

機能的電気刺激を用いた中指 PIP・MP 関節における 目標関節角度への追従制御

渡邊恭佑^{†1} 岡誠^{†1} 森博彦^{†1}

概要: 他人に手指の動作を伝えるという場面は多く、機能的電気刺激により手指の細かな動作を制御することができれば、対象動作の獲得に繋げやすくなると考えられる。しかし、手指関節の動作に関わる筋骨格系の構造は非常に複雑であり、機能的電気刺激によって手指関節を任意の目標関節角度に追従させる制御を実現することは難しい。本稿では、機能的電気刺激を用いて中指 PIP・MP 関節角度における目標関節角度への追従制御を可能とすることを目的とした。指屈筋は主に PIP 関節の屈曲、指伸筋は主に MP 関節の伸展に大きく関与するという知見を基に、中指の PIP、MP 関節屈曲角度を追従するように指屈筋及び指伸筋へ電気刺激量を調整する制御器の提案を行った。4 条件の目標関節角度を設定し、提案手法による関節角度追従実験を行ったところ、全条件、全関節角度の目標に対する刺激開始 10 秒後の平均誤差は 1.75° であった。筋収縮と手指関節への関与度合いに基づいた制御器を構築することによって手指関節における目標関節角度への追従制御の可能性が示唆された。

キーワード: 機能的電気刺激, 表面電極, 筋骨格系, 運動スキル支援

Follow-up Control to Target Joints Angle in Middle Finger PIP and MP Joint Using Functional Electrical Stimulation

KYOSUKE WATANABE^{†1} MAKOTO OKA^{†1}
HIROHIKO MORI^{†1}

Abstract: There are many scenes that teach others the motions of finger. If we can control detailed motions of finger by functional electrical stimulation, it is considered more likely to be lead to master the target motion. However, the structure of the musculoskeletal system related to the motions of finger joints is very complicated, and it is difficult to realize the follow-up control to the target finger joints angle by functional electrical stimulation. In this paper, we aim to enable follow-up control to the target joints angle at the middle finger PIP and MP joint angle using functional electrical stimulation. Based on the knowledge that the flexor digitorum muscles are mainly involved in flexion of the PIP joint and extensor digitorum muscles are largely involved in extension of the MP joint, we propose a controller that adjusts the amount of electrical stimulation to the flexor digitorum muscles and the extensor digitorum muscles so as to follow the PIP and MP joint target angle of the middle finger. Target joints angle of 4 conditions is set and a joints angle follow-up experiment by the proposed method is carried out. As a result, the average error after 10 seconds from the start of the stimulation with respect to all the conditions and all joint angle targets is 1.75°. It is suggested the possibility of follow-up control to the target finger joints angle by constructing a controller based on muscles contraction and the degree of involvement in motions of the finger joint.

Keywords: functional electrical stimulation, surface electrodes, musculoskeletal system, motor skill support

1. はじめに

日常生活において、他人に身体の使い方を伝えるという場面は多く存在する。このような場面の中でも、箸を使用する時の動作や鉛筆で字を書く動作など、手指の動作を伝えるという場面が多い。また、他人に身体の使い方を伝える場合、言葉や文書といった形式知のみで伝えるよりも、対象とする動作を実際に行わせながら伝えることでより効果が高くなると考えられる。このような場面において、動作を伝えられる側は自発的に対象とする動作を正しく行うことができないため、外部からの働きかけにより対象とする動作を行わせる手法が必要となる。

外部からの働きかけにより手指の動作を実現する手法は大きく分けて二通り存在する。手の甲などに装着した外

骨格アシスト機構により手指を動作させる方法[1]と、手指動作に関与する筋に電気刺激を与えることで筋収縮を促し、手指関節を動作させる機能的電気刺激と呼ばれる方法である。外骨格アシスト機構により手指を動作させる方法では、電気刺激による方法に比べ細かな動作を行うことができるが、人間の随意的な関節運動のように筋肉から駆動しているわけではないため対象動作を行うための筋肉の使い方を再現できないといったことや、装置が大きくなってしまふといった問題が存在する。一方で機能的電気刺激は外骨格アシスト機能に比べ装置の小型化が図れ、かつ電気刺激により筋肉駆動で関節運動が発生するため、対象とする動作の獲得を促進する可能性があることが示唆されている[2]。

多様な手指動作を伝えるためには、機能的電気刺激によ

^{†1} 東京都市大学
Tokyo City University

り細かな手指動作が実現可能であることが望ましいが、手指動作に関与する筋骨格系の構造は非常に複雑であるため機能的電気刺激により細かな手指動作を実現することは難しく、手指の関節を任意の目標関節角度に追従させるような制御は実現できていない。

2. 関連研究

2.1 機能的電気刺激による手指動作の制御

玉城ら[3]は、前腕部に合計 14 の表面電極を装着し、7×7 パターンの電気刺激経路と 3 段階の電気刺激強度により、総計 147 通りの刺激を与えることで手指及び手首における 5 関節の独立した屈曲動作と、他の関節動作と連動してしまう 11 関節の屈曲動作、合計 16 関節の動作を確認した。しかし、電気刺激強度は 3 段階のみで、任意の目標関節角度への追従といった細かい制御は実現できていない。

