

# 機能的電気刺激を用いた中指MP関節の動的目標角度への制御

渡邊 恭佑<sup>1,a)</sup> 岡 誠<sup>1</sup> 森 博彦<sup>1</sup>

受付日 2021年6月17日, 採録日 2022年1月11日

**概要:** 本稿では, 機能的電気刺激によって手指関節を動的目標角度に制御する方法を提案した. 電気刺激によって手指関節を動的目標角度に制御できれば, 手指動作を他人に教示する様々な場面で利用できる. 本稿では, 動的目標角度への高精度な制御を可能にするために, 電気刺激強度と関節角度の間に存在する非線形性を吸収するモデル (ESIMAR モデル) を構築した. ESIMAR モデルは実験者の能力に依存することなく決められた手順で簡便に構築でき, 電気刺激強度と関節角度のいくつかの静的な関係のみから構築できる. さらに, このモデルは試行錯誤的な修正や他の要因を考慮する必要がなくあてはまりが良い. ESIMAR モデルを使用した PID 制御器によって中指 MP 関節 (Metacarpophalangeal Joint) を動的目標角度に制御する実験を行った. 実験の結果, 運動学習において十分とされる精度での制御が可能であった. 本稿の提案制御手法を用いることで, 電気刺激によって様々な手指動作を再現でき, 他人に教示する場面などでの応用につながると考えられる.

**キーワード:** 運動学習, 機能的電気刺激, 筋骨格構造, PID 制御

## Feedback Control with a Dynamic Target Angle in the Middle Finger Metacarpophalangeal Joint Using Functional Electrical Stimulation

KYOSUKE WATANABE<sup>1,a)</sup> MAKOTO OKA<sup>1</sup> HIROHIKO MORI<sup>1</sup>

Received: June 17, 2021, Accepted: January 11, 2022

**Abstract:** A method to control a finger joint with a dynamic target angle via functional electrical stimulation using the surface electrode method is proposed. If the finger joint can be controlled with a dynamic target angle via electrical stimulus, it can be applied in situations in which various finger movements are taught to others. In this study, to enable highly accurate control with a dynamic target angle, we constructed an electrical stimulation intensity/muscle antagonist ratio relation model (ESIMAR model) that absorbs the non-linearity that exists between the stimulus intensity and the joint angle. The ESIMAR model can be constructed in our proposed procedures without depending on the ability of the experimenter and obtained from only the several static relationships between stimulus intensity and the joint angle. Moreover, this model fits well without trial and error corrections and without the consideration of other factors. We constructed a PID controller that using ESIMAR model. Using the proposed controller, we conducted an experiment to control the middle finger metacarpophalangeal joint angle with a dynamic target angle. It was possible to perform control with high accuracy. This outcome can lead to the reproduction of various finger movements by electrical stimulation.

**Keywords:** motor learning, functional electrical stimulation, musculoskeletal system, PID control

<sup>1</sup> 東京都市大学  
Tokyo City University, Setagaya, Tokyo 158-0087, Japan  
<sup>a)</sup> g2091402@tcu.ac.jp

### 1. はじめに

ペンで文字を書く動作やスポーツなど, 日常生活におい

て手指動作を他人に伝える場面は多い。このような場面では言葉や文章などの形式知が用いられることが多いが、形式知のみでは運動学習において最も重要である筋受容体、皮膚受容体、関節受容体の自己受容器からのフィードバックである内在フィードバック [1] に気付かせることは難しい。一方で、外的刺激などにより学習対象動作を直接行わせると、内在フィードバックによる動作の学習が行いやすくなることが示唆されている [2], [3]。

外的刺激によって手指動作を行わせる方法として、筋肉や神経に電気刺激を与えることで身体動作を行わせる機能的電気刺激がある [4]。表面電極法 [5] による機能的電気刺激（以下、表面電気刺激）は手術の必要がないため気軽に使用でき、外骨格アクチュエータを手の甲に取り付け手指動作を制御する手法 [6] などと比べて装置の小型軽量化も容易である。表面電気刺激による筋線維の活性順序は随意的な身体運動時とは厳密には異なっているものの [8]、筋肉への電気刺激が、スポーツでのフォーム矯正に効果的であるという研究結果 [2] や、電気刺激によって制御された身体動作感覚を基に、視覚フィードバックなしで随意的にその状態を高精度に再現可能であるという研究結果 [3] も報告されている。このことから、表面電気刺激で手指関節の細かな動作を制御できれば、主に皮膚受容体、関節受容体に関する内在フィードバックによって様々な手指動作の学習を効果的に行うことができると考えられる。

しかし、手指関節に関与する筋骨格構造は非常に複雑であり、表面電気刺激によって手指関節を時間とともに目標角度が変化する動的目標角度に制御するような細かな動作を制御することは実現されていない。時間とともに目標角度が変化しない静的目標角度へ制御を行う場合は、目標角度に対するオーバシュートが生じたとしてもオーバシュートの量を徐々に小さくしていくことができれば、静的目標角度に収束させるような制御を行うことができる。一方で動的目標角度は時間とともにオーバシュート量を小さくしていくことが難しく、オーバシュートを極力生じさせない制御が要求される。さらに、表面電気刺激によって手指や手首関節を制御するために構築する制御モデルについてもあてはまりの良い制御モデルを簡便に構築する手法は提案されておらず、試行錯誤的にモデルの補正が必要な場合や、構築した制御モデルのみでは高精度な制御が行えずにモデルとは別の機能を追加する必要性が生じる場合があった (2.2 節参照)。

本稿では、刺激対象筋肉を指屈筋と指伸筋、制御対象関節を中指 MP 関節 (Metacarpophalangeal Joint, 指の第三関節) とし、動的目標角度に対して高い精度で制御可能であり、かつ試行錯誤的ではない方法であてはまりの良い制御モデルを構築する。提案した制御モデルを使用し、電気刺激によって手指関節を時間とともに目標角度が変化する動的な目標角度に制御することを目的とする。

## 2. 関連研究

### 2.1 電気刺激による手指関節の駆動

電気刺激によって手指関節を駆動する研究として、Tamaki らの研究 [9] や Takahashi らの研究 [10] がある。Tamaki ら [9] は、前腕への表面電気刺激によって手指と手首の計 16 関節の動作を可能にした。Takahashi ら [10] は、手の甲側に電極を配置し手内在筋へ電気刺激を与えることで、狙った手指以外の動作を最小限とし、狙った手指のみ大きく動作させる方法を提案した。しかしながら、手指関節角度を任意の角度に制御する手法は検討していない。

### 2.2 電気刺激による手指を除く関節の制御

電気刺激によって人体の手指関節を除く関節を制御する研究は多く行われており高精度に制御可能な制御方法も提案されている。

電気刺激によって手首関節を駆動させ対象とする動作を行わせる研究としては、ペンで線を引く動作を制御する研究 [7] や、示指の方向を目標点に制御する研究 [11] などが存在する。いずれの研究も、数 mm や数 cm という小さな誤差で制御できているが、制御パラメータは実験者の主観的判断により試行錯誤的に求めなければならない。さらにペンで線を引く動作を制御する研究 [7] では、電気刺激のパルス幅と手首の傾きとの関係性をモデル化したがる、モデルのみで高精度な制御が行えない場合に電流値を変化させる機能を追加する必要があった。

電気刺激によって手指を除く関節角度を制御する研究も多く行われており、電気刺激強度と関節角度の関係を客観的に計測して制御パラメータを決定する PID 制御により足首関節角度を制御する研究 [12] や膝関節角度を制御する研究 [13]、手首関節角度を制御する研究 [14] がある。足首関節、膝関節、手首関節は電気刺激によって関節角度が変化する電気刺激強度範囲においては電気刺激強度と関節角度との関係性が線形に近いとされており、かつ電気刺激を与えてから関節角度に変化が現れるまでに時間遅れがある。時間遅れを有する制御対象を目標角度に制御する際には、オーバシュートを防ぐため、目標角度と計測角度の大小関係が入れ替わる前にオーバシュートとは逆方向の関節角度変化が生じるように電気刺激強度を調節する必要がある。そのため、現時刻における目標角度との誤差のみに基づいて電気刺激強度を調節するような制御方法を適用すると、目標角度に対する持続振動が問題となる。以上のことから、足首、膝、手首関節角度を制御する場合においては、制御対象に線形性を仮定でき、かつ制御対象に時間遅れも存在するため、PID 制御による有効性が示されている。

### 2.3 電気刺激による手指関節角度の制御

電気刺激によって人体の手指を除く関節角度を目標角度

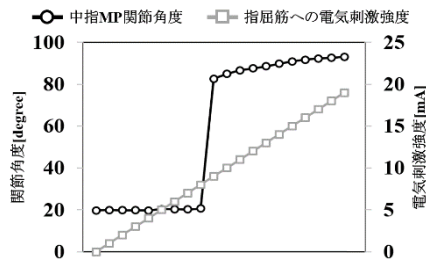


図 1 電気刺激強度と中指 MP 関節角度の関係

Fig. 1 Relationship between electrical stimulation intensity and middle finger MP joint angle.

