

科学研究費助成事業（学術研究助成基金助成金）研究成果報告書

平成25年 5月31日現在

機関番号：34504

研究種目：若手研究（B）

研究期間：2011～2012

課題番号：23700676

研究課題名（和文） 生体センサフュージョンに基づく高齢者起立モデルの設計論

研究課題名（英文） Standing Model of an Elderly Person based on a Bioinformatics Sensor Fusion

研究代表者

中後 大輔（CHUGO DAISUKE）

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、高齢者個々人に適する起立支援のため、複数の生体情報および分散協調系の筋肉の共同発揮機能を統合して起立動作モデルの設計論を確立することを目的とする。本目的を実現するために、高齢者の各種生体情報を入力として、本研究で構築する高齢者の起立動作モデルから、高齢者個々人の残存能力を用いながら起立支援を行うための条件を検討し、その結果を基に起立支援法を決定することを行った。

研究成果の概要（英文）：For realizing a suitable standing assistance scheme according to the characteristic of an elderly subject individually, this study proposes a novel design scheme of standing motion with a bioinformatics and a cooperated function on plural muscles. In this study, we input a measured data of an elderly subject to our proposed standing motion model and discuss a condition which enables a standing assistance which uses a remaining of a physical strength of a patient. For verifying our proposed theory, we implement our standing assistance scheme to our prototype and test it by experiments.

交付決定額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合計
交付決定額	3,400,000	1,020,000	4,420,000

研究分野：ロボット工学，福祉工学，サービスロボティクス

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。

(2) この弊害を避けるには、高齢者個々人の低下した筋力部位を特定し、残存する生体機能を最大限活用できるように、起立動作の支援法をテーラーメイド的に設計できることが必須である。しかし、高齢者の起立支援法は作業療法士等の経験則によって現場レベルで試行錯誤的に決定されており、起立支援モデルを起立支援法の定量的評価に役立てるという研究は従来、成されていない。

(3) 一方、一般に起立動作は異なる性質を持つ“巧みな”動作の連続であると言われており、各動作は異なる性質（身体の重心を前方に移す、体幹を持ち上げる等）を持つと考えられる。人間は、これら“巧みな”動作を成すために冗長な身体機能を適切に用いてお

り、起立支援を要する高齢者は身体的な制約から、これらの動作の一つあるいは複数に支障があると考えられる。そこで、起立動作支援において被介護者の身体能力を用いながら不足する筋力を補うためには、起立動作を成す“巧みな動作”を明らかにしながらモデル化し、身体的制約から実行に支障を来す動作（すなわち支援を要する動作）を特定することが必要である。

2. 研究の目的

以上より本研究は、高齢者個人に適合する起立支援のため、複数の生体情報および分散協調系の筋肉の共同発揮機能を統合し起立動作モデルを確立することを目的とする。また、提案モデルは、開発中の起立支援システムにおける“高齢者自身の筋力を駆動させ、かつ足りない筋力を補う支援方法”として実装し、被験者実験を通してその有効性を確認する。

3. 研究の方法

(1) 使用する起立支援装置

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は、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さるよう利用するため、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。

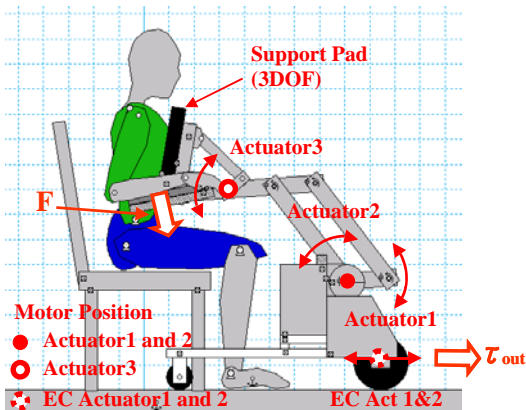
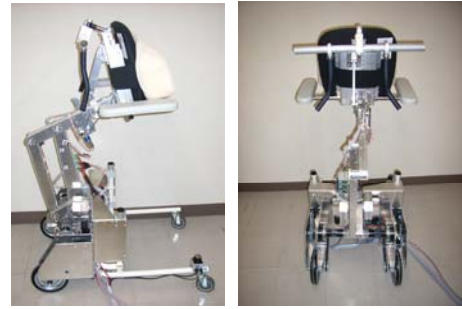


