

座面高と速度の異なるヒト起立動作における筋シナジー解析

Qi AN*・石川 雄 己*・舩 戸 徹 郎**・青 井 伸 也***

岡 敬 之****・山 川 博 司*・山 下 淳*・淺 間 一*

Muscle Synergy Analysis of Human Standing-up Motion in Different Seat Heights and Speeds

Qi AN*, Yuki ISHIKAWA*, Tetsuro FUNATO**, Shinya AOI***,
Hiroyuki OKA****, Hiroshi YAMAKAWA*, Atsushi YAMASHITA* and Hajime ASAMA*

In order to understand human motor function, it is necessary to clarify how humans achieve adaptive motions regarding to external environment or their own purpose. This study analyzes human standing-up motion in different chair seat heights and motion speeds using muscle synergy analysis to find important modules to achieve the movement. Muscle synergy is determined from measured eight muscle activations ($n = 10$), and relationship between muscle synergy and body kinematics is clarified. As a result, invariant three muscle synergies were found in human standing-up motion regardless of different seat heights and motion speeds. On the other hand, amplitude and duration of time-varying activation of muscle synergies were properly adjusted to environmental change. Moreover, it was observed that time-varying activations were strongly corresponded to characteristic kinematic event of standing-up motion. This result implies that humans can achieve the adaptive standing-up motion mainly by controlling time-varying activation of three muscle synergies.

Key Words: Muscle Synergy, Standing-up Motion, Chair Seat Height, Motion Speed

1. 序 論

我が国の65歳以上の高齢者の割合は20%を超えて、超高齢社会となっている。特に高齢者の身体機能の衰えは顕著で、社会保障費の増大や高齢者の生活の質の低下を招いている。高齢者の身体機能を回復し、自立した生活を支援するために、本研

究では起立動作に着目する。起立動作は日常生活動作(ADL)の起点で、起立動作を行えなくなると生活範囲が低下することが知られている¹⁾。また起立動作の成否は要介護度の判定の基準の1つであり、非常に重要な動作である。

起立を支援するために従来多くの起立動作のアシスト装置が開発されてきた。我々は、ベッドとパーから構成された支援システムを構築し、熟練介護士の動作を再現することで関節トルクの支援をしてきた²⁾。しかしこのような支援システムでは、関節トルクの補助や目標とする身体動作の軌道の呈示は可能であるが、身体機能の向上に対しては効果が少ない。

高齢者の身体機能の改善のために医療や理学療法の現場では、筋力を増強させるトレーニングが行われている。実際高齢者でも適切な訓練によって筋力が増強することが報告されているが³⁾、一方でトレーニングはそれを行った姿勢や環境に依存することが指摘されており、筋力を増強させるトレーニングは必ずしも身体機能の改善には結びつかない⁴⁾。

特にヒトが運動を行う際には、その環境は必ずしも一定ではなく、また運動の目的によっても動作は変化する。ヒトはこのように外部環境や自身の内的な目的に応じた動作生成を行うことができ、従来の限定された環境のみで行うトレーニングではこのような適応能力の改善は見込めない。しかしながら、ヒトが身体能力を改善し、多様な環境で自立した生活を送るためには、このような適応的な行動生成のメカニズムを明らかにする必要がある。

* 東京大学大学院工学系研究科精密工学専攻
東京都文京区本郷 7-3-1
** 電気通信大学大学院情報理工学研究科知能機械工学専攻
東京都調布市調布ヶ丘 1-5-1
*** 京都大学大学院工学研究科航空宇宙工学専攻
京都市西京区京都大学桂
**** 東京大学医学部附属病院 22 世紀医療センター
関節疾患総合講座 東京都文京区本郷 7-3-1
* Department of Precision Engineering, Graduate School of Engineering, The University of Tokyo
7-3-1 Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo, 1138656, Japan
** Department of Mechanical Engineering and Intelligent Systems, Graduate School of Informatics and Engineering, The University of Electro-Communications
1-5-1 Chofugaoka, Chofu, Tokyo 182-8585, Japan
*** Department of Aeronautics and Astronautics, Graduate School of Engineering, Kyoto University
Kyoto daigaku-Katsura, Nishikyo-ku, Kyoto 615-8540, Japan
**** Department of Joint Disease Research, 22nd Century Medical and Research Center, Graduate School of Medicine, The University of Tokyo
7-3-1 Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo

適応的な動作生成のため、ヒトは身体の冗長な自由度を巧みに制御して多様な運動を実現する。本研究では特にシナジー仮説⁵⁾と呼ばれる運動生成のメカニズムに着目した解析を行う。シナジー仮説では、ヒトが運動を行う際に、身体の自由度を個別に制御するのではなく、シナジーと呼ばれる役割を持った少数のモジュールを協調的に制御することで複雑な運動を達成していると提案された。本研究では身体機能の改善という観点から、ヒトの運動の際の筋活動に着目し、シナジーを複数の筋の協調的な活動として捉える(筋シナジー)。この筋シナジーの観点からヒトの歩行を解析した先行研究から、5つの筋シナジーによって歩行動作が説明できるとされており⁶⁾、起立動作にも同様のまとまりをもって活動する筋が存在すれば、従来の単一の筋を増強するトレーニングではなく、より運動機能に即した筋活動の組み合わせが抽出される。

本研究では特に座面高(外部環境)と動作速度(内的要因)の異なる立ち上がり動作に着目した解析を行う。日常生活においてヒトは異なる座面高の椅子から起立し、また状況や運動の目的によってその速度も異なる。起立動作に関する従来研究では、ヒトの起立動作時の身体軌道や床反力の変化から、これらの座面高や動作速度が運動に与える影響を評価してきた。例えば、座面高を低くすることで、動作時の股関節速度の上昇することが報告されており⁷⁾、また足部の引き込み現象や膝部の前方移動⁸⁾、股・膝・足関節の角度変位の上昇や⁹⁾、運動に必要な関節トルクの上昇が指摘されている¹⁰⁾¹¹⁾。動作速度を上昇させた研究では、垂直方向の運動量のピークタイミングが変化することが観察されている¹²⁾。他の研究では運動速度を向上させた際に、開始時の前屈動作の減少が報告されている¹³⁾¹⁴⁾。しかしながら、このような研究ではヒトがどのようにして適応的な運動を生成しているのかは十分に解明されておらず、またヒトが運動を行う際の筋活動に着目したものは少ない。そこで本研究は、座面高と動作速度の異なる起立動作から筋シナジーを抽出することで、ヒトの適応的な起立動作の生成メカニズムを解明することを目的とする。