に制御する研究 [7], [11], [12], [13], [14] は多く行われている一方で、手指関節の制御を目的とした研究は少ない。電気刺激により手指を除く関節角度を制御することを目的とした研究 [12], [13], [14] において制御パラメータを求める際には、単一筋肉への電気刺激強度と関節角度の関係を求める必要があったが、手指関節は電気刺激強度と関節角度の関係性を求めることが難しいため、手指関節を除く関節の制御に関して有効である制御方法を手指関節角度制御に適用することは困難である。

電気刺激強度と手指関節角度の関係を求めることが難しい理由として以下の 2 つがあげられる。1 つ目は、無刺激脱力時における手指関節角度が一意に決まらないという点である。手指を除く多くの関節は、関節に対して近位側のセグメントの姿勢を固定してしまえば無刺激脱力時の関節角度は一意に決定されるため、電気刺激強度と関節角度の静的な関係性を容易に求めることができる。しかしながら手指は慣性モーメントが小さく [15]、関節に対して近位側のセグメントの姿勢を固定しても事前状態によって無刺激脱力時の関節角度が一意に決定されないため、電気刺激強度と関節角度の関係性を求めることが難しい。2 つ目は、一方の筋肉への刺激のみでは完全屈曲と完全伸展の間の角度を実現することが難しいという点である。図 1 は 1 名の実験参加者に対して指屈筋に一定強度の電気刺激を与え、5 秒経過後における中指 MP 関節角度を計測したときの電気刺激強度と中指 MP 関節角度の静的な関係性を示したグラフである。図 1 のように、ある一定の刺激強度を超えると急激な角度変化が発生して完全屈曲状態になってしまうため、各筋肉への電気刺激強度と関節角度の関係性を求めることが難しい。

示指関節を任意の目標角度に制御することを目的とした研究 [16] では、試行錯誤的な制御パラメータ決定法を利用した制御手法により、13 degree という制御誤差で制御を行った。

著者ら [17] は、表面電気刺激により、中指 MP 関節を静的目標角度に制御する制御手法を提案した。電気刺激と関節トルクの関係を図 2 のように折れ線モデル化し、中指 MP 関節に生じる屈曲トルクと伸展トルクの比と和を筋拮

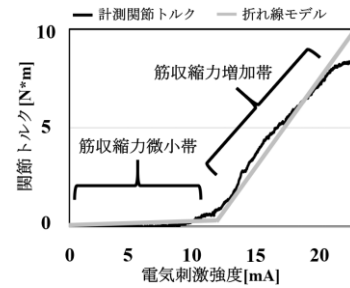


図 2 電気刺激強度と関節トルクの関係の典型例

Fig. 2 Typical example of the relationship between electrical stimulus intensity and joint torque.

抗比、筋拮抗和と定義した。指屈筋および指伸筋への正規化済み電気刺激強度の比と和を電気筋拮抗比、電気筋拮抗和と定義した研究 [18] も存在するが、手指関節の屈曲伸展バランスを決める関節トルクと電気刺激強度との関係は全体を線形で近似できる関係にないことから、関節トルクを基に筋拮抗比と筋拮抗和を定義した。そして筋拮抗和を一定に保つという制約条件の下、目標角度と計測角度の誤差をフィードバックし筋拮抗比を調整するという PID 制御器を構築した。以上の提案手法により、中指 MP 関節を約 1 degree の制御誤差で静的目標角度へ制御することが可能であった。

以上より、試行錯誤的ではない方法であてはまりの良い制御モデルを構築し、かつ電気刺激によって手指関節を動的な目標角度に制御する研究は行われていない。

### 3. 静的目標角度への制御方法を動的目標角度への制御に適用する際の問題点

静的目標角度への制御方法を動的目標角度への制御に適用する際には以下の 2 つの問題が生じる。

- 目標角度への収束が遅い。
- モデル構築が実験者の力量に依存する。

目標角度への収束が遅いという問題については、静的目標角度と比べ、動的目標角度へ高精度な制御を行うことは容易ではないために顕著となる。静的目標角度へ制御する際には、目標角度に対する振動が発生したとしても徐々に振動を小さくしていくことができれば、静的目標角度に制御することは可能である。しかしながら動的目標角度へ制御する際には、目標角度に対する振動の収束が遅いと振動が収束しないまま目標角度が時間とともに変化していくため、目標角度に対する持続振動が問題となる。著者らの以前の研究 [17] では、目標角度に対するオーバシュートが極力発生しない方法で PID 制御パラメータを設定したが、結果として目標角度に対するオーバシュートの発生および目標角度への収束が遅い例が見受けられた (図 3)。箸を使うといった手指の細かな日常動作やボールを投げる際の指の動かし方などを電気刺激による制御で再現する際には動的目標角度へ制御する必要があるため、目標角度に対す

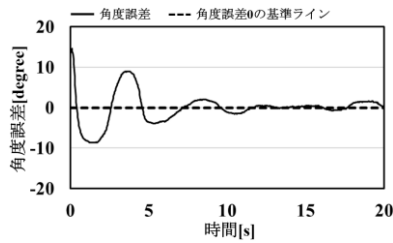


図 3 著者らの先行研究 [17] における制御結果トラッキングエラー時系列グラフの一例

Fig. 3 An example of a control result tracking error time series graph in our previous study.

るオーバシュートを極力発生させず、目標角度に対する振動を迅速に収束させることが可能な制御方法である必要がある。

モデル構築が実験者の力量に依存するという問題については以下のとおりである。これまで行われてきた電気刺激によって手指関節を制御することを目的とした研究では実験者の主観的な判断により制御パラメータを設定しており、著者らの以前の研究 [17] で提案した折れ線モデルも、実験者の主観的な判断により試行錯誤的に調整を行わなければ高精度な制御を行うことができないという問題もあった。具体的には、電気刺激強度と関節トルクとの関係性を基に、屈曲トルクと伸展トルクが等しくなるような電気刺激強度のパターンを各筋肉に印加しても、屈曲位と伸展位の中間的な角度にはならず、伸展位となることが多かった。そのため、手指関節角度を静的目標角度に制御をするためには、折れ線モデルにおける筋収縮力増加帯の傾きを実験者が試行錯誤的に調整する必要があった。制御システムの実用化を考慮した場合、実験者の主観的な判断によらず客観的に決められた手順で制御モデルを構築することが望ましい。

3.1 節では目標角度に対する振動の収束が遅い原因とそれを改善する方法を、3.2 節ではモデル構築方法が実験者の力量に依存してしまう原因とそれを改善する方法を述べる。

### 3.1 目標角度への収束が遅い原因と改善方法

目標角度への収束が遅くなってしまう原因は以下の 2 つがあげられる。

- 制御対象に非線形性が存在する。
- 指屈筋・指伸筋 2 つのモデルを組み合わせることによりモデルあてはまりの悪さが積み重なる。

1 つ目の原因について、図 1 のように目標値への収束が遅くなってしまふ現象は不足減衰動作と呼ばれ、PID 制御パラメータ値が適切でないときに起こりうる。PID 制御は制御対象に線形性を仮定しているため、制御対象に非線形性が存在する場合、著者らの以前の研究で PID 制御パラメータ決定法として使用した限界感度法 [19] では適切なパラメータを設定することは難しい。著者らの以前の研

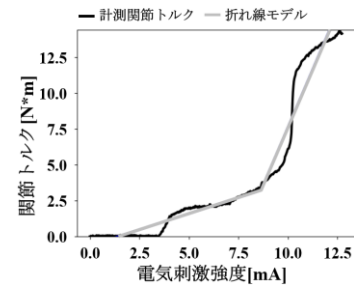


図 4 筋収縮力増加帯における電気刺激強度と関節トルクの関係を線形と見なすことが難しい例

Fig. 4 An example of non-linear relationship between the electrical stimulus intensity and joint torque in the muscle contraction force increase zone.

究 [17] で提案した折れ線モデルは関節トルクが発生する電気刺激強度範囲 (図 2 筋収縮力増加帯) における電気刺激強度と関節トルクとの関係を線形関係ととらえているが、図 4 のようにモデルと計測関節トルクとのあてはまりが悪い例が多かったため、目標角度への収束が迅速となるような適切な PID 制御パラメータを設定することは難しい。よって、適切な PID 制御パラメータを設定するためには、制御対象に存在する非線形性を吸収し、あてはまりの良いモデルを構築する必要がある。

2 つ目の原因について、折れ線モデルを指屈筋用と指伸筋用で 2 つ構築し、制御時にはそれぞれを組み合わせる必要があったため、各折れ線モデルのあてはまりの悪さが積み重なってしまうという問題もあった。

以上より、制御対象の入出力関係を線形化し、かつ指屈筋と指伸筋合わせて 1 つのモデルを構築することで、PID 制御の適用可能な条件を満たすことができる。その結果として目標角度への収束を早くし、動的目標角度へ高精度な制御が行えると考えられる。

### 3.2 モデル構築が実験者の力量に依存してしまう原因と改善方法

モデル構築が実験者の力量に依存してしまう原因として、制御対象である関節角度ではなく関節トルクをモデル化していたということがあげられる。関節角度によって筋収縮力と関節トルクの関係性が変化するなど、関節トルクと関節角度の間には複雑な関係性があるが、これらを考慮したモデルを構築するには大きなコストがかかる。電気刺激強度と関節角度の関係性を直接モデル化することで構築したモデルを試行錯誤的に調整する必要は生じなくなると考えられるが、2.2 節で述べたように各筋肉への電気刺激強度と手指関節角度の関係性を求めることは難しい。

そこで、指屈筋と指伸筋の両筋肉同時に刺激を与え、同時収縮させることにより、完全屈曲と完全伸展の間の手指関節角度も実現できるようにした。指屈筋と指伸筋に与える電刺激強度の組合せを表す変数である仮筋拮抗比を定義し、

仮筋拮抗比と中指 MP 関節角度との関係を計測する。これにより、電気刺激強度と制御対象である関節角度との関係性を客観的な計測角度に基づいて求めることができるため、モデルを試行錯誤的に調整する必要がなくなると考えられる。さらに、指屈筋と指伸筋合わせて1つのモデルを構築することも可能となるため、3.1節で述べた複数のモデルのあてはまりの悪さが積み重なるという問題も解消できる。

#### 4. 制御方法

3章で述べた目標角度への収束が遅いという問題を解消するために制御対象の入出力関係の線形化ならびに指屈筋と指伸筋合わせて1つの制御モデルとし、さらにモデル構築が実験者の力量に依存してしまうという問題を解消するために電気刺激強度と関節角度の関係を客観的に計測したデータに基づいてモデルを構築する方法を提案する。さらに、制御モデルを使用したPID制御方法、そしてPID制御パラメータの調整方法についても述べる。

