

動作意思検出機能を有する上腕動作支援機器の開発と制御

Development and Control of Assistive Device for Upper Limbs with Detecting Movement

前田 耕志 (Koji MAEDA)

指導：鈴木 亮一 教授

Key Words: Assistive devices, Internal Model Control, Motion intention recognition

1. 緒言

介助を必要とする人の中には、上肢筋力が体幹に近い側から徐々に低下する障害を抱えた場合がある。このような人が食事などの日常動作をする場合、腕を持ち上げる力が十分に無いため、机の縁に肘をついた状態で食事したり、利き手を反対の手で補高したりする代償動作を必要とすることがある。しかし、代償動作を伴う場合、対象部位の筋活動量が著しく低下するため、筋力は衰えてしまう。さらに、動かさないことによって廃用性筋萎縮が生じやすくなる上に、関節の拘縮などの別の障害を引き起こす要因にもなり、ますます上肢動作が困難になる。また、このような方々が自ら食事をとることは「生きている」ことを実感する動作のひとつであり、どのような障害を抱えていようと行いたい動作である¹⁾。したがって、代償動作は避け、少しでも残存する筋力を維持することが生活の質を保持する意味でも重要となる。

既存の上腕動作支援装置には、バネの力を利用したアームバルンサーやポータブルスプリングバルンサーがある²⁾。これらの装置はバネの力で腕の重さを相殺し、少しの力で腕を自由に動かすことができるが、ペットボトルなど重量があるものを把持して口元を運ぶ動作をする場合、把持対象を持ち上げ続ける分の力が求められる。

そこで本研究では、使用者が上下方向に加えた力を推定し、そこから動作意図を検出してアシスト力を生成する方法により、筋力を使用する機会を増やす上腕動作支援装置を提案する。また、その有効性を実験により評価する。対象者は、上腕支援装置の使用が可能であり、少しでも腕を持ち上げることができ、かつ腕の回内外の動作ができる人とする。

2. 動作意図検出方法の概要

2.1 上腕動作支援機器の概要

本研究で試作した上腕動作支援機器を Fig. 1, Fig. 2 に示す。この試作機は椅子に座り、机に向かった状態での使用を想定している。腕を持ち上げる力が十分に無い場合でも水平方向の動作は可能なことが多いため、水平方向の移動は自由に行うことができるようにし、モータによって上下方向に腕を持ち上げ、高さを保持するようにしている。

SH7144 マイコンに後述する制御方法を実装し、ピニオンギヤの回転角度情報から装置へ加わった上下方向

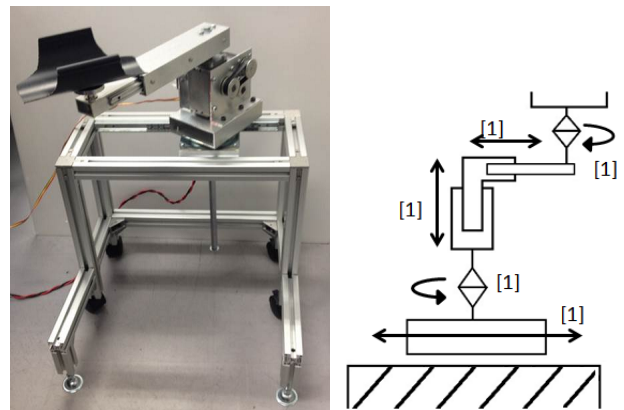


Fig. 1: Assistive device for upper limbs

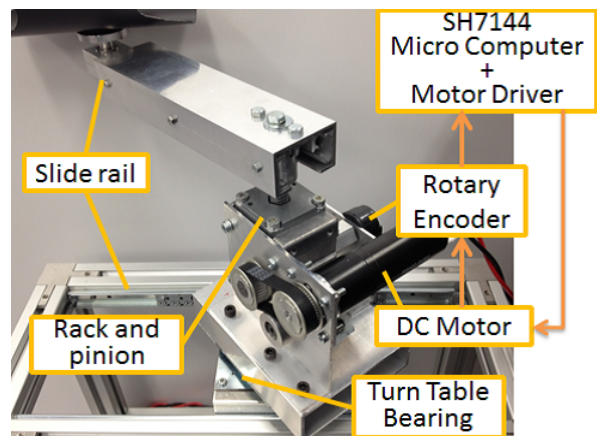


Fig. 2: System configuration

の力の推定と、アシストに必要なモータトルクの計算を行う。使用者が上下方向に一定以上の力を加えると、装置が動作意図として検知し、力を加えた方向に装置のアームが動くようになっている。個々の腕の重さに対応するため、装置を使用する前にエンコーダが角度変位を検出するまでモータの出力トルクを徐々に増加させ、そのトルクから腕の重さを算出する。