2. 手 法

2.1 筋シナジー解析

本研究では、ヒトの運動が筋シナジーと呼ばれるモジュールから構成され、同時に活動する筋の相対的な活動度とそれらの活性度(活性係数)の掛け合わせによって運動中の筋活動が生成されるものとした。これは式(1)で表現される。

$$\mathbf{M} \cong \mathbf{W}\mathbf{H}, \quad (1)$$

ここで \mathbf{M} が運動の際の n 個の筋活動の時系列、 \mathbf{W} が筋シナジー、 \mathbf{H} が活性係数を示す行列である。筋活動行列 \mathbf{M} は筋活動ベクトル \mathbf{m}_i によって構成され、筋 i ($i = 1 \dots n$) の離散化された時系列 ($1 \leq t \leq T_{\max}$) の筋活動度 $m_i(t)$ を要素に持つ(式(2))。筋シナジー行列 \mathbf{W} の各列は異なる N 個の筋シナジー \mathbf{w}_j ($j=1 \dots N$) と対応し、筋シナジーベクトル \mathbf{w}_j は筋 i に対応する筋の活動度 w_{ij} を要素とする(式(3))。活性係数

行列 \mathbf{H} の各行は活性係数ベクトル \mathbf{h}_j から構成され、各筋シナジーベクトル \mathbf{w}_j に対応する時系列の活性係数 $h_j(t)$ を表わす(式(4))。

$$\mathbf{M} = \begin{pmatrix} \mathbf{m}_1(t) \\ \mathbf{m}_2(t) \\ \vdots \\ \mathbf{m}_n(t) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} m_1(1) & \cdots & m_1(T_{\max}) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ m_n(1) & \cdots & m_n(T_{\max}) \end{pmatrix}, \quad (2)$$

$$\mathbf{W} = (\mathbf{w}_1 \cdots \mathbf{w}_N) = \begin{pmatrix} w_{11} & \cdots & w_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ w_{n1} & \cdots & w_{nN} \end{pmatrix}, \quad (3)$$

$$\mathbf{H} = \begin{pmatrix} \mathbf{h}_1(t) \\ \mathbf{h}_2(t) \\ \vdots \\ \mathbf{h}_N(t) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} h_1(1) & \cdots & h_1(T_{\max}) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ h_N(1) & \cdots & h_N(T_{\max}) \end{pmatrix}. \quad (4)$$

本研究で用いた筋シナジーモデルの概念図を図1に示す。本例では、運動中の n 個の筋活動 \mathbf{m}_i (図1(c))が3つの筋シナジーベクトル ($\mathbf{w}_{1,2,3}$) と対応する活性係数ベクトル ($\mathbf{h}_{1,2,3}$) の掛け合わせによって生成される。筋シナジーベクトルは図1(a)に示されており、白、黒、グレーのバーが各筋シナジー中の筋の活動度に対応する。対応する活性係数ベクトルは図1(b)に示され、実線、点線、マーカー付き実線で表わされる。筋シナジーと活性係数の時系列によって生成された筋活動は図1(c)中の実線、点線、マーカー実線で表され、それらの線形和が各筋の活動度(グレー部)となる。

筋シナジー行列 \mathbf{W} と活性係数行列 \mathbf{H} を求めるために、本研究では非負値行列因子分解を用いる¹⁵⁾。非負値行列因子分解とは、要素が正の行列 $\mathbf{M} \in R^{k \times l}$ と正の整数 $Z < \min(k, l)$ が与えられたときに、式(5)を最小化するような行列 $\mathbf{W} \in R^{k \times Z}$ と行列 $\mathbf{H} \in R^{Z \times l}$ を算出する手法である。

$$f(\mathbf{W}, \mathbf{H}) = \frac{1}{2} \|\mathbf{M} - \mathbf{W}\mathbf{H}\|^2. \quad (5)$$

交互最小二乗アルゴリズム¹⁶⁾を用いて、筋シナジー行列 \mathbf{W} と活性係数行列 \mathbf{H} の要素が非負であるという条件式(8)のもと、 \mathbf{W} と \mathbf{H} を決定する。その際には、片方の変数を既知として与えた上で、残りの変数について解くことを繰り返

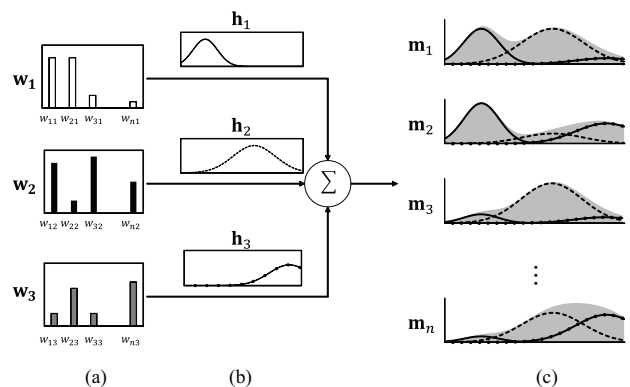


Fig. 1 Muscle Synergy Model

し、変数を決定していく。初期条件としてランダムに非負の要素を与えられた W に対し、式(6)を H について解き、次に得られた H を用いて式(7)から W を算出する。これを繰り返すことで、 W と H が決定される。

$$W^T W H = W^T M, \quad (6)$$

$$H H^T W^T = H M^T, \quad (7)$$

$$\text{subject to } : w_{ij} \geq 0, h_i(t) \geq 0. \quad (8)$$

ここでの Z は筋シナジーの数に対応しており、それを決定するために、本研究では決定係数 R^2 を用い、筋シナジーが観測波形をどの程度説明できるかを計算する。決定係数は以下の式(9)から算出され、

$$R^2 = 1 - \sum_{i=1}^n \sum_{t=1}^{T_{\max}} \frac{(m_i(t) - \tilde{m}_i(t))^2}{(m_i(t) - \bar{m}_i)^2}, \quad (9)$$

$\tilde{m}_i(t)$ は筋シナジー WH から生成された筋活動のうち、時刻 t での筋 i の活動度、 \bar{m}_i は観測された筋 i の平均の活動度を示す。これにより、決定係数は、観測された筋 i の活動の分散に対する、筋シナジーによって生成された筋活動 (\tilde{m}_i) と観測された筋活動 (m_i) の2乗誤差の割合によって決まる。

