

人の起立における動作プリミティブの役割

安琪¹ 松岡 洋樹² 池本 有叟¹
中後 大輔³ 高草木 薫⁴ 浅間 一¹
¹ 東京大学 ² 埼玉大学
³ 電気通信大学 ⁴ 旭川医科大学

Function of Behavior Primitives in Human Standing-up Motion

Qi An¹ Hiroki Matsuoka² Yusuke Ikemoto¹
Daisuke Chugo³ Kaoru Takakusaki¹ Hajime Asama¹

¹The University of Tokyo, ²Saitama University,
³The University of Electro-Communications, ⁴Asahikawa Medical College

Abstract: 近年高齢者の数の増加が顕著である。その中でも起立に困難のある人が増えているが、起立動作は人の日常生活の起点となるため、人の立ち上がりを支援するシステムの開発が求められている。しかし人の起立動作は明確には解明されていない。本研究では有効なシステムの開発のためにシナジー仮説に基づいた人の起立動作の解析を行い、人の起立動作における原初の要素である動作プリミティブをした。各動作プリミティブにはそれぞれ明確な役割があることが確認された。

1. 背景

近年、高齢化社会への急速な移行が問題視されている。高齢者の中には様々な困難を抱える人も少なくなく、特に軽い要介護度の人たちの増加が目立ち、高齢者のQOLの低下が懸念されている。

我々は起立動作に着目した研究を行ってきた。起立動作は日常生活の様々な行動の起点となる行動であるため、立ち上がり動作は非常に重要である。起立動作に着目して、それを積極的にサポートすることは寝たきりの予防にもなり、介護予防の点から見ても重要である。そのためこの起立動作をアシストするようなシステムを開発することは、非常に有意義であると言える。

しかしながら現在起立時にどのように筋肉を動かしているのかなどのメカニズムは明確には分かっていない。そのため有効なアシスト機器の開発はまだまだ困難な状態にある。そのため本研究の目的は人の起立の際のメカニズムとしてシナジーと呼ばれる動作プリミティブに着目し、起立から動作プリミティブの抽出を行うことで、各動作プリミティブの起立動作への寄与を推定することとする。

2. 動作プリミティブの抽出

本研究では「動作プリミティブ」を人の動作を構成する原初の要素として定義した。ここではBernsteinによって提唱されたシナジーと呼ばれる複数の筋肉の最小単位の協同した活動を動作プリミティブとして用いる。

2.1 シナジー仮説

シナジー仮説はBernsteinによって提唱された仮説で[1]、筋肉の協調動作に着目した概念である。実際の人間の動作は異なる筋肉の伸縮によって行われるが、その筋肉の動きはシナジーと呼ばれる異なる筋活動のパターンの線

形和によって表現される。d'Avellaによって提唱されたシナジーモデルを用いる[2]。各シナジーにはいつシナジーを起動するかを定義した時間遅れと何倍で出力するかを定義した起動強度という二つの変数を持つ。

2.2 動作プリミティブの抽出方法

実際の動作プリミティブの抽出プロセスとして、脳が人間の筋肉にシナジーとして筋肉の収縮命令を出す。ここではその収縮命令を表面筋電位として捉え、観測された筋電位からシナジーをデコンポジションアルゴリズムと呼ばれるシナジー解析の手法を用いて抽出した。

各筋肉は人間の骨に付着されており、それぞれが伸縮をすることで関節にトルクが発揮され、人が実際に動く。しかし筋肉と人の発揮するトルクを関係づけている筋骨格系は写像関係は未知であるため、本研究では神経回路モデルを用いて写像関係を構築した。

トルクから人の動きを求める方法としては順動力学計算を解くことで求めた。

筋肉の動きは人間の表面筋電位を用いて測定し、人間の動作及び関節トルクの計測はモーションキャプチャーと反力センサを用いた。

3. 実験概要及び解析手法

実験の被験者として22歳の健康な男性一人について行った。表面筋電位、モーションキャプチャーのセンサをつけ、同時に床反力を計測した。椅子に座り、両腕を胸の前で交差した状態から起立を行った。1回の起立を1試行とし、それらを20試行行った。