装置の動作は次の3つのモードで構成されている。

- (1) 腕の重さを相殺し、腕の高さを保持するモード
腕を持ち上げたいという動作意図を検知するとモード(2)に移行し、腕を下ろしたいという動作意図を検知するとモード(3)に移行する。

- (2) アシスト力を大きくして腕を持ち上げるモード
アーム上昇中に上昇を止めたいという動作意図を検知するとモード (1) に移行する .
- (3) アシスト力を小さくして腕を下すモード
アーム下降中に下降を止めたいという動作意図を検知するとモード (1) に移行する .

2.2 動作意図を検知するための制御方法

使用者の動作意図を検知するために, Fig. 3 に示す内部モデル制御とフィードバック制御を併用した制御系を応用する. この制御系は 1 入出力の線形システム (A, b, c) に対して目標追従特性と外乱除去特性, ある特定の周波数 ω^* より低い周波数の外乱に対する外乱推定特性を有していることが明らかにされている³⁾. Σ_f は制御対象にフィードバックを施したシステム, $\bar{\Sigma}_f$ は Σ_f の数式モデル, α は任意の目標トルク, ξ は外乱 (ここでは装置に載せた腕の重さによってモータ軸周りに発生するトルク), $\hat{\xi}$ は推定外乱である. ただし, 添え字の f は最適レギュレータの極限的性質を用いた状態フィードバックを施したことを示している. g は Σ_f より決定されるゲインであり,

$$g = \{c(-A - bf_e)^{-1}b\}^{-1} \quad (1)$$

である.

また, Fig. 3 のブロック線図より

$$y - \Sigma_f g y = \Sigma_f g \bar{\Sigma}_f (\hat{\xi} - \alpha) \quad (2)$$

が得られる. ここで

$$\lim_{s \rightarrow 0} \Sigma_f(s)g = 1 \quad (3)$$

$$\lim_{s \rightarrow 0} g\bar{\Sigma}_f(s) = 1 \quad (4)$$

であるから, (2) 式より $\hat{\xi} - \alpha \rightarrow 0$ となって, 任意の目標トルク α を選ぶことにより推定外乱 $\hat{\xi}$ を操作できることが分かる.

Fig. 3 は Fig. 4 のように変形することができ, 全体のコントローラの次数を減らすことができる. 本論文では Fig. 4 の制御系を用いることによって適切なアシスト力の生成と動作意図の検知をおこなう.

2.3 制御系設計

Fig. 5 に示す装置のモデルから, 反時計回りを正として運動方程式を導出すると, 次の式を得る.