算出される決定係数に対して、本研究では1因子分散分析を用いて、異なる筋シナジーの数に対して、決定係数が有意に変化するかどうかを調べ、シナジー数 N を決定する。本研究では、有意水準 p を 0.05 とし、有意差が存在したときには、多重比較 (Tukey-Kramer 法) を行い、シナジー数を増やした場合に、筋シナジーが観測波形を説明できる割合が有意に上昇するか調査する。

2.2 筋シナジーの類似性

異なる条件において抽出された筋シナジーベクトル間の類似性を調べるため、本研究では式(10)のようにコサイン類似度を用いる。式(10)の s_{ij} は筋シナジーベクトル w_i と筋シナジーベクトル w_j の間における類似度を表わす。

$$s_{ij} = \frac{\mathbf{w}_i \cdot \mathbf{w}_j}{\|\mathbf{w}_i\| \|\mathbf{w}_j\|}. \quad (10)$$

2.3 起立動作の解析

試行間で異なる動作を比較するため、本研究では起立動作の特徴的なフェーズをもとにデータの正規化を行う。先行研究から、起立動作には4つのフェーズが存在することが報告されており¹⁷⁾、各フェーズの詳細は下記の通りである。

- フェーズ1 (Flexion Momentum)
上体を前屈させ、運動量を生成する
- フェーズ2 (Momentum Transfer)
臀部を離床し、足裏に重心を移動する
- フェーズ3 (Extension)
全身を伸展させ、重心を上方に移動する
- フェーズ4 (Posture Stabilization)
姿勢を安定化する

各フェーズの開始点とその時のヒトの動きを図2に示す。

本研究では起立動作の開始点をフェーズ1の開始とする。

また動作の終了点は、従来の研究では、フェーズ4の開始点を起立動作の終了点と定義しているものがある¹⁸⁾、それではフェーズ4における拳動が考慮されない。フェーズ4は直立姿勢であり、明確な動作の終わりが無いが、本研究では、フェーズ4における動作も解析に含めるため、フェーズ4の継続時間はそれまでのフェーズ1-3の時間によって決定する。フェーズ4の継続時間を式(11)のように算出する。式(11)の $T_{1,2,3,4}$ は各フェーズの継続時間を示し(図2)、 a はフェーズ4の継続時間のフェーズ1-3に対する割合である。

$$T_4 = a(T_1 + T_2 + T_3). \quad (11)$$

各フェーズの開始点はヒトの肩位置の速度、臀部の床反力、膝位置に基づいて算出する。フェーズ1の開始点は、肩位置の水平方向への動き始めの点とし、式(12)より算出される肩位置の水平方向速度 V_x が閾値 p_1 を超える点とした。

$$V_x = \frac{P_x(t + \Delta t) - P_x(t)}{\Delta t}. \quad (12)$$

式(12)中の $P_x(t)$ は時刻 t ($1 \leq t \leq T_{\max} - \Delta t$) における肩の水平方向の位置で、それと Δt 秒後の肩位置 $P_x(t + \Delta t)$ から水平方向速度を算出する。フェーズ2の開始点は、臀部の床反力が閾値 p_2 を下回る点とする。フェーズ3の開始点は、足首が最も底屈した点として、水平方向の膝位置が最も前面に来た点とする。フェーズ4の開始点は、フェーズ3以降で式(13)から算出される肩位置の垂直方向の速度 V_y が閾値 p_4 を下回った点とする。なお式(13)中の $P_y(t)$ は時刻 t における肩の垂直方向の位置座標を示す。

$$V_y = \frac{P_y(t + \Delta t) - P_y(t)}{\Delta t}. \quad (13)$$

2.4 起立動作の条件

本研究では5つの異なる条件で行われる起立動作を解析する。座面高の高さを変えた起立動作では、椅子の高さを Normal と Low, High の3段階に変化させる。

動作の速度を変化させた起立動作では、Normal, Slow, Fast の3段階に変化させる。速度を変化させた起立動作を解析した先行研究では、メトロノームを使用してテンポに合わせるものや¹⁸⁾、被験者自身の主観に合わせるものがある¹⁹⁾、我々の予備実験では、メトロノームを使用した際には、被験者はリズムに合わせるために動作の途中で速度を調整するケースが見られたため、本研究では被験者ごとに自身の主観に合わせて動作を行ってもらった。この際に、実際に動作の速度が変

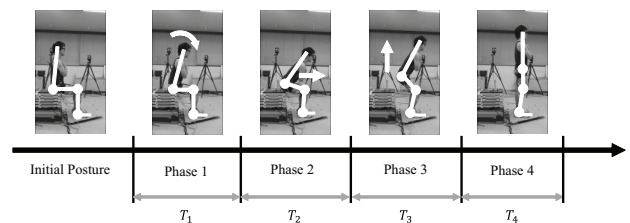


Fig. 2 Four Phases in Standing-up Motion

化しているかどうかを調べるために、1 因子分散分析によって速度が起立動作の時間に与える影響を評価する。起立動作の時間は、フェーズ 1 の開始から、フェーズ 4 の終了までとする。有意差が生じた場合は、多重比較 (Tukey-Kramer 法) を行い、それぞれの組み合わせを調べる (有意水準 $p < 0.05$)。

3. 計測実験

3.1 実験環境

筋シナジーの抽出に用いた筋を図 3 に示す (a) 前面、(b) 後面)。本研究では足首・膝・股関節の伸張・屈曲に寄与する 2 関節筋を含む 8 筋の計測を行った。計測した筋は前脛骨筋 (TA)、腓腹筋 (GAS)、ヒラメ筋 (SOL)、大腿直筋 (RF)、外側広筋 (VAS)、大腿二頭筋長頭 (BFLH)、大腿二頭筋短頭 (BFSH)、大臀筋 (GMAX) である。本実験では、被験者の利き足に関わらず、全ての筋は右足より計測を行った。

計測には、DL720 (S&ME 社) を用いて、1,000 Hz でデータの取得を行った。得られたデータに 10 Hz の 2 次のバターワースハイパスフィルタ、200 Hz の 2 次のバターワースローパスフィルタを用いて信号処理し、その後整流化を行った。さらに各被験者の筋の活動度を最大随意収縮 (MVC) の点で 1.0 となるように正規化を行った。

