

自然な立ち上がり動作を実現する支援機器の制御と評価

Development and Evaluation of Powered Assistive System for Standing-up Motion

飯田知佳 (金沢工大) 鈴木亮一 (金沢工大) 小林伸明 (金沢工大)
鳥屋部樹 (KYB 株式会社) 豊内敦士 (KYB 株式会社)

Chika IIDA, Kanazawa Institute of Technology
Ryoichi SUZUKI, Kanazawa Institute of Technology
Nobuaki KOBAYASHI, Kanazawa Institute of Technology
Taturu TORIYABE, KYB Company Limited
Atsushi TOYOUCHI, KYB Company Limited

Abstract: Physically weak or elderly people often require support for standing-up from caregivers. The purpose of this study is to develop a powered assistive system for standing-up motion. The assistive system has been realized to control positions of the vertical axis by using disturbance estimation properties of the internal model control scheme. Muscle activity with the developed device has been observed by using a surface electromyography (EMG). Effectiveness of the proposed assistive system has been evaluated by comparative experiments.

Key Words: Assistive devices for standing-up, Internal model control, Disturbance estimation

1. はじめに

立ち上がり動作は、われわれの日常生活において最も重要な動作のひとつである。しかしながら、加齢や不慮の事故や病気などにより脚力が衰え、立ち上がるという動作のために種々の支援機器を必要とする場合がある。すでに実用化されている既存のシステムには、リフト式や昇降型、機械式や電動式の立ち上がり動作支援装置はあるものの、単に上体を持ち上げるものが多い。

一方、研究面からも立ち上がり動作時の筋活動の観察⁽¹⁾⁽²⁾、骨格モデルを意識した立ち上がり動作のパワーアシスト装置の開発⁽³⁾⁽⁴⁾、身体拘束の少ない補助装置の開発⁽⁵⁾等なされているが、体幹が自然な軌道を描いて立ち上がり動作を実現する装置は未だみられない。

そこで、本研究では、本動作支援装置の利用者は、自らの脚力で頑張ればなんとか立ち上がることが出来る人、起立姿勢を保持できる人を対象とし、身体を装置に預けるだけで自然な立ち上がり動作の軌道を描いて動作支援をすることができる新しい支援装置の開発を目的とする。自然な立ち上がり動作は、アクチュエータの水平方向と鉛直方向の位置制御を行い実現する。制御プログラムには、内部モデル制御とフィードバックの併用系を実装する。また、試作した立ち上がり動作支援システムの有効性を確認するため評価実験を行うとともに、使用者の筋活動がどのように変化するのか表面筋電位を計測し観測する。

2. システムの概要

試作した立ち上がり動作支援装置を Fig. 1 に示す。立ち上がり動作支援装置は、Fig. 1 で示すように、2つのジップチェーンアクチュエータが水平駆動および鉛直駆動用にそれぞれ1つずつ取り付けられている。これらの2つのジップチェーンアクチュエータの位置を制御することによって、健常者の自然な立ち上がり動作の軌道を描くよう

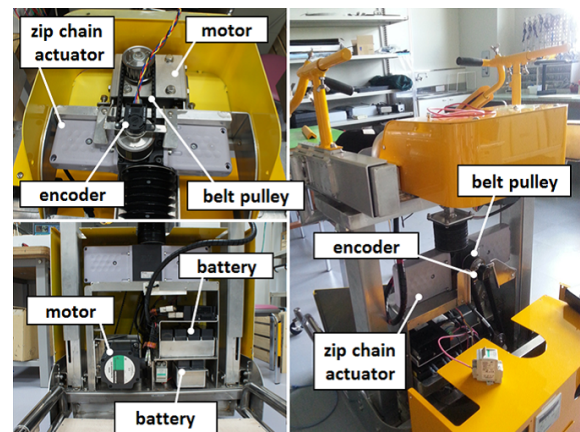


Fig. 1 Assistive device for standing-up

に体幹支持部を制御する。また、体幹支持部は胸部を支えるように設計しており、上肢支持部は体幹支持部と連動して動くように配置されている。

システム構成図を Fig. 2 に示す。水平方向と鉛直方向の駆動部は、Mathworks 社の MATLAB/Simulink および xPC Target により制御する。制御プログラムには、後述する内部モデル制御を基にした制御プログラムを実装する。ジップチェーンアクチュエータに入力される回転情報はエンコーダで検出し、カウンタボードにより位置情報を得る。それらの情報をもとに、アクチュエータに連結している水平および鉛直方向それぞれの DC モータの駆動電圧値を計算し、モータドライバにその情報を送信しアクチュエータの位置を制御する。

