

介護における起立動作支援システムの制御

○中後大輔（東大）、岡田恵都子（東大）、川端邦明（理研）、嘉悦早人（理研）
浅間一（東大）、三宅徳久（パラマウントベッド㈱）、小菅一弘（東北大）

Force Assistance Control for Standing-Up Motion

○Daisuke Chugo (Univ. of Tokyo), Etsuko Okada (Univ. of Tokyo)
Kuniaki Kawabata (RIKEN), Hayato Kaetsu (RIKEN), Hajime Asama (Univ. of Tokyo)
Norihiisa Miyake (Paramount Bed Co., Ltd), Kazuhiro Kosuge (Tohoku Univ.)

Abstract: In our current research, we are developing a power assistance system for standing up motion. Our developing system realizes the standing up motion using the support bar with two degrees of freedom and the bed system which can move up and down. In this paper, we develop the control scheme which realizes the natural standing up motion with fewer loads to the patient. For developing control scheme, we investigate the standing-up motion of aged people who requires to power support and typical standing up motion by nursing specialist. Comparing with two motions, we set the reference of standing-up motion with our system and we discuss the required assistance force during standing up. Our key ideas are two topics. One topic is control reference using zero moment point. Zero moment point is useful index which shows stability of the patient's posture. The other topic is combination of force and position control. According to the patient's posture during standing up, our control system select more appropriate control method from them. The performance of our proposed control scheme is experimented by computer simulations.

Key Words: Force assistance, Standing up motion, Force control, Position control, Zero moment point

1. はじめに

平成 16 年 10 月現在、我が国における 65 歳以上の高齢者は人口の約 20[%]に達しており、今後も急速な高齢社会が進むものと思われる。[1] 高齢社会における大きな問題は、加齢に伴う身体機能の低下により、高齢者が日常生活を自立して営むことが困難になることである。現在、入院等はせずに自宅にて生活しているが、日常生活に影響のある 65 歳以上の高齢者（健康上の問題で、日常生活の動作・外出・仕事・家事等に影響のある者）の割合は、高齢者人口 1,000 人当たりで 235 人となっている。[2] これらの人々が日常生活を自立して営むためには、身体機能が低下しても自立した生活を維持しやすい環境が必須であり、高齢者の日常生活を支援する装置の開発が求められる。

身体機能の低下の中で、特に下肢の衰えによる起立障害は、高齢者の日常生活における自立を阻害する最大の要因になっている。[3] 身体機能が低下した高齢者は、下肢の衰えに伴って起立ができなくなること、座ったきり（車椅子の生活）、寝たきりの状態に陥り、座ったきり・寝たきりの状態で下肢の体力を使わないことで、下肢の衰えがますます促進される、という悪循環に陥るケースが多い。[4] そこで、高齢者の身体機能を最大限発揮させることでこれ以上の身体機能の低下を防ぎ、かつ不足する体力分を補って高齢者を立ち上がらせる起立支援システムが有用であると考えられる。現在、種々の起立支援に関する技

術の研究開発が盛んに行われているが、[5][6] それらは、高齢者自身の力を使わせることを考慮していない。そこで本研究は、高齢者の身体機能を最大限用いながら、かつ不足する体力分を補うことで立ち上がり動作を補助する起立支援システムを開発することを目的とする。

本研究で開発する起立動作支援装置の概要を Fig.1 に示す。システムは 2 自由度の可動式バーと上下に移動することが可能なベッドシステムより構成される。両者は統合コントローラを介して協調動作することが可能である。本研究は、高齢者がバーを手で把持することを想定し、高齢者はベッドに腰掛けた状態からバーを掴みながら起立動作を行う。バーは力センサを内蔵し、接触時の衝撃を緩和するための弾性要素を持つ。[7]

