

介護における起立動作支援システムの開発

○中後大輔（電通大），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㈱），高瀬国克（電通大）

Force Assistance Nursing System for Standing-Up Motion

○Daisuke Chugo (Univ. of Electro-Communications), Kuniaki Kawabata (RIKEN)
Hayato Kaetsu (RIKEN), Hajime Asama (Univ. of Tokyo)
Noriyoshi Miyake (Paramount Bed Co., Ltd), Kunikatsu Takase (Univ. of Electro-Communications)

Abstract: In our current research, we are developing a force 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 force assistance system which realizes the natural standing up motion using remaining strength of the patient. Our key ideas are two topics. The first topic is distributed system which controls the support bar and the bed system with coordination among them. The distributed controllers are connected by Ethernet and the integrated controller controls them with robust control reference. The second topic is the combination of force and position control. According to the patient's posture during standing up, our control system selects more appropriate control method from them. We use the reference of standing-up motion which is based on the typical standing up motion by nursing specialist for realizing the natural assistance. The performance of our proposed control scheme is experimented by computer simulations and experiments using our prototype.

Key Words: Force assistance, Standing up motion, Force control, Position control

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で，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]-[7]，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。

本研究で開発した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。高齢者の身体機能を用いた起立動作を実現させるため，本研究は看護の専門家が提唱する起立支援方法を基に生成した起立動作パターンを制御指令値として用い，被介護者の状況に応じて適宜，より適切な動作パターンに切り替える。そのため，バーおよびベッドシステムは実時間で協調して動作する必要がある。

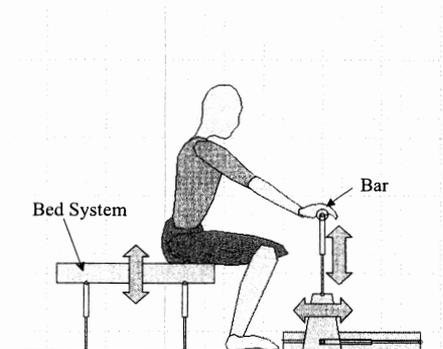


Fig.1 System Configuration

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を実現するため、バーおよびベッドシステムを協調して動作させる低コストな分散制御システムを提案する。さらに提案したシステムを用い、介護の専門家が提唱する起立方法を実現するための力制御手法を開発し、実機実験にてその有効性を確認する。

2. 起立支援システム

2. 1. 装置概要

Fig.2 に開発した起立支援装置の試作機を示す。試作機は 2 自由度の可動式バー(Fig.2①)と上下に移動することが可能なベッドシステム(Fig.2②)より成る。各自由度ごとに本研究で開発した直動アクチュエータ(Fig.3(a))を備え、各々独立に駆動することが可能である。試作機は最大で体重 150[kg]の被介護者まで起立支援を行うことができる。