3.1 筋電位測定実験

表面筋電位はFig.1にあるように前脛骨筋、大腿直筋、内側広筋、外側広筋、大腿二頭筋、大臀筋、広背筋の計7カ所を1600[Hz]で測定した。1回の試行は5[sec]で、データとしてハイカット、ローカットフィルタをかけたものを取得した。実際の解析の際には平滑化フィルタをかけ、さらに各筋肉の筋電位に対して、全試行中の最大値を1.0、最小値を0.0とするような正規化を行った。

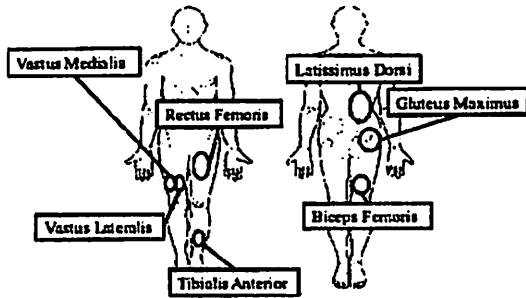


Fig. 1 表面筋電位計測位置

3.2 位置測定実験

起立時の位置測定に motion analysis 社製のモーションキャプチャーを用い、足首、膝、大転子、肩の4カ所の位置座標を64[Hz]で測定した。

3.3 トルク測定実験

Nitta社の6軸反力センサによって64Hzで得られた反力データとモーションキャプチャーの各部位の位置座標データより足首、膝、腰の各関節の関節トルクを算出した。

3.4 リンクモデル

人間の体をFig.2にあるようなリンクモデルで近似した。リンク1は足部、リンク2は下腿部、リンク3は大腿部、リンク4は頭や腕を含めた上体となっている。また各リンクの長さは位置測定実験で計測したのものを用い、その質量や重心位置などはそれぞれ文献の値に準拠した[3][4]。

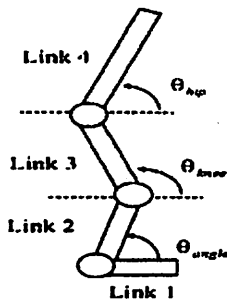


Fig. 2 リンクモデル

3.5 デコンポジションアルゴリズム

筋電位測定実験により得られた異なる7つの筋肉群の観測波形よりシナジーを抽出するためにd'Avella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抽出した[5]。

3.6 交差検証法

異なる筋肉群の観測波形から抽出すべきシナジーの数は未知である。ここではシナジー数を決定するために交差検証法を用いた。モデルの精度をよく表しているとされる決定係数を各シナジー数に対して計算した[4]。

$$R^2 = 1 - \frac{E^2}{S_M^2} \quad (1)$$

決定係数は式(1)に従って計算した。ここで E^2 はモデルによって作られた再現波形と観測波形との差の二乗和であり、 S_M^2 は観測波形の分散となっている。

3.7 神経回路モデルによるトルク推定

表面筋電位から実際の人が発揮する関節トルクを推定する手法として神経回路モデルを用いた。3層のネットワークを構築し、実際の測定データを用いバックプロパゲーション法によって学習させた。20試行のうち10試行で学習を行い、残りの10試行で学習結果のテストを行った。

$$\tau_i = \sum (a_j(\theta_i)^l T_j(\theta_i, \dot{\theta}_i, EMG_j)) \quad (2)$$

トルクは式(2)で表わされることがKoikeらの手法を用いる[6]。ここで τ_i は関節 i の関節トルクで、 a_j は筋肉 j のモーメント長、 θ_i は関節 i の角度、 T_j は筋肉 j の発揮する張力、 EMG_j は筋肉 j の表面筋電位の値で脳から送られる運動指令である。

解剖学的な知見より、筋肉の発揮する張力は筋肉の長さや伸縮する速度に密接に関係していることが明らかにされている。また筋肉に送られる運動指令にも関係しているため、筋肉 j に発生する張力 T_j は $\theta_i, \dot{\theta}_i, EMG_j$ の関数で表すことができる。人間の関節には通常複数の筋肉が付いているため、その関節が発揮するトルクはそれぞれの筋肉の発揮するモーメントの値の和になる。筋電位、関節角度 θ 、及び角速度 $\dot{\theta}$ から神経回路モデルを用いて各関節トルクの推定を行った。ここで T は各筋肉 i が伸縮によって発揮する張力である[7]。

