

順動力学計算を用いた筋シナジーによるヒトの起立動作の生成

Qi An (東京大学) 石川 雄己 (東京大学) 船戸 徹郎 (電気通信大学) 青井伸也 (京都大学)
岡 敬之 (東京大学) 山川 博司 (東京大学) 山下 淳 (東京大学) 浅間 一 (東京大学)

1. 序論

我が国日本の高齢者数は年々増加しており、医療・福祉費等を含む社会保障費の増大や高齢者の身体機能の低下は大きな問題となっている。高齢者の長期臥床などを防ぐため、身体機能を向上させることは急務である。その中でも、ヒトが起立動作を行えるかどうかは介護度の判定の基準の一つとなっており、立ち上がり自立した生活を送ることは重要である。

これに対し、従来多くの起立アシスト装置が開発されてきた。著者が開発した支援システムでは、ベッドとガイドバーを用いて熟練介護者による介助動作の軌道を再現し、高齢者の起立をアシストしてきた [1]。しかし、軌道の再現や関節の不足した力を補うのみでは十分に運動機能の改善を行うことはできない。

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多く行われているが、単関節における筋力の増強は、トレーニングを行った時の姿勢と同じ姿勢の時に見られるということが報告されており、必ずしも運動機能の向上には結びつかない [2]。このようにトレーニングというものはそれを行った環境や文脈に強く依存しており、特定の運動を改善したい場合は、その運動が持つストラテジーやメカニズムを知る必要がある。

従来の起立動作に関する先行研究では、ヒトの運動を観測し、共通してみられる特徴的な現象を抽出しようとするものは多いが [3][4]、起立動作を達成するための要件やそのストラテジーの解明には、構成論的アプローチが必要である。

起立動作のメカニズム解明のために、著者らは今まで筋肉の協同発揮（筋シナジー）に着目した解析を行ってきた [5]。また神経回路モデルによって、筋と身体軌道の関係を構築し、筋シナジーの活動が阻害された時の起立動作の変化を調査することでその筋シナジーの役割を同定してきた。しかしながら、神経回路モデルでは実際にヒトが持つ解剖学的特徴など、筋の特性は必ずしも考慮されていなかった。

そのため本研究では、ヒトの力学特性や筋の特性を考慮した筋骨格モデルを構築し、構築された筋骨格モデルを用いて、筋シナジーを用いた順動力学計算から起立動作が生成されるということを示す。

2. 手法

2.1 筋骨格モデル

本研究ではヒトを2次元3リンクの剛体モデルとして表現する（図1-(a)）。リンク1は下腿部、リンク2は大腿部、リンク3は上体（頭部・胸部・腕部）である。各関節の角度（ $\theta_{i=foot,knee,hip}$ ）は水平方向からの角度とする。各リンクのパラメータは表1に示されており、ここでの重心位置は近位端からの割合である。

筋を含む運動方程式は式(1)の形で記述される。 $M(\theta)$ は慣性項、 $h(\theta, \dot{\theta})$ はみかけの速度項、 $g(\theta)$ は重力項で、 $M(\theta)$ 、 $h(\theta, \dot{\theta})$ 、 $g(\theta)$ はラグランジュの運動方程式から得られる。 A は筋のモーメントアーム長、 F は筋が発揮する張力、 $R(\theta)$ は床反力、 $D(\theta, \dot{\theta})$ は関節の粘性要素、 τ_{fb} は姿勢制御のため関節にかかるトルクを表す。

$$M(\theta)\ddot{\theta} + h(\theta, \dot{\theta}) + g(\theta) + R(\theta) + D(\theta, \dot{\theta}) = AF + \tau_{fb} \quad (1)$$

