

筋骨格モデルを用いた健常若年者の起立動作のシナジー解析

Qi AN^{*1}, 石川 雄己^{*1}, 中川 純希^{*1}, 岡 敬之^{*2},
山川 博司^{*1}, 山下 淳^{*1}, 浅間 一^{*1}

Synergy Analysis of Sit-to-Stand Motions of Healthy Young People Using Musculoskeletal System

Qi AN^{*1}, Yuki ISHIKAWA^{*1}, Junki NAKAGAWA^{*1}, Hiroyuki OKA^{*2},
Hiroshi YAMAKAWA^{*1}, Atushi YAMASHITA^{*1} and Hajime ASAMA^{*1}

^{*1}Department of Precision Engineering, Graduate School of Engineering, The University of Tokyo
7-3-1 Hongou, Bunkyo-ku, Tokyo, 113-8656, Japan

^{*2}22nd Century Medical and Research Center,
Graduate School of Medical and Faculty of Medicine, The University of Tokyo
7-3-1 Hongou, Bunkyo-ku, Tokyo, 113-8655, Japan

These days, many elderly people have suffered due to declined physical ability. In order to improve their functional mobility, a standing-up motion is analyzed based on muscle coordination (synergy). The synergy analysis was applied, and effects of extracted synergies on human joints were calculated using the musculoskeletal system. As a result, the standing-up motion can be divided into four important muscle synergies: the first synergy works as motion preparing before starting the motion, the second synergy corresponds to hip rising and carrying center of mass forward, the third synergy dorsiflexes ankle and extending upper body, and the last synergy stabilize body posture after standing-up.

Key Words : Muscle Synergy Analysis, Standing-up, Musculoskeletal System

1. 序 論

現在の我が国における 65 歳以上の高齢者の人口比率は 23%を越え、様々な問題を引き起こしている。加齢や疾患による身体機能の衰えから、介護が必要な高齢者の数は年々上昇しており、高齢者の生活の質の低下が著しい⁽¹⁾。また高齢者自身が抱える問題だけでなく、医療福祉費を含む社会保障費の増大や不慣れな介護に従事する介護者の身体的・精神的な負担も大きな社会問題となっている⁽²⁾。

高齢者の身体機能を改善し、高齢者の生活の質を向上させるために、我々は起立動作に関する研究を行ってきた。起立動作が衰えることで日常生活動作は著しく阻害されるため、起立は日常動作の起点となる重要な動作である⁽³⁾。また起立動作を介助なしで行えることは、厚生労働省が定める要介護度の判定基準となっており、起立動作の支援が望まれる。

起立動作の支援として、著者らは上下に動くベッドと上下・前後に動くバーから構成されたアシスト装置を開発した⁽⁴⁾。本装置は熟練介護者の介助動作の軌道

を再現し、高齢者の筋肉を出来るだけ使用させるような制御を行っている。しかし、軌道を再現したり、不足した力をアシストするだけでは、運動機能の改善が十分に行えるとは言い難い。

運動機能の改善を行うためには、関節のトルクを補うだけでなく、その関節を駆動する筋肉に着目する必要がある。しかしながら、筋力増強トレーニングによる筋発揮の増大は、そのトレーニングを行った時と同じ姿勢の時に強く見られ、同じ筋を使う他の運動の場合では有意な増大がみられないことが報告されている⁽⁵⁾。また運動機能の向上のためには、単関節の訓練だけでなく、複数の関節や筋肉を協調させて訓練することが望ましい⁽⁶⁾。このように運動機能の改善はその運動自体の動きに依存するもので、単純な筋力増大トレーニングでは効果が少ない。

そのため、運動機能の改善を行うためには、起立動作そのものを解析する必要がある。従って、起立という運動がどのような筋肉の活動によって構成されているか分かれば、効率的な運動機能改善プログラムを開発する一助となる。

起立動作の解析を行った先行研究として、身体軌道や重心移動の観点から、4つのフェーズに分割したも

^{*1} 東京大学大学院工学系研究科精密工学専攻 (〒113-8656 東京都文京区本郷 7-3-1) anqi@robot.t.u-tokyo.ac.jp

^{*2} 東京大学医学部附属病院 22 世紀医療センター (〒113-8655 東京都文京区本郷 7-3-1)