実際に各関節を制御するのは、その関節についている筋肉となっているため、神経回路モデルに入力する EMG は膝関節では前脛骨筋、大腿直筋、内側広筋、外側広筋、大腿二頭筋の5つの筋肉、腰関節では大腿直筋、内側広筋、外側広筋、大腿二頭筋、大臀筋、広背筋の6つの筋肉の表面筋電位を入力として用いた。隠れ層のノード数は40で、出力は各関節トルクのみを出力とした。

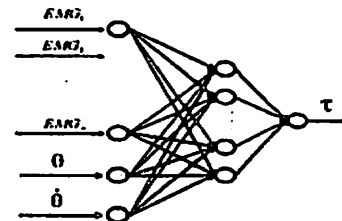


Fig. 3 神経回路モデル

3.8 順動力学計算を用いた角度推定

各関節が発揮する関節トルクから、体の部位の軌道を計算することができる。各リンクに対してラグランジェの運動方程式を立て、それを τ を入力として、 θ を出力とするような式と見なして、順動力学計算を行った。ここでも慣性モーメントを求めるのには文献の値に準拠した [4]。

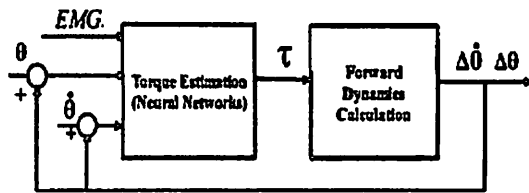


Fig. 4 順動力学モデルを用いた角度推定

3.9 動作プリミティブの役割の推定方法

実際に動作プリミティブとしてのシナジーの役割を判断させるために、ここでは Fig.4 のトルク推定に用いる入力である EMG_i を変化させて、その際に最終的に出力される角度がどのように変化するかを観測した。

4. 結果

4.1 シナジー解析結果

交差検証法により求めた決定係数とシナジー数の関係は Fig.5 のようになった。シナジー数が2よりも大きい場合、決定係数の変化が小さくなる。よって抽出すべきシナジーの数は2とした。

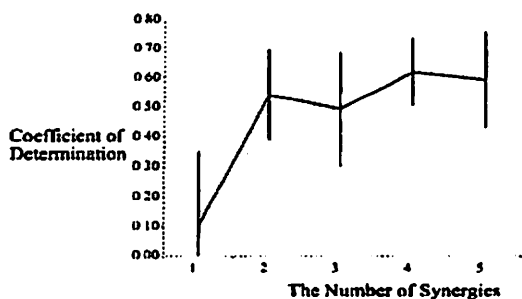


Fig. 5 交差検証法結果

また実際に抽出したシナジーの波形は Fig.6 のようになった。グラフの縦軸は正規化した表面筋電位の値で、0.0 - 1.0 の値を取る。また横軸は Time Step であり、1step は $78.125msec$ となっている。これらのグラフよりシナジー1は前脛骨筋、大腿二頭筋の活動が活発であり、シナジー2ではすべての筋肉について発火が見られる。

シナジーがいつ起動するかという時間遅れであるが、シナジー1が最初起動し、シナジー2は平均してシナジー1が起動した 19.1 Time Step 後 (1.50sec) に起動している。