バーは、力センサ(Fig.3(b))⑤を直動アクチュエータに内蔵し、接触時の衝撃を緩和するための弾性要素を持つ。

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んで起立動作を行う。

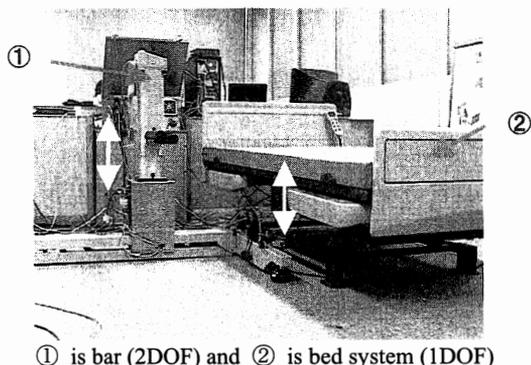


Fig. 2 Our Prototype

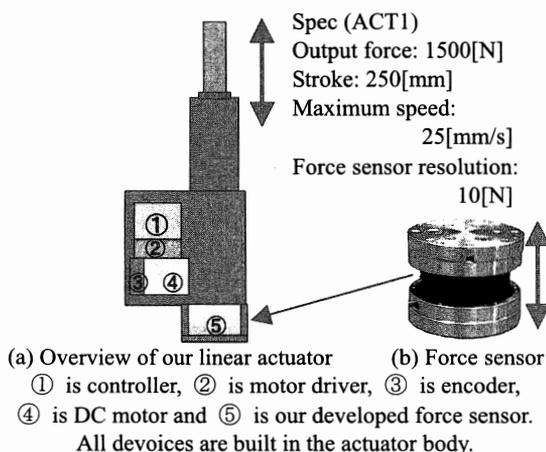


Fig. 3 Developed linear actuator

2. 2. 提案制御システム

開発した起立支援装置の制御システムを Fig.4 に示す。制御システムは、統合コントローラおよび各直動アクチュエータを制御するモータコントローラより構成される分散システムとなっている。モータコントローラには小型のボードコンピュータ(SH4 マイコン)を用い、直動アクチュエータ(Fig.3(a))に内蔵される。統合コントローラと各モータコントローラは、コストを考慮し Ethernet を用いて接続される。

本研究は、分散システムに通信障害、時間遅れ等に対してロバスト性を持たせるため、以下のアルゴリズムを提案する。最初に統合コントローラは、起立支援中の各直動アクチュエータの軌道データを(1)式のように生成し、起立開始から終了までの全データを各モータコントローラへ転送する。

$$\mathbf{v}_i^{ref} = [v_i^{ref}(0), \dots, v_i^{ref}(\hat{s}), \dots, v_i^{ref}(1)]^T \quad (1)$$

$$\hat{s} = \frac{t}{t_s} \quad (2)$$

ただし、 v_i^{ref} は各直動アクチュエータの制御指令値で、起立割合 \hat{s} [(2)式] の関数としてあらわされる。 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時間である。 i は各モータコントローラの識別番号(1~3)である。

統合コントローラより送信された軌道データを受信した各モータコントローラは、軌道データより速度指令値を導出し、統合コントローラの支援開始命令と共に速度制御(PID 制御)にて直動アクチュエータを動作させる。さらに、起立支援中、力センサを内蔵する 1 番モータコントローラは、計測した力情報を統合コントローラに随時送信する。

統合コントローラは受信した力センサ情報を元に、軌道データを再生成し、(3)式にて導出した差分値 e_i^{ref} を各モータコントローラに送信する。モータコントローラは受信した差分値を基に速度制御指令値 ($v_i^{newref}(\hat{s})$) を再導出する。

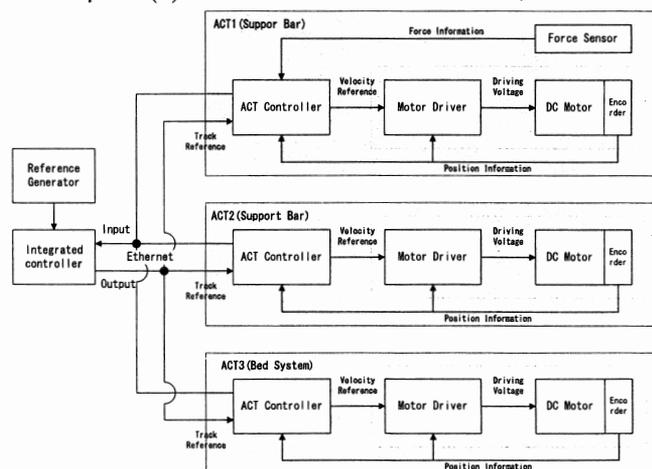


Fig. 4 The structure of our controller

$$e_i^{ref} = v_i^{ref}(\hat{s}) - v_i^{newref}(\hat{s}) \quad (3)$$

なお、統合コントローラの制御周期は 20[ms]、モータコントローラ単体の制御周期は 1[ms]である。

本提案手法を用いることで、通信障害、時間遅れが発生した場合においても、各モータコントローラは、支援開始前に受信した軌道データに沿って支援動作を継続することが可能である。

