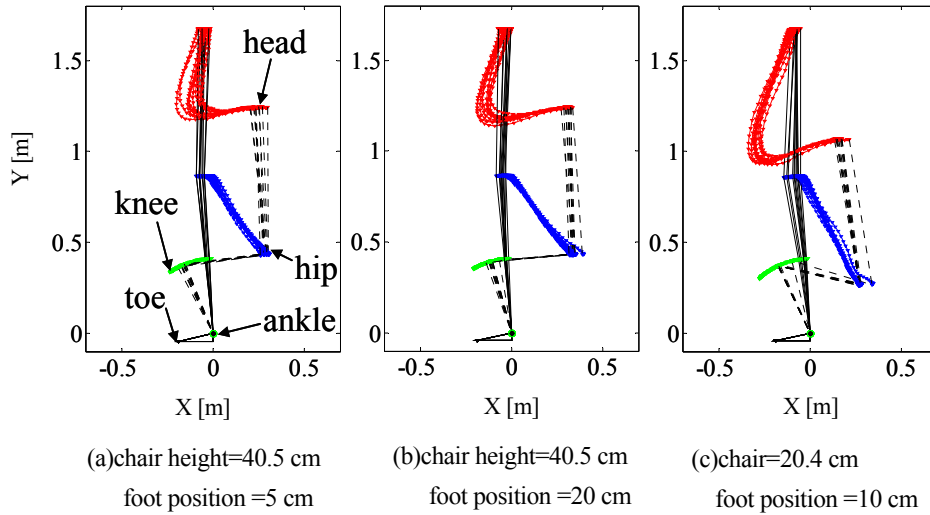


Fig. 2 Head, hip-joint, and knee-joint paths derived from the video images of rising movements from the chair (subject Y.S.).

図2は、撮影したビデオ画像から画像処理により導出した膝関節と股関節と頭部先端の軌跡を示す。(a)(b)は椅子の高さが40.5 cm、足位置が各々5 cmと20 cmの場合、(c)は椅子の高さが20.4 cm、足位置が10 cmの場合であり、各々10回分の実測値(被験者Y.S.)が重ねられている。図2から分かる様に、椅子から立ち上がる場合は、最初に上体を前方に傾けてから立ち上がる特徴が見てとれる。これは、上体を前方に傾け体の重心を支持多角形又は基底面(両足の接地面領域)に近付けることにより、立ち上がり運動を容易にしているものと考えられ、椅子に座っている期間と椅子から離れている期間を分けてモデル化すべきであることを示している。

## 2・2 ダイナミクス切り替え型最適制御モデル

垂直面内で立ち上がり動作を行う体全体を、図3の様に上体(腰から頭まで)と大腿と下腿からなる3リンク3関節モデルで表わす。椅子に座っている期間は上体のみが運動するので、運動方程式は

$$\tau_3 = M_{33}\ddot{\theta}_3 - D_3\dot{\theta}_3 - a_3g \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \quad (1)$$

と1リンク1関節モデルで表せ、椅子から離れている期間の運動方程式は以下の3リンク3関節モデルで表せる。

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} & M_{13} \\ M_{21} & M_{22} & M_{23} \\ M_{31} & M_{32} & M_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \\ \ddot{\theta}_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} h_1 \\ h_2 \\ h_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} g_1 \\ g_2 \\ g_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} D_1 & 0 & 0 \\ 0 & D_2 & 0 \\ 0 & 0 & D_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} \\ &= \mathbf{M}\ddot{\boldsymbol{\theta}} + \mathbf{h} + \mathbf{g} + \mathbf{D}\dot{\boldsymbol{\theta}} \end{aligned} \quad (2)$$

$$M_{11} = J_1 + J_2 + J_3 + 2b_{12}\cos(\theta_2) + 2b_{13}\cos(\theta_2 + \theta_3) + 2b_{23}\cos(\theta_3)$$

$$M_{12} = M_{21} = J_2 + J_3 + b_{12}\cos(\theta_2) + b_{13}\cos(\theta_2 + \theta_3) + 2b_{23}\cos(\theta_3)$$

$$M_{13} = M_{31} = J_3 + b_{13}\cos(\theta_2 + \theta_3) + b_{23}\cos(\theta_3)$$

$$M_{22} = J_2 + J_3 + 2b_{23}\cos(\theta_3), \quad M_{23} = M_{32} = J_3 + b_{23}\cos(\theta_3), \quad M_{33} = J_3$$

$$J_1 = m_1 L c_{12} + (m_2 + m_3) L_{12} + I_1, \quad J_2 = m_2 L c_{22} + m_3 L_{22} + I_2, \quad J_3 = m_3 L c_{32} + I_3$$

$$b_{12} = m_2 L_1 L c_2 + m_3 L_1 L_2, \quad b_{13} = m_3 L_1 L c_3 + m_3 L_1 L_3, \quad b_{23} = m_3 L_2 L c_3$$

$$h_1 = \{-b_{12}\sin(\theta_2) - b_{13}\sin(\theta_2 + \theta_3)\}(\theta_{22} + 2\theta_1\theta_2) - \{b_{13}\sin(\theta_2 + \theta_3) + b_{23}\sin(\theta_3)\}(\theta_{32} + 2\theta_2\theta_3 + 2\theta_1\theta_3)$$

$$h_2 = \{b_{12}\sin(\theta_2) + b_{13}\sin(\theta_2 + \theta_3)\}\theta_{12} - b_{23}\sin(\theta_3)(\theta_{32} + 2\theta_2\theta_3 + 2\theta_1\theta_3)$$

$$h_3 = \{b_{13}\sin(\theta_2 + \theta_3) + b_{23}\sin(\theta_3)\}\theta_{12} + b_{23}\sin(\theta_3)(\theta_{22} + 2\theta_1\theta_2)$$

$$g_1 = [a_1\cos(\theta_1) + a_2\cos(\theta_1 + \theta_2) + a_3\cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)]g$$

$$g_2 = [a_2\cos(\theta_1 + \theta_2) + a_3\cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)]g, \quad g_3 = a_3\cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)g$$

$$a_1 = m_1 L c_1 + (m_2 + m_3) L_1, \quad a_2 = m_2 L c_2 + m_3 L_2, \quad a_3 = m_3 L c_3$$