$$J_a \ddot{\theta} + c_a \dot{\theta} = u \quad (5)$$

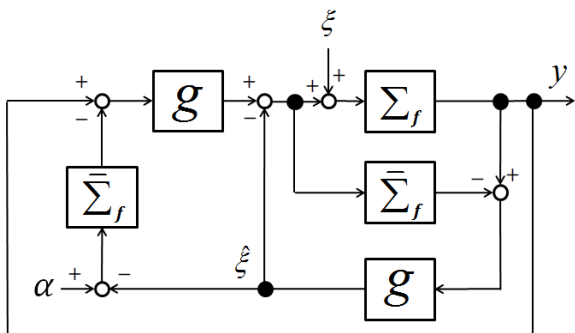


Fig. 3: Simplified internal model controller(IMC) for sensorless force control

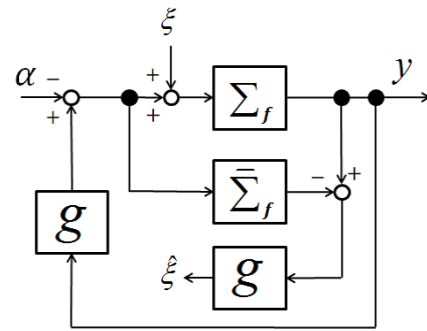


Fig. 4: New simplified IMC for sensorless force control

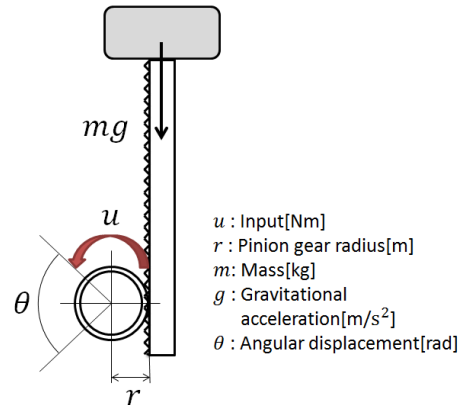


Fig. 5: Model of mechanical components

J_a [kgm²] は全体の慣性モーメント, c_a [kgm²/s] は機構の粘性摩擦係数である. アーム部や使用者の腕の重さによって発生するトルク mg [Nm] は外乱 ξ [Nm] として考える. 外乱 ξ には使用者の動作意図 (微小な力) によって発生するトルクも含まれている. 本装置において, ラックを含めたアームの質量 m_a は 0.95[kg], ピンオンギヤのピッチ円半径 r は 7.96×10^{-3} [m], 全体の慣性モーメントは腕の重さによる影響が大きいため, 機構部の慣性モーメントを J_m として

$$J_a = J_m + mr^2 \quad (6)$$

と選び, 粘性摩擦係数 c は

$$c_a = J_a \omega_c \quad (7)$$

とする. ω_c は周波数応答によって求めたもので, 近似ボード線図のゲイン勾配が -20[dB/dc] から -40[dB/dc] に変わる周波数である.

(5) 式で, $x = (\theta \ \dot{\theta})^T$ とおくと, モデルの状態空間表現 $\bar{\Sigma}$ は

$$\bar{\Sigma}: \begin{cases} \dot{x} = \begin{pmatrix} 0 & 1 \\ 0 & -\frac{c_a}{J_a} \end{pmatrix} x + \begin{pmatrix} 0 \\ \frac{1}{J_a} \end{pmatrix} u \\ y = \begin{pmatrix} 1 & 0 \end{pmatrix} x \end{cases} \quad (8)$$

のようになる.

(8) 式に最適レギュレータの状態フィードバック $u = f_e x + v$ を施した制御対象のモデル $\bar{\Sigma}_f$ は

$$\bar{\Sigma}_f: \begin{cases} \dot{x} = \begin{pmatrix} 0 & 1 \\ \frac{f_1}{J_a} & \frac{f_2 - c_a}{J_a} \end{pmatrix} x + \begin{pmatrix} 0 \\ \frac{1}{J_a} \end{pmatrix} v \\ y = \begin{pmatrix} 1 & 0 \end{pmatrix} x \end{cases} \quad (9)$$

と表せる. ただし, $f_\varepsilon = (f_1 \ f_2)$ はフィードバックゲイン, v は新たな入力である. また, 簡易ゲイン g は

$$g = \{c(-A - bf_\varepsilon)^{-1}b\}^{-1} \\ = \left\{ \begin{pmatrix} 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 0 & -1 \\ -\frac{f_1}{J_a} & \frac{c_a - f_2}{J_a} \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} 0 \\ \frac{1}{J_a} \end{pmatrix} \right\}^{-1} \quad (10) \\ = -f_1$$

となる.

2.4 アシスト力の生成

目標トルク α を

$$\alpha = -mgr \quad (11)$$

と選ぶことで, 装置は腕の重さを打ち消すように働き, 使用者の腕を一定の高さに保持することができる. ただし, 機構の静止摩擦やモータ駆動回路による静止トルクが大きい場合, 使用者が上下方向に大きな力を加えないと回転軸の角度変位が生じず, 加えられた力を検知することができない. そこで, アームが上昇し始めるトルク T_{up} と下降し始めるトルク T_{down} を計測しておき, 目標トルク α を

$$\alpha = -\frac{T_{up} + T_{down}}{2} - \frac{T_{up} - T_{down}}{2} \sin(\omega) \quad (12)$$

なる \sin 波とする. 適当な周波数 ω を選ぶことによって, 加えられた力が小さくても検知することができる. 動作意図を検知し, それに応じてアームを上昇させたい場合には α を (11) 式より小さくし, 逆に下降させる場合には α を (11) 式より大きくすればよい.