3. 起立動作解析

3. 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、[6][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支援方法 (Fig.5) を提唱している [10][11]。

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 [12]、Fig.6(a)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) を計測した。計測結果を Fig.6(b)に示す。

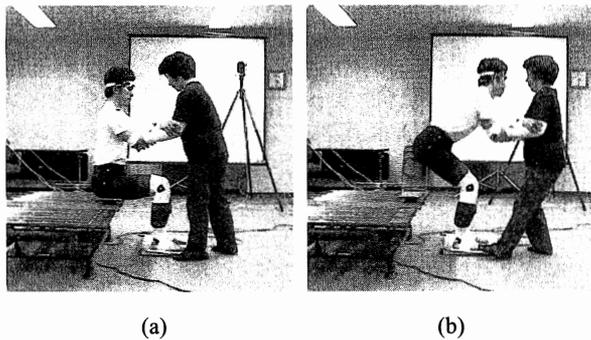
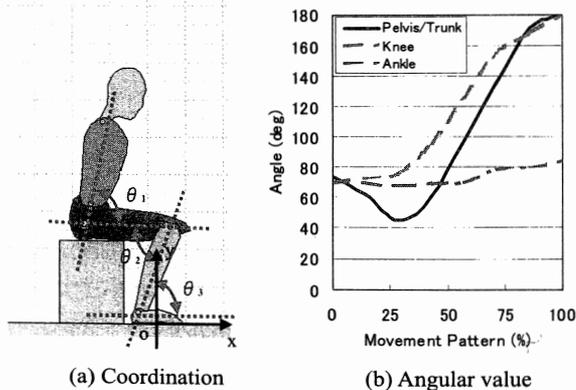


Fig. 5 Standing up motion by nursing specialist



(a) Coordination (b) Angular value
 θ_1 shows the angular of the pelvis and the trunk. θ_2 and θ_3 shows the angular of the knee and the ankle, respectively. Movement pattern \hat{s} is defined in (2).

Fig. 6 Standing-up motion with Kamiya scheme

計測の結果、紙屋らが提唱する起立支援方法は、臀部離床時に被介護者の体幹を前方に傾ける。一般的に、体幹を前方に傾けながら起立する方法は膝の負荷を軽減すると言われており [13]、紙屋らの起立支援方法は、筋力の低下した高齢者に有効であると考えられる。

3. 2. 起立支援軌道の導出

本節は、前節で計測した紙屋らの起立支援動作を開発した試作機にて実現するため、バーおよびベッドシステムの動作軌道をコンピュータシミュレーションを用いて導出した。シミュレーションに使用した人間モデルを Fig.7 に示す。シミュレーションに使用した人体パラメータは日本人成人男性 (Table.1) のものを使用した [14]。

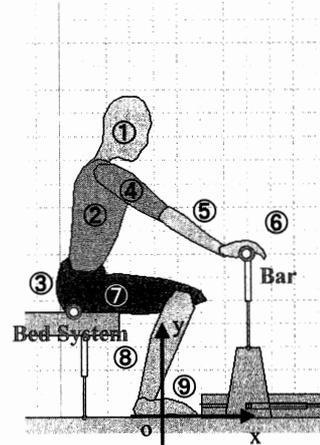


Fig. 7 Simulation setup

シミュレーションを行う上で本研究は、以下の条件を仮定した。

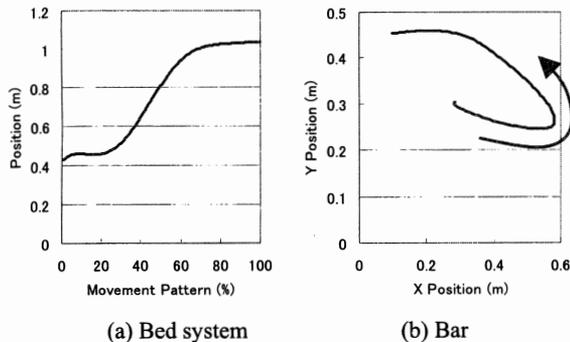
- ・ 人間モデルは各関節を Fig.6(b)の通りに動かすことで起立する
- ・ 人間モデルは腕を曲げずに起立する
- ・ 人間モデルの肩関節はフリーとする
- ・ 人間モデルは起立中、十分な力でバーを把持する

