

筋肉の協同運動に基づく人の立ち上がり動作計測

松岡 洋樹¹ 池本 有助² 安 琪² 中後 大輔³ 浅間 一² 三島 健稔¹
¹埼玉大学 ²東京大学 ³電気通信大学

The analysis of the Standing-up motion based on the cooperation movement of the muscles

Hiroki MATSUOKA¹ Yusuke IKEMOTO² Qi AN² Daisuke CHUGO³
Hajime ASAMA² Taketoshi MISHIMA¹

¹Saitama University, ²The University of Tokyo, ³The University of Electro-Communications

Abstract:

It is important that we understand the motion characteristic for more effective care technique and the development of the assistance system. Therefore, in this study, we aimed at clarifying the common mechanism of the standing-up motion which does not depend on the individual difference. In this paper, we measured standing-up motion using the force plate, motion capture and electromyography and discussed the cooperation movement of the muscles with the synergy analysis. As a result, we extracted synergy which included mainly muscle of lower thigh and buttock. In addition, it was shown that the synergy was related to the movement of the horizontal direction and the movement of the vertical direction.

1. まえがき

近年、測定機器の高精度化、簡易化に伴い、人の動作に関する測定・解析が数多く行われるようになってきた。中でも、日本の高齢化の現状から、介護者にとって肉体的負担の大きい立ち上がり動作に関する研究が盛んに行われている [1]。立ち上がり動作は、日常生活の起点となる動作であり、自立した生活を送るために重要な動作の一つである。そのため、立ち上がり動作を適切に支援することが重要となるが、より効果的な介護手法や支援機器開発のためには、立ち上がり動作の運動特性を理解することが重要である。これまで、立ち上がり動作の運動特性に関して、体幹の前傾や重心位置、関節角などの特徴が示されてきたが、立ち上がるタイミングや各筋肉間の協同運動がどのようにして行われているかに関して検討したものは少ない。

本研究では、立ち上がり動作において立ち上がりの速さに依存しない各筋肉の協同運動を明らかにすることを目的とする。協同運動を抽出するにあたり、モーションキャプチャ、床反力計、筋電計を用いて様々なパターンの立ち上がり動作を計測する。そして計測によって得られたデータに基づき、立ち上がり動作に関してこれまで行われてこなかったシナジー解析を行うことで、異なる立ち上がり速度におけるシナジーを抽出し、その共通性に関して考察する。

2. 立ち上がり動作計測システム

開発した計測システムは、立ち上がり動作時の筋活動波形と身体の三次元座標値を同時に計測することができ、これによりシナジーの抽出と被験者の姿勢を算出することが可能である。計測システムの概要を Fig. 1 に示す。計測シ

ステムを構成する実験装置は、高さが調整できる椅子、モーションキャプチャ、筋電計と取得データを処理する PC2 台から構成される。モーションキャプチャ (Motion Analysis 社製 MAC3D System) からは三次元座標をサンプリング周波数 64[Hz] で取得する。筋電計 (追坂電子機器社製 Personal-EMG) はサンプリング周波数 1600[Hz] でデータを取得し、その後全波整流、平滑化、正規化、ダウンサンプリング処理を行った後のデータを使用する。また、動作を解析するにあたり、動作解析に広く用いられているリンクモデルを用いて解析を行った。リンクモデルは 4 リンクで、体幹部、大腿部、下腿部、足部からなる。各関節に対してモーションキャプチャで計測した座標値を対応させ、各部位に対して成人男性の平均的な質量パラメータを入れることで各部位の重心位置を算出し、力のつり合いより身体重心を算出する。なお椅子の高さは、425[mm] として実験を行った。

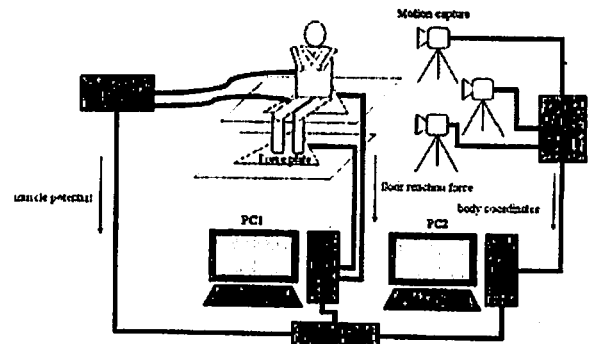


Fig. 1 Overview of the experimented system

3. 筋肉の協同運動

3.1 シナジー

人間が運動を行う場合、まず脳からの運動指令が運動ニューロンを介して筋に伝わる。指令を受けた筋は筋収縮を起こし、その結果として運動が生じる。しかしながら、人間が持つ運動における自由度はあまりに膨大なため、いかにこの自由度を制御し、協調させるかが問題となる。この問題に対して、Bernstein は目的とする運動ごとに運動系をひとまとまりに制御するようなシナジーが存在し、それにより自由度を制御・支配していると提唱した [2]。