ここで、足関節と膝関節と腰関節の角度及びトルクを $\theta_1, \theta_2, \theta_3, \tau_1, \tau_2, \tau_3$ 、慣性行列、遠心力・コリオリ力、粘性抵抗力を各々 $\mathbf{M}, \mathbf{h}, \mathbf{D}\dot{\boldsymbol{\theta}}$ 、下腿と大腿と上体の質量を $m_1, m_2, m_3$ 、下腿と大腿と上体の長さを $L_1, L_2, L_3$ 、足関節から

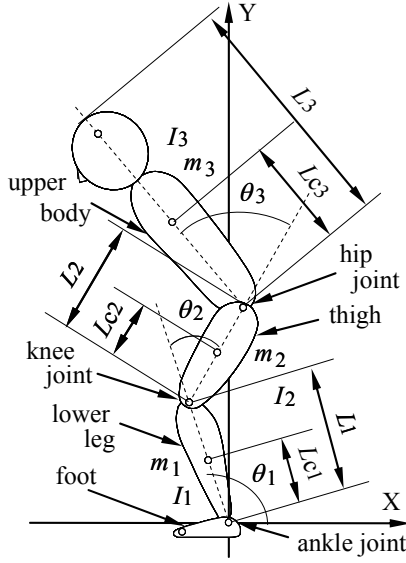


Fig.3 A three-link and three-joint model of the body.

Table 1 Dynamics parameters of the human body used for simulations.

parameter	Link1	Link2	Link3
$L_i$ [m]	0.335	0.393	0.736
$L_{ci}$ [m]	0.191	0.224	0.294
$m_i$ [kg]	7.738	16.644	45.990
$I_i$ [kg·m <sup>2</sup> ]	0.008	0.056	1.087
$D_i$ [Nm·s/rad]	0.440	1.050	3.750

下腿の重心位置までと膝関節から大腿の重心位置までの距離と腰関節から上部の重心位置までの距離を  $L_{c1}$ ,  $L_{c2}$ ,  $L_{c3}$ , 下腿と大腿と上部の重心周りの慣性モーメントを  $I_1$ ,  $I_2$ ,  $I_3$ , 関節の粘性係数を  $D_1$ ,  $D_2$ ,  $D_3$ , 重力加速度を  $g$  ( $=9.8 \text{ m/sec}^2$ )とした. 表1に身体のダイナミクスパラメータ  $m_i$ ,  $L_i$ ,  $L_{ci}$ ,  $I_i$ ,  $D_i$  ( $i=1-3$ )を示す. これらは, 文献(10)~(13)を参考にし, 被験者の体重や各部の長さに基づいて推定した. 式(1)(2)を状態方程式で表わすと以下となる.

$$\dot{x} = \begin{bmatrix} \dot{\theta} \\ F_3 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ I_3 \end{bmatrix} u = A_3(x) + B_3 u \quad (3)$$

$$\dot{x} = \begin{bmatrix} \dot{\theta} \\ -M^{-1}(h + g + D\dot{\theta}) + M^{-1}\tau \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ I \end{bmatrix} u = A(x) + Bu \quad (4)$$

$$F_3 = [0, 0, (\tau_3 - g_3 - D_3 \dot{\theta}_3) / M_{33}]$$

$$\theta = [\theta_1, \theta_2, \theta_3]^T, \quad \tau = [\tau_1, \tau_2, \tau_3]^T, \quad u = [\tau_1, \tau_2, \tau_3]$$

$I$ :  $3 \times 3$  単位行列,  $I_3$ : (3,3)要素のみ1の  $3 \times 3$  行列

$x = [\theta_1, \theta_2, \theta_3, \dot{\theta}_1, \dot{\theta}_2, \dot{\theta}_3, \tau_1, \tau_2, \tau_3]^T$ : 状態変数

ヒトの椅子からの立ち上がり動作を再現する最適制御モデルは, 体が椅子から離れる前後でダイナミクスが切り替わり, トルク変化最小化を組み合わせた評価関数を最適化する最適制御モデル (ダイナミクス切り替え型最適制御モデル) として椅子からの立ち上がり動作を数理的にモデル化する.

