

令和四年度 博士論文

筋電気刺激を用いた指関節の制御

東京都市大学大学院 総合理工学研究科 情報専攻 システム情報工学領域  
ヒューマンメディア工学研究室 2091402 渡邊恭佑  
指導 森博彦 教授

# 目次

1. 序論 .....	5
1.1. 運動学習の重要性とそのメカニズム .....	5
1.2. 指動作の重要性 .....	6
1.3. 筋肉・関節の運動メカニズム .....	7
1.4. 筋電気刺激の運動学習効果 .....	7
1.5. 筋電気刺激の分類 .....	10
2. 指の制御に関する関連研究 .....	11
2.1. 筋電気刺激による指関節の駆動 .....	11
2.2. 筋電気刺激による指関節を除く関節の制御 .....	11
2.3. 電気刺激強度と指先力との関係性及び電気刺激による指先力の制御 .....	12
2.4. 筋電気刺激による指関節角度のフィードバック制御 .....	13
3. 筋電気刺激を用いた指関節角度制御の難しさ .....	14
3.1. 指の慣性モーメント .....	14
3.2. 指を動かす筋肉の特性 .....	15
4. 筋電気刺激を用いた中指 MP 関節角度制御実験 .....	16
4.1. 実験目的 .....	16
4.2. 刺激対象筋肉 .....	16
4.3. 制御方法 .....	17
4.3.1. 同時収縮・相反神経支配を模倣する方法 .....	17
4.3.2. 制御の流れ .....	18
4.3.3. FE-MP モデルの構築方法 .....	19
4.4. PID 制御パラメータ決定法 .....	20
4.5. アンチwindアップの導入 .....	21
4.6. 筋電気刺激を用いた指関節角度制御精度に影響を与える要因の評価方法 .....	22
4.6.1. 刺激周波数 .....	22
4.6.2. PID 制御パラメータの調整方法 .....	22
4.7. 実験手順 .....	23
4.8. 実験装置 .....	24
4.8.1. 電気刺激装置 .....	25
4.8.2. 表面電極 .....	27
4.8.3. 関節角度計測装置 .....	28
4.8.4. 手首・腕固定装置 .....	30

4.9.	実験参加者 .....	30
4.10.	評価方法 .....	31
4.11.	実験結果・考察 .....	32
4.11.1.	関節角度制御精度に関する結果・考察.....	32
4.11.2.	刺激周波数及び PID 制御パラメータ調整方法に関する結果・考察.....	36
4.11.3.	FE-MP モデルに関する考察 .....	38
4.11.3.1.	エリア分割 .....	38
4.11.3.2.	FE 比中エリアの役割.....	39
4.11.3.3.	FE 比小エリアと FE 比大エリアの役割 .....	40
4.11.4.	モデルの FE 比中エリア折れ点数に関する考察.....	43
4.11.5.	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 .....	44
4.12.	筋電気刺激を用いた中指 MP 関節制御実験結果・考察まとめ.....	46
5.	筋電気刺激を用いた中指 MP・PIP 関節角度同時制御実験 .....	47
5.1.	実験目的 .....	47
5.2.	中指 MP・PIP 関節運動のメカニズム.....	47
5.3.	筋電気刺激を用いた多出力系制御に関する関連研究.....	48
5.4.	中指 MP・PIP 関節角度同時制御方法 .....	49
5.4.1.	IE 比の定義.....	50
5.4.2.	FE-AJA モデル, IE-DJA モデルの構築方法 .....	51
5.4.3.	平均角度制御器及び差分角度制御器の詳細.....	53
5.4.4.	中指 MP・PIP 関節角度同時制御時の処理 .....	55
5.4.5.	平均角度制御器及び差分角度制御器の制御パラメータ決定方法 .....	59
5.5.	本実験で比較を行う既存手法の概要.....	61
5.5.1.	制御計算式 .....	62
5.5.2.	制御パラメータ決定方法.....	62
5.6.	実験装置 .....	64
5.7.	実験手順 .....	65
5.8.	実験参加者 .....	69
5.9.	静的目標角度への制御に関する結果・考察.....	69
5.10.	動的目標角度への制御に関する結果・考察.....	71
5.10.1.	目標角度に対する遅れに関する分析.....	73
5.10.2.	目標角度に対する振動に関する分析.....	75
5.10.2.1.	制御手法と積分パワー値の関係に関する考察 .....	79
5.10.2.2.	目標角度変化周期の長さとの積分パワー値の関係に関する考察 .....	81
5.10.2.3.	制御対象関節と積分パワー値の関係に関する考察 .....	81
5.10.3.	目標角度に対する定常偏差に関する分析.....	82

5.10.4.	FE-AJA モデル及び IE-DJA モデルの有効性に関する考察 .....	83
5.11.	中指 MP・PIP 関節角度同時制御実験に関する全体考察 .....	86
5.11.1.	本研究の提案手法の制御能力まとめ .....	86
5.11.2.	運動学習場面での利用を想定した際の提案手法に関する考察 .....	86
5.11.3.	指関節角度制御に至るまでの時間及び生体への負担に関する考察 .....	87
5.11.4.	高精度な制御が行えなかった制御条件に関する考察 .....	88
6.	本研究成果の応用先 .....	90
6.1.	応用先 1:スポーツ動作訓練場面での応用 .....	90
6.2.	応用先 2:日常生活場面での応用 .....	90
7.	結論 .....	91
8.	今後の課題 .....	93
	謝辞 .....	95
	参考文献 .....	96
	付録 A 電気刺激装置 .....	101
	付録 A-1 昇圧回路 .....	102
	付録 A-2 定電流回路 .....	102
	付録 A-3 電極間非干渉回路 .....	103
	発表論文一覧 .....	105

## 1. 序論

本研究は、筋肉に電気刺激を与えて身体動作を誘発する手法である筋電気刺激により、指の関節を任意の角度に制御することを目的としており、1章では本研究の研究背景を述べる。1.1節では本研究の応用先である運動学習の必要性とそのメカニズムを述べ、1.2節では本研究の制御対象である指動作の重要性を述べ、1.3節では人間の随意運動における筋肉・関節運動メカニズムについて述べ、1.4節では本研究が指関節を制御する方法として用いる筋電気刺激について述べ、1.5節では筋電気刺激の分類を述べる。

### 1.1. 運動学習の重要性とそのメカニズム

人間が身体の使い方を獲得する過程は運動学習と定義されており[1]、スポーツや日常生活などの様々な場面で運動学習の効果的な方法が求められている。スポーツ選手になることを目指す人々や部活動・クラブチームで活動し大会で良い成績を収めることを目指す人々にとっては、効果的な運動学習によりスポーツ技術を向上させることが目的達成のために重要である。健康維持や増進を目指す人々にとっては、効果的な運動学習により正しいフォームを身に付けることでけがを防止し、スポーツ技術が向上することでやりがいを感じられ、スポーツを継続することにもつながる。スポーツ以外の場面であっても、例えば外科手術や介護、看護などを行う技術者が効果的な運動学習により高い技術を身に付けることができれば、より多くの人々が質の高いサービスを受けられるようになる。このように、運動学習の効果的な方法が確立できれば、非常に広い場面でその恩恵が受けられるようになる。

人間は身体動作に関する様々な情報をフィードバックしながら運動学習を行っている。フィードバックの種類は大別すると、身体動作の遂行者が自身の感覚フィードバックによって受ける固有フィードバックと、遂行者以外から与えられる付加的フィードバックがある。固有フィードバックは二種類に分けられ、筋受容体、皮膚受容体、関節受容体など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と、特殊感覚である視覚や聴覚など外受容器からのフィードバックである外在フィードバックがある。固有フィードバックの中でも内在フィードバックに敏感になることが運動学習で最も重要であるとされ、これは「身体への気づき」と呼ばれる[2]。しかし、スポーツや日常生活などで身体動作を学習する場面あるいは他人に教示する場面で学習対象動作を正確に行い内在フィードバックへ気づくことは難しく、身体動作に関する本を読む、教示者が言葉で学習者に伝えるといった付加的フィードバックにより運動学習を行うという手段が多く取られる。付加的フィードバックは学習時のパフォーマンスを向上させるが、付加的フィードバックへの依存傾向を高め、学習には効果的ではないと指摘されている(手引き仮説: **guidance hypothesis**[3])。このことから、運動学習を効果的にするためには、学習者に筋肉・皮膚・関節の適切な感覚を教示することが重要となる。

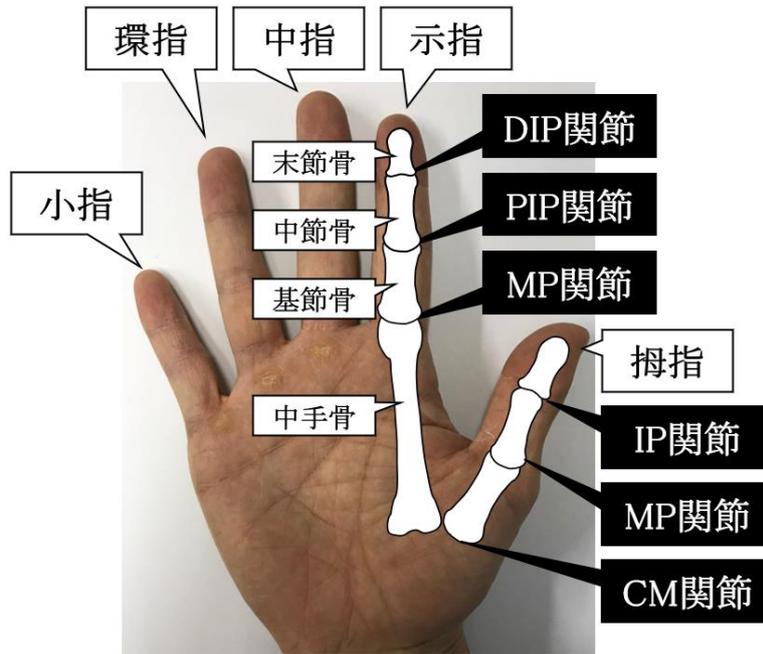


図 1 指, 指骨, 指関節の名称

## 1.2. 指動作の重要性

本研究で制御対象としている指は人間にとって最も精密な動作を行うことが可能な身体部位であり, 精密な指動作を要求される場面は多い. 図 1 に指, 指骨, 指関節の説明を示す. 指は拇指, 示指, 中指, 環指, 小指からなっており, 拇指を除く四つの指はそれぞれ指の先端から末節骨, 中節骨, 基節骨という三つの骨で構成されている. 各指は手根中手関節 (carpometacarpal joint:CM), 中手関節 (metacarpophalangeal joint:MP), 指節間関節 (interphalangeal joint:IP) で構成され, 拇指を除く指の IP 関節は近位と遠位があり, それぞれの関節は近位指節間関節 (proximal interphalangeal joint:PIP), 遠位指節間関節 (distal interphalangeal joint:DIP) と呼ばれている[4]. DIP 関節, PIP 関節, MP 関節のことをそれぞれ指の第一関節, 指の第二関節, 指の第三関節とも呼ぶ.

拇指の CM 関節及び全ての指の MP 関節は屈曲・伸展動作及び内転・外転動作が可能で, IP 関節は屈曲・伸展動作が可能である[4]. このような関節運動の組み合わせによって指は様々な動作を行うことが可能となっている. 指動作の運動機能に関する分類は様々なものがなされているが, 米満[5]は指の運動機能を, ①ものを握る (grip), ②ものをつまむ (pinch), ③ものをねじる (twist), ④ものを押す (push), ⑤ものをすくう (scoop) の五つに大別し, ②ものをつまむ動作は指の先端つまみ (tip pinch), 指腹つまみ (pulp pinch), 指の側面つまみ (lateral pinch), ものをひっかける (hook), 指と指との間でのはさみ (finger pinch) の五つに分類した. 人間はこのような運動機能を巧みに組み合わせることによって日常生活を円滑に送っている. 例えば, 箸を使用して食事を行う動作, ペンで文字を書く動作や絵を描く動作, 裁縫を行う動作, キーボードでタイピングを行う動作など日常生活において指の巧みな動作を要求される場面は数えきれないほど多く存在する. その

他でも、スポーツや外科手術などの場面では巧みな指動作を行えるかどうかパフォーマンスに直結する。このように、人間が生活を送る上で指は非常に重要な役割を果たしている。

一方で、日常的に行う機会の多い指動作であっても、実際には適切に行えていない割合が多いことが指摘されている。食事を行う際の箸の持ち方は成人でも 30%程度の割合で正しく把持できていないことが報告されており[6]、筆記具を正しく把持できている成人の割合は 8%程度との報告もある[7]。更に、スポーツの分野では巧みな指動作が要求されることから、指の動かし方を上手にしたいという要望は非常に多い。よって、指の動かし方を効果的に学習することが可能となれば、日常生活の質向上やスポーツ技能向上など、様々な利益が得られる。また、本研究では主に運動学習に焦点を当てているが、日本国内の上肢機能障害者の数は 44 万 4 千人と非常に多いことから[8]、リハビリテーションの分野でも細かな指動作が行いたいという需要は多いと考えられる。そのため、指動作を学習、あるいは他人に教示するための効果的な方法の確立が望まれる。

### 1.3. 筋肉・関節の運動メカニズム

1.1 節で述べたように、筋肉・関節・皮膚の感覚を基に運動学習を行うことが最も効果的であるとされている。そのため人間の随意運動メカニズムに基づいた身体の使い方を正確に教示することで、効果的な運動学習が可能になると考えらえる。

これまで、関節運動時の筋電図を計測することで、筋肉・関節の運動メカニズムを調査するための研究が行われてきた。Smith et al.[9]は、ゆっくり物をつかむ動作や物を強く握る動作を行っている際の上肢の筋活動を解析する研究を行った。Iimura et al.[10]は、ランニング動作中の下肢の筋活動を解析する研究を行った。これらの研究の成果として、人間は同時収縮と相反神経支配によって関節運動を行っていることが明らかとなった。同時収縮とは、主動筋(関節運動を主導する筋肉)だけでなく拮抗筋(主動筋とは逆の方向に関節運動を行わせる筋肉)も共に収縮させることで関節運動を滑らかにし、運動の安定性を高めるメカニズムである。相反神経支配とは、主動筋の収縮を強め、拮抗筋の収縮を弱めることで関節が動くメカニズムである。ランニングのような下肢運動、手指の力や角度を微調整するような運動、手指の力を強く発揮する運動の全てにおいて同時収縮と相反神経支配は共通しているため、人間の関節運動において非常に重要なメカニズムであることが分かる。以上より、同時収縮と相反神経支配により指関節を正確に動かす、ということを学習者に教示できれば、効果的な運動学習法になると考えられる。

一方で、皮膚の感覚も運動学習においては重要な要素の一つではあるが、皮膚の感覚は手指で扱う対象物の形状や硬度、材質など、人間の随意運動メカニズムと関係しない要素が強く影響する。そのため本研究では、皮膚の感覚については明示的に考慮せず、筋肉・関節運動メカニズムに焦点を当てて指の効果的な運動学習法について検討を行った。

### 1.4. 筋電気刺激の運動学習効果

運動学習方法は大きく分けて3通り存在する。1つ目は口頭指導や学習本を読んで動きを学ぶなど、筋肉の使い方や関節の動かし方を数度単位で教示するような正確な身体の動きを直接的には

教示せずに動きを学ぶ方法である。2 つ目は手の甲に機械的なアクチュエータを配置し、各指関節動作を直接的に制御する外骨格アシスト機構による手法である[11]。3 つ目は神経や筋肉に外的な電気刺激を与えることで筋収縮を発生させ、各指関節動作を制御する筋電気刺激である。

口頭指導や学習本を読むなどの方法は一般的に用いられる運動学習方法ではあるが、運動学習において最も重要な筋肉の使い方を教示するといったことや、関節の動かし方を数度単位で教示するなど、身体の動かし方を正確に教示することは難しい。

外骨格アシスト機構による方法では、機械的なアクチュエータの動作量のみで直接的に指関節の角度を制御することが可能なため、指関節に関する複雑な筋骨格構造を詳細に考慮することを必要とせずに指動作の細かな制御が可能となる。しかしながら、筋収縮に起因した指動作ではないため運動学習において最も重要な要素の一つである筋肉の使い方を正確に教示することは難しい。更に、身体に取り付ける装置の小型軽量化を図ることが難しく、装置の装着自体が負担となるといったことや、装置が指動作を妨げることが発生し得る。