身体軌道の計測には、MotionAnalysis 社のカメラを 8 台用いた光学式モーションキャプチャシステム MAC3D を使用した。HelenHayes のマーカーセットに基づいた 17 の身体の特徴点の位置データを 200 Hz にて取得した。床反力の計測には、Nitta 社のフォースセンサを利用し、臀部と足部から 64 Hz で取得した。得られた身体位置データと床反力のデータにはそれぞれ 10 Hz と 25 Hz の 2 次のバターワースローパスフィルタによる信号処理を行った。

3.2 実験手順

本実験は全 6 試行によって構成され、試行 1 と 2 では、座面高を各被験者の膝の高さに合わせ、速度については特別な指示を与えず、行いやすい速度にて動作を行ってもらった (Normal)。また足の位置は図 4 に示すように、足関節が膝関節の真下に来るように足の初期位置を決め、運動中は足位置は動かさないように指示をした。続く試行 3 と 4 では座面高を変

化させた際の起立動作の計測を行った。試行 3 では、座面高を Normal より 0.2 m 低くし、試行 4 では座面高を Normal より 0.2 m 高いものとした。試行 5 と 6 では、起立動作の速度を変化させた起立動作の計測を行った。試行 5 では各被験者に対して、可能な限りゆっくりと起立動作を行ってもらうように指示をし、また動作の際には均等にゆっくり立ち上がってもらった。それに対して、試行 6 では、可能な限り速く起立動作を行ってもらうように指示をした。各試行における計測はそれぞれ 150 s 行われ、被験者にはその中で起立と着座を交互に行ってもらい、起立と着座の間には十分な時間を取った。全ての試行中、被験者には腕を胸の前で交差するように指示し、腕の力を利用せずに起立を行ってもらった。

3.3 被験者

本実験では 10 名の健常な男性 (年齢: 23.8 ± 2.2 歳, 身長: 1.75 ± 0.05 m, 体重: 77.1 ± 8.5 kg) の起立動作を計測した。実験の際には、実験内容を十分に説明し、同意書を得た。本実験は東京大学大学院医学系研究科の承認を得て実施された。

4. 結果

4.1 条件を変えた起立動作

本研究では、Normal の条件からは 140 試行、Low の条件では 80 試行、High の条件では 90 試行、Slow の条件では 60 試行、Fast の条件では 80 試行の動作データを取得した。本実験に参加した被験者の膝の高さは 0.49 ± 0.02 m であった。

本実験で計測された肩位置座標、床反力、膝位置から起立動作のフェーズの算出を行った。本研究では a を 0.2 とし、フェーズ 4 の継続時間はフェーズ 1 からフェーズ 3 までの時間の 20% とした。各フェーズを算出するための Δt は 0.05 s とし、閾値 $p_{1,2,4}$ はそれぞれ、0.2 m/s, 5 N, 0.0 m/s とした。得られた起立動作の所要時間、及び各フェーズの開始時間の平均と標準偏差を表 1 に示す。1 因子分散分析の結果、速度の違いによって起立動作の所要時間は有意に変化し、多重比較を行った所、Normal と Slow, Normal と Fast, Slow と Fast の間に有意差が存在し、速度を変化させた際の起立では動作の所要時間が変化していた。

4.2 筋シナジー数の決定

各条件において取得された全試行において、筋シナジーを抽出し、決定係数を算出した。条件の異なる起立動作におい

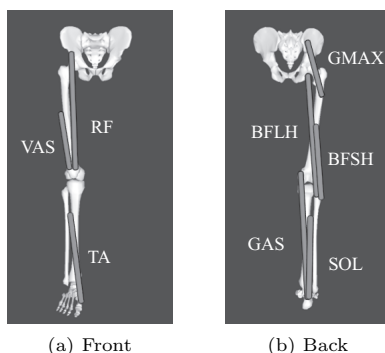


Fig. 3 Measured Muscle

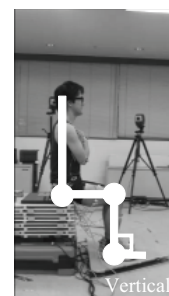


Fig. 4 Experiment Condition

て、異なる筋シナジー数に対する決定係数の平均と標準偏差の変化を図 5 に示す。図 5(a) は通常の起立動作、図 5(b) は座面高を低くした起立動作、図 5(c) は座面高を高くした起立動作、図 5(d) は速度を上げた起立動作、図 5(e) は速度を下げた起立動作における決定係数の変化を表わしている。

1 因子分散分析の結果、決定係数 R^2 は異なるシナジー数に関して有意差があり、またシナジー数の増加が動作の筋活動を説明できる割合に与える影響を調べるために、隣り合うシナジー数の間で多重比較を行った。図 5 に有意差がある隣り合う筋シナジーの数の組み合わせを示す。全ての条件で、シナジー数 1 と 2 の間、シナジー数 2 と 3 の間に有意差があり、筋シナジーの数をそれ以上増やしても、決定係数は有意に向上しなかった。また筋シナジー 3 においては全ての条件で、観測波形の 95% 以上を説明でき、これにより本研究では抽出すべき筋シナジーの数を 3 とした。

4.3 筋シナジーと活性係数の時間変化

各起立条件において得られた被験者ごとの筋活動のデータを平均し、それぞれの異なる環境における被験者ごとの筋シナジー行列 W と活性係数行列 H を算出した。図 6(a), (c), (e) に座面高の異なる起立動作において被験者ごとに算出された筋シナジーに含まれる筋活動の平均と標準偏差を示す。黒と白とグレーのバーはそれぞれ Normal, Low, High の条件における筋シナジーに含まれる筋の活動度を示している。

各筋シナジーに対応する活性係数の時間変化を図 6(b),(d),(f) に示す。ここで得られた活性係数の時系列におけるフェーズ 2 の開始タイミングを一致させた上で、同一条件の起立動作において各被験者より算出された活性係数の平均と標準偏差を求めた。また本実験より得られた起立動作の時間は試行によって異なり、データが存在しない時刻における活性係数は 0 として平均を算出した。図 6(b),(d),(f) の黒実線、黒点線、マーカー付きグレー実線はそれぞれ Normal, Low, High の試行を表わす。計測実験によって得られた起立動作の動作時間は各起立動作の条件によって異なるが、臀部が離床するフェーズ 2 の開始タイミングを 1.5 s に合わせてプロットを行った。また図 6(b), (d), (f) の時間軸は同一のもので、垂直な線は各条件におけるフェーズの平均の開始点とその標準偏差を表わしている。図 6(b) では、フェーズ 2 の開始点は各条件にて共通しているが、フェーズ 1 の開始点は黒実線 (Normal), 黒点線 (Low), マーカー付きグレー実線 (High) で示されている。同様に、図 6(d) と (f) には、フェーズ 3 とフェーズ 4 の平均開始点を示す。速度を変化させた際の起立動作から抽出された筋シナジーとその活性係数を図 7 に示

