

表面筋電位に基づく位置決め作業アシストにおけるパラメータ調整

稲葉 毅* 吉越 舟†

On Parameter Adjustment for Positioning Task Assistant System Based on the Surface Electromyogram

by

Takeshi Inaba and Shu Yoshikoshi

(Received on Nov. 6, 2017 & Accepted on Jan. 17, 2018)

Abstract

In this study, controlling power assist systems for easy positioning is focused on. Some proper adjustment of the parameters of the system, especially changing pattern of the viscosity during operation, is necessary. In our previous studies, it is confirmed that the viscosity can be adjusted using surface EMG of operator's shoulder, chest and forearm muscles. But, it is not convenient to put surface EMG sensors on the part that near the body such as shoulder and chest muscles. In this study, we considered an approach that adjust the parameters of the power assist system by only surface EMG of forearm muscles. The experiments measuring surface EMG of forearm muscles were carried out with various viscosity patterns. As a result, it was found there is a viscosity pattern with which the sum of surface EMG has a minimum value. This means that the parameter of the power assist system can be adjusted by only surface EMG of the forearm muscles. And also it is confirmed that the parameter can be adjusted using a simple learning algorithm.

Keywords: surface electromyogram, power assist, viscosity

1 はじめに

少子高齢化により生産年齢人口が減少する中、次世代ロボットの一つとして人協働型ロボットが有望視されている。これは人間と協調して作業する形態のロボットである。法改正により指定の安全性を満たしたロボットなら、安全柵なしで人間とロボットが共存して作業することができるようになったことも導入を後押ししている [1]。このような人協働型ロボットとして、組み立てや搬送作業の際に作業負担を軽減するパワーアシストシステムがある。このような人間が直接機械を操作する作業では、人間から見た機械側の動特性の設定が人間にとってやりやすいものとなっている必要がある [2]。

特に、基本作業の一つである手先位置をある目標位置まで移動して位置決めする動作を考えると、単純にアシスト比率を高くして軽く移動できるようにしただけでは、目標位置付近までの移動はしやすいが、目標位置でのふらつきが大きくなり、正確に保持することが難しくなる。

そこで、動かしやすく正確に止めやすくなるよう、機械側の特性を調整する手法の検討が数多くなされている。例えば、作業フェーズを推定しながら機械側の粘性係数を変化させる手法 [3, 4] や、人間の作業時の操作力を利用して機械の動特性を変化させる手法 [5]、表面筋電位信号を見ることで作業に応じて変化する人腕インピーダンスを推定しながら機械側の粘性係数を変化させる手法 [6] などがある。しかし、これらは機械側の動特性が変化した際にどのように人腕インピーダンスが変化し、操作性に影響を与えるのかについて検討されていないため、パラメータの調整に試行錯誤が必要となっている。

これらに対し筆者らは、機械側の動特性に対する人腕インピーダンスの適応的变化に注目し、人間と対象機械を閉ループ系としてとらえ、人腕インピーダンスを含めた人間の動特性が機械側の動特性に応じて変化する性質とその操作性との関連性を指摘し [7]、その性質を人間-機械協調作業系の制御系設計へ応用している [8, 9]。さらに、人間の動作や状態を得る手法の一つである表面筋電位を利用した機械側パラメータの調整に関する検討も

* 情報理工学部 コンピュータ応用工学科 教授

† 工学研究科 電気電子工学専攻

行っている [10]. しかし, 表面筋電位電極を三角筋や上腕二頭筋といった体躯に近い部分に貼る必要があり, 簡便ではなかった. そこで筆者らは, 電極を装着しやすい前腕部の表面筋電位だけによる機械側パラメータ調整の可能性を検討している [12, 17, 18].

本論文では, 位置決め作業における前腕部の表面筋電位から操作性を評価できることを確認した上で, 適切な機械側粘性のパラメータを簡単な学習制御則で調整できることを実験で確認する.