本研究の筋骨格モデルでは、下肢の筋肉を図1-(b)に示す9グループの筋に分類し、筋モデルとして、Hillモデルを使用する。Hillモデルは能動収縮要素(CE)、受動弾性要素(PE)、受動粘性要素(PD)から構成されており、これらが発生する張力の合計が F となる。なお本研究では各筋のモーメントアーム長は姿勢に依らず一定とする。各要素の発生する張力は先行研究より計算される [6]。特に能動収縮要素が発生する張力(f_{CE})は、筋の長さ-力関係($h(\theta)$)、速さ-力関係($k(\dot{\theta})$)、筋活性度(m)より算出される(式(2))。本研究では能動収縮要素部分の筋長は一定であるとし、筋活性度を入力することで動作が生成される。

$$f_{CE} = h(\theta)k(\dot{\theta})m \quad (2)$$

床反力は弾性要素として表現し、股関節に対して垂

表1 リンクパラメータ

	下腿	大腿	上体
長さ [m]	0.5	0.40	0.80
重量 [kg]	8.5	18.7	56.1
重心位置	0.41	0.42	0.20
慣性モーメント [kgm ²]	0.48	0.133	3.359

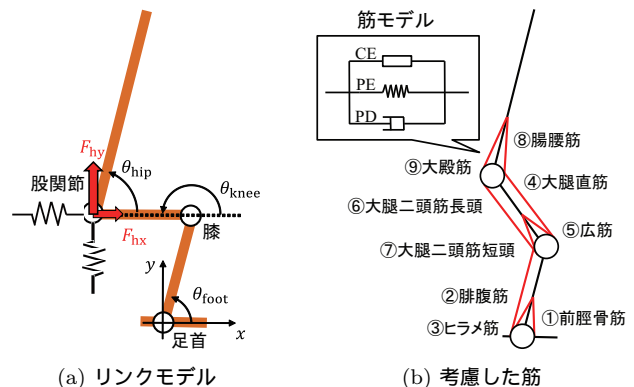


図1 筋骨格モデル

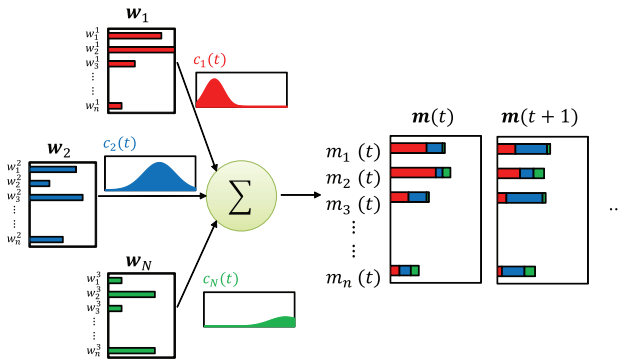


図2 シナジーモデル

直方向と水平方向に力が加えられる．水平方向と垂直方向への弾性係数はそれぞれ 6000, 7000 とする．

関節の粘性として、先行研究と同様に関節の両可動域で指数的に大きくなる非線形粘弾要素と角速度に比例する粘性要素を考慮する [6]．

本稿での筋骨格モデルでは姿勢を安定化させ、順動力学計算によって生成される関節角度を計測値に追従させるために PD 制御から算出されるトルク (τ_{fb}) を加える．本研究では比例ゲイン及び微分ゲインはそれぞれ 200 と 50 にする．

2.2 シナジーモデルを用いた起立動作の生成

シナジーとは Bernstein によって提唱された概念で、ヒトの身体が持つ冗長な自由度が複数のモジュールによって協調的に制御されるという仮説である [7]．本研究ではシナジーは、複数の筋肉の協同発揮によって表され、各筋肉を発揮する割合と、それらのシナジーの発揮頻度から構成される．

図 2 に本研究で用いるシナジーモデルの概念図を示す．図中右には動作中の n 種類の筋の活動度 (m_n) が示されており、これらの活動度が図中左にあるシナジーと呼ばれる 3 つの筋活動の発揮パターン ($w_{1,2,\dots,N}$) とそれらの発揮頻度 ($c_{1,2,\dots,N}$) の掛け合わせたものの線形和で表されるものとする (式 3) [8]．

$$m(t) = \sum_{i=1}^N w_i c_i(t) \quad (3)$$

本研究の目的である順動力学計算から起立動作を生成するために、まず逆動力学計算から動作に必要な各関節のトルクを算出する．しかしヒトの関節において、トルクは二関節筋を含む複数の筋肉から生成されるため、関節トルクから筋活動は一意には決まらない．本研究では、動作に必要な関節トルクを生成する筋活動を実験において計測された筋活動との二乗誤差を最小するように、最適化計算によって算出する．