##### 4.1 電気刺激強度–関節角度関係の非線形モデル化

モデル化の手順は以下の①から③に従う。

- ① 最小・最大刺激強度の決定。
- ② 電気刺激強度と関節角度の関係を求める。
- ③ 非線形性を考慮した変数である筋拮抗比の定義。

①では、手指運動が起こる刺激強度から実験参加者が痛みを感じない刺激強度までの範囲で制御を行うために最小・最大刺激強度の設定を行う。0mAと手指運動が目視できる刺激強度との中点刺激強度を最小刺激強度 ( $S_{f,min}$ ) に、手指運動が飽和する刺激強度と痛みを感じ始める刺激強度との中点刺激強度を最大刺激強度 ( $S_{f,max}$ ) に設定する。

②では、電気刺激強度と関節角度の関係を客観的な計測角度に基づいて求めるにあたって、3.1節で述べたように、指屈筋と指伸筋合わせて1つの制御モデルを構築するため、指屈筋と指伸筋への刺激強度を単一の変数で表現する必要がある。さらに、指屈筋と指伸筋をともに収縮させて関節剛性を一定に保ちつつ [20]、指屈筋と指伸筋の収縮力のバランスによって関節運動の方向性を制御する [21] という人間の関節運動のメカニズムを模倣するような制御システムであることが望ましい。

以上より、電気刺激強度と関節角度の関係を求めるための変数として、式 (1) という制約条件の下、指屈筋と指伸筋への刺激強度のバランスを表す仮筋拮抗比を式 (2) で定義する。

$$a = \frac{S_f}{S_{f,max}} + \frac{S_e}{S_{e,max}} \quad (1)$$

$$R_p = \frac{\frac{S_f}{S_{f,max}}}{\frac{S_f}{S_{f,max}} + \frac{S_e}{S_{e,max}}} \quad (2)$$

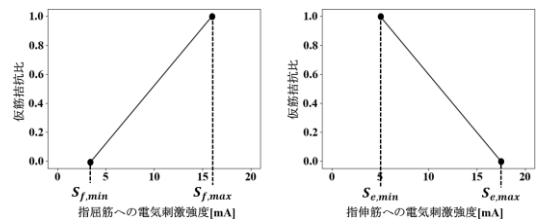


図 5 電気刺激強度と仮筋拮抗比の概念図  
Fig. 5 Conceptual diagram of the electrical stimulus intensity and the provisional antagonist ratio.

$a$  は筋拮抗和、 $R_p$  は仮筋拮抗比、 $S_f$  は指屈筋への電気刺激強度、 $S_e$  は指伸筋への電気刺激強度を表す。筋拮抗和はつねに 1.0 であるという制約条件を設けることで、上述した、指屈筋と指伸筋をともに収縮させて関節剛性を一定に保ちつつ [20] 指屈筋と指伸筋の収縮力のバランスによって関節運動の方向性を制御する [21] という人間の関節運動メカニズムを模倣する制御システムを構築する。この制御システムは、随意的な身体運動と近い筋肉の使い方を学習者に提示できるため、運動学習の観点から望ましいと考えた。さらに仮筋拮抗比  $R_p$  という単一の変数で各筋への刺激強度を定義できる。これにより、刺激対象筋ごとに電気刺激強度と関節角度との多対 1 の複雑な関係性を求めてそれらを組み合わせる必要がなく、仮筋拮抗比  $R_p$  と関節角度との 1 対 1 の単純な関係性を求めるだけで制御対象の入出力関係を求めることが可能となる。よって、3.1 節であげた 2 つのモデルを組み合わせた際の各モデルのあてはまりの悪さが積み重なるという要因を排除することが可能となる。電気刺激強度と仮筋拮抗比の概念図を図 5 に示す。

電気刺激強度（仮筋拮抗比）と関節角度の関係を以下の流れで求める。0.0 から 1.0 まで、0.2 刻みに分割した仮筋拮抗比となる電気刺激強度をステップ刺激でランダムに与え、関節角度を計測する。計測した関節角度を昇順に並べ替えたときに 30 degree 以上差がある区間が存在する場合、その区間の仮筋拮抗比をさらに細かく分割して筋肉に印加し、関節角度を計測する。その区間における関節角度の差が 30 degree 未満となる、あるいは仮筋拮抗比を 0.01 未満に分割しても 30 degree 未満とならない場合は計測を終了する。各区間の関節角度の差の閾値は小さい値に設定するほど、より詳細に電気刺激強度と関節角度との関係を表現できるがモデル化にかかる試行数が多くなる。モデルの表現能力とモデル化にかかる試行数との関係を検討した結果、本稿では 30 degree という閾値を設定した。

③では、仮筋拮抗比–関節角度間の非線形性を考慮したPID制御の入力変数として筋拮抗比を新たに定義する。ステップ刺激を与えたときに計測した角度を図 6 のように線形補間し、最小角度 ( $\theta_{min}$ ) のときの各筋刺激パターンを筋拮抗比 0.0、最大角度 ( $\theta_{max}$ ) のときの各筋刺激パターンを筋拮抗比 1.0 と定義する。上記の方法で求めた電気刺

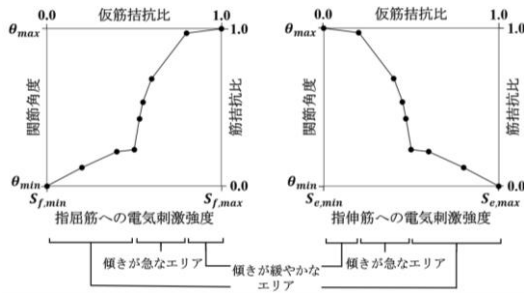


図 6 電気刺激強度，関節角度，仮拮抗比，筋拮抗比の関係  
 Fig. 6 The relationship between the electrical stimulus intensity, joint angle, and the muscle antagonist ratio.

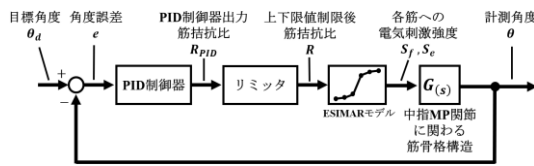


図 7 ESIMAR モデルを使用した制御システムブロック線図  
 Fig. 7 A block diagram of the control system using ESIMAR model.

刺激強度-筋拮抗比関係を本稿では ESIMAR モデルと呼ぶ。

### 4.2 ESIMAR モデルを用いた PID 制御

4.1 節で述べた方法で定義した ESIMAR モデルを用いた関節角度制御方法の概要を述べる。ESIMAR モデルを使用した制御システムブロック線図を図 7 に示す。制御目標角度  $\theta_d$  と計測角度  $\theta$  の誤差  $e$  を基に、PID 制御に基づいて時刻  $t$  における PID 制御器出力筋拮抗比  $R_{PID}$  を求める。本稿の PID 制御の式を式 (3) に示す。

$$R_{PID(t)} = K_p e(t) + K_i \sum_{i=1}^t e(i) + K_d \{e(t) - e(t-1)\} + b \quad (3)$$

式 (3) において、 $R_{PID(t)}$  は時刻  $t$  における PID 制御器出力筋拮抗比、 $K_p$ 、 $K_i$ 、 $K_d$  はそれぞれ比例パラメータ、積分パラメータ、微分パラメータ、 $e(t)$  は時刻  $t$  における制御目標角度と計測角度との誤差、 $b$  はバイアス値である。 $K_p$ 、 $K_i$ 、 $K_d$  は 4.3 節で述べる限界感度法によって決定する。バイアス値  $b$  は ESIMAR モデルを用いて、制御開始時の目標関節角度に対応する筋拮抗比値に設定する。5.1 節で説明した方法で ESIMAR モデルを構築することで、バイアス値も理論的かつ適切な値に設定可能となる。

PID 制御器出力筋拮抗比  $R_{PID}$  を最大値 1.0、最小値 0.0 で制限することで上下制限後筋拮抗比  $R$  を求める。そして ESIMAR モデルに基づいて各筋肉へ印加する電気刺激強度  $S_f$  および  $S_e$  を求める。以上が ESIMAR モデルを用いた制御の流れである。

表 1 限界感度法による PID 制御パラメータ調整法 (文献 [19] より引用)

Table 1 PID control parameter adjustment method by the ultimate sensitivity method.