3. 内部モデル制御とフィードバックの併用系の概要

本研究では、装置に自然な立ち上がり動作の軌道を描かせるために、内部モデル制御とフィードバックを併用した

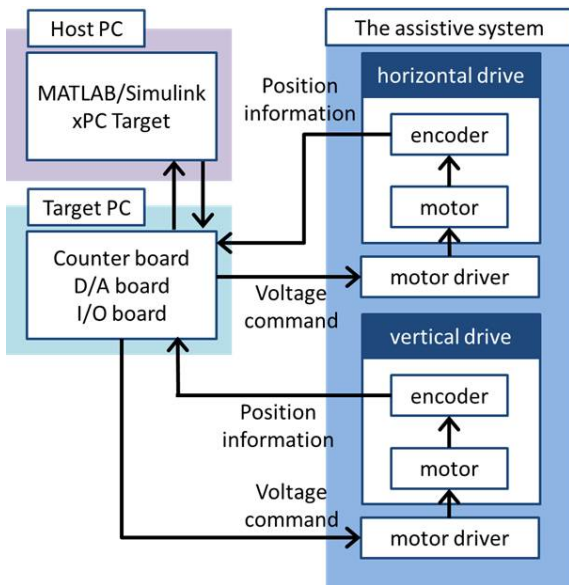


Fig. 2 System configuration

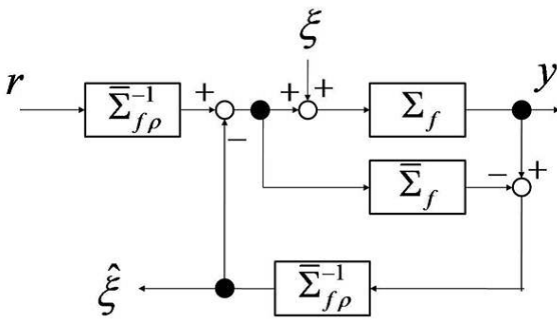


Fig. 3 IMC based controller

制御系⁽⁶⁾⁽⁷⁾を用いて、アクチュエータの位置制御を行う。制御系のブロック線図を Fig. 3 に示す。Fig. 3 中の Σ_f は制御対象である立ち上がり動作支援装置、 $\bar{\Sigma}_f$ は制御対象の数学モデルである。 $\bar{\Sigma}_{f\rho}^{-1}$ は近似逆システムを示す。添え字の f はフィードバックを施して安定化していることを意味する。また、入力を r 、出力を y とし、 ξ は入力端に加わる外乱（ここでは、使用者が立ち上がり補助装置に加える鉛直下方向の負荷）、 $\hat{\xi}$ は外乱 ξ の推定外乱を表す。制御対象 Σ_f に対し、Fig. 3 に示す制御系を構成することで、 $\rho \rightarrow 0$ の極限において、制御系は目標追従特性、および外乱推定特性を有する。

本研究において内部モデル制御とフィードバックの併用系を実装する理由は、つぎのとおりである。まず、使用者が装置に加える鉛直下向き負荷 ξ を推定負荷 $\hat{\xi}$ として推定できることから、使用者がどれだけ装置に依存しているかという間接情報を得られるためである。さらには、装置に加わる鉛直下方向の負荷の変動を補償することができるため、許容される負荷の変動に関わらず、立ち上がり動作に必要な所望の軌跡を描くことができるためである。

