

筋シナジの時間パターンがヒト起立動作に与える影響の神経筋骨格モデルを用いた説明*

○ Qi An 石川雄己 (東京大学) 青井伸也 (京都大学) 船戸徹郎 (電気通信大学)
岡敬之 山川博司 山下淳 浅間一 (東京大学)

概要 起立動作は座位から立位へ姿勢を変換する重要な日常動作であり、ヒトがいかに起立動作を達成しているかを知ることは重要である。本研究では筋シナジの概念を用いることで、ヒトが自身の冗長な筋をどのように制御しているかを明らかにする。特にヒトの身体を4リンク12筋の神経筋骨格モデルによって表現し、順動力学シミュレーションから、各筋シナジがいかに運動に寄与しているかを調査した。シミュレーションの結果、実際にヒトは個別に筋を制御することなく、4つの筋シナジによって動作が生成されることが示された。さらに、筋シナジの活動開始時間を変化させることで、異なる3つの起立動作戦略が生成されることが明らかとなった。

キーワード: 筋シナジ, 起立動作, 動力学シミュレーション

1 序論

我が国の高齢者人口は23%を超え、社会保障費の増大や介護者への負担、身体機能の低下が問題となっている。本研究ではこのような問題を解決し、高齢者の生活の質を向上させるため、ヒトの日常動作の起点となる起立動作に着目する。従来、様々な研究において起立動作を支援する機器が開発されている。我々の研究グループでは上下前後に可動するバーと上下に駆動するベッドによって起立動作を支援するシステムの構築を行った¹⁾。また椅子型の支援装置では、座面を押し出すことで起立動作を達成させている²⁾。身体に装着する装置では関節トルクを補うことで、膝関節の伸展を助ける³⁾。これらのシステムをさらに発展させるためには、ヒトがいかにして起立動作を達成しているかのメカニズムの解明が重要である。

運動をする際にヒトは関節の自由度よりも多くの筋を制御しており、この冗長な筋をいかに活動させるか知る必要がある。この問題に対して、Bernsteinは筋シナジ仮説を提唱し⁴⁾、ヒトの運動は筋シナジと呼ばれる少数の同時に活動する筋活動によって生成されるとした。様々な従来研究において、ヒトのばらつきのある運動から筋活動を計測し、共通する筋シナジの同定が行われている⁵⁾⁶⁾。特にヒト歩行動作などでは中枢パターン発生器によって筋シナジを巧みに活動させることで運動が達成されていることが知られている。しかし、従来の起立動作に関する研究では、運動が達成された試行のみを解析しており、動作達成の必要条件は抽出できるが、各筋シナジ間のどのような協調関係が運動に寄与しているのか、実際の動作達成の十分条件を解明することができない。実際にヒトを対象とした運動計測を行う場合、安全性の観点から被験者が転倒するような運動の計測や、各筋シナジを実験者の意図したように制御することはできない。

これらの問題に対して本研究では構成的アプローチから、ヒトの神経筋骨格モデルを構築し、運動の再現を行う。さらに構築したモデルを用い、各筋シナジがどのように運動に寄与するか調査することができる。そこで本研究の目的は、第一にヒトの起立動作を再現可能な神経筋骨格モデルの構築を行い、ヒトの起立動作が筋シナジによっていかに変化するか調査する。

*本研究は第20回ロボティクスシンポジウムで発表したものである⁷⁾。

2 手法

2.1 神経筋骨格モデル

構築した神経筋骨格モデルを図1に示す。神経筋骨格モデルは神経系、筋モデル、骨格系によって構成される。神経系では筋シナジモデルによって筋活動行列 \mathbf{M} が生成され、姿勢制御では姿勢を安定化するためのトルクベクトル \mathbf{T}_{fb} が生成される。筋モデルは筋の力学的特性を考慮した上で、筋活動行列 \mathbf{M} から各関節にトルクベクトル \mathbf{T}_{mus} を生成する。骨格モデルでは、主に関節トルク \mathbf{T}_{jnt} から身体姿勢ベクトル $\theta, \dot{\theta}$ を計算する。各項目の詳細については下記に述べる。