4.2 トルク推定結果

3層の神経回路によって筋電位、関節角度、関節角速度から膝と腰の関節トルクが推定できた。トルク推定の結果

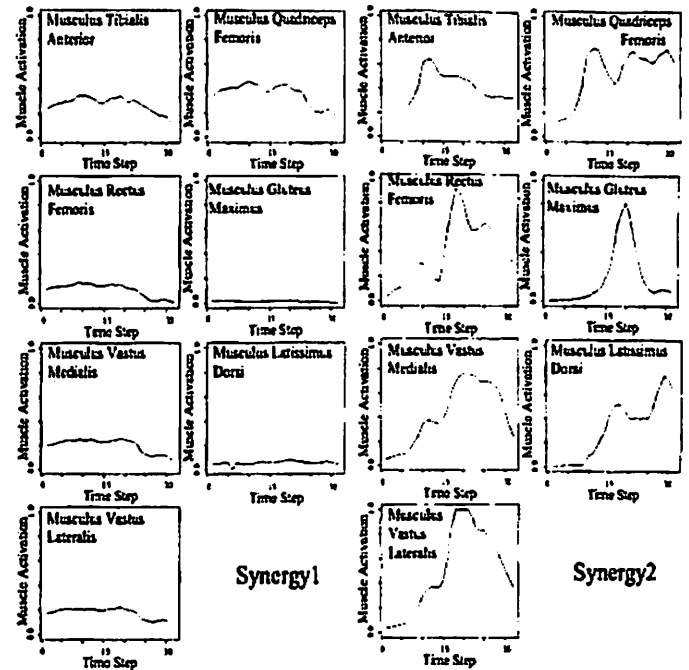


Fig. 6 抽出したシナジー波形

を Fig.7 に示す。モデルの精度を調べるために、先と同様に式 (1) によって求められた決定係数を用いた。Table.1 から分かる通り、膝関節、腰関節共に決定係数が高い値を示しており、モデルを精度よく推定されていることが確認できる。

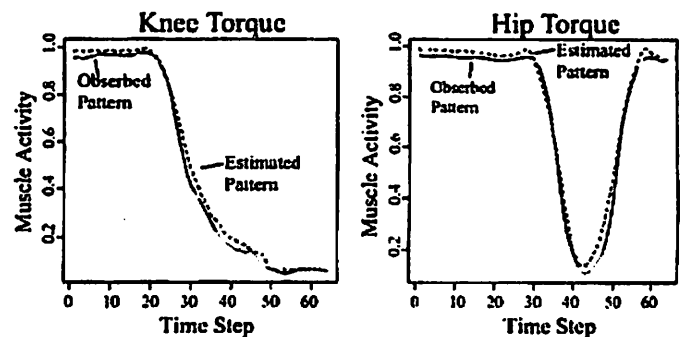


Fig. 7 関節トルク推定結果

Table 1

	決定係数 平均	決定係数 標準偏差
膝関節	0.98	0.02
腰関節	0.95	0.04

4.3 角度推定結果

角度推定については腰回りの角度についてのみ推定をした。結果は Fig.8 のようになった。決定係数は 0.70 程度となった。角度に関してもある程度推定できたと言える。

4.4 動作プリミティブの役割

Fig.4 にあるシナジー1及び2の出力をそれぞれ制限して、実際に出力される角度がどのように変化をしたのかを確

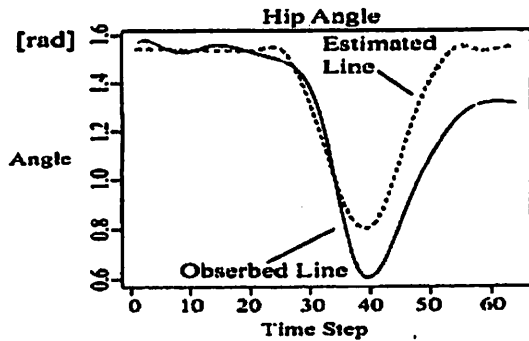


Fig. 8 腰角度推定結果

認した結果は以下の Fig.9 のようになった。

シナジー 1 の出力を 80 % に制限したものでは、起立の初期段階における腰の角度が通常の立ち上がりのものより減少していることが分かる。この時点での腰の角度の減少とは腰の前屈のことで、上体を持ち上げるための勢いをつけるために必要な動作である。シナジー 1 はこの動作を担っていることが示唆される。

一方シナジー 2 を 30 % に制限したものは、起立後半の腰の角度が通常時よりも減少していることが観測される。一度曲げた上体を元に戻す動作に問題が生じ、起立後半で前のめりになってしまう。そのため、シナジー 2 は起立後半の上体を元に戻す動作を担当していると示唆される。

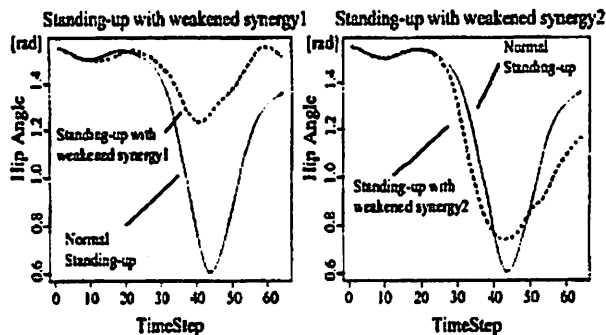


Fig. 9 シナジーの出力を弱めた時の腰関節角度

5. まとめと展望

今回は実験より測定したデータから、シナジーと呼ばれる動作プリミティブの抽出に成功した。また計測した各筋肉の表面筋電位、関節角度、関節角速度から膝及び腰回りのトルクを精度よく推定することが出来た。さらに推定されるトルクから人間の腰関節の角度を推定することが可能になった。これは人の複雑な筋骨格系を構築するために非常に重要なことであり、構築した筋骨格系を通じて動作プリミティブの役割を判断することも出来る。