一方で筋電気刺激による方法では、神経や筋肉に電気刺激を与え、筋収縮を発生させることにより指動作が行われる。筋電気刺激による関節動作の詳細な発生機序を以下に示す。筋肉は多数の筋線維によって構成されており(図 2)、脊髄から繋がっている $\alpha$ 運動ニューロンが枝分かれして各筋線維に結合している(図 3)。 $\alpha$ 運動ニューロンと、 $\alpha$ 運動ニューロンの支配下である筋線維とのひとまとまりのことを運動単位と呼ぶ[4]。 $\alpha$ 運動ニューロンが筋に侵入する点のうち電気刺激に対して最も著明に収縮する部位のことを運動点と呼び[12]、運動点に電気刺激を印加することにより運動単位が動員されて筋収縮を誘発し、筋肉の両端の腱が付着する骨を引っ張ることによって関節運動が引き起こされる。人間の随意的な指動作は脳から出力された電気信号が神経を伝って筋肉に到達し、筋収縮が発生することにより行われるため[13]、外骨格アシスト機構による手法と比較すると筋電気刺激によって行われた指動作は人間の随意的な指動作と類似しており、多くの固有覚を感じ取ることができる。ただし、表面電極法を用いた筋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ため[14]、随意的な身体運動時と全く同じ固有フィードバックを提示できるわけではないことには注意が必要である。

電気刺激は様々な分野で利用されてきた。古くはリハビリテーション分野で利用されており、事故や脳卒中などによって身体に麻痺が残ってしまった患者に対して運動機能再建を目的とした取り組みが行われてきた。缶を掴んでストローで飲料を飲むといった上肢動作を再建する取り組み[15]や、歩行動作や起立動作など下肢動作を再建する取り組み[16][17]がされており、随意的には行えない日常動作を電気刺激によって再建が可能であるということを示した。近年はリハビリテーション分野のみならず他者間における身体運動及び身体運動感覚の伝達・共有をも目的とした取り組みが行われている。身体動作を伝達する側(マスター)の筋電位データを基に身体動作を伝達される側(スレーブ)の筋肉に電気刺激を与えることによって肘や手首、指などにおいてマスターと同じ身体運動をスレーブに行わせるというものである[18][19]。

更に健常者を対象とした筋電気刺激による運動学習の観点からも研究がなされている。Tatsuno et al.[20]は筋電気刺激によるスポーツのフォーム矯正効果を検証した。ボウリング投球

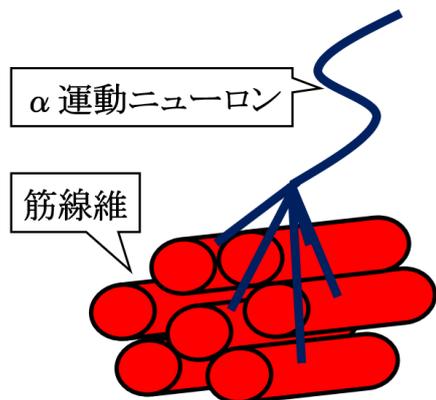


図 2 α運動ニューロンと筋線維の模式図

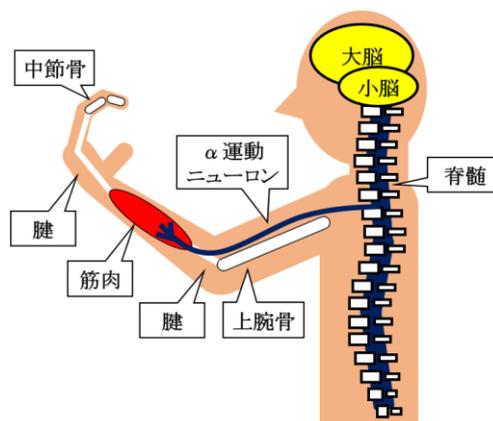


図 3 神経-筋骨格構造の模式図

フォームを題材とし、電気刺激を行わないで投球フォームを学習させた場合と筋電気刺激によって理想的な投球フォームとなるよう矯正させながら投球フォームを学習させた場合で学習効果を比較した。その結果、電気刺激を用いた時の方が投球フォームが改善され、更に実験参加者全員が電気刺激を用いた運動学習が効果的であると回答した。Nijjima et al.[21]はピアノのトレモロ演奏(異なる 2 つの音を繰り返し打鍵する奏法)を題材として筋電気刺激による楽器演奏指導の効果を検証した。ピアノのトレモロ演奏に関して、経験者は前腕の回内・回外運動により演奏することで筋疲労を軽減している一方で、未経験者は指の屈曲伸展動作により演奏するため筋疲労が生じやすいという特徴があった。そこで前腕の回内・回外運動によりトレモロを演奏することを未経験者に学習させるため、前腕の回内・回外運動に関わる筋肉に電気刺激を行いながら練習させた。その結果、電気刺激を行わずに練習をした場合と比べて電気刺激を行いながら練習した場合には指の屈曲伸展動作に関わる筋肉の活動が有意に低下し、前腕の回内・回外運動に関わる筋肉を使用するようになった。この結果から、筋電気刺激を適用することで、固有フィードバックを介して使うべき筋肉を学習できることを明らかにした。Lopes et al.[22]は、電気刺激によって手首の関節を任意の角度に制御された時の体性感覚を記憶しておき、電気刺激によって制御された関節角度を 5.8 度という誤差で随意的に再現可能であることを示した。Nijjima et al.[23]は、指先に生じる随意的な力と電気刺激により生じる力の和をある値に制御し、制御されたときの感覚を実験参加者に記憶させておき、制御されたときの力の大きさを随意的な力のみで再現できることを示した。

表面電極法を用いた筋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と上述したが、筋電気刺激による運動学習効果は以下の 2 つにまとめることができる。

- Tatsuno et al.の研究結果[20]と Nijjima et al.の研究結果[21]より、どのような動きを行わせる筋肉を使うべきかということを学習可能。
- Lopes et al.の研究結果[22], Nijjima et al.の研究結果[23]より、筋収縮の強弱もある程度学習可能。

以上より、随意的には行うことができない学習対象動作を筋電気刺激によって行わせることがで

できれば、筋電気刺激によって不随意的に学習対象動作を再現した際に生じる筋肉と関節の感覚を記憶しておき、記憶しておいた感覚を基に随意的に学習対象動作を再現する、ということを繰り返すことにより効果的な運動学習が可能となると考えられる。更に、筋収縮の強弱もある程度学習可能であることから、1.3 節で述べた同時収縮と相反神経支配を筋電気刺激によって行わせながら指の関節角度を高精度に制御することにより、筋肉の使い方や関節の動かし方を正確に学ぶことができ、高い運動学習効果が得られると期待できる。更に本論文の主な目的である運動学習からは離れるが、上肢機能障害者が自分の手を使って食事や筆記などの日常生活動作を行うなど、リハビリテーション分野への応用も可能となると考えらえる。

### 1.5. 筋電気刺激の分類

筋電気刺激は刺激を行う目的によって、治療的電気刺激 (Therapeutic Electrical Stimulation, TES), 機能的電気刺激 (Functional Electrical Stimulation, FES), 経皮的電気刺激 (Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation, TENS) などの分類がなされている[24]。TES とは、患者自身の随意運動能力の回復を目指す治療法であり、脳卒中や脊髄損傷などの痙性による筋緊張の軽減、関節可動域の拡大、筋力向上、廃用性筋萎縮の改善を目的とする。FES とは、脊髄損傷を含む中枢性運動障害者を対象とし、中枢性からの出力が減少、あるいは完全になくなった末梢神経に対して電気刺激を行い、刺激により得られる筋収縮を実際の動作の中でタイミングよく行うことで動作を遂行する方法である。TENS とは、電気刺激によって鎮痛、除痛を行うことを目的としている。以上の分類では主に身体に障害を持つ人々に対するリハビリテーションを目的としているのに対し、本研究が電気刺激を用いる目的は主に健常者が効果的に運動学習を行うことであるため、以上のいずれの分類にも当てはまらない。そこで本研究では、筋肉や神経に電気刺激を与えて身体動作を誘発することについて、筋電気刺激という表現を用いることとする。

また、筋電気刺激は身体に取り付ける電極の種類によって大きく 3 つの刺激法に分類できる。1 つ目は刺激電極及び刺激装置共々体内に埋め込んでしまう完全埋め込み法、2 つ目は刺激装置を体外に位置し、皮膚を貫通する刺激電極を用いる経皮埋め込み法、そして 3 つ目が皮膚の切開を行わず刺激電極を皮膚表面に配置する表面電極法である[25]。完全埋め込み法と経皮埋め込み法は神経及び筋肉に直接刺激電極を装着することにより選択的な刺激が可能であるため、細かな指動作を行わせる際には適した手法である。しかし、皮膚を切開して刺激電極や刺激装置を体内に埋め込むための手術が必要となるため、健常者が気軽に使用することはできない。一方で表面電極法は刺激電極、刺激装置共に体外に位置するため手術の必要がなく、比較的気軽に使用することができるため、表面電極法によって細かな指動作を実現できるような方法の確立が望まれる。しかしながら、表面電極法による筋電気刺激によって神経及び筋肉の選択的な刺激は難しく、細かな指動作を行わせることは容易ではない。本研究は、主に健常者を対象とした運動学習を目的としているため、外科手術が不要で気軽に使用することが可能な表面電極法による筋電気刺激を用いる。

## 2. 指の制御に関する関連研究

本章では指の単関節角度制御を目的とした時に参考にした研究を述べる。指の多関節角度同時制御を目的とした時に参考にした研究については 5.3 節で述べる。

### 2.1. 筋電気刺激による指関節の駆動

Tamaki et al.[26]は、表面電極を前腕上部、下部にそれぞれ 7 つずつ配置し、指及び手首関節動作に関与する筋肉に電気刺激を与えることで指及び手首動作を行わせる装置、Possessed Hand を開発した。Possessed Hand は前腕下部に配置された 7 つの表面電極のうち 1 つから前腕上部に配置された 7 つの表面電極のうち 1 つに向かって刺激周波数 40Hz の矩形波パルス電流を流すことで指及び手首動作を行わせる。電気刺激経路は 49 通り、電気刺激強度は 3 通り、合計 147 通りの電気刺激パターンにより、5 関節の独立した屈曲動作と他の関節と連動してしまう 11 関節の屈曲動作、合計 16 関節の動作を確認した。

Takahashi et al.[27]は、手の甲に表面電極を配置して手内在筋へ電気刺激を与えた場合と、前腕に表面電極を配置して指屈筋に電気刺激を与えた場合における指動作の違いを調査した。手内在筋へ刺激した場合の方が、動作対象ではない指の動作と、動作対象ではない関節(この研究[27]では MP 関節を動作対象関節としており、PIP 関節は動作対象ではない関節として扱っている)の動作を小さく抑えたまま動作対象指・関節を駆動できることを示した。しかし、これらの研究では、行わせることができる指動作は屈曲か、伸展かといった離散的な動作のみであり、任意の関節角度に制御するといった細かな動作は実現していない。

半田ら[15]は、高位頸髄損傷により上腕以下がほぼ麻痺した重度四肢麻痺患者に対し、患者の呼吸を制御命令信号としてプログラムされた刺激パルス電圧を麻痺筋肉に与えることにより、缶を掴みストローで飲料を飲むという動作を実現した。患者の筋肉に印加する刺激データは、健常者上肢各筋の動作筋電図を分析したデータに基づいて作成した。しかし、指関節を任意の目標関節角度に制御するといった微細な動作の制御は行っておらず、使用した電極は経皮埋め込み電極であるため外科手術が必要であり、健常者に対して気軽に適用することはできない。

### 2.2. 筋電気刺激による指関節を除く関節の制御

筋電気刺激によって人体の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制御する研究としては、Lopes et al.の研究[28]や、Kaul et al.の研究[29]、渡辺らの研究[30]がある。Lopes et al. [28]は、筋電気刺激により手首を駆動させてペンで線を引く動作を制御する方法を提案し、目標線との平均誤差 4.07mm で制御することを可能にした。Kaul et al. [29]は筋電気刺激により手首を駆動させて人差し指が指し示す位置を目標点と一致するよう制御する方法を提案し、目標点との平均誤差 14.37 cmで制御することを可能にした。渡辺ら[30]は、前腕に位置し手首関節動作に関与する橈側手根伸筋群、尺側手根伸筋、橈側手根屈筋、尺側手根屈筋を刺激対象筋肉とし、PID 制御 (Proportional Integral Differential Control) によつ

て手首関節二自由度(掌/背屈, 尺/撓屈)の角度を制御する方法を提案した.

その他にも, 藤田ら[31]は, 足首関節掌・背屈動作に関与する筋肉に電気刺激を与え, PID 制御により足首関節角度(掌/背屈角度)を制御する方法を提案した. Qiu et al.[32]は, 膝関節伸展動作に関与する大腿四頭筋に電気刺激を与え, PID 制御により膝関節角度を制御する方法を提案した.

いずれの提案制御手法も, 目標関節角度に対する大きな振動や定常偏差がなく制御できている. しかしながら, 3 章で述べる指関節特有の特徴を考慮した制御方法ではないため, これらの制御手法により指関節角度を任意の角度に制御することは困難である. 更に, 1.3 節で述べた同時収縮・相反神経支配を筋電気刺激によって行わせた上で関節角度を制御しているわけではなく, 各刺激対象筋肉への刺激強度を独立に調整している. そのためこれらの制御方法で行われる筋肉の使い方は人間の随意的な筋肉の使い方とかけ離れてしまうため, 高い運動学習効果は期待できない.

### 2.3. 電気刺激強度と指先力との関係性及び電気刺激による指先力の制御

指関節動作に作用する筋肉への電気刺激強度と指先力との関係性を調査した研究として, 厚海らの研究[33]がある. 厚海ら[33]は, 関節運動を主導する筋肉である主動筋と, 主動筋と骨を挟んで逆側に配置され, 主動筋と反対方向の関節運動に関与する筋肉である拮抗筋の筋活動に着目し, 筋電気刺激によって発生する指先力のモデル化を行った. 指関節の屈曲運動に関与する指屈筋の活性度を $m_f$ , 指関節の伸展運動に関与する総指伸筋(以下, 指伸筋)の活性度を $m_e$ とし, 指先力に関与する筋拮抗比 $r$ 及び関節剛性に関与する筋拮抗和 $a$ をそれぞれ式(1), 式(2)のように定義した.

$$r = \frac{m_e}{m_e + m_f} \quad (1)$$

$$a = m_e + m_f \quad (2)$$

更に, 筋肉の活性度は印加する電気刺激強度に依存するとして, 指屈筋へ印加できる最大電気刺激強度と最小電気刺激強度によって 0.0 から 1.0 までの値をとるように正規化された電気刺激強度 $I_f^*$ と, 同様に指伸筋への正規化された電気刺激強度 $I_e^*$ によって, 電氣的筋拮抗比 $r_E^*$ と電氣的筋拮抗和 $a_E^*$ をそれぞれ式(3), 式(4)のように定義した.

$$r_E^* = \frac{I_e^*}{I_e^* + I_f^*} \quad (3)$$

$$a_E^* = I_e^* + I_f^* \quad (4)$$

$r_E^*$ は 0.0 から 1.0 までの値をとり,  $a_E^*$ は 0.0 から 2.0 までの値をとる.  $a_E^*$ 値を 1.0 で一定とし,  $r_E^*$ 値を入力, 指関節を固定し, 等尺性条件下において計測された指先力を出力とする制御系を構築した. そして, 様々な周波数の, 正弦波状に変化する入力を与えた時に発生する指先発生力の時

系列データを基にボード線図を描き、二次遅れ+むだ時間系の伝達関数で近似できることを示した。

指関節動作に作用する筋肉への電気刺激により指先に生じる力を制御することを目的とした研究として、Nijjima et al.の研究[34]がある。Nijjima et al. [34]は、拇指を屈曲させる長拇指屈筋と拇指を伸展させる長拇指伸筋への電気刺激と人間の随意的な力を協調することにより、拇指の指腹と示指の側面でつまむ力を制御することを目的とした。制御方法は、現時刻における力の目標値と力の計測値に定数をかけて電気刺激強度を調整する比例制御とした。実験の結果、制御誤差は0.8N から2.8N 程度であった。

以上の取り組みをまとめると、厚海らの研究[33]では電気刺激強度と指先力の関係をモデル化した指先力や指関節角度の制御まではできておらず、Nijjima et al.の研究[34]では随意的な力と電気刺激による他動的な力の和を制御する方法を示したが、電気刺激のみによる指先力の制御はできておらず、更に指関節角度の制御も行えていない。