最適化計算によって算出された筋活動から、複数筋肉の協同発揮パターンである筋シナジー (w_i) は抽出される．シナジーの抽出には非負値行列因子分解 [9] を用い、シナジーの発揮パターンと発火頻度を算出する．本研究では、試行の異なる起立動作の筋活動に対して、異なるシナジー数によって再現された筋活動と逆動力学より計算されたトルクから計算された筋活動との平均二乗誤差を用いて起立動作を構成するのに最適なシナジーの数を決める．

1 因子分散分析を用いて、異なるシナジーの数に対して平均二乗誤差が変化するかを調べる．本研究では有

意水準 p を 0.05 とし、有意差があった場合は、多重比較を行い、隣り合うシナジー数に対して、シナジー数の増加が平均二乗誤差を有意に減少させるかを調べる．

起立動作を生成するために、時刻 t で与えられた姿勢 ($\theta(t), \dot{\theta}(t)$) と筋シナジー (w_i) に対してシナジーの発揮頻度 ($c_i(t)$) を適切に調整する．筋シナジーと発揮頻度によって生じた筋活動から張力 (F_{CE}) が生じ、姿勢 ($\theta(t+dt), \dot{\theta}(t+dt)$) が生成される．

本稿の順動力学計算で使用される筋シナジーに含まれる筋活性度は抽出されたシナジーの平均値を用い、生成する目標となる起立動作は計測された複数試行の動作の平均とする．算出される関節角度・角速度とその目標値の二乗誤差を最小化するように、シナジーの発揮頻度を算出する．本研究では dt を 0.001sec とし、4 次のルンゲクッタ法を用いて数値計算を行う．

2.3 実験設定

身体軌道の測定のため本実験では、8 台のカメラ HMK-80 (MotionAnalysis 社) を用いた光学式モーションキャプチャシステム MAC3D による身体軌道の計測を 200Hz で行った．身体の計測部位は、Helen Hayse のマーカーセットに準拠し、関節角度の計算には、MusculoGraphics 社の SIMM を用いた．床反力の測定のためには、臀部と足部に敷かれた 2 枚のフォースプレートを用い、64Hz で計測をした．筋活動位は、本研究の筋骨格モデルに含まれる 9 筋のうち腸腰筋を除く 8 筋を S&ME 社製の DL-3100 を使用して 1000Hz で測定した．なお本研究では右半身の筋肉のみを使用した．

それぞれ得られた身体軌道、床反力、筋活動のデータは 10Hz, 25Hz, 25Hz のローパスフィルタをかけ、筋活動のデータに関しては整流化を行い、計測中の最小値・最大値を用いて 0-1 に正規化を行った．

実験には健康な 27 歳の男性が参加し、17 試行の起立動作を行った．実験開始前に、実験について十分に説明をし、被験者から同意を得た．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受け実施された．

3. 結果

3.1 抽出されたシナジー波形

図 3 にシナジーによって再現された筋電波形と逆動力学で計算されたトルクから計算された筋電波形の平均二乗誤差を示す．横軸はそれぞれシナジーの数を表し、エラーバーは標準偏差を表している．

分散分析の結果、異なるシナジー数において有意差があり、多重比較から隣り合うグループでは、シナジー数 1 と 2, シナジー数 2 と 3 の間に有意差があり、それ以降はシナジー数の増加によって誤差は有意に減少しなかった．この結果より、本研究において起立動作に必要なシナジーの数を 3 とした．

図 4(a-c) に抽出された 3 つのシナジーを示す．横軸には異なる筋肉のグループが示されており、縦軸は抽出されたシナジーにおける筋の活動度を示している．各縦棒は異なる試行間から抽出されたシナジー中の筋活動を表す．図 4(d-f) には、個別試行から抽出された筋シナジーに対応して算出された発揮頻度の平均と標準偏差の範囲を示す．

3.2 生成された起立動作

図5に順動力学計算から生成された関節軌道, 床反力, 動作の様子を示す. 図5(a, c, e)はそれぞれ足首, 膝, 腰関節の関節角度を示す. 黒の実線が順動力学計算から算出された関節角度, 赤の点線が計測値である.

