

機関番号：34504

研究種目：若手研究（B）

研究期間：2009～2010

課題番号：21700575

研究課題名（和文） シナジー解析による高齢者起立動作のモデル化

研究課題名（英文） The standing motion modeling of elderly using synergy analysis

研究代表者

中後 大輔 (DAISUKE CYUGO)

関西学院大学・理工学部・専任講師

研究者番号：90401322

研究成果の概要（和文）：本研究は、高齢者個々人の状態に応じた適切な起立支援方法を決定するため、起立支援を受ける高齢者の起立動作をモデル化することを目的に、立ち上がり動作時の筋肉の共同発揮に着目した動作解析を行った。解析の結果、高齢者の起立動作は大きく分けて三つの動作より成ることが、それに対応する筋肉共同発揮現象より明らかになった。また解析したモデルから筋電位波形を再構築することで、起立動作モデルの妥当性を確認した。

研究成果の概要（英文）：For developing the suitable standing assistance scheme according to the characteristic of the user individually, we analyze the standing motion of the aged person who uses standing assistance system and develop the standing motion model using the cooperation movement of the muscles with the synergy analysis. As the result, the standing motion consists of three parts, which are different essentially, and each part requires the different suitable assistance condition. Furthermore, we reconstructed the movement of the muscles using our developed model and verify the effectiveness of our proposed scheme.

交付決定額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合計
2009年度	1,500,000	450,000	1,950,000
2010年度	1,300,000	390,000	1,690,000
年度			
年度			
年度			
総計	2,800,000	840,000	3,640,000

研究分野：総合領域

科研費の分科・細目：人間医工学，リハビリテーション科学・福祉工学

キーワード：福祉・介護用ロボット

## 1. 研究開始当初の背景

(1) 近年、我が国では起立動作を支援する装置の開発が望まれている。特に、施設等に入所していないが起立動作に支障のある65歳以上の高齢者の割合が、高齢者人口1,000人あたり235人となっている。これら的高齢者は完全な寝たきり状態ではなく、家庭にて適切な起立支援を受ければ、十分に自立可能で

あると考えられる。しかし、従来開発されている起立支援装置は、起立時に高齢者の自発的な起立意志に関わらず機械的に起立支援を行うため、高齢者が自ら起立しようとする意志を弱め（依存心が生じる）、さらに高齢者が自らの力を使わないため足腰の弱体化が促進されるという弊害がある。そこで、高齢者の残存する体力を用い、かつ不足する体

力分を補って高齢者を起立させる起立支援システムが求められる。

(2) 高齢者の残存する体力を最大限用いるためには、高齢者個人毎の支援を必要とする度合い、内容に応じた適切な支援方法の決定が求められる。例えば、対象者によって身長、体重、筋力の衰え具合、衰えている筋肉などが異なるため、それらの状態に応じて適切とされる起立支援方法は異なる。現在、被介護者個人毎の状態に応じて、被介護者の残存する体力を最大限用い、かつ足りない体力を補って起立を支援する方法が紙屋ら理学療法士によって提唱されている。しかし、これらの手法は専門家自身の経験則に基づいており、定量的な評価は未だなされていない。

(3) 一方、人間の巧みな全身運動を神経生理学の立場から解析・理解しようとする研究が行われている。Bernstein らは、人間の動作は、各筋肉が別個に動くのではなく、作用の似たいくつかの筋肉を共同して働かせることで冗長な自由度を持つ体の滑らかな動作を実現している、とするシナジー仮説を提唱した。またこの仮説は、太田らによって人間の立ち上がり動作についての妥当性が検証されている。以上のように、これらの知見を用いることは高齢者の起立動作解析およびそのモデル化に有効であると考えられる

## 2. 研究の目的

そこで本研究は、起立支援を受ける被介護者の動作をシナジー仮説の知見を用いて工学的にモデル化することを目的とし、立ち上がり動作時における被介護者の筋肉の共同発揮現象を解析する。