2.1.1 神経系

神経系は筋シナジモデルと姿勢制御から構成され、筋活動行列 \mathbf{M} とトルクベクトル \mathbf{T}_{fb} を生成する。行列 \mathbf{M} は式(1)で表され、筋 i の活動度 $m_i(t)$ ($t_0 \leq t \leq T_{max}$) を要素に持つ。

$$\mathbf{M} = \begin{pmatrix} m_1(t_0) & \cdots & m_1(t_{max}) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ m_n(t_0) & \cdots & m_n(t_{max}) \end{pmatrix}. \quad (1)$$

筋シナジモデルでは、式(2)に示すように、筋シナジの空間パターン \mathbf{W} と時間パターン \mathbf{C} の線形和によって筋活動 \mathbf{M} が生成される。

$$\mathbf{M} = \mathbf{WC}. \quad (2)$$

筋シナジの空間パターン行列 \mathbf{W} は筋の相対的な活動度を表す。各列が異なる筋シナジを表し、その要素 w_{ij} は j 番目の筋シナジ中の筋 i の活動度を示

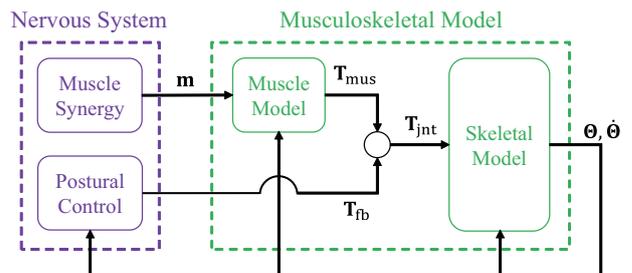


Fig. 1: Developed Neuro-musculoskeletal Model.

す (式 (3)).

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

時間パターン行列 \mathbf{C} は各筋シナジーの時刻 t での重み係数を表し, その要素 $c_j(t)$ は j 番目の筋シナジーの時刻 t における重み係数を表す (式 (4)).

$$\mathbf{C} = \begin{pmatrix} c_1(t_0) & \cdots & c_n t_{\max} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ c_n(t_0) & \cdots & c_n(t_{\max}) \end{pmatrix}. \quad (4)$$

図2に筋シナジーモデルの概念図を示す. 本概念図では n 個の筋が3つの筋シナジーによって生成されている. 筋シナジーの空間パターンは図2(a)に示され, 各棒グラフは異なる筋シナジー中の相対的な筋の活動度を表している. 時間パターンは図中 (b) に表され, 各シナジーの空間パターンに対して, 時系列の重み係数を決定する. 実際に生じる筋活動は図中 (c) に示され, 赤, 青, 緑の点線は各筋シナジーによって生成された活動度でそれらの和が実際の筋活動 $\mathbf{m}(t)$ となる.

姿勢制御では姿勢を安定化するためのトルク \mathbf{T}_{fb} を比例制御から生成する (式 (5-6)). 式 (5) 中の $\Delta\mathbf{q}$, $\Delta\dot{\mathbf{q}}$, $\Delta\ddot{\mathbf{q}}$ は参照姿勢と現在の姿勢の差を表し, 神経伝達時間遅れ λ を考慮している. 関節角度 \mathbf{q} は水平方向からの角度とし, \mathbf{K}_p^q , $\mathbf{K}_p^{\dot{q}}$, $\mathbf{K}_p^{\ddot{q}}$ は比例制御の係数を表す. 特に筋シナジーが起立動作に与える影響を調べるため, 姿勢制御 \mathbf{T}_{fb} を τ_{fb}^{\min} と τ_{fb}^{\max} の範囲内とする.

$$\begin{aligned} \mathbf{T}_{fb} &= \mathbf{K}_p^q \Delta\mathbf{q}(t) + \mathbf{K}_p^{\dot{q}} \Delta\dot{\mathbf{q}}(t) + \mathbf{K}_p^{\ddot{q}} \Delta\ddot{\mathbf{q}}(t), \quad (5) \\ \Delta\mathbf{x}(t) &= \hat{\mathbf{x}}(t - \lambda) - \mathbf{x}(t - \lambda). \quad (6) \end{aligned}$$

2.1.2 骨格モデル

本研究では起立動作における矢状面上の動きを扱い, 図3(a)にあるように, ヒトの身体を4つのセグメント (上部, 骨盤, 大腿, 下腿) に分割し, 足部は地面に固定されている. 各関節の角度 $\theta_{k=1,2,3,4}$ はそれぞれ遠位のリンクからの角度とし, 足首・膝・骨盤・体幹角度を表す. 骨格系では式 (7) にある運動方程式を用いて身体姿勢を算出する.