比例パラメータ	積分パラメータ	微分パラメータ
$0.6K_c$	$1.2K_c/T_c$	$0.075K_cT_c$

### 4.3 限界感度法による PID 制御パラメータ調整

限界感度法では制御系に対して比例制御のみを行うことで PID 制御パラメータを調節する [19]。本稿における比例制御器を式 (4) に示す。

$$R(t) = K_c * e(t) + b \quad (4)$$

式 (4) において、 $R(t)$  は筋拮抗比、 $K_c$  は比例パラメータ、 $e(t)$  は時刻  $t$  における目標関節角度と計測関節角度との誤差、 $b$  はバイアス値を示す。 $K_c$  の初期値は 0.0001 とし、バイアス値  $b$  は ESIMAR モデルを用いて、目標関節角度に対応する筋拮抗比値に設定した。そして、目標値に対する持続振動が発生するまで比例パラメータ ( $K_c$ ) を大きくしていく。そして、目標値に対する持続振動が発生したときの比例パラメータ (限界感度) と振動周期 (限界周期、 $T_c$ ) から、表 1 に従って PID 制御パラメータを求める [19]。

本稿では、10 degree、30 degree、50 degree という 3 つの目標関節角度を設定し、それぞれについて限界感度法を行った。限界感度法で設定した目標関節角度範囲は、電気刺激によって実現できる中指 MP 関節角度範囲を基に決定した。電気刺激によって実現できる中指 MP 関節角度範囲はおおよそ -20 degree から 80 degree であり、このような上下限に近い関節角度を限界感度法における目標関節角度に設定してしまうと、目標関節角度よりも伸展あるいは屈曲させることができないため、目標関節角度に対して振動させることが不可能である。そのため、電気刺激で実現できる関節角度上下限から 30 degree の余裕を設け、10 degree から 50 degree までを限界感度法で設定する目標関節角度範囲とした。さらに、限界感度法で設定した目標関節角度を 3 点とした理由としては、著者らの以前の研究 [17] において、限界感度法における目標関節角度を 3 点とすることで目標とする精度で制御可能であったため、限界感度法で設定した目標関節角度範囲である 10 degree から 50 degree を 20 degree おきに 3 点に分割した。そして、それぞれの目標関節角度に対して限界感度法を行った結果得られた  $K_c$  と  $T_c$  に対して線形補間を行うことで、関節角度と  $K_c$  および  $T_c$  の関係を求めた (図 8)。関節角度制御中には、計測した関節角度に対応した  $K_c$  および  $T_c$  を使用して PID 制御パラメータを求めることができ、関節角度に応じた適切な PID 制御パラメータを設定することが可能となる。この

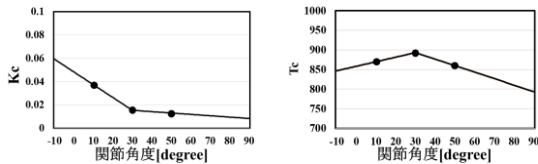


図 8 各目標角度に対する限界感度法で求めた  $K_c$  および  $T_c$  を線形補間したグラフ

Fig. 8 Graph obtained by linearly interpolating  $K_c$  and  $T_c$  obtained by the ultimate sensitivity method for each target angle.

ような方法をとった理由としては、関節角度によって中指 MP 関節に位置する指屈筋腱と指伸筋腱のモーメントアーム長が変化することで、関節の屈曲しやすさや伸展しやすさが変化するためである [22].

### 5. 動的目標角度へのフィードバック制御実験

4 章で提案した制御方法を用いて、中指 MP 関節を動的目標角度に制御する実験を行った。使用した実験装置、実験手順、実験参加者、評価方法について説明する。

#### 5.1 実験装置

電気刺激装置は、各筋肉上に配置する表面電極間の干渉が起こらず、電気刺激強度を連続的に変化できるものを作成した。電気刺激装置は、著者らの以前の研究 [17] と同じ装置を用いている。電気刺激の形状については、単相性パルスとした。電気刺激を直流電流とした場合、電極下で発生する酸性反応およびアルカリ性反応によりやけどなどを引き起こす可能性がある [23]。一方で、単位時間あたりの平均電流量が 1.5mA 以下の単相性パルスや二相性パルスを用いた場合、電極下で酸性反応やアルカリ性反応があまり起こらず、火傷などに対する安全性は高い [24]。また、パルス幅 0.3ms の単相性パルスと二相性パルスとで筋収縮力、筋疲労、痛みに違いがないことが分かっており [25], [26], Tamaki ら [9] はパルス幅 0.2ms の単相性パルスを用いることで手指動作を引き起こすことに成功していることから、本稿でも単相性パルスを使用した。機能的電気刺激では主に 0.2ms から 0.5ms のパルス幅が使用されていることから、本稿ではパルス幅を 0.2ms とした。電気刺激パルスの周波数については、筋疲労による筋力の低下が発生しにくい 20Hz に設定した。刺激周波数 20Hz の刺激を 120 秒間印加しても最大値に近い筋力を維持できることが示されている [27]。よって 120 秒経過するまでに完了する手指動作を小休憩をはさみながら何度も制御するという使用が可能である。電気刺激強度を変化させる方法は、電気刺激パルスの高さを変化させる AM 変調方式 (Amplitude Modulation) を使用し、電気刺激パルスの高さは電流値と定義した。電気刺激パルスの生成および電気刺激強度の調節はマイクロコンピュータ Raspberry Pi 3B

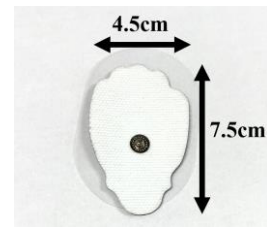


図 9 実験で使用した表面電極

Fig. 9 Surface electrode used in the experiment.

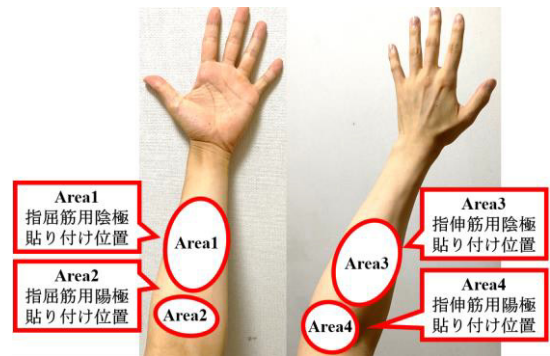


図 10 表面電極の貼り付け位置

Fig. 10 Position where surface electrodes are attached.

で行い、各筋肉上に配置する表面電極間の干渉を発生させないように Arduino UNO を用いて電気刺激パルスによって電気刺激を流す表面電極のスイッチングを行った。本実験で使用した電気刺激装置は出力最大電流 33mA、パルス幅 0.2ms であるため、電気刺激装置が出力可能な最大電流が実験参加者に印加されたとしても、有害な生理的影響がない範囲に抑えることができる [28]。さらに、電気刺激装置が出力可能な最大電流である 33mA を印加しても、単位時間あたりの平均電流量は 0.13mA であるため、Newton らの研究結果 [24] と照らし合わせると、電極下で酸性反応やアルカリ性反応はほとんど起こらないと考えられる。なお、Raspberry Pi 3B および Arduino UNO はモバイルバッテリーを駆動電源としているため、本稿の実験装置はすべて商用電源からは絶縁されている。

表面電極は電気 TENS 低周波治療器交換用パッドを使用した (図 9)。また、刺激電極の配置法には単電極法と双電極法があるが [29]、本実験では単電極法を採用した。単電極法は、運動点に陰極を、前腕近位部に陽極を配置することで、陰極側に筋収縮が生じることによって関節運動を引き起こす方法である。指屈筋用の陰極と陽極はそれぞれ図 10 の area1 と area2、指伸筋用の陰極と陽極はそれぞれ図 10 の area3 と area4 の範囲で、電気刺激によって中指が屈曲伸展しやすい場所を探索し、配置した。なお、指屈筋、指伸筋ともに単一の電気刺激装置で刺激を行った。

関節角度の計測は、6 軸慣性センサ MPU-6050 を 2 つ使用することにより行った。1 つ目のセンサは中指基節骨上に、2 つ目のセンサは手の甲側のボードの裏面に中指中手

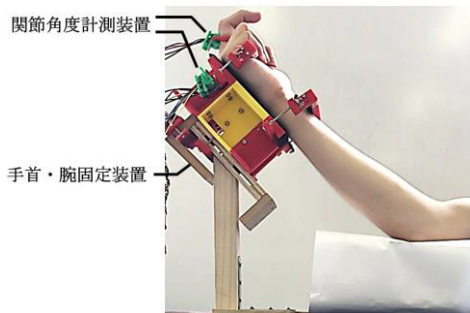


図 11 関節角度計測装置および手首・腕固定装置

Fig. 11 Joint angle measuring device and wrist joint fixation device.



図 12 実験手順

Fig. 12 Experimental procedure.

骨長軸方向と平行になるように配置した (図 11)。計測した加速度およびジャイロを基にカルマンフィルタによって各センサの手指関節屈曲・伸展運動方向の回転角度を求め [30]。そして、2つのセンサそれぞれで求めた回転角度の差分から中指 MP 関節角度を算出した。

本実験における関節角度制御中は図 11 に示す手首・腕固定装置に腕を固定するようにした。手首・腕固定装置は、手指にかかる重力や、手首関節角度が手指関節角度制御に及ぼす影響を排除するために使用した。この装置に腕を固定すると、前腕-中手骨間を結ぶ直線と地面とのなす角が 45 度ではほぼ一定となるため、上記の影響を排除することが可能となる。

## 5.2 実験手順

実験手順を図 12 に示す。

インフォームドコンセントでは、人間工学研究のための倫理指針 [31] に基づいて実験に関する説明を行い、書面による同意を得た。運動点探索では、中指 MP 関節に十分な屈曲および伸展運動が発生する表面電極の位置を試行錯誤的に求めた。ESIMAR モデル構築では、4.1 節で述べた方法で ESIMAR モデルの構築を行った。限界感度法では、4.3 節で述べた方法で 3 つの目標関節角度に対する  $K_c$  および  $T_c$  を求めた。限界感度法における目標関節角度は、

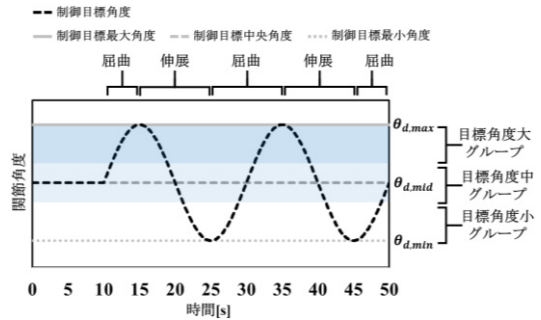


図 13 目標角度時系列の例

Fig. 13 An example of target angle time-series graph.