のがある⁽⁷⁾。一方で複数の筋肉を解析した研究では、股・膝・足関節を個別に動かす際に協調して発揮する筋肉を明らかにしている⁽⁸⁾。著者らの先行研究では、起立動作から複数の筋協調を抽出し、神経回路モデルによって構築された筋骨格モデルを通すことで、各筋協調の役割を同定した⁽⁹⁾。しかし、神経回路モデルでは身体の解剖学的特徴が考慮されておらず、筋発揮度と筋張力や関節モーメントと身体軌道の写像の妥当性の検証が行えなかった。

本研究では、日常生活動作において重要な起立動作を対象に、筋活動・身体軌道・反力の計測を行い、筋肉の協調発揮を明らかにする。そして、解剖学的特徴を考慮した筋骨格モデルを用いて、抽出された筋肉の協調発揮と起立動作中の各関節の動きの関係を定量的に明らかにすることを目的とする。

2. 手 法

2.1 シナジーモデル シナジーとは Bernstein によって提唱された概念で、人が冗長自由度を持つ自身の身体が複数の筋肉（シナジー）によって協調的に制御されるとしている⁽¹⁰⁾。本研究では動作中の筋活動を異なるシナジーと呼ばれる分割された筋活動の波形の線形和で近似するというシナジーモデル⁽¹¹⁾を用いる。

本研究にて使用したシナジーモデルを式 (1) に表す。本モデルでは d 種類の筋肉の筋活動を観測するものとし、ある時間 t で観測された筋活動を $m(t)$ として表す。 $m(t)$ の各列は $(m^1(t), m^2(t), \dots, m^d(t))^T$ より構成されるベクトルである。本ベクトルの要素である $m^j(t)$ は j 番目の筋肉の時間 t における筋活動を表している。

$$m_i(t) \cong \sum_{i=1}^N c_i w_i(t - t_i) \quad (1)$$

この筋活動は N 個のシナジー $w_{i=1,2,\dots,N}$ の線形和によって近似され、 w_i はベクトル $(w_i^1(t), w_i^2(t), \dots, w_i^d(t))^T$ によって構成されている。 w_i^j は i 番目のシナジーにおける、 j 番目の筋肉の活動である。実際の筋活動 m はシナジー w_i に発火係数 c_i を掛け合わせたものを、時間遅れ t_i をもって足し合わせたものである。

シナジーモデルの概念図を図 1 に表す。観測された d 種類の活動筋電位（図 1(a)）が 3 つのシナジー（ w_1, w_2, w_3 ）の重ね合わせによって表現されている。3 つのシナジーはそれぞれに異なる活動電位の波形（図 1(c)）を持っており、各シナジーはそれぞれの発火係数（ c_1, c_2, c_3 ）と時間遅れ（ t_1, t_2, t_3 ）を調整することで複雑な運動が達成される（図 1(b)）。