2 想定作業と手動制御系のブロック線図

本研究では図 1 のように, 人間と機械が協力し重量物を目標位置まで移動させる作業を想定する. このような作業を図 2 のような手動制御系として考える. 視覚フィードバックの内側に操作運動覚に基づく手先位置制御系が含まれている構造としている [7]. ここで, $G(s)$ は機械側のコンプライアンス特性, $H_R(s)$ は人間の内部目標値 x_r [m] に対する追従特性, $H_C(s)$ は位置偏差に対する補償特性, $H_E(s)$ は手先インピーダンスである. なお, この $H_E(s)$ には人腕の受動的な基礎インピーダンスと手先位置補償特性が含まれている. これまでの検討から, 機械側の特性に応じて人間は自身の特性を適応的に変化させ, 特に $H_E(s)$ の変化が操作性に大きく関連していることと, その $H_E(s)$ の変化と表面筋電位信号に高い関連性があることがわかっている [10]. すなわち, 操作対象特性の調整に表面筋電位信号が利用できると考えられる.

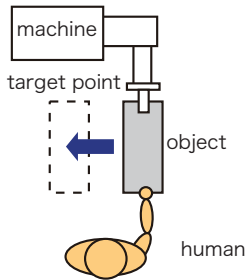


図 1: 想定する作業の一例

3 実験システム

3.1 実験システムの構成

実験システムは図 3 のように, アクチュエータとして NSK 社のリニアモータ (ML-PD11108-AEA005) を使用し, 操作レバーの下部に設置したニッタ社の 6 軸力センサ (IFS-50M31A25-I25) により水平方向の操作

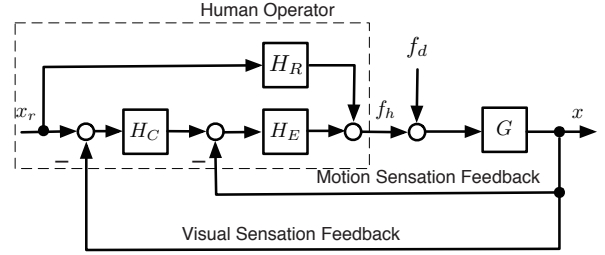


図 2: 手先位置制御系のブロック線図

力 f_h [N] を測定し, PC に取り込むような構成となっている.

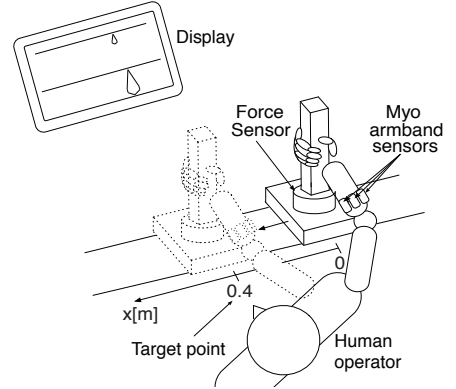


図 3: 実験システムの構成

本システムでは機械に持たせるコンプライアンス特性 $G(s)$ を位置ベースのインピーダンス制御で (1) 式のように実現し, PC に取り込んだ操作量 f_h に基づいて算出した位置命令をパルス列としてリニアアクチュエータのコントローラに与えている. この時の制御周期は 1 [ms] である.

$$G(s) = \frac{1}{Ms^2 + Ds + K} \quad (1)$$

表面筋電位の取得には前腕部に装着する筋電位インターフェースである Thalmic Labs 社製の Myo Armband[13] を使用する. Myo Armband は 8 個の筋電計と Bluetooth による無線機能を内蔵し, 周期 5 [ms] で PC に筋電位データを送信することができる. 今回制御プログラムの周期は 1 [ms] であるため, 5 サンプルごとに最新データに更新されていることになる. なお, 内部アンプの倍率は不明であるが, 後述するように最大随意収縮時の信号で正規化して利用するため問題にならない. 前腕部に Myo Armband を装着した時の各チャンネル電極の位置を図 4 に示す. なお, Myo Armband の重量は約 90 g である.