このシナジーの概念に対して d'Avella らは、筋肉の活動波形の組み合わせによってシナジーが形成されるとし、筋活動波形からシナジーを抽出するアルゴリズムを開発した。これにより d'Avella らは、運動が起動レベルと起動時刻を指定した筋肉の活動波形からなるシナジーの組み合わせによって行われていることを示唆し、これをシナジーモデルと定義した [3]。以下にシナジーモデルの詳細を述べる。

3.2 シナジーモデル

シナジーモデルは筋活動波形が N 個のシナジーの線形結合として表現できると仮定すると次式のように表される。

$$m_s(t) = \sum_{i=1}^N c_{si} w_i(t - T_{si}) \quad (1)$$

ここで、 $m_s(t)$ は s 試行目の時刻 t における筋活動波形、 c_{si} は s 試行目のシナジー i の大きさを決めるスケーリング係数、 $w_i(t - T_{si})$ は時間シフト T_{si} におけるシナジー、 T_{si} は s 試行目のシナジー i の起動時刻を決める時間シフトである。この式からわかるように、各シナジーに対して対応するスケーリング係数と時間シフトをかけ、それらシナジーの合成波が筋活動波形を生成する。また、各シナジーは各筋肉がどの程度の強度で協同運動を行っているかを表している。

また、このシナジーモデルを実現する為、d'Avella らによって開発されたデコンポジションアルゴリズムによって筋活動波形からシナジーを取り出す。デコンポジションアルゴリズムは3つのステップから成り、各ステップを繰り返すことにより収束演算を行うものである。各ステップを以下に示す。

1. 時間相関の計算

まず、シナジーの数を N 個と仮定し、初期シナジーを生成する（本実験ではこの初期シナジーを乱数によって生成した）。その後、与えられたシナジーと s 試行目の筋活動波形との時間相関を計算する。時間相関を求める式を以下に示す。

$$\phi_{si}(t_{si}) = \sum_t m_s(t)^T w_i(t - T_{si}) \quad (2)$$

上式において、左辺は時間相関を表す。このステップでは、時間相関が最大となるシナジーと時間シフトを選択し、選択した時間シフトにおけるシナジーの成分をシナジーの強度を決定するスケーリング係数 c_{si} 倍して筋活動波形から引く。これを残りのシナジーに対して繰り返すことにより、時間シフトを求める。

2. スケーリング係数の更新

このステップでは、 N 個のシナジーと求められた時間シフトをもとに、スケーリング係数を更新する。その際の更新式は以下のように与えられる。

$$c_{si}^{\text{new}} = c_{si} \left(\frac{\text{trace}(M_s^T W_i \theta_i [T_{si}])}{\text{trace}(H_{si}^T W_i^T W_i \theta_i [T_{si}])} \right) \quad (3)$$

ここで、 M は筋活動波形を表す行列、 W はシナジーを表す行列、 θ は時間シフトさせる単位行列、 H は θ に対してスケーリング係数を乗算したものである。

3. シナジーの更新

最後に、これまで求めた時間シフトとスケーリング係数のもとで N 個のシナジーを更新する。その際の更新式は以下のように与えられる。

$$W^{\text{new}} = W \left(\frac{M H^T}{W H H^T} \right) \quad (4)$$

以上の3つの工程を繰り返すことにより、全ての係数を更新し、シナジーを求める。

本研究では、各筋力間の協同運動をシナジーの組合せによるものとし、表面筋電位計測によって得られた筋活動波形を上記の d'Avella らによる手法を用いて解析することで立ち上がり動作における筋力間の協同運動を明らかにする。

4. 実験

シナジー解析ならびにそのときの被験者の状態を測定する為、被験者には肩峰、大転子、膝関節、足関節の4箇所にもーションキャプチャ用のマーカーを下腿部（下腿二頭筋とヒラメ筋の間）、大腿部（大腿四頭筋）、殿部（殿筋）、広背部（広背筋）の計4箇所には筋電位測定用の電極を取り付けた。また、従来の研究の多くは、立ち上がり動作では人体のねじれ成分が小さい為、身体を左右対称として半身のみの計測を行っている。そのため本研究でも筋肉が左右同様の運動をしていると仮定し、半身のみの計測を行った。