図1 起立支援装置の概要



(a) 側面図 (b) 正面図
図2 試作機

さらに、本研究の電装系を図3に示す。起立支援装置はCPU Boardに搭載されたコンピュータによって、マルチチャンネル入出力ボードを介して一元管理される。また、起立支援装置に搭載されたコンピュータは、内蔵された力センサ情報などの被介護者の生体情報を、同じく生体情報の一つである姿勢情報を計測するモーションキャプチャシステムと無線LAN回線を通じて同期して処理することが可能である。

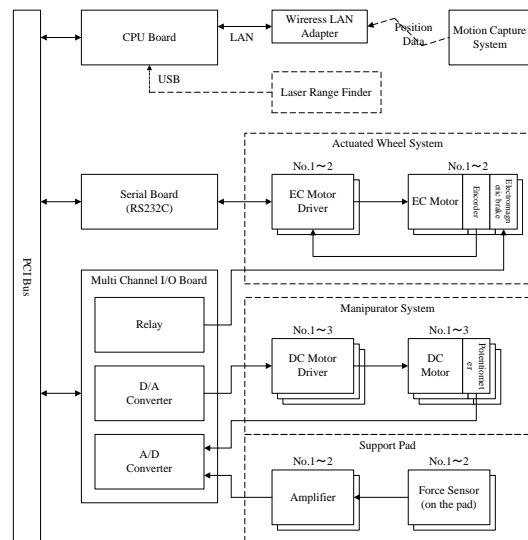


図3 電装系概要図

本起立支援装置のフレームモデルは図4で示される。本装置は平行リンク機構によって、垂直平面内で3自由度を実現する。具体的には、アクチュエータ1はリンク1 (α)、アクチュエータ2はリンク2 (β) をそれぞれ駆動する。さらにパッドの角度 (γ) は、アクチュエータ3によって駆動される。図4の座標系においてパッドの位置 (x_p, y_p) を実現するためには、(1)式および(2)式のようリンク角を設定する必要がある。

$$\phi_1 = \arctan\left(\frac{y_p}{x_p}\right) - \arctan\left(\frac{l_2 \sin \phi_2}{l_1 + l_2 \cos \phi_2}\right) \quad (1)$$

$$\phi_2 = \arccos\left(\frac{x_p^2 + y_p^2 - l_1^2 - l_2^2}{2l_1l_2}\right) \quad (2)$$

ただし、各リンク長とリンク角度に関して以下の式が成り立つ。

$$\phi_1 = \frac{\pi}{2} + \beta, \quad \phi_2 = \frac{\pi}{2} + \alpha - \beta \quad (3)$$

$$l_1 = L_2, \quad l_2 = L_3 - L_1 \quad (4)$$

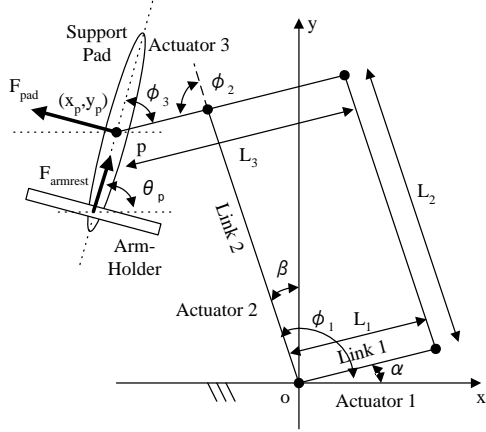


図4 起立支援装置のフレームモデル

(2) 被介護者モデルによる実時間負荷推定
起立動作時における被介護者の身体にかかる負荷を実時間で推定するため、起立支援装置からの支援を受ける被介護者の人間モデルを図5に示すとおりに開発した。