#### 2.4. 筋電気刺激による指関節角度のフィードバック制御

Hamana et al.[35]は、筋電気刺激によって特定の指を選択的に制御することを目的とした研究を行った。刺激対象筋肉は指屈筋と指伸筋、制御対象関節は示指 PIP 関節とした。しかしながら提案制御手法による制御能力を評価した結果、目標角度と計測角度との二乗平均平方根誤差 (Root Mean Square Error. RMSE[degree])は 14[degree]と高精度な制御が行えたとは言えない結果となった。また、制御方法は指を屈曲させたい場合は指屈筋の刺激を強めて指伸筋の刺激は変化させず、指を伸展させたい場合は指伸筋の刺激を強めて指屈筋の刺激は変化させないというものであった。よって、同時収縮と相反神経支配からかけ離れた筋肉の使い方をした上で制御する方法であった。

Watanabe et al.[36]は、筋電気刺激により同時収縮と相反神経支配を行わせた上で指関節角度を制御することを目的とした研究を行った。刺激対象筋肉は指屈筋と指伸筋、制御対象関節は中指 MP 関節とした。Watanabe et al.の研究[36]では、制御を行う前に予め指屈筋への刺激強度と指屈筋収縮力の関係、そして指伸筋への刺激強度と指伸筋収縮力の関係をそれぞれモデル化しておいた。そして制御中には指屈筋収縮力と指伸筋収縮力の和に関する制約を設けることで同時収縮を行わせた。更に指屈筋収縮力と指伸筋収縮力の比を調整しながら制御することで相反神経支配を行わせた。しかしながら、これらのモデルは実験者が試行錯誤的に補正しなければ高精度な制御は行えなかった。刺激強度と筋収縮力のモデルのままでは制御が上手く行えなかった理由として、動的収縮力を考慮できていなかったことが挙げられる。関節角度制御中には指が静止と運動を繰り返すため、静的収縮力と動的収縮力の両方が生じる[4]。しかしながら Watanabe et al.の研究[36]でモデル化したものは静的収縮力のみであり、動的収縮力の計測は一般的に容易ではないとされている[4]。よって、事前に構築しておいたモデルでは考慮していない要素である動的収縮力が制御中に生じ、刺激一筋収縮力一指関節角度の関係性が不確かとなり、制御が困難となったと考えられる。そのため、刺激強度と関節角度の関係を直接的にモデル化した上で制御可能な方法を検討する必要がある。

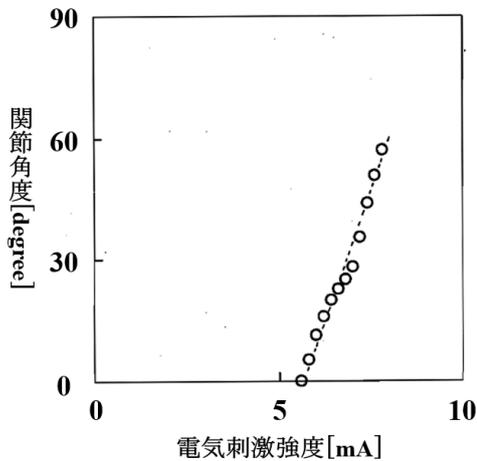


図 4 電気刺激強度と足首関節角度の関係(参考文献[31]より引用)

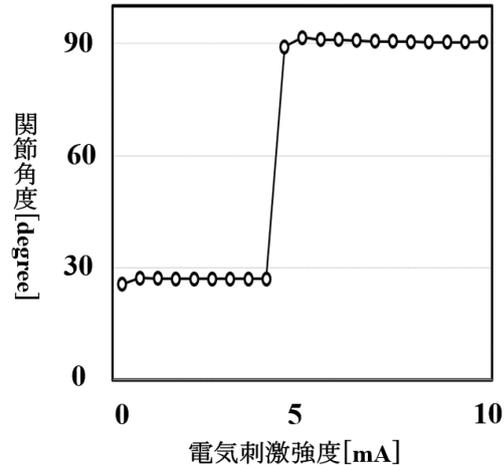


図 5 電気刺激強度と中指 MP 関節角度の関係

### 3. 筋電気刺激を用いた指関節角度制御の難しさ

2 章で述べたように、これまでの研究で指を除く関節の制御は行えているものの、指関節の制御は行えていなかった。本論文では、筋電気刺激による指関節角度制御が難しい理由として、指関節は他の関節と比べて中間的な角度で静止させることや、緩やかに動かすことが難しいことにあると考えている。藤田らの研究[31]で求めた電気刺激強度と足首関節角度の関係を図 4 に示し、本論文において 20 代の健常男性 1 名を実験参加者として求めた指屈筋への電気刺激強度と中指 MP 関節角度の関係を図 5 に示す。図 4 より、筋電気刺激により足首関節角度は中間的な角度で静止可能であることが分かるが、図 5 より、筋電気刺激により指関節角度を中間的な角度で静止させることが難しいことが分かる。図 5 のように、ある刺激強度を超えると急激に関節角度が変化してしまうようでは、任意の角度に制御すること自体が困難となる。

本論文では、指の慣性モーメントが小さいという特性と、指を動かす筋肉の特性が組み合わさることで筋電気刺激により指関節角度を中間的な角度で静止させることを困難していると考えた。3.1 節では指の慣性モーメントについて述べ、3.2 節では指を動かす筋肉の特性について述べる。

#### 3.1. 指の慣性モーメント

人間の四肢における慣性モーメントの値は、手は  $1.92 \times 10^{-3} [\text{kg} \cdot \text{m}^2]$ 、前腕は  $2.13 \times 10^{-3} [\text{kg} \cdot \text{m}^2]$ 、上腕は  $6.00 \times 10^{-3} [\text{kg} \cdot \text{m}^2]$  となっている一方で[37]、示指の末節部は  $1.70 \times 10^{-7} [\text{kg} \cdot \text{m}^2]$ 、中節部は  $4.51 \times 10^{-7} [\text{kg} \cdot \text{m}^2]$ 、指の基節部は  $2.83 \times 10^{-6} [\text{kg} \cdot \text{m}^2]$  となっている[38]。以上より、指の慣性モーメントがその他の身体部位の慣性モーメントよりも著しく小さいことが分かる。

人間の心臓の位置を基準として制御対象関節より遠位に位置する身体部位の慣性モーメントが小さいほど、筋電気刺激により発生する筋収縮力が小さくても角度変化が急激となる。Veltink et al. [39]や Ferrarin et al.[40]は、筋電気刺激により関節角度を制御するため、関節トルクと関節角度、関節角速度、関節角加速度の関係性をモデル化した。これらのモデルでは、筋電気刺激により制

御対象関節に生じる関節トルクを構成する要素として、慣性モーメントと関節角加速度の積を挙げている。よって、人間の心臓の位置を基準として制御対象関節より遠位に位置する身体部位の慣性モーメントが小さいほど、筋電気刺激により生じる関節トルクが小さくても関節角加速度が大きくなり、関節角度変化が急激になることが分かる。

### 3.2. 指を動かす筋肉の特性

3.1 節では慣性モーメントが小さいほど関節角度変化が急激になると述べたが、指を動かす筋肉の収縮力が小さければ筋電気刺激によって行われる指関節角度変化も緩やかとなるはずである。筋肉が発揮できる収縮力の大きさと、筋線維の走行方向に垂直な生理学的断面積 (Physiological Cross – Sectional Area, 以下 PCSA[cm<sup>2</sup>]) は比例関係にあり、PCSA の大きい筋肉ほど発揮できる収縮力が大きいとされている[41]。表 1 に前腕に存在する筋肉の PCSA を示す。表 1 より、指を曲げる浅指屈筋と深指屈筋は、手首関節を動かす筋肉と比べても PCSA の値が大きい方であり、比較的大きな力を発揮できる筋肉であることが分かる。

更に、1.4 節で述べたように、指を動かす筋肉に限らず筋電気刺激では大きな収縮力を発生させるサイズが大きい運動単位から活性化される傾向にあることが知られている[14]。よって、刺激によって指が動き始める際にはいきなり大きな収縮力を発生することで急激な角度変化が生じ、指関節を中間的な角度で静止させることや緩やかに動かすことが困難となると考えられる。

以上をまとめると、以下の 3 点が組み合わさることで指関節角度を中間的な角度で静止させることや緩やかに動かすことを困難にし、指関節角度の高精度な制御を困難としていると考えられる。

- 指を動かす筋肉は比較的大きな収縮力を発揮できる筋肉である
- 筋電気刺激では大きな収縮力を生み出す運動単位から活性化されるためいきなり大きな収縮力が発生する
- 指の慣性モーメントは小さいため小さな筋収縮力でも関節角度変化がしやすい

表 1 前腕に存在する主な筋肉の PCSA と主な働き(参考文献[41]より引用)

筋肉の名称	PCSA[cm <sup>2</sup> ]	主な働き
浅指屈筋	6.0	示指, 中指, 環指, 小指の PIP 関節の屈曲, 手関節の掌屈
深指屈筋	8.4	示指, 中指, 環指, 小指の DIP・PIP 関節の屈曲, 手首の掌屈
橈側手根屈筋	3.9	手首の掌屈, 前腕の回内, 肘の屈曲
長掌筋	1.4	手首の掌屈
尺側手根屈筋	6.6	手首の尺屈・掌屈
尺側手根伸筋	2.3	手首の尺屈・背屈
総指伸筋	2.5	示指, 中指, 環指, 小指の DIP・PIP・MP 関節の伸展, 手首の背屈

## 4. 筋電気刺激を用いた中指 MP 関節角度制御実験

4 章では筋電気刺激により指の単関節角度を制御することを目的とした取り組みを述べ、5 章では筋電気刺激により指の複数関節角度を同時に制御することを目的とした取り組みを述べる。

4 章から 5 章にかけて、本論文では PID 制御をベースとし、制御入出力変数を新たに定義するといったことや、モデルを追加するといった工夫をする、という一貫した方針で制御方法を検討していく。PID 制御をベースにした理由はその扱いやすさにある。まず、PID 制御は制御器構築までの流れが様々な方法で手順化されており[42]、いくつかの少ないパラメータを求めただけで制御が可能となるため、制御に必要なキャリブレーションの時間を短縮でき、生体への負担を軽減できる。キャリブレーションフェーズが複雑化し時間が長くなると、制御開始までに長時間電気刺激を印加することとなり筋疲労の発現などの問題が生じる。更に、PID 制御は P 制御の項、I 制御の項、D 制御の項の和から構成されており、各項の役割が非常に明確であるため、制御結果からどの項をどのような値とすべきか分かりやすい。以上の理由より本論文では、PID 制御をベースとした制御方法の検討を行っていく。

### 4.1. 実験目的

本実験は、筋電気刺激により同時収縮と相反神経支配を行わせた上で、中指 MP 関節を静的目標角度及び動的目標角度共に高精度に制御可能な制御方法を確立することを目的とする。手指の細かい運動を行う際の筋肉・関節運動メカニズムである同時収縮・相反神経支配を行わせた上で指関節角度を高精度に制御可能となれば、運動学習において最重要な筋肉の使い方や関節の動かし方を正確に学習者に提示可能となる。また、最も高精度な制御が行える電気刺激パルスの周波数設定値と PID 制御パラメータ調整方法についても検討を行う。

中指 MP 関節を制御対象関節に選定した理由は、最も制御が行いやすい関節であると考えたためである。中指は指の中で最も慣性モーメントが大きいため、刺激によって生じた筋収縮力の大きさに対して関節角度変化が生じにくくなるため、比較的制御が行いやすくなると考えた。2 章で述べたように、これまでに行われた研究では、筋電気刺激により指関節角度を高精度に制御可能な方法は確立されていないため、まずは制御が行いやすい関節を制御対象に選ぶべきである。そこで本研究では、筋電気刺激により動作が最も制御が最も容易と想定される中指 MP 関節を制御対象とした。

### 4.2. 刺激対象筋肉

本実験では、指屈筋と指伸筋を刺激対象筋肉とする(図 6)。指屈筋は前腕の掌側に位置し(図 6 左)、指伸筋は前腕の手の甲側に位置する(図 6 右)。指屈筋と指伸筋は共に中指だけではなく、拇指を除く全ての指や手首関節に作用し、指屈筋は拇指を除く全ての指を屈曲、手首関節を掌屈させ、指伸筋は拇指を除く全ての指を伸展、手首関節を背屈させる働きを持っている[41]。本実験では、制御対象である中指 MP 関節が最も屈曲・伸展する表面電極貼り付け位置を探索するが、指の構造上中指 MP 関節だけを動かすことは難しく、特に環指も連動して動いてしまう傾向にある。

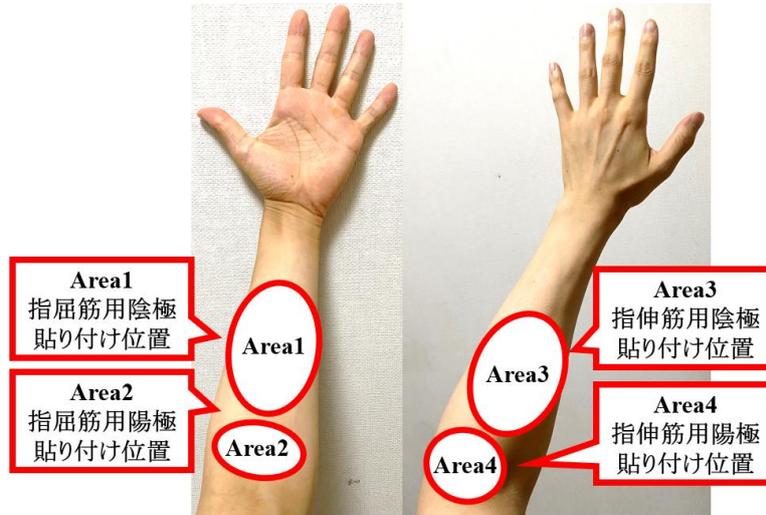


図 6 筋電気刺激を用いた中指 MP 関節角度制御実験における刺激対象筋肉と表面電極貼り付け位置

そのため、本研究では制御対象の指関節角度の状態によらず、制御対象関節のみを計測し、筋電気刺激により制御対象関節が高精度に制御できていれば良いものとする。

一方で上述したように、指屈筋と指伸筋へ電気刺激を行うと手首関節にも運動が生じる。手首が掌屈していると指関節は屈曲しにくくなり手首関節が背屈していると指関節は伸展しにくくなる[43]など、手首関節に運動が生じてしまうと筋電気刺激と指関節の関係性以外の要因も考慮しながら制御する必要性が生じてしまう。本研究では筋電気刺激と指関節運動の関係性のみに着目したいため、実験中には指屈筋及び指伸筋への刺激によって発生する手首関節運動を抑えるという方法をとる。指屈筋及び指伸筋への刺激による手首関節の運動を抑える方法については 4.8.4 節で詳しく述べる。

### 4.3. 制御方法

#### 4.3.1. 同時収縮・相反神経支配を模倣する方法

人間の筋肉・関節運動メカニズムである相反神経支配と同時収縮を筋電気刺激により再現するため、厚海らの研究[33]における電氣的筋拮抗比と電氣的筋拮抗和を参考にし、本研究では FE 比と筋拮抗和という 2 つの変数を定義する。筋拮抗和の定義を式(5)に、FE 比の定義を式(6)に示す。

$$a = \frac{S_f - S_{f,\min}}{S_{f,\max} - S_{f,\min}} + \frac{S_e - S_{e,\min}}{S_{e,\max} - S_{e,\min}} \quad (5)$$

$$FE = \frac{\frac{S_f - S_{f,\min}}{S_{f,\max} - S_{f,\min}}}{a} \quad (6)$$

式(5)において、 $a$  は筋拮抗和、 $S_f$  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示し、添え字が  $\max$  のものはその筋肉への最大刺激強度、添え字が  $\min$  のものはその筋肉へ

の最小刺激強度を示す。各筋肉への最大・最小刺激強度の設定方法については 4.3.3 節で説明する。式(6)において、FE は FE 比を示す。

筋拮抗和の値域は[0,2]であり、値が大きくなるほど同時収縮が強くなる。同時収縮の強弱度合は学びたい指運動の種類に依存すると考えられるが、本研究は制御する指運動の種類を特定の状況に限定せず、汎用的な方法を目指している。よって筋拮抗和の値を値域の中間値である 1.0 で固定とした。

FE 比の値域は[0,1]であり、値が小さくなるほど指伸筋への刺激が強くなり、値が大きくなるほど指屈筋への刺激が強くなる。よって FE 比を制御入力変数とし、FE 比を調整しながら指関節角度を制御することで、相反神経支配を行わせながら制御することが可能となる。