シミュレーションは、Working Model 2D (物理シミュレータ) と MATLAB (制御コントローラ) を用いて行った。両ソフトは、Dynamic Data Exchange 機能を用いてリンクさせた。

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

シミュレーション結果を Fig.8 に示す. Fig.8(a)はベッドシステムの軌道を, Fig.8(b)はバーの軌道をそれぞれ示している. これらの軌道を用いることで, 開発した起立支援装置は紙屋らが提唱する起立支援動作を行うことができると考えられる.



The coordination is defined as shown in Fig.6.

Fig. 8 Derived control references

3. 3. 被介護者にかかる負荷の評価

先行研究より, 一般的に人間の起立動作は連続した 4 相の動作に別けて考えることができる[15][16]. 第 1 相では被介護者は着座状態のまま体の重心を前方に移動させる. 第 2 相では臀部を離床させ, 第 3 相では Fig.5(b)に示すように体幹を上方に持ち上げる. 最後に第 4 相にて被介護者は膝を伸ばし起立動作を完了する. そこで本節は, 紙屋らが提唱する起立動作において各相の体の負荷を評価するため, コンピュータシミュレーションを行った. シミュレーション条件は前節と同一とし, 特に起立動作に影響する腰, 膝, 足首の関節にかかるトルクを導出した.

シミュレーション結果を Fig.9(a)に示す. この結果より, 膝関節にかかる負荷が起立割合 25[%]から 70[%]において高いことがわかる. この動作期間, 被介護者は体を上方に持ち上げる動作を行っており, 上述の第 3 相であると考えられる. 一般的に, 起立時, 体力の低下した高齢者が耐えられる関節の負荷は 0.5[Nm/kg]とされているが[17], 本シミュレーション結果では膝関節負荷が 0.5[Nm/kg]を上回っている.

以上の結果より, 第 1, 2 相および第 4 相は, Fig.8 に示す起立支援軌道にて支援動作を行うことができ

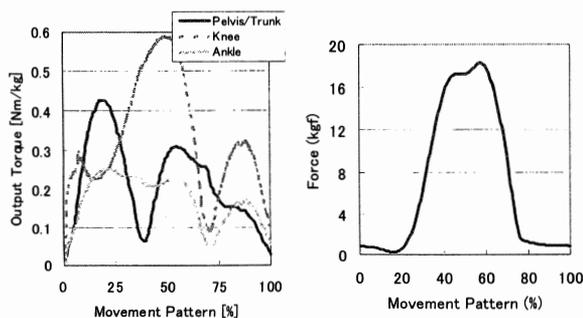


Fig. 9 Required force for the standing up motion

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るため, 不足する筋力を補う必要があることがわかる.

なお, Fig.9(b)に起立支援中, バーに上方からかかる力を示す. 被介護者は第 3 相で体を上方に持ち上げるときバーに力がかかるため, 膝関節の負荷とバーにかかる力の変動は類似する. そこで本研究はバーにかかる力を検出することで, 被介護者が第 3 相の動作をしているかを判断する.

4. 制御システムの開発

4. 1. 力制御法の提案

前章より, 紙屋らが提唱する起立支援動作を実現するためには, 以下の条件が必要である.

- ・ 第 3 相: 膝関節の負荷の低減
- ・ 第 1, 2 相および第 4 相: 導出した起立支援軌道による姿勢の維持

そこで本研究は, Fig.10 に示す制御手法を提案する. 制御アルゴリズムは, (4)式の通り, ダンピング制御を基本として位置制御を加えた手法であり, 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る.