また, 要求される手先位置の位置決め精度に応じた操

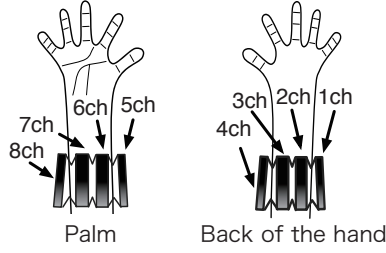


図 4: Myo Armband の電極位置

作性や表面筋電位の変化を検討するため、図 5 に示すようなディスプレイを用意した。このディスプレイにおいて、目標位置と手先位置を上段では実際のスケールで、下段では小さな誤差を見やすくするために拡大スケールで表示する。さらに、下段には目標位置の両側に要求精度範囲を赤線で示し、被験者には手先位置がこの範囲に収まるよう操作するように指示をする。なお、予備実験の結果 [11] から今回は拡大スケールを 4 倍、要求精度を $\pm 4[\text{mm}]$ に設定する。

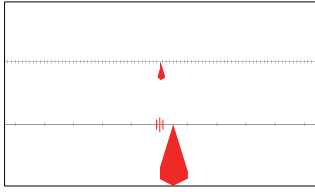


図 5: ターゲットのディスプレイ内容

実験は 2 名の被験者（男性、共に 22 歳、被験者 A, B とする）を対象に行った。

3.2 表面筋電位の処理

本研究では筋活動のレベルを表面筋電位を自乗平均平方根 (RMS) で測ることにする。式 (2) に示すように $2T$ の区間で RMS 値の移動平均をとり、同時に平滑化も行う。

$$v_i(k) = \sqrt{\frac{1}{2T} \sum_{j=-T/\Delta t}^{T/\Delta t} e_i(k+j)^2 \Delta t} \quad (2)$$

ここで、 $e_i(k)$ は i チャンネル目の表面筋電位信号である。今回はサンプリング周期 $\Delta t = 1 [\text{ms}]$ であり、 $T = 50 [\text{ms}]$ とした。すなわち、 $100 [\text{ms}]$ の区間での移動平均となる。

さらに、筋肉の最大随意収縮 (MVC) 時の筋活動量に対する割合で示す 100%MVC 法 [14] を用いて正規化する。あらかじめ、手を強く握りしめながら手首を様々な

方向に屈曲させた際の表面筋電位信号を測定して RMS 値に変換し、各チャンネルごとに最大値を求めておき、それらを v_{imax} とする。その上で、作業時の表面筋電位信号の RMS 値 $v_i(k)$ を式 (3) のように正規化し、 $u_i(k)$ の値を評価に使用する。

$$u_i(k) = \frac{v_i(k)}{v_{imax}} \times 100 \quad [\% \text{MVC}] \quad (3)$$

図 6 は、後述する位置決め作業実験時の表面筋電位信号の生波形の例である。この生波形に対して上述の処理を施して正規化したものを図 7 に示す。この図から、チャンネルによって、位置決め作業の最初の期間（開始から 3 秒ほどまで）だけ筋活動を示しているチャンネルもあれば、それ以降の位置保持動作に渡って筋活動レベルが高いチャンネルもあることがわかる。