2.2 シナジー抽出方法 観測された複数の動作試行中の筋活動からシナジー波形と発火係数、時間遅

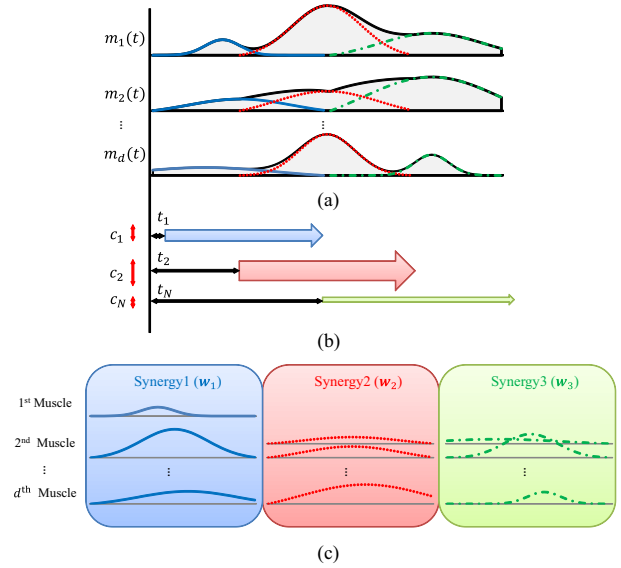


Fig. 1 Synergy Model

れをそれぞれ抽出するために、非負値行列因子分解の手法である Decomposition Algorithm⁽¹²⁾を用いる。同手法では、観測された筋電波形（ $m_i(t)$ ）とモデルによって近似された波形（ $\sum_{i=1}^N c_i w_i(t - t_i)$ ）の二乗誤差の和が最小になるように、シナジー波形と発火係数、時間遅れを算出する。

人の起立動作がいくつかのシナジーによって構成されているかは明らかではないため、本研究では、抽出するシナジーの数を変化させ、モデルの精度を検証し、起立動作を構成するシナジーの数を決定する。

モデルの精度検証の際には交差検証法を用いる。複数の動作試行から観測された筋電データは $(X-1)$ 個のグループの訓練用データと 1 個のグループの検証用データにランダムに分割され、訓練用データからモデルを導出し、検証用データにて精度検証を行う。モデルの精度検証に関しては、決定係数 R^2 を使用する。異なるシナジーの数について決定係数を算出し、観測波形を再現するのに十分なシナジーの数を決定する。

2.3 シナジーと身体軌道の関係 本研究ではシナジーが身体軌道をどの程度変化させるのかを調べるため、下肢の 3 関節（股・膝・足関節）の屈曲・伸展について注目した。シナジーモデルから算出される各筋の活動波形を、モーメントアーム長や発揮筋力を考慮した筋骨格モデルに入力した時の 3 関節の角度変化を調べることで、シナジーの起立動作軌道に対する役割を解明する。また関節の角度変化に加えて、定性的な評価を行うため、起立動作の軌道計測と身体重心の算出を行い、先行研究に基づいて起立動作を 4 つの異なるフェーズ（運動量生成・重心移行・上体伸展・姿勢安定化）に分割する⁽⁷⁾。

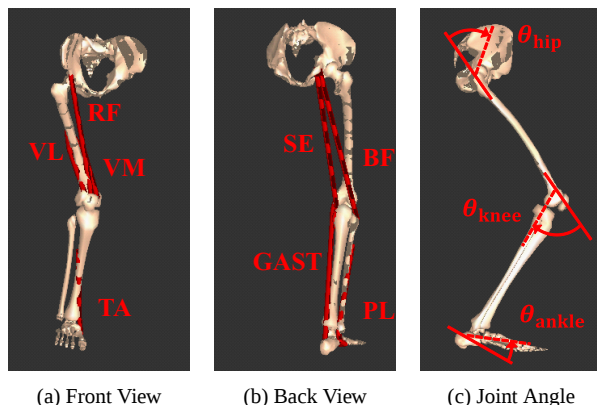


Fig. 2 Musculoskeletal System

3. 実験

3.1 実験概要 本研究では筋協調が関節に与える角度変化を調べるため、起立動作の計測・解析を行った。本実験では8種類の筋の表面筋電位、身体軌道の、臀部と足部からの反力の測定を行った。被験者として健康な1名の男性から72回の起立データを得た。得られたデータは信号処理の後に、Decomposition Algorithmによって、シナジー波形の抽出を行い、筋骨格モデルから下肢関節に与える影響を算出した。

3.2 実験手法

3.2.1 表面筋電位の計測 実験で計測した下肢の筋肉を図2(a)~(b)に示す。起立動作の下肢の関節を伸展・屈曲する主要な筋である、大腿直筋(RF)、外側広筋(VL)、内側広筋(VM)、大腿二頭筋(BF)、半腱様筋(SE)、前脛骨筋(TA)、腓骨筋(PL)、腓腹筋(GAST)の8種類の筋を計測する。また起立動作は体幹の回転を伴わず、主に矢状面上でなされる運動であるため、本研究では右半身の筋肉のみを解析対象とした。図2(a),(b)はそれぞれ下肢を前面と後面からみたものである。筋電位の測定にはS&ME社製の無線筋電位測定システムであるDL-3100を使用して、サンプリングレートは1000Hzで測定を行った。