本提案手法は, 係数の調整によってその制御性能を柔軟に変化させることが可能であり, 第 1, 2 相および第 4 相において姿勢を維持する必要がある場合は, 位置追従性能を優先する. 一方, 第 3 相において被介護者の負荷を低減する必要がある場合は, 力制御性能を優先する.

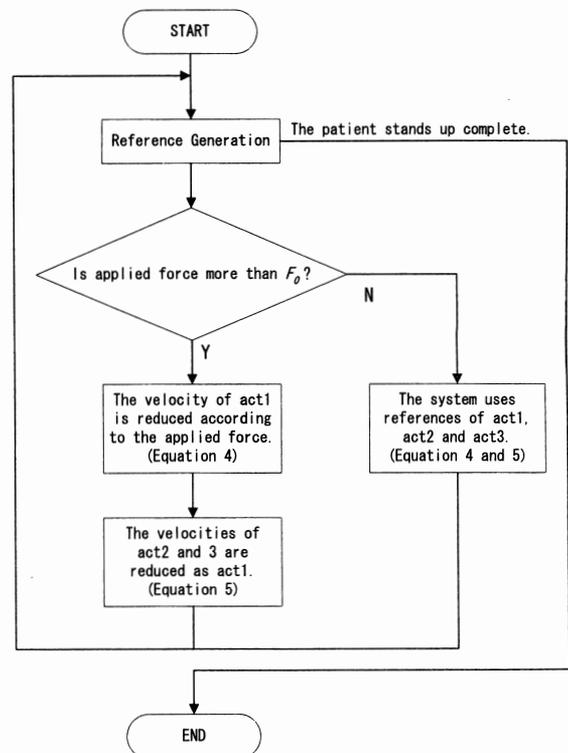


Fig. 10 Flow chart of our proposed control scheme

位置追従性能と力制御性能の切り替えは、1 番モータコントローラに内蔵された力センサを用いて行う。この力センサはバーに上方からかかる力を計測しており、計測値が一定の閾値を超えた場合、システムは被介護者が第 3 相の動作をしていると判断する。

具体的な制御式を以下に示す。各モータコントローラは、統合コントローラから全軌道データを受信後、速度制御指令値 v_i^{ref} および v_i^{ref} を積分して得られる位置制御指令値 x_i^{ref} を生成し、起立支援動作を開始する。1 番モータコントローラは起立支援動作中、バーにかかる力に応じて逐次、速度制御指令値 v_i を(4)式の通りに調整する。

$$v_i = v_i^{ref} - B(F - F_0) - K(x_i - x_i^{ref}) \quad (4)$$

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

ただし F , F_0 はそれぞれ力センサ計測値および任意の閾値, B はアドミタンス係数 (≥ 0), K は任意の係数 (≥ 0), である。

同様に、2 番および 3 番モータコントローラは速度制御指令値は(5)式にて調整される。

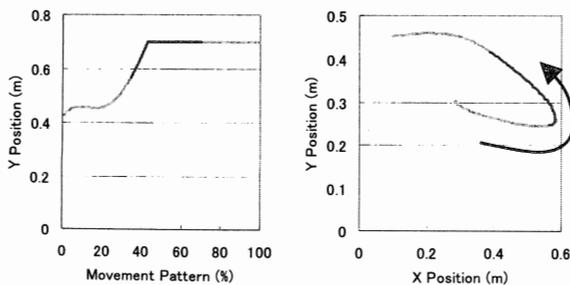
$$v_i = \frac{v_i}{v_i^{ref}} \cdot v_i^{ref} \quad (5)$$

4. 2. シミュレーション実験

本提案手法の有効性を確認するため、シミュレーション実験を行った。シミュレーションにおいて人間モデルは、Fig.6(b)における紙屋らが提唱する起立動作に基づいて起立動作を行う。その他のシミュレーション条件は、3.2 節と同一である。