2.2 手首関節 2 自由度における目標関節角度への追従制御

渡邊ら[4]は、他の関節の状態の影響を受けず、独立した動作が可能なる手首関節 2 自由度の関節角度を制御対象とし、ニューラルネットワークと PID 制御器を組み合わせた制御機構により、前腕部に位置し、手首関節 2 自由度の運動に関与する 4 つの対象筋に与える電気刺激量を求めることで、手首関節 2 自由度の目標角度への追従制御を行う手法を提案した。提案手法により、各筋への刺激強度とその刺激によって達成される関節角度との関係が一对一の対応をしていない冗長性を有する筋骨格系に対して、目標関節角度に追従するような制御が可能となった。しかし、本研究で対象とする手指関節を対象としていない。手指は多関節構造であり、各関節は独立して制御できる関係にはなく、手指動作に関与する筋の収縮状態だけでなく、他の手指関節の状態の影響を受けて、筋収縮とそれに基づく手指関節角度変化の関係性が変化してしまうため、他の関節の状態や手指動作に関与する筋の収縮状態によって PID 制御パラメータが変化してしまう可能性がある。そのため、現時点まで与えてきた刺激量によらず現在及び過去の目標関節角度との誤差と PID 制御パラメータのみでその時刻における刺激量を独立して求める PID 制御器では、多関節の従属関係による影響を考慮できず、精度低下が予想される。

本稿では、制御対象を中指の PIP 関節及び MP 関節 (図 1) の屈曲角度、刺激対象筋を指屈筋及び指伸筋 (図 2) とし、2 関節角度の目標値と現在の角度の値および現在まで与えてきた刺激量から対象筋に与える刺激量を求める制御器を構築し、任意の関節角度になるように制御する手法を提案する。手指における複数の関節角度に対して、目標関節角度に追従する形で制御できる手法を確立する事ができれば、確立した手法を他の手指関節にも応用し、手指関節全体の目標関節角度に対して追従する制御が可能になると考えられる。

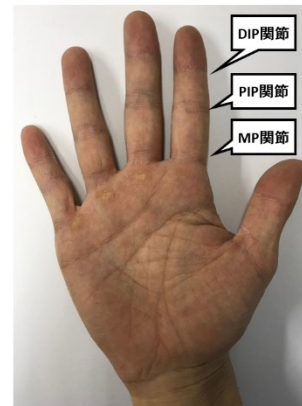


図 1 手指関節の名称

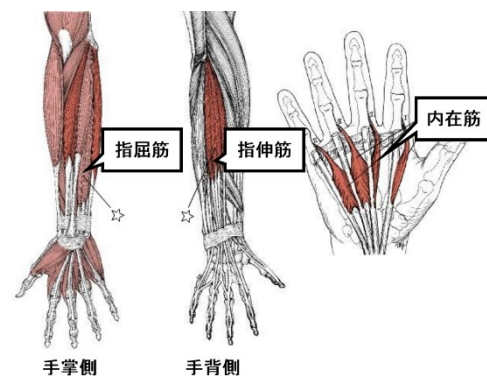


図 2 母指以外の手指関節の屈曲・伸展動作に関与する筋 [5]

3. 中指関節の筋骨格構造と対象動作

3.1 中指関節の筋骨格構造

中指 PIP 関節及び MP 関節の屈曲伸展動作に関与する筋は前腕に位置する外在筋である指屈筋と指伸筋、手に位置する内在筋である骨間筋と虫様筋である (図 2)。外在筋については、指屈筋の収縮により PIP 関節、MP 関節共に屈曲するが、主に PIP 関節の屈曲に大きく関与し、指伸筋の収縮により PIP 関節、MP 関節ともに伸展するが、主に MP 関節の屈曲に大きく関与することが知られている [6]。内在筋が収縮すると MP 関節の屈曲と PIP 関節及び DIP 関節の伸展が発生することから、より多様な手指動作実現のためには内在筋の収縮も必要であるが、内在筋の位置に表面電極を取り付けてしまうと手指動作の妨げとなってしまうため、本稿では外在筋のみ対象とする。

3.2 本稿が対象とする手指動作

人間の手指関節は外在筋と内在筋の筋収縮の協調によって多様な関節運動を実現しているが、本稿では外在筋のみを刺激対象筋とするため、外在筋への刺激のみでは可能な動作に限られる。人間が行うことのできる PIP 関節及び MP 関節動作を図 3 に、外在筋のみの収縮によって行うことのできる動作を表 1 に示す。外在筋の収縮により、PIP