$$\begin{aligned} \mathbf{I}(\Theta)\ddot{\Theta} + \mathbf{h}(\Theta, \dot{\Theta}) + \mathbf{g}(\Theta) + \mathbf{D}(\Theta, \dot{\Theta}) \\ = \mathbf{T}_{\text{jnt}} + \Phi(\Theta, \dot{\Theta}). \quad (7) \end{aligned}$$

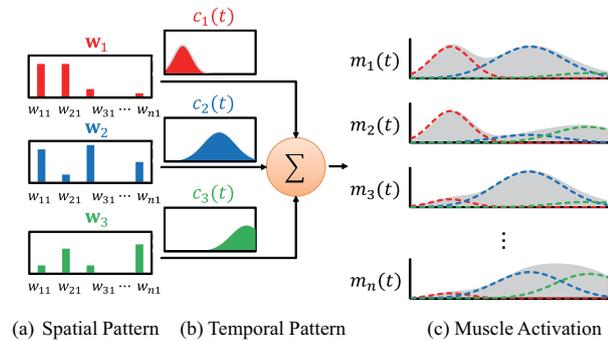


Fig. 2: Muscle Synergy Model.

式中の $\mathbf{I}(\Theta)$, $\mathbf{h}(\Theta, \dot{\Theta})$, $\mathbf{g}(\Theta)$ はそれぞれ慣性項, 遠心力などを含む非線形項, 重力項を表す. $\mathbf{D}(\Theta, \dot{\Theta})$ は各関節にかかる抵抗力を示す. 関節が運動をする時, 周りの軟組織からの抵抗力を受ける. 抵抗力は式 (8) から計算され, 足首, 膝, 股関節は角速度に比例した粘性力, 腰関節は角度に比例した弾性力を受ける⁸⁾⁹⁾.

$$\mathbf{D}(\Theta, \dot{\Theta}) = \begin{cases} d_k \dot{\theta}_k & \text{when } k = 1, 2, 3, \\ d_k^{\text{ext}} \theta_k & \text{when } k = 4, \theta_k > 0.0314, \\ d_k^{\text{flex}} \theta_k & \text{when } k = 4, \theta_k < -0.0314. \end{cases} \quad (8)$$

$\Phi(\Theta, \dot{\Theta})$ は骨格系にかかる座面の反力を表し, 股関節が座面高 H 以下の時に水平・垂直方向に力がかかる. 床反力は粘弾性要素によって計算する. \mathbf{T}_{jnt} は筋によって生成される関節トルク \mathbf{T}_{mus} と姿勢制御のためのトルク \mathbf{T}_{fb} の和であり, \mathbf{T}_{mus} に関しては次節で説明する.

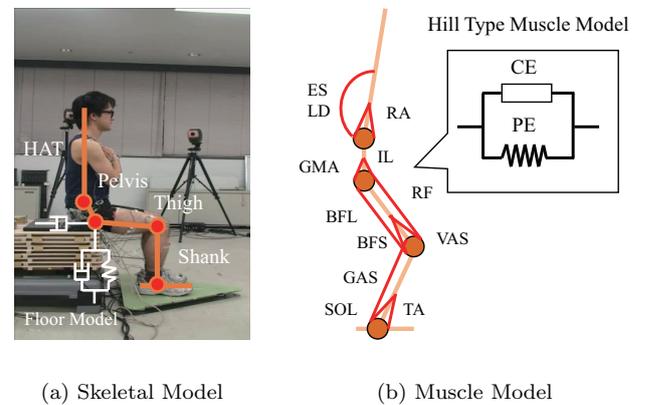
2.1.3 筋モデル

本研究では, 足首・膝・骨盤・上部の矢状面上での伸展と屈曲に寄与する以下の13筋を考慮した (図3(b)). それぞれ前脛骨筋 (TA), ヒラメ筋 (SOL), 腓腹筋 (GAS), 大腿直筋 (RF), 外側広筋 (VAS), 大腿二頭筋短頭 (BFS), 大腿二頭筋長頭 (BFL), 腸腰筋 (IL), 大殿筋 (GMA), 腹直筋 (RA), 脊柱起立筋 (ES), 広背筋 (LD) である.