#### 4.3.2. 制御の流れ

本実験の制御系のブロック線図を図 7 に示す。図 7 に示すように、PID 制御と FE 比-正規化済み中指 MP 関節角度関係を表すモデル(以下、FE-MP モデル)を組み合わせる制御を行う仕組みになっている。3 章では、筋電気刺激によって指関節をある角度で静止させることが難しく、ある刺激強度を超えると急激に角度変化が生じると述べた。よって FE-MP モデルを逆変換しながら制御を行うことで、FE 比の範囲によって角度変化のしやすさが異なるとしても、その角度変化のしやすさに応じて FE 比を調整しながら制御することを可能にした。FE-MP モデルの構築方法は 4.3.3 節で述べる。

時刻  $t$  における制御の流れは以下である。あらかじめ設定しておいた目標角度( $\theta_{d,t}$ )と実際に計測した角度( $\theta_t$ )との誤差( $e_t$ )を基に、式(7)に示す PID 制御式によって時刻  $t$  における FE-MP モデルの出力値を求める。

$$\text{Model}_{\text{out,PID}(t)} = K_P e_t + K_I \sum_{i=1}^t e_{(i)} + K_D \{e_t - e_{(t-1)}\} + b \quad (7)$$

式(7)において、 $K_P$ ,  $K_I$ ,  $K_D$  は PID 制御パラメータで、それぞれ比例パラメータ、積分パラメータ、微分パラメータを表す。PID 制御パラメータの決定法は 4.4 節で述べる。 $t$  はサンプリング時刻、 $\text{Model}_{\text{out,PID}(t)}$  は時刻  $t$  において PID 制御器によって求めた FE-MP モデルの出力値、 $e_t$  は時刻  $t$  における制御系の観測値と目標値の偏差、 $b$  はバイアス値である。バイアス値については、事前に

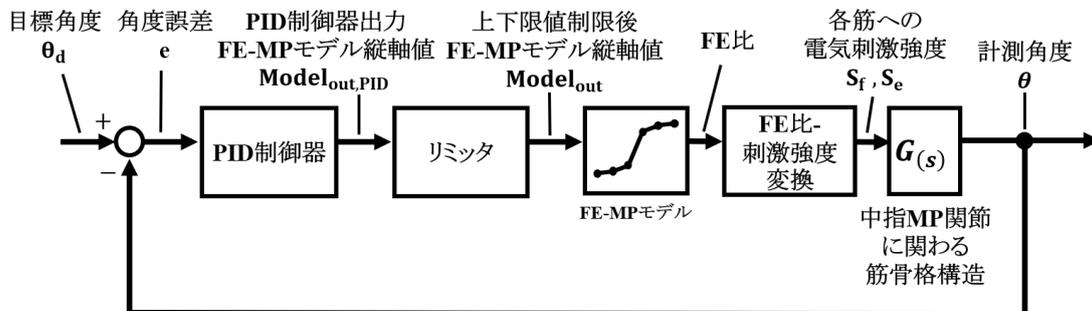


図 7 筋電気刺激を用いた中指 MP 関節角度制御実験における制御系のブロック線図

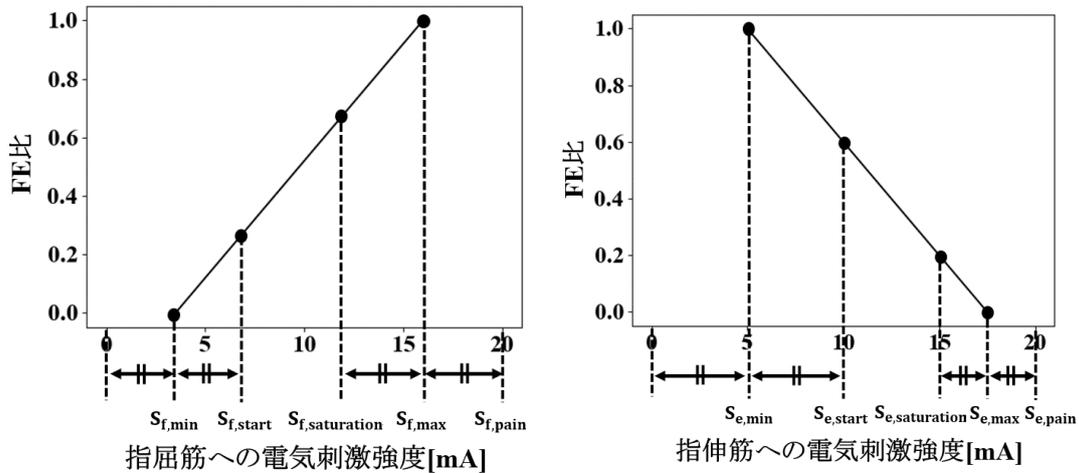


図 8 FE 比と電気刺激強度の関係

求めておいた FE 比-中指 MP 関節角度関係において、制御開始時刻の目標角度に対応する FE 比の値に設定した。PID 制御によって求めた  $Model_{out,PID}(t)$  を上限値 1.0, 下限値 0.0 で制限することで、上下制限後 FE-MP モデル出力値  $Model_{out}(t)$  を求める。上下制限後 FE-MP モデル出力値  $Model_{out}(t)$  から、対応する FE 比 ( $FE(t)$ ) を求めるため FE-MP モデルの逆変換を行う。そして図 8 のような FE 比と電気刺激強度との関係性を基に各筋肉への電気刺激強度 ( $S_{f(t)}$  と  $S_{e(t)}$ ) を求め、各筋肉に刺激を印加する。

#### 4.3.3. FE-MP モデルの構築方法

モデル化の手順は以下の①と②に従う。

- ①指屈筋・指伸筋それぞれの最小・最大刺激強度の決定
- ②FE 比と中指 MP 関節角度の関係を求める

①では、中指 MP 関節に運動が生じる刺激強度から実験参加者が痛みを感じない刺激強度以下の範囲で制御を行うため、1 秒間に 1mA ずつ刺激強度が強くなるランプ刺激(刺激パルスの包絡線がランプ状の刺激パルス)を各筋肉単独に与えたときの中指 MP 関節に生じる運動を基に最大・最小刺激強度を決定する。中指 MP 関節の運動が目視で確認可能になり始める刺激強度 ( $S_{start}$ ) の半分の刺激強度を最小刺激強度 ( $S_{min}$ ) に、中指 MP 関節に生じる運動が飽和する刺激強度 ( $S_{saturation}$ ) と痛みを感じ始める刺激強度 ( $S_{pain}$ ) との midpoint 刺激強度を最大刺激強度 ( $S_{max}$ ) に設定する。ほとんどの実験参加者は、 $S_{saturation} < S_{pain}$  となっているため、 $S_{max}$  が  $S_{pain}$  を超えることはない。中指 MP 関節角度が飽和する前に痛みを感じた場合は、 $S_{saturation} = S_{pain}$  とすることにより、いかなる条件であっても  $S_{pain}$  を超える電気刺激強度を与えることはない。

そして、筋拮抗和の値を 1.0 で固定するという条件のもとで FE 比と各筋肉への電気刺激強度との関係性を決定する。筋拮抗和の値を固定することで FE 比と各筋肉への電気刺激強度の関係は図 8 のように一対一に対応するようになる。FE 比が 0.0 の時には指屈筋への刺激強度は最小で指伸筋への刺激強度は最大、FE 比が 1.0 の時には指屈筋への刺激強度は最大で指伸筋への刺激強度は最小となり、FE 比が 0.0 と 1.0 の間は電気刺激強度との関係は線形関係となる。

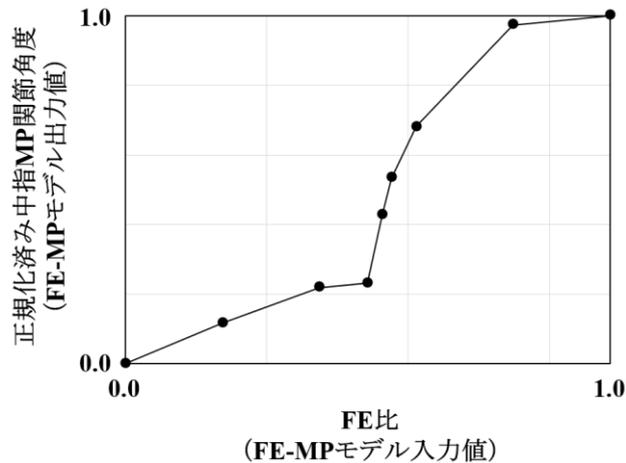


図 9 FE-MP モデルの代表例

②では、ある一定の FE 比(最小値 0.0, 最大 1.0, 分解能 0.2)に対応する電気刺激強度を各筋肉に与え、中指 MP 関節の角度変化が飽和した時点での中指 MP 関節角度を記録し、電気刺激印加を停止する、という操作を繰り返し行うことで、FE 比と中指 MP 関節角度との関係性を表す FE-MP モデルを構築する。なお、記録した関節角度を昇順に並び替えたときに 30 度以上差がある区間が存在する場合、その区間を更に細かく分割して FE 比と中指 MP 関節角度との関係性を求める。その区間における関節角度の差が 30 度未満になる、あるいは FE 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 度未満にならない場合はその区間に対する操作を終了する。上述した方法で求めた FE-MP モデルの代表例を図 9 に示す。なお、FE-MP モデルの縦軸は PID 制御の入力変数として使用しやすくするため最小値 0.0, 最大値 1.0 で正規化する。正規化済みの FE-MP モデル縦軸のことを、以下では FE-MP モデル出力値と表現する。

#### 4.4. PID 制御パラメータ決定法

本実験では、むだ時間を有する一次遅れ系や積分系、そして制御系への入力と出力が一对一の対応をしていない無定位性を持つ制御系を制御する際に有効な限界感度法[44]によって PID 制御パラメータの特定を行った。

限界感度法とは、比例動作だけでフィードバック制御を行い、目標値に対して計測値が持続振動に達した時の比例ゲインの値(限界感度: $K_C$ )と、その時の一定振幅の持続振動の周期(限界周期: $T_C$ )とに基づいて PID 制御パラメータを決定する方法である[44]。得られた限界感度と限界周期を基に PID 制御パラメータを決定する計算式は様々なものが提案されている[45]。表 2 に従って PID 制御パラメータを決定する方法を以下では Ziegler Nichols 法と呼ぶ。本実験で用いた比例制御器を式(8)に示す。

$$\text{Model}_{\text{out,PID}(t)} = K_C e(t) + b \quad (8)$$

式(8)において、 $\text{Model}_{\text{out,PID}(t)}$ は時刻 $t$ における FE-MP モデル出力値、 $e(t)$ は時刻 $t$ における中指 MP 関節角度の計測値と目標値との偏差、 $b$ はバイアス値である。目標値については筋電気刺

表 2 Ziegler Nichols 法による PID 制御パラメータ調整方法(参考文献[44]より引用)

比例パラメータ	積分パラメータ	微分パラメータ
$0.6K_C$	$1.2K_C/T_C$	$0.075K_C T_C$

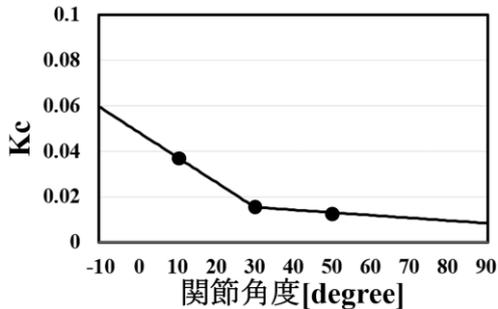


図 10 関節角度と  $K_C$  の関係性の代表例

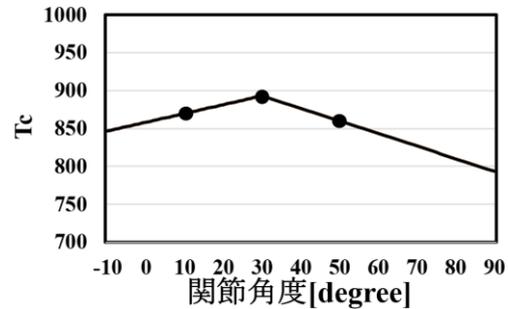


図 11 関節角度と  $T_C$  の関係性の代表例

激によって実現可能な中指 MP 関節角度範囲内で等間隔に 3 点設定し、それぞれの目標角度に対して限界感度法を実行して  $K_C$  と  $T_C$  を取得した。そして図 10 や図 11 に示すように線形補間することで関節角度と  $K_C$ 、 $T_C$  の関係を求め、制御実験中には計測した関節角度に応じた  $K_C$  と  $T_C$  を使用して求めた PID 制御パラメータによって制御を行った。このように、計測した関節角度の値によって PID 制御パラメータの値を変化させることで、関節角度に依存して変化するモーメントアーム長に起因する関節角度変化しやすさの影響[46]を吸収することを狙った。バイアス値については、事前に求めておいた FE 比-中指 MP 関節角度関係において、制御開始時刻の目標角度に対応する FE 比の値に設定した。

#### 4.5. アンチwindアップの導入

PID 制御における積分動作は、制御開始時刻から現在時刻までの各サンプリング時刻における目標値との偏差の累積値に応じて制御系への入力値の計算を行うため、目標値との定常偏差を埋める役割を担っている。しかしながら、目標値との偏差が大きい状態で PID 制御を開始した場合や、入力値の上下制限によって誤差を埋める動作が遅れた場合などに積分動作による偏差の累積が過大となり、目標値に対してオーバーシュートしてしまった後にオーバーシュートを抑制するための対応が遅れてしまう現象であるwindアップが発生する原因となり得る[47]。よって指関節のように、むだ時間を有するが出力変化速度が速い制御系、つまり時定数に対してむだ時間が長すぎる制御系を制御する際にはwindアップによる制御精度低下の影響は大きくなると考えられる。一般的なアンチwindアップとしては、制御系への入力が上下限に達した際に積分動作を停止する方法が取られる。そこで本実験ではアンチwindアップとして、FE 比が 0.95 を超える、あるいは 0.05 を下回る場合に積分動作を停止するアンチwindアップを導入した。

#### 4.6. 筋電気刺激を用いた指関節角度制御精度に影響を与える要因の評価方法

4.3 節で述べた制御方法の他に、筋電気刺激によって指関節角度を制御する際に制御精度に影響を与えると考えられる2つの要因にも焦点を当てることで、筋電気刺激によって中指 MP 関節角度を高精度な制御が可能な制御方法を検討する。1 つ目の要因は電気刺激パルスの周波数（以下、刺激周波数）であり、2 つ目の要因は PID 制御パラメータ調整方法である。刺激周波数については 4.6.1 節で述べ、PID 制御パラメータ調整方法については 4.6.2 節で述べる。

##### 4.6.1. 刺激周波数

人間の骨格筋は多数の筋線維によって構成されており、筋線維は大きく分けると 2 つの種類が存在する。1 種類目は速筋線維であり、収縮力が大きく収縮速度が高速な筋線維である。速筋線維も 2 つの種類が存在し、1 つ目は持久性に富んだ Type II a 線維であり、もう 1 つは持久性の低い Type II x 線維である。筋線維の種類を大別した 2 種類目は遅筋線維であり、収縮力が小さく収縮速度が低速な筋線維である。遅筋線維は Type I 線維とも呼ばれる。人間の随意的な身体運動の場合は、Type I 線維が初めに活動し、続いて Type II a 線維、最後に Type II x 線維が動員される[4]。電気刺激により関節運動を発生させる場合には電気刺激パルスの刺激周波数によって反応する筋線維の種類は異なるとされており、刺激周波数が 10Hz から 20Hz までは遅筋線維が、30Hz から 60Hz までは速筋線維が反応するとされている[24]。そこで本実験では刺激周波数による制御精度を比較するため、速筋線維が反応するとされる刺激周波数 40Hz と遅筋線維が反応するとされる刺激周波数 20Hz のそれぞれで制御実験を行い、制御結果を比較する。なお、刺激周波数 20Hz 未満では電気刺激による筋線維の単縮が融合せず強縮に至らないといったことや、刺激周波数 50Hz 以上では筋疲労の早期発現が問題となること[48]から、遅筋線維が反応するとされる刺激周波数を 20Hz、速筋線維が反応するとされる刺激周波数を 40Hz とした。

##### 4.6.2. PID 制御パラメータの調整方法

3 章で述べたように、筋電気刺激により指関節角度を制御する場合には関節角度の急激な変化が生じてしまうことが制御を困難にしている。そこで 4.4 節で述べた Ziegler Nichols 法の他に、計測値が目標値に対してオーバーシュートすることを許容しない PID 制御パラメータ設定方法である No Overshoot 法[45]も適用し、Ziegler Nichols 法との比較を行う。No Overshoot 法でも Ziegler Nichols 法と同じく限界感度法を行って求めた  $K_C$  と  $T_C$  を基に PID 制御パラメータを設定するが、表 3 に示すように Ziegler Nichols 法と比較して小さな値に設定することによりオーバーシュートを抑制するという特徴を持つ。