3.2.2 身体軌道の計測 本研究で注目した股関節(θ_{hip})・膝関節(θ_{knee})・足関節(θ_{ankle})の伸展・屈曲方向の角度定義を図2(c)に表す。各関節角度は赤の実線を基準として、矢印の方向を各関節の屈曲と定義し、正の角度を取るものとする。

本実験の身体軌道の測定では、Motion Analysis社製のカメラHMK-80を8台用いたモーションキャプチャシステムMAC3Dを使用した。計測身体部位はHelen Hayesのマーカセットに準拠し、200Hzで測定を行った。

3.2.3 床反力の計測 被験者の臀部と足部からの反力を計測するためにフォースプレートを用いた計測を行った。Nitta社製の6軸力覚センサを三角形の各頂点に配置した自作のフォースプレートを用いて、垂直方向の力を64Hzで測定した。

3.3 被験者 本実験には1名の健康な男性(26歳、身長177cm、体重79kg)が参加した。実験開始前に実験について十分に説明をし、同意を得た。ま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。

3.4 実験手順 本起立動作計測実験では、高さ45cmの椅子を用いた。被験者には足を肩幅と同程度に広げ、背もたれや肘掛を使用せず、両腕を胸の前に置き、腕を用いずに起立を行ってもらった。本実験の1試行は2分間で、その間に被験者は起立動作と着座動作を繰り返し、実際の解析には起立動作のみを用いた。

3.5 データ処理 シナジー解析を行うために、得られた各試行の筋電位のデータに対し、実際の信号から試行全体の平均を引き、全波整流化を行い、200Hzのローパスフィルタ、5Hzのハイパスフィルタを施した。また式(2)にある通り、 ± 0.05 secでの平滑化を行った後に、200Hzにダウンサンプリングした。その後、同様の信号処理を施した各筋肉の最大随意収縮時の筋活動を最大値として、0-1に正規化をした。

$$m_i(t) = \frac{\sum_{t'=-50}^{t'=49} EMG_i(t-t')}{100} \quad (2)$$

身体軌道データにおけるポストプロセスに関しては、マーカデータの飛び等がある場合は、スプライン補間を行った。その後全ての座標データに関して、10Hzのローパスフィルタを施した。臀部と足部から得られた反力データは25Hzのローパスフィルタを施し、200Hzにリサンプリングした。

3.6 データ解析 本実験で得られた6試行から、72回の起立動作の筋電データを用いてシナジー解析を行った。得られたデータはそれぞれ12動作ずつ6グループ(5グループの学習データと1グループの検証用データ)に分割し、異なるシナジー数(1-7)について検証用データで決定係数を算出した。本研究では各シナジー数に対して、異なる6グループに対して、検証用データを1回ずつ割り当てるようにして、72回全てのデータで精度検証を行った。また交差検証法から抽出すべきシナジー数を決定した後に、実際にシナジーの波形を決定する際には全てのデータからシナジー波形の抽出を行った。

シナジー数の増加がモデルの精度向上につながるかどうかを調べるために、本研究では1要因分散分析

を行い、有意差があった場合には Tukey-kramer 法によって群間の差を調べた。なお本研究での有意水準は $p=0.05$ とした。

抽出されたシナジの股・膝・足関節に与える角度変化を解析するために、MusculoGraphics 社の SIMM を使用した。SIMM 上に構築された下肢の筋骨格モデルに、抽出されたシナジの筋波形を入力し、各関節角度の変化割合を調べた。シナジを入力する際の下肢の初期姿勢は各シナジの起動開始時点におけるものとし、本研究では、足裏への床反力や摩擦の影響は考慮しないものとした。

同様に得られた軌道データから股・膝・足関節の伸展・屈曲角度と身体の重心位置を計算するために、SIMM を使用した。両腕を水平に広げた立位静止姿勢から筋骨格モデルのスケールリングを行った後に、動作中の関節角度と重心位置をそれぞれ算出した。