2.5 動作意図判別

動作意図判別の方法はアームが動いている場合と静止している場合とで異なる. アームが動いている場合は, 推定外乱 $\hat{\xi}$ と過去 1 秒間の推定外乱の平均 $\hat{\xi}_{ave}$ の差を見る.

$$\hat{\xi} - \hat{\xi}_{ave} > \beta \quad (13)$$

$$\hat{\xi} - \hat{\xi}_{ave} < -\beta \quad (14)$$

$\hat{\xi} - \hat{\xi}_{ave}$ はアーム動作時に使用者が加えた力である. β は設定外乱値であり, アーム上昇時に (13) 式を満たした場合はアームの上昇を止めたい動作意図として検知し, アーム下降時に (14) 式を満たした場合はアームの下降を止めたい動作意図として検知する. その際は目標トルク α を (11) 式と設定することで, アームの上下移動を止め, 一定の高さを維持することができる.

アームが静止している場合は, 制御入力 u と推定外乱 $\hat{\xi}$ の差をカットオフ周波数 1[Hz] の IIR ローパスフィルタに通したものを使用する.

$$u - \hat{\xi} < -\gamma \quad (15)$$

$$u - \hat{\xi} > \gamma \quad (16)$$

$u - \hat{\xi}$ はアーム静止時に使用者が加えた力である. γ は設定外乱値であり, アーム静止時に (15) 式を満たした場合はアームを上昇させたい動作意図として検知し, (16) 式を満たした場合はアームを下降させたい動作意図として検知する.

3. 実験評価

3.1 動作意図の検出結果

男性健常者 (181[cm], 67[kg]) が本支援装置を使用し, 動作意図の検出と適切なアシスト力が生成できることを実験により確認した. 実験は, 何も持たない状態で腕を持ち上げ, 机の上に置いてある 500[ml] のペットボトルを把持した後に口元まで運ぶ. そして腕を下し, ペットボトルを机の上に置く動作を行った. 設定外乱値 $\beta = 0.8$ [cNm], $\gamma = 1$ [cNm] とし, アーム静止時の目標トルク α の \sin 波の周波数 ω を 5[Hz], アーム上昇時の目標トルク α を -120[cNm], アーム降下時目標トルク α を 80[cNm] とした. Fig. 6 に実験結果を示す. ただし, 比較し易いように, 推定外乱 $\hat{\xi}$ と目標トルク α の符号を反転させた.

アシスト開始から約 4 秒の時点で, アーム静止時に使用者が加えた上方向の力により (15) 式の条件を満たしたことで, 目標トルク α が増加してアームの上昇が始まっていることがわかる. そして約 7 秒の時点で, アーム動作時に使用者が加えた下方向の力により (13) 式の条件を満たしたことで, 目標トルク α が腕の重さを相殺するトルクまで減少し, アームが高さ約 11[cm] の地点で静止状態になったことがわかる.

約 10 秒の時点で使用者が 500[ml] のペットボトルを把持したが, 約 12 秒の時点や 18 秒の時点でも同様に動作意図判別が行われ, 適切なアシスト力の生成されており, アーム先端の重量が変化しても対応できていることが確認できる.

また約 22 秒の時点で, アーム静止時に使用者が加えた下方向の力により (16) 式の条件を満たしたことで, 目標トルク α が腕の重さを相殺するトルクよりも減少してアームの下降が始まっていることがわかる. そして約 26 秒の時点で, アーム動作時に使用者が加えた上方向の力により (14) 式の条件を満たしたことで, 目標トルク α が腕の重さを相殺するトルクにまで増加してアームが高さ約 12[cm] の地点で静止状態になったことが読み取れる.