これらの筋が発揮する関節トルク \mathbf{T}_{mus} の要素 τ_k は式 (9) より算出される. F_i は各筋が発揮する張力で, r_{ki} は筋 i の関節 k に対するモーメントアーム長を示す. モーメント長は筋が関節を伸展させる時に正を取り, 筋 i が関節に付着していない場合は0とする.

$$\tau_k = \sum_{i=1}^{13} r_{ki} F_i. \quad (9)$$

筋モデルには Hill の筋モデルを用い¹⁰⁾, 各筋が発揮する張力 F_i は, 能動収縮要素 (CE) と受動並列要素 (PE) の生成する張力 F_i^{CE} と F_i^{PE} の和から計算される (式 (10)). CE の発揮する力 F_i^{CE} は式 (11) から算出する. 式中の F_i^{max} は各筋に固有の最大随意収縮筋力を表し, m_i は筋活動, f_{fl} と f_{fv} は, 筋の力学特性である力-長さ関係と力-速さ関係を表し, それぞれ式



(a) Skeletal Model

(b) Muscle Model

Fig. 3: Musculoskeletal Model.

(12–13) から計算される¹¹⁾¹²⁾。式中の \tilde{l}_i は正規化された筋長であり、現在の筋の長さを自然長で割ることで得られる。筋長 l_i は各筋の自然長の長さ及び、モーメントアーム長 r_{ki} と関節角度 θ_k から算出される¹³⁾。一方 \tilde{v}_i は正規化された筋の収縮速度で、筋の収縮速度を自然長の 10 倍の長さで割ることで得られる。PE は筋長が自然長より伸ばされた時にのみ力を発揮し、その力 F_i^{PE} は式 (14) から算出される¹⁴⁾。

$$F_i = F_i^{\text{CE}} + F_i^{\text{PE}}, \quad (10)$$

$$F_i^{\text{CE}} = F_i^{\text{max}} f_{\text{fl}} f_{\text{fv}} m_i, \quad (11)$$

$$f_{\text{fl}} = \exp(-(\tilde{l}_i - 1)^2), \quad (12)$$

$$f_{\text{fv}} = 1 + \tanh(\tilde{v}_i), \quad (13)$$

$$F_i^{\text{PE}} = \begin{cases} 0 & \tilde{l}_i < 1.0, \\ F_i^{\text{max}} \frac{e^{10(\tilde{l}_i - 1)}}{e^5} & 1.0 \leq \tilde{l}_i \leq 1.5, \\ F_i^{\text{max}} & 1.5 < \tilde{l}_i. \end{cases} \quad (14)$$

2.2 順動力学計算

順動力学計算で用いる筋シナジの構造を決定するために、まず筋シナジの時空間パターン \mathbf{w} , \mathbf{c} を算出する。実際に計測した起立動作時の身体軌道と床反力より逆動力学計算を用いて、式 (7) から起立動作中の関節トルク \mathbf{T}_{jnt} を算出し、得られたトルクを生成する筋活動を求める。しかし筋活動は二関節筋 (GAS, RF, BFL) と共収縮のため、一意に決まらない。そこで本研究では最適化計算を用いて、式 (15) で示すように、実際の起立動作中の筋活動 \mathbf{m}'_i との二乗誤差 z を最小化する \mathbf{m}_i を算出する。

$$z = \sum_{t=1}^{T_{\text{max}}} \frac{1}{2} \|\mathbf{m}(t) - \mathbf{m}'(t)\|^2. \quad (15)$$

筋シナジの時空間パターンは最適化計算から得られた筋活動 \mathbf{m} から非負値行列因子分解を用いて計算する¹⁵⁾。起立動作を説明するのに必要な筋シナジの数を算出するため、決定係数を用いて筋シナジが筋活動を説明する割合を算出する。さらに 1 因子分散分析 (ANOVA) を行い、筋シナジの数の増加によって筋活動を説明できる割合が有意に上昇するかどうか調査する。有意差が存在した場合 ($p < 0.05$)、多重比較を行い隣り合う筋シナジの数に対して検定を行う。筋シナジの数を算出した後に時空間パターン \mathbf{w} , \mathbf{c} を決定する時は、表面筋電位の計測時のノイズの影響を避けるため、時間パターンは台形波によって表現する。