床反力の計算による値と計測値の比較を図5(g)に示す. 円のマーカを含む黒線が垂直方向の床反力を示し, 実線は順動力学計算によって算出されたもので, 点線は計測値である. 水平方向の床反力は赤線によって示されている.

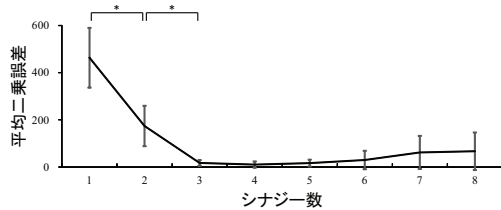


図3 観測波形と再現波形の平均二乗誤差

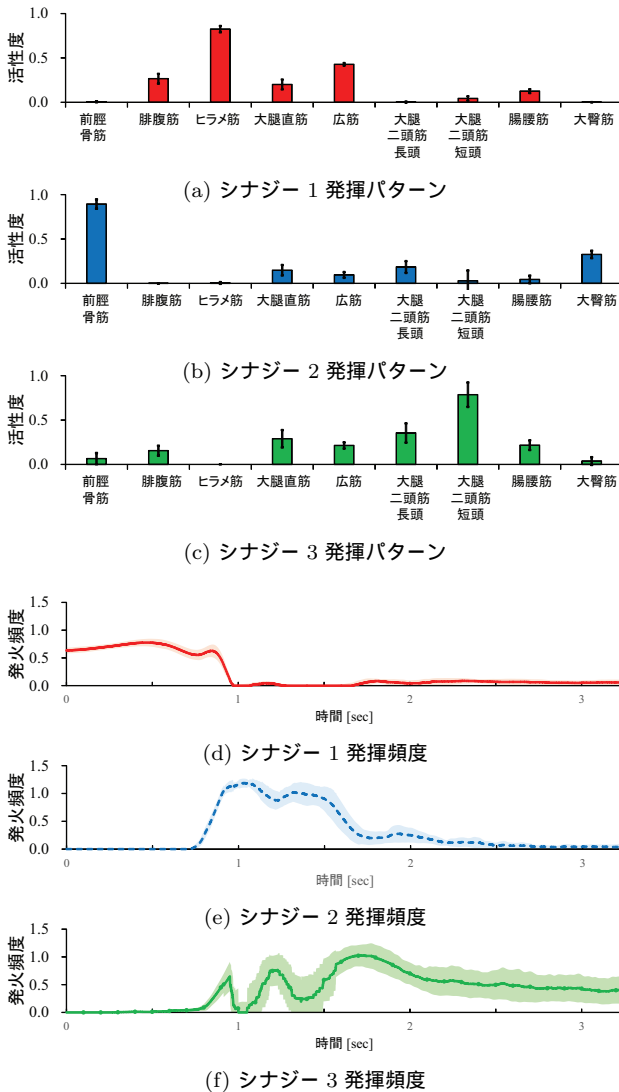


図4 抽出したシナジー

図5(b, d, f)には, 筋が各関節に対して発生するトルク (黒の実線) と, 姿勢制御のために関節に加えられたトルク (赤の点線) を示している. 図5(h)は起立動作を生成するための各シナジーにおける発揮頻度である. また図5(i)は生成された起立動作の軌道を表しており, 0.25秒ごとの姿勢を示した.

図6に起立動作を生じさせる筋活動を示す. 黒の実線が本研究において計算された筋活動で, 灰色部分は計測値である.