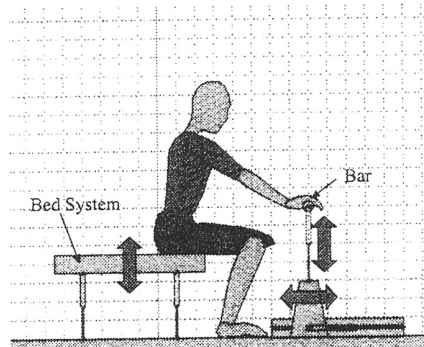


Fig.1 System Configuration

本稿は、介護の現場で提唱されている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方法と起立動作に困難を伴う高齢者の起立方法を比較し、高齢者の身体機能を最大限発揮させる起立方法を実現する条件について検討する。さらに検討した結果を基に、これらのシステムを用いた起立方法を実現するための力制御法を開発する。

2. 起立動作解析

2. 1. 専門家による起立介護動作

現在、種々の起立方法が提案されているが、[5][6]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方法 (Fig.2) を提唱している [8][9] が、経験則に基づくため、提案方法の利点や実現条件の定量的な評価がなされていない。そこで本稿は紙屋らが提唱する起立支援方法を分析することで、その有効性を確認すると共に、その起立方法を実現するための条件について検討する。

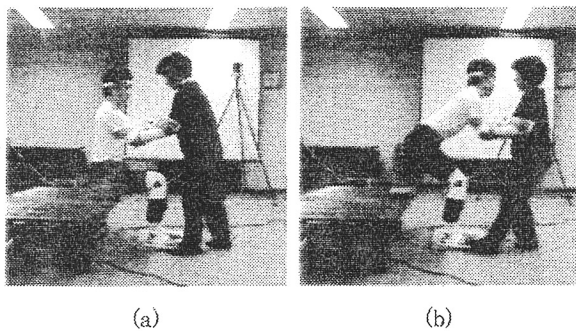


Fig. 2 Standing up motion by nursing specialist

2. 2. 計測方法

本研究は、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、Fig.3 に示すとおり各関節角 (各リンクを接合するジョイントの回転角度) を計測する。

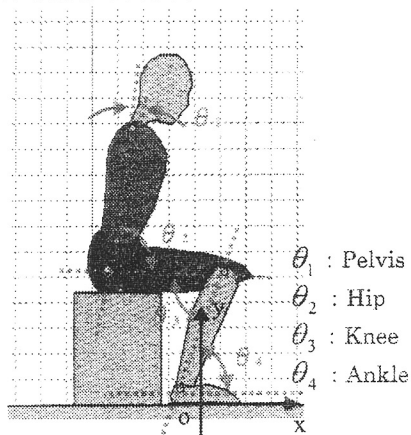


Fig.3 Human Model

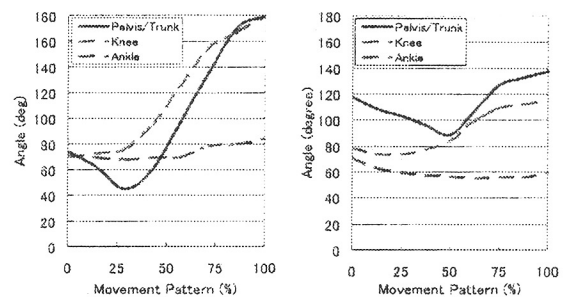
計測は、比較のために①紙屋らが提唱した起立方法に基づき起立した場合、②足腰が不自由な高齢者が起立した場合、の二通りで行った。②は、現在リハビリテーション中で、かろうじて自力での起立が出来るが、日常生活で頻繁に起立動作を行うことは困難な状態の72歳～84歳までの高齢者5名 (男性1名、女性4名) の起立動作を計測し、その平均値をとることとした。

2. 3. 計測結果

①の計測結果を Fig.4(a)に、②の計測結果を Fig.4(b)にそれぞれ示す。縦軸は各関節角、横軸は起立割合 [10] を示す。起立割合は、起立までにかかった時間を t_s 、起立を開始してから時間を t すると、(1)式で表すことができる。