各実験参加者が電気刺激によって実現できる最大関節角度  $\theta_{max}$  と最小関節角度  $\theta_{min}$  を基に式 (5), (6), (7) に従って 3 つ ( $\theta_{d,min}$ ,  $\theta_{d,mid}$ ,  $\theta_{d,max}$ ) 設定した。

$$\theta_{d,min} = (\theta_{max} - \theta_{min}) * \frac{1}{3} \quad (5)$$

$$\theta_{d,mid} = (\theta_{max} - \theta_{min}) * \frac{1}{2} \quad (6)$$

$$\theta_{d,max} = (\theta_{max} - \theta_{min}) * \frac{2}{3} \quad (7)$$

各実験参加者が電気刺激によって実現できる最大関節角度と最小関節角度の中点となる関節角度 ( $\theta_{d,mid}$ ) に 10 秒間制御した後、最大値  $\theta_{d,max}$  [degree], 最小値  $\theta_{d,min}$  [degree], 周期 20 秒の正弦波状に変化していく動的な目標角度に 40 秒間制御する (図 13)。制御試行は 1 人の実験参加者につき 1 回とした。

## 5.3 実験参加者

実験参加者は腕に手術歴や心疾患、運動麻痺、腱鞘炎がなく、ペースメーカーを使用していない 21 歳から 25 歳 (mean = 22.6, SD = 1.3) までの男性 9 名とした。実験参加者は大学生あるいは大学院生であった。実験参加者 9 名のうち 6 名 (実験参加者 1, 2, 3, 5, 7, 8) は機能的電気刺激の経験があり、3 名 (実験参加者 4, 6, 9) は機能的電気刺激の経験がなかった。また、刺激対象腕は実験参加者全員で非利き手とした。

## 5.4 評価方法

目標関節角度と計測関節角度の相対二乗平均平方根誤差 (rRMSE [%]) を評価指標とした。本稿で使用する rRMSE は、目標関節角度と計測関節角度の二乗平均平方根誤差 (RMSE [度]) を各実験参加者の目標角度の最大変化幅 ( $\theta_{gap}$ ) で除した値とした。RMSE の計算式を式 (8) に、rRMSE の計算式を式 (9) に示す。

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (\theta_{d,t} - \theta_t)^2}{N}} \quad (8)$$

$$rRMSE = \frac{100 * RMSE}{\theta_{gap}} \quad (9)$$

式 (8) において、 $\theta_{d,t}$  は時刻  $t$  における目標関節角度、 $\theta_t$



は時刻  $t$  における計測関節角度,  $N$  は評価対象とする制御時間範囲における計測角度合計サンプル数を示す. 式 (9) において,  $\theta_{gap}$  は各実験参加者における目標角度の最大値と最小値の差分を表す.

## 6. 実験結果

以下の分析では, 大きな制御誤差が生じなかった 8 名の実験参加者のデータを使用する. 大きな制御誤差が生じた実験参加者 (実験参加者 4) に関しては 9 章で詳しく考察する.

### 6.1 動的目標角度への制御時間全体に関する制御精度

動的目標角度への制御時間は, 関節角度制御開始 10 秒経過後から 50 秒経過までの 40 秒間とした. 実験参加者 4 を除く実験参加者の目標関節角度と計測関節角度の相対二乗平均平方根誤差 rRMSE の平均値は 6.392% となった. 実験参加者 4 を含む実験参加者全員の制御誤差を表 2 に示し, 制御結果の代表例として, 実験参加者 3 の制御結果トラッキングエラーの時系列グラフを図 14 に示す.

### 6.2 屈曲・伸展動作に関する制御精度

動的目標角度への制御時間である 40 秒間において, 目標角度が増大していく時間帯を屈曲動作時と定義し, 目標角度が減少していく時間帯を伸展動作時と定義した (図 13). 大きな制御誤差が発生した実験参加者を除く 8 名の実験参加者に関して, 屈曲動作時と伸展動作時の制御誤差の

表 2 動的目標角度への制御時間全体に関する制御誤差 (rRMSE [%])  
Table 2 Control error for the entire control time with a dynamic target angle.

実験参加者番号	rRMSE
1	2.448
2	17.546
3	3.421
4	37.954
5	7.140
6	6.082
7	4.880
8	3.738
9	5.883
平均(実験参加者 4 を除く)	6.392

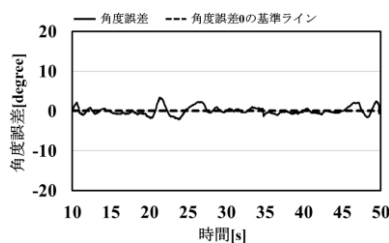


図 14 実験参加者 3 の制御結果トラッキングエラー時系列グラフ  
Fig. 14 A control result tracking error from participant 3.

rRMSE を表 3 に示す.

屈曲動作と伸展動作の制御誤差に差があるかどうかを調べるため, 各実験参加者の rRMSE に角変換を施し, 対応のある 2 標本 t 検定を行った. 有意水準は 5% とした. t 検定の結果を表 4 に示す. t 検定の結果, 両群に有意差は認められなかった ( $p = 0.798$ ).

### 6.3 制御目標角度の大きさに関する制御精度

制御目標角度の大きさは, 以下のように定義した. 式 (6), (8) で定義した最小関節角度  $\theta_{min}$  から最大関節角度  $\theta_{max}$  までを 3 等分し, 目標角度が小さいグループから目標角度小グループ, 目標角度中グループ, 目標角度大グループとした (図 13). 大きな制御誤差が発生しなかった実験参加者を除く 8 名の実験参加者に関して, 各グループの制御誤差 rRMSE を表 5 に示す.

グループ間の角度誤差を比較するために, 各実験参加者の rRMSE に角変換を施し, 目標角度グループを要因 (3 水準: 目標角度大グループ/目標角度中グループ/目標角度小グループ) とする繰返しのある一元配置分散分析 (対応

表 3 屈曲動作時と伸展動作時の制御誤差 (rRMSE [%])

Table 3 Control error regarding flexion and extension movements (rRMSE [%]).

実験参加者	屈曲動作時	伸展動作時
1	2.478	2.418
2	11.764	21.856
3	3.553	3.285
5	8.050	6.100
6	7.077	4.893
7	4.606	5.142
8	4.026	3.429
9	5.807	5.962
平均	5.920	6.636

表 4 屈曲動作と伸展動作の制御誤差に関する t 検定の結果

Table 4 Results of t-test regarding the difference in control error between flexion and extension.

自由度	t 値	p 値 (両側)
7	-0.267	0.798

表 5 制御目標角度の大きさに関する制御誤差 (rRMSE [%])

Table 5 Control error regarding the magnitude of the control target angle (rRMSE [%]).

実験参加者	目標角度大グループ	目標角度中グループ	目標角度小グループ
1	2.607	2.258	2.384
2	15.925	17.688	18.955
3	4.497	3.351	1.856
5	5.672	9.242	7.111
6	4.229	8.120	6.323
7	3.029	5.898	5.686
8	3.582	4.643	3.300
9	5.293	5.960	6.379
平均	5.604	7.145	6.499

表 6 制御目標角度の大小に関する制御誤差の分散分析結果  
 Table 6 Results of ANOVA regarding the difference in control error between the magnitude of the control target angle.

要因	平方和	自由度	平均平方	f 値	p 値
制御目標角度の大小	3.744 * 10 <sup>-3</sup>	2	1.872 * 10 <sup>-3</sup>	2.644	0.106
合計	0.167	23	7.243 * 10 <sup>-3</sup>		

あり)を行った。有意水準は5%とした。分散分析の結果を表6に示す。分散分析の結果、各群間に有意差は認められなかった (p = 0.106)。

### 7. 関節角度制御精度に関する考察

本稿の提案制御手法について、運動学習の観点から十分な制御能力を有していたかどうかを考察する。Lopesら[3]は電気刺激によって目標関節角度と誤差なく制御できたとしても、制御されたときの体性感覚のみを頼りにその角度を随意的に再現する際には5 degree程度の誤差が生じてしまうということを示した。このことから、人間が体性感覚のみを頼りに関節角度状態が異なると感じ取れる最小分解能は5 degree程度であると考えられる。以上をふまえると電気刺激によって動作の教示を行う際に、目標角度との誤差が5 degree未満で制御できれば、提示したい目標手指関節状態と、電気刺激によって制御された手指関節状態によって人間が感じる関節角度に関する感覚に違いはないため、動作教示および運動学習においては十分であると考えられる。長谷川ら[16]の研究では手指関節を13 degreeという制御誤差で制御したが、本稿では運動学習の観点から5 degree未満という制御誤差を評価基準と設定した。以上より5 degreeというRMSEの値を、実験参加者4を除く全実験参加者の目標角度の最大変化幅の平均値で除した値であるrRMSE 16.389%を下回る制御ができれば動作教示および運動学習においては十分であると考えられる。

表2より、全体の77%以上の実験参加者がrRMSE評価基準の16.389%を下回る結果となった。また、大きな制御誤差が生じた実験参加者を除く実験参加者の平均rRMSEは6.392%となり、16.389%を下回る結果となった。以上の結果から、運動学習の観点から十分な制御精度であるといえる。

また、表3より大きな制御誤差が生じた実験参加者を除く実験参加者における屈曲動作時と伸展動作時それぞれの平均rRMSEはともに16.389%を下回っている。さらに、表5より大きな制御誤差が生じた実験参加者を除く実験参加者における目標角度大グループ、目標角度中グループ、目標角度小グループそれぞれの平均rRMSEはいずれ

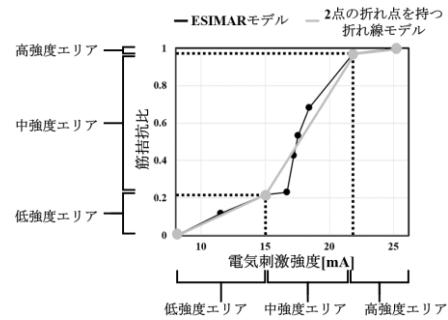


図 15 ESIMAR モデルと 2 点の折れ点を持つ折れ線モデル  
 Fig. 15 ESIMAR model and polygonal line model.