4. 考察

本研究では起立動作において3つのシナジーが抽出された. シナジー1では主に腓腹筋とヒラメ筋, 広筋, シナジー2は前脛骨筋と大臀部, シナジー3では大腿直筋, 大腿二頭筋長頭, 大腿二頭筋短頭, 腸腰筋が発揮されていた. それぞれに対し発揮頻度が算出され, 主にシナジー1, 2, 3の順に発揮されていることが分かる. これらのシナジーから生成された起立動作において

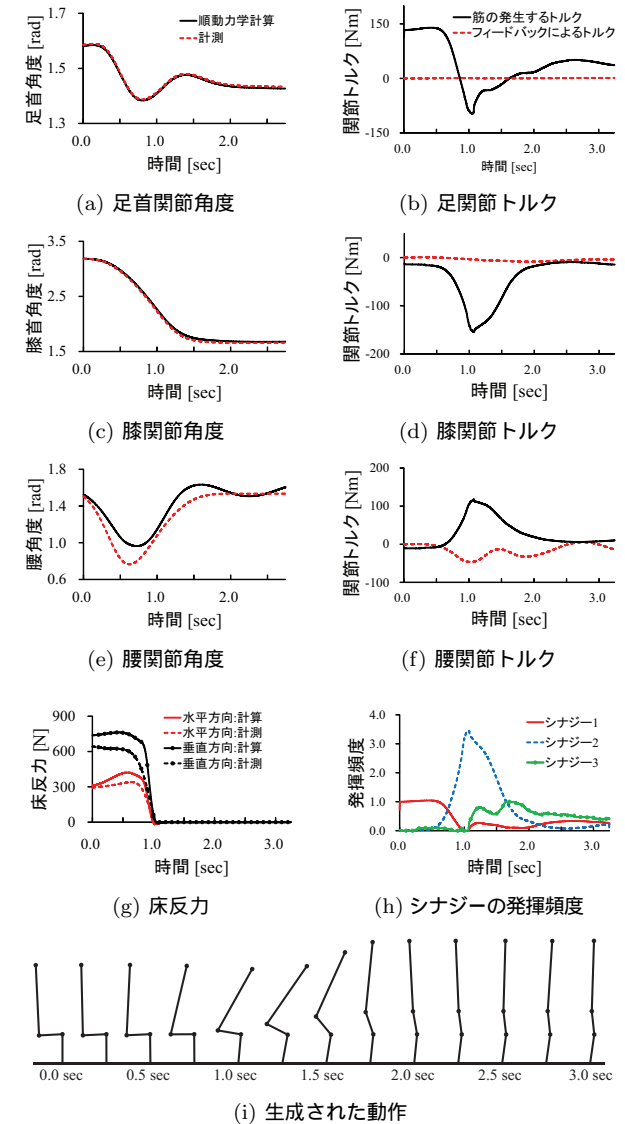


図5 順動力学シミュレーション結果

は、足首・膝関節角度、床反力は計測されたものと近い値を示した。フィードバックによる姿勢制御のためのトルクもほぼ0付近であり、筋が発生する張力に比べて十分に小さかった。

これに対して腰関節では、姿勢制御のためのトルクは、離床の際に腰関節を屈曲し、前傾させる方向に加えられていた。しかしそのトルクの値も筋が発生するトルクに比べれば小さいものとなった。

本実験では、股関節を屈曲させる筋のうち腸腰筋が未計測であった。逆動力学計算によって算出された関節トルクから筋活動を決定する際に、腸腰筋も算出されたが、実際の起立動作では腸腰筋の活動はより活発で、それゆえシナジーに含まれるべき腸腰筋の活動もより大きいことが考えられる。

またシナジーによって再現された筋活動と計測されたものを比較した結果、筋活動度のピークなどに一致が見られるものもあったが、一部の筋肉の活動度は1を超えてしまっている。現在の筋の最大発揮張力やモーメントアーム長は先行研究の文献値を使用しているが、それらはヒトによってばらつきがある。また特に高齢者などによっては筋力の低下などがみられることもあ

り、それらのパラメータは重要である。今後の研究では、個人にあったパラメータを同定することで、起立動作のメカニズムの解明を行う。

5. 結論・展望

本研究では、ヒトの筋骨格モデルを構築し、起立動作を達成しうる筋シナジーの抽出を行った。構築した筋骨格モデルを用いて順動力学計算を行い、3つの筋シナジーを協調的に発揮することで、起立動作が生成できることを示した。