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

さらに、計測した起立動作①および②をそれぞれアニメーション化したものを Fig.5 および Fig.6 に示す。



(a) With Kamiya scheme (b) Elderly Person
Fig.4 Standing-up motion

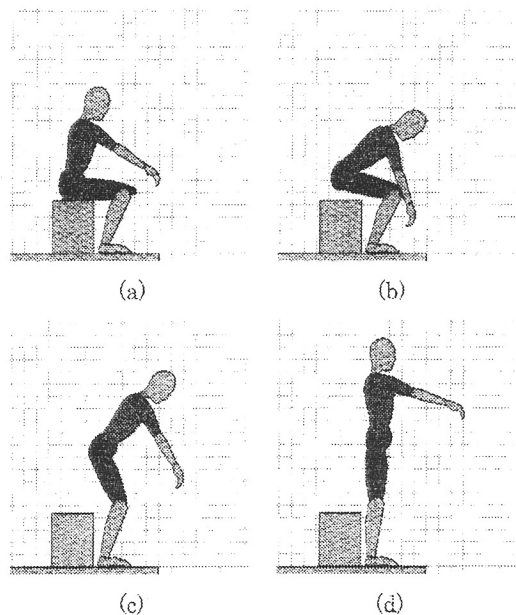


Fig.5 Standing-up motion with Kamiya scheme

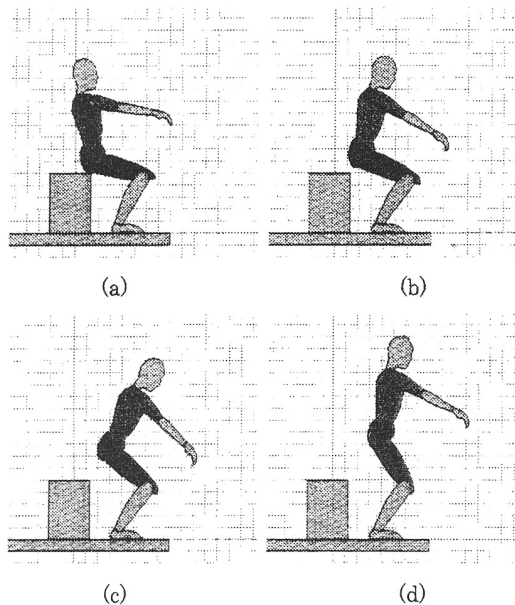


Fig.6 Standing-up motion of elderly person

以上の結果より、①紙屋らが提唱する起立動作と②高齢者の立ち上がり動作には、下記の相違点が認められる。

- ①の場合、②の場合よりも体幹の動きが大きい。特に体幹を大きく前方に傾けた状態で立ち上がっている。
- ②の場合、膝関節、足首の角度を鋭角に保った状態で立ち上がり動作を終了する。(完全に足を伸ばしていない)

2. 4. 考察

紙屋らが提唱する起立動作と実際の高齢者の立ち上がり動作を比較すると、体幹の傾き方が大きく異なっており、紙屋方式では体幹を大きく前に傾けつつ立ち上がり動作を行う。体幹を前方に傾ける動作は、一般的に起立動作時の膝の負担を小さくするため[11]、筋力が低下した高齢者には有益な動作と考えられる。しかし、高齢者は実際の起立動作で体幹を前方に傾ける動作を行っていない。そこで、実際に計測に参加した高齢者に、何故、体を前方に倒すように起立しないのか訪ねたところ、全員より、「バランスを崩して前方に転びそうで怖い」という返答を得た。

これらの高齢者の意見を考慮すると、紙屋らが提唱する起立方法と高齢者が実際に起立する方法は、起立時の姿勢の安定性について相違点があるものと思われる。そこで、①および②の場合における起立動作時の安定性の指標として、(2)式および(3)式にて、重心の位置および Zero Moment Point [12] の位置をそれぞれ導出した。座標系は Fig.3 に示す通り足首の中心とした。

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^9 m_i \bar{x}_i}{\sum_{i=1}^9 m_i} \quad (2)$$

$$x_{zmp} = \frac{\sum_{i=1}^9 m_i (\ddot{y}_i + g) \bar{x}_i - \sum_{i=1}^9 m_i \ddot{x}_i y_i}{\sum_{i=1}^9 m_i (\ddot{y}_i + g)} \quad (3)$$