も 16.389%を下回っている。以上の結果と6.2節6.3節の結果から、屈曲伸展動作や制御目標角度の大きさの観点から特別制御不得意な領域は存在せず、運動学習の観点から十分な制御精度であるといえる。

### 8. ESIMAR モデルに関する考察

ESIMAR モデルは多くの場合、電気刺激強度が弱いエリアと強いエリアでは関節角度が飽和してしまうため傾きは緩やかになり、電気刺激強度が中程度のエリアでは大きな角度変化が生じ傾きは急になる(図6)ため、大きく3つのエリアに分割された形となる。8.2節および8.3節では動的目標角度へ高精度な制御を実現するうえでの3つのエリアそれぞれの役割を考察し、8.4節では3つのエリアに分割するモデル化の妥当性について考察する。

#### 8.1 エリア分割

ESIMAR モデルについて、2点の折れ点を持つ折れ線モデルあてはめを行い、3つのエリアに分割した。なお、ESIMAR モデルですでにプロットされている点から、ESIMAR モデルとの誤差が最小となるように折れ点を選択した。作成した折れ線モデルにおいて、筋拮抗比が小さい方から数えて1点目と2点目までの区間を低強度エリア、2点目から3点目までの区間を中強度エリア、3点目から4点目までの区間を高強度エリアと呼ぶ(図15)。全実験参加者のESIMARモデルおよび3つのエリア分割したグラフを図16に示す。

#### 8.2 中強度エリアの役割

8.1節で定義した各エリアの役割を調査するため、関節角度制御中における各エリアの使用率を求めた。各エリアの使用率は、動的目標角度への制御実験時間において、実験参加者ごとに各エリアに属する刺激強度の印加時間を動的目標角度への制御実験時間で除した値を百分率で表したものである。実験参加者4を除く全実験参加者における各エリアの使用率とその平均値を表7に示す。

表7より、実験参加者1, 4, 6を除く全実験参加者に関して中強度エリアの使用率が97%を下回ることなく、制

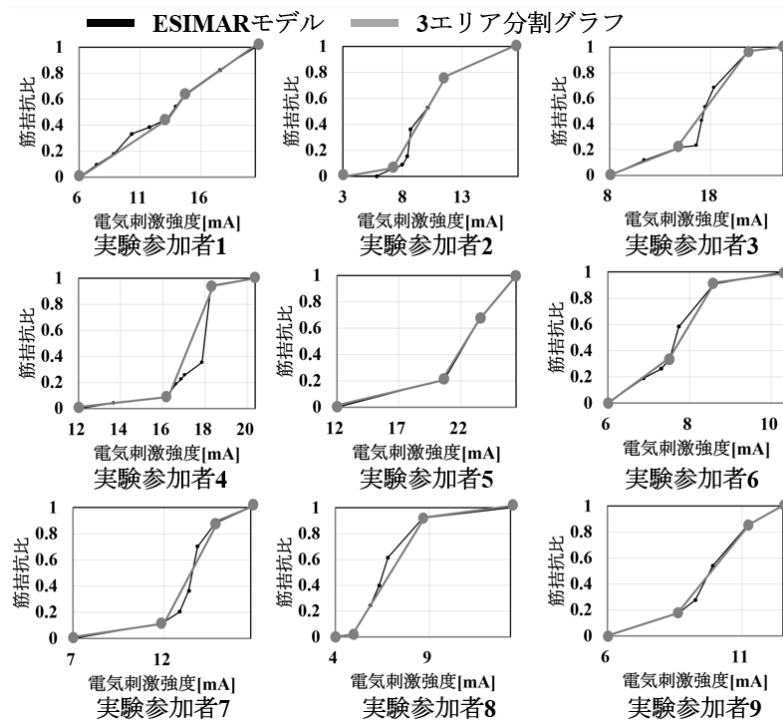


図 16 全実験参加者の ESIMAR モデルと 3 エリア分割グラフ

Fig. 16 ESIMAR model of all participants and 3-area division graph.

表 7 関節角度制御中における各エリアの使用率 [%] (実験参加者 4 を除く)

Table 7 The usage rate of each area of all participants [%].

実験参加者	低強度 エリア	中強度 エリア	高強度 エリア
1	81.688	9.313	9.000
2	0.438	99.000	0.563
3	0.000	98.313	1.688
5	0.313	97.313	2.375
6	40.313	59.688	0.000
7	0.000	100.000	0.000
8	0.000	100.000	0.000
9	0.625	99.375	0.000

御中のほとんどの時間において中強度エリアを使用していることが分かる。このことから、おおむねモデルのとおり、角度変化が生じやすい中強度エリア内の狭い刺激強度範囲を緩やかに調節することによって動的目標角度への制御を可能にしていることが分かった。

一方で、実験参加者 1 および実験参加者 6 は中強度エリアの使用率が比較的低いという結果となった。上述のモデル化にあたり、実験参加者 1 は ESIMAR モデル全体がすでに線形関係と見なすことができる形状であり、実験参加者 6 は低強度エリアと中強度エリアのグラフの傾きにほとんど差がなく、低強度エリアから中強度エリアまでを線形関係と見なすことができる形状であった (図 16)。そのため、実験参加者 1 に関しては ESIMAR モデル全体が、実験参加者 6 に関しては低強度エリアおよび中強度エリアが中強度エリアと同様の役割を果たし、制御を行っていたた

め、中強度エリアの使用率が低いという結果となっていたと考えられる。

### 8.3 低・高強度エリアの役割

関節角度制御はほとんど中強度エリアを使用していることが分かったが、表 7 より、中強度エリアの使用率は 100%ではなく、低強度エリアおよび高強度エリアも必要とすることが分かる。本稿の制御実験では、筋拮抗比の低強度エリアおよび高強度エリア (図 15 縦軸) に対応する関節角度範囲は制御目標角度として設定していない。そのため、ESIMAR モデルでは想定していない挙動を示すことによって低強度エリアおよび高強度エリアの使用を必要とする状況が発生するということがいえる。

実験参加者 4、実験参加者 1 の低強度エリアと高強度エリア、そして実験参加者 6 の低強度エリアを除く実験参加者の低強度エリアあるいは高強度エリアを使用していた回数は計 8 回であり、それらすべての時間帯における電気刺激強度と関節角度の時系列データを観察した結果、低強度エリアあるいは高強度エリアを使用する直前あるいは直後のいずれかのタイミングで関節角度が急激に変化し、目標角度と計測角度の大小関係が入れ替わる事象が発生していた。低強度あるいは高強度エリアを使用した直後に目標角度と計測角度の大小関係が入れ替わる事象は計 6 回観測され、低強度あるいは高強度エリア使用直前は中強度エリアで電気刺激強度を緩やかに変化させても関節角度に変化が生じない現象が発生していた (以下、現象 1)。一方で、低

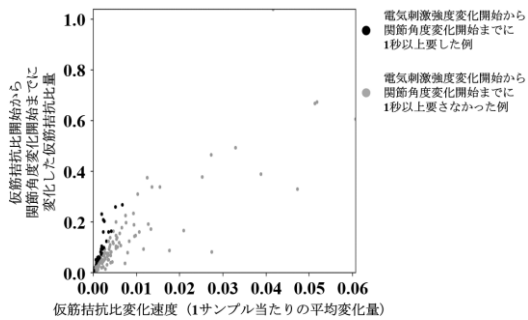


図 17 仮筋拮抗比変化量と仮筋拮抗比変化速度そして関節角度変化が生じるまでの時間遅れ長を表した散布図

Fig. 17 Scatter diagram showing the relationship between the amount of change in provisional muscle antagonist ratio, the rate of change of provisional muscle antagonist ratio and the time delay before the change in joint angle occurs.

強度あるいは高強度エリアを使用する直前に目標角度と計測角度の大小関係が入れ替わる事象は計 2 回観測され、低強度あるいは高強度エリア使用前に中強度エリアで電気刺激強度を緩やかに変化させているにもかかわらず関節角度が急激に変化する現象が発生していた（以下、現象 2）。

現象 1, 現象 2 のいずれも、中強度エリアで刺激強度を緩やかに変化させ続けたときに発生し、発生前の関節角度および刺激強度の時系列に無関係に、ある確率で発生するため、これらの現象を詳細にモデル化することは難しい。

これらの現象は、動的目標角度への制御時に特に顕著になる。静的目標角度への制御時は、1 度目標角度に近づいてしまえばそれ以上電気刺激強度を変化させる必要はないが、動的目標角度への制御時は目標角度の変化に合わせて電気刺激強度をつねに変化させ続ける必要があるためである。

実験参加者 4, 実験参加者 1 の低強度エリアと高強度エリア、そして実験参加者 6 の低強度エリアを除く実験参加者の低強度エリアあるいは高強度エリアを使用していた計 8 回における時系列データを観察した結果、上述した 2 つの現象が発生したときに低強度エリアおよび高強度エリアを使用することで制御誤差の増大を防ぐことが可能であることが分かった。図 17 から分かるように、刺激強度変化速度が高速の場合、関節角度変化までの時間遅れ長が短縮されるため、刺激強度が急激に変化する低強度エリアおよび高強度エリアを使用することで、現象 1, 現象 2 による制御誤差増大を防ぐことができる。

現象 1 による関節角度制御誤差抑制例を以下に示す。

図 18 を見ると、中強度エリアで電気刺激強度を増大させているにもかかわらず屈曲運動が発生せずに定常偏差が発生してしまっている。そこで、高強度エリアを使用し、刺激強度を急激に変化させることにより定常偏差を打ち消すことができている。さらに、定常偏差を打ち消した後、

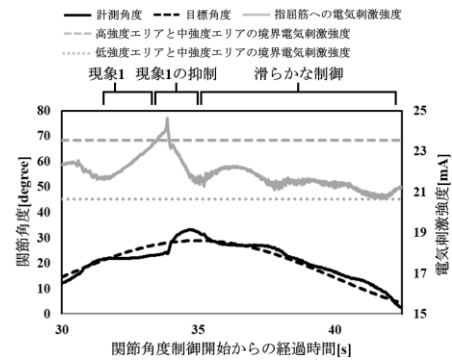


図 18 現象 1 の例

Fig. 18 An example of phenomenon 1.