順動力学計算時の筋骨格モデルの初期姿勢は計測値を用いる。次に筋シナジの時間パターン $\mathbf{c}(t)$ を神経系の筋シナジモデルに入力し、空間パターン \mathbf{w} とかけ合わせることで、筋活動 $\mathbf{m}(t)$ が算出される。筋活動 $\mathbf{m}(t)$ から筋モデルでは関節トルク \mathbf{T}_{mus} が得られる。骨格系では式 (7) より、関節トルク \mathbf{T}_{mus} と姿勢を安定化するためのトルク \mathbf{T}_{fb} の和から \mathbf{T}_{jnt} が算出され、身体姿勢 Θ と $\dot{\Theta}$ が計算される。数値計算では 4 次のルンゲクッタ法を用い、時間幅は 1 ms とする。

2.3 起立動作計測実験

順動力学計算のパラメータを決定し、生成された運動の結果を検証するため、起立動作の計測実験を行い、

1 名の健常若年男性 (27 歳, 1.77 m, 80 kg) が参加した。身体軌道は光学式モーションキャプチャシステム (MotionAnalysis 社) を用い、HellenHayes のマーカーセットに基づく身体部位の座標を 200 Hz で計測した。臀部の反力はフォースプレート (Nitta 社) で 64 Hz で計測し、腸腰筋を除く筋の活動度は表面筋電位計 (S&ME 社) を用いて、1,000 Hz にて計測した。得られた身体軌道、床反力、筋活動データは 2 次のバターワースフィルタを用いて、10, 25, 25 Hz のローパスフィルタをかけ、筋活動は最大随意収縮筋力 (MVC) より正規化を行った。

座面高は被験者の膝の高さとし、実験中は両腕を胸の前で交差させ、下腿は床面との角度が 90 度になるようにした。合計 17 試行の動作が得られ、臀部が離床する前後 1 s のデータを用いた。本実験は東京大学大学院医学系研究科倫理委員会の承認を得て実施された。

2.4 筋シナジ時間パターンが運動に与える影響

起立動作メカニズムの理解のためには、起立動作を達成した際のデータから筋シナジを抽出して動作達成の必要条件を抽出するだけでなく、筋シナジがいかにして動作達成に寄与するか調べる必要がある。先行研究では筋シナジの時間パターンはそのピークの値や活動するタイミングにばらつきがあることが観測されている⁵⁾。本研究では、この中でも特に筋シナジが活動するタイミングに着目し、起立運動を達成するための条件を調査する。具体的には式 (16) に表されるように、筋シナジにおける時間遅れ δ_j を考慮して筋活動 $m_i(t)$ を生成し、その筋活動が起立動作にどのような影響を与えるか評価する。

$$m_i(t) = \sum_{j=1}^N w_{ij} c_j(t + \delta_j). \quad (16)$$

起立動作の評価には動作中の身体重心位置を用いる。水平方向の重心位置が足裏上にあり、垂直方向で閾値 η 以上の姿勢が存在する場合、起立動作が達成され、それ以外の場合は、モデルが前後に倒れてしまうか、身体を持ち上げることができないと判定した。

3 結果と考察

3.1 筋シナジ

図 4 に筋シナジの数の増加に対する決定係数の変化を示す。分散分析の結果、筋シナジの変化に対して決定係数は有意に変化し、多重比較の結果、筋シナジを 1 から 2, 2 から 3, 3 から 4 と増やした際に有意差があり、5 以上に増やしても変化しなかった。さらに筋シナジ 4 において決定係数は 0.95 を超え、先行研究において提示された指標を満たす¹⁶⁾。以上のことから本研究では起立を説明するのに必要な筋シナジの数を 4 とした。

算出された筋シナジの時空間パターンを図 5 に示す。図 5(a) の青, 赤, 緑, 黒のバーはそれぞれの筋シナジに含まれる筋の相対的な活動度を示す。図 5(b) では各筋シナジの時間パターンである重みの時系列変化を示している。空間パターンに含まれる主な筋活動をみると、筋シナジ 1 は主に腹直筋 (RA) を用い、上体を屈曲させる。筋シナジ 2 は前脛骨筋 (TA) を活動させ足関節を背屈させ、重心を前方へと移動させる。

筋シナジー 3 は外側広筋 (VAS) と脊柱起立筋 (ES) を主に使用し、膝関節と腰関節を伸展させる。筋シナジー 4 ではヒラメ筋 (SOL) が足関節を底屈させ、水平方向の重心移動を減速する。時間パターンも筋シナジー 1 から 4 へと活動し、先行研究で述べられている起立動作における 4 つのフェーズに対応しており、上体の前屈による運動量生成、離床による重心前方移動、全身の伸展、姿勢の安定化に相当する¹⁷⁾。