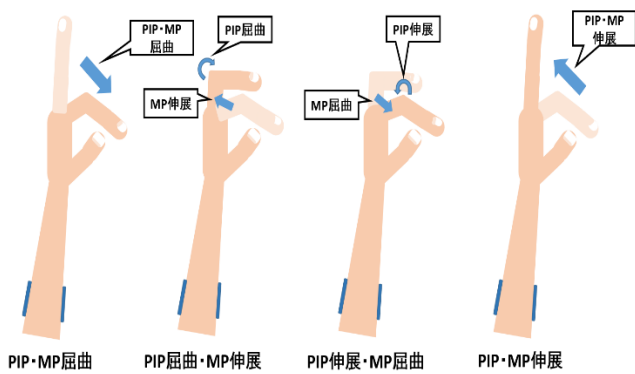


図 3 外在筋と内在筋の協調によって可能な手指動作

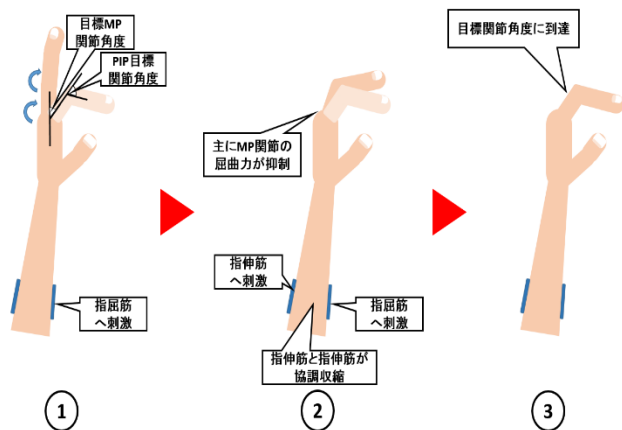


図 4 本稿で対象とする外在筋収縮のみで可能な手指動作

表 1 外在筋の収縮によって行うことのできる動作

	MP 関節屈曲	MP 関節伸展
PIP 関節屈曲	可能	可能
PIP 関節伸展	不可能	可能

関節 MP 関節共に屈曲, PIP 関節屈曲 MP 関節伸展, PIP 関節 MP 関節共に伸展という 3 つの動作は可能であるが, PIP 関節伸展 MP 関節屈曲という動作は内在筋の収縮を必要とするため, 外在筋のみの収縮のみでは達成することができない。

そこで本稿では, 設定した PIP 関節及び MP 関節の目標関節角度に対して伸展し, かつ随意的な力が入っていないリラックスした状態を初期状態とし, 以下のような動作順序で, 設定した目標関節角度に追従するように対象筋に刺激を与え, 中指 PIP 関節角度及び MP 関節角度を制御する。

- PIP・MP 関節の初期状態に対し屈曲した状態を目標関節角度として与えることで, 主に指屈筋へ電気刺激が与えられ, PIP・MP 関節が屈曲 (図 4①)
- MP 関節が目標関節角度に近づくと, 指伸筋にも電気刺激が与えられ, 指屈筋と指伸筋の協調収縮が発生 (図 4②)
- PIP・MP 関節の目標関節角度に近づくと (図 4③)

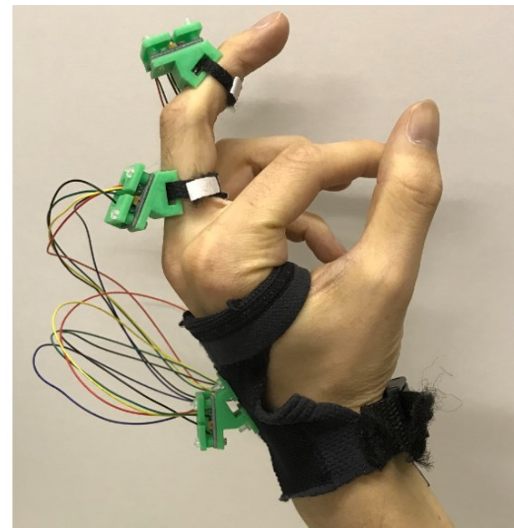


図 5 関節角度計測装置を装着した様子

4. 制御手法

4.1 電気刺激生成

本稿で使用する電気刺激の形状は周波数 40Hz, パルス幅 0.2ms の矩形波とし, パルス高は 0mA から 33mA までをコンピュータによって連続的に制御することのできる電気刺激を生成する。

4.2 関節角度計測方法

手指関節角度を計測する手法は, カメラを用いる手法[7]や, 光ファイバーを用いる手法[8], 慣性センサを用いる手法[9]など多数存在する。カメラなどの計測手法では, カメラと手指との間に遮蔽物が入ってしまうと, 手指の形状を上手く計測することができなくなってしまうオクルージョンと呼ばれる問題が発生するため, 箸を使用する時の手指動作など, 手指と対象物のインタラクションが発生する場面を想定した場合においては望ましくない。本稿では, オクルージョンの問題が発生せず, かつ簡便な計測手法である慣性センサにより関節角度を計測する。