人間モデルは6リンクから成る。本支援装置は肘掛けから腕(リンク1)の midpoint へ $f_{armrest}$ の力を、パッドから体幹(リンク3)の midpoint へ f_{pad} の力を支援する。さらに着座時、椅子は臀部(リンク3下端)を f_{chair} で鉛直上向き方向に保持する。

この時、リンク1に関して力とモーメントの釣り合い式がそれぞれ(5)(6)式となる。

$$m_1 \ddot{x}_1 = f_{xe} + f_{xarmrest},$$

$$m_1 \ddot{y}_1 = f_{ye} + f_{yarmrest} - m_1 g \quad (5)$$

$$I_1 \ddot{\theta}_1 = f_{xe}(y_1 - y_e) + f_{ye}(x_1 - x_e) + \tau_e \quad (6)$$

ただし、 m_i は各リンク($i=1, \dots, 6$)の質量、 I_i は慣性モーメントを表す。 (x_i, y_i) は各リンクの重心位置である。なお、これらの値は先行研究より表1のように設定した。

(5)(6)式より、肘関節の負荷は(7)式のように求められる。

$$\tau_e = (y_e - y_1)f_{xarmrest} + (x_e - x_1)f_{yarmrest} + m_1 \{(y_e - y_1)\ddot{x}_1 - (x_e - x_1)(\ddot{y}_1 - g)\} + I_1 \ddot{\theta}_1 \quad (7)$$

同様に、各関節の負荷は(8)式から(11)式のようにあらわすことが出来る。これらの式より、各生体情報から実時間で起立動作時の各関節負荷を推定可能である。

$$\tau_s = (y_e - y_s)f_{xarmrest} - (x_e - x_s)f_{yarmrest} + m_2 \{(y_s - y_2)\ddot{x}_2 - (x_s - x_2)(\ddot{y}_2 - g)\} + m_1 \{(y_e - y_s)\ddot{x}_1 - (x_e - x_s)(\ddot{y}_1 - g)\} + I_2 \ddot{\theta}_2 - \tau_e \quad (8)$$

$$\tau_t = -(y_s - y_t)f_{xarmrest} - (x_s - x_t)f_{yarmrest} + (y_t - y_3)f_{xpad} + (x_t - x_3)(f_{ypad} + f_{ychair}) + m_3 \{(y_t - y_3)\ddot{x}_3 - (x_t - x_3)(\ddot{y}_3 - g)\} + m_2 \{(y_s - y_t)\ddot{x}_2 - (x_s - x_t)(\ddot{y}_2 - g)\} + m_1 \{(y_s - y_t)\ddot{x}_1 - (x_s - x_t)(\ddot{y}_1 - g)\} + I_3 \ddot{\theta}_3 - \tau_s \quad (9)$$

$$\tau_k = -(y_t - y_k)(f_{xarmrest} + f_{xpad}) + (x_t - x_k)(f_{yarmrest} + f_{ypad} + f_{ychair}) + m_4 \{(y_k - y_4)\ddot{x}_4 - (x_k - x_4)(\ddot{y}_4 - g)\} + m_3 \{(y_t - y_k)\ddot{x}_3 - (x_t - x_k)(\ddot{y}_3 - g)\} + m_2 \{(y_s - y_t)\ddot{x}_2 - (x_s - x_t)(\ddot{y}_2 - g)\} + m_1 \{(y_s - y_t)\ddot{x}_1 - (x_s - x_t)(\ddot{y}_1 - g)\} + I_4 \ddot{\theta}_4 - \tau_t \quad (10)$$

