

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

Control and Evaluation on Powered Assistive Systems for Standing-up Motion

飯田 知佳 (Chika IIDA)

指導：鈴木 亮一 教授

Key Words: Internal Model Control, Assistive device for standing

1. 緒言

立ち上がり動作は日常生活における重要な動作の一つである。しかし、怪我や病氣、加齢などにより立ち上がり動作のための支援装置を必要とする場合がある。すでに実用化されている製品の多くは、単に上体を持ち上げるもので、健常者の立ち上がり動作とは異なる立ち上がり動作となる。

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⁾や骨格モデルを意識した立ち上がり動作の支援方法の考察³⁾⁴⁾等なされている。近年では、使用者が自然な立ち上がり動作をおこなうことができる装置の開発も研究されている。しかし、未だ実用段階に至っているものは少なく、その中でも車いすからトイレへの移動をおこなうためのものなど介助者が被介助者を移動させるための装置がほとんどで、使用者が自立した生活をおくるためのリハビリテーション装置としての製品はわずかである。

そこで、本研究では、使用者が自立した生活をおくるためのリハビリテーション用装置の実用化に向けて、立ち上がり補助装置に実装する新しい制御系設計法を提案し、その有効性を確認する。装置を使用する対象者を、自力で立ち上がれるが立ち上がり動作が辛いと感じる人、起立姿勢を保持できる人とした。自然な立ち上がり動作支援をおこなうために、使用者を支える支持部を健常者の立ち上がり動作軌道となるように制御する。システムの実現のために、一般化安定化補償器から導出される簡易型内部モデル制御を提案する。ここで提案する制御系は、次数を減らした構成となっているため、マイコン等へも実装可能となる。

本論文では、提案する制御系の構成法を説明し、簡易な評価装置を用いた実験によってその有効性を確認する。さらに、表面筋電位計を用いて立ち上がり動作における筋活動の様子を記録し、装置による支援効果の考察を述べる。

2. システム概要

本研究で使用する立ち上がり補助装置を Fig.1 および Fig.2 に示す。本立ち上がり補助装置は、水平方向と鉛直方向に独立に作用する駆動部を持つ。それぞれの駆動部にはジップチェーンアクチュエータが使用されている。これらの2つのジップチェーンアクチュエータの変位を制御することによって、体幹支持部が健常者の自然な立ち上がり動作の軌跡を描く。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

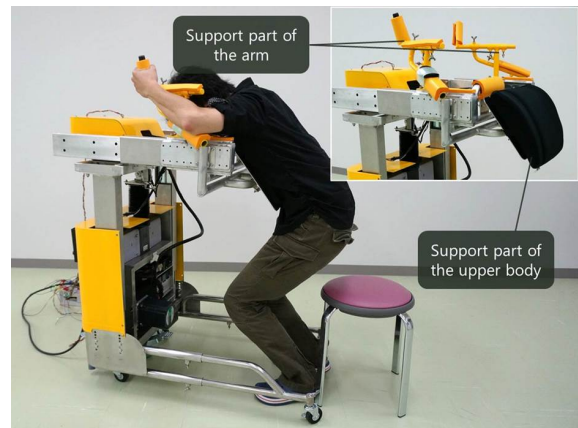


Fig. 1: Assistive device for standing-up motion

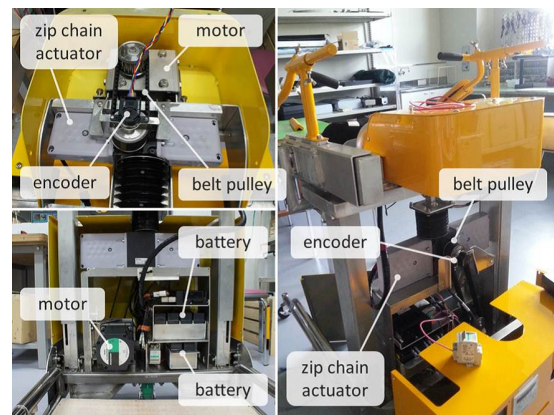


Fig. 2: Device configuration

幹支持部と連動して動くように配置されている。Fig.3 はシステム構成図を示す。本システムは、Mathworks社のMATLAB / Simulink および Simulink Real-Time を用いてリアルタイムで制御される。ジップチェーンアクチュエータに入力される回転情報をエンコーダで検出し、カウンタボードを通して位置情報を得る。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. 制御系概要

