# 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<sup>\*1</sup>, 石川 雄己 <sup>\*1</sup>, 中川 純希 <sup>\*1</sup>, 岡 敬之 <sup>\*2</sup>, 山川 博司 <sup>\*1</sup>, 山下 淳 <sup>\*1</sup>, 淺間 一 <sup>\*1</sup>

# Synergy Analysis of Sit-to-Stand Motions of Healthy Young People

Using Musculoskeletal System

Qi AN<sup>\*1</sup>, Yuki ISHIKAWA<sup>\*1</sup>, Junki NAKAGAWA<sup>\*1</sup>, Hiroyuki OKA<sup>\*2</sup>, Hiroshi YAMAKAWA<sup>\*1</sup>, Atushi YAMASHITA<sup>\*1</sup> and Hajime ASAMA<sup>\*1</sup>

\*1Department of Precision Engineering, Graduate School of Engineering, The University of Tokyo 7-3-1 Hongou, Bunkyou-ku, Tokyo, 113-8656, Japan \*<sup>2</sup>22nd Century Medical and Research Center, Graduate School of Medical and Faculty of Medicine, The University of Tokyo 7-3-1 Hongou, Bunkyou-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<sup>(1)</sup>.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<sup>(2)</sup>.

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<sup>(3)</sup>.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<sup>(4)</sup>.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 <sup>(5)</sup>.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<sup>(6)</sup>.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

第18回ロボティクスシンポジア(2013年3月14日~15日・山形)

<sup>\*1</sup> 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

<sup>\*2</sup> 東京大学医学部付属病院 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<sup>(7)</sup>.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<sup>(8)</sup>.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<sup>(9)</sup>.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<sup>(10)</sup>.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<sup>(11)</sup>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 $(m^1(t),m^2(t),\cdots m^d(t))^T$ 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.

$$\boldsymbol{m}_{i}(t) \cong \sum_{i=1}^{N} c_{i} \boldsymbol{w}_{i}(t-t_{i})$$
(1)

この筋活動は N 個のシナジー  $w_{i=1,2,...N}$  の線形和に よって近似され、 $w_i$  はベクトル  $(w_i^1(t), w_i^2(t), ..., w_i^d(t))^T$ 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<sup>(12)</sup>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<sup>2</sup> 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<sup>(7)</sup>.





(c) Joint Angle

(a) Front View

(b) Back View

# 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 として健常な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<sub>hip</sub>)・膝関節(θ<sub>knee</sub>)・足関節(θ<sub>ankle</sub>)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 のマーカーセットに準拠し, 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名の健常な男性(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.

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

身体軌道データにおけるポストプロセスに関して は、マーカー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.

抽出されたシナジーの股・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,抽出されたシナジーの筋波形を入力し,各関節 角度の変化割合を調べた.シナジーを入力する際の下 肢の初期姿勢は各シナジー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( $\theta_{ankle}$ )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 シナジー数の決定 交差検証法により算出 された、シナジーの数に応じた 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、シナジー数の違い による決定係数には有意差があり (*p* <0.05; F=248.3)、 隣り合うシナジー数で比較した所、シナジー数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 りシナジー数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ー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 るべきシナジーの数を4とした.

4.2 シナジーの抽出 抽出された4つのシナジー (w<sub>1</sub>, w<sub>2</sub>, w<sub>3</sub>, w<sub>4</sub>)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 ジー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.

シナジー1( $w_1$ )は起立の初期( $0.36 \pm 0.68s$ )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。シナジー2( $w_2$ )は起立の中期



Fig. 3 Determination of Synergies Number



(a) Synergy 1

(b) Synergy 2



(c) Synergy 3 (c

Fig. 4 Extracted Synergies

( $0.80 \pm 0.28s$ ) 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。 シナジー3( $w_3$ ) は起立の中期( $0.94 \pm 0.29s$ ) 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。シナジー4( $w_4$ ) は起立の後期 ( $1.39 \pm 0.66s$ ) 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。

	$\boldsymbol{w}_1$	<b>w</b> <sub>2</sub>	<b>w</b> <sub>3</sub>	<b>w</b> <sub>4</sub>		
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						
	Ι	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 1 Time Delay for Each Synergy

 Table 3
 Contribution of Each Synergy

	<b>w</b> <sub>1</sub>	<b>w</b> <sub>2</sub>	<b>w</b> <sub>3</sub>	<b>w</b> <sub>4</sub>
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<sup>(7)</sup>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 丸のマーカーで示された線が水平方向の身体重心位置 で、青い三角のマーカー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<sub>1</sub>, w<sub>2</sub>, w<sub>3</sub>, w<sub>4</sub> 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<sub>1</sub> 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<sub>3</sub>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

 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 Symposiumm, 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.