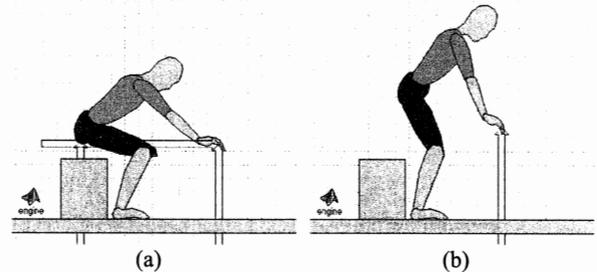
バーにかかる力の閾値は、 $F_0 = 12[\text{N}]$ と実験的に決定した。シミュレーションに用いた起立支援軌道は、3.2 節で生成した起立支援軌道を基に、支援装置の可動範囲を考慮して Fig.11 のように決定した。なお、図中の赤線部はバーにかかる力が閾値を超えた部分、すなわち制御システムが、被介護者が第 3 相の起立動作を行っているとして判断し、力制御を優先した部分をあらわす。

なお本シミュレーション実験は、提案する力制御手法を用いた場合と用いなかった場合(全て位置制御として動作した場合)とを行い、その結果を比較することで、提案手法の有効性を検証した。



(a) Bed System (b) Bar
The coordination is defined as shown in Fig.6.
Fig. 11 Control references

シミュレーションの結果、提案起立支援手法を用いた場合、人間モデルは Fig.12 のように起立した。図中の矢印は、人間モデルに起立支援システムが与えた力の大きさおよび方向をあらわす。臀部にかかる力はベッドシステムが与える力を、手にかかる力はバーが与える力を想定している。



Allows show the applied force
Fig. 12 Simulation result

さらに起立支援中、人間モデルの腰、膝、足首の関節にかかるトルクの最大値、および各関節が一回の起立動作に要する仕事量を Table.2 に示す。これらの結果より、提案手法を用いなかった場合、膝関節にかかる負荷の最大値が、一般的な高齢者の限界とされる $0.5[\text{Nm/kg}]$ を上回るが、提案手法を用いた場合、負荷の最大値は $0.5[\text{Nm/kg}]$ 以下となった。

一方、一回の起立動作に腰、膝、足首が必要とする仕事量は、提案手法を用いなかった場合 $99.3[\text{Ws}]$ に対して提案手法を用いた場合 $92.0[\text{Ws}]$ と、前者に対して $92[\%]$ の仕事量であった。前者は、起立動作の第 3 相において自らの力を用いる動作であり、提案する起立支援方法は、被介護者が自らの力を使いながら起立支援を行っていることがわかる。

以上の結果より、提案手法は起立時に被介護者にかかる負荷を低減しつつ、被介護者自らの力も用いて起立支援動作を行うことが確認できた。

Table.2 Simulation Results

		Pelvis/Trunk	Knee	Ankle
Only Position Control	Peak(Nm/kg)	0.48	0.59	0.38
	Workload(Ws)	29.0	39.3	31.0
Proposed Control	Peak(Nm/kg)	0.49	0.50	0.38
	Workload(Ws)	26.9	36.3	28.8

4. 3. 実機実験

提案システムの実効性を検証するため、実機実験を行った。被験者の身長は $170[\text{cm}]$ であり、システムは一回の支援動作を $30[\text{sec}]$ にて行った。

実験の結果、提案起立支援システムは Fig.13 に示すとおり、正常に起立支援動作を行った。また、起立動作中における被験者の各関節の角度、および制御目標値である、紙屋らが提唱する起立支援動作を行った場合の各関節の角度を Fig.14 に示す。これらの結果より、提案起立支援システムは紙屋らが提唱する起立支援動作を実現しており、提案システムの有効性が確認された。