つぎのように未知外乱が加わる線形システム

$$\begin{aligned} \dot{x} &= Ax + Bu + B\xi \\ y &= Cx \end{aligned} \quad (1)$$

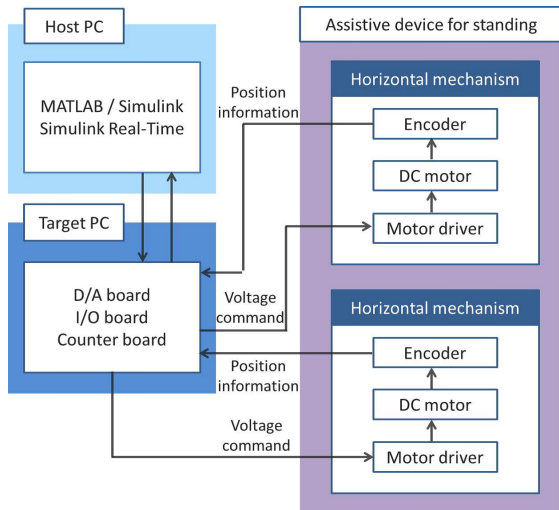


Fig. 3: System configuration

を考える．ここで入力，出力は議論を単純化するため m 入出力，すなわち， $u \in R^m$ ， $y \in R^m$ で，状態ベクトルは $x \in R^m$ ，未知外乱は $\xi \in R^m$ である．また，システムは可制御，可観測で可逆であるとする．このシステムに対し，次のオブザーバを構成する．

$$\dot{\hat{x}} = (A + K_\rho C)\hat{x} + Bu - K_\rho y \quad (2)$$

$$K_\rho = M_\rho C^T \quad (3)$$

$$AM_\rho + M_\rho A^T - M_\rho C^T C M_\rho + \rho^{-2} B B^T = 0 \quad (4)$$

このオブザーバを利用した簡易設計手順を示す前に，最適レギュレータ問題の解の極限特性をまとめておく．システム (A, B, C) に対して最適レギュレータ解 F_ε

$$F_\varepsilon = -B^T M_\varepsilon \quad (5)$$

$$A^T M_\varepsilon + M_\varepsilon A - M_\varepsilon B B^T M_\varepsilon + \varepsilon^{-2} C^T C = 0$$

を施したとき閉ループ系は次の特性を持つ．

補題 1 ⁵⁾ (A, B, C) が最小位相系とする．このとき $u = F_\varepsilon x$ の制御則で $\varepsilon \rightarrow 0$ の極限をとると

$$\lim_{\varepsilon \rightarrow 0} C(sI - A - BF_\varepsilon)^{-1} \rightarrow 0 \quad (6)$$

が成立する．

さらに，システム (A, B, C) が状態フィードバックで非干渉化条件を満たす場合には，つぎの補題が成り立つ．

補題 2 ⁶⁾ システム (A, B, C) が最小位相系で，非干渉化条件を満足する．このとき

$$\lim_{\varepsilon \rightarrow 0} C(sI - A - BF_\varepsilon)^{-1} B G_\varepsilon \Rightarrow \text{diag}(\phi_1(s) \dots \phi_m(s)) \quad (7)$$

$$\phi_i(0) = 1 \quad i = 1, 2, \dots, m$$

が成立する．ただし， $G_\varepsilon = \{C(-A - BF_\varepsilon)^{-1} B\}^{-1}$ である．

これらの最適レギュレータ解の極限特性をふまえ，多変数系 (A, B, C) が最小位相系であり転置系 (A^T, C^T, B^T) が非干渉化条件を満足するシステムに対して，安定化補償器の一般形を利用した簡易内部モデル制御系の構成法として，以下の新しい設計手順を提案する．