関節角度計測装置を装着した様子を図 5 に示す。中指の中節骨, 基節骨, 中手骨上に 6 軸慣性センサ MPU-6050 を配置し, 各センサの加速度, 角加速度から拡張カルマンフィルタによりセンサフュージョンを行うことでオイラー角を求める。各手指関節の屈曲回転軸をロール軸とし, 中節骨上のセンサと基節骨上のセンサそれぞれのロール角の差分から PIP 関節角度を, 基節骨上のセンサと中手骨上のセンサそれぞれのロール角の差分から MP 関節角度を算出する。

4.3 制御器の構造

指屈筋及び指伸筋への電気刺激量は式(1), (2)に基づいて求めた。

$$S_{f,t} = S_{f,t-1} + (\theta_{PIP,d} - \theta_{PIP,t})K_{f,1} + \{(\theta_{PIP,d} - \theta_{PIP,t}) - (\theta_{PIP,d} - \theta_{PIP,t-1})\}K_{f,2} \quad (1)$$

$$S_{e,t} = S_{e,t-1} + (\theta_{MP,d} - \theta_{MP,t})K_{e,1} + \{(\theta_{MP,d} - \theta_{MP,t}) - (\theta_{MP,d} - \theta_{MP,t-1})\}K_{e,2} \quad (2)$$

ここで、 $S_{f,t}$ 、 $S_{e,t}$ はそれぞれ時刻 t における指屈筋、指伸筋への電気刺激量、 $\theta_{PIP,d}$ 、 $\theta_{MP,d}$ はそれぞれ PIP 関節、MP 関節の目標関節角度、 $\theta_{PIP,t}$ 、 $\theta_{MP,t}$ はそれぞれ時刻における PIP 関節、MP 関節角度、 $K_{f,1}$ 、 $K_{f,2}$ 、 $K_{e,1}$ 、 $K_{e,2}$ は制御パラメータである。

時刻 t における各筋への刺激量は、時刻 $t-1$ に与えた刺激量から独立に更新されないため、他の関節の状態の影響を受け入出力関係が徐々に変化しても、適切な刺激量から大きく乖離してしまう現象を抑制できるのではないかと考えた。

指屈筋の収縮による関節動作では PIP 関節、指伸筋の収縮による関節動作では MP 関節の方が強く影響するため、指屈筋への電気刺激量は PIP 関節、指伸筋への電気刺激量は MP 関節の目標関節角度と計測した関節角度に基づいて決定した。

式(1)、(2)における制御パラメータ $K_{f,2}$ 、 $K_{e,2}$ の係数部分は微分項の役割を担っている。電気刺激による筋の応答には時間遅れが生じるため、関節角度計測装置によって計測した関節角度が設定した目標関節角度を通過してから初めて刺激量を減少させたのでは、オーバーシュートが発生してしまい、屈曲と伸展を繰り返すような振動が発生してしまうことが考えられる。そこで、微分項を取り入れることで電気刺激による関節角度変化が生じ始めたら筋応答の時間遅れを考慮して刺激量を減少させるような働きが可能となると考えられる。

制御パラメータは、被験者の電気刺激時における関節角度の変化具合によって調整を行った。 $K_{f,1}$ 、 $K_{e,1}$ はそれぞれ指屈筋及び指伸筋への電気刺激に対する関節角度変化の様子によって調整した。 $K_{f,1}$ は 4.0×10^{-5} 、 $K_{e,1}$ は 1.5×10^{-4} を基準に、電気刺激に対する筋の応答が良く、関節角度の変化が発生しやすい場合は小さい値にし、電気刺激に対する筋の応答が悪く、関節角度の変化が発生しづらい場合は大きい値に調整した。 $K_{f,2}$ 、 $K_{e,2}$ は電気刺激に対する筋応答の時間遅れを考慮し、対象筋への電気刺激によって発生する手指関節動作が開始した時に刺激量を減少させ、オーバーシュートを抑制する役割を担っている。 $K_{f,2}$ は 1.0×10^{-1} 、 $K_{e,2}$ は 5.0×10^{-1} を基準に刺激に対する筋の応答が良く、関節角度の変化が発生しやすい場合は大きい値にし、刺激に対する筋の応答が悪く、関節角度の変化が発生しづらい場合は小さい値に調整した。