立ち上がり動作において、立ち上がる速度を変えたときには発揮される筋力の大きさは異なることがこれまでに分かっている [4]。しかしながら、筋肉の協同運動を考えた場合、どの筋力がどのようなタイミングで発揮させるかに関しては未だわかっていない。そこで、本実験ではどのような立ち上がり速度においても共通して行われる各筋肉間の協同運動を抽出するため以下の項目の実験を行った。

- 通常の立ち上がり
- 通常よりも遅い立ち上がり
- 通常よりも速い立ち上がり

被験者には、立ち上がり速度の指示として、通常の立ち上がり動作と比較して、通常よりは速く、遅くなどの指示をし、具体的な速さに関しては被験者本人の主観で決定した。実験をする際の姿勢に関しては、膝関節を約80度に曲げた状態で着座し、右手を左肩、左手を右肩に添え、腕を体に密着させたのち立ち上がり動作を行った。計測結果の一例として通常の立ち上がり動作の筋活動波形をFig. 2に示す。筋活動波形の計測結果は立ち上がり動作を含めた7秒間の計測結果であり、上から下腿部、大腿部、殿部、広背部の筋活動波形を示す。また、普通の立ち上がり、遅い立ち上がり、速い立ち上がりにおける身体重心の上下方向の移動、前後方向の移動と抽出されたシナジーをそれぞれFig. 3, 4, 5に示す。各図において、(A), (B)の縦軸は距離を表し、それぞれ数値が高くなるほどより上方、前方を表している。(C)において、各シナジーの縦軸は各筋電位の大きさを表している。また、横軸は立ち上がり開始から立ち上がり終了までの時間[s]を表している。このとき、前後方向の移動の開始を立ち上がり開始とし、立ち上がり終了は立ち上がり開始から身体重心が最も前方へ移動した時点までの時間を1.5倍した時間を立ち上がり終了とした。なお、シナジーは長さを立ち上がり動作の時間の3分の1とし、シナジー数を3として抽出を行っている。また、シナジー間の横軸方向のずれは発火タイミングのずれを表している。

この結果より、3つの動作における各シナジーにおいて、シナジー1は下腿部と殿部を主に使ったシナジー、シナジー2は計測部位4箇所を協調させて使うシナジー、シナジー3は下腿部を主に使うシナジーであることが見てとれる。またシナジー1, 2においてシナジー2はシナジー1と並行して動作していることが見てとれる。

5. 考察

ここでは、立ち上がり動作の動作特徴と抽出されたシナジーとの関係を明らかにし、立ち上がり動作の速さによって変わらない筋肉の協調運動に関する考察を行う。まず立ち上がる際の動作特徴は、これまでに立ち上がり動作に関する研究が行われており、動作特徴として身体重心に着目して解析を行っている[6]。そのため本研究でも身体重心を立ち上がり動作の特徴ととらえ、身体重心を用いて動作解析を行う。立ち上がり動作の開始は身体重心の前後方向の移動に伴い開始されるが、従来の知見では前後方向の移動の終了後に上下方向の移動を開始すると考えられてきた[5]。しかしながら、本実験において上下方向の移動の開始は普通、遅い、速い立ち上がり動作においてFig. 3, 4, 5の縦線が引いてある時刻であった。前方方向への移動は立ち上がり動作の3分の2の時刻まで行われていることから、立ち上がり動作開始から終了に至るまでに、立ち上がりの前後方向の移動に伴い上下方向の移動も並行して行われていることがわかる。