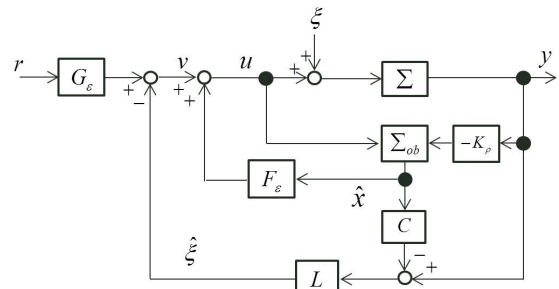


Fig. 4: Simplified internal model control based controller

STEP1

(A, B, C) に対し，フィードバックゲイン F_ε を式 (5) に従い導出する．

STEP2

フルオーダーのオブザーバに式 (2) を構成し，オブザーバゲインを式 (3) により算出する．

STEP3

$L = \{C(-A - K_\rho C)^{-1} B\}^{-1}$ とおいて， $LC(sI - A - K_\rho C)^{-1} B = \Phi(s)$ の周波数特性が希望する周波数帯 $\omega < \omega^*$ で次の条件を満たすこと

$$\begin{aligned} \phi_{ij}(j\omega) &< \varepsilon^* \\ \phi_{ij}(j\omega) &= 1 \end{aligned} \quad \omega < \omega^* \quad (8)$$

を確認する．ただし ε^* も設計者が設定する 1 より十分小さな値である．また ϕ_{ij} は Φ の (i, j) 要素である．希望の特性が得られれば，STEP4 へ，得られなければ ρ を小さくし STEP2 にもどり K_ρ を決定し直し，これを繰り返す．

STEP4

得られた設計パラメータ F_ε, K_ρ, L および $G_\varepsilon = \{C(-A - BF_\varepsilon)^{-1} B\}^{-1}$ を用いて，制御則 $u = F_\varepsilon \hat{x} - L(y - C\hat{x}) + G_\varepsilon r$ により Fig.4 の制御系を構成する．

以上の手順で得られる安定化補償器の一般形による制御系は，内部モデル制御と同等の性能を持ち，つぎの定理の形にまとめられる．

定理 1 システム (A, B, C) が最小位相系であり，その転置系 (A^T, C^T, B^T) が非干渉化条件を満足する．このとき，前述の安定化補償器の一般形の簡易設計手順による Fig.4 の制御系は，補償器の次数がオブザーバの次数 n 次で十分であり，内部モデル制御と同等の外乱推定，外乱抑制機能および目標値追従機能を持つ．

(証明略)

4. 制御系の特性評価実験

パラメータが既知の装置を用いて，制御系 Fig.4 の目標値追従特性および外乱推定特性の検証実験をおこなった．評価に用いる装置を Fig.5 に示す．評価装置には，立ち上がり補助装置同様ジップチェーンアクチュエータを使用している．この実験では，外乱の有無に関わらず軌道追従が可能であることを検証する．また，評価装置の支持部に異なる負荷を加えて，負荷の違いを推定できるか評価する．実験結果を Fig.6 に示す．

Fig.6 より、負荷の違いに関わらず支持部の目標変位と出力変位が一致している。このことから、装置に加わる負荷が変動した場合のロバスト性を有していることがわかる。また、外乱推定値は負荷の大きさによって値が変化しており、推定値から負荷の大きさの違いを確認できる。負荷を加えた場合の外乱推定値から負荷の大きさを算出したものを Fig.7 に示す。負荷を与えた場合の外乱推定値から無負荷のときの外乱推定値を引いて、ジップチェーンアクチュエータ内部のギヤの半径で割ることで装置に加わる負荷の大きさを算出できる。Fig.7 から、おおよそ負荷の大きさも推定できていることが確認できる。外乱推定値から算出した負荷と実際の負荷の差は装置のパラメータの不確かさによるものであるため、パラメータを厳密に調整できれば、推定値は実際の負荷の値に近づく。