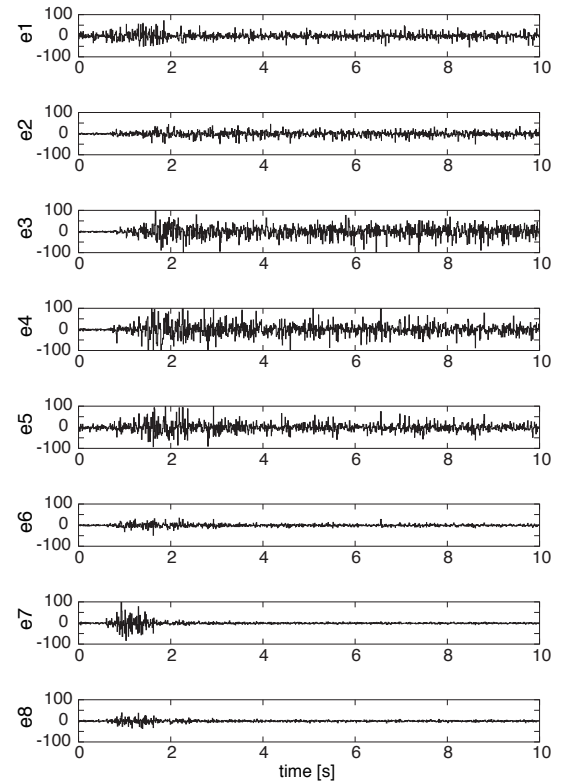


図 6: Myo Armband で得られる表面筋電位信号の例

3.3 位置決め作業実験の設定

本実験では図 3 に示すように、スタート位置から $0.4 [\text{m}]$ 離れた目標位置まで手先を到達させ、その後位置保持する動作を取り扱う。操作対象の機械パラメータの弾性は $K = 0 [\text{N/m}]$ 、慣性は $M = 1 [\text{kg}]$ と固定し、粘性 $D [\text{Ns/m}]$ を調整して位置決め動作全体が操作しやすく