4. 検証実験

4-1 立ち上がり動作のための入力軌道の生成

本支援装置では、上体を前に倒す動作を前屈動作、および座面から臀部を持ち上げて起立する直前までの動作を支援する。

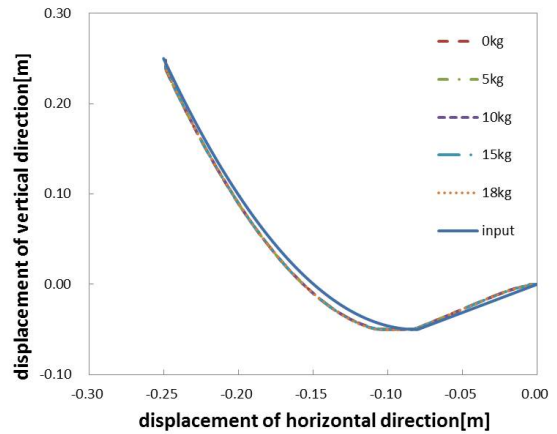


Fig. 4 Trajectory of controlled support part

健常者の立ち上がり動作をあらかじめビデオカメラで記録し、本支援装置の体幹支持部の入力軌道を決定した。水平方向は一定の速度で動作させ、鉛直方向はまず一定の速度で降下させ、その後等加速度で上昇させる入力軌道とした。例えば、Fig. 4 の (青色の) 実線のような軌道を与える。本研究の実験ではひとつの入力のみ用いているが、使用者の身体的特徴にあわせて入力値は変更可能である。

4-2 目標追従実験

体幹支持部に 0 ~ 18[kgf] までの負荷をかけ、前節で選定した入力軌道を与えたときの目標追従特性について検証した。それぞれの負荷に対して、5 回ずつ実験を行い、それらのデータを平均化した。実験結果を Fig. 4 に示す。横軸は水平方向の位置、縦軸は鉛直方向の位置を示す。Fig. 3 の内部モデル制御とフィードバックの併用系を使用することにより、負荷の変動に関わらず概ね目標軌道に追従しており、所望とする出力軌道を描けていることがわかる。したがって、本動作支援装置は使用者の装置への依存度が変化した場合のロバスト性を有していることがわかる。

4-3 健常者による立ち上がり動作実験

つぎに、5 名の健常者を被験者 (身長 166±6[cm]、体重 66±14[kg]) に対して、実際の立ち上がり動作を支援する実験を行った。実験の際には装置の動作特性および実験データの利用方法を十分に説明し、インフォームドコンセントを得た。

装置を使用した場合と使用しない場合の立ち上がり動作の相違を観測するため、装置を使用しないで立ち上がり動作を行った場合と、装置を使用して立ち上がり動作を行った場合の、胸部の描く軌跡の変化をビデオカメラを用いて計測した。胸部にはマーカーを貼ることができないため、上肢の肩に近い位置に赤色のマーカー貼り、軌跡を記録した。装置を使用した立ち上がり動作実験の様子を Fig. 5 に、ビデオカメラで記録された軌跡を Fig. 6 に示す。

被験者は初期姿勢として、体幹支持部に胸をしっかりと付け、上肢支持部に腕を乗せ、上体を少し前に倒して上体を預ける姿勢をとる (Fig. 5-1)。前屈動作をとるために、装置は一度鉛直下方向に移動している (Fig. 5-2)。立ち上げ動作時は、水平方向と鉛直方向の両方のアクチュエータが動き、立ち上げ動作の支援が行われる (Fig. 5-3)。この際、身体状況に応じて、使用者は装置に体を預けたまま