ただし、 $i(=1, \dots, 9)$ はリンク番号、 $\bar{x}_i$ は各リンクの重心の x 座標、 $\ddot{x}_i, \ddot{y}_i$ は各リンクの重心加速度の x および y 方向成分、 m_i は各リンクの質量、 g は重力加速度である。

なお、各リンクに適用するパラメータは Table 1 に示す標準的な男性の身体データを参考に決定した。[13]

Table 1 Human Parameters

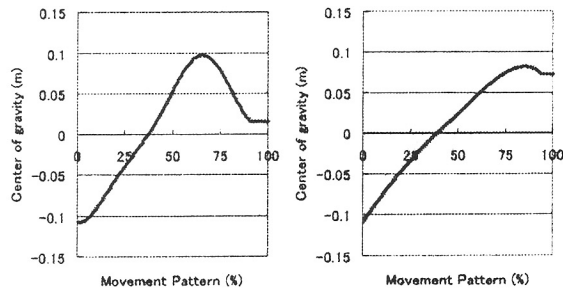
Number	Link Name	Mass [kg]	Length [m]	Width [m]
1	Head	5.9	0.28	0.21
2	Trunk	27.2	0.48	0.23
3	Hip	18.1	0.23	0.23
4	Humerus	4.5	0.39	0.12
5	Arm	2.7	0.35	0.08
6	Hand	0.5	0.2	0.07
7	Femur	9.1	0.61	0.17
8	Leg	4.5	0.56	0.16
9	Foot	0.8	0.26	0.11

①および②の場合における重心の位置と ZMP をそれぞれ Fig.7 および Fig.8 に示す。なお、足首の長さは 0.26[m] のため、 x 座標上にて ± 0.13 [m] 以内に重心および ZMP が存在する場合、力学的に安定であると言える。

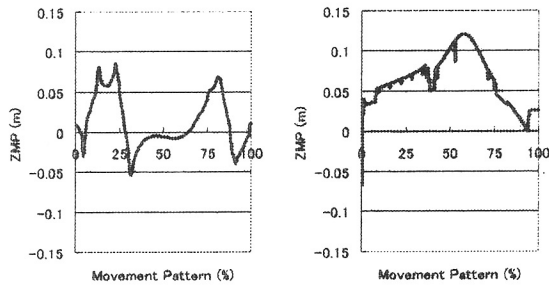
Fig.7 において、重心の移動は①、②の場合とも同様の傾向を示すが、②の場合、起立動作終了後、重心が前方足先寄りに存在している。これは、起立時、前のめりになっているためと考えられる。

Fig.8 において ZMP には、①および②の場合の相違点が明らかに確認できた。①の場合、ZMP は起立割合 25[%] まで大きく前方に推移し、その後、足首の中心付近へ移行する。ZMP を大きく前方に推移させることは、起立動作時、非介護者の残存体力を発揮させるための重要な要素であると考えられる。[14] 一方、②の場合 ZMP は起立動作全般において前方足先寄りに推移している。これは、高齢者が前方に倒れそうな姿勢になり、体のバランスを保つために脚に力を入れながら起立していることが原因と思われる。この動作は、一般的に起立動作を困難にする。[15]