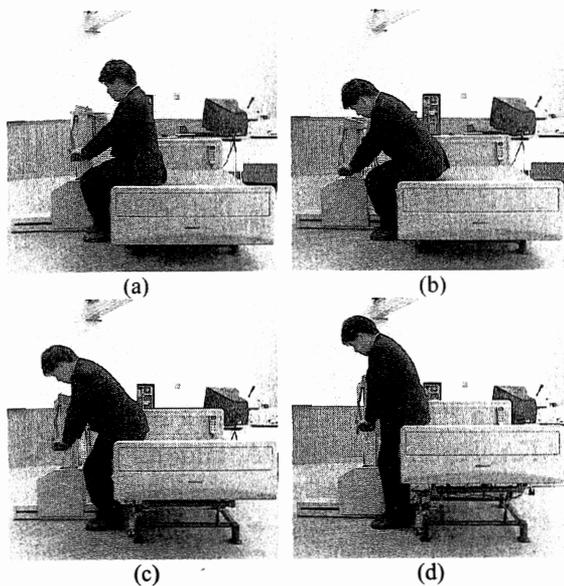


Fig. 13 Experimental results

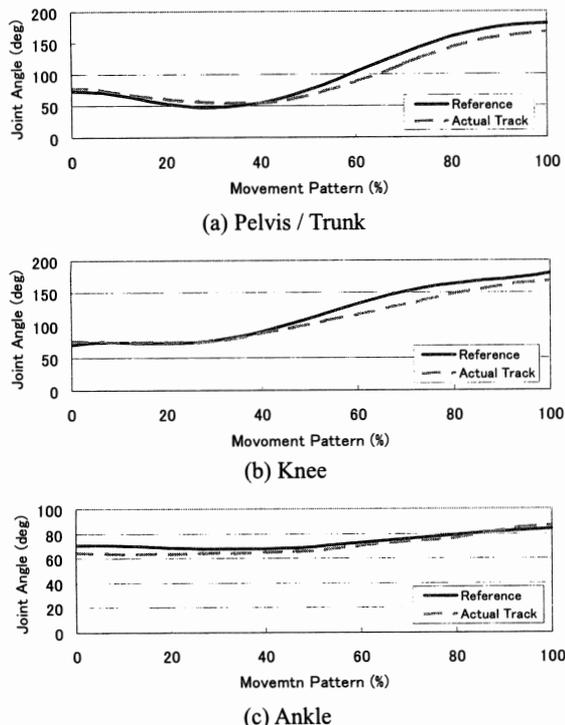


Fig. 14 Angular value of each joint

5. 結論

本稿は、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、複数の起立支援デバイスを協調して動作させる低コストな分散制御システムを開発した。さらに、介護の専門家が提唱する起立方法を実現するための力制御手法を提案し、開発した分散制御システムに実装した。

開発した起立支援システムを用いることで、被介護者の膝関節にかかる負担は、一般的に高齢者が起

立時に出すことができると言われている筋力の目安である $0.5[\text{Nm/kg}]$ 以下に低減された。さらに、提案システムは介護の専門家が提唱する起立動作を実現し、起立時に被介護者の体力を用いながら起立支援を行うことが確認された。

今後は、対象となる高齢者の身長、体重、筋力の衰え具合などに応じて適切な起立支援を行うため、RFIDを用いた被介護者の身体情報入力システムおよび、それらの身体情報に基づいた実時間支援軌道生成システムの開発を行う予定である。