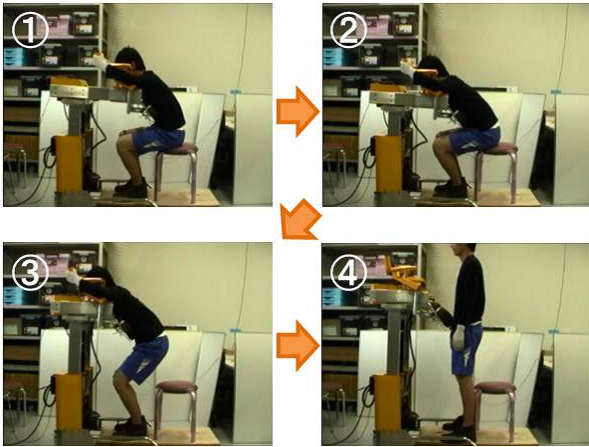


Fig. 5 Standing-up motion with assistive system

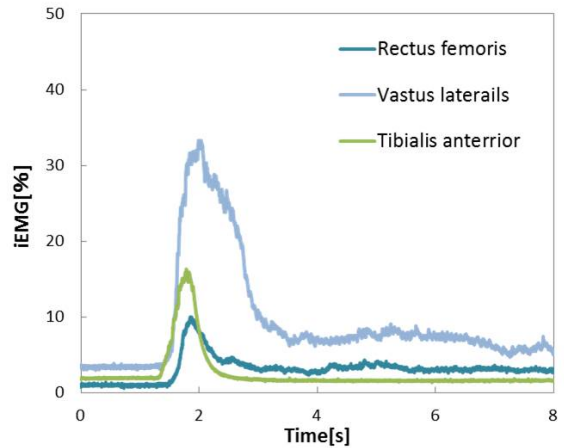


Fig. 7 Muscle activity without assistive system

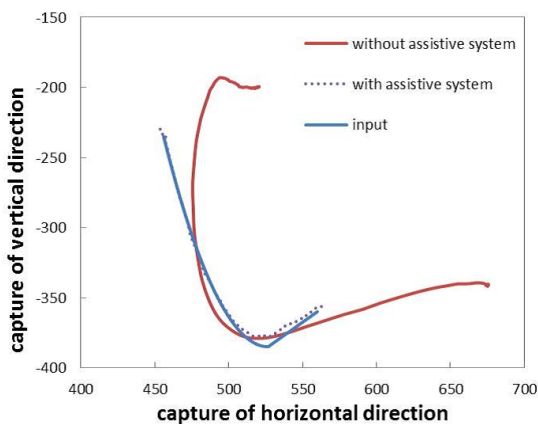


Fig. 6 Motion capture for standing-up (locus of shoulder)

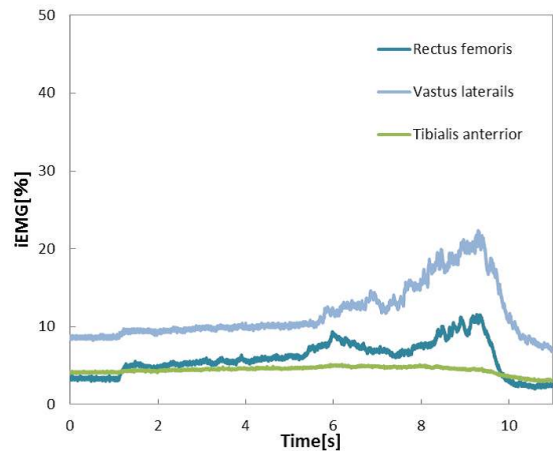


Fig. 8 Muscle activity with assistive system

にしてもよいし、起立したい場所で装置から離れることもできる(残存機能を維持したい場合には、完全に装置に依存することなく、起立できる状態になったところで自ら立ち上がることが望ましい)。

本装置を使用した場合(青色の点線・途中入力軌道に重なっている)と、使用しない場合の立ち上がり動作の軌跡(赤色の実線)を比較する。Fig. 6より、支援装置を使用したときの前屈動作および初期の立ち上がり動作の軌跡は、支援装置を使用しない場合の軌跡とほぼ同じ軌道を描いていることがわかる。実用化されている既存の、リフト式や座面昇降型の立ち上がり動作補助装置にはこのような機能はなく、本装置の有意性が確認できる。立ち上がり支援動作の後半部は、起立動作をとるかとの違いが現れているが、自らの意思で最後の起立動作をとれば両軌跡は概ね一致することを実験により確認している。

4-4 表面筋電位信号の計測

前節の実験と同様の被験者に対して、本研究で提案する立ち上がり動作支援装置を使用した場合と使用していない場合の、表面筋電位信号を計測し筋活動の様子を観察した。計測箇所は、立ち上がり動作に使用する、大腿直筋、外側広筋および前脛骨筋の3か所とした。ある被験者の通常の立ち上がり動作時の筋活動の様子を Fig. 7に、同じ被験者が装置を使用して立ち上がり動作を行った場合の筋活動の様子を Fig. 8に示す。横軸は時間、縦軸は最大積分筋電位