椅子からの立ち上がり動作を再現する最適制御モデルは, 体が椅子から離れる前後の2種類の運動方程式 (式(3)(4)) を拘束条件として, 次の評価関数が最適化されるように軌道が計画される.

$$J = \psi + \int_0^{t_f} [W_1 + Cg_1 + \omega_{14} u^T R u] dt + \int_{t_f}^{t_f} [W_2 + Cg_2 + \omega_{24} u^T R u] dt \quad (5)$$

$$\psi = \{x(t_f) - x_f\}^T Q \{x(t_f) - x_f\} \quad (6)$$

$$Cg_i = \omega_{i5} (x_G - x_G^*)^2 \quad (7)$$

$$W_i = \omega_{i1} (\tau^T \dot{\theta}) + \omega_{i2} \tau^T \tau + \omega_{i3} \dot{\theta}^T D \dot{\theta} \quad (i=1,2) \quad (8)$$

ここで,  $\psi$  は到達誤差項,  $W_i$  はエネルギー項,  $Cg_i$  は重心変位項である. また,  $t_f$  は全運動時間,  $t_1$  は運動方程式の切り替わり時間,  $x_f, x(t_f)$  は各々到達目標値と時刻  $t=t_f$  での状態変数値,  $Q, R$  は重み行列であり, 各々  $9 \times 9$ ,  $3 \times 3$  の対角行列である. エネルギー項  $W_i$  と重心変位項  $Cg_i$  の最小化は再現軌道にほとんど影響を及ぼさないため, これらは省略可能であり, 重みは  $\omega_{i1} \sim \omega_{i3} = 0$ ,  $\omega_{i5} = 0$  ( $i=1,2$ ) と設定された.  $\omega_{i4}$  ( $i=1,2$ ) は入力重みである.  $i=1$  は椅

子に座って前傾する期間,  $i=2$  は椅子から離れ立ち上がる期間を表す. 拡張評価関数  $J^*$  の第一変分  $\delta J^* = 0$  が式(5)の最適化の為の必要条件であり, 通常最適制御問題の場合と同様に, 変分法を用いて解くことが可能である. 具体的には, 変分法に基づき, ダイナミクス切り替わり時間  $t_1$  以前と以後のハミルトン関数を各々

$$H_1(\mathbf{x}, \mathbf{u}, \boldsymbol{\lambda}) = W_1 + Cg_1 + \omega_{14} \mathbf{u}^T \mathbf{R} \mathbf{u} + \boldsymbol{\lambda}^T (A_3(\mathbf{x}) + B_3 \mathbf{u}) \quad (9)$$

$$H_2(\mathbf{x}, \mathbf{u}, \boldsymbol{\lambda}) = W_2 + Cg_2 + \omega_{24} \mathbf{u}^T \mathbf{R} \mathbf{u} + \boldsymbol{\lambda}^T (A(\mathbf{x}) + B \mathbf{u}) \quad (10)$$

と定義すれば, この時の最適制御入力はいずれも

$$\frac{\partial H_1}{\partial \mathbf{u}} = \mathbf{0}, \quad \frac{\partial H_2}{\partial \mathbf{u}} = \mathbf{0} \quad (11)$$

により決定される. 最適軌道は, 式(11)の最適制御入力の下で以下の方程式

$$\dot{\mathbf{x}} = \frac{\partial H_1}{\partial \mathbf{x}}, \quad \dot{\boldsymbol{\lambda}} = -\frac{\partial H_1}{\partial \mathbf{x}} \quad (12)$$

$$\dot{\mathbf{x}} = \frac{\partial H_2}{\partial \mathbf{x}}, \quad \dot{\boldsymbol{\lambda}} = -\frac{\partial H_2}{\partial \mathbf{x}} \quad (13)$$

を満足する軌道として求められる. ここで,  $\boldsymbol{\lambda}$  は9次元随伴ベクトルである. 良く知られている様に, 式(12)(13)は変数  $\mathbf{x}$  と  $\boldsymbol{\lambda}$  に関する非線形連立微分方程式となるので, 以下の境界条件

$$\mathbf{x}(0) = \mathbf{x}_0, \quad \boldsymbol{\lambda}(t_f) = 2\mathbf{Q}\{\mathbf{x}(t_f) - \mathbf{x}_f\}, [\boldsymbol{\lambda}]_{t=1+} = [\boldsymbol{\lambda}]_{t=1-} \quad (14)$$

の下で多点境界値問題として解くことが可能である.  $\mathbf{x}_0, \mathbf{x}(0)$  は各々時刻  $t=0$  での境界条件と状態変数値であり, 椅子に座った初期状態を維持するのに必要な初期トルクを計算し, この値を初期状態  $\mathbf{x}_0$  に設定した. 具体的には, 運動方程式 (式(1)) において角速度と角加速度を0にして計算した.  $t_1-$  と  $t_1+$  は  $t_1$  の直前と直後である. また, 椅子から離れる前は足関節トルクと膝関節トルクはゼロになっているが, 椅子から立ち上がる瞬間 ( $t=t_1$ ) において, 実際の立ち上り動作の場合と同様に, 足関節トルクと膝関節トルクの初期値を設定した. これらのトルク設定は, 椅子から離れた瞬間の姿勢を維持するために必要なトルクとして, 式(2)において足関節と膝関節の角速度と角加速度をゼロにして導出した. 本研究では, 上記多点境界値問題を広義ニュートン法を用いて解いた.