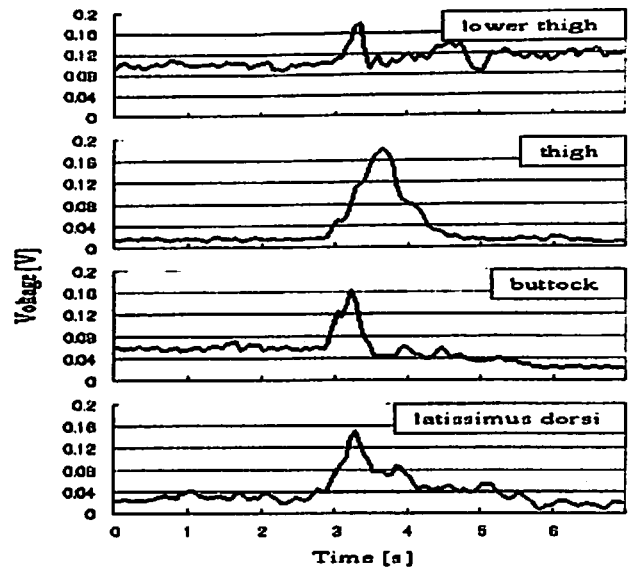


Fig. 2 EMG of the normal standing

次に、動作と抽出されたシナジーを対応させてみる。まず立ち上がり開始と同時にシナジー1が発火することが確認できる。また、Fig. 3, 4, 5より、立ち上がり動作の上下方向の移動の開始とほぼ同時にシナジー2が発火しているのが確認できる。以上より、動作と各シナジーの発火タイミングを対応付けるとシナジーの役割として、前後方向の移動をシナジー1が行い、上下方向の移動をシナジー2が行っていると考えられる。また、シナジー1において主に下腿部と大腿部を協調運動させていることから、前後方向の移動は下腿部と大腿部を協調させて行っていることが示唆される。シナジー2は、計測部位の全てを用いたシナジーであり、立ち上がり動作において身体を上昇させるにあたっては全身の筋肉を協調させて動作していることが示唆される。さらに、シナジー1とシナジー2において並行して活動している部分があることから、前後方向の移動と上下方向の移動を並行して行っていることが重心移動だけではなく抽出したシナジーにおいても確認することができた。

6. むすび

本研究は、立ち上がり動作において立ち上がりの速さに依存しない各筋肉の協調運動を明らかにするため、身体座標と筋活動波形を計測し、シナジーの抽出を行った。さらに抽出したシナジーと立ち上がり動作時の姿勢を対応させることで、下腿部と殿部を主に使うシナジー1が立ち上がりの際の前後方向の運動を行う役割を有しており、全身を使うシナジー2が立ち上がりの際の上下方向の運動を行う役割を有していることを示唆した。このことから、立ち上がり動作のトレーニングなどにおいては、各筋肉を単体で鍛えることばかりではなく、これら筋肉を協同して動かすトレーニングの必要性が示唆される。ま