$$\tau_a = -(y_k - y_a)(f_{xarmrest} + f_{xpad}) - (x_k - x_a)(f_{yarmrest} + f_{ypad} + f_{ychair}) + m_5 \{(y_a - y_5)\ddot{x}_5 - (x_a - x_5)(\ddot{y}_5 - g)\} + m_4 \{(y_k - y_a)\ddot{x}_4 - (x_k - x_a)(\ddot{y}_4 - g)\} + m_3 \{(y_t - y_k)\ddot{x}_3 - (x_t - x_k)(\ddot{y}_3 - g)\} + m_2 \{(y_s - y_t)\ddot{x}_2 - (x_s - x_t)(\ddot{y}_2 - g)\} + m_1 \{(y_a - y_k)\ddot{x}_1 - (x_a - x_k)(\ddot{y}_1 - g)\} + I_5 \ddot{\theta}_5 - \tau_k \quad (11)$$

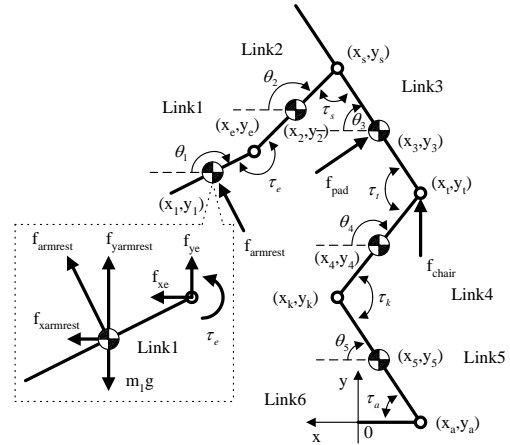


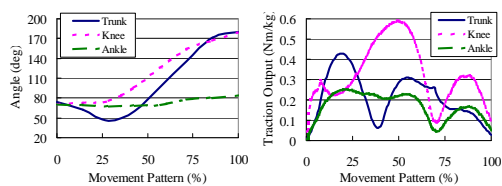
図5 起立動作をあらわす人間モデル

表1 使用した人間パラメータ

No	Name	M [%]	C.G [%]	K [%]	Length [m] *
1	Forearm	3.2	41.5	27.9	0.35
2	Humerus	5.4	52.9	26.2	0.39
3	Trunk	57	49.3	34.6	0.48
4	Femur	22	47.5	27.8	0.61
5	Leg	10.2	40.6	27.4	0.56
6	Foot	2.2	59.5	20.4	0.26

ただし、M は全体重における各部の質量の割合を示す。C.G は各リンク長における重心位置の割合で、概ね各リンク中心部にあることから本研究は 50[%]と設定した。K はリンクの旋回半径とリンク長の割合を示す。例えば、上腕の旋回半径は $0.35[m] \times 27.9[%] \approx 0.098[m]$ と計算することが出来る。

本手法を用いて、起立動作時の負荷を推定した結果を図 6 に、その時の大腿直筋の筋電波形を図 7 に示す。図 6 より、膝関節にかかる負荷は起立動作割合 40[%]程度から増加するが、これは体幹を上方に持ち上げるタイミングと一致し、さらに、膝関節の動作に深く関わる大腿直筋の筋電波形も同じタイミングで大きくなっている。以上より、本手法を用いた負荷の推定結果は妥当であると考えられる。



(a) 各関節各 (b) 推定負荷
図 6 起立動作中の負荷

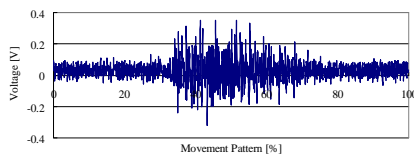


図 7 大腿直筋の筋電波形

(3) 筋肉協同発揮による起立動作解析

従来、我々の研究より下腿部のヒラメ筋、大腿部の大腿直筋、殿部の大殿筋、広背部の広背筋の 4 箇所が特に起立動作に関係があると考えられる。そこで本研究では、これら 4 箇所の筋電波形より、従来我々の研究で開発したシナジー解析法を用いて抽出された筋肉協同発揮現象の発揮タイミングと実動作との関係を図 8 のように明らかにした。