今後はこれらの抽出されたシナジーの役割を筋骨格モデルを通じて定量的に評価することで、起立動作のストラテジーと起立動作を達成するための要件を明らかにしていく。

謝辞

本研究の一部は、科研費基盤研究(B)24300198及び特別研究員奨励費24・8702の助成を受けた。

参考文献

- [1] Chugo, D., Kawabata, K., Okamoto, H., Kaetsu, H., Asama, H., Miyake, N., and Kosuge, K., "Force Assistance System for Standing-up Motion", *Ind. Robot*, vol. 34, pp. 128-134, 2007.
- [2] Sale, D.G. and MacDougall, J.D., "Specificity in Strength Training; a Review for the Coach and Athlete", *Can. J. Appl. Sports Sci.*, vol. 6, pp. 87-92, 1981.
- [3] Schenkman, M., Berger, R.A., Patrick, O.R., Mann, R.W., and Hodge, W.A., "Whole-body Movements during Rising to Standing from Sitting", *Phys. Ther.*, vol. 70, pp. 638-651, 1990.
- [4] Alexander N.B., Schultz A.B., and Warwick, D.N., "Rising from a Chair: Effects of Age and Functional Ability on Performance Biomechanics", *J. Gerontol.*, vol. 46, pp. 91-98, 1991.
- [5] An, Q., Ikemoto, Y., Asama, H., and Arai, T., "Analysis of Human Standing-up Motion Based on Distributed Muscle Control", *Proceedings of tenth International Symposium on Distributed Autonomous Robotic Systems*, vol. 83, pp. 531-543, 2012.
- [6] Davy D.T. and Audu M.L., "A Dynamic Optimization Technique for Predicting Muscle Forces in the Swing Phase of Gait", *J. Biomech.*, vol. 20, pp. 187-201, 1987.
- [7] Bernstein, N., "The Co-ordination and Regulation of Movement", Pergamon, Oxford, 1967.
- [8] Tresch, M.C., Saltiel, P., and Bizzi, E., "The Construction of Movement by The Spinal Cord", *Nat. Neurosci.*, vol. 2, pp. 162-167, 1999.
- [9] Lee, D.D. and Seun, H.S., "Learning the Parts of Objects by Non-Negative Matrix Factorization", *Nature*, vol. 401, pp. 788-791, 1999.

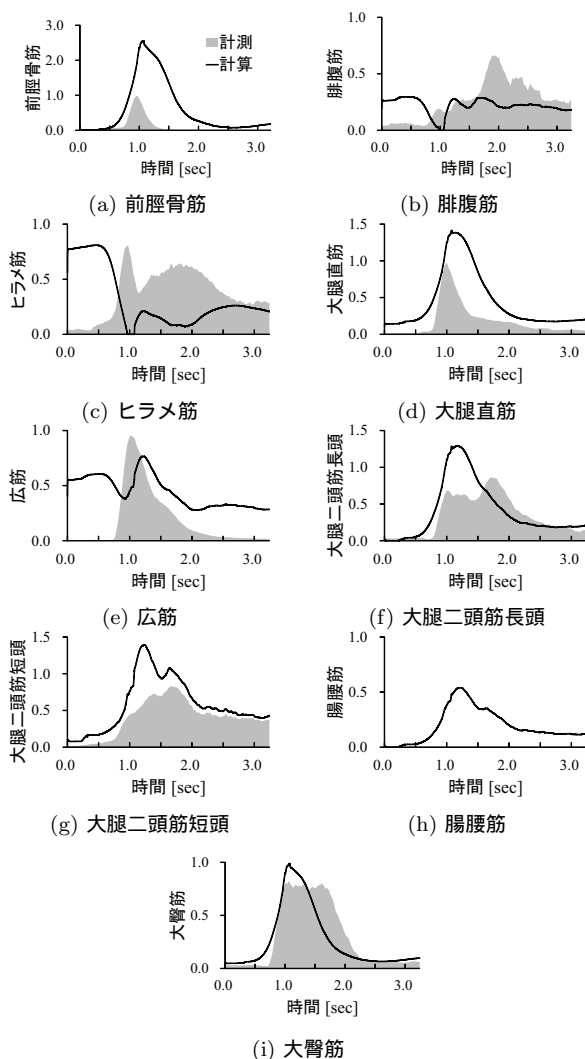


図6 シナジーによる筋活動の再現