3.2 生成された起立動作

順動力学計算における、座面の粘弾性要素の係数や座面高 H 、姿勢制御の比例制御における係数、骨格モデルおよび筋モデルのパラメータは先行研究と同様のものを用いた¹⁸⁾。姿勢制御の参照軌道には実験にて計測したものの平均を用い、神経伝達時間遅れ λ は 100 ms とし、筋シナジーが生成するトルク T_{mus} と比べて小さくなるように τ_{fb}^{min} と τ_{fb}^{max} はそれぞれ -50 と 50 Nm とした。

以上のパラメータをもとに順動力学計算を通じて生成された起立動作を図 6 に示す。図 6(a) は関節角度を表す (実線: 計算結果, 点線: 計測)。一方で図 6(b) は臀部にかかる反力の垂直・水平成分を表している。関節角度に関しては実際に計測した関節軌道との誤差は小さく、順動力学計算から起立動作が生成されていることを示す。床反力では、垂直方向にはよく再現されている。水平方向ではピークのタイミングにずれが見られるものの、ピーク値は計測値と同等のものとなっている。以上の結果から、本研究において構築した筋骨格モデルにおいて、各筋を個別に制御するのではなく、4 つのモジュールである筋シナジーを用いて起立動作が生成されていることが示された。

構築した筋骨格モデルを用い、筋シナジーの開始時間が起立動作に与える影響を調査した。本研究では特に上体と膝関節を伸展させ、姿勢を座位から立位へと変換する筋シナジー 3 に着目し、その開始時間 δ_3 を -100 ms から 100 ms に 50 ms ごとに変化させ、いかに運動が変化するか調べ、達成された起立動作から筋シナジーを抽出するだけでなく、それらがいかに動作を成功させているかを調査する。生成された起立動作における顕著な違いは身体重心の軌道にみられる。図 7(a) に生成された 5 つの動作の重心軌道を示す (x 軸: 水平方向, y 軸: 垂直方向)。図中左下が座位 (“Sitting”) を示し、右上に向かうことで立位 (“Standing”) となる。図右下の灰色の四角は足裏位置を表し、足首位置を 0 とした時の -0.1 m から 0.2 m とした。起立が達成されたか判定する高さの閾値 η は 1.0 m とした。

本結果から、筋シナジー 3 が早く活動すると、重心の上方向の移動開始が早くなることがわかる。しかし

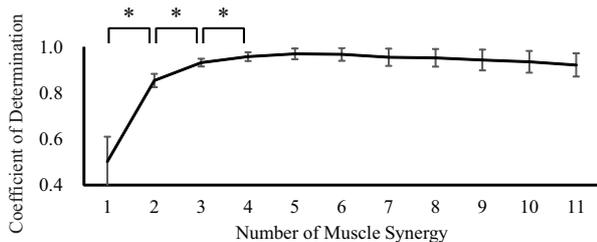
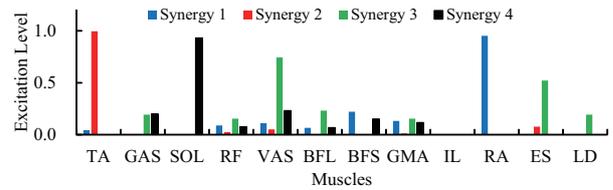
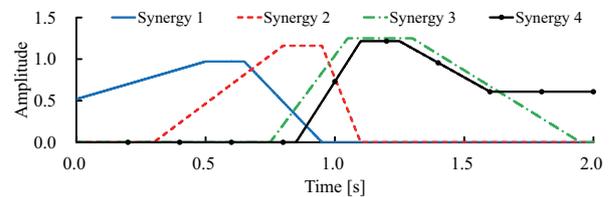


Fig. 4: Coefficient of Determination.

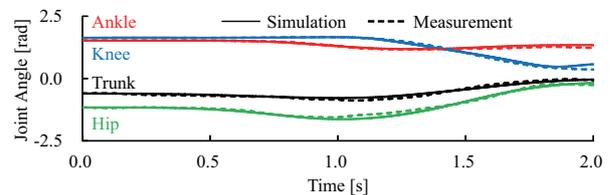


(a) Spatial Pattern

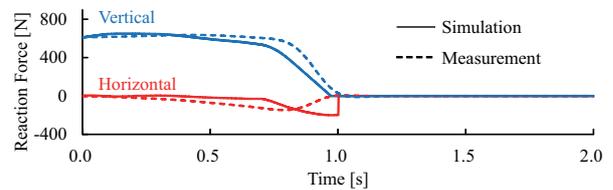


(b) Temporal Pattern

Fig. 5: Spatiotemporal Pattern of Muscle Synergy.