これらの結果から、Fig.4 の制御系は内部モデル制御と同等の目標値追従特性、外乱除去特性および外乱推定特性を持つことがわかる。この外乱推定特性を応用することで、立ち上がり補助装置において、使用者が装置にどれくらい依存しているかを推定することができる。

5. 立ち上がり補助装置の制御

3. 章で解説した安定化補償器の一般形による簡易型内部モデル制御を立ち上がり補助装置の駆動部に組み込み、立ち上がり補助装置の支持部が健常者の自然な立ち上がり動作軌道を描くように目標値を与える。装置の支援動作は以下となる。また、その様子を Fig.8 に示す。

mode : 1 被験者は初期姿勢として、上体支持部にしっかり胸部を付け、腕を上肢支持部に乗せ、上体を前に傾ける姿勢をとる。

mode : 2 支援開始を示すブザーとともに装置の支持部が斜め前方に移動するため、使用者が前屈姿勢となる。

mode : 3 椅子から体を持ち上げるために、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おこなわれる。

mode : 4 膝関節が伸展した状態となり、支持部が使用者の体をおすことで、起立姿勢に近い状態になる。使用者が装置から体を少し起こすだけで起立姿勢をとれる。支援終了時にブザーが鳴る。

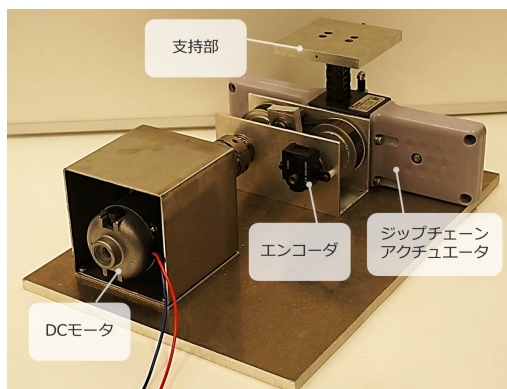


Fig. 5: Device for experiments

支援時、使用者は身体の状態に応じて、装置に体を預けたままにしてもよいし、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。

6. 立ち上がり補助効果の評価実験

健常者を被験者として、実際の立ち上がり動作を支援する実験をおこなった。装置を使用した場合と使用していない場合の立ち上がり動作の相違を観察した。

6.1 立ち上がり軌道評価

立ち上がり動作時の肩が描く軌道を立ち上がり軌道として、装置使用時と不使用時での軌道を比較する。被験者は肩にマーカーを付け、立ち上がり動作をおこなった。その様子をビデオカメラで撮影し、マーカーの軌道を記録した。実験結果を Fig.9 に示す。

Fig.9 より、装置使用時の肩の軌跡は、使用者の体の向きに対して前方におよそ 0.1[m]、上方に 0.1[m] ずれている。これは上肢支持部の位置が高く、前方にあるので、使用者は腕を持ち上げて前に伸ばしておく必要があるからである。しかし、装置による支援開始から支援終了までの立ち上がり軌道の形状は通常の立ち上がり軌道の形状とほぼ同じであることが確認できる。

提案する装置を使用した立ち上がり動作は健常者に近い立ち上がり動作を再現できていることがいえる。そのことから、使用者に応じて適切な軌道を与えることにより、効果的なりハビリテーションができると考える。