表 3 No Overshoot 法による PID 制御パラメータ調整法[45]

比例パラメータ	積分パラメータ	微分パラメータ
$0.2K_C$	$0.4K_C/T_C$	$0.066K_C T_C$

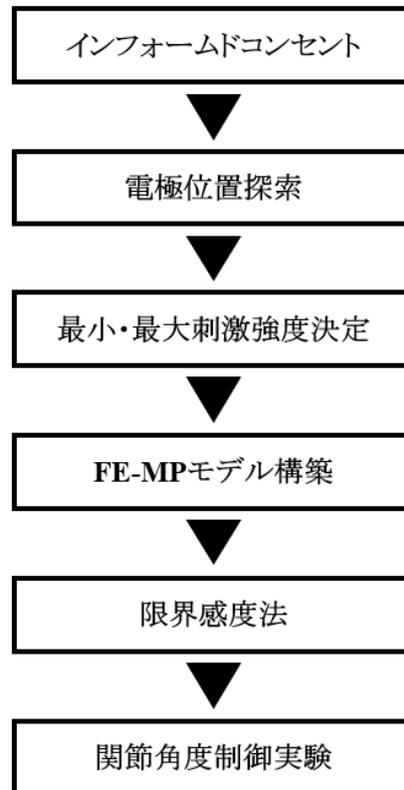


図 12 筋電気刺激を用いた中指 MP 関節角度制御実験手順

#### 4.7. 実験手順

本実験における実験手順を図 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[49]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。

電極位置探索では、中指 MP 関節に十分な屈曲及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。

最小最大電気刺激強度決定では、4.3.3 節で述べた通り、 $1[\text{mA/s}]$ という電気刺激強度増加速度であるランプ刺激を各筋肉単独に与え、中指 MP 関節が動作を始めた電気刺激強度と関節角度が飽和し始める電気刺激強度、そして痛みを生じ始める電気刺激強度を基に制御中に印加する電気刺激強度範囲と設定した。なお、刺激周波数 20Hz と 40Hz それぞれで最小・最大刺激強度の設定を別々に行った。

FE-MP モデル構築では、4.3.3 節で述べた方法で FE-MP モデルを構築した。なお、刺激周波数 20Hz と 40Hz それぞれで FE-MP モデル構築を別々に行った。

限界感度法では 4.4 節で述べた方法で限界感度法を行い、刺激周波数 20Hz と 40Hz それぞれで PID 制御パラメータを求めた。

制御実験における目標関節角度の時系列データの例を図 13 に示す。動的目標関節角度への制御開始時に計測関節角度と目標関節角度との偏差が大きいと、制御が安定するまでに長時間

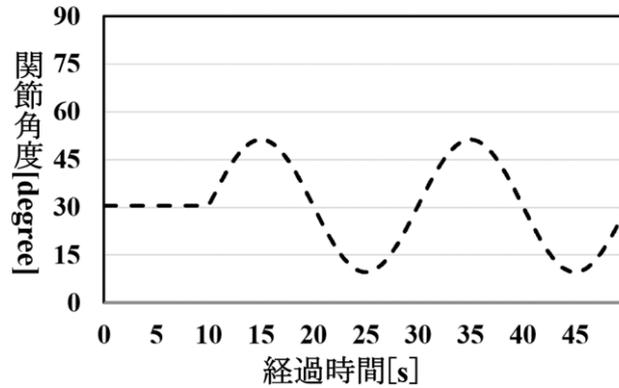


図 13 動的目標関節角度への制御実験における目標関節角度の時系列データ例  
(縦軸:関節角度[degree], 横軸:経過時間[s])

を要してしまうと考え, 制御開始 10 秒間は静的目標関節角度への制御を行った. その後 40 秒間動的目標関節角度への制御を行った. 動的目標角度は周期 20 秒の正弦波とし, 動的目標角度の最大値, 最小値は筋電気刺激によって十分実現可能な関節角度範囲に設定した. 動的目標角度の最小値( $\theta_{d,\min}$ )を式(9)に, 動的目標角度の最大値( $\theta_{d,\max}$ )を式(10)に従って設定することで, 筋電気刺激によって実現できる中指 MP 関節可動域上下限值からある程度余裕を持たせた関節角度を目標角度として設定した. 式(9), 式(10)において $\theta_{\max}$ ,  $\theta_{\min}$ はそれぞれ FE-MP モデル構築で計測された最大関節角度と最小関節角度を表す.

$$\theta_{d,\min} = \frac{1}{3}(\theta_{\max} - \theta_{\min}) \quad (9)$$

$$\theta_{d,\max} = \frac{2}{3}(\theta_{\max} - \theta_{\min}) \quad (10)$$

制御開始から 10 秒間における静的目標関節角度は正弦波の最大値と最小値の中間値とした. 制御実験における刺激周波数と制御方法の組み合わせは, 刺激周波数 20Hz・Zeigler Nichols 法, 刺激周波数 20Hz・No Overshoot 法, 刺激周波数 40Hz・Zeigler Nichols 法, 刺激周波数 40Hz・No Overshoot 法の 4 通りであり, 各 1 試行, 計 4 試行の制御実験を行った.

#### 4.8. 実験装置

実験システムは電気刺激装置, 表面電極, 関節角度計測装置, 手首・腕固定装置から構成されており, 実験システムの全体像を図 14 に示す. 電気刺激強度の調節及び関節角度の計測などの処理はサンプリング周波数 40Hz で行った. 電気刺激装置は 4.8.1 節と付録 A で述べ, 表面電極は 4.8.2 節で述べ, 関節角度計測装置は 4.8.3 節で述べ, 手首・腕固定装置は 4.8.4 節で述べる.

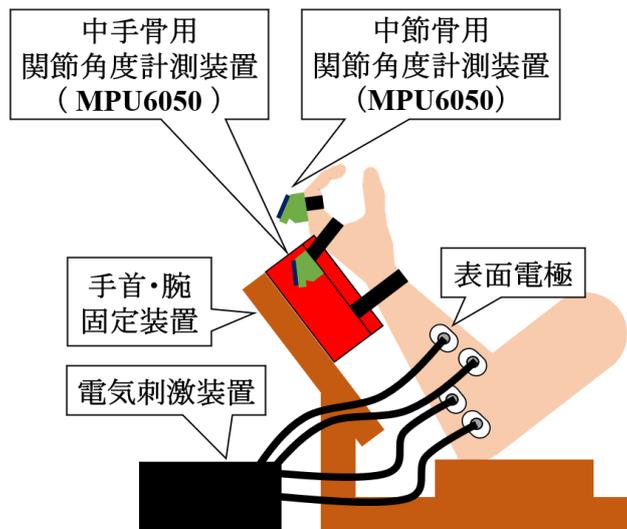


図 14 実験システムの全体像

#### 4.8.1. 電気刺激装置

電気刺激装置は、各刺激対象筋肉を選択的に刺激可能な装置を自作した。電気刺激装置の詳細については付録 A に記述する。

筋電気刺激の実験で用いられる電気刺激の波形は矩形波や正弦波、バースト波などが存在し、また電位のとり方もプラスの電位のみをとる単極性波形とプラス・マイナスの電位を交互にとる双極性波形が存在する[48]。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及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[50]。一方で、単位時間当たりの平均電流量が 1.5mA 以下の単極性の矩形波や双極性波形を用いた場合、電極下で酸性反応やアルカリ性反応があまり起こらず、やけどなどに対する安全性は高いとされている[50]。また、パルス幅 0.3ms の単極性の矩形波と双極性波形とで筋収縮力、筋疲労、痛みに違いがないことが分かっており[51][52]、Tamaki et al.[26]はパルス幅 0.2ms の単極性の矩形波を用いることで指動作を引き起こすことを成功している。電気刺激のパルス幅は広い程筋収縮力が大きくなるが不快感も大きくなるため、0.1ms から 0.3ms の範囲とされることが多く[53]、本研究では電気刺激のパルス幅を 0.2ms とした。

電気刺激強度の調節方法としては矩形波のパルス高を変調させる AM 変調方式やパルス幅を変調するパルス幅変調方式、そして刺激周波数を変調する周波数変調方式が存在するが[25]、本実験では AM 変調方式によって電気刺激強度を調節した。また、パルス高を定義する方法として、電圧値をパルス高とする方法と電流値をパルス高とする方法が存在する。表面電極法による筋電気刺激を行う場合、陽極から陰極までの間に皮膚、皮下脂肪、筋肉といった生体組織が存在する。これらの生体組織のうち、特に皮膚の抵抗値は大きく、乾燥している状態で約 2000 Ω から 5000 Ω、湿った状態で約 300 Ω 未満とされ[54]、電気刺激を行っている最中に抵抗値が変動することもある。電気刺激による筋収縮力は電流値によって決定するため[55]、パルス高を電圧値と定義する方法の場合、生体組織の抵抗値によって筋肉に流れる電流値が変動し、電気刺激強度と中指 MP

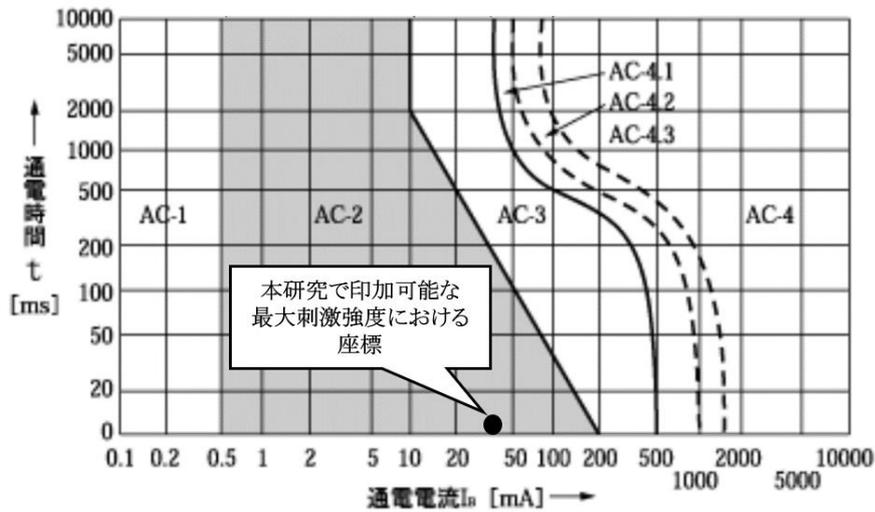


図 15 電流/時間領域と人体の反応(参考文献[56]より引用)

表 4 電流/時間領域と人体の反応における各領域の説明(参考文献[56]より引用)

領域名	説明
AC-1	感知するが, 通常驚くような反応なし.
AC-2	感知と無意識の筋収縮があり得るが, 通常有害な生理学的影響なし.
AC-3	無意識の激しい筋収縮, 呼吸困難, 回復性のある心機能の障害, 体の硬直が起こり得る. 影響度は電流値に比例するが, 通常器官に損傷なし.
AC-4	心肺停止・呼吸停止・火傷・その他の細胞障害などの病態生理学的影響があり, 電流値と時間の増加とともに心室細動の確率が高くなる. (AC-4.1:心室細動の確率が約 5%以下, AC-4.2:心室細動の確率が約 50%以下, AC-4.3:心室細動の確率が 50%を超える)

関節に働く力との関係性が大きく変動してしまうことが予想される. そこで本実験では, パルス高を電流値と定義する方法を使用した.

また, 本研究で使用する電気刺激装置から出力される電気刺激は生理的有害な影響がない範囲に抑えられているかどうかを確かめる必要がある. 人体に流れる電流値及びその持続時間と健康被害の関係性を図 15 に示し, 図 15 のグラフにおける各領域の説明を表 4 に示す[56]. 実験で用いる電気刺激の電流値と通電時間の関係性を, 図 15 のグラフにおける AC-1 あるいは AC-2 に抑えることができれば, 有害な生理学的影響はないとされている(表 4). 本実験で用いる電気刺激のパルス高の最大値は 33mA, パルス幅は 0.2ms とすることで, AC-2 の範囲に収まっていることから, 実験で用いる電気刺激を人体に与えることによる有害な生理学的影響はない.

また, 電気刺激装置の電源として商用電源を使用すると, 雷サージなどの影響で漏れ電流が発生することがあり, マクロショックやマイクロショックなどの危険性がある. こういった危険を回避するために, 保護手段である基礎絶縁と, 追加保護手段をとる必要がある[57]. 追加保護手段としてクラ

表 5 電気機器のクラス分類(参考文献[57]より引用)

クラス	保護手段	追加保護
I	基礎絶縁	保護接地
II		補強絶縁
III		内部電源

スIからクラスIIIまで存在する(表 5). 表 5 の 3 つのクラスに優劣はなく, いずれか 1 つのクラスに定義されている手段を講じれば良いとされている. 本実験では, 実験で使用するすべての電子機器の駆動電源をモバイルバッテリーとすることにより, クラスIIIの内部電源という追加保護手段をとることとした. 電気刺激パルス列の生成及び電気刺激強度の調節はマイクロコンピュータ Raspberry Pi 3 model B で行った.

#### 4.8.2. 表面電極

刺激電極の配置法には単電極法と双電極法がある[48]. 単電極法は, 運動点に小さい陰極を, 近位部に大きな陽極を配置し, プリューゲルの収縮法則に従って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. 一方で双電極法は同じ大きさの電極を, 運動点を挟んで配置する方法である. 単電極法は電気刺激波形が単極性パルスの時などに用いられ, 双電極法は電気刺激波形が双極性パルスの時などに用いられる[48]. 本実験では電気刺激波形を単極性矩形波パルスとしたため, 刺激電極の配置法は単電極法とした. 単電極法によって筋肉の選択的刺激を行う場合には陰極として配置される表面電極の大きさを小さくする必要があるが, 刺激による痛みは電流密度と関係しており, 電極の面積が小さくなると皮膚での痛みが生じやすくなる. 電極の面積が 1.0cm 四方を下回ると痛みが強くなるという報告がある[26]ため, 本実験では陰極側に配置する表面電極として, 電極の表面積が 2.0cm 四方である 3M 社製レッドダッド心電図検査用電極を使用した(図 16 右). 一方で陽極には電気 TENS 低周波治療器交換用パッドを使用し

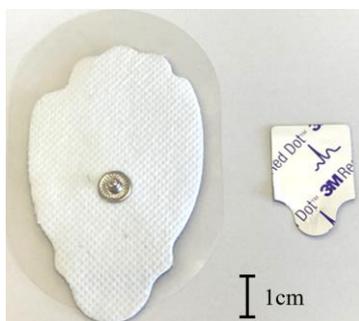


図 16 本研究で使用した表面電極. 図左が陽極(電気 TENS 低周波治療器交換用パッド)であり, 右が陰極(3M 社製レッドダッド心電図検査用電極)



図 17 ジェクス株式会社製水溶性ゼリー剤 高粘度タイプ

た(図 16 左). また, 皮膚の乾燥などにより, 表面電極と皮膚との間の導電性が悪くなると, 計算した電気刺激強度を筋肉に印加できない状態になってしまう. そこで本実験では, 表面電極と皮膚との間の導電性を高めるため, ジェクス株式会社製水溶性ゼリー剤プロゼリー高粘度タイプ(図 17)を表面電極と皮膚との間に注入した上で実験を行った.

#### 4.8.3. 関節角度計測装置

関節角度を計測する方法として, カメラを用いる方法[58]や光ファイバーを用いる方法[59], 慣性センサを用いる方法[60][61]などが存在する. 本実験で使用する関節角度計測方式は, 以下の2つの観点に基づいて決定した. 1つ目は, オクルージョンの問題が発生しない方式であるか否かという点である. 本研究は筋電気刺激によって様々な指動作を行わせることを想定しており, 箸や鉛筆といった対象物と指のインタラクションが発生するような指動作を行わせられるようなシステムを構築することを応用先の1つとして考えている. 対象物と指のインタラクションを行わせることを考えた場合, 指関節が対象物によって隠れてしまうことで正確な関節角度が計測できなくなってしまうオクルージョンという現象が発生する. そのため, オクルージョンの問題を回避可能な関節角度計測方法を使用する必要がある. 2つ目は, 装置の小型軽量化が可能で低侵襲な方法で計測できるか否かという点である. 装置の小型軽量化や低侵襲な方法で関節角度の計測が行えない場合, 装置装着者の負担となってしまうため望ましくない. 以上二つの観点から, 本実験では6軸慣性センサ MPU6050(図 18)によって指関節角度の計測を行った. MPU6050は, 3軸加速度と3軸ジャイロを計測可能なデジタルセンサである.