以上の実験結果より, 内部モデル制御を応用した制御系が動作意図検出に有効であり, 途中で 500[g] 程度の重量変化が起きた場合でも使用者の動作意図を検知し, 動作支援が可能なことを確認した.

3.2 筋活動の計測結果

Fig. 7, Fig. 8, Fig. 9 に表面筋電位計を用いて僧帽筋 (中部), 三角筋 (中部), 上腕二頭筋, 上腕三頭筋の筋活動を計測したときの実験データを示す. Fig. 7 は動作意図の検出実験時の計測結果, Fig. 8 は 500[ml] のペットボトルを自然な動作で 3 回口元まで運んだ場合の計測結果, Fig. 9 は肘を机の上についた状態で同様の動作をした場合の計測結果を示す. また, グラフの縦軸は積分筋電位の値をつぎの式で正規化したものである.

$$\%IEMG = \frac{IEMG_{data}}{IEMG_{max}} \times 100 \quad (17)$$

以上の実験結果より, Fig. 7 と Fig. 8, Fig. 9 を比較すると, 代償動作である肘を机につけた状態での動作では僧帽筋の筋活動が全く見られないのに対して, 支援装置を利用した場合には, 自然な動作をした場合と同程度の最大筋活動を生じていることがわかる. 装

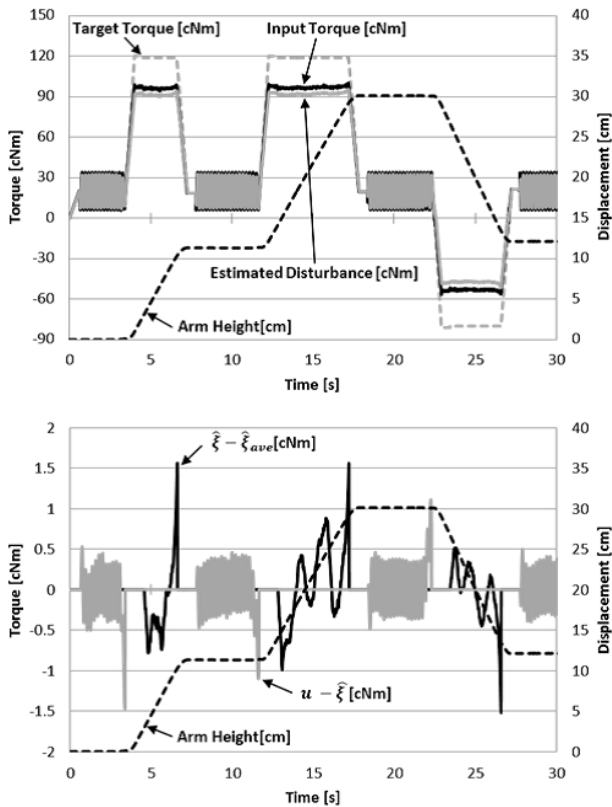


Fig. 6: Experimental data of assistive device

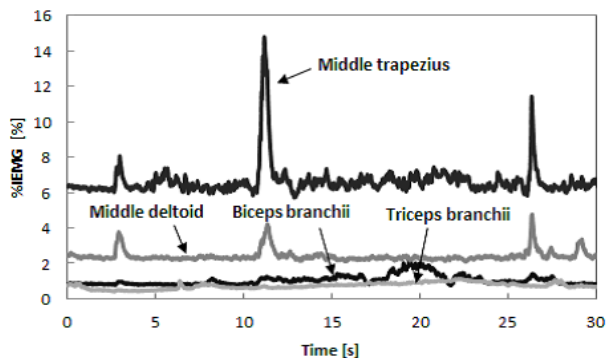


Fig. 7: Experimental data of muscular activity with assistive device

置を利用した場合の上腕二頭筋の筋活動が、約 20 秒時点でペットボトルを口元まで運ぶ時以外で殆ど見られないのは、装置に水平軸周りの自由度が備わっていないので、自然な動作と比べて肘を曲げる機会が少ないためだと考えられる。

以上から、肘を机に付いたり、補高したりする代償動作を長期継続した場合、特に僧帽筋の筋力が低下してしまうが、支援装置を利用することで筋力低下を抑えられる事がうかがえる。