以上より、立ち上がり動作時に体の安定性が重要であり、その指標として ZMP を用いることが有効であると考えられる。



(a) With Kamiya scheme (b) Elderly person
Fig. 7 Position of gravity

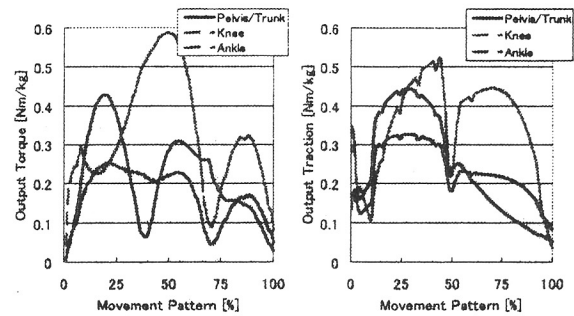


(a) With Kamiya scheme (b) Elderly person
Fig. 8 Position of Zero Moment Point

2. 5. 起立動作に必要な筋力

本節では、①および②の場合の各関節が発生させる力をコンピュータシミュレーションにて算出する。前節において、起立割合 25[%]後から、ZMP が足先端部から中心部へ後退するが、このとき、Fig.4(a)より膝関節および腰を大きく動かす必要がある。高齢者へのアンケートにおける「前方に転びそうで怖い」という感想も考慮すると、②の場合に ZMP が足先方向に推移したままになる原因は、高齢者が起立時に姿勢が安定しないため、特に起立割合 25[%]前後において膝関節および腰に十分な力が入ることができないからではないかと考えられる。そこで、本節ではシミュレーションを用いて紙屋らが提案する起立動作を実現するために必要な関節力の条件を検討する。

人体モデルのパラメータは Table 1 に示す値を用い、①および②の起立動作をシミュレーションすることで各関節の負荷を求めた。シミュレーションの結果を Fig.9 および Table 2 に示す。起立動作に要する仕事量を比較すると、紙屋らが提唱する起立動作は、より負担が少ないことが Table 2 より確認できる。しかし、膝関節の負荷の最大値は①の場合、②の場合に比較して大きくなっており、起立割合 50[%]前後、すなわち体幹を持ち上げる時に大きな負荷が膝関節にかかっている。関節にかかる負荷が 0.5[Nm/kg]を超えると、一般に高齢者にとって自力での起立が難しくなると言われており、[16] 紙屋らが提唱する起立動作は、全体的に体にかかる負荷は小さいものの、起立動作を実現するためには膝関節の負荷を軽減する必要があることがわかる。



(a) With Kamiya scheme (b) Elderly Person
Fig. 9 Traction Output

Table 2 Traction Output

		Pelvis/Trunk	Knee	Ankle
Case 1	Max(Nm/kg)	0.43	0.59	0.25
	Output(Ws)	26.0	39.3	20.6
Case 2	Max(Nm/kg)	0.44	0.53	0.33
	Output(Ws)	30.0	43.2	28.3

2. 6. 紙屋が提唱する起立動作に必要な条件

以上の結果より、紙屋らが提唱する起立方法を実現するために必要な条件は下記の通りであると考えられる。

- ・ 起立開始時、体幹を前方に傾けることで ZMP (Zero Moment Point) を足先に推移させる
- ・ 起立動作時、特に体幹を前方に傾けている間、体のバランスを保つ支援を行う(体のバランスを保つことで被介護者が力を発揮し易くなる)
- ・ 起立割合 25~50[%]前後において、体幹全体を持ち上げるために、膝関節の負担を軽減させる力支援を行う

3. 力制御法の検討

3. 1. 基本設計

本研究で扱う起立支援システムは、Fig.1 に示すとおり可動式のバーと上下可能なベッドより構成される。そこで、各ユニットの制御方法を考慮する必要がある。

可動式のバーは、被介護者が自ら把持し力支援を受けることを想定している。可動式バーが支援できる力は被介護者の握力に依存するため、大きな力を支援することは難しい。一方、可動式バーは2自由度を持つため、細やかな動作が可能である。起立動作支援は前章で述べた通り、足りない筋力を補うための支援と体のバランスを保つための支援に分けられる。そこで、可動式バーの性質を考慮すると、後者の体のバランスを保つための支援に用いることが有効であると考えられる。

一方、上下可動ベッドは体幹を下方より直接支持するため、可動式バーと比較し大きな力を支援することが可能である。しかし、上下可動ベッドの動作は上下方向のみであるため、細やかな動作は行いにくい。

そのため、上下可動ベッドは足りない筋力を補うための力支援を主に行うこととする。

3. 2. 上下可動ベッドの制御方法の検討

一般的に人間の起立動作時における体の動きは、4 つに分類することができる。[17] ここで、それぞれの位相に対して、前章で述べた紙屋らが提唱する起立動作を実現するための条件を基に、必要な支援を Table 3 のように検討した。第 1, 2 相および第 4 相は、姿勢の安定性を確保することが重要になり、よって位置制御が適している。一方、第 3 相は体幹全体を持ち上げるために膝関節に大きな負荷がかかり、不足する筋力を補う必要があるため、力制御が適している。