MPU6050を用いた中指MP関節角度の計測方法を以下に示す. MPU6050を中指基節骨上および中指中手骨背面に取り付け(図 14), それぞれ計測した3軸加速度と3軸ジャイロからカルマンフィルタを用いたセンサフュージョンによってロール角・ピッチ角を求め[61], 中手骨背面のセンサと基節骨上のセンサのピッチ角の差から関節角度を求めた. 3軸加速度センサ, 3軸ジャイロセンサはそれぞれ単独でロール角・ピッチ角を算出することができるが, 3軸加速度センサは重力加速度のみがセンサにかかっている前提で算出しているため動的加速度がかかると誤差が生じてしまうという欠点があり, 3軸ジャイロセンサはセンサのx, y, z各軸周りの角速度を積分してロール角・ピッチ角・ヨー角を算出しているため, ノイズが累積しドリフトが発生してしまうという欠点がある.



図 18 MPU-6050

そこで、3 軸加速度センサ、3 軸ジャイロセンサそれぞれの欠点をお互いのセンサ値を用いて補うセンサフュージョンによってロール角・ピッチ角を高精度に算出することが可能となる。カルマンフィルタの状態方程式を式(11)に、観測方程式を式(12)に示す。

$$\mathbf{x}_{(t+1)} = \mathbf{A}_{(t)}\mathbf{x}_{(t)} + \mathbf{B}_{(t)}\mathbf{u}_{(t)} + \mathbf{w}_{(t)} \quad (11)$$

$$\mathbf{y}_{(t)} = \mathbf{C}_{(t)}\mathbf{x}_{(t)} + \mathbf{v}_{(t)} \quad (12)$$

$\mathbf{x}_{(t)}$ は状態値、 $\mathbf{y}_{(t)}$ は観測値、 $\mathbf{A}_{(t)}$ 、 $\mathbf{B}_{(t)}$ 、 $\mathbf{C}_{(t)}$ はシステム行列、 $\mathbf{w}_{(t)}$ はプロセスノイズ、 $\mathbf{v}_{(t)}$ は観測ノイズ、 $\mathbf{u}_{(t)}$ は入力、添え字 $t$ は時刻を表す。基本的にはジャイロを入力としてロール角・ピッチ角を算出するが、上述の通りジャイロのみからロール角・ピッチ角を求めるという方法ではジャイロセンサノイズが蓄積し、ドリフトが発生してしまう。そこで、加速度センサ値から求めたロール角・ピッチ角を観測値とし、入力を観測値で補正することでロール角・ピッチ角の真の状態(状態値)を推定するという手法がカルマンフィルタである。カルマンフィルタアルゴリズムを式(13)から式(17)に示す。

$$\mathbf{x}_{(t+1)}^- = \mathbf{A}_{(t)}\mathbf{x}_{(t)} + \mathbf{B}_{(t)}\mathbf{u}_{(t)} \quad (13)$$

$$\mathbf{P}_{(t+1)}^- = \mathbf{A}_{(t)}\mathbf{P}_{(t)}\mathbf{A}_{(t)} + \mathbf{Q}_{(t)} \quad (14)$$

$$\mathbf{K}_{(t)} = \mathbf{P}_{(t)}^- \mathbf{C}_{(t)}^T (\mathbf{C}_{(t)}\mathbf{P}_{(t)}^- \mathbf{C}_{(t)}^T + \mathbf{R}_{(t)})^{-1} \quad (15)$$

$$\mathbf{x}_{(t)} = \mathbf{x}_{(t)}^- + \mathbf{K}_{(t)}(\mathbf{y}_{(t)} - \mathbf{C}_{(t)}\mathbf{x}_{(t)}^-) \quad (16)$$

$$\mathbf{P}_{(t+1)} = (\mathbf{I} - \mathbf{K}_{(t+1)}\mathbf{C}_{(t)})\mathbf{P}_{(t+1)}^- \quad (17)$$

$\mathbf{P}_{(t)}$ は誤差共分散行列(初期値は2行2列の零行列)、 $\mathbf{K}_{(t)}$ はカルマンゲインであり、 $\mathbf{Q}_{(t)}$ 、 $\mathbf{R}_{(t)}$ は $\mathbf{w}_{(t)}$ 、 $\mathbf{v}_{(t)}$ に関する共分散行列であり、 $\mathbf{I}$ は2行2列の単位行列である。式(13)から式(17)を繰り返し計算することによって、ロール角・ピッチ角の高精度な推定を行うことが可能となる。本実験で設定したシステム行列 $\mathbf{A}_{(t)}$ 、 $\mathbf{B}_{(t)}$ 、 $\mathbf{C}_{(t)}$ をそれぞれ式(18)、式(19)、式(20)に示し、 $\mathbf{Q}_{(t)}$ 、 $\mathbf{R}_{(t)}$ をそれぞれ式(21)、式(22)に示し、入力 $\mathbf{u}_{(t)}$ と観測値 $\mathbf{y}_{(t)}$ をそれぞれ式(23)、式(24)に示す。

$$\mathbf{A}_{(t)} = \begin{pmatrix} 1 & -(g_y \sin \varphi - g_z \cos \varphi) \frac{1}{40} \\ (g_y \cos \varphi - g_z \sin \varphi) \frac{1}{40} & 1 + \sin \varphi \tan \theta (g_y - g_z) \frac{1}{40} \end{pmatrix} \quad (18)$$

$$\mathbf{B}_{(t)} = \begin{pmatrix} 0 & \cos \varphi & -\sin \varphi \\ 1 & \sin \varphi \tan \theta & \cos \varphi \tan \theta \end{pmatrix} \quad (19)$$

$$\mathbf{C}_{(t)} = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (20)$$

$$\mathbf{Q}_{(t)} = \begin{pmatrix} \frac{1.74}{10^3} \left(\frac{1}{40}\right)^2 & 0 \\ 0 & \frac{1.74}{10^3} \left(\frac{1}{40}\right)^2 \end{pmatrix} \quad (21)$$

$$\mathbf{R}_{(t)} = \begin{pmatrix} 10^{-5} & 0 \\ 0 & 10^{-5} \end{pmatrix} \quad (22)$$

$$\mathbf{u}_{(t)} = \begin{pmatrix} g_x \\ g_x \\ g_x \end{pmatrix} \quad (23)$$

$$\mathbf{y}_{(t)} = \begin{pmatrix} \tan^{-1} \frac{-a_x}{\sqrt{a_y^2 + a_z^2}} \\ \tan^{-1} \frac{a_y}{a_z} \end{pmatrix} \quad (24)$$

$a_x$ ,  $a_y$ ,  $a_z$ はそれぞれ加速度センサで計測したx, y, z軸にかかる加速度(単位:g)を表し,  $g_x$ ,  $g_y$ ,  $g_z$ はそれぞれジャイロセンサで計測したx, y, z軸周りの角速度(単位:rad/s)を表し,  $\varphi$ ,  $\theta$ はそれぞれロール角, ピッチ角(単位:rad)を表す. そして, 中手骨背面のセンサと基節骨上のセンサのピッチ角の差から関節角度を算出した.

#### 4.8.4. 手首・腕固定装置

指屈筋の起始は上腕骨の内側上顆, 尺骨粗面の内側及び内側側副靭帯, 橈骨の上方前面であり, 示指から小指の中節骨底に停止している. 指伸筋の起始は上腕骨の外側上顆, 外側側副靭帯, 橈骨輪状靭帯, 前腕筋膜であり示指, 小指の末節骨底及び中指, 環指の中節骨底に停止している[4]. 指屈筋及び指伸筋の起始から停止までの間には手首関節, MP 関節, PIP 関節が存在するため, 指屈筋及び指伸筋の収縮によって手首関節の掌屈・背屈運動と MP 関節, PIP 関節の屈曲・伸展運動が生じる[41]. 電気刺激を指屈筋及び指伸筋に印加することにより手首関節の掌屈・背屈運動が発生し, 手首関節角度が変化してしまうと, 手首の関節角度によって指関節の屈曲しやすさや伸展しやすさが変化してしまう[43]. 更に, 指にかかる重力の方向性が変化することでも指関節の屈曲しやすさや伸展しやすさが変化してしまうと考えられる. このように外的要因により指関節の屈曲しやすさや伸展しやすさが変化してしまうと, 各筋肉に印加する電気刺激強度と中指 MP 関節角度との関係性も変化してしまうため, 制御が困難となる. 本実験では, 指屈筋及び指伸筋の収縮力が手首関節に分散されずに指関節のみで発揮されるように手首関節角度を固定し, 指にかかる重力変化の影響を排除するため, 前腕に位置する尺骨及び橈骨と手に位置する中手骨を結ぶ直線と, 地面とのなす角が 45 度となるような装置を製作した(図 14).

#### 4.9. 実験参加者

実験参加者は, 手や腕に手術歴が無く, 不整脈や心疾患を患っておらず, 運動麻痺や腱鞘炎がなく, ペースメーカーの装着を行っていない 20 代の男性 9 名とした. 実験参加者 9 名の内 6 名(実験参加者 1, 2, 3, 5, 7, 8)は筋電気刺激の経験があり, 3 名(実験参加者 4, 6, 9)は筋電気刺激の経験がなかった. 実験参加者には, 電気刺激が与えられているときは随意的に筋肉に力を入れることや, 指を動かすことがないように教示した.

#### 4.10. 評価方法

角度制御精度は、各サンプリング時刻における目標角度と計測した中指 MP 関節角度との二乗平均平方根誤差 RMSE (degree) によって行った。

高精度な制御ができたか否かの判断基準については、RMSE が 5.8 度未満となるような制御が可能かどうかを基準とした。Lopes et al.[22]の研究では、電気刺激によって手首の関節を任意の角度に制御された時の体性感覚を記憶しておき、電気刺激によって制御された関節角度を随意的に平均 5.8 度の誤差で再現可能であることを示した。すなわち、筋電気刺激により誘発された身体動作に関して、人間が体性感覚で感じ取れる関節角度の最小分解能は 5.8 度程度であると言い換えることができる。以上を踏まえると、筋電気刺激によって運動学習を行う際に、目標角度との誤差が 5.8 度未満で制御できれば、学習したい動作と筋電気刺激によって制御された動作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、運動学習において十分な制御精度であると考えた。

## 4.11. 実験結果・考察

### 4.11.1. 関節角度制御精度に関する結果・考察

初めに、静的目標角度への制御精度と、動的目標角度への制御精度に関する結果・考察を行う。本実験では、制御開始前の指の状態を目標関節角度に関わらず脱力状態としたため、制御開始時における中指 MP 関節角度と目標関節角度との偏差が大きい程制御開始直後の制御精度が悪化する。静的な目標関節角度への制御能力を評価するため、制御開始時における目標関節角度との偏差の影響をほとんど受けていないと考えられる、制御開始 5 秒経過後から 10 秒経過後までのデータを使用した。動的目標角度への制御精度評価に関しては動的目標角度への制御開始時刻から制御終了までの 40 秒間のデータを使用した。

全実験参加者の各刺激周波数条件および各制御方法条件における静的目標角度への制御誤差 RMSE[degree]を表 6 に示し、動的目標角度への制御誤差 RMSE[degree]を表 7 に示す。

静的目標角度への平均制御誤差は、全ての制御条件で目標とする 5.8 度未満を達成することができた。動的目標角度への平均制御誤差は、刺激周波数によらず Ziegler Nichols 法では目標とする 5.8 度未満を達成することができたが、No Overshoot 法では達成できなかった。

表 6 静的目標関節角度への制御誤差 RMSE[degree]

実験参加者番号	刺激周波数 20Hz		刺激周波数 40Hz	
	Ziegler Nichols 法	No Overshoot 法	Ziegler Nichols 法	No Overshoot 法
1	0.067	0.456	0.127	1.484
2	1.086	0.464	0.598	1.920
3	1.306	7.039	0.127	0.365
4	2.063	9.114	13.924	3.222
5	0.718	2.439	1.846	1.867
6	0.719	5.868	2.534	19.689
7	0.151	0.329	1.165	0.491
8	0.901	1.282	1.620	0.797
9	0.099	1.140	0.719	2.439
平均	0.790	3.126	2.518	3.586

表 7 動的目標関節角度への制御誤差 RMSE[degree]

実験参加者番号	刺激周波数 20Hz		刺激周波数 40Hz	
	Ziegler Nichols 法	No Overshoot 法	Ziegler Nichols 法	No Overshoot 法
1	1.019	2.483	1.705	4.019
2	4.347	3.940	2.785	4.090
3	0.998	1.878	2.302	3.748
4	14.207	26.246	11.832	14.628
5	2.058	5.026	3.168	7.642
6	1.930	4.188	6.224	10.554
7	1.470	3.647	2.119	4.793
8	1.156	6.162	1.805	3.615
9	1.587	3.745	1.610	3.868
平均	3.197	6.368	3.728	6.329

また、動的目標角度への制御能力に関して、屈曲動作・伸展動作ごとに得手・不得手があるかどうか、目標角度の大きさによって得手・不得手があるかどうかを調べるため、図 19 に示すように屈曲・伸展動作ごと、目標角度の大きさごとにエリアを分け、それぞれのエリアで制御誤差を算出した。目標角度の大きさについては、制御目標最小角度から制御目標最大角度までを三等分し、目標角度が小さいエリアから順に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呼ぶ。

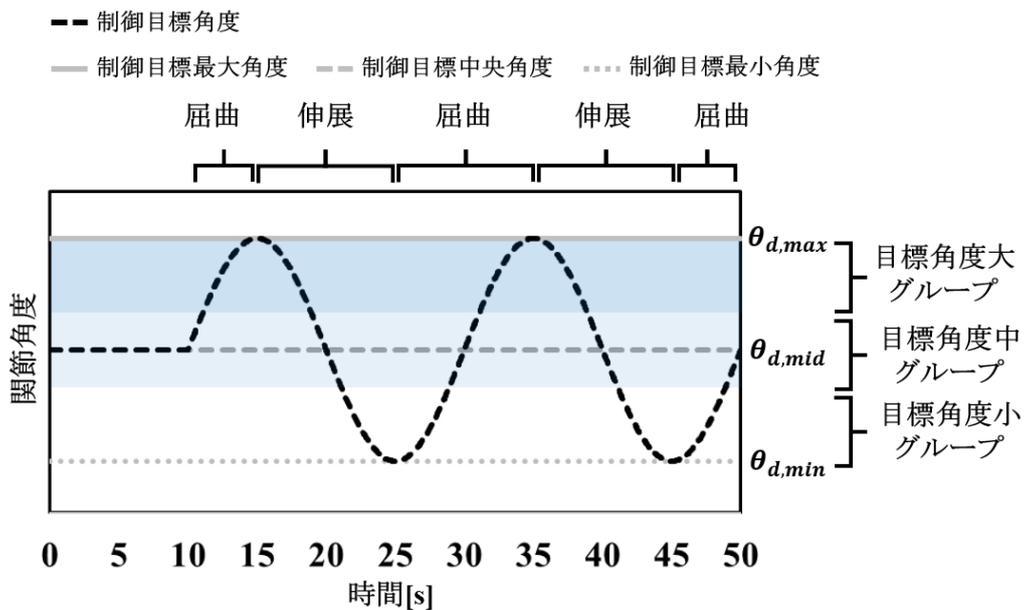


図 19 屈曲・伸展動作ごと、目標角度の大きさごとの区分

全実験参加者の各刺激周波数条件および各制御方法条件における屈曲・伸展動作ごとの制御誤差 RMSE[degree]を表 8 に示す。刺激周波数によらず, Ziegler Nichols 法であれば屈曲動作・伸展動作ともに目標とする平均制御誤差 5.8 度未満を達成することができたが, No Overshoot 法では刺激周波数 40Hz の伸展動作を除き, 目標とする平均制御誤差 5.8 度未満を達成することはできなかった。

表 8 屈曲・伸展動作ごとの制御誤差 RMSE[degree]

実験参加者番号	20Hz				40Hz			
	Ziegler Nichols 法		No Overshoot 法		Ziegler Nichols 法		No Overshoot 法	
	屈曲	伸展	屈曲	伸展	屈曲	伸展	屈曲	伸展
1	1.031	1.006	2.572	2.392	1.989	1.362	4.497	3.476
2	2.914	5.413	3.678	4.185	2.696	2.872	3.347	4.718
3	1.036	0.958	1.885	1.871	2.338	2.266	3.351	4.106
4	13.611	14.779	24.598	27.797	13.981	9.194	18.003	10.192
5	2.320	1.758	5.281	4.757	2.894	3.420	7.912	7.362
6	2.245	1.552	3.805	4.538	7.585	4.465	11.620	9.367
7	1.387	1.549	3.723	3.570	2.034	2.200	4.436	5.125
8	1.245	1.060	5.394	6.845	1.787	1.824	3.806	3.413
9	1.566	1.608	4.513	2.773	1.654	1.565	4.148	3.566
平均	3.291	3.585	6.610	7.042	4.371	3.476	7.078	5.981