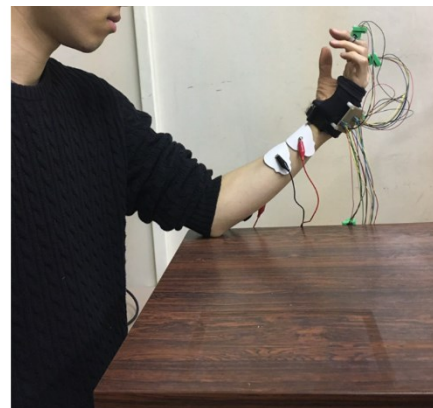


図 6 実験時における姿勢

5. 中指における PIP, MP 関節角度追従制御実験

5.1 被験者

被験者は健康男性 3 名で、全ての被験者について利き手と逆側である左手関節に対して制御を行った。被験者には実験内容について説明を行い、同意を得た上で実施した。

5.2 実験手順及び実験条件

初めに、指屈筋及び指伸筋のモーターポイント[10]付近で、中指の PIP 関節及び MP 関節の十分な屈曲伸張動作が確認できる刺激位置を探索し、表面電極を取り付けた。次に、PIP 関節及び MP 関節が最大限屈曲及び伸展し、かつ激しい痛みの生じない上限電気刺激量を求め、制御時に上限電気刺激量を超えないように設定した。その後、設定した目標関節角度への追従制御実験を行った。被験者には椅子に座ってもらい、手掌側が上になり、肩関節の外転内転角度及び内旋外旋角度が 0 度になるような姿勢で肘を机の上に乗せ、机平面と、肘から手首までの直線とが交差する角度が約 45° 程度になるような姿勢をとってもらい、関節角度計測装置を装着した。手指関節の初期姿勢は、伸展した状態で力を入れずリラックスさせた姿勢とした。その後、表 2 に示す 4 条件の PIP, MP 目標関節角度に対する追従制御実験を行った。なお、筋疲労による影響を避けるため、各条件は連続して行わず、1 条件が終了した後 1 分程休息を取らせた後、次の条件を開始した。

表 2 実験条件と各条件における目標関節角度

	PIP 目標関節角度	MP 目標関節角度
条件 1	45°	30°
条件 2	60°	30°
条件 3	90°	30°
条件 4	75°	45°

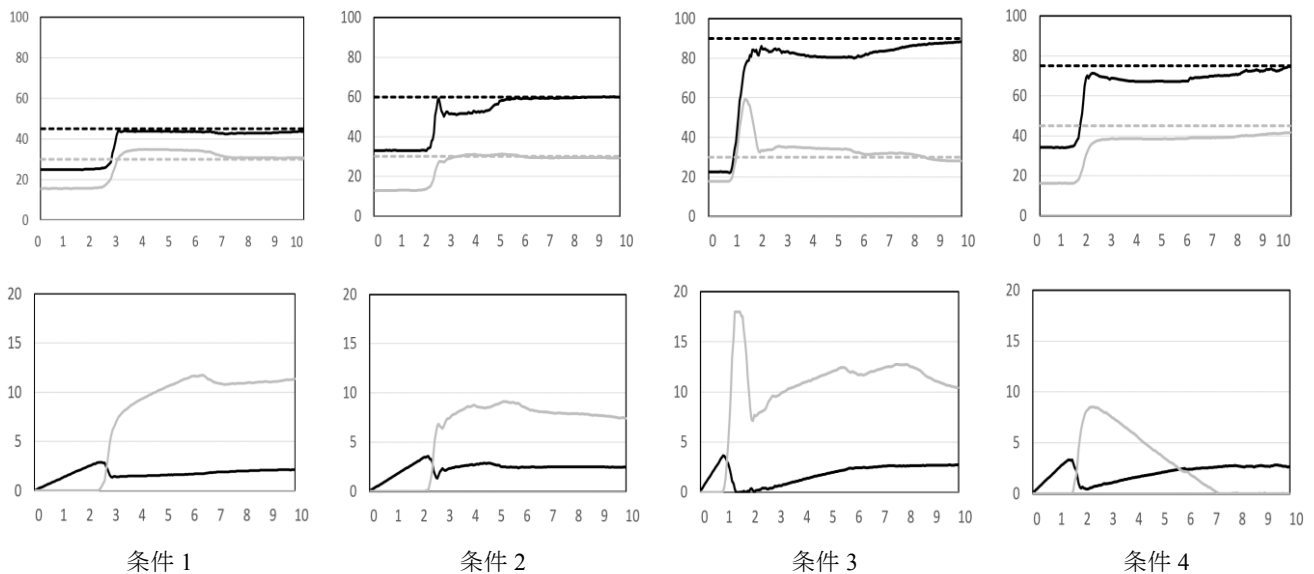


図 7 被験者 A の実験結果. 上段は関節角度の変化 (縦軸: 関節角度[degree], 横軸: 刺激開始からの経過時間[s], 黒実線: PIP 関節角度, 灰実線: MP 関節角度, 黒点線: PIP 目標関節角度, 灰点線: MP 目標関節角度) を示す. 下段は各対象筋へ与えた電気刺激量 (縦軸: 電気刺激量[mA], 横軸: 刺激開始からの経過時間[s], 黒実線: 指屈筋への電気刺激量, 灰実線: 指伸筋への電気刺激量) を示す.