抽出された動作プリミティブであるが、それぞれが異なる役割を持っていることが示唆された。シナジー 1 は起立の準備動作を司る役割があると考えられ、具体的には起立序盤での腰の前屈動作に相当する動作を制御していることが分かる。またシナジー 2 であるが、起立後半の動作を司っており、曲げた腰を元に戻す役割を果たしていることが分かる。いずれの動作も起立に関しては重要である。

シナジー 1 が弱まると腰の前屈が十分でなくなり、腰や膝回りに余計な負担がかかってしまうことが考えられる。シナジー 2 が弱まった場合は、立ち上がった際に曲げた上体を直立の姿勢に戻す動作が少なくなってしまう、腰が椅子などから離れても重心が前方に移動し、不安定になり転倒の危険性がある。

今回の研究では確かにシナジーが抽出されたが、本実験での被験者は一人であったため、実際に抽出されたシナジーが人間に共通するかどうか不確かである。そのため今後の展望として、被験者数を増やして人間に共通するシナジーの抽出をすることとする。

またトルクの推定は足首関節周りでは成功しなかったが、これは実験により取得したデータのうち足首の制御に関する筋肉が上手に取れなかったことに起因すると考えられ、今後の実験での課題としたい。

角度推定に関して、膝関節のトルクは精度よく推定できたが、膝関節の角度推定は十分でなかった。これは順動力学計算によって出力された角度情報をリカレントにトルク情報に返して用いるため、その角度情報は誤差を含んでいることが推測される。それをさらに神経回路モデルに組み込むことで誤差が蓄積され、実際に出力される角度は発散してしまった。大きな要因としては未知の入力に関する神経回路モデルの汎化性が膝関節トルクの推定に関しては乏しかったことが考えられる。これを解決する方法として学習データをもっと増やすことが挙げられるため、今後の実験で再度課題としたい。

謝辞

実験機器の面で多くの助言及び協力を頂いた岡本浩幸様に感謝いたします。

参考文献

- [1] Bernstein, N.A: "The Co-ordination and Regulation of Movement", Pergamon, Oxford, 1967
- [2] d'Avella. et al: "Combination of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior", Nature Neuroscience, vol. 6, no. 3, March 2003.
- [3] 産業技術総合研究所 日本人人体寸法データベース (青年男子), 1997-1998
- [4] 阿江, 湯, 横井 "日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定", バイオメカニズム, No.11, 1992, pp23-33
- [5] d'Avella. et al: "Decomposition of EMG patterns as combinations of time-varying muscle synergies", Proceedings of the 1st International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering, 2003.
- [6] Bishop, C: "Neural Networks for Pattern Recognition", Clarendon, Oxford, UK, 1995
- [7] Koike. et al: "Estimation of dynamic joint torques and trajectory formation from surface electromyography signals using a neural network model." Biol. Cybern., vol.73, pp291-300, 1995.

21st SICE Symposium on Decentralized Autonomous Systems
January 22-23, 2009, Tottori

第 21 回自律分散システム・シンポジウム

資 料

期 日：2009年 1月22日 (木), 23日 (金)

会 場：とりぎん文化会館



SICE®

企 画：自 律 分 散 シ ス テ ム 部 会
主 催：(社)計測自動制御学会 システム・情報部門
The Society of Instrument and Control Engineers

協 賛：システム制御情報学会, 電子情報通信学会, 電気学会, 情報処理学会,
人工知能学会, 日本ロボット学会, 日本機械学会, 精密工学会, 日本神
経回路学会, 日本生体医工学会, 応用物理学会, 日本生物物理学会, 化
学工学会, Japan Chapter of IEEE Control Systems Society, Japan Chapter of
IEEE Systems, Man, and Cybernetics
身体・脳・環境の相互作用による適応的運動機能の発現に関する調査研究会

カタログ番号 09 SY 0001