また起立動作の各データから 4 つのフェーズの開始点を計算した。フェーズ 1 の開始は、水平方向の肩の動き始めとし、肩位置の水平速度が閾値 -0.2m/s を下回る点とした。フェーズ 2 の開始は、臀部を離床する時であり、臀部の反力が閾値 10N を下回った時とした。フェーズ 3 の開始は、足関節の角度 (θ_{ankle}) が最大となる点とした。フェーズ 4 の開始は、起立終了後であり、肩位置の垂直速度が 0.02m/s を下回る点とした。

4. 結 果

4.1 シナジ数の決定 交差検証法により算出された、シナジの数に応じた 72 試行分の決定係数の平均の推移を図 3 に示す。なお、上下のバーは標準偏差を表している。分散分析の結果、シナジ数の違いによる決定係数には有意差があり ($p < 0.05$; $F=248.3$)、隣り合うシナジ数で比較した所、シナジ数 1 と 2、2 と 3、3 と 4 の間にそれぞれ有意差があった。つまりシナジ数 4 の時に、決定係数の値は飽和し、それ以降では抽出するシナジを増やしてもモデルの精度は上がらないことが分かる。これより本研究で抽出すべきシナジの数を 4 とした。

4.2 シナジの抽出 抽出された 4 つのシナジ (w_1, w_2, w_3, w_4) の 72 の動作試行における平均時間遅れとその標準偏差を表 1 に示す。抽出されたシナジに含まれる特に強い筋活動と関節への役割を図 4 に示す。赤色で示された筋肉は主に伸展の役割を果たすもので、黄色の点線で示された筋肉はそれぞれ主に屈曲を担っているものである。

シナジ 1 (w_1) は起立の初期 ($0.36 \pm 0.68\text{s}$) で起動し、大腿二頭筋・内側広筋・前脛骨筋・腓骨筋の活動が特に顕著である。シナジ 2 (w_2) は起立の中期