条件 1, 条件 2, 条件 3 における MP 関節目標角度は 30° と一定であるが, PIP 目標関節角度は条件 1 では 45° , 条件 2 では 60° , 条件 3 では 90° と変化させた. 指屈筋のみへ電気刺激を与えて単独収縮させた場合, 通常 PIP 関節及び MP 関節の屈曲が発生する. よって, 条件 1, 条件 2, 条件 3 全てに対して正確に追従することが可能であれば, 指伸筋への刺激によって MP 関節屈曲を抑えつつ指屈筋への刺激によって PIP 関節屈曲角度を制御するといった, 指伸筋及び指屈筋への電気刺激によって発生する筋収縮の協調による PIP 関節及び MP 関節角度に対して設定した目標関節角度への追従制御が可能であると言える. しかし, 指屈筋の収縮による手指関節角度への影響として, PIP 関節への関与が最も大きいことから, 指屈筋への刺激によって MP 関節の屈曲が見られないまま PIP 関節だけが屈曲していき, 更に電気刺激量を増加させると MP 関節が屈曲してくるといった動作が見られる可能性がある. この場合, 指屈筋と指伸筋の筋収縮の協調が発生しなくても, 指屈筋への単独刺激によって条件 1, 条件 2, 条件 3 は達成できてしまう可能性がある. そこで, 条件 4 を取り入れることにより, 指屈筋と指伸筋への電気刺激による筋収縮の協調によって PIP 関節及び MP 関節角度に対して設定した目標関節角度への追従制御が可能であることを示すことができる. 条件 3 に対して条件 4 では PIP 関節屈曲角度は小さいが MP 関節屈曲角度は大きくなっている. 指屈筋の単独収縮では PIP 関節及び MP 関節が屈曲するため, 指屈筋の単独

収縮によって PIP 関節角度が 90° となった時の MP 関節角度より, 指屈筋の単独収縮によって PIP 関節角度が 75° となった時の MP 関節角度の方が大きくなることはないと考えた. よって, 条件 1 から条件 4 までの全条件に対して正確に制御することができれば, 指屈筋及び指伸筋への電気刺激によって発生する筋収縮の協調によって中指 PIP 関節角度及び MP 関節の角度に対して設定した任意の目標関節角度への追従な制御が可能であると言える.

6. 実験結果

被験者 3 名の内, 2 名については全条件で目標関節角度に対して正確に追従制御することが可能であった. 正確な追従制御が可能であった被験者 A の追従制御実験結果を図 7 に示す. 正確に追従制御することが可能であった 2 名の被験者 A・B における, 刺激開始 10 秒後の各関節角度の値を表 3 に示す.

表 3 被験者 A・B の刺激開始 10 秒後における中指 PIP 関節角度及び MP 関節角度

	被験者 A		被験者 B	
	PIP	MP	PIP	MP
条件 1	43.67°	30.78°	41.12°	28.80°
条件 2	60.00°	29.28°	59.73°	29.56°
条件 3	88.34°	28.07°	92.44°	33.33°
条件 4	74.62°	41.57°	74.85°	38.90°