全実験参加者の各刺激周波数条件および各制御方法条件における目標角度の大きさごとの制御誤差 RMSE[degree]を表 9 に示す。刺激周波数によらず、Ziegler Nichols 法であればいずれの目標角度グループであっても目標とする平均制御誤差 5.8 度未満を達成することができたが、No Overshoot 法では刺激周波数 40Hz の目標角度大を除き、目標とする平均制御誤差 5.8 度未満を達成することはできなかった。

以上の結果より、Ziegler Nichols 法を用いて PID 制御パラメータの設定を行い、本実験の提案制御手法を用いることで、同時収縮・相反神経支配を行わせた上で、静的目標角度・動的目標角度ともに運動学習の観点から十分な制御精度で中指 MP 関節角度を制御でき、更に屈曲・伸展動作や目標角度の大きさによらず運動学習の観点から十分な制御精度で中指 MP 関節角度を制御可能であった。

表 9 屈曲・伸展動作ごとの制御誤差 RMSE[degree](表中において、大は目標角度大グループ、中は目標角度中グループ、小は目標角度小グループを指す)

実験参加者番号	20Hz						40Hz					
	Ziegler Nichols 法			No Overshoot 法			Ziegler Nichols 法			No Overshoot 法		
	大	中	小	大	中	小	大	中	小	大	中	小
1	0.992	0.941	1.085	2.789	1.643	2.546	2.190	1.767	0.946	5.630	3.553	1.602
2	4.695	4.387	3.944	3.870	4.816	3.435	3.529	2.554	1.936	4.468	3.581	3.958
3	0.541	0.979	1.312	1.617	1.580	2.239	3.421	1.193	1.026	2.604	4.667	4.124
4	15.921	15.995	10.963	28.644	25.995	23.760	7.892	6.480	16.498	5.867	19.285	17.487
5	2.049	2.667	1.635	4.080	5.857	5.371	4.232	3.097	1.551	6.940	3.277	9.754
6	2.005	2.578	1.341	3.177	3.829	5.155	8.043	6.316	3.482	14.308	8.950	5.953
7	1.713	1.779	0.912	4.471	3.807	2.441	2.297	2.989	1.108	3.884	7.090	3.960
8	1.020	1.438	1.108	8.738	4.670	2.931	1.911	2.080	1.508	2.509	4.345	4.075
9	1.720	1.610	1.427	2.418	4.191	4.499	2.073	1.509	1.030	2.947	6.155	2.913
平均	3.406	3.592	2.636	6.645	6.257	5.820	3.954	3.107	3.232	5.462	6.777	5.981

#### 4.11.2. 刺激周波数及び PID 制御パラメータ調整方法に関する結果・考察

刺激周波数と PID 制御パラメータ調整方法が制御精度に及ぼす影響を検討するため、静的目標角度への制御誤差 (RMSE[degree]) および動的目標角度への制御区間全体における制御誤差 (RMSE[degree]) について、刺激周波数 (2 水準: 20Hz / 40Hz) と PID 制御パラメータ調整方法 (2 水準: Ziegler Nichols 法 / No Overshoot 法) の二つを被験者内要因とする二元配置分散分析を行った。有意水準は 5% とした。静的目標角度への制御誤差に関する分散分析の結果を表 10 に示し、動的目標角度への制御誤差に関する分散分析の結果を表 11 に示す。

分散分析の結果、動的目標角度への制御誤差における PID 制御パラメータ調整方法要因のみに主効果が認められ、No Overshoot 法と比べて Ziegler Nichols 法の方が、有意に制御誤差が小さかった。

No Overshoot 法の方が主に動的目標角度への制御の際に制御誤差が大きくなる理由について考察を行う。著者が全実験参加者の制御結果時系列グラフを観察した結果、No Overshoot 法の制御誤差が大きくなる理由として以下の 2 つに分類できることが分かった。

- ① 目標角度に対する計測角度の遅れ (実験参加者 1, 2, 3, 5, 7 が該当)
- ② 目標角度に対する低周波振動 (実験参加者 6, 8, 9 が該当)

表 10 静的目標角度への制御誤差に関する分散分析 (要因 1: 刺激周波数, 要因 2: PID 制御パラメータ調整方法) の結果

要因	平方和	自由度	平均平方	F 比	P 値
刺激周波数	76.558	8	9.570	1.126	> 0.3
PID 制御パラメータ調整方法	114.198	8	14.275	1.826	> 0.2
刺激周波数 × PID 制御パラメータ調整方法	121.330	8	15.166	0.238	> 0.6
全体	582.584	35	16.645		

表 11 動的目標角度への制御誤差に関する分散分析 (要因 1: 刺激周波数, 要因 2: PID 制御パラメータ調整方法) の結果

要因	平方和	自由度	平均平方	F 比	P 値
刺激周波数	86.252	8	10.782	0.050	> 0.8
PID 制御パラメータ調整方法	32.249	8	4.031	18.598	< 0.01**
刺激周波数 × PID 制御パラメータ調整方法	25.878	8	3.235	0.227	> 0.6
全体	889.441	35	25.413		

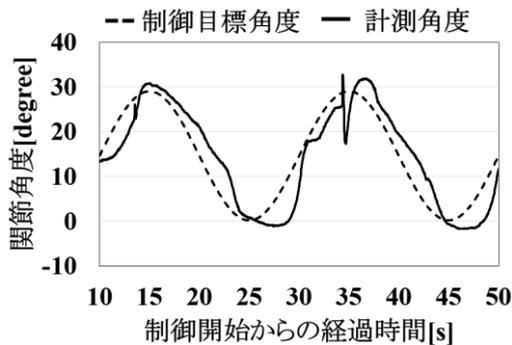


図 20 目標角度に対する計測角度の遅れの代表例(実験参加者 5)

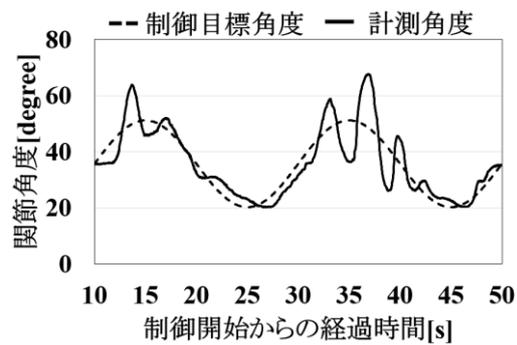


図 21 目標角度に対する低周波振動の代表例(実験参加者 8)

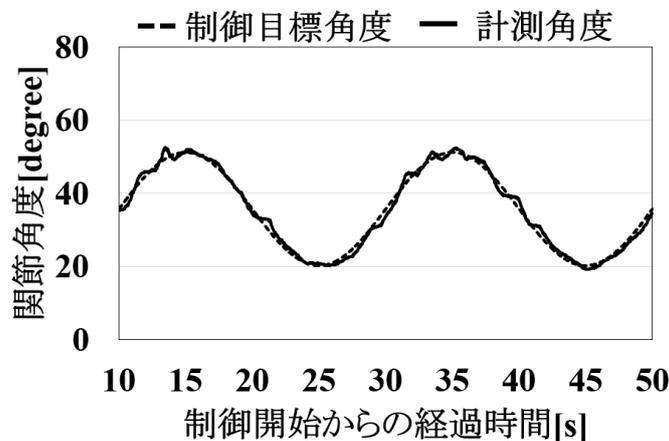


図 22 実験参加者 8, 刺激周波数 20Hz, Ziegler Nichols 法での制御結果

なお、実験参加者 4 はその他の実験参加者と比べて非常に制御誤差が大きく、理由①と②のいずれにも該当しなかった。実験参加者 4 の結果については本節から 4.11.3 節までは扱わず、4.11.5 節で詳しく考察を行う。

図 20 に目標角度に対する計測角度の遅れの代表例を示し、図 21 に目標角度に対する低周波振動の代表例を示す。

目標角度に対する計測角度の遅れとは、刺激強度の変化が目標角度の変化速度についていわず、計測角度が目標角度に対して常に右側にシフトしてしまい、制御誤差が生じてしまう現象である(図 20)。No Overshoot 法は Ziegler Nichols 法よりも PID 制御パラメータを小さく設定するため、目標角度に対する計測角度の遅れが多く生じてしまったと考えられる。

目標角度に対する低周波振動とは、目標角度に対する計測角度の振動が比較的緩やかに行われる現象である(図 21)。刺激周波数 20Hz, No Overshoot 法で目標角度に対する低周波振動が生じた(図 21)実験参加者 8 の刺激周波数 20Hz, Ziegler Nichols 法の制御結果(図 22)を見ると、比較的振幅の小さい高周波の振動となっていることが分かる。制御開始からの経過時間 30 秒から 40 秒までに焦点を当てると、図 21 では大きな振幅で 3 回振動しているのに対し、図 22

では小さな振幅で5回振動している。No Overshoot 法ではPID 制御パラメータを小さく設定するため、目標角度に対する計測角度のオーバーシュートが生じた後にオーバーシュートを抑制するための対応が遅くなることで、低周波かつ振幅の大きな振動が生じてしまったと考えられる。一方で Ziegler Nichols 法では No Overshoot 法と比較して PID 制御パラメータを大きく設定するため、目標角度に対する計測角度のオーバーシュートが生じた後にオーバーシュートを抑制するための対応が迅速に行われることで振幅の小さな振動に抑えられたのだと考えられる。

以上より、筋電気刺激を用いて動的目標角度へ制御する際には、PID 制御パラメータの設定値が小さいほど制御精度が良くなるわけではなく、No Overshoot 法で設定される値よりは大きな値に設定する必要があると言える。

### 4.11.3. FE-MP モデルに関する考察

本節では、FE-MP モデルを逆変換しながら制御するという方法が、高精度な制御に寄与していたのかどうかを考察する。FE-MP 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ため、大きく3つのエリアに分割された形となる。よって、各実験参加者のFE-MP モデルを3つのエリアに分割し、各エリアの役割を考察する。4.11.3.1 節ではFE-MP モデルをエリア分割する方法を述べ、4.11.3.2 節と4.11.3.3 節では高精度な制御を実現する上での3つのエリアそれぞれの役割を考察する。

#### 4.11.3.1. エリア分割

FE-MP 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、三つのエリアに分割した。なお、FE-MP モデルで既にプロットされている点から、FE-MP モデルとの誤差が最小とな

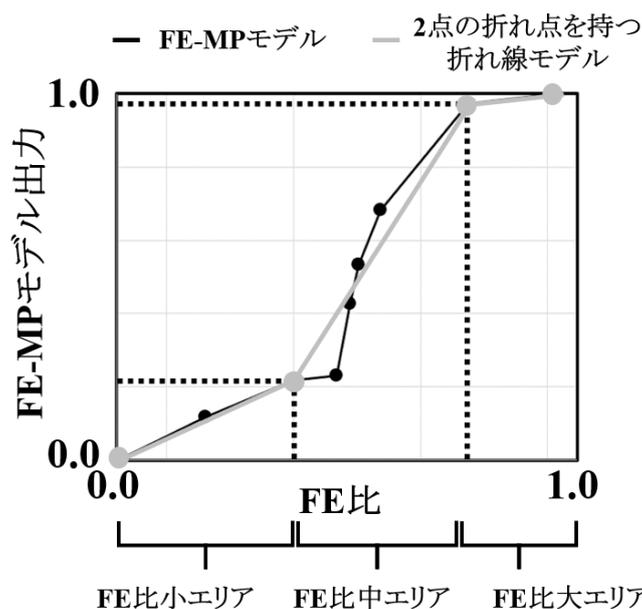


図 23 FE-MP モデルと2点の折れ点を持つ折れ線モデル

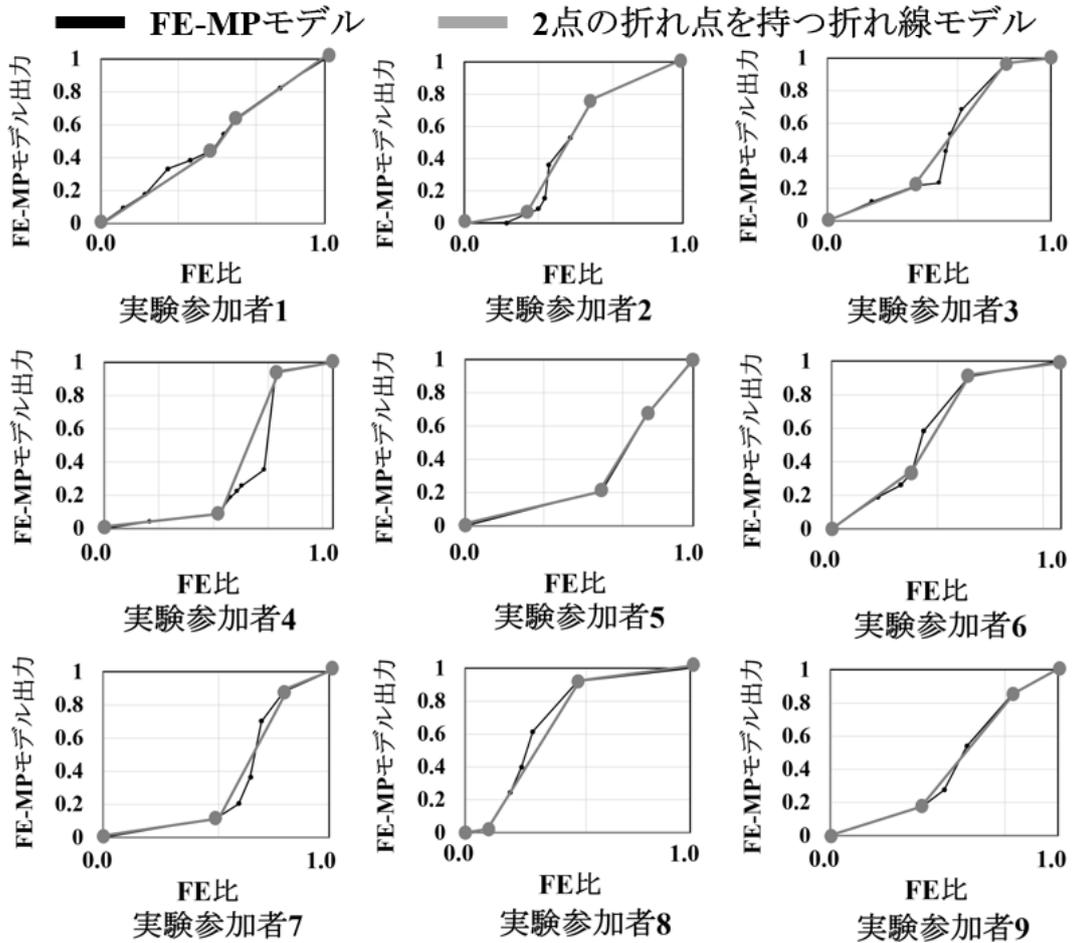


図 24 全実験参加者の FE-MP モデルと 2 点の折れ点を持つ折れ線モデル

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、FE 比が小さい方から数えて 1 点目と 2 点目までの区間を FE 比小エリア、2 点目から 3 点目までの区間を FE 比中エリア、3 点目から 4 点目までの区間を FE 比大エリアと呼ぶ(図 23)。全実験参加者の FE-MP モデル及び 2 点の折れ点を持つ折れ線モデルを図 24 に示す。

#### 4.11.3.2.FE 比中エリアの役割

4.11.3.1 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の使用時間を動的目標角度への制御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を表 12 に示す。

表 12 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)

実験参加者番号	FE 比小エリア	FE 比中エリア	FE 比大エリア
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

表 12 より、実験参加者 1, 4, 6 を除く全実験参加者は FE 比中エリアの使用率が 97%を下回ることはなく、制御中のほとんどの時間において FE 比中エリアを使用していたことが分かる。このことから、角度変化が生じやすい FE 比中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高精度な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 及び実験参加者 6 は FE 比中エリアの使用率が比較的低い結果となった。FE-MP モデル化にあたり、実験参加者 1 は FE-MP モデル全体が既に線形関係として見なすことができる形状であり、実験参加者 6 は FE 比小エリアと FE 比中エリアのグラフの傾きにほとんど差がなく、FE 比小エリアから FE 比中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 24)。そのため、実験参加者 1 に関しては FE-MP モデル全体が、実験参加者 6 に関しては FE 比小エリア及び FE 比中エリアが FE 比中エリアと同様の役割を果たし制御を行っていたため、FE 比中エリアの使用率が低い結果となっていたと考えられる。