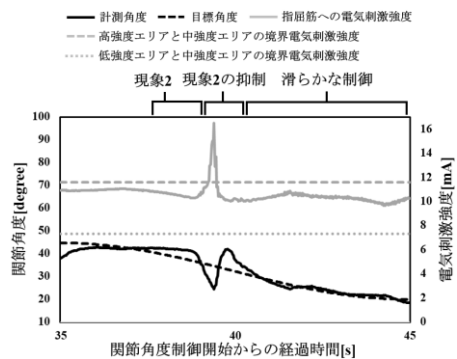


図 19 現象 2 の例

Fig. 19 An example of phenomenon 2.

迅速に中強度エリアに戻ってくることにより、大きな持続振動には至らず、その後の滑らかな制御につながっている。

現象 2 による関節角度制御誤差抑制例を以下に示す。

図 19 を見ると、中強度エリアで緩やかに刺激強度を変化させているにもかかわらず、急激な角度変化が発生し、目標角度に対して過伸展してしまっている。このとき高強度エリアを使用し、急激に刺激強度を増大させることにより過伸展を抑えることを可能にしている。さらに、その後速やかに中強度エリアに戻ってくることにより、大きな持続振動には至らず滑らかな制御につながっている。

#### 8.4 モデルの中強度エリア折れ点数に関する考察

制御中における使用率が著しく高い中強度エリアを非線形ととらえて詳細にモデル化する場合と、線形ととらえてモデル化する場合とで制御能力が変わらないのであれば、中強度エリアを線形ととらえてモデル化することで高い制御能力を持つモデルをより低コストで構築することが可能となる。本節では中強度エリアの非線形性のとらえ方と制御能力の関係について考察する。

中強度エリアの折れ点の数が関節角度制御精度に与える影響を調査するため、制御時における筋拮抗比と計測角度との相互相関係数、そして制御時における仮筋拮抗比と計測角度との相関係数をそれぞれ算出し、比較を行った。筋拮抗比は電気刺激強度に対して多点折れ線モデル化された

変数であり (図 6), 仮筋拮抗比は電気刺激強度と線形関係にある変数である (図 5). そのため, 制御時における筋拮抗比, 仮筋拮抗比それぞれと計測角度との相関係数を求め, 比較を行うことで折れ点を多点にすることが制御に与える影響を検討できる. さらに, 表 7 より, 関節角度制御時間の大部分はモデルの中強度エリアを使用しているため, 上述した相関係数どうしを比較することは, モデルの中強度エリアにおける折れ点数の違いによる影響を比較していると見なすことができる. なお, 関節角度変化は刺激強度変化から時間遅れをともなって発生するため, 実験参加者ごとに時間遅れ長をシフトしながら相互相関係数の最大値を求め, 分析に使用した. 筋拮抗比, 仮筋拮抗比それぞれと制御時の計測角度との相互相関係数を, 実験参加者 4 を除く実験参加者に対して求め, 平均した値を表 8 に示す. さらに, 制御中における筋拮抗比と計測角度との散布図の例および制御中における仮筋拮抗比と計測角度との散布図の例を図 20 に示す.

表 8 より, 2 つの相互相関係数の間にほとんど差がないことが分かる. 制御中における筋拮抗比-計測角度間の相互相関係数の方が大きな値となった実験参加者は 5 名, 制御中における仮筋拮抗比-計測角度間の相互相関係数の方が大きな値となった実験参加者は 3 名となった. 図 20 左の散布図と図 20 右の散布図を見比べても, 両者の間には違いがほとんど見受けられない. 以上の結果より, モデルの中強度エリアの折れ点の数を増やすほど制御時の計測角度との関係を線形関係で表現できるというわけではないといえる. よって, 制御精度の観点からは, 低強度エリア, 中強度エリア, 高強度エリアの 3 つの領域に分割するような 2 点の折れ点を持つ折れ線モデル化によって十分な精度となる制御を行うことができると考えられる.

表 8 相互相関係数の平均値

Table 8 The average of cross correlation coefficient.

制御中における筋拮抗比-計測角度の相互相関係数	制御中における仮筋拮抗比-計測角度の相互相関係数
0.794	0.774

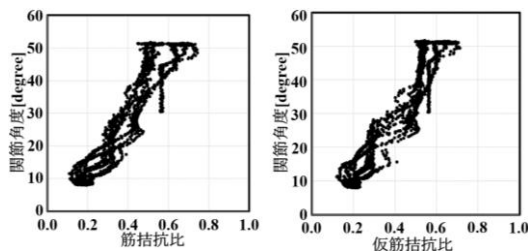


図 20 制御中における筋拮抗比-計測角度の散布図および仮筋拮抗比-計測角度の散布図

Fig. 20 Scatter plot of the muscle antagonist ratio vs. measured angle and Scatter plot of the provisional muscle antagonist ratio vs. measured angle.

## 9. 高精度な制御が行えなかった実験参加者についての考察

高精度な制御が行えなかった実験参加者 4 の制御結果トラッキングエラー時系列グラフを図 21 に示す.

図 21 より, 目標角度に対する大きなオーバシュートが発生してしまっていることが見て取れる. 電気刺激印加から角度変化が生じるまでの時間遅れ長が長く, 角度変化が高速な場合に目標角度に対する大きなオーバシュートは大きくなる. 表 9 に, 指屈筋および指伸筋それぞれにステップ刺激を印加したときに計測したむだ時間と角度変化速度を示す.

表 9 より, 実験参加者 4 の指屈筋のむだ時間は他の実験参加者の平均の 1.67 倍長く, 指伸筋のむだ時間は 3.90 倍長い. さらに, 角度変化速度は, 指屈筋は 1.13 倍速く, 指伸筋は 2.76 倍速い.

さらに, ESIMAR モデル構築の実験段階において, 仮筋拮抗比の分割値を 0.01 にしても関節角度 0 degree から 60 degree までの間の角度値を実現することができなかった. このことから, 電気刺激によって, 0 degree から 60 degree までの間の任意の関節角度に制御すること自体が困難であったと考えられる.

このことから, 実験参加者 4 のように非常に長いむだ時間および角度変化速度が非常に高速という特徴を有している場合や, 制御困難な関節角度が広範囲にわたって存在する場合, 本稿の提案制御手法は適用できない可能性がある.

4.1 節で述べた電気刺激強度 (仮筋拮抗比) と関節角度の関係を求める段階で, 仮筋拮抗比を 0.01 未満に分割してもその区間における関節角度の差が 30 degree 未満とならなかった実験参加者は実験参加者 4 のみであった. よって, 電気刺激強度 (仮筋拮抗比) と関節角度の関係を求める段階で, 仮筋拮抗比を 0.01 未満に分割してもその区間における関節角度の差が 30 degree 未満とならず, さらにその区間が制御目標とする関節角度範囲内にある場合には本稿の提案制御手法の制御能力が担保されない可能性がある.

長いむだ時間および角度変化速度が非常に高速という特徴を有する原因については現状では明確になっておらず, 今後の課題である.

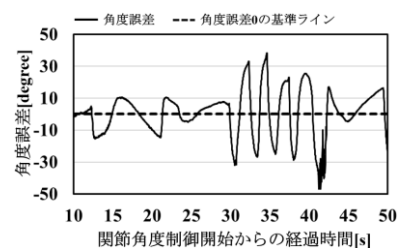


図 21 実験参加者 4 の制御結果トラッキングエラー時系列グラフ

Fig. 21 A control result tracking error from participant 4.

表 9 各筋肉のむだ時間および角度変化速度  
Table 9 Dead time and angle change speed of each muscle.

	指屈筋 むだ時間[ms]	指屈筋 角度変化速度 [degree/s]	指伸筋 むだ時間[ms]	指伸筋 角度変化速度 [degree/s]
実験参加者 4 を除く 実験参加者の平均値	150.00	76.74	128.13	77.20
実験参加者 4	250.00	87.07	500.00	213.06

## 10. 本研究結果の適用例

機能的電気刺激による手指関節制御手法の適用先を以下に2つあげる。

アプリケーション1：対面形式による手指動作指示の場面での使用

箸や鉛筆を使うといった日常動作を親から子に教示する場面や、野球ボールを投げるときの指の動かし方をコーチが選手にゆっくり教示する場面など、手指の細かな動作を他者に対面形式で教示する場面を想定している。手指動作教示者（コーチなど）および手指動作学習者（選手など）は指の各骨に関節角度計測装置を装着し、学習者はさらに電気刺激装置および表面電極も装着する。初めに学習者に対して教示したい手指動作を教示者が行い、動作中の関節角度を計測する。学習者が装着している電気刺激装置は教示者の手指角度と学習者の手指角度が一致するようにフィードバック制御を行い、学習者の筋肉に印加する電気刺激強度を調節する。これにより、教示者は言葉や視覚的な情報だけでなく、実際に教示したい動作を学習者に行わせながら効果的に教示することが可能となる。