## 3. 研究の方法

### (1) 使用する起立支援装置

① 本研究で使用する起立動作支援装置の概要を図1に、試作機を図2に示す。本研究は、汎用性、家庭内で使用しやすい大きさ、コストを考慮し、市販品をベースに自律移動機能を付加した歩行器に、3自由度の体幹保持パッドを組み合わせた構成とした。被介護者は、図1の通りおぶさるように前方からパッドに体幹を預け、肘掛けに腕を載せることで体を固定する。パッドは平行リンク機構を用いたマニピュレータによって保持される。パッドの可動範囲は横軸方向520[mm]、縦軸方向580[mm]であり、身長180[cm]の被介護者の動作を支援できる。

一般的に、動作時高齢者が抱く前方への転倒の恐怖感、高齢者の動作能力を低下させることが知られている。本研究で用いるパッドは被介護者が前方からおぶるように利用するため、高齢者の前方への転倒に対する恐

怖感を緩和し、その結果、被介護者本人が自らの力を発揮しやすくなることが期待できる。

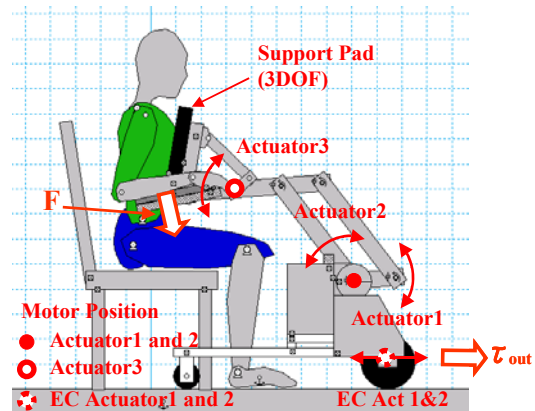
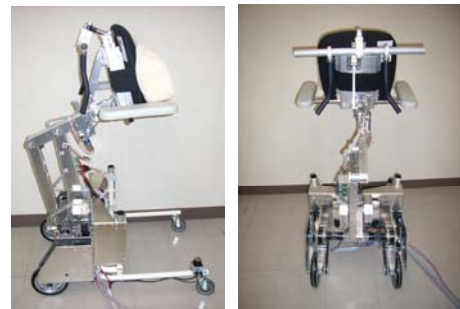


図1 起立支援装置の概要



(a) 側面図 (b) 正面図

図2 試作機

② 現在、種々の起立方法が提案されているが、それらは高齢者自身の体力を発揮させることを考慮していない。一方、紙屋らは看護師としての経験を生かし、高齢者自身の体力を最大限発揮させることに主眼を置いた起立支援方法(図3)を提唱している。

そこで本研究は、紙屋らが提唱する起立支援方法を基に起立支援軌道を生成するため、解析対象である被介護者の動作を2次元平面における剛体リンクモデルの運動として表現し、図4(a)に示す各関節角(各リンクを接合するジョイントの回転角度)を計測した。計測結果を図4(b)に示す。

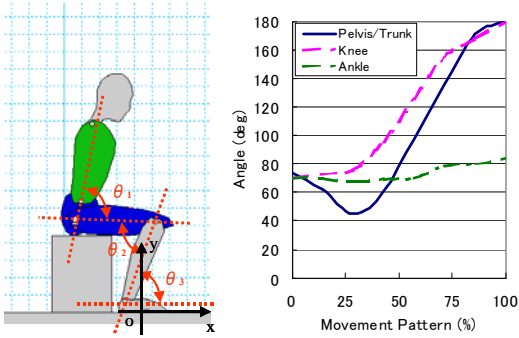
計測の結果、紙屋らが提唱する起立支援方法は、臀部離床時(起立割合25[%])に被介護者の体幹を前方に傾ける。なお、起立割合は式(1)に定義される。

$$\hat{s} = t/t_s \quad (1)$$

ただし、 $t_s$ は起立動作完了までに要する時間、 $t$ は起立を開始してからの時間である。計測された被介護者の起立動作を実現するために必要なパッドの軌道を図5に示す。図5(a)はパッドの座標軌道を、図5(b)はパッドの傾きの変化を示す。