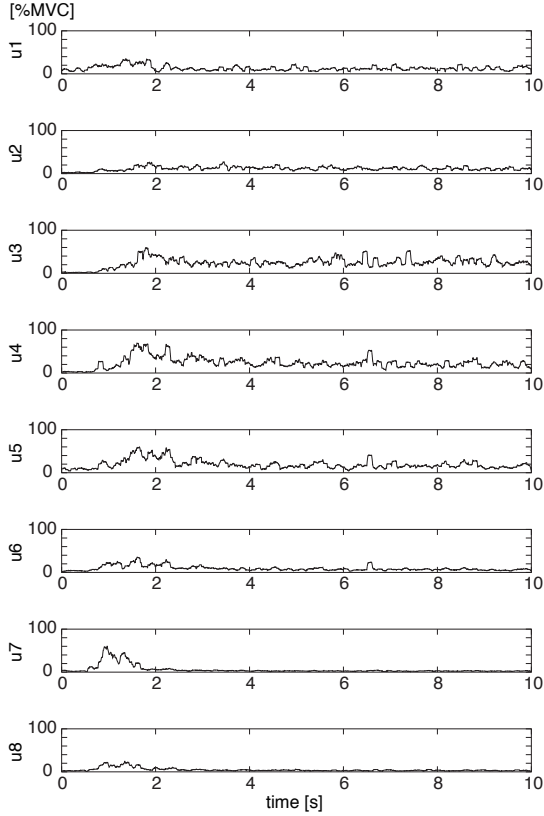


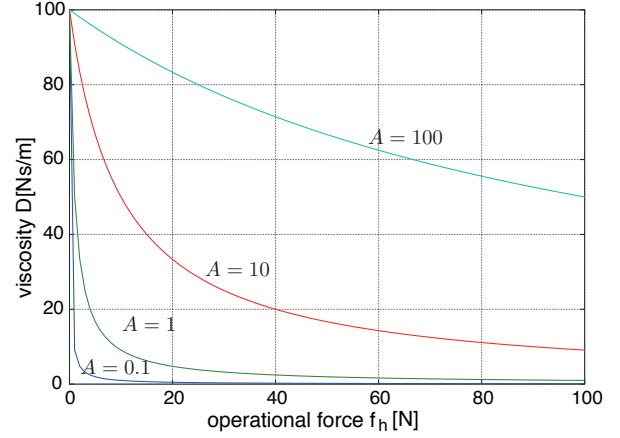
図 7: 図 6 を %MVC 法で正規化した波形

なることを目指す。ここでは文献 [5] で提案されている操作力 f_h [N] に依存した可変ダンピング式 (4) を使用して変化させる。

$$D(f_h) = D_0 \frac{A}{|f_h| + A} \quad (4)$$

式 (4) は、粘性 D を操作力 f_h に基づいて変化させるものである。この式により、粘性 D は操作力 f_h が小さい時は初期粘性 D_0 に近づき、大きい時は 0 に近づくことになる。すなわち、操作力が大きい手先到達動作時は操作が軽くて動かしやすく、操作力が小さくなる位置保持動作時には粘性が大きくなって止めやすくなることを狙っている。このとき、感度係数 A の値によって操作力に対する粘性 D の変化の具合を調整する。感度係数 A を 0.1, 1, 10, 100 の 4 通りに設定した時の操作力 f_h に対する粘性 D の変化の様子を図 8 に示す。このように感度係数 A が小さいほど操作力 f_h の増加に対して急激に粘性 D が小さくなる。

文献 [5] では感度係数 A と初期粘性 D_0 の選定手法までは言及されておらず、試行錯誤で決定する必要がある。その上、筆者らは位置決め動作の作業方向や作業者の姿勢によって、適切な機械パラメータが大きく変化することを明らかにしている [16]。すなわち、作業が変わるた


 図 8: 感度係数 A による操作力 f_h に対する粘性 D の変化の違い

びに試行錯誤でのパラメータ選定が必要になる。そこで本研究では可変ダンピング式 (4) のパラメータを表面筋電位信号に基づいて自動調整する手法を検討する。今回は初期粘性 D_0 は固定して、感度係数 A の調整に注目する。そのため、感度係数 A と位置決め動作時の前腕部の表面筋電位の関係性を調べ、適切な感度係数の選定について考えていく。

4 位置決め作業の表面筋電位による評価

4.1 表面筋電位信号の評価値の計算

図 7 の例のように、位置決め作業中の筋活動レベルは変化している。今回は正規化した %MVC 値をチャンネルごとにある期間平均をとり、その値で評価することを考える。平均を取る期間を t_1 [s] から t_2 [s] とすると、 i チャンネルの平均 %MVC 値 $\bar{u}_i$ は次式で計算できる。

$$\bar{u}_i = \frac{1}{t_2 - t_1} \sum_{k=t_1/\Delta t}^{t_2/\Delta t} u_i(k) \Delta t \quad (5)$$

本実験では、 $t_1 = 1$, $t_2 = 4$ として、手先を目標位置付近まで到達させる動作と、目標位置で保持する動作の両方を同程度含むような期間を考えることにする。

4.2 感度係数による表面筋電位の平均 %MVC 値の変化

感度係数 A を変化させると、各チャンネルの表面筋電位の平均 %MVC 値がどのように変化するかを確認する。ここでは、初期粘性 $D_0 = 100$ に固定し、感度係数 A を 0.1 から 100 の範囲で、等比数列である E3 系列に基づいて変化させながら位置決め動作実験を行なった。同じ

感度係数の設定で5回測定を繰り返し、平均%MVC値はその5回の平均をとっている。

なお、位置保持動作中も積極的に手先位置制御をさせるために、外乱信号 f_d [N] として、白色性ランダム信号をカットオフ周波数 10 [rad/s] の2次バターワース型ローパスフィルタに通したものを挿入する。ここでは外乱の標準偏差 σ を 0.5 [N] と設定した。また、外乱信号に対する操作力で粘性が変化しないように、式 (4) を式 (6) のように変形して実装している。

$$D(f_h) = D_0 \frac{A}{|f_h + f_d| + A} \quad (6)$$

ある被験者 A の実験結果から求めた各チャンネルの表面筋電位の平均%MVC値と感度係数の関係を図9に示す。この図から、表面筋電位の平均%MVC値は感度係数が10前後の値の時に極小の値をとることがわかる。特に、ch1, 2, 3, 6, 7, 8が大きく変化している。図4の電極位置で確認すると、これらは、おおよそ尺側手根伸筋 (ch1, 2, 3)、橈側手根屈筋 (ch6, 7, 8) に対応しており、それぞれ手首の内転と外転 (橈屈) の際に活動する筋肉である [15]。