す。図 7(a),(c),(e) における黒と白とグレーのバーはそれぞれ Normal, Slow, Fast の条件における筋シナジーのパターンを示している。それぞれの活性係数は図 7(b),(d),(f) に示されており、Normal, Slow, Fast の試行はそれぞれ黒実線、黒点線、マーカー付きグレー実線によって示されている。図 7(b),(d),(f) 中の活性係数の時間変化はフェーズ 2 の開始点が 2.5 s になるように、プロットを行った。図 6 と同様に、起立動作における各フェーズの開始点を縦線によって示している。

座面高と速度の違いという異なる条件における筋シナジー 1, 2, 3 間の類似性を算出した結果を表 2 に示す。座面高の違いに対する筋シナジーの類似度では、Normal と Low, Normal と High, Low と High の組み合わせに関して類似度を算出し、平均と標準偏差を記した。同様に、速度が異なる条件については、Normal と Slow, Normal と Fast, Slow と Normal の組み合わせ間の類似度を計算した。

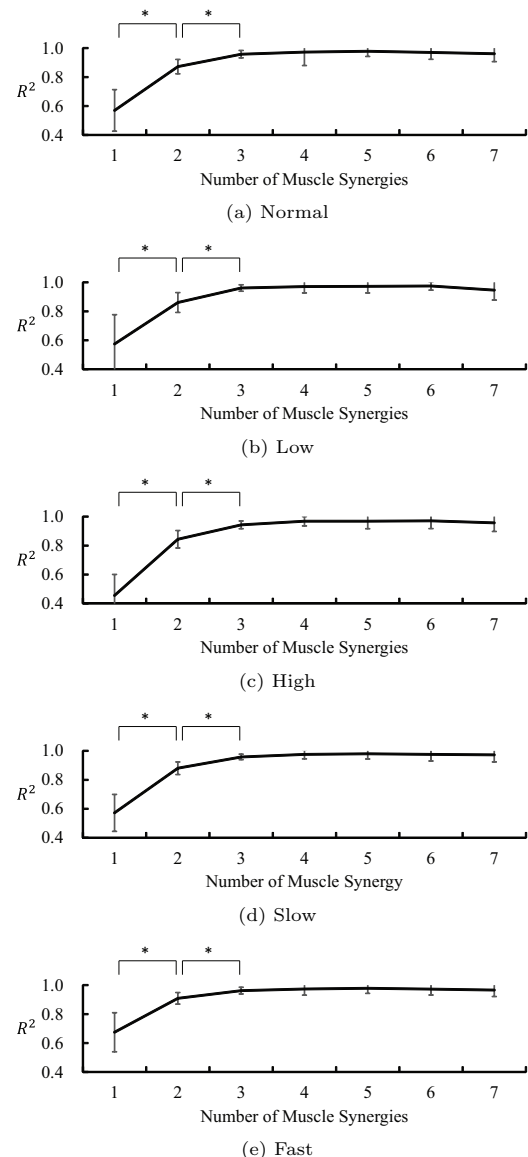


Fig. 5 Determination of Number of Muscle Synergies

Table 1 Onset Time of Four Phases

	Phase2	Phase3	Phase4
Normal	0.66±0.13 s	1.03±0.24 s	1.72±0.48 s
Low	0.61±0.08 s	1.02±0.13 s	1.86±0.41 s
High	0.71±0.13 s	1.12±0.17 s	1.68±0.41 s
Slow	1.67±0.47 s	2.06±0.47 s	4.28±1.32 s
Fast	0.53±0.06 s	0.83±0.15 s	1.06±0.16 s