量に対して正規化した値 [%] とする。

実験結果より、被験者によって違いはあるが、最大値を見てみると大腿直筋の値に大きな変化はないが、外側広筋および前脛骨筋の最大値は減少していることがわかる。特に、装置を使用した場合の立ち上がり動作においては、前脛骨筋の筋活動が大きく減少することが確かめられた。前脛骨筋は、足首を背屈する際に主に使用する筋肉であるが、本支援装置は前脛骨筋の筋力が衰えた人に対して有効であるといえる。

初期姿勢の取り方や、身体特性の違いのため、支援装置を使用した場合の方が逆に筋活動が大きくなるという実験結果も得られたため、今後は骨格変化も観察しながら、各支持部の構成について検討する。

5. おわりに

本研究では、アクチュエータの水平方向と鉛直方向の位置を制御することにより、自然な立ち上がり動作の入力軌道を生成し、脚力が衰えた人でも健常者が行う自然な立ち上がり動作を再現できる動作支援装置を提案し試作した。また、支援装置の鉛直方向の負荷変動があっても目標追従特性を有するよう、内部モデル制御とフィードバックの併用系を制御プログラムに実装しこれを実現した。さらに、複数の被験者による評価実験を行い、本支援装置を使用することにより自然な立ち上がり動作を再現できることを実験により確かめるとともに、装置の使用により通常より少

ない筋力で立ち上がり動作が可能なることを，筋活動を観察し確かめた．

本稿に詳細は記述していないが，本システムは装置の鉛直方向の負荷を外乱として推定することができるため，使用者の装置への依存度を間接情報として得ることができる．この情報をリアルタイムに表示すれば使用者がどのくらい装置に依存しているか否かがわかる．また，介助者や医療従事者は，このデータから使用者の身体能力の変化を知ることでもできる．今後は，使用者の依存度をリアルタイムに表示する機能と保存する機能をシステムに加え，システム全体の機能を高めていく．さらには，装置の下部に改良を加え，立ち上がり動作と歩行動作ができる支援システムの構築を目指す．

謝辞

本研究の成果の一部は，文部科学省私立大学戦略的研究基盤形成支援事業（平成 22 年～平成 26 年）の研究費の支援によるものである．ここに感謝の意を表する．

参考文献

- (1) 森，江口，渡邊，椅子の高さと違いが起立・着席動作路における下肢筋の筋活動に与える影響，川崎医療福祉学会誌，Vol. 13, No. 1, pp. 169-171, 2003.
- (2) Hui He, Kazuo Kiguchi, Etsuo Horikawa, A Study on Lower-Limb Muscle Activities during Daily Lower-Limb Motions, *International Journal of Bioelectromagnetism*, Vol. 9, No. 2, pp. 79-84, 2007.
- (3) Qi An, Y. Ikemoto, H. Asama, H. Matsuoka, D. Chugo, K. Takakusaki, Extraction of Behavior Primitives in Human Standing-up Motion for Development of Power Assisting Machine, *Proceedings of the 2008 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, pp. 1995-2000, 2009.
- (4) Qi An, H. Asama, C. E. Stepp, Y. Matsuoka, Uncontrolled Manifold Analysis of Standing-up Motion for Development of an Assistance System, *Proceedings of 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 2011.
- (5) R. Suzuki, E. P. Hofer, M. Tani, N. Fujiki, N. Kobayashi, Force Detection Based on Internal Model Control and Its Application to an Assistive Device in Rehabilitation Medicine, *Proceedings of the XII International Symposium on Dynamic Problems of Mechanics*, DIN-07-015, 2007.
- (6) 小林，鈴木，土肥，古屋，倉川，内部モデル制御と最適レギュレータの極限的性質の相乗効果を利用した軌道追従制御，日本機械学会論文集（C 編），vol. 67, no. 663, pp. 3519-3524, 2001.
- (7) 小林，櫻井，中溝，矢野，最適レギュレータの極限形式と外乱分離問題，計測自動制御学会，vol. 34, no. 6, pp. 563-570, 1998.