起立動作中は、3 つの筋肉協同発揮現象が抽出されたが、1 番目の現象が発火した時点では体重心は上方への移動をまだ開始しておらず、前方方向への移動を開始したタイミングにあたる。そのため、1 番目の筋肉協同発揮現象は体幹の前方移動を誘発するものであり、起立動作に先駆けて体幹を前方に移動させることは起立動作を構成する“巧みな動作”の一つであることがわかる。

2 番目の筋肉協同発揮現象が発火した直後に、体幹が上方移動を開始している。ここで注目すべきは、筋肉協同発揮現象の開始と体幹の上方移動動作の開始が異なる点である。この

ような筋肉の使い方と動作が異なることに對し、Chenna らは人間が意志に基づいて遂行する随意運動を行う際には、筋肉の活動は運動に先立って行われ、APA (Anticipatory Postural Adjustments) と呼ばれる準備動作が発動されることを示している。この準備動作は外乱を小さくするように働くことが従来研究より知られており、また起立動作では体幹持ち上げ開始時、体幹のモーメントを利用して動作を開始する。この時、二足での起立状態に移行することから支持基盤面が小さくなり、転倒の危険が大きくなる。このことから、2 番目の筋肉協同発揮現象は、APA を発動させることで転倒の危険を軽減し、体幹を上方に持ち上げる動作を誘発するものであり、この動作が 2 番目の“巧みな動作”であると考えられる。

3 番目の筋肉協同発揮現象は、重心位置が前方へ移動し、最も体幹の重心が下方に位置する際（すなわち体幹を持ち上げる動作の開始時）に発火していることがわかる。重心の前方への移動は、着座状態から起立状態への意向を示している。この際に、足裏と臀部から成る支持基盤面が足裏のみの支持基盤面となり、バランス維持が困難となる。これに對して、この筋肉協同発揮現象を構成する各筋肉は異なるタイミングで活動している。このことから、3 番目の筋肉協同発揮現象は、フィードバック制御に基づいて各筋肉の活動を適切に調整しながら身体のバランスをとる動作を誘発していると考えられる。

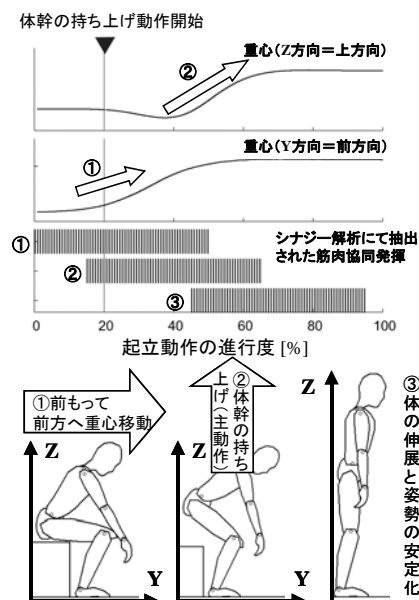


図 8 筋肉協同発揮と実動作との関係

(4) 被介護者の体力を用いる起立支援方策
3 章の議論より、起立動作は以下の三つの“巧みな動作”より構成されると考えられる。

- ① 重心を前方に移動させる動作
- ② APA に基づいて体幹のモーメントを使用

しながら安定して体幹を持ち上げる動作
 ③ 二足支持時の身体の安定性を保つ動作
 さらに、2章の議論より、最も筋力が要求される動作は②の動作であると推測される。
 よって、被介護者の体力を用いながら起立支援を行うためには、②の動作時に積極的に負荷を軽減する支援方策をとる一方、①③では身体の姿勢維持に留め、被介護者の自発的な動作を優先することが適当であると考えられる。