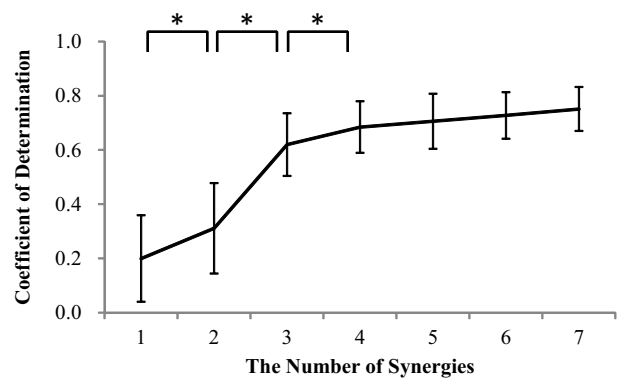


Fig. 3 Determination of Synergies Number

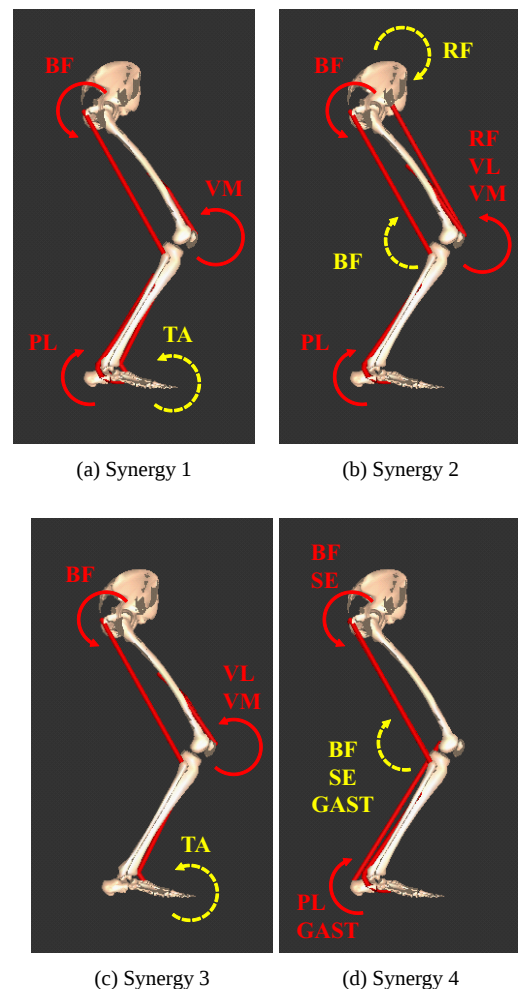


Fig. 4 Extracted Synergies

($0.80 \pm 0.28\text{s}$) で起動し、大腿直筋・外側広筋・内側広筋・大腿二頭筋・腓骨筋の活動が特に顕著である。シナジ 3 (w_3) は起立の中期 ($0.94 \pm 0.29\text{s}$) で起動し、外側広筋・内側広筋・大腿二頭筋・前脛骨筋の活動が特に顕著である。シナジ 4 (w_4) は起立の後期 ($1.39 \pm 0.66\text{s}$) で起動し、大腿二頭筋・半腱様筋・腓骨筋・腓腹筋の活動が特に顕著である。

Table 1 Time Delay for Each Synergy

	w_1	w_2	w_3	w_4
Mean Time Delay [s]	0.36	0.80	0.94	1.39
STD Time Delay [s]	0.68	0.28	0.29	0.66

Table 2 Start Time of Each Phase

	I	II	III	IV
Mean Start Time [s]	0.78	1.1	1.4	2.2
STD Time Delay [s]	0.16	0.17	0.17	0.22

Table 3 Contribution of Each Synergy

	w_1	w_2	w_3	w_4
Hip [%]	-6.5	112.5	92.7	66.8
Knee [%]	30.9	74.0	125.8	53.0
Ankle [%]	20.5	-296.0	63.9	44.1

4.3 フェーズの分割 先行研究⁽⁷⁾の定義より，得られた72回の起立データを4フェーズに分割した．表2に各フェーズの平均開始時間とその標準偏差を示す．

4.4 シナジーの起立動作軌道に与える角度変化 図5に計測された起立動作の身体軌道の例と，抽出されたシナジーを示す．図5(a)は股・膝・足関節の角度と水平・垂直方向における身体重心位置の時間推移で，グラフ中の縦の黒線は起立動作における各フェーズの開始点を表している．赤の実線，黒の点線，緑の破線は股・膝・足関節の角度の推移となっている．青丸のマーカで示された線が水平方向の身体重心位置で，青い三角のマーカで示された線が垂直方向である．本グラフの左縦軸は各角度の値[deg]を示し，右縦軸は重心の位置[m]，横軸は時間[s]を表している．

図5(b)に抽出されたシナジーが四角形で表現され，異なる縦の行はそれぞれ各筋肉の発火度を表し，横軸は時間を表している．グレースケールで示され，色が明るいほど筋が強く発火していることを表す．計測した筋肉は図5(c)に示されている．それぞれのシナジーは個々の時間遅れをもっており，本例では w_1 ， w_2 ， w_3 ， w_4 の順番で開始している．

各シナジーにおける筋発揮を筋骨格モデルに入力した時の各関節角度の変化の割合を表3に示す．正の値は伸展方向，負の値は屈曲方向の角度変化を表す． w_1 は主に股関節を屈曲，膝・足関節を伸展させている．また w_2 は股・膝関節を伸展させ，足関節を屈曲している． w_3 と w_4 は全ての関節を伸展させている．

4.5 考察 w_1 は先行研究で定義された起立動作の開始時点（フェーズ1）よりも前から起動している．特に足関節の屈曲における，主動筋（TA）と拮抗筋（PL）の双方が活動していることから，足に力を入れた引き込み動作が行われていると考えられる．また股