6.2 立ち上がり動作における筋活動量の評価

前節の実験と同様の被験者に対して、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

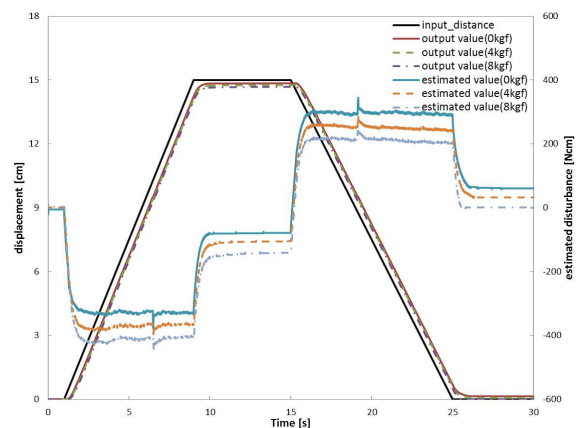


Fig. 6: Output response and disturbance estimation

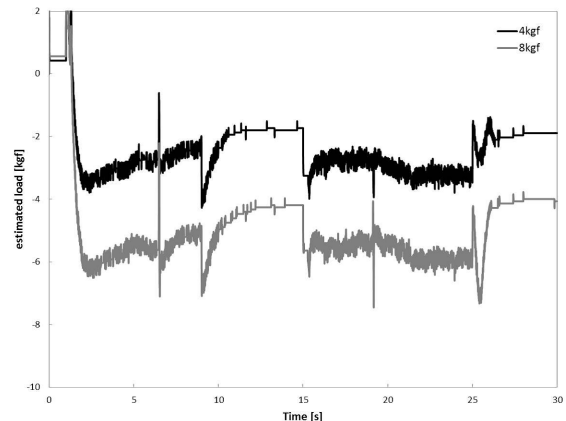


Fig. 7: Estimated value

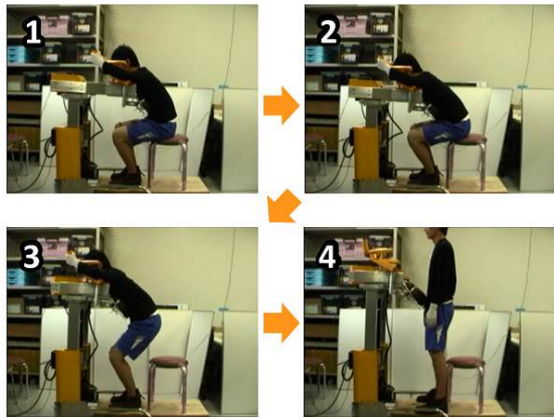


Fig. 8: Standing-up motion with assistive device

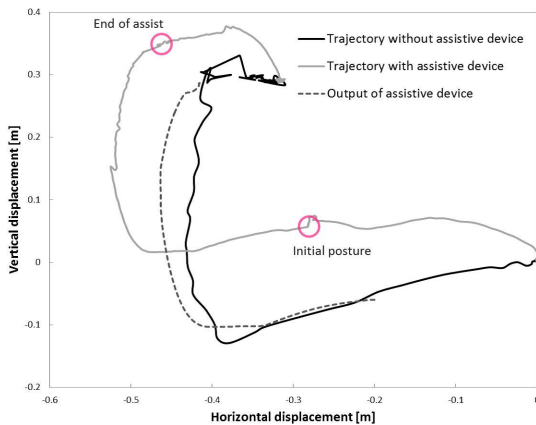


Fig. 9: Shoulder trajectories during standing-up motion

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である．装置不使用時の筋活動の様子を Fig.10 に，同じ被験者が装置を使用して立ち上がり動作をおこなった場合の筋活動の様子を Fig.11 に示す．

Fig.10 および Fig.11 より，立ち上がり動作時における大腿直筋，外側広筋のピーク値はほぼ変わらないものの，前脛骨筋のピーク値は大きく減少した．前脛骨筋は，足首を背屈する際に主に使用する筋肉であり，立ち上がり動作における足首の背屈動作は，上体を前に倒す前屈動作にあたるので，本装置は前屈動作がづらい人に対して有効であると考えられる．