一般に力制御法を適用した場合、被介護者を支援する力は増加し、被介護者の負担は軽減する。なお、被介護者の負荷軽減は被介護者自身の力を使用しないという点において注意を要する。一方、位置制御法を適用した場合、被介護者の姿勢を誘導する効果は大きい、被介護者を支援する力は一定のため、被介護者の負担軽減になりにくい。

よって本研究では、①③の期間は位置制御法を用いて姿勢の誘導に徹し、②の期間は力制御法を用いて負荷の軽減を図ることとする(図9)。起立支援動作の実装にあたっては、紙屋らが提唱する、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10)を起立動作の一例として用いることとし、この起立動作を実現するパッドの軌跡を図11のように導出した。なお、②の動作が行われる期間を赤線で表し、この区間では力制御法を、それ以外の区間では位置制御法を適用することとした。

以下に実装した制御手法を示す。具体的な制御式は式(12)で表される。各々のアクチュエータについて、あらかじめオフラインで導出された紙屋らの支援動作を実現する軌道データ x_i^{ref} ($i=1,2,3$) および \dot{x}_i^{ref} を時間微分することで得られる速度制御指令値 v_i^{ref} から、最終的な速度指令値 v_i を決定する。

$$v_i = v_i^{ref} - B(F - F_0) - K(x_i - x_i^{ref}) \quad (12)$$

where $B = 0$ (if $F < F_0$), $K = 0$ (if $F > F_0$)

ただし $F_y (= f_{yarmrest} + f_{ypad})$, F_0 はそれぞれ力センサ計測値および任意の閾値であり B, K は任意の係数である。

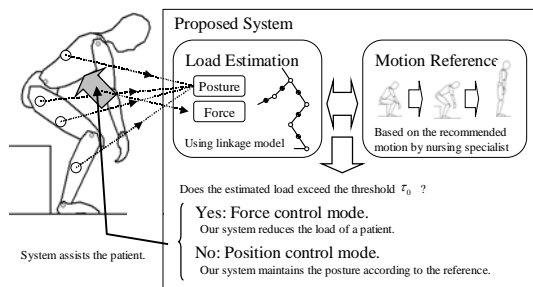


図9 制御手法概要

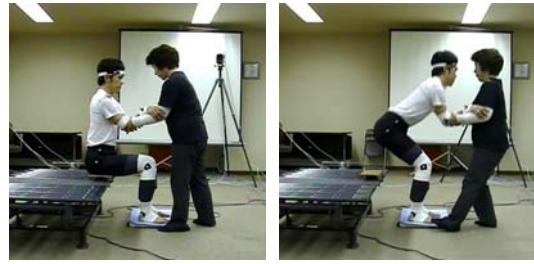
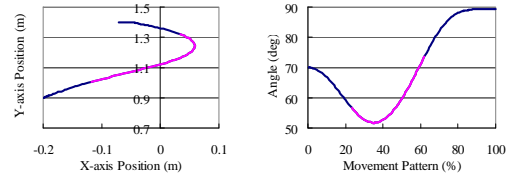


図10 専門家による起立支援動作



(a) 各関節各 (b) 推定負荷

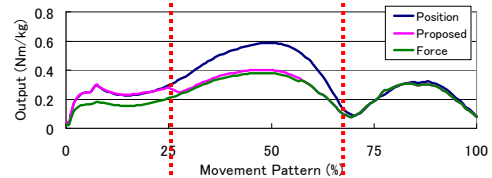
図11 パッドの動作軌跡(赤部が力制御)

本手法の妥当性を確認するため、実機実験を行った。比較のため、提案手法だけではなく、全て力制御法を用いて起立支援動作を行った場合、全て位置制御法を用いて起立支援動作を行った場合も実施した。なお、被験者は健康者であるが、高齢者の身体特性に類似させる特殊な拘束具を着用した。