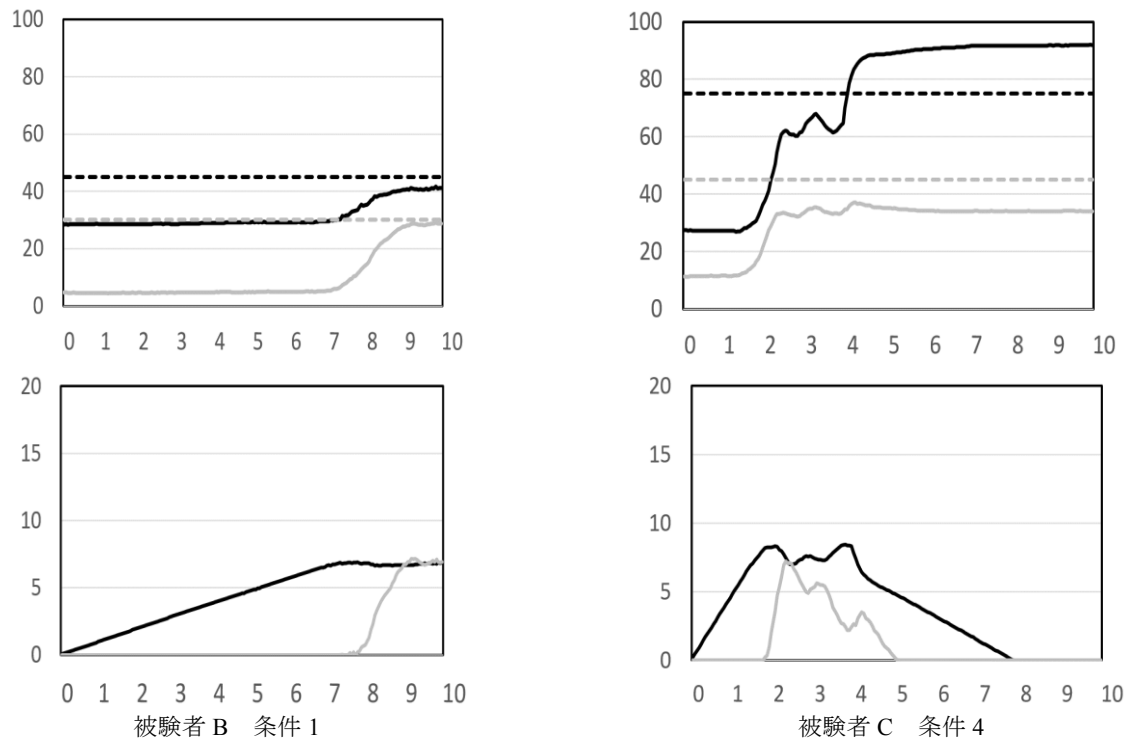


図 8 被験者 B 条件 1 及び被験者 C 条件 4 の実験結果. 上段は関節角度の変化 (縦軸: 関節角度[degree], 横軸: 刺激開始からの経過時間[s], 黒実線: PIP 関節角度, 灰実線: MP 関節角度, 黒点線: PIP 目標関節角度, 灰点線: MP 目標関節角度) を示す. 下段は各対象筋へ与えた電気刺激量 (縦軸: 電気刺激量[mA], 横軸: 刺激開始からの経過時間[s], 黒実線: 指屈筋への電気刺激量, 灰実線: 指伸筋への電気刺激量) を示す.

7. 考察

7.1 各条件における目標関節角度に対する誤差

2名の被験者 A, B については, 刺激開始 10 秒後における中指 PIP 関節角度, MP 関節角度が全 4 条件において目標関節角度 $\pm 7^\circ$ 未満の範囲内に収まっており, 被験者 A 及び被験者 B の全 4 条件における, PIP 関節角度, MP 関節角度の平均誤差は 1.75° であったことと, 被験者 A 及び被験者 B の両方で, PIP 関節屈曲角度は条件 3 の方が大きい, MP 関節屈曲角度は条件 4 の方が大きいという指屈筋のみの単独収縮では達成できず, 指屈筋と指伸筋との筋収縮の協調が必要な条件に対しても精度高く追従していたことから, 指屈筋及び指伸筋への電気刺激によって発生する筋収縮の協調によって, 中指における PIP 関節, MP 関節における任意の目標関節角度への追従制御が可能であることが示唆された.

7.2 制御器の出力電気刺激による筋収縮の協調

被験者 A の条件 1, 条件 2, 条件 4 における関節角度の変化と電気刺激量の変化を時系列で追って見てみると, 関節角度計測装置により計測した関節角度が各条件における目標関節角度に到達していなくても関節角度の変化が現れた時に微分項の働きにより指屈筋への刺激量を減少, 指伸

筋への刺激量を増加させることにより手指関節の完全屈曲, 完全伸展が繰り返されるような大きな振動を抑えることが可能となったと言える. また, 条件 1, 条件 2, 条件 3 について, 計測した PIP 関節角度及び MP 関節角度が目標関節角度に近づいた後は指屈筋・指伸筋両方の筋に対して刺激を行っている. この時, 各対象筋に与えた電気刺激量に応じて PIP 関節角度は増加あるいは現状維持, MP 関節角度は現状維持あるいは減少するという変化が確認できた. このことから, で述べた指屈筋及び指伸筋が PIP 関節 MP 関節屈曲伸展に関与する影響の大きさを考慮した制御器を構築することにより, 中指 PIP 関節及び MP 関節における任意の目標関節角度への追従制御が可能であることが示唆された.

7.3 制御器の問題点

被験者 A の条件 3 の結果を見ると, MP 関節角度のオーバーシュートの発生が確認できる. MP 関節角度のオーバーシュートが発生してしまった原因としては, 4.3 節で述べた数式 (1) における制御パラメータ $K_{f,1}$ の値が大きすぎたことで, 数式 (1) の微分項による指屈筋への電気刺激量の減少によって引き起こされる MP 関節屈曲力の抑制と, 数式 (2) による指伸筋への電気刺激量の増加によって引き起こされる MP 関節伸展が追いつかなかったことが考えられ

る。また、被験者 B の条件 1 の結果 (図 8 左) を見ると、対象筋への刺激を開始してから関節角度の変化が現れるまでの時間が長く、目標関節角度に対して高速の追従制御は難しいと言える。関節角度の変化が現れるための時間が長くなってしまった原因としては、4.3 節で述べた数式 (1) における制御パラメータ $K_{f,1}$ の値が小さすぎたことで、関節角度計測装置により計測した PIP 関節角度と PIP 目標関節角度との誤差が大きくても指屈筋へ増加させる電気刺激量が少なかったことが考えられる。本稿では、制御器のパラメータを電気刺激に対する筋応答の様子を見て決定しており、時定数やむだ時間といった定量化した筋応答の情報に基づいて決定したものではない。そのため、オーバーシュートや振動、高速な筋応答を実現するには刺激に対する筋応答から、時定数やむだ時間を算出し、最適なパラメータを設計する必要があると考えられる。

また、被験者 A と被験者 B に比べ、条件 4 において目標関節角度への追従制御の精度が低かった被験者 C の条件 3 (図 8 右) の結果を見ると、途中から PIP 目標関節角度が計測した PIP 関節角度よりも小さく、MP 目標関節角度が計測した MP 関節角度よりも大きい姿勢となってしまう。この姿勢から目標関節角度に近づけるように制御するためには、PIP 関節の伸展動作及び MP 関節の屈曲動作を行う必要がある。3.2 節で述べたとおり、PIP 関節の伸展動作及び MP 関節の屈曲動作を行うには内在筋の活動が必要となってしまう、外在筋のみへの電気刺激ではこのような動作は達成できない。そのため、手指のより細かな関節動作を機能的電気刺激によって実現するには、内在筋も刺激対象筋として考慮する必要があるが、3.1 節で述べた通り、内在筋の皮膚表面に表面電極を取り付けると手指動作の妨げになってしまう可能性が高いため、内在筋を対象筋として含める場合には検討が必要である。