7. 結言

本稿では，立ち上がり補助装置に実装する制御系を提案し構成法を明らかにした．提案の安定化補償器の一般形から導出される簡易型内部モデル制御が，従来の内部モデル制御と同等の特性を持つことを評価装置を用いた実験により確認した．さらに，立ち上がり補助装置に実装し，動作確認とともに装置による支援の有効性を評価した．また，外乱推定特性を応用することで，立ち上がり補助装置に使用者がどれくらい依存しているのかを推定できることを明らかにした．

現在の立ち上がり補助装置はパソコンを用いて制御をしているが，マイコン等を使用することで装置の小型化が図れる．提案する制御系設計法を用いることにより，コントローラの次数を低次元化して実装できるため，今後はマイコンによる制御性能を検証する．

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

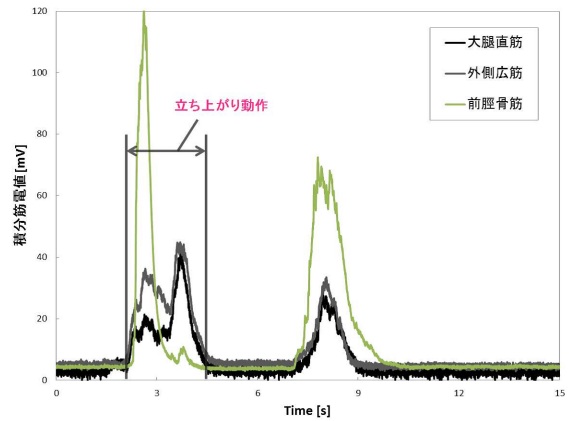


Fig. 10: Muscle activity value without device

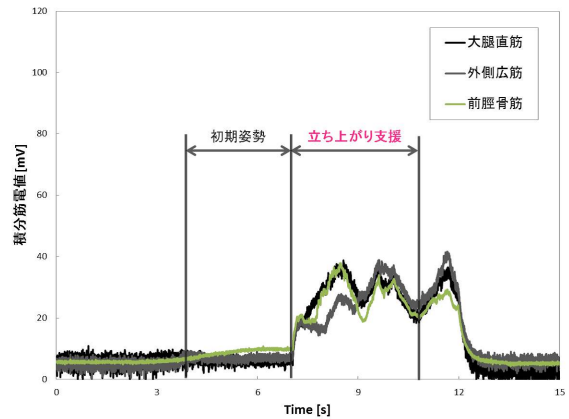


Fig. 11: Muscle activity value with device

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*, 2011.
- 5) 小林伸明，櫻井光広，中溝高好，矢野靖仁，“最適レギュレータの極限形式と外乱分離問題，”計測自動制御学会論文集，Vol. 34, No. 6, pp. 563–570, 1998.
- 6) 鈴木，小林，藤田，“非最小位相系に対する最適レギュレータの極限形を用いた近似非干渉制御，”電気学会論文集 C 編，Vol. 119-C, No. 2, pp. 183–189, 1999.

本研究に関する研究業績

- 1) 飯田知佳，鈴木亮一，小林伸明，鳥屋部樹，豊内敦士，“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，”生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会 講演論文集 (LIFE2013), 2013.
- 2) 鈴木亮一，遠山純一，万代大輔，飯田知佳，小林伸明，豊内敦士，鳥谷部樹，片原伸郎，“狭小空間で利用できる立ち上がり動作補助装置の設計と試作，”日本機械学会北陸信越支部 第 51 期総会・講演会 講演論文集，2014.
- 3) 飯田知佳，鈴木亮一，小林伸明，“安定化補償器の一般形を利用した多変数系の簡易内部モデル制御，”システム制御情報学会研究発表講演会，講演論文集，2014.
- 4) C.Iida, R.Suzuki, N.Kobayashi, A.Toyouchi, T.Toriyabe “Control and Evaluation on Powered Assistive Systems for Standing-up Motion,” *58. IImenau Scientific Colloquium*, 2014.