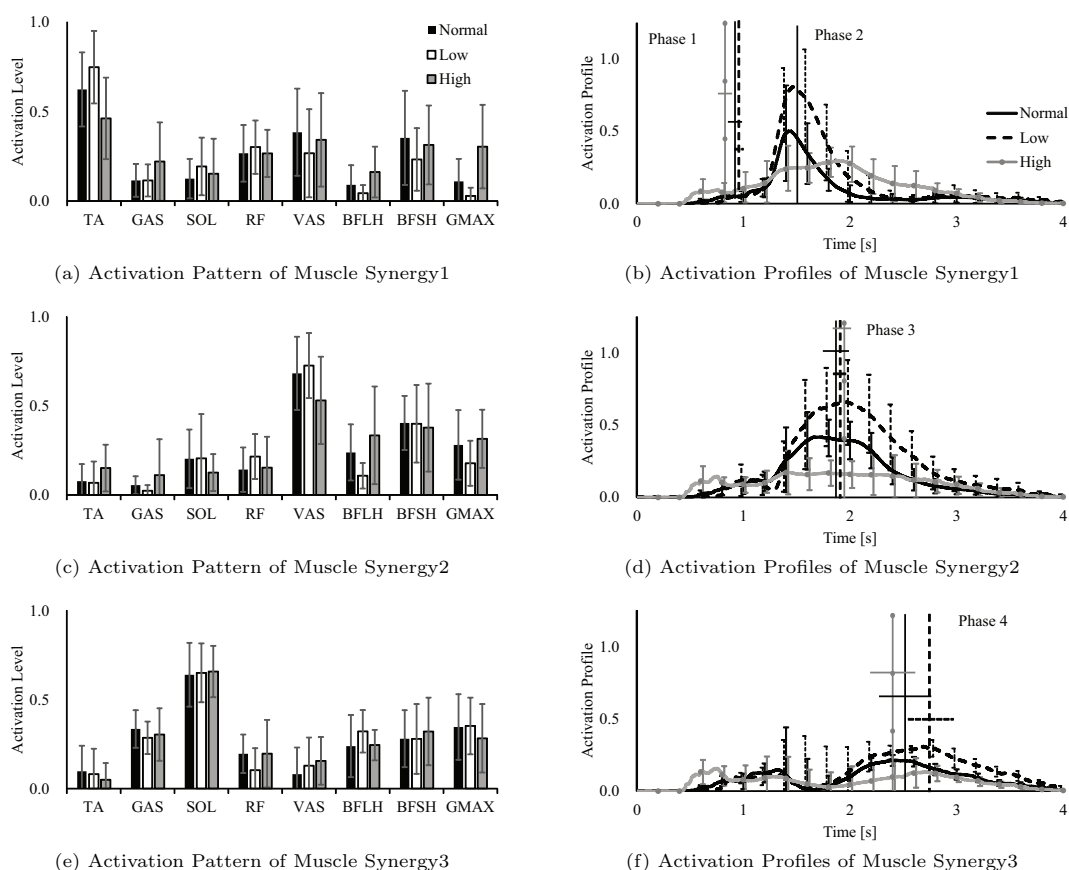


Fig. 6 Results of Muscle Synergies for Different Seat Heights

Table 2 Similarity among Muscle Synergies

	Synergy 1	Synergy 2	Synergy 3
Different Heights	0.71±0.06	0.75±0.06	0.83±0.00
Different Speeds	0.72±0.03	0.76±0.04	0.78±0.03

5. 考 察

全ての起立条件から3つの筋シナジーが抽出され、3つの筋シナジーを用いて8筋の活動が95%以上説明できた。得られた筋シナジーに含まれる筋の活動度に関して、被験者ごとにばらつきは存在するものの高い活動度を示す筋には同様の傾向が存在した。各筋シナジーにおける活動度の高い筋肉は、筋シナジー1では前傾骨筋(TA)と外側広筋(VAS)の活動が活発で、これらは足関節の背屈と膝関節の伸展を担っている。筋シナジー2では、外側広筋(VAS)、大腿二頭筋長頭(BFLH)、大腿二頭筋短頭(BFSH)の活動が大きく、膝関節と股関節の伸展を行っている。筋シナジー3では、他の筋シナジーと比べると腓腹筋(GAS)やヒラメ筋(SOL)の活動が活発で、足関節の底屈が行われている。

一方抽出された筋シナジーに対応する活性係数の時間変化も異なる被験者間で同様の傾向を示し、先行研究で報告されている特徴的なフェーズに対応している。筋シナジー1の活性係数の開始は、フェーズ1の開始点と重なっており、ピー

クはフェーズ2の臀部が離床する点と一致している。筋シナジーが説明する筋活動も、足関節の背屈と膝関節の伸展に対応しており、臀部を浮かせ重心を前方に移動させているといえる。また筋シナジー2の活性係数のピークはフェーズ3の開始点と一致しており、ヒトはフェーズ3では膝と股関節の伸展を行い、上体を持ち上げることから、この筋シナジーが説明する筋活動とよく合致している。最後に筋シナジー3は、姿勢制御を担っているといわれるフェーズ4の開始点付近にピークを持つ。他の筋シナジーと比較すると、抗重力筋である腓腹筋(GAS)とヒラメ筋(SOL)が活動しており、先行研究の知見に対応している。

ヒトの起立動作時の座面高の高さの変化に対して、各筋シナジーに含まれる筋活動を比較した際には、高い類似度($s \geq 0.70$)を示しており、活動する筋肉に大きな差はない。また活性係数のピークの位置に大きな変化は見られず、各筋シナジーがフェーズ2,3,4に対応している。しかしながら、活性係数の振幅に違いがみられ、High, Normal, Lowの順で振幅が大きくなっている。筋シナジー1に関しては、前傾骨筋(TA)を含むことから、膝部を前方に移動させており、これは先行研究⁷⁾で指摘されている座面高を低くした際の起立に見られる現象である。またLowとNormalにおける筋シナジー2の活性係数のピーク値を比較すると、Low