4. 結言

本研究では、内部モデル制御を応用することでカセンサを使用せずに使用者の動作意図である加えられた小さな力を検知し、それに応じてアシスト力を生成する上腕動作支援装置を提案し、実験によって有効性を確認した。また、提案する動作支援機器を利用することで、僧帽筋が自然な動作と同程度の最大筋活動を生じることを表面筋電位計により確認できた。

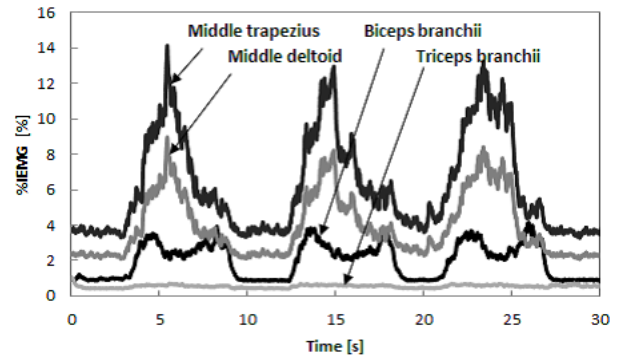


Fig. 8: Experimental data of muscular activity without assistive device (healthy person)

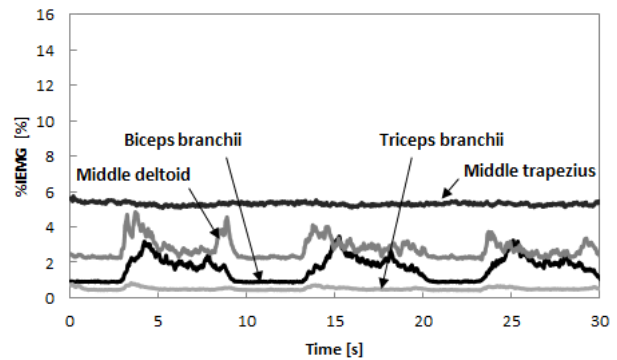


Fig. 9: Experimental data of muscular activity without assistive device (rest elbow on table)

今後は機構に水平軸周りの自由度を加え、より自然な動作でアシストを行えるようにするとともに、使用者の支援装置への依存度をリアルタイムにフィードバックするインターフェースや、依存度を記録して筋力の低下具合の経過を観察することもできるような機能を付加していく。

参考文献

- 1) 伊勢崎美和・高野和美・望月優子：高齢患者の QOL と ADL (日常生活動作) との関係山梨医科大学紀要, 16, 1999, pp.71 - 75.
- 2) 宮脇和人, 沓澤圭一, 島田洋一, 佐藤敏美, 巖見武裕, 大日方五郎：「アームバランサー」腕動作支援装置の開発と評価, 日本機械学会福祉工学シンポジウム 2004 講演論文集, No.04-42, pp.85-86, 2004.
- 3) R. Suzuki, T. Yoshita, B. Steurer, N. Kobayashi : Application of Intrnal Model Control to Sensorless Force Control on Surface, *Proc. Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society, IECON 2008*, pp.97-102, 2008.
- 4) 鈴木亮一, 伊藤恒平, 菅原映, 小林伸明, 竹井義法, 簡易内部モデル制御の構成法と把持力制御への応用, 電気学会論文誌 (C 編) 2010, Vol.130, No.1, pp.139-145.

本研究に関する研究業績

- 1) Koji MAEDA, Chika IIDA : Assistive Devices for Upper Limbs, *Proc. of the Capstone Design Fair of Engineering Education Festa 2013*, pp.141-143, BEXCO, Busan, Korea, 2013.
- 2) 前田耕志, 藤木信彰, 鈴木亮一, 小林伸明：上腕動作支援機器のための動作意図検出方法の提案と評価, 第 26 回バイオエンジニアリング講演会 講演論文集, pp.263-264, 2014.
- 3) (発表予定) Ryoichi Suzuki, Koji Maeda, Nobuaki Kobayashi, and Eberhard P. Hofer : Integrated Meal Support System for Upper Limb Disabilities, *Proceedings of the XVII International Symposium on Dynamic Problems of Mechanics, Brazil 2015*.