Table 3 Four phases of standing up motion

Phase	Priority	Action
1: Flexion Momentum	Stability	Sitting
2: Momentum Transfer	Stability	Lift-off
3: Extension	Traction	Max Dorsiflexion
4: Stabilization	Stability	End Hip Extension

そこで本研究は、ダンピング制御を基本として位置制御を加えた手法を提案する。

$$F_y^{bd} = \dot{y}_{bd}^{ref}(\rho) - B(F - F_0) - K(y_{bd} - y_{bd}^{ref}) \quad (4)$$

ただし、各パラメータは Fig.10 に示すとおりとする。 $\dot{y}_{bd}^{ref}$ は起立割合 ρ [10] に対する目標速度、 y_{bd}^{ref} は目標位置、 F は力計測値、 F_0 は着座時にベッドが体幹を支持するために必要な力(初期値)、 B はアダムタンス係数(≥ 0)、 K は任意の係数(≥ 0)、である。

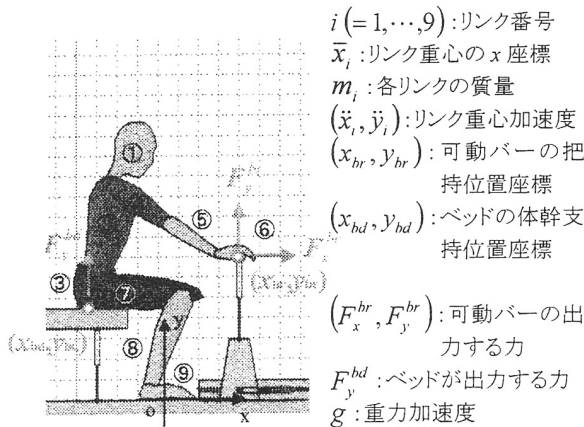


Fig. 10 Human model

この制御手法は、ダンピング制御則が持つ力制御性能と位置追従性能の両方を得ることができ、Table 4 に示すように係数の調整に従ってその制御性能を柔軟に変化させることが可能である。

Table 4 Coefficients according to the priority

Priority	B	K
Stability	Small	Large
Traction	Large	Small

3. 3. 可動式バーの制御方法の検討

可動式バーは起立動作時において安定した姿勢を保つための支援に用いることが有効である。前章より、姿勢の安定性は ZMP にて表すことができるため、本研究は紙屋らが提唱する起立動作における ZMP を制御目標値 x_{zmp}^{ref} として(5)式を満たすように可動式バーの力制御量 (F_x^{br}, F_y^{br}) を決定する。

$$x_{zmp}^{ref} = \frac{\sum_{i=1}^9 m_i (\ddot{y}_i + g) \bar{x}_i - \sum_{i=1}^9 m_i \ddot{x}_i y_i - F_x^{br} y_{br} + F_y^{br} x_{br} + F_y^{bd} x_{br}}{\sum_{i=1}^9 m_i (\ddot{y}_i + g) - (F_y^{br} + F_y^{bd})} \quad (5)$$

ただし、各パラメータは Fig.10 に示すとおりとする。また、可動式バーが支援する力を最小限にするため、 F_x^{br} および F_y^{br} は(6)式を満たすように決定する。

$$\text{Minimize } F^{br} = \sqrt{F_x^{br2} + F_y^{br2}} \quad (6)$$

3. 4. シミュレーション実験

提案手法の有効性を確認するため、コンピュータシミュレーションを行った。シミュレーションでは、被介護者が本研究で提案している起立支援システムから力支援を受けながら、紙屋らが提唱する起立方法にて起立する。さらに比較のため、起立支援システムを用いずに、紙屋らが提唱する起立方法にて起立する場合のシミュレーションも行った。上下可動ベッドに対する制御入力値として目標位置 y_{bd}^{ref} 、起立割合 ρ に対する目標速度 $\dot{y}_{bd}^{ref}$ 、可動式バーの制御入力値として ZMP x_{zmp}^{ref} を用いた。制御入力値は Fig.11 に示すように、前章にて紙屋らが提唱する起立動作を計測した値を用いた。また、上下可動ベッドの係数は Fig.12 の通りとした。