関節の屈曲がみられる唯一のシナジーで， w_1 は予測される運動に備えて事前に起動し，フェーズ1における前屈動作を担っている．

一方， w_2 は他のシナジーに比べて，各筋の活動が活発で，フェーズ1の途中からフェーズ3にかけて働いている． w_2 では股・膝関節の主動筋と拮抗筋を両方を発揮させることで，関節トルクを調節していると考えられる．また股関節と膝関節の伸展によって離床し重心を前方向に移動させていることが分かる．

w_3 では，足関節は最も屈曲しており，フェーズ2からフェーズ3へ移行に伴う，重心移動を足裏で調節していると考えられる．また，同時に股関節と膝関節の伸展もおこなっており，本シナジーは足関節の屈曲と上体の持ち上げを行っていることが分かる．

w_4 はフェーズ3からフェーズ4にかけて起動する筋協調で， w_3 と同様に全ての関節が伸展している．しかしその度合は w_3 と比べて小さく，本シナジーの上体の持ち上げは補助的で，むしろ座位から立位にかけての重心の垂直上方向への移動に対して，姿勢を安定化させていると考えられる．

これらの結果から，各シナジーは，起立動作における事前準備動作（ w_1 ），離床及び重心の前方移動動作（ w_2 ），足首屈曲と状態持ち上げ動作（ w_3 ），起立後の姿勢安定化制御（ w_4 ）を担っていることが分かった．

5. 結 論 と 展 望

起立動作における重要な4つのシナジーが抽出され，それぞれが関節に与える影響を算出した．また本研究では，1名の被験者のみからシナジーを抽出したが，今後の研究では同手法を複数の被験者に適用することで，被検者間のシナジーの類似性や差異について解析を行うこととする．本手法では，足裏への反力を考慮せずに，各関節の動きを算出したが，足裏への床反力をモデルに適用することで，起立初期の足関節の引き込みや重心を足裏に移行する際の動態を調べる．

謝 辞

本研究の一部は，科研費基盤研究（B）24300198の助成を受けたものである．また本研究は，新エネルギー・産業技術総合開発機構（NEDO）「災害対応無人化システム研究開発プロジェクト」の一部として実施されたものである．

参 考 文 献

- (1) Andersen-Ranberg, K., Christensen, K., Jeune, B., Skytthe, A., Vasegaard, L., and Vaupel, J.W., "Declining Physical Abilities with Age: a Cross-sectional Study of

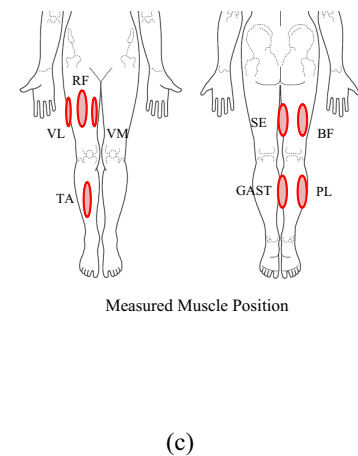
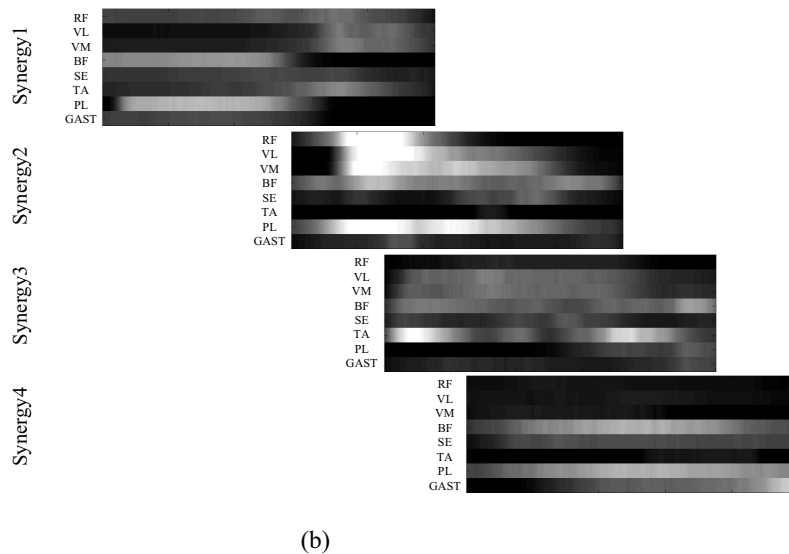
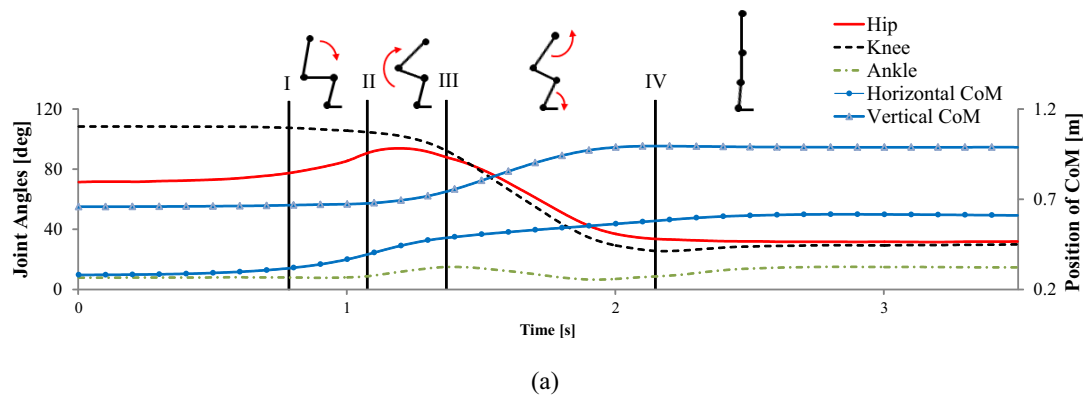