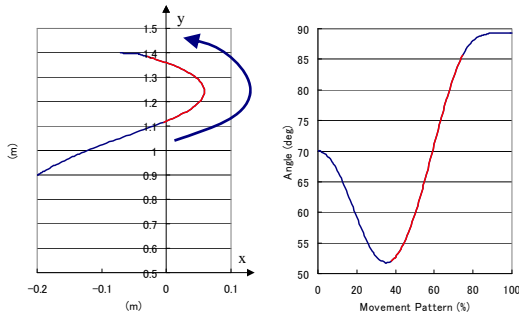


図3 起立支援動作



(a) 座標系 (b) 各関節角

図4 起立支援を受けた被介護者の動作軌跡



(a) 軌跡 (b) 傾き

図5 導出したパッドの動作軌跡

## (2) シナジー解析法

① 先行研究において 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、人間の動作が活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が示唆され、これをシナジーモデルと定義した。シナジーモデルでは、ある運動タスクを試行した場合、筋活動波形を  $N$  個のシナジーの線形結合として次式のようにあらわす。

$$m_s(t) = \sum_{k=1}^N c_{sk} \omega_k(t - T_{sk}) \quad (2)$$

ここで、 $m_s(t)$  は  $s$  試行目の時刻における筋活動波形、 $c_{sk}$  は  $s$  試行目のシナジー  $k$  の大きさを決めるスケール係数、 $T_{sk}$  は  $s$  試行目のシナジー  $k$  の起動時刻を決める時間シフト、 $\omega_k(t - T_{sk})$  は時間シフト  $T_{sk}$  におけるシナジーである。さらに、シナジーモデルを行

列で表現すると、(3)~(4)式で表すことができる。

$$\mathbf{M}_s = \mathbf{W}\mathbf{H}_s \quad (3)$$

$$\mathbf{H}_s = \sum_{k=0}^N c_{sk} \theta_k [T_{sk}] \quad (4)$$

ここで、 $\mathbf{M}_s$  は、 $s$  試行目における筋活動波形を示す行列、 $\mathbf{W}$  は  $N$  個のシナジーの波形を表す行列、 $\mathbf{H}_s$  はスケール係数 ( $c_{sk}$ ) 倍した単位行列を時間シフト ( $T_{sk}$ ) して配置した行列をあらわす。

② 本研究は、シナジーモデルを取り出すために、d' Avella によって提唱されたデコンポジションアルゴリズムを用いた。本アルゴリズムは、以下の3段階より構成される。

- ・時間相関の計算：まず、シナジー数を  $N$  個と仮定し、初期シナジーを生成する。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(5)式にて計算する。

$$\phi_{sk}(t_{sk}) = \sum_t m_s(t) \omega_k(t - T_{sk}) \quad (5)$$

(5)式において、左辺は時間相関をあらわす。この項では、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ル係数 ( $c_{sk}$ ) 倍して筋活動波形から減ずる。これを残りのシナジーに対して繰り返し行うことで、時間シフトを求める。

- ・スケール係数の更新： $N$  個のシナジーと前項で導出した時間シフトを基に、スケール係数を(6)式にて更新する。

$$c_{sk} \leftarrow c_{sk} \left( \frac{\text{trace}(\mathbf{M}_s^T \mathbf{W}_k \theta_k [T_{sk}])}{\text{trace}(\mathbf{H}_{sk}^T \mathbf{W}_k^T \mathbf{W}_k \theta_k [T_{sk}])} \right) \quad (6)$$

ここで、 $\mathbf{M}$  は筋活動波形をあらわす行列、 $\mathbf{W}$  はシナジーを表す行列、 $\theta$  は時間をシフトさせる単位行列、 $\mathbf{H}$  は  $\theta$  に対してスケール係数を乗算したものである。スケール係数 ( $c_{sk}$ ) にこれらを乗算することで、スケール係数を更新する。

- ・シナジーの更新：前項で求めた時間シフトとスケール係数を用いることで、 $\mathbf{H}$  を更新し、(7)式を用いて  $N$  個のシナジーを更新する。

$$\mathbf{W} \leftarrow \mathbf{W} \begin{pmatrix} \mathbf{M}\mathbf{H}^T \\ \mathbf{W}\mathbf{H}\mathbf{H}^T \end{pmatrix} \quad (7)$$