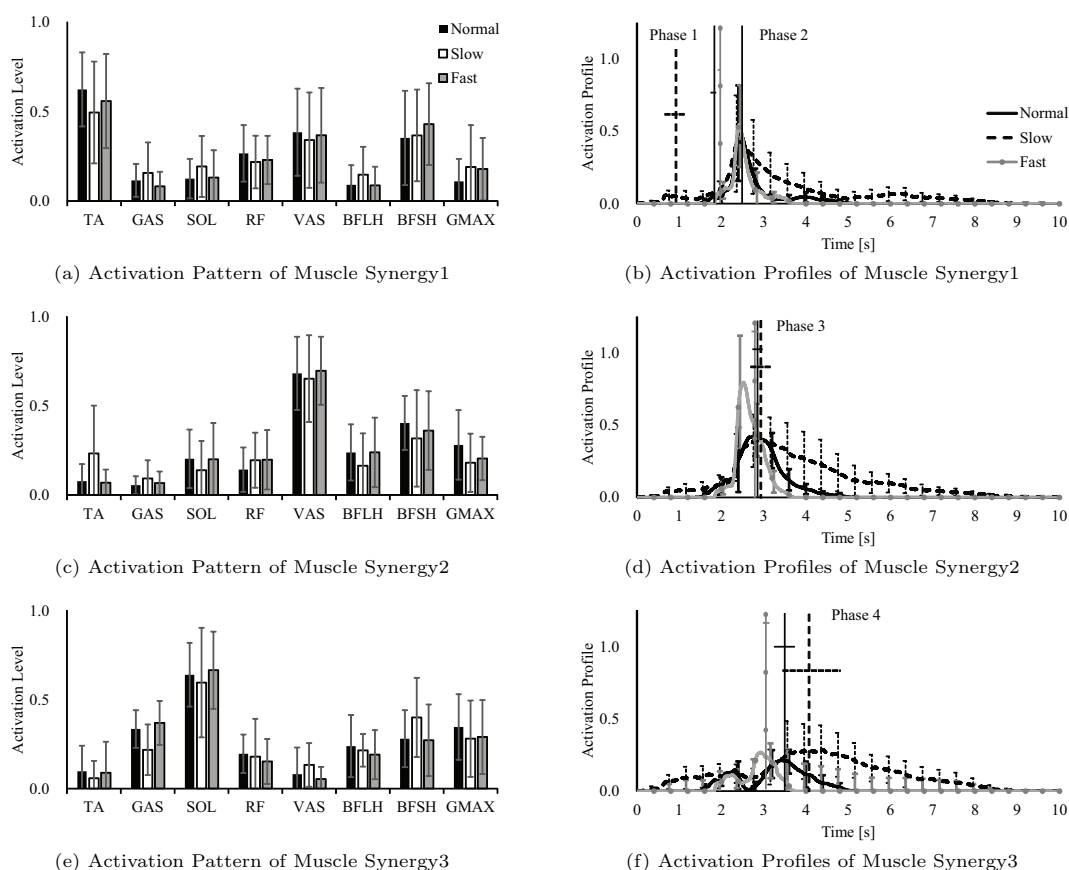


Fig. 7 Results of Muscle Synergies for Different Speeds

の方が 60%上昇している．先行研究では椅子の高さを膝の高さに合わせたものから 35%低くすることで，動作に必要な関節トルクが 40-50%程度上昇すると報告されている¹¹⁾．本研究では座面高を膝の高さに合わせた Normal 試行に対して ($0.49 \pm 0.02\text{m}$)，Low 試行では座面高を 40%程度低くしており (-0.2m)，この時の筋シナジーの活性度のピーク値の変化は先行研究における膝関節トルクの上昇と近い値となっている．関節トルクは対象とする関節の主動筋と拮抗筋によって生成される筋張力と各筋の関節モーメントから決定される．一方，筋張力は筋に固有の最大発揮張力と身体姿勢から求まる筋長 力関係や筋収縮速度 力関係と筋活動のかけ合わせによって定式化できる²⁰⁾．ここで筋シナジー 2 のピーク点は起立動作におけるフェーズ 3 (全身の伸展) に対応しており，身体姿勢の違いは少ないと考えられる．筋活動に関しては本研究では筋シナジーとその活性係数の線形和によって表現され，また筋シナジー 2 における主要な筋活動は膝の伸展筋である外側広筋であり，先行研究で報告されている膝関節トルクの上昇と活性係数には対応関係があると考えられる．一方で筋シナジー 3 に関しては，ピーク値に大きな変化は見られないものの，先行研究⁹⁾ で指摘されている関節の角速度や角度変位の上昇に対応して，姿勢制御の割合が増えていると考えられる．これに対して，座面高を高くした際には，必要な

関節トルクが減少し，関節角度の変位が少ないため，それに対して活性係数の振幅が減少していると考えられる．これらの結果からヒトは座面高の違いという外的な環境に対して適応的な起立動作を達成するために，筋シナジーの活性係数の振幅を調整していることがわかる．

同様に速度の変化に対して，筋シナジーに含まれる筋活動間の類似度は高く，含まれる筋活動に大きな変化はみられないものの，活性係数が顕著に変化している．筋シナジー 1 の活性係数に関しては，ピーク位置に大きな変化はなく，フェーズ 2 の開始点で最大となっている．しかし動作の速度変化に対して，筋シナジーの開始が早くなっており，それらはフェーズ 1 の開始時間の変化とも合致する．筋シナジーの継続時間は動作速度が遅くなるにつれて長くなっており，活性係数の振幅よりも継続時間を適応的に変化させているといえる．この特徴は筋シナジー 2 と筋シナジー 3 についても同様のことがいえ，活性係数の振幅には大きな変化はみられないものの，その継続時間を適応的に変化させることで異なる動作速度に対応している．これらの結果から，動作速度というヒトの内的な運動目的に対しては，筋シナジーの活性係数の継続時間を調節して運動を達成している．

6. 結論と展望

本研究では、条件の異なるヒトの起立動作において筋シナジーを抽出し、それに含まれる筋の活動度とその活性係数の時間変化を調べた。ヒトは座面高や速度の違いに関わらず、共通する筋シナジーを有しており、各筋シナジーの活性係数は起立動作の特徴的なフェーズに対応していることがわかった。特に座面高と運動速度の違いに対して適応的な動作を生成するために、異なる戦略が用いられ、座面高の違いには、筋シナジーの活性係数の振幅を調整することで運動を達成する。一方で、運動速度の違いに対しては、振幅には大きな違いが見られないものの、各筋シナジーの継続時間を変化させることで合目的な運動を生成していることが明らかとなった。

今後の研究の方向性として、これらの抽出した筋シナジーからヒト起立動作の数理モデルを構築することが挙げられる。本研究では筋シナジーの筋活動間に高い類似性があり、各筋シナジーの活性係数が起立動作におけるフェーズに対応することが示された。しかし、ヒトが起立動作を行う際にこれらの筋シナジーを独立して制御しているかどうかは未知であり、例えばヒトは筋シナジー 1 と 2 のみを制御しており、姿勢制御に関わる筋シナジー 3 はそれまでの運動に付随して活動するかもしれない。これを解明するためには、構成論的にモデルを構築し、各筋シナジーの関係性を調査する必要がある。

また先行研究から、高齢者の立ち上がりには特に 3 つのストラテジーがあるといわれている²¹⁾。静的なつり合いを保ちながら立ち上がるもの (Stabilization)、起立初期の前屈を大きく取ることで運動量を生成し、それを利用するもの (Momentum Transfer)、またそれら 2 つの間 (Hybrid) の 3 つのストラテジーである。本研究での健常な若年者からは、3 つの共通する筋シナジーの活動パターンが抽出されたが、これらが高齢者の起立動作にも共通するものなのか、または高齢者は身体機能の衰えに対して異なる筋シナジーを用いて上記のような動作戦略を達成しているのかを調べる必要がある。今後は異なる起立動作のストラテジーや高齢者、疾患を有する患者における筋シナジーを抽出することで筋シナジーの類似度に基づいた類型化が行えると考えられる。

謝辞 本研究は、科研費基盤研究 (B) 24300198、特別研究員奨励費 24-8702、JST RISTEX 問題解決型サービス科学研究開発プログラムの一部として実施されたものである。

参考文献

- 1) Andersen-Ranberg, Christensen, Jeune, Skytthe, Vasegaard, and Vaupel, "Declining Physical Abilities with Age: a Cross-sectional Study of Older Twins and Centenarians in Denmark", *Age and Ageing*, **28**, 373-377(1999)
- 2) Chugo, Kawabata, Okamoto, Kaetsu, Asama, Miyake, and Kosuge, "Force Assistance System for Standing-up Motion", *Industrial Robot: An International Journal*, **34**, 128-134(2007)
- 3) 山崎, 青木, 横山, "筋力評価におけるパラダイム転換 (特集 理学療法におけるパラダイム転換)", *理学療法ジャーナル*, **35**, 247-252(2001)