### 2.3 立ち上がり動作に対する基本的再現特性

図4は, 多点境界値問題 (式(11)~(14)) を解くことにより導出された立ち上がり再現動作姿勢を 100 [msec]毎の時間間隔で並べたものであり, (1)は重みを  $\omega_{i4}=1.0$  ( $i=1,2$ ) と設定し, ダイナミクス切り替わり時間  $t_1$  をパラメータ ( $t_1=100, 400, 700$  msec) として計算した場合, (2)はダイナミクス切り替わり時間を  $t_1=400$  msec, 椅子から離れている期間の入力重みを  $\omega_{24}=1$  と設定し, 椅子に座っている期間の入力重み  $\omega_{14}$  をパラメータ ( $\omega_{14}=0.1, 0.2, 0.4, 1.0, 3.0, 10.0$ ) として計算した場合である. 但し, 椅子の高さは 40.5 cm, 足位置は 5 cm の場合である. 計算では, 立ち上がり運動の1つの実測結果から導出された初期姿勢 ( $t=0$ ) と最終姿勢 ( $t=t_f$ ) に於ける足関節, 膝関節, 股関節の角度 ( $\theta_1, \theta_2, \theta_3$ ) を式(14)の境界条件に代入し, 式(13)の多点境界値問題を広義ニュートン法を用いて解いた. また, 本研究では, 状態変数の到達目標値  $\mathbf{x}_f$  に於いて, 関節角度 ( $\theta_1, \theta_2, \theta_3$ ) は実測結果から導出し, 関節角速度は  $\dot{\theta}_1=\dot{\theta}_2=\dot{\theta}_3=0$  とし静止するものと設定した. また, 関節トルク ( $\tau_1, \tau_2, \tau_3$ ) は, 運動方程式 (式(2)) において角速度と角加速度を0にして計算した. 重み行列  $\mathbf{Q}$  は  $Q_{11} \sim Q_{99}=10^8$ , 重み行列  $\mathbf{R}$  の値は  $R_{11}=R_{22}=R_{33}=1.0$ , 運動時間は  $t_f=1231$  msec であった. 図4から, ダイナミクス切り替わり時間  $t_1$  が長くなるに伴い, 大腿部が椅子から離れる時間が遅れると同時に上体の前傾が深くなること, 及び, 入力重み  $\omega_{14}$  が小さくなるに伴い上体の前傾が深くなることが見て取れる.

## 3. 離椅子時の関節トルクが立ち上がり動作に及ぼす影響

離椅子時の膝関節トルクと足関節トルクの変化が立ち上がり軌道に及ぼす影響を検討する.

### 3.1 計算方法

離椅子時 ( $t=t_1$ ) の膝関節トルクと足関節トルクを変化させる場合,  $t=t_1$  までの期間 (着座期間) における前傾動作には何の影響も及ぼさず,  $t=t_1$  以降の期間 (立ち上がり期間) に影響が及ぶことになり, この期間で最適化を再度行う必要がある. ヒトの場合も同様に, 離椅子時 ( $t=t_1$ ) の膝関節トルクと足関節トルクが適切な値でなかったならば, 転倒しないようにその後の立ち上がり期間で軌道計画をやり直すはずと考えられる. 従って,  $t=t_1$  までの期間 (着座期間) における前傾動作は, 式(5)の評価関数の最適化により予測された軌道を描くが,  $t=t_1$  以

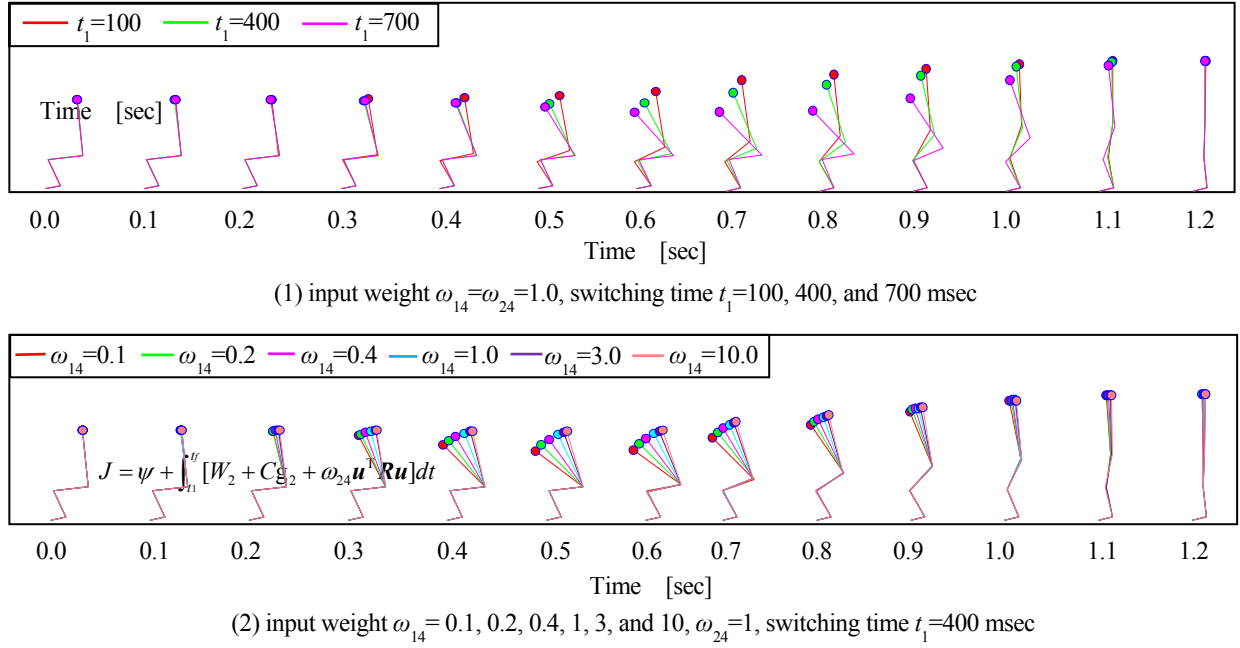


Fig.4 A series of postures calculated every 100 msec in the model's reproduced rising movements from a chair.