本研究では、これらの手順を繰り返し行うことで全ての変数を更新し、シナジーを導出することとした。

③ 本研究は、観測された筋電波形に対してデコンポジションアルゴリズムを適用するため、シナジー数をあらかじめ決定する必要がある。そこで、最終的に得られたシナジーの組み合わせによって、観測された筋電波形の推定を行う。推定波形の評価には、観測された筋電波形と、シナジーの組み合わせによって得られた推定波形の一致度を示す決定係数を用いる。決定係数は、観測波形をシナジーの組み合わせでどの程度あらわせるかを説明する割合を示すもので、(8)式であらわされる。

$$R^2 = \tilde{s}^2 / s^2 \quad (8)$$

なお、 $R^2$ は決定係数、 $\tilde{s}^2$ は観測波形の分散、 $s^2$ はシナジーの組み合わせによって得られた推定波形の分散を表す。

### (3) 起立動作計測

① 本研究では、被験者の起立動作を解析するため、被験者の動作を2次元平面における剛体リンクモデルの運動として表現し、図4(a)に示す各関節角(各リンクを接合するジョイントの回転角度)と重心位置を計測した。計測にはモーションキャプチャ装置

(Library社製GE60)・フォースプレート装置(アニマ社製MG-100)を用いた。また、筋電位測定には、表面筋電位測定装置(キッセイコムテック社製MQ-8)を使用した。測定部位は、特に起立動作に関係があるとされる、下腿部のヒラメ筋、大腿部の大腿直筋、殿部の大殿筋、広背部の広背筋の四箇所とした。

② 被験者は、高齢者疑似体験装置を着た若年男性にて行った。被験者には事前に実験内容を説明し、同意を得てから実験を行った。起立支援装置は、(1)②にて導出した支援軌道を用いて被介護者の支援を行った。なお、支援軌道は表1に示す標準的な男性の身体データを参考に決定したため、被験者の身長に応じて支援軌道の調整を行った。

表1 人間パラメータ

No	Link Name	Mass [kg]	Length [m]	Width [m]
1	Head	5.9	0.28	0.21
2	Trunk	27.2	0.48	0.23
3	Hip	18.1	0.23	0.23
4	Humerus	4.5	0.39	0.12
5	Arm	2.7	0.35	0.08
6	Hand	0.5	0.2	0.07
7	Femur	9.1	0.61	0.17
8	Leg	4.5	0.56	0.16
9	Foot	0.8	0.26	0.11

③ 図6に起立時の重心の移動を示す。また、図7に、この起立動作を行ったときに必要な膝関節と腰関節のトルクを示す。トルクの算

出は、人間をリンクモデルと仮定して、片足ずつ行い、両足のトルクを合算して示した。さらに、図8に起立動作中のヒラメ筋、大腿直筋、大殿筋、広背筋の筋電位を示す。なお、筋電信号はフィルタリング、整流処理を行った。

図6より、重心は動作開始3秒後から前方移動を開始していることがわかる。その後、ピークを迎え、7秒後には踵と爪先の間に収束している。図7より、4秒後半から体幹を上方に持ち上げるために、各関節トルクが増加している。

このことは、図8の筋電位の変化からも確認できる。筋電位は、起立動作開始に伴い、4秒後半からまず、ヒラメ筋、大腿直筋に発火が見られ、その後ほぼ同時に4つの筋肉に大きな電位が生じている。動作終盤では、ヒラメ筋の電位がやや高く、他の筋肉の活動は見られなかった。

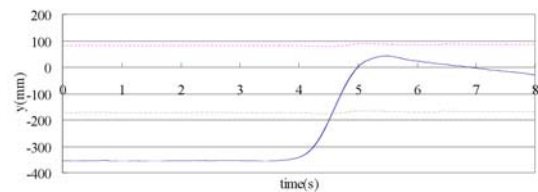


図6 起立時の重心移動

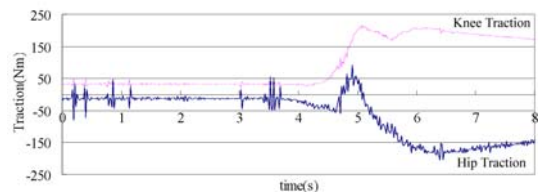


図7 起立時の各関節トルク

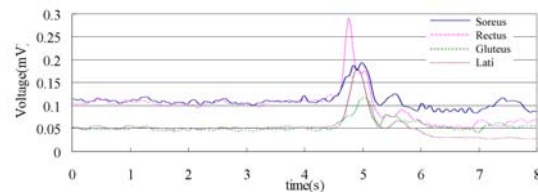


図8 起立時の筋電位変化

## 4. 研究成果

以上の研究方法を用いて、シナジー解析を用いた起立動作のモデル化を試み、以下の成果を得た。

① 本研究では、数と長さをそれぞれ変化させた時の決定係数の変化から、シナジー数・シナジーの長さを決定する。図9に、シナジー数を1, 2, 3, ..., 7, 長さを10, 30, 50, 70と設定した時の決定係数の変化を示す。