(a) Joint Angle

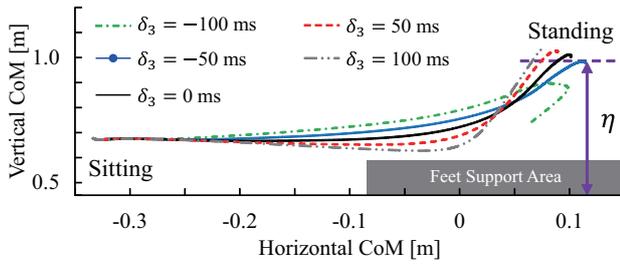


(b) Floor Reaction Force

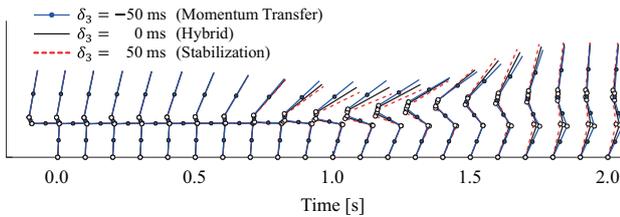
Fig. 6: Generated Standing-up Motion.

ながら、 $\delta_3 = -100$ ms (緑鎖線) では、重心位置は閾値 η (図 7 中の水平紫点線) に到達せず、起立動作を達成することはできない。一方で筋シナジー 3 が遅く活動する時には、重心の上昇も同様に遅くなり、足裏に重心を乗せてから上体を伸展する。

これらの起立動作の特徴は先行研究でも報告されており¹⁹⁾、起立において異なる 3 つの戦略 (Momentum Transfer, Stabilization, Hybrid) の存在が知られている。Momentum Transfer は上体の屈曲によって作られる運動量を利用し、重心位置が足裏に入る前に重心の上方向への移動が始まり、筋シナジー 3 を早く開始させた時の運動に合致する (e.g. $\delta_3 = -50$ ms)。一方で Stabilization では重心を足裏に乗せた後に上昇が始まる (e.g. $\delta_3 = 50$ ms)。これは、筋シナジー 3 の開始時間を遅くした時の起立動作に対応し、特に重心が足裏にある状態では上体の伸展に必要な膝関節トルクが減少し、高齢者の起立動作において多く見られる戦略である。そのため、筋シナジー 3 の開始時間は動作の途中で変化するものでなく、運動開始時に自身の身体



(a) CoM Trajectory



(b) Three Strategies

Fig. 7: Three Strategies of Standing-up Motion.

の状態を知覚した上で大脳皮質において作られる運動プログラムによって決定されると考えられる。Hybridにおける重心軌道は上記の2つの戦略の間中となることが報告されている (e.g. $\delta_3 = 0$ ms)。以上の結果から、起立動作において筋シナジー3の開始時間を調整することで異なる起立動作の戦略が生成されることが示唆された。起立動作の効果的な支援のためには、このように筋シナジーの開始時間に着目して、重心を持ち上げるタイミングを変化させること重要である。

4 結論と展望

本研究ではヒト神経筋骨格モデルを構築し、4つの筋シナジーから起立動作が生成されることを示した。特に身体を伸展させる筋シナジー3の開始タイミングの変化によって、Momentum Transfer, Hybrid, Stabilizationの異なる起立動作の戦略が生じることを示した。

今後の研究の方向として、他の筋シナジーが起立動作に与える影響を調べ、起立動作を達成させるために必要な筋シナジー間の関係性を調査することである。また実際に異なる戦略における起立動作から筋シナジーの抽出を行うことで、本研究における筋シナジーモデルの妥当性の検証を行う。