降の期間（立ち上がり期間）では，以下の立ち上がり期間のみの評価関数を改めて最適化する必要がある．

$$J = \psi + \int_{t_1}^{t_f} [W_2 + Cg_2 + \omega_{24} \mathbf{u}^T \mathbf{R} \mathbf{u}] dt \quad (15)$$

式(10)と同じハミルトン関数を用いれば，式(11)の最適入力の下で式(13)の非線形連立微分方程式を解くことにより最適軌道を求めることができる．境界条件は以下となる．

$$\mathbf{x}(t_1) = \mathbf{x}_{t_1}, \quad \lambda(t_f) = 2\mathbf{Q}\{\mathbf{x}(t_f) - \mathbf{x}_f\}. \quad (16)$$

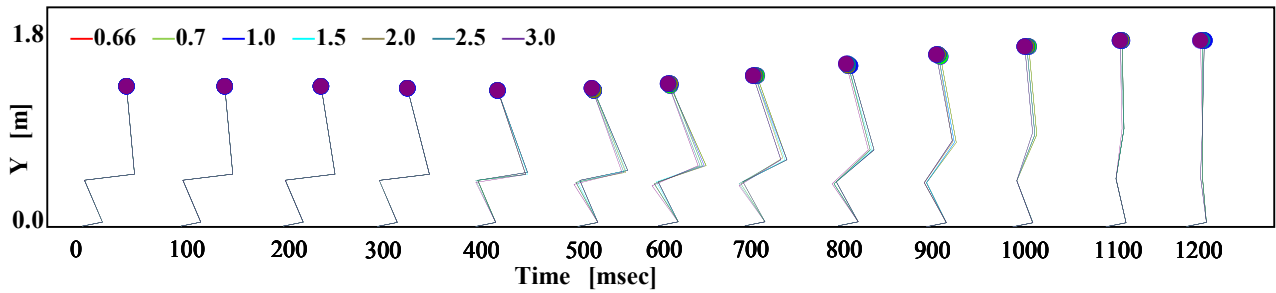
$\mathbf{x}_{t_1}, \mathbf{x}(t_1)$ は，各々時刻  $t = t_1$  での初期条件と状態変数値である．初期条件  $\mathbf{x}_{t_1}$  の足関節角度と角速度，及び膝関節角度と角速度は，式(14)の初期条件  $\mathbf{x}_0$  と同一である．股関節角度と角速度とトルクは，式(5)の評価関数の最適化により予測された軌道における時刻  $t = t_1$  での値を用いる．足関節トルクと膝関節トルクとしては，式(5)の評価関数を最適化する際に用いた，時刻  $t = t_1$  での足関節トルクと膝関節トルクの計算値  $\tau_1^*, \tau_2^*$  を定数倍した値  $a_1 \tau_1^*, a_2 \tau_2^*$  を設定し，係数  $a_1, a_2$  を変化させることにより，離椅子時 ( $t = t_1$ ) の膝関節トルクと足関節トルクを変化させた．

### 3・2 離椅子時の足関節トルクの影響

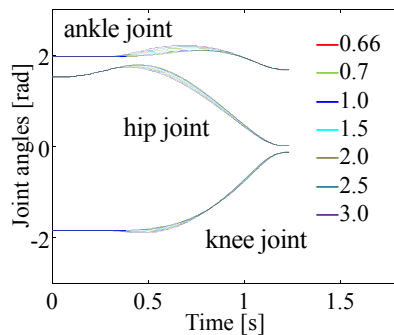
図5は，離椅子時 ( $t = t_1$ ) の足関節トルク係数  $a_1$  をパラメータ ( $a_1 = 0.66 \sim 3.0$ ) として，式(5)の評価関数を最適化して導出した着座期間 ( $t = t_1$  以前) の最適軌道と式(15)の評価関数を最適化して導出した立ち上がり期間 ( $t = t_1$  以後) の最適軌道をつなぎ合わせたものである．図5(a)は椅子からの立ち上がり再現動作姿勢を100 [msec]毎の時間間隔で並べたもの，(b)は関節角度の時間応答特性，(c)は頭部接線方向速度の時間応答特性，(d)は関節トルクの時間応答特性である．但し，椅子の高さは40.5 cm，足位置は5 cm， $\omega_{14} = 0.541$ ， $\omega_{24} = 1.0$ ，重み行列  $\mathbf{Q}$  は  $Q_{11} \sim Q_{99} = 10^8$ ，重み行列  $\mathbf{R}$  は  $R_{11} = R_{22} = R_{33} = 1.0$ ，ダイナミクス切り替わり時間  $t_1 = 300$  msec，運動時間は  $t_f = 1231$  msec であった．図5から，以下の結果が得られた．

- (1) 足関節トルク係数の設定範囲内 ( $a_1 = 0.66 \sim 3.0$ ) では，モデルは椅子からの立ち上がり動作を成功させた．
- (2) 椅子からの立ち上がり動作姿勢 (図5(a)(b)(c)) は係数  $a_1$  の値に関係なくほぼ同じであった．相違点は，係  $a_1$  の増加に伴い立ち上がり姿勢がわずかに前方へ移動する程度であった．
- (3) 足関節トルク係数が  $a_1 = 1$  より小さい場合は，足関節トルクに通常 ( $a_1 = 1$ ) と同程度の最大値が通常 ( $a_1 = 1$ ) よりも遅れて生じるのに対し， $a_1 = 1$  より大きい場合は，離椅子時で足関節トルクが最大となり，その後は減少した．
- (4) 足関節トルク係数  $a_1 = 1$  より小さい場合は，膝関節トルクに最大値が生じてから減少する特性は足関節トルクの影響をほとんど受けないが，足関節トルク係数  $a_1 = 1$  より大きい場合，膝関節トルクの最大値が増加すると同