アプリケーション2：スランプからの脱却のために使用  
スポーツなどを行っていて、過度のプレッシャーなどが原因で今までどおりのパフォーマンスを発揮できなくなるスランプ状態に陥ってしまうことがある。スランプ状態となってしまうと、好調時の自分のフォームを随意的に再現できなくなってしまふ。好調な状態で動作を行ったときの関節角度時系列データを事前に計測しておき、不調になったときに好調時の事前データを目標角度とし電気刺激で手指動作を制御する。これにより、随意的にも好調時のフォームを再現できるように手助けでき、効果的にスランプからの脱却を図ることが可能となる。

## 11. おわりに

本稿では、これまで困難であった、手指関節を電気刺激によって十分な精度で動的目標角度に制御することに成功した。

本稿では、両筋肉への電気刺激強度と関節角度との関係を表す ESIMAR モデルを提案した。手指関節に関わる筋

骨格構造は非常に複雑であり、さらに電気刺激強度と手指関節角度との間には非線形特性が存在するため、手指関節を高精度に制御する研究は存在しなかった。本稿で提案した ESIMAR モデルにより電気刺激強度と手指関節角度との間の非線形性を考慮することにより、動的目標角度への制御が可能となった。

さらに、これまでに行われてきた、電気刺激によって手首関節や手指関節を制御する研究では、試行錯誤的ではない方法ではあまりの良い制御モデルを構築することは容易ではなかった。しかし本稿の提案手法を用いることで、試行錯誤的にモデルを補正し直すといったことや、別の要因を考慮することなく、動的目標角度に制御することが可能であった。これにより、筋骨格構造に関して詳しい知識を有していない人であっても容易にモデル構築が可能となる。

本稿では中指の制御のみに焦点を当てたが、本稿の方法で特定した電極貼り付け位置で刺激を行うと筋骨格構造の関係で主に薬指も付随して動くことを確認している。Tamaki らの研究 [9] では前腕に配置する表面電極の位置によって中指を除く指の動作を行えることを確認しているため、本稿の提案制御手法を中指以外の指を制御する際に適用できる可能性がある。しかし、拇指、示指、小指に関しては中指と異なる外在筋の影響も受けているため、本稿の提案制御手法を中指以外の指にも適用し、中指と同等の制御精度で制御可能かどうかを検証する必要がある。

本稿の結果は、日常動作やスポーツでの動作を他人に伝える場面や、学習する場面での応用が期待される。

謝辞 本研究は昭特財団の助成を受けて実施されたものである。

## 参考文献

- [1] 中込四郎, 山本裕二, 伊藤豊彦: スポーツ心理学からだ・運動と心の接点, 培風館 (2007).
- [2] 龍野 翔, 早川智彦, 石川正俊: ボウリング投球動作を対象とした電気刺激によるスポーツスキル習得支援システムの開発, 日本バーチャルリアリティ学会, Vol.22, No.4, pp.447–455 (2017).
- [3] Lopes, P., Alexandra, I., Willi, M., Daniel, H., Patrik, J. and Patrick, B: Proprioceptive Interaction; *Proc. 33rd Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI'15)*, pp.939–948 (2015).

- [4] 藤田欣也：電気刺激を用いた生体インタフェース，ヒューマンインタフェース学会，Vol.6, No.1, pp.39–42 (2004).
- [5] 星宮 望：機能的電気刺激の基礎，BME, Vol.6, No.8, pp.1–7 (1992).
- [6] Ma, Z., Ben-Tzvi, P. and Danoff, J.: Hand Rehabilitation Learning System With an Exoskeleton Robotic Glove, *IEEE Trans. Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol.24, No.12, pp.1323–1332 (2016).
- [7] Lopes, P., Yüksel, D., Guimbretiere, F. and Baudisch, P.: Muscle-plotter: An Interactive System based on Electrical Muscle Stimulation that Produces Spatial Output, *The 29th Annual Symposium*, pp.207–217 (2016).
- [8] Crago, P.E. and Reeckfam, P.H.: Modulation of Muscle Force by Recruitment during intramuscular stimulation, *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, Vol.27, No.12, pp.679–684 (1980).
- [9] Tamaki, E., Miyaki, T., Rekimoto, J. and Sasabe, T.: PossessedHand: Techniques for controlling human hands using electrical muscles stimuli, *Proc. SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI'11)*, pp.543–552 (2011).
- [10] Takahashi, A., Brooks, J., Kajimoto, H. and Lopes, P.: Increasing Electrical Muscle Stimulation's Dexterity by means of Back of the Hand Actuation, *Proc. 2021 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI'21)*, pp.1–12 (2021).
- [11] Kaul, O.B., Pfeiffer, M. and Rohs, M.: Follow the Force: Steering the Index Finger towards Targets using EMS, *The 2016 CHI Conference Extended Abstracts*, pp.2526–2532 (2016).
- [12] 藤田欣也，板倉直明，久保公人，南谷晴之：筋電気刺激による目標値フィルタを備えたヒト足首関節角制御システム，電子情報通信学会論文誌 D, Vol.J70-D, No.8, pp.1651–1658 (1987).
- [13] Qiu, S., He, F., Tang, J., Xu, J., Zhang, L., Zhao, X., Qi, H., Zhou, P., Cheng, X., Wan, B. and Ming, D.: Intelligent Algorithm Tuning PID Method of Function Electrical Stimulation Using Knee Joint Angle, *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp.2561–2564 (2014).
- [14] 渡辺高志，飯淵 寛，黒沢健至，星宮 望：機能的電気刺激による手関節 2 自由度運動の多チャンネル PID 制御法，電子情報通信学会論文誌 D, Vol.J85-D-II, No.2, pp.319–328 (2002).
- [15] Wu, J.Z., An, K.N., Cutlip, R.G., Krajnak, K., Welcome, D. and Dong, R.G.: Analysis of Musculoskeletal Loading in an Index Finger during Tapping, *Journal of Biomechanics*, Vol.41, No.3, pp.668–676 (2008).
- [16] 長谷川優，北村知也，溝口寛人，水上直人，境野 翔，辻俊明：機能的電気刺激を用いた示指の閉ループ制御，ロボティクス・メカトロニクス講演会講演概要集 (2018).
- [17] Watanabe, K., Oka, M. and Mori, H.: Feedback Control to a Static Target Angle in the Middle Finger Metacarpophalangeal Joint using Functional Electrical Stimulation, *International Journal of Human Computer Interaction*, Vol.36, No.15, pp.1476–1486 (2020).
- [18] 厚海慶太，永井美和，谷口和弘，松居和寛，西川 敦：平衡点仮説に基づく機能的電気刺激を用いた等尺性条件下におけるヒト手関節運動モデルの検討，生体医工学，Vol.56, No.5, pp.198–208 (2018).
- [19] Ziegler, J.G. and Nichols, N.B.: Optimum settings for automatic controllers, *Transactions of the ASME*, Vol.64, pp.759–765 (1942).
- [20] Smith, A.M.: The Coactivation of Antagonist Muscles, *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*, Vol.59, No.7, pp.733–747 (1981).
- [21] 小宮山伴与志，笠井達哉：筋収縮力の違いが主動筋促進及び拮抗筋抑制に与える影響，体育学研究，Vol.33, No.2, pp.135–144 (1988).
- [22] An, K.N., Ueba, E.Y., Chao, E.Y., Cooney, W.P. and Linscheid, R.L.: Tendon excursion and moment arm of index finger muscles, *Journal of Biomechanics*, Vol.16, No.6, pp.419–425 (1983).
- [23] Alon, G.: Principles of Electrical Stimulation, *Clinical Electrotherapy, Stanford Plaza, Appleton and Lange*, pp.55–139 (1999).
- [24] Newton, R.A. and Karselis, T.C.: Skin pH following high voltage pulsed galvanic stimulation, *Physical Therapy*, Vol.63, No.10, pp.1593–1596 (1983).
- [25] Alon, G. and Dedomenico, G.: 高電圧刺激治療，ジャパンプンチャタヌガ (株) (1989).
- [26] 小森清伸，和田菜都生，庄本康治：高電圧パルス波と二相性パルス波が大腿四頭筋の筋収縮に与える影響について，第 48 回日本理学療法学会大会抄録集，Vol.40, No.2 (2012).
- [27] Benton, L.A., Maker, L.L., Bowman, B.R. and Waters, R.L.: *Functional Electrical Stimulation: A Practical Clinical Guide (2nd ed.)*, Rancho Los Amigos Hospital, Downey, pp.11–52 (1981).
- [28] 中央労働災害防止協会 (編)：低電圧取り扱い安全必携特別教育用テキスト，Vol.4 (2012).
- [29] 村岡慶裕，富田 豊，木村彰男，西脇香織：電気刺激装置開発，総合リハビリテーション，Vol.31, No.34, pp.315–321 (2003).
- [30] 廣瀬 圭，近藤亜希子：特集 ③：人間工学のための計測手法第一部：動作計測 (2) —慣性センサによる動作計測，日本人間工学会，Vol.50, No.4, pp.182–190 (2014).
- [31] 一般社団法人日本人間工学会：人間工学研究のための倫理指針 (2009).



渡邊 恭佑

2018 年東京都市大学知識工学部経営システム工学科卒業。2020 年同大学大学院修士課程修了。同大学院博士後期課程在学中。電気刺激による手指の制御に関する研究に従事。



岡 誠 (正会員)

2005 年慶應義塾大学大学院理工学研究科博士課程単位取得退学。2006 年同大学にて博士 (工学)。2007 年武蔵工業大学 (現・東京都市大学) 知識工学部応用情報工学科助教，2010 年講師，2019 年より同大学知識工学部知能情報工学科に所属。ヒューマンコンピュータインタラクションの研究に従事。日本人間工学会，ヒューマンインタフェース学会，人工知能学会各会員。



森 博彦 (正会員)

1991年慶應義塾大学大学院理工学研究科博士課程修了。武蔵工業大学助教授、トロント大学客員助教授等を経て、東京都市大学情報工学部知能情報工学科教授。専門はヒューマンコンピュータインタラクション、人工知能。