謝辞

本研究は、科研費15K20956, 26120005, 26120006, JST RISTEX 問題解決型サービス科学研究開発プログラムの助成を受けた。

参考文献

- 1) Chugo D, Okada E, Kawabata K, Kaetsu H, Asama H, Miyake N, and Kosuge K, "Force Assistance System for Standing-up Motion". *Industrial Robot: An International Journal*, vol. 34, pp. 128-134, 2007.
- 2) Agrawal SK, Caltim G, Fattah A, and Hamnett J, "Design of a Passive Gravity-Balanced Assistive Device for Sit-to-Stand Tasks", *Journal of Mechan-*

- ical Design, *Transactions of the ASME*, vol. 128, pp. 1122-1129, 2006.
- 3) Kawanishi R, Hasegawa Y, Tsukahara A, and Sankai Y, "Sit-to-Stand and Stand-to-Sit Transfer Support for Complete Paraplegic Patients with Robot Suit HAL". *Advanced Robotics*, vol. 24, pp. 1615-1638, 2010.
- 4) Bernstein N, "The Co-ordination and Regulation of Movement". Pergamon, Oxford, 1967.
- 5) Yuri P, Ivanenko YP, Cappellini G, Dominici N, Poppele RE and Lacquaniti F, "Five Basic Muscle Activation Patterns Account for Muscle Activity during Human Locomotion", *Journal of Physiology*, vol. 556, pp. 267-282, 2004.
- 6) Weiss EJ and Flanders M, "Muscular and Postural Synergies of the Human Hand". *Journal of Neurophysiology*, vol. 92, pp. 523-535, 2004.
- 7) Qi An, 石川雄己, 青井伸也, 船戸徹郎, 岡敬之, 山川博司, 山下淳, 浅間一, "筋シナジーの時間パターンがヒト起立動作に与える影響の神経筋骨格モデルを用いた説明", 第20回ロボティクスシンポジウム講演予稿集, pp.127-132, 軽井沢, 2015.
- 8) Davy DT and Audu ML, "A Dynamic Optimization Technique for Predicting Muscle Forces in the Swing Phase of Gait", *Journal of Biomechanics*, vol. 20, pp. 187-201, 1987.
- 9) Lambrecht JM, Audu ML, Triolo RJ, and Kirsch RF, "Musculoskeletal Model of Trunk and Hips for Development of Seated-posture-control Neuroprosthesis", *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 46, pp. 515-528, 2009.
- 10) Zajac FE, "Muscle and Tendon: Properties, Models, Scaling, and Application to Biomechanics and Motor Control", *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 17, pp. 359-411, 1989.
- 11) Ogihara N and Yamazaki N, "Generation of Human Bipedal Locomotion by a Bio-mimetic Neuro-musculo-skeletal Model", *Biological Cybernetics*, vol. 84, pp. 1-11, 2001.
- 12) Hatze H, "Myocybernetic Control Models of Skeletal Muscles", *Biological Cybernetics*, vol. 25, pp. 103-119, 1977.
- 13) Rienen R and Fuhr T, "Patient-Driven Control of FES-supported Standing up: A Simulation Study", *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 6, pp. 113-124, 1998.
- 14) Kuo P and Deshpande AD, "Contribution of Passive Properties of Muscle-tendon Units to the Metacarpophalangeal Joint Torque of the Index Finger", *Proceedings of the 2010 IEEE RAS&EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob2010)*, pp. 288-294, 2010.
- 15) Lee DD and Seun HS, "Learning the Parts of Objects by Non-negative Matrix Factorization", *Nature*, vol. 401, pp. 788-791, 1999.
- 16) Ting LH and Macpherson JM, "A Limited Set of Muscle Synergies for Force Control During a Postural Task", *Journal of Neurophysiology*, vol. 93, pp. 609-613, 2005.
- 17) Schenkman M, Berger, RA, Patrick OR, Mann RW, and Hodge WA, "Whole-body Movements during Rising to Standing from Sitting", *Physical Therapy*, vol. 70, pp. 638-651, 1990.
- 18) An Q, Ishikawa Y, Aoi S, Funato T, Oka H, Yamakawa H, Yamashita A, Asama H, "Muscle Synergy Analysis of Human Standing-up Motion Using Forward Dynamic Simulation with Four Body Segment Model", *Proceedings of the International Symposium on Distributed Autonomous Robotic System (DARS2014)*, pp.249-261, Daejeon, 2014.
- 19) Hughes MA, Weiner DK, Schenkman ML, Long RM, and Studenski SA, "Chair Rise Strategies in the Elderly". *Clinical Biomechanics*, vol. 9, pp. 187-192, 1994.