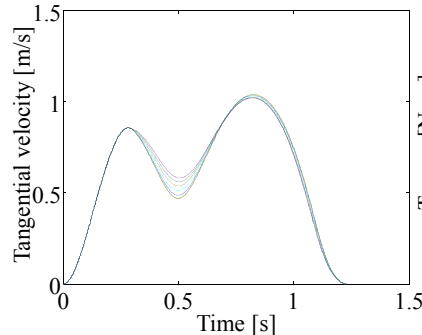




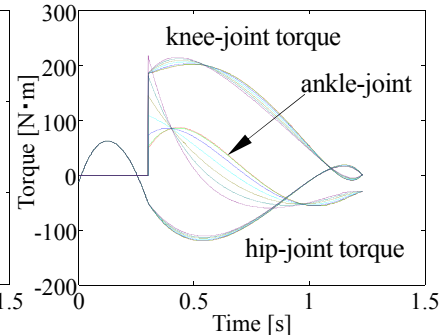
(a) series of postures calculated every 100 msec in the model's sit-to-stand movements.



(b) joint-angle profiles.



(c) head-point tangential velocity profiles.



(d) joint-torque profiles.

Fig.5 Sit-to-stand movement trajectories predicted as a parameter of the coefficient  $a_1$  of the ankle-joint torque at the seat-off time.

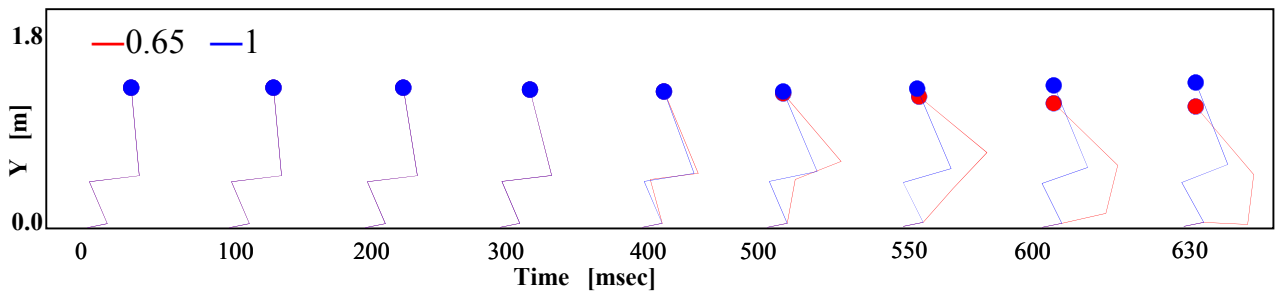


Fig.6 Series of postures calculated at irregular intervals in the sit-to-stand movements predicted at  $a_1=0.65$  and 1.0.

時に、その発生時刻が早まった。

(5) 足関節トルク係数  $a_1$  の増加に伴い股関節トルクは逆方向にわずかに減少する特性であった。

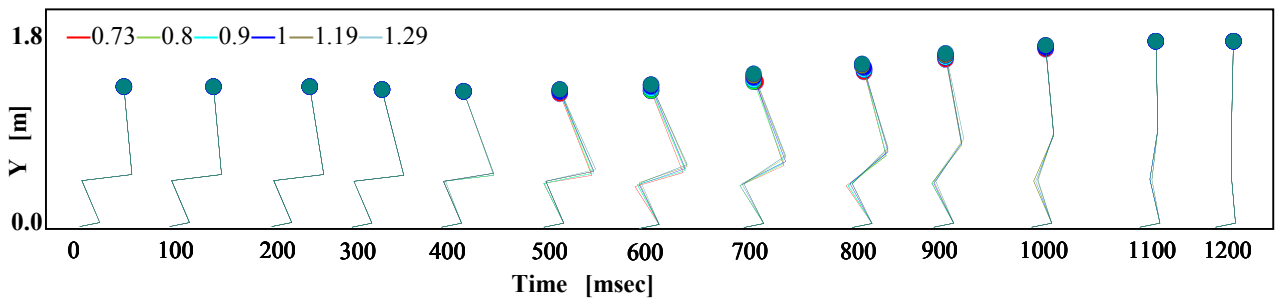
結果(1)は、この立ち上がり条件の場合、離椅子時の足関節トルクの設定値を 0.66~3.0 倍まで縮小または拡大させても椅子から立ち上がれること、即ち、椅子からの立ち上がり動作における離椅子時足関節トルクの余裕を意味する。結果(2)~(5)は、離椅子時の足関節トルク設定値が 0.66~3.0 倍まで変化しても立ち上がり動作姿勢にはほとんど影響を及ぼさないこと、及び、これが足関節トルク、膝関節トルク、股関節トルクを適切に調整して実現されていることを意味する。係数  $a_1$  の増加に伴い立ち上がり姿勢がわずかに前方へ移動するのは、足関節の動きが大きくなるからである。図 6 は、図 5 と同じ立ち上がり条件で、足関節トルク係数を椅子から立ち上がれる範囲外  $a_1=0.65$  に設定した場合の立ち上がり再現動作姿勢を時間経過に従って並べたものである。この条件では椅子からの立ち上がりに失敗するので、体の一部が床に触れる時刻までの姿勢を不等時間間隔で表している。比較のため、 $a_1=1.0$  の場合の姿勢も重ねた。図からわかるように、 $a_1=0.65$  では足関節トルクの不足のために体重心を前方に移動させることができず、その結果、後方に転倒した。これは、本最適制御モデルが転倒予測シミュレーションにも適用可能であることを示唆する。膝関節が逆方向に曲がったのは、本最適制御モデルに関節の可動範囲が考慮されていないからである。