シミュレーションの結果を Fig.13 および Table 5 に示す。Fig.13 より起立割合 20~70[%]において、提案する起立支援システムを用いることで、特に膝関節の負荷を軽減させることを確認した。また、Table 5 において提案する起立支援システムを用いることで、膝関節の最大負荷を 0.5[Nm/kg]以下に抑えた。一方、起立支援システムを用いた場合においても、起立動作全体に要する仕事量は支援システムを用いなかった場合と比較して、腰関節で 92.2[%]、膝関節で 91.7[%]、足首関節で 92.4[%]となっており、起立動作全体では自力で起立する場合とほぼ同等の仕事量を被介護者が行っていることがわかった。

以上の結果より、提案する起立支援システムは、被介護者の起立時における膝関節の負担を低減し、かつ身体機能を最大限発揮させることも確認できた。

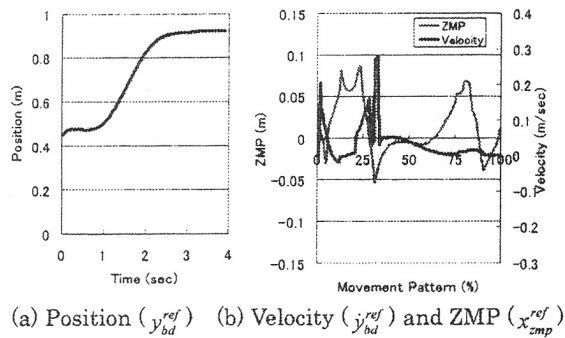


Fig. 11 Control References

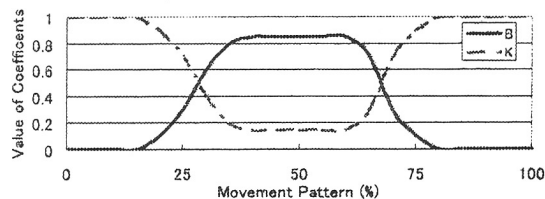
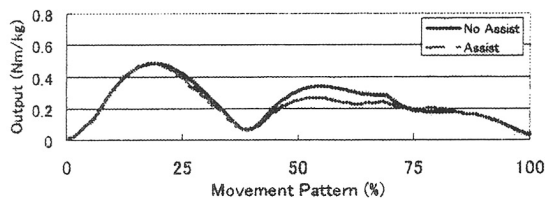
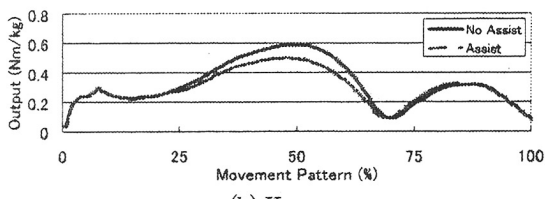


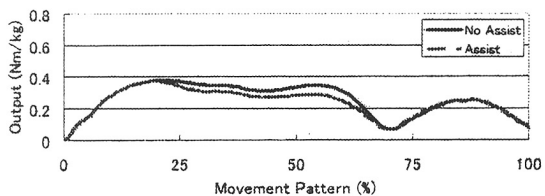
Fig. 12 Value of coefficients



(a) Pelvis/Trunk



(b) Knee



(c) Ankle

Fig. 13 Simulation Results

Table 5 Simulation Results

		Pelvis/Trunk	Knee	Ankle
No	Max(Nm/kg)	0.48	0.59	0.38
Assist	Output(Ws)	29.0	39.3	31.0
Assist	Max(Nm/kg)	0.49	0.50	0.38
	Output(Ws)	26.9	36.3	28.8

4. 結論

本稿では、高齢者の身体機能を最大限発揮させることでこれ以上の身体機能の低下を防ぎ、かつ不足する体力分を補って高齢者を立ち上がらせる起立支援システムを開発することを目的とし、高齢者の身体