このように平均%MVC値が極小値を持つ理由は次のように説明できる。まず、感度係数が小さすぎる時は小さな操作力で粘性がすぐに低くなり、軽く操作できるが、位置保持動作時に粘性が少なすぎ、無意識にレバーを握りしめ力んでしまうため表面筋電位の値が大きくなる。逆に、感度係数が大きすぎる時は操作力に対する粘性の変化が少なく、ほとんど初期粘性 D_0 [Ns/m] のままのため、目標位置まで到達させる際に大きな操作力が必要で表面筋電位が高く出ると考えられる。このように感度係数に対して下に弧を描くように平均%MVC値が変化し、極小値になる時の感度係数が位置決め作業にとって適切であるといえる。

以上のことから前腕部の表面筋電位で感度係数の調整ができると考えられる。

5 繰り返し学習による感度係数の自動調整

5.1 学習アルゴリズム

次に、前腕部の表面筋電位の平均%MVC値が極小値になるように感度係数を繰り返し学習することが可能かどうか、簡単なアルゴリズムで確認する。はじめに評価関数 V_k を式 (7) のように定義する。ここで $\bar{u}_i$ としては、感度係数 A の変化に対して表面筋電位の平均%MVC値の変化が大きいチャンネルを選んでいる (前節で考察したように、被験者 A においては ch4, ch5 を除いた他の

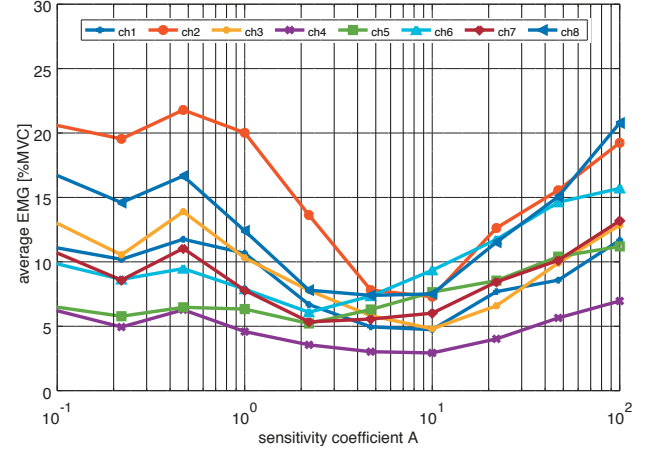


図9: 感度係数による各チャンネルの平均%MVC値の変化 (被験者 A)

6チャンネル)。

$$V_k = \bar{u}_{1k} + \bar{u}_{2k} + \bar{u}_{3k} + \bar{u}_{6k} + \bar{u}_{7k} + \bar{u}_{8k} \quad (7)$$

この時 k は更新回数、 $\bar{u}_{ik}$ は更新 k 回目のチャンネル i の表面筋電位の平均%MVC値を表す。また、感度係数 A_k は取りうる値の桁の範囲が広いので、式 (8) に示すように対数値 a_k で考える。

$$a_k = \log_{10}(A_k) \quad (8)$$

その上で、式(7)を最小化するように a_k を最急降下法[19]で更新する。その際のアルゴリズムを式 (9) に示す。

$$a_{k+1} = a_k - K_L \frac{\partial V_k}{\partial a_k} \quad (9)$$

ここで K_L は学習ゲインを表す。 K_L は学習の収束速度に影響を与え、大きな値を設定すると収束速度が上がるが、発散する可能性があるため、適切に調整が必要がある。なお、表面筋電位の値は試行の度にばらつきがあるため、平均化する必要がある。よって今回は k の更新を5回の試行毎とした。また、式 (9) 中の微分値 $\frac{\partial V_k}{\partial a_k}$ は式 (10) の差分近似を用いる。

$$\frac{\partial V_k}{\partial a_k} \approx \frac{V_k - V_{k-1}}{a_k - a_{k-1}} \quad (10)$$