### 3・3 離椅子時の膝関節トルクの影響

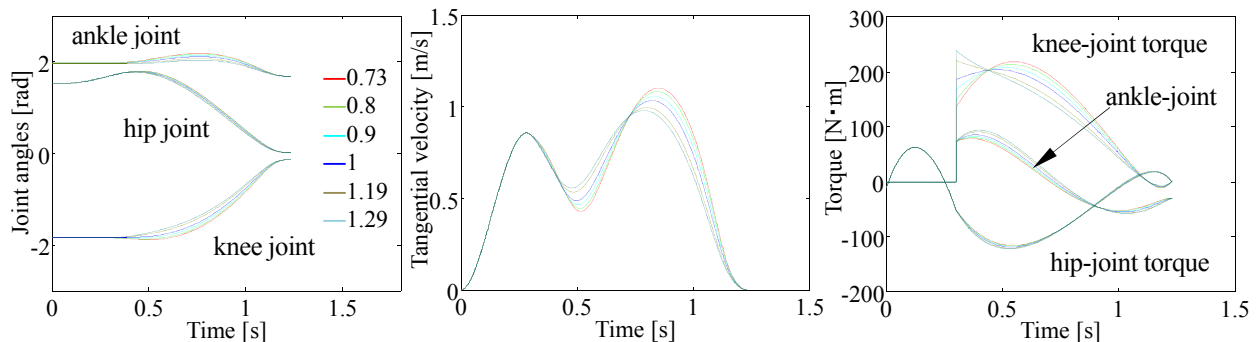
図7は、離椅子時 ( $t=t_1$ ) の膝関節トルク係数  $a_2$  をパラメータ ( $a_2=0.79\sim 1.29$ ) として、式(5)の評価関数を最適化して導出した着座期間 ( $t=t_1$  以前) の最適軌道と式(15)の評価関数を最適化して導出した立ち上がり期間 ( $t=t_1$  以後) の最適軌道をつなぎ合わせたものである。図7 (a)は椅子からの立ち上がり再現動作姿勢を 100 [msec]毎の時間間隔で並べたもの、(b)は関節角度の時間応答特性、(c)は頭部接線方向速度の時間応答特性、(d)は関節トルクの時間応答特性である。但し、立ち上がり条件は、図4、5と同じである。図7から、以下の結果が得られた。

- (1) 膝関節トルク係数の設定範囲内 ( $a_2=0.79\sim 1.29$ ) では、モデルは椅子からの立ち上がり動作を成功させた。
- (2) 椅子からの立ち上がり動作姿勢 (図7 (a)(b)(c)) は係数  $a_2$  の値に関係なくほぼ同じであった。相違点は、係数  $a_2$  の増加に伴い立ち上がり姿勢の伸びがわずかに早まる程度であった。
- (3) 膝関節トルク係数が  $a_2=1$  より小さい場合は、膝関節トルクに通常 ( $a_2=1$ ) よりも大きな最大値が通常 ( $a_2=1$ ) よりも遅れて生じるのに対し、 $a_2=1$  より大きい場合は、離椅子時で膝関節トルクが最大となり、その後は減少した。
- (4) 膝関節トルク係数  $a_2$  の増加に伴い、足関節トルクは増加する特性であった。
- (5) 膝関節トルク係数  $a_2$  の増加に伴い股関節トルクは逆方向にわずかに増加する特性であった。

結果(1)は、この立ち上がり条件の場合、離椅子時の膝関節トルクの設定値を 0.79~1.29 倍まで縮小または拡大させても椅子から立ち上がれること、即ち、椅子からの立ち上がり動作における離椅子時膝関節トルクの余裕を意味する。結果(2)~(5)は、離椅子時の膝関節トルク設定値が 0.79~1.29 倍まで変化しても立ち上がり動作姿勢にはほとんど影響を及ぼさないこと、及び、これが足関節トルク、膝関節トルク、股関節トルクを適切に調整して実現されていることを意味する。係数  $a_2$  の増加に伴い立ち上がり姿勢の伸びがわずかに早まるのは、膝関節の動きが大きくなるからである。図8は、図7と同じ立ち上がり条件で、膝関節トルク係数を椅子から立ち上がれる範囲外  $a_2=0.79$  と 1.5 に設定した場合の立ち上がり再現動作姿勢を時間経過に従って並べたものである。この条件では椅子からの立ち上がり失敗するので、体の一部が床に触れる時刻までの姿勢を不等時間間隔で表している。比較のため、 $a_2=1.0$  の場合の姿勢も重ねた。図からわかるように、 $a_2=0.79$  では足関節トルクは十分なのに膝関節トルクが不足するために体重心を上方に移動させることができず、その結果、膝を床に着けて前方に転倒すること、



(a) series of postures calculated every 100 msec in the model's sit-to-stand movements.



(b) joint-angle profiles.

(c) head-point tangential velocity profiles.

(d) joint-torque profiles.

Fig.7 Sit-to-stand movement trajectories predicted as a parameter of the coefficient  $a_2$  of the knee-joint torque at the seat-off time.