Fig. 5 Standing-up with Synergies

- Older Twins and Centenarians in Denmark”, *Age and Aging*, vol. 28, pp. 373-377, 1999.
- (2) Huston, P.G., “Family Care of the Elderly and Care Stress”, *American Family Physician*, vol. 42, pp. 671-676, 1990.
 - (3) Guralnik, J.M., Simonsick, E.M., Ferrucci, L., Glynn, R.J., Berkman, L.F., Blazer, D.G., Scherr, P.A., and Wallace, R.B., “A Short Physical Performance Battery Assessing Lower Extremity Function: Association with Self-reported Disability and Prediction of Mortality and Nursing Home Admission”, *The Journals of Gerontology*, vol. 49, pp. 85-94., 1994.
 - (4) Chugo, D., Kawabata, K., Okamoto, H., 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.
 - (5) Sale, D.G. and MacDougall, J.D., “Specificity in Strength Training; a Review for the Coach and Athlete”, *Canadian Journal of Applied Sports Science*, vol. 6, pp. 87-92, 1981.
 - (6) Rutherford, O.M., “Muscular Coordination and Strength Training Implications for Injury Rehabilitation”, *Sports Medicine*, vol. 5, pp. 196-202., 1988.
 - (7) Schenkman, M., Berger, R.A., Patrick, O.R., Mann, R.W., and Hodge, W.A., “Whole-body Movements during Rising to Standing from Sitting”, *Physical Therapy*, vol. 70, pp. 638-651, 1990.
 - (8) Khemlani, M.M., Carr, J.H., and Crosbie, W.J., “Muscle Synergies and Joint Linkage in Sit-to-Stand under Two Initial Foot Positions”, *Clinical Biomechanics*, vol. 14, pp. 236-246, 1999.
 - (9) An, Q., Ikemoto, Y., Asama, H., Arai, T. “Analysis of Human Standing-up Motion Based on Distributed Muscle Control”, *Distributed Autonomous Robotic Systems: The 10th International Symposium*, pp. 531-543 2012.
 - (10) Bernstein, N., “The Co-ordination and Regulation of Movement”, *Pergamon, Oxford*, 1967.
 - (11) d’Avella, A., Saltiel, P., and Bizzi, E., “Combinations of Muscle Synergies in the Construction of a Natural Motor Behavior”, *Nature Neuroscience*, vol. 6, pp. 300-308, 2003.
 - (12) d’Avella, A., “Decomposition of EMG Patterns as Combinations of Timevarying Muscle Synergies”, *Proceedings of the 2003 First International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering*, pp. 55-58, 2003.