図9より、長さが70のシナジーでは決定係数の値は0.7付近に収束しているものの、その長さが立ち上がり動作の時間である100に



比して長すぎるため、各シナジーが個別の運動を担当するのではなく、立ち上がり動作自身を一つの動作として扱っていると考えられる。一方、長さが10のシナジーでは、決定係数が長さ30,50のシナジーと比較して、0.7付近に到達しておらず、シナジー数を増やしても運動を上手く説明できていないと考えられる。

以上より、立ち上がり動作においてシナジーが個別の運動に対して役割を持ち、かつ運動を良く表していると考えられるシナジー数3、シナジーの長さ30と50の組み合わせが良いと考えられる。ここで、長さが異なる二つのシナジーにおいて、シナジーが持つ役割が等しいならば、長さが短い方が記憶機能を用いる上で有益である。そこで本研究は、シナジー数3、長さ30でシナジー抽出を行うこととした。

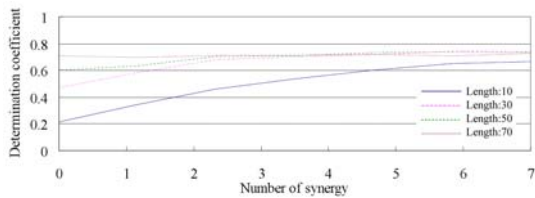
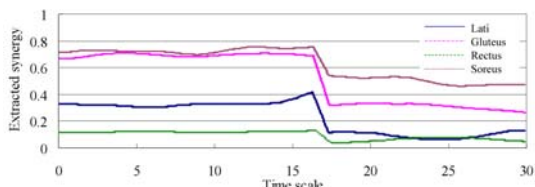
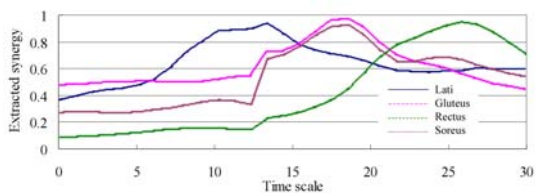


図9 決定係数

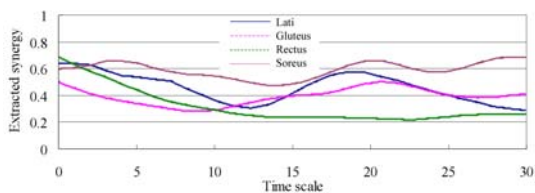
② 前項の条件にてシナジーの抽出を試みた。図10に抽出したシナジーを示す。図10(a)より、立ち上がり動作における最初のシナジー



(a) シナジー1



(b) シナジー2



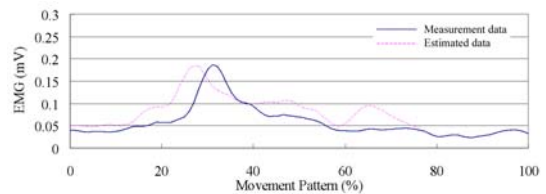
(c) シナジー3

図10 抽出したシナジー

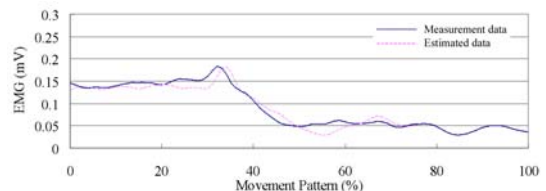
一は、ヒラメ筋、大殿筋が活動しており、大腿直筋、広背筋の活動はほとんど行われていない。二つ目のシナジーは、4つの筋肉全てにおいて活動が見取れる。起動タイミングは、ほぼ16ステップ前後に起動している。これはシナジーの長さを考慮すると、一つ目のシナジーと並行して起動していることがわかる。三つ目のシナジーは、ヒラメ筋と広背筋が活動しているが、大殿筋と大腿直筋の活動はほとんど行われていない。起動タイミングは46前後となっており、これは二つ目のシナジーが終了した直後に起動することを表している。