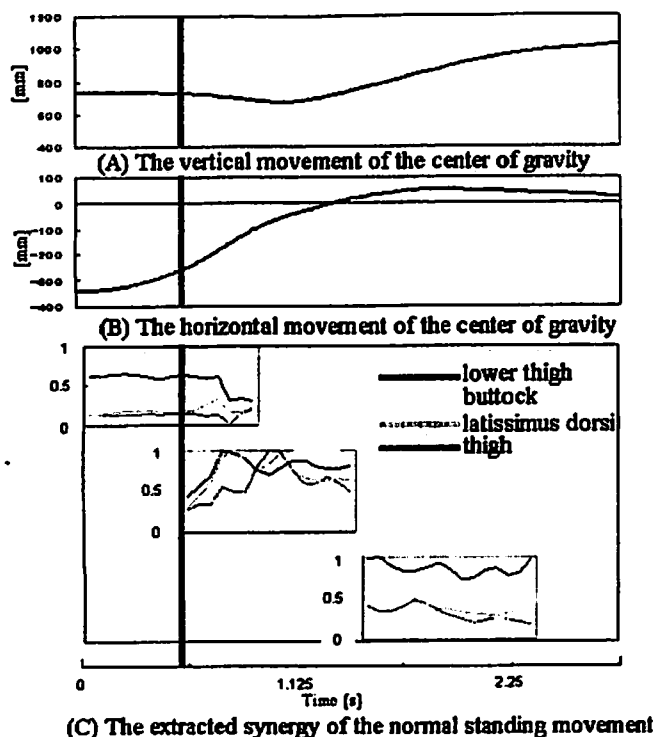


Fig. 3 Normal standing movement

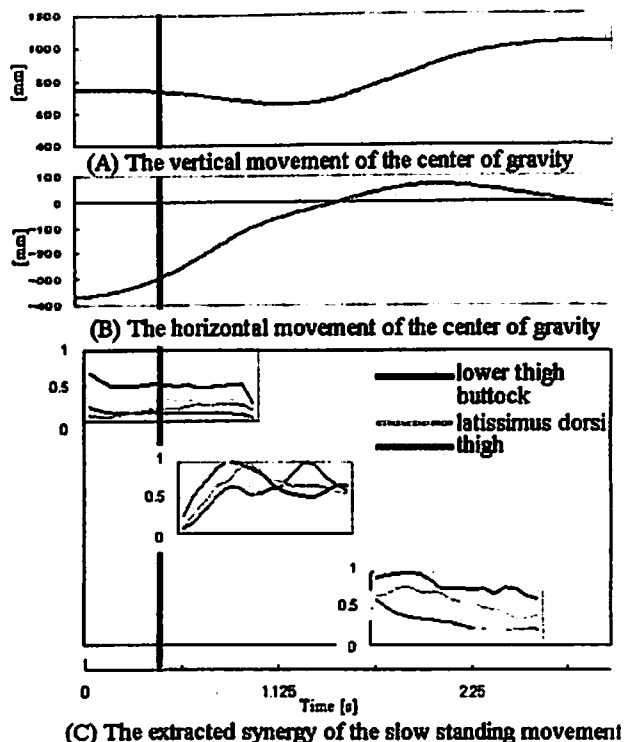


Fig. 4 Slow standing movement

た今後の課題として、高齢者にも同様の実験を行うことで、各個人差に依存しないシナジーの抽出を行う必要があると考えられる。

参考文献

- [1] 小島悟ら“椅子からの立ち上がり動作分析-体幹前傾度、足部位置、座面高の影響-,” 第19回バイオメカニズム学術講演回, pp.99-104, 1998
- [2] Bernstein N. “The Co-ordination and Regulation of Movement,” Pergamon, Oxford, 1967
- [3] d’Avella A et al. “Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior,” Nature Neuroscience, vol.6, no.3, pp.300-308, 2003
- [4] 甲田宗嗣ら“日常生活でよくみられる起立から歩行にいたる一連の動作解析-高齢者における動作スピードの影響に着目して-,” 広島大学保健学ジャーナル, 3(2), 35-43, 2004
- [5] M.Schenkman et al. “Whole-Body Movements During Rising to Standing from Sitting,” Physical Therapy, Vol.70, No.10, pp.638-648, 1990
- [6] 新小田幸一ら“椅子からの立ち上がり動作の位相面解析,” 日本機械学会論文集C編, 65(6), pp.2436-2442, 1999

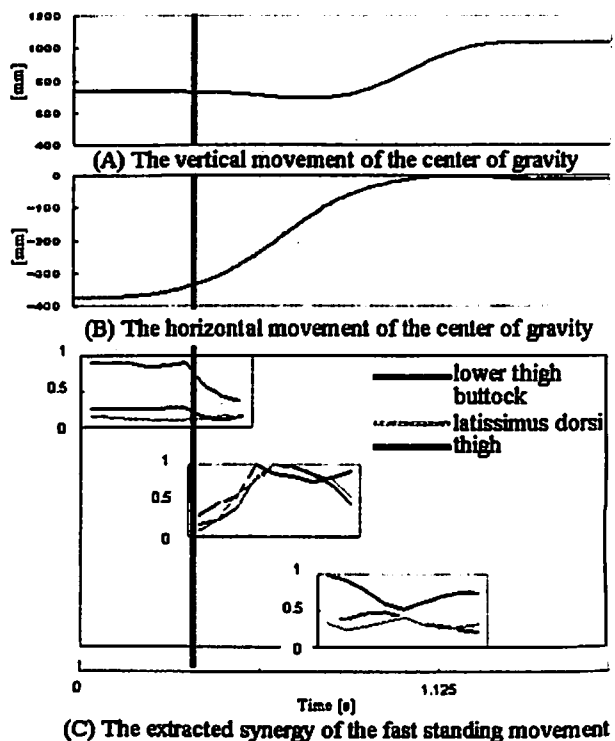


Fig. 5 Fast standing movement

SICE Symposium on Systems and Information 2008
November 26-28, Himeji

システム・情報部門学術講演会 2008 講演論文集

期 日：2008年11月26日(水)～28日(金)

会 場：イーグレひめじ・姫路市国際交流センター(兵庫県姫路市)

SICE®

主催・企画：計測自動制御学会 システム・情報部門

後援：姫路市

協賛：映像情報メディア学会，応用物理学会，日本音響学会，可視化情報学会，日本機械学会，システム制御情報学会，情報処理学会，人工知能学会，精密工学会，電気学会，電子情報通信学会，日本ロボット学会，日本生体医工学会，日本応用数理学会，日本オペレーションズ・リサーチ学会，日本経営工学会，日本シミュレーション学会，日本神経回路学会，日本神経科学学会，日本人間工学会，日本認知科学学会，日本知能情報ファジィ学会，バイオメカニズム学会，ヒューマンインタフェース学会，日本バイオインフォマティクス学会，IEEE SMC Society Japan Chapter，IEEE Reliability Society Japan Chapter，IEEE EMBS Japan Chapter，リスク研究ネットワーク

カタログ番号 08SY0014