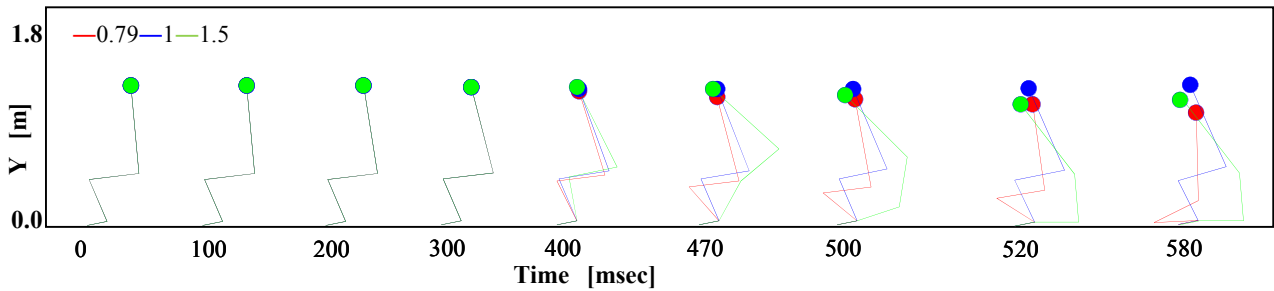


Fig.8 Series of postures Calculated at irregular intervals in the sit-to-stand movements predicted at  $a_1=0.79, 1.0,$  and  $1.5$ .

$a_2=1.5$  では大きすぎる膝関節トルクが膝関節を早く伸ばすために体重心を前方に移動させることができず、その結果、後方に転倒した。これらは、本最適制御モデルが転倒予測シミュレーションにも適用可能であることを示唆する。膝関節が逆方向に曲がったのは、本最適制御モデルに関節の可動範囲が考慮されていないからである。

## 7. まとめ

椅子からの立ち上がり動作における離椅子時の膝関節トルクと足関節トルクがその後の立ち上がり動作に与える影響を理論的に検討すると同時に、関節トルクの設定ミスによる転倒予測の可能性を検討した。その結果、(1) 離椅子時膝関節トルクと足関節トルクには、椅子からの立ち上がりを成功させるための設定範囲（余裕）が存在し、膝関節トルクの設定範囲の方が狭いこと、(2) 離椅子時足関節トルクが不足すると後方に尻餅をついて転倒すること、(3) 離椅子時膝関節トルクが不足すると前方に膝をついて転倒し、膝関節トルクが大きすぎると後方に尻餅をついて転倒することが示された。以上の結果は、離椅子時の膝関節トルクと足関節トルクが椅子からの立ち上がり動作の成否を左右する重要な要因になり得ること、既提案の最適制御モデルが椅子からの立ち上がり動作だけでなく転倒動作のシミュレートにも適用可能であることを示唆する。

## 文 献

- (1) T. Flash and N. Hogan: "The Coordination of Arm Movements: An Experimentally Confirmed Mathematical Model", *J. Neuroscience*, Vol. 5, pp. 1688-1703, 1985.
- (2) Y. Uno, M. Kawato, and R. Suzuki: "Formation and Control of Optimal Trajectory in Human Multijoint Arm Movement - Minimum Torque-Change Model", *Biol. Cybern.*, Vol. 61, pp. 89-101, 1989.
- (3) E. Nakano, H. Imamizu, R. Osu, Y. Uno, H. Gomi, T. Yoshioka, and M. Kawato: "Quantitative Examination of Internal Representations for Arm Trajectory Planning: Minimum Commanded Torque Change Model", *J. Neurophysiol.*, Vol. 81, pp. 2140-2155, 1999.
- (4) 加島正, 石動善久: "ヒトの上肢運動における軌道制御", 計測自動制御学会論文誌, Vol. 31, No. 9, pp. 1416-1422, 1995.
- (5) 加島正, 石動善久: "ヒトの上肢運動の軌道生成", 計測自動制御学会論文誌, Vol. 34, No. 10, pp. 1440-1447, 1998.
- (6) C.M. Harris and D.M. Wolpert: "Signal-Dependent Noise Determines Motor Planning", *Nature*, Vol. 394, No. 20, pp. 780-784, 1998.
- (7) T. Matsui, K. Takeshita, and T. Shibusawa: "Optimal Control Model of Human Three-Joint Arm System Characterized by Hand-Joint's Freezing-Like Mechanism", *Journal of System Design and Dynamics*, Vol. 5, No. 7, pp. 1531-1544, 2011.
- (8) T. Matsui, K. Hagiwara, and K. Wada: "Dynamics-Switching Optimal Control Model for Reproducing Human Rising Movements from a Chair", *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, Vol. 8, No. 1, pp. 1-16, 2013.
- (9) K. Wada, K. Hagiwara, T. Matsui, and N. Nakazawa: "Quantitative Evaluation of Human Rising movements from Chair in Terms of Physical Strain Imposed on Joints", *Proceedings of the 2012 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO 2012)*, pp. 1092-1097, 2012.
- (10) ロルフ・ヴィルヘード (金子公宥, 松本迪子訳): "目でみる動きの解剖学", 大修館書, 1999.

- (11) D.A. Winter: "Biomechanics and Motor Control of Human Movement", *John Wiley and Sons*, 3rd edition, 2004.
- (12) H. Hatze: "A New Method for the Simultaneous Measurement of the Moment of Inertia, the Damping Coefficient and the Locomotion of the Center of Mass of a Body Segment", *Europ. J. Appl. Physiol.*, Vol. 34, pp. 217-226, 1975.
- (13) P.L. Weiss, R.E. Kearney, and I.W. Hunter: "Position Dependence of Ankle Joint Dynamics-I. Passive Mechanics", *J. Biomech.*, Vol. 19, No. 9, pp. 727-735, 1986.