8. まとめ

前腕部に位置する指屈筋及び指伸筋への電気刺激によって中指における任意の PIP 関節角度及び MP 関節角度への追従を可能とする制御手法の提案を行った。

指屈筋及び指伸筋の収縮による各手指関節へ関与する影響の大きさを基に、指屈筋への刺激量は PIP 関節角度、指伸筋への刺激量は MP 関節角度に基に決定する制御器を構築し、設定した目標関節角度と慣性センサで計測した関節角度との関係から制御器によって求めた各筋への刺激量を対象筋に与えることにより、指屈筋と指伸筋の筋収縮の協調が発生し、設定した任意の目標関節角度への追従制御が可能であることが示唆された。

しかし、本稿では考慮に入れていない PIP 関節伸展動作と MP 関節屈曲動作が同時に必要となる姿勢における制御を可能にするため、内在筋も対象筋に含めるための検討や、オーバーシュート、振動そして追従の高速化に対処するた

めの理論的な制御パラメータ設定方法の確立が必要である。

9. 今後の課題

本稿では目標関節角度として 4 条件を設定したが、どの条件においても単一の目標関節角度への追従であった。そのため、刺激開始前の初期状態からどのような手指関節角度の変化を経て最終的な目標状態まで到達しているかという初期状態から最終的な目標状態までの過程を考慮していない。初期状態から最終的な目標状態までの過程を追従制御対象として考慮に入れるためには、初期状態から最終的な目標状態までの手指関節角度変化の推移を時分割し、時分割された各時刻における目標手指関節角度への追従制御を可能とする制御器を構築する必要がある。

また、本稿では中指の PIP 関節角度及び MP 関節角度のみを追従制御対象としており、DIP 関節に関しては追従制御対象としていない。指屈筋のみの単独収縮では MP 関節及び PIP 関節で屈曲力を使い果たし、DIP 関節の屈曲動作は行うことができず、指伸筋の収縮により MP 関節の屈曲力を抑えながら指屈筋の収縮を行うことで DIP 関節に屈曲力が伝わるということが可能になることが知られており [11]、この知見に基づいて指屈筋及び指伸筋へ適切な電気刺激を与えることで DIP 関節が屈曲することを確認している。よって、DIP 関節角度も追従制御対象とするための制御器の構造を探索する。

参考文献

- [1] Zhou, Ma, Pinhas, B. Jerome, D. : “Hand rehabilitation learning system with an exoskeleton robotic glove”, IEEE transactions on neural system and rehabilitation engineering, Vol.24, No.12, pp.1323-1332 (2016)
- [2] Hoshimiya, N. Naito, A. Yajima, M. and Handa, Y : “Multichannel FES system for the restoration of motor functions in high spinal cord injury patients: A respiration-controlled system for multijoint upper extremity”, IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol.36, No.7, pp754-760 (1989)
- [3] Tamaki, E. Miyaki, T. Rekimoto, J. and Sasabe, T. : “PossessedHand: Techniques for controlling human hands using electrical muscles stimuli”, CHI’11 Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems, pp.543-552 (2011) .
- [4] Watanabe, T. and Fukushima, K. “A study on feedback error learning controller for functional electrical stimulation: Generation of target trajectories by minimum jerk model”, Artificial Organs, Vol.35, No.3, pp.270-274 (2011)
- [5] “Kinniku-Guide”. http://www.musculature.biz/40/43/post_163/
- [6] 上羽康夫. 手 その機能と解剖 (改訂第 5 版). 金芳堂, 2010
- [7] Jože, G. Grega, J. Matevž, P. Sašo, T. and Jaka, S. : “An analysis of the precision and reliability of the Leap Motion sensor and its suitability for static and dynamic tracking”, Sensors 2014, Vol.14, No.2 pp.3701-3720 (2014)
- [8] Eric, F. Danilo, Y. M. Murilo, F. M. S. and Carlos, K. S. : “Development of a glove-based optical fiber sensor for applications in human-robot interaction”, 2013 8th ACM/IEEE International Conference on Human-Robot Interaction(HRI), pp.123-124.
- [9] Christopher, H. Katrin, W. and Mathias, W. : “Whole hand

modeling using 8 wearable sensors: Biomechanics for hand pose prediction“, AH'13 Proceedings of the 4th Augmented Human International Conference pp.21-28 (2013) .

- [10] 蓮江光男. 整形外科神経疾患ハンドブック. 南江堂, 1983
- [11] Donald, A. N. カラー版筋骨格系のキネシオロジー (原著第2版). 医歯薬出版株式会社, 2012