5.2 確認実験

繰り返し学習の有効性を確認するために実験を行った。ここで、学習ゲイン $K_L = 0.0003$ 、感度係数の初期値として $A_1 = 100$ 、 $A_2 = 90$ としている。図10に感度係数、図11に評価関数の繰り返し学習の結果を示す。今回、同一のアルゴリズムで二人の被験者 (A と B) の学習結果を示す。

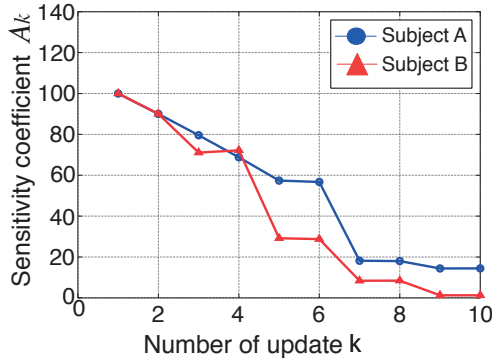


図 10: 繰り返し学習による感度係数の変化 (被験者 A, B)

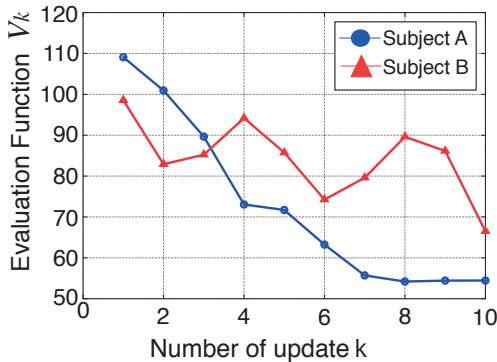


図 11: C 繰り返し学習による評価関数の変化 (被験者 A, B)

図 10 から、被験者 A は 8 回前後の繰り返し学習で感度係数 A_k がほぼ収束しており、その際、図 11 から評価関数 V_k も低い値で収束していることがわかる。このことから、この繰り返し学習で適切に感度係数を自動調整できていることが確認できた。

次に被験者 B の結果をみると、図 10 より、感度係数 A_k は被験者 A と最終的な値は異なるが収束している。しかし、図 11 から評価関数 V_k の値は減少傾向にはあるが、振動的であり、実験した試行回数内では収束する様子が見られない。このことは、適切な学習ゲイン K_L にも個人差があり、今回の値 ($K_L = 0.0003$) は被験者 B に対しては大きすぎたと考えられる。また、今回は被験者 A の事前の実験結果 (図 9) から評価関数に利用する表面筋電位のチャンネルを選択したが、これも被験者や、腕への取り付け方の違いなどで変化する可能性がある。適切なチャンネル選択の手法も検討する必要があると考ええる。

6 おわりに

本研究では位置決め作業において、機械側粘性の変化パターンを調整するパラメータである感度係数 A を変化させながら前腕部の表面筋電位で操作のしやすさを評価した。その結果、表面筋電位の値が極小となるような感度係数が存在することがわかった。

さらに、その最適な感度係数を簡単な繰り返し学習則により自動調整する手法を提案し、実験の結果、学習ゲインを適切に調整することで感度係数の自動調整が可能であることがわかった。ただし、被験者によっては、感度係数が収束しても評価関数が収束しないこともあり、実験の設定や評価関数を見直す必要があることがわかった。今後はこのような収束性の向上について検討する。