③ 提案手法の妥当性を検証するため、シナジー抽出の際に算出された発火強度と発火タイミングに従い、筋電位波形の再構築を行った。図11に再構築した筋電位波形および基の筋電位波形を示す。

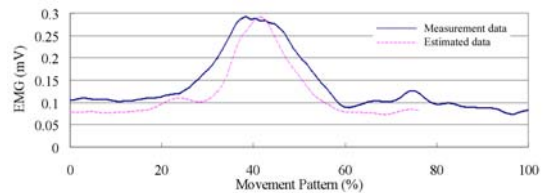
図11より、ヒラメ筋、大腿直筋、大殿筋の三つの波形では、強度、タイミング共にほぼ再現できていることがわかる。一方、広背筋



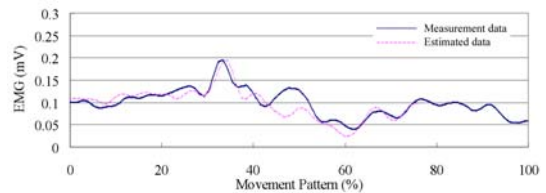
(a) 広背筋



(b) 大殿筋



(c) 大腿直筋



(d) ヒラメ筋

図11 再構成した筋電位波形

ではタイミングにずれが生じている。しかし、他の3つが再現できていることから、一つの波形に影響されることなく全体として適切にタイミングを選択できているといえる。発火強度に関しては、全ての波形についてほぼ等しいことから、再構成は問題なく行えることが確認できる。

④ 以上のように本研究は、起立支援を受ける被介護者の動作を工学的にモデル化することを目的に、立ち上がり動作時における被介護者の筋電位波形に対してシナジー抽出を行った。抽出の結果、起立動作を三つのシナジーにて表現することができた。また抽出したシナジーより筋電位波形を再構築することで、抽出したシナジーの妥当性を確認した。

今後、本研究で得られた知見から起立動作モデルを構築するためには、各シナジーが支援を受けながら行う起立動作においてどのような役割を担っているかを検証する必要があると考えられる。

#### 5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文] (計2件)

- ① Daisuke Chugo, Hajime Ozaki, Sho Yokota and Kunikatsu Takase, "Sitting Motion Assistance for a Rehabilitation Robotic Walker," Human-Computer Systems Interaction. Backgrounds and Applications, 2011年3月採択。(査読付)
- ② Daisuke Chugo and Kunikatsu Takase, "Force Control of a Rehabilitation Walker for Standing Assistance with Stability," International Journal of Information Acquisition, Vol.6, No.1, pp.47-60, 2009。(査読有)

[学会発表] (計9件)

- ① Daisuke Chugo, Hajime Ozaki, Yuki Sakaida, Sho Yokota and Kunikatsu Takase, "Seating Motion Analysis and Its Assistance on a Robotic Walker," 19th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication, (2010.9.14)。(査読有)
- ② Daisuke Chugo, Hajime Ozaki, Sho Yokota and Kunikatsu Takase, "Motion Analysis for Seating Assistance using a Robotic Walker," 13th International Conference on Climbing and Walking Robots, (2010.8.31)。(査読有)

- ③ Daisuke Chugo, Hajime Ozaki, Sho Yokota and Kunikatsu Takase, "Seating Assistance Control for a Rehabilitation Robotic Walker", 3rd International Conference on Human System Interaction, (2010.5.14)。(査読有)
- ④ Daisuke Chugo, Hajime Ozaki, Yuki Sakaida, Sho Yokota and Kunikatsu Takase, "Force Assistance Control for Seating Motion", 7th International Conference on Biomedical Engineering, (2010.2.19)。(査読有)
- ⑤ Daisuke Chugo, Tai Asawa, Takuya Kitamura, Jia Songmin and Kunikatsu Takase, "A Motion Control of a Robotic Walker for Continuous Assistance during Standing, Walking and Seating Motion", IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, (2009.10.14)。(査読有)

[その他]

ホームページ等

<http://www.chugolab.com/>

#### 6. 研究組織

(1) 研究代表者

中後 大輔 (DAISUKE CHUGO)

関西学院大学・理工学部・専任講師

研究者番号：90401322