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されたものである。

参考文献

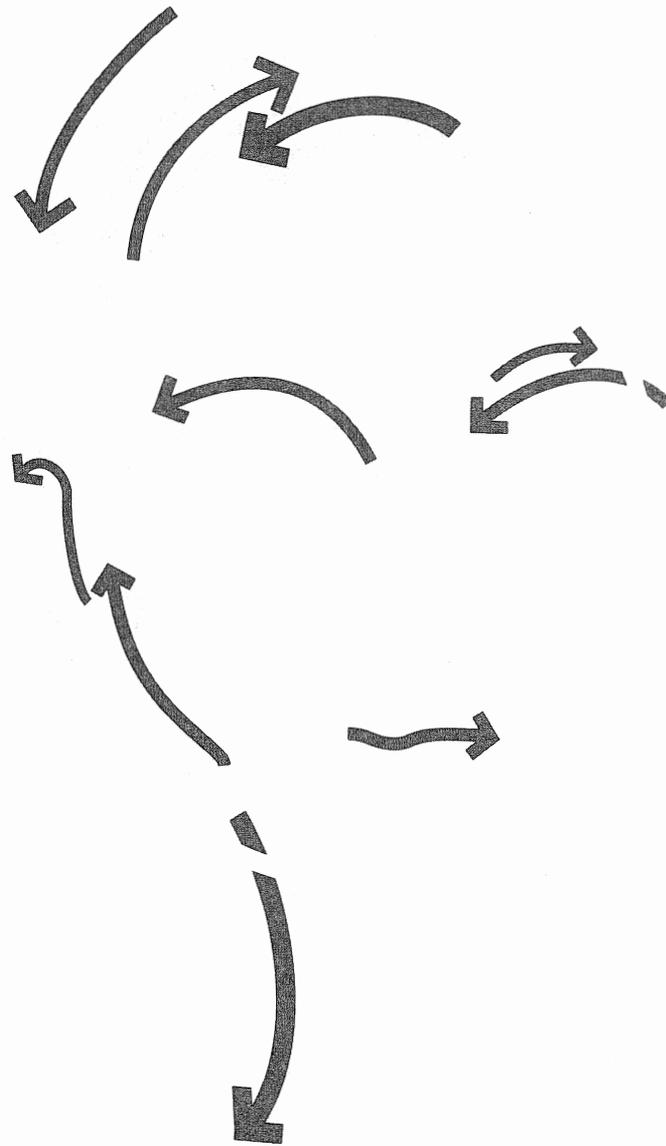
- [1] 総務省統計局: “平成 16 年 10 月 1 日現在推計人口,” 2004. <http://www.stat.go.jp/data/jinsui/2004np/index.htm>
- [2] 厚生労働省: “平成 13 年 国民生活基礎調査,” 2001. <http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa01/4-3.html>
- [3] N. B. Alexander, A. B. Schultz and D. N. Warwick, “Rising From a Chair: Effects of Age and Functional Ability on Performance Biomechanics,” *J. of Geometry: MEDICAL SCIENCES*, Vol.46, No.3, M91-98, 1991.
- [4] M. Hirvensalo, T. Rantanen and E. Heikkinen, “Mobility difficulties and physical activity as predictors of morality 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] P. Mederic, V. Pasqui, F. Plumet and P. Bidaud, “Elderly People Sit to Stand Transfer Experimental Analysis,” *Proc. of Int. Conf. on Climbing and Walking Robots*, pp.953-960, 2005.
- [8] 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.
- [9] M. Schenkman, *et al.*, “Whole-Body Movements During Rising to Standing from Sitting,” *Physical Therapy*, Vol.70, No.10, pp.638-648, 1990.
- [10] 紙屋克子, “介護の心そして技術,” *KTC 中央出版*, pp.112-145, 2001.
- [11] 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 人工物工学国内シンポジウム講演論文集, 東京大学人工物工学研究センター, pp.116-121, 2005.
- [12] 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.
- [13] 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.
- [14] 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.
- [15] 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.
- [16] 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.
- [17] 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.

ROBOTICS Symposia

ISSN 1881-7300

第12回

2007.3.15-16 in NAGAOKA



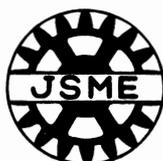
(社)日本ロボット学会

(社)日本機械学会ロボティクスメカトロニクス部門

(社)計測自動制御学会システムインテグレーション部門



RSJ



SICE



SICE SI
SYSTEM INTEGRATION DIVISION