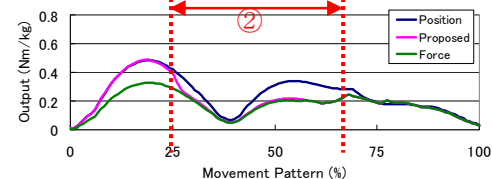
実験の様子を図12に、この時の推定負荷を図13に示す。図13より、提案手法では膝関節の負荷が②の動作期間、力制御法を適用した場合と同様に小さくなっている一方、それ以外の期間では、位置制御法を適用した場合と同様に大きくなっていることがわかる。



図12 起立動作支援実験



(a) 膝関節



(b) 腰関節

図13 各関節の負荷

これらの結果から、目標通りに②の期間における被介護者の負荷低減と、それ以外の期間における自発的な運動の優先の両立を実現したことがわかる。

4. 研究成果

本研究を通じて得られた知見は以下の通りである。

- ・ 人間の起立動作は、3つの巧みな動作：
①重心を前方に移動させる動作、②体幹のモーメントを使用しながら安定して体幹を持ち上げる動作、③二足支持時の身体の安定性を保つ動作、より構成される。
- ・ ②の期間に、人間に大きな負荷がかかり、それ以外の期間には大きな負担がかからない。
- ・ ②の期間に人間にかかる負担を積極的に軽減し、それ以外の期間は身体のバランスを保つための姿勢誘導を行うことが、被介護者の力を用いながら起立動作を支援するために有効な方策である。
- ・ 上記の方策を実現するため、起立支援装置に力制御法と位置制御法を組み合わせた支援アルゴリズムを提案・実装し、その有効性を確認した。

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, Yuki Sakaida, Sho Yokota, Hiroshi Hashimoto and Kunikatsu Takase, "Sitting Motion Analysis and Its Assistance on a Rehabilitation Robotic Walker," *Transaction on Control and Mechanical Systems*, Vol.2, No.1, (in press: <http://tsest.org/index.php/TCMS/article/view/111>), 2013. (査読有)
- ② Daisuke Chugo, Kazuya Fujita, Yuki Sakaida and Sho Yokota, "A Depressurization Assistance System for a Seated Patient on a Wheelchair," *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol.24, No.5, pp.718-730, 2012. (査読有)

[学会発表] (計5件)

- ① Takahiro Yamada, Daisuke Chugo, Shoyo Yokota and Hiroshi Hashimoto, "A Simple Load Estimation of a Patient during a Standing Assistance Motion," *Proc. of 16th International Conference on Climbing and Walking Robots*, (Sydney, Australia, 2013.7.15) in

press. (査読有)

- ② Daisuke Chugo, Yusuke Morita, Yuki Sakaida, Sho Yokota, Hiroyuki Kobayashi, Hiroshi Hashimoto and Kunikatsu Takase, "Standing Assistance Control using a Physical Strength of a Patient with Load Estimation," *Proc. of 21st IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication*, pp.234-239, (Paris, France, 2012.9.10). (査読有)
- ③ Yusuke Morita, Daisuke Chugo, Yuki Sakaida, Sho Yokota, Kunikatsu Takase, "Standing Motion Assistance on a Robotic Walker based on the Estimated Patient's Load," *Proc. of 4th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, pp.1721-1726, (Rome, Italy, 2012.6.27). (査読有)
- ④ Daisuke Chugo, Yuki Sakaida, Sho Yokota and Kunikatsu Takase, "A Robotic Walker for Standing Assistance with Realtime Estimation of a Patient's Load," *Proc. of 12th International Workshop on Advanced Motion Control*, no.75, (Sarajevo, Bosnia and Herzegovina, 2012.3.27). (査読有)
- ⑤ Daisuke Chugo, Yuki Sakaida, Sho Yokota and Kunikatsu Takase, "Sitting Motion Assistance on a Rehabilitation Robotic Walker," *Proc. of 2011 IEEE International Conference on the Robotics and Biomimetics*, pp.1967-1972, (Phuket, Thailand, 2011.12.9). (査読有)

[その他]

<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