- 4) Sale and MacDougall, "Specificity in Strength Training; a Review for the Coach and Athlete", *Canadian Journal of Applied Sports Sciences*, **6**, 87-92(1981)
- 5) Bernstein, "The Co-ordination and Regulation of Movement", Pergamon, Oxford(1967)
- 6) Ivanenko, Poppele, and Lacquaniti, "Five Basic Muscle Activation Patterns Account for Muscle Activity during Human Locomotion", *Journal of Physiology*, **556**, 267-282(2004)
- 7) Hughes MA, Weiner DK, Schenkman ML, Long RM, and Studenski SA, "Chair Rise Strategies in the Elderly", *Clinical Biomechanics*, **9**, 187-192(1994)
- 8) Schenkman, Riley, and Pieper, "Sit to Stand from Progressively Lower Seat Heights - Alternations in Angular Velocities", *Clinical Biomechanics*, **11**, 153-158(1996)
- 9) Rodosky, Andriacchi, and Andersson, "The Influence of Chair Height on Lower Limb Mechanics during Rising", *Journal of Orthopaedic Research*, **7**, 266-271(2005)
- 10) Su, Lai, and Hong, "Rising from Chair after Total Knee Arthroplasty", *Clinical Biomechanics*, **13**, 176-181(1998)
- 11) Arborelius, Wretenberg, and Lindberg, "The Effects of Armrests and High Seat Heights on Lower-limb Joint Load and Muscular Activity during Sitting and Rising", *Ergonomics*, **35**, 1377-1391(1992)
- 12) Pai and Rogers, "Control of Body Mass Transfer as a Function of Speed of Ascent in Sit-to-stand", *Medicine and Science in Sports and Exercise*, **22**, 378-384(1990)
- 13) Vander Linden, Brunt, and McCulloch, "Variant and Invariant Characteristics of the Sit-to-stand Task in Healthy Elderly Adults", *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, **75**, 653-660(1994)
- 14) Hanke, Pai, and Rogers, "Reliability of Measurements of Body Center-of-mass Momentum During Sit-to-stand in Healthy Adults", *Physical Therapy*, **75**, 105-113(1995)
- 15) Lee and Seun, "Learning the Parts of Objects by Non-Negative Matrix Factorization", *Nature*, **401**, 788-791(1999)
- 16) Berry, Browne, Langville, Pauca, and Plemmons, "Algorithms and Applications for Approximate Nonnegative Matrix Factorization", *Computational Statistics and Data Analysis*, **52**, 155-173(2006)
- 17) Schenkman, Berger, Patrick, Mann, and Hodge, "Whole-body Movements during Rising to Standing from Sitting", *Physical Therapy*, **70**, 638-651(1990)
- 18) Roebroeck, Doorenbosch, Harlaar, Jacobs, and Lankhorst, "Biomechanics and Muscular Activity during Sit-to-stand Transfer", *Clinical Biomechanics*, **9**, 235-244(1994)
- 19) France, Thierry, Ines, and Didier, "A Kinematic Comparison between Elderly and Young Subjects Standing Up from and Sitting Down in a Chair", *Age and Aging*, **27**, 137-146(1998)
- 20) Nakamura, Yamane, Fujita, and Suzuki, "Somatosensory Computation for Man-Machine Interface From Motion-Capture Data and Musculoskeletal Human Model", *IEEE Transaction on Robotics*, **21**, 58-66(2005)
- 21) Hughes, Weiner, Schenkman, Long, and Studenski, "Chair Rise Strategies in the Elderly", *Clinical Biomechanics*, **9**, 187-192(1994)

[著者紹介]

Qi AN (学生会員)



2009年3月東京大学工学部システム創成学科卒業。2011年9月東京大学大学院工学系研究科精密工学専攻修了。2011年10月より同大学院博士課程進学。2012年4月より学術振興会特別研究員(DC1)。IEEE, 日本ロボット学会などの会員。

[著者紹介]

岡敬之



1997年3月信州大学医学部卒業。2006年より東京大学医学部付属病院22世紀医療センター関節疾患総合講座特任助教。現在に至る。

[著者紹介]

石川雄己



2011年3月慶應義塾大学理工学部機械工学科卒業。2013年3月東京大学大学院工学系研究科精密工学専攻修了。バイオメカニクスを用いた膝関節疾患に関する研究に従事。IEEE, ISB, 日本ロボット学会などの会員。

[著者紹介]

山川博司 (正会員)



1985年3月琉球大学工学部電気工学科卒業。1987年3月琉球大学大学院電気情報工学専攻修士課程修了。1992年より東京大学工学部文部技官。現在に至る。2006年に東京大学にて博士(工学)を取得。

[著者紹介]

船戸徹郎 (正会員)



2008年東京工業大学大学院理工学研究科博士課程修了。博士(工学)。同年京都大学大学院工学研究科研究員, 2012年同志社大学理工学部研究員, 2013年電気通信大学助教となり, 現在に至る。運動生理学実験を基礎とする制御系の研究に従事。IEEE, 日本ロボット学会などの会員。

[著者紹介]

山下淳 (正会員)



1996年3月東京大学工学部精密機械工学科卒業。1998年3月東京大学大学院工学系研究科精密機械工学専攻修士課程修了, 2001年3月同博士課程修了。博士(工学)。静岡大学助手, 助教, 准教授, カリフォルニア工科大学客員研究員などを経て, 2011年10月東京大学大学院工学系研究科精密工学専攻准教授, 現在に至る。

[著者紹介]

青井伸也 (正会員)



2006年3月京都大学大学院工学研究科博士後期課程修了。博士(工学)。同年4月より, 京都大学大学院工学研究科 COE 助手。07年4月より京都大学大学院工学研究科助教となり, 現在に至る。生体の運動生成や制御, 歩行ロボットの研究に従事。IEEE, 日本ロボット学会などの会員。

[著者紹介]

浅間一 (正会員)



1984年東京大学大学院工学系研究科修士課程修了。1986年理化学研究所研究員補。同研究所研究員, 同副主任研究員等を経て, 2002年東京大学人工物工学研究センター教授。2009年より東京大学大学院工学系研究科教授, 現在に至る。日本機械学会フェロー。日本ロボット学会フェロー。工学博士(東京大学)。