なお、本研究の一部は JSPS 科研費 JP26420208 の助成により実施している。また、東海大学「人を対象とする研究」に関する倫理委員会から承認を得て実施している (承認番号 16035)。

参考文献

- [1] 向殿：ロボットの安全技術の概要と最新動向，ロボット，日本ロボット工業会，**211**，pp.1-7 (2013)
- [2] 池浦：人間の腕のインピーダンス特性とシステムインテグレーション，第 5 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門学術講演会 (SI2004)，2G2-1 (2004)
- [3] 山田，鴻巣，森園，梅谷：自動車組立工程における搭載作業のためのスキルアシストの提案，日本機械学会論文集 C 編，**68**-666，pp.50-/516 (2002)
- [4] 森園，山田，高野：自動調整可能な Field Impedance Equalizer (FIE) の提案，ロボティクス・メカトロニクス講演会'04 講演論文集 2P1-H-15 (2004)
- [5] 武居，菊植，佐野，望山，澤田，藤本：位置決め作業アシストのための操作力依存可変ダンピング制御，日本ロボット学会誌，Vol.25，No.2，pp.306-313(2007)
- [6] 藤本，佐野，榊原：難易度に対する人間の意図を反映したインピーダンス調整に基づく操作支援，システム制御情報学会論文誌，**13**-12，225/229 (2002)
- [7] 稲葉，松尾：人間-機械制御系における手先位置制御に関する人間の開ループ整形特性，電気学会論文誌 Vol.119-C，No.2，pp.269-275 (1999)
- [8] 稲葉，松尾：ツール伝達関数の安定性に基づく人間-機械協調作業系の制御系に関する一考察，計測自動制御学会論文集，**40**-10，pp.961-969 (2003)
- [9] 稲葉，小原：人間-機械協調作業系における位置決め動作時の人腕インピーダンス特性，東海大学情報理工学部 和文紀要，Vol.9，No.2，pp.1-6 (2010)
- [10] 稲葉，近藤，田尻：表面筋電位に基づくパワーアシストシステムのパラメータ調整，東海大学情報理工学部 和文紀要，Vol.13，pp.29-35 (2014)
- [11] A. Almasary: Studying on the Human-Machine System Using the Surface EMG, Master Thesis, Course of Information Science and Engineering, Graduate School of Tokai Univ. (2016)

- [12] A. Almasary, T. Inaba : Parameter Adjustment For Power Assist Devices Using EMG, 平成 28 年 電気学会 電子・情報・システム部門大会, PS6-8 (2016)
- [13] <https://www.myo.com>, Thalmic Labs 社 web サイト
- [14] 木塚, 増田, 木竜, 佐渡山 : 表面筋電図, 東京電機大学出版局 (2006)
- [15] C. W. Thompson, R. T. Floyd : 身体運動の機能解剖 改訂版 (中村, 竹内訳), 医道の日本社 (2006)
- [16] 稲葉, 周 : 位置決めしやすいパワーアシストシステムの制御 -作業方向と姿勢に注目した操作性の検討-, 電気学会論文誌 C(電子・情報・システム部門誌), Vol.134 No.8 pp.1130-1137 (2014)
- [17] 吉越, 稲葉 : 位置決めしやすいパワーアシストシステムの制御-表面筋電位による操作性評価とパラメータ調整-, 計測自動制御学会 SI 部門講演会 (SI2016), 2L1-5 (2016)
- [18] 吉越, 稲葉 : 位置決めしやすいパワーアシストシステムの制御-前腕部の表面筋電位による操作性評価とパラメータ調整-, ロボティクス・メカトロニクス講演会 (Robomech2017), 2P1-I04 (2017)
- [19] 山脇, 石川, 八島 : 人間・ロボット協調作業のための繰り返し学習による可変ダンピング制御, 計測自動制御学会 SI 部門講演会 (SI2016), 2L1-3 (2016)