機能を最大限発揮させる起立支援方法を実現する条件について検討した。さらに、高齢者の身体機能を最大限活用する起立支援のための力制御法を検討し、コンピュータシミュレーションを用いてその有効性を示した。今後は、起立動作時における被介護者の姿勢推定手法の開発、および制作中の試作機を用いた実証実験を行い、本提案手法の有効性を検証していく予定である。

なお本研究は、中小企業基盤整備機構 戦略的基盤技術力強化事業の一環として実施しているものである。

参考文献

- [1] 総務省統計局: “平成 16 年 10 月 1 日現在推計人口,” 2004. <http://www.stat.go.jp/data/jinsui/2004np/index.htm>
- [2] 厚生労働省: “平成 13 年 国民生活基礎調査,” 2001. <http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa01/4-3.html>
- [3] M. A. Hughes, M. L. Schenkman, “Chair rise strategy in the functionally impaired elderly,” J. of Rehabil Research and Development, Vol.33, No.4, pp.409-412, 1996.
- [4] M. Hirvensalo, T. Rantanen and E. Heikkinen, “Mobility difficulties and physical activity as predictors of mortality and loss of independence in the community-living older population,” J. of the American Geriatric Society, Vol.48, pp.493-498, 2000.
- [5] K. Nagai, I. Nakanishi and H. Hanabusa, “Assistance of self-transfer of patients using a power-assisting device,” Proc. of Int. Conf. on Robotics and Automation, pp.4008-4015, 2003.
- [6] 舟久保昭夫, 福井康裕, 谷城博幸, “パワーアシスト移動助用リフト,” 計測と制御, Vol.40, No.5, pp.391-395, 2001.
- [7] 杉原智明他, “起立・着座動作支援のための簡易な力センサの開発,” 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス 2004 講演会講演論文集, 1P1-H-11, 2004.
- [8] 紙屋克子, “介護の心そして技術,” KTC 中央出版, pp.112-145, 2001.
- [9] 紙屋克子, “介護における生活支援技術の開発と評価,” 第 7 回人工工学国内シンポジウム講演論文集, 東京大学人工工学研究センター, pp.116-121, 2005.
- [10] S. Nuzik, R. Lamb, A. Vansant and S. Hirt, “Sit-to-Stand Movement Pattern, A kinematic Study,” Physical Therapy, Vol.66, No.11, pp.1708-1713, 1986.
- [11] N. M. Fisher, D. R. Pendergast, E. C. Calkins, “Maximal Isometric Torque of Knee Extension as a Function of Muscle Length in Subjects of Advancing Age,” Arch Phys Med Rehabil, Vol.71, No.10, pp.729-734, 1990.
- [12] 高西敦夫, 石田昌己, 山崎芳昭, 加藤一郎, “2 足歩行ロボット WL-10RD による動歩行の実現,” 日本ロボット学会誌, Vol.3, No.4, pp.67-78, 1985.
- [13] 岡田英孝, 阿江通良, 藤井範久他, “日本人高齢者の身体部分慣性特性,” バイオメカニズム, Vol.13, pp.125-139, 1996.
- [14] 野澤雅美他, “立ち上がり動作における体幹前傾と足部体重負荷との関係についての一考察,” 専門リハビリ, Vol.1, pp.19-22, 2004.
- [15] S. Okada, K. Hirakawa, Y. Takada, H. Kinoshita, “Relationship between fear of falling and balancing ability during abrupt deceleration in aged women having similar habitual physical activities,” Eur. J. of Applied Physiology, Vol.85, pp.501-506, 2001.
- [16] 大森圭貢, 山崎裕司, 横山仁志, 青木詩子, 笠原美千代, 平木幸治, “立ち上がりの可否と下肢筋力の関連,” 総合リハビリ, Vol.30, No.2, pp.167-171, 2001.
- [17] M. Schenkman, et.al., “Whole-Body Movements During Rising to Standing from Sitting,” Physical Therapy, Vol.70, No.10, pp.638-648, 1990.