#### 4.11.3.3.FE 比小エリアと FE 比大エリアの役割

関節角度制御はほとんど FE 比中エリアを使用していることが分かったが、表 12 より、FE 比中エリアの使用率は 100%ではなく、FE 比小エリア及び FE 比大エリアも必要としていたことが分かる。本実験では、FE-MP モデル出力値の FE 比小エリア及び FE 比大エリア(図 23 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、FE-MP モデルでは想定していない挙動を示すことによって FE 比小エリア及び FE 比大エリアの使用を必要とする状況が発生したと言える。

実験参加者 4, 実験参加者 1 の FE 比小エリアと FE 比大エリア、そして実験参加者 6 の FE 比小エリアを除く実験参加者の FE 比小エリアあるいは FE 比大エリアを使用していた回数は計 8 回であり、それら全ての時間帯における電気刺激強度と関節角度時系列データを著者が観察した結果、FE 比小エリアあるいは FE 比大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。FE 比小エリアあるいは FE 比大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、FE比小エリアあるいはFE比大エリア使用直前はFE比中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、FE比小エリアあるいはFE比大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、FE比小エリアあるいはFE比大エリア使用前にFE比中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、FE比中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、発生前の関節角度及び刺激強度の時系列に無関係に、確率的に発生するため、これらの現象を詳細にモデル化することは難しい。

更に現象1と現象2の時系列データを著者が観察した結果、瞬間的にFE比小エリアあるいはFE比大エリアを使用することで制御誤差の増大を防いでいることが分かった。図25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、現象1と現象2のようなイレギュラーな現象が発生したとしても制御誤差の増大を防ぐための対応を迅速に行えるようになる。

現象1による関節角度制御誤差抑制例を以下に示す。

図26を見ると、FE比中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、FE比大エリアを使用し、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。更に、定常偏差を打ち消した後、迅速にFE比中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。

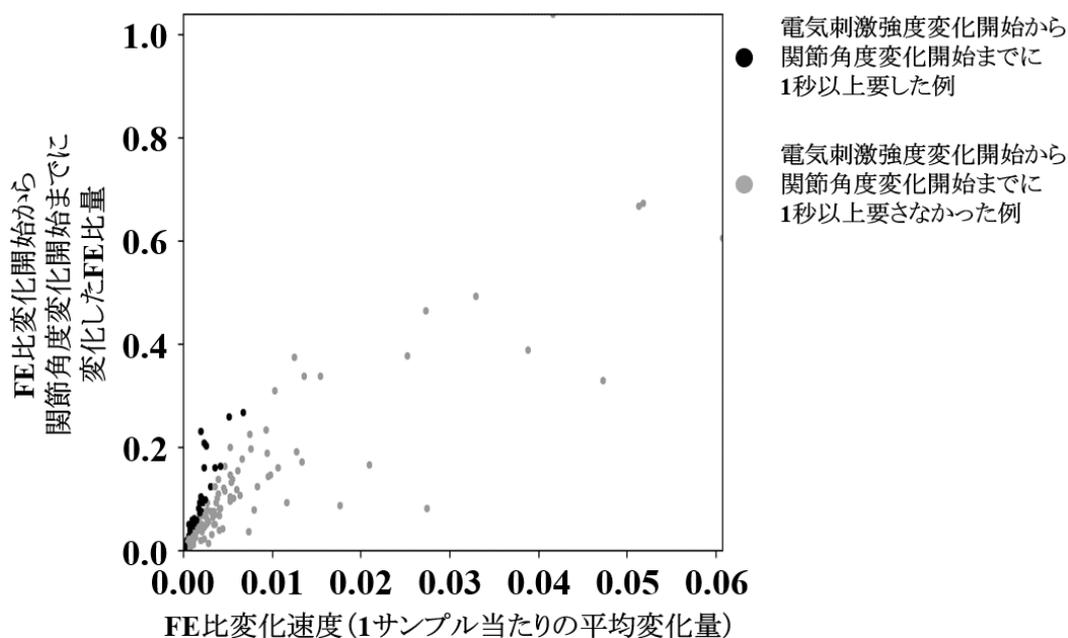


図 25 FE比変化量とFE比変化速度、そして関節角度変化が生じるまでの時間遅れ長を表した散布図

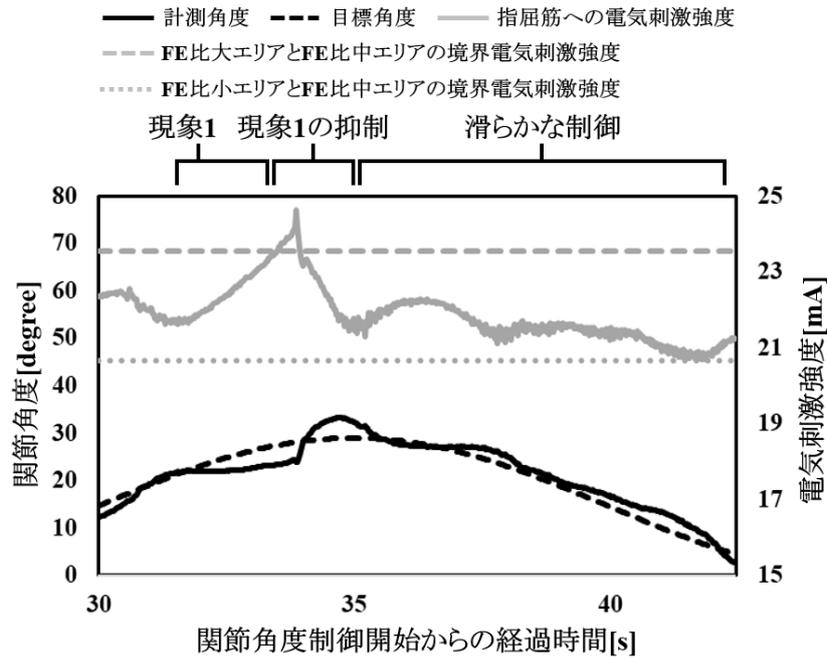


図 26 現象 1 の例

現象 2 による関節角度制御誤差抑制例を以下に示す。

図 27 を見ると、FE 比中エリアで緩やかに刺激強度を変化させているにも関わらず、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。この時 FE 比大エリアを使用し、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。更に、その後速やかに FE 比中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。

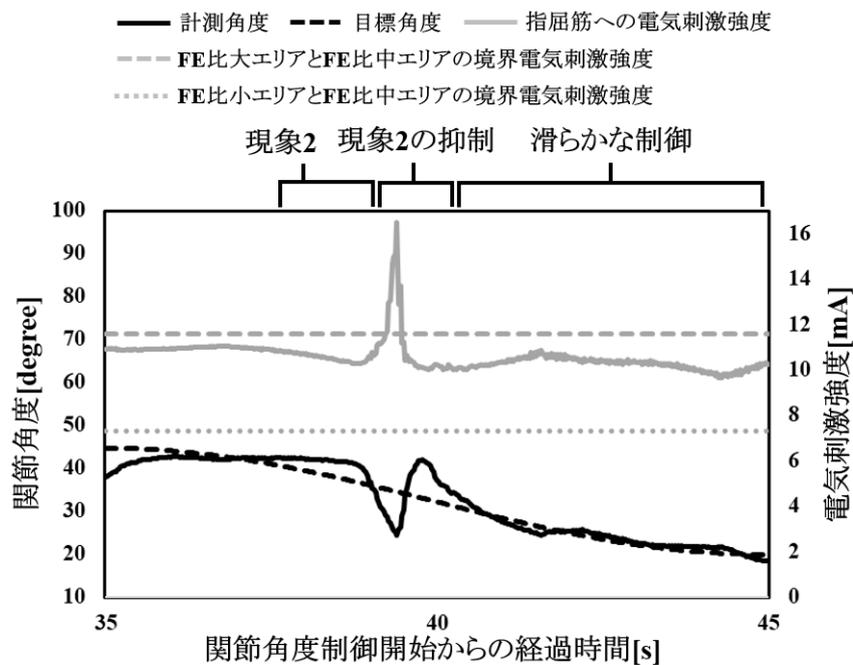


図 27 現象 2 の例

#### 4.11.4. モデルの FE 比中エリア折れ点数に関する考察

制御中に使用率が著しく高い FE 比中エリアの折れ点数を増やして詳細にモデル化する場合と、FE 比中エリア全体を線形と捉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、FE 比中エリアを線形と捉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、FE 比中エリアの折れ点数と制御能力の関係について考察する。

FE 比中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 FE-MP モデルの出力値と計測角度との相互相関係数、そして制御時における FE 比と計測角度との相互相関係数をそれぞれ算出し、比較を行った。FE-MP モデル出力値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 9)、FE 比は電気刺激強度と線形関係にある変数である(図 8)。そのため、制御時における FE-MP モデル出力値、FE 比それぞれと計測角度との相互相関係数を求め、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。更に、表 12 より、関節角度制御時間の大部分はモデルの FE 比中エリアを使用しているため、上述した相互相関係数同士を比較することは、モデルの FE 比中エリアにおける折れ点数の違

表 13 相互相関係数の平均値

制御中における FE-MP モデル出力値-計測角度 の相互相関係数	制御中における FE 比-計測角度 の相互相関係数
0.794	0.774

表 14 相互相関係数に関する t 検定の結果

自由度	T 値	P 値
7	-1.83	> 0.1

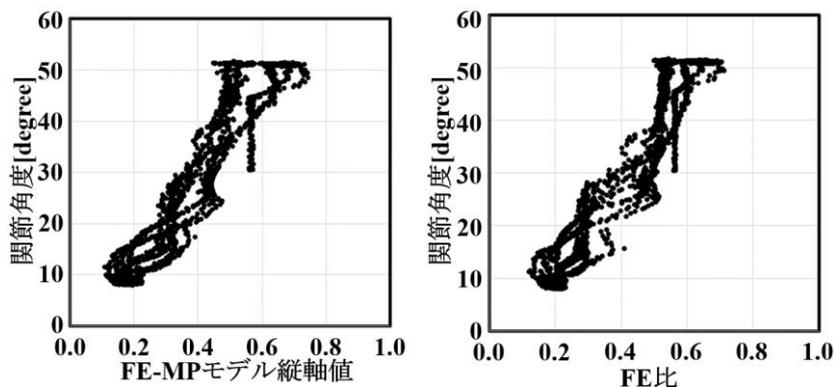


図 28 制御中における FE-MP モデル出力値-計測角度の散布図及び FE 比-計測角度の散布図の代表例

いによる影響を比較しているとみなすことができる。なお、関節角度変化は刺激強度変化から時間遅れを伴って発生するため、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。FE-MP モデルの出力値、FE 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 13 に示す。

FE-MP モデルの出力値、FE 比それぞれと制御時の計測角度との相互相関係数に違いがあるかどうかを調べるため、t 検定(対応のある 2 標本の平均値の差の検定)を行った。有意水準は 5% とした。t 検定の結果を表 14 に示す。t 検定の結果有意差は認められなかった。更に、制御中における FE-MP モデル出力値-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 FE 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 名となり、それぞれの相互相関係数が大きい実験参加者の数はおおよそ半数ずつとなった。図 28 左の散布図と図 28 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られない。以上の結果より、モデルの FE 比中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言える。よって、制御精度の観点からは、FE 比小エリア、FE 比中エリア、FE 比大エリアの三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。

#### 4.11.5. 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

実験参加者 4 の結果は、目標関節角度に対する大きな振動が発生し、高精度な制御を行うことができなかった。実験参加者 4 の制御結果時系列グラフを図 29 に示す。

図 29 より、全ての制御実験条件において目標角度に対する大きなオーバー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オーバーシュートは大きくなる。表 15 に、指屈筋及び指伸筋それぞれにステップ刺激を印加した時に計測したむだ時間と角度変化速度を示す。表 15 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。更に、角度変化速度については、指屈筋は 1.13 倍速く、指伸筋は 2.76 倍速い。更に、FE-MP モデル構築の実験段階において、FE 比の分割値を 0.01 にしても関節角度 0 度から 60 度までの間の角度で静止させることができなかった。このことから、実験参加者 4 については筋電気刺激によって 0 度から 60 度まで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 のようにむだ時間が長い筋肉を有しており、かつ角度変化速度が非常に高速な場合や、筋電気刺激により静止困難な関節角度が広範囲にわたって存在する場合、本実験の提案制御手法を適用できない可能性がある。

4.3.3 節で述べた FE 比と関節角度の関係を求める段階で、FE 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 度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、FE 比と関節角度の関係を求める段階で、FE 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 度未満とならず、更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、本実験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。

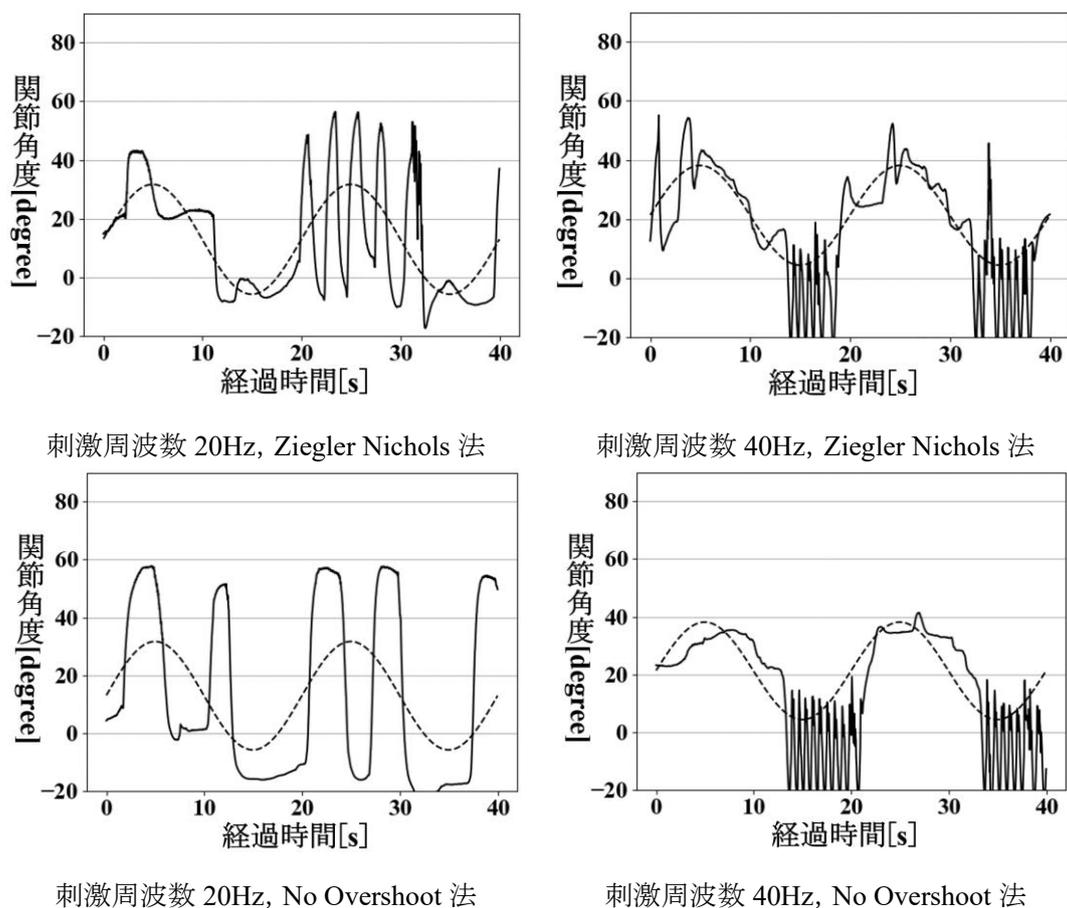


図 29 実験参加者 4 の制御結果時系列グラフ。左列は刺激周波数 20Hz、右列は刺激周波数 40Hz の結果であり、上段は Ziegler Nichols 法、中段は No Overshoot 法の結果を示す。

表 15 各筋肉のむだ時間及び角度変化速度

	指屈筋		指伸筋	
	むだ時間[ms]	角度変化速度 [degree/s]	むだ時間[ms]	角度変化速度 [degree/s]
実験参加者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

#### 4.12. 筋電気刺激を用いた中指 MP 関節制御実験結果・考察まとめ

本論文で提案した, FE-MP モデルを組み込んだ PID 制御を使用し, PID 制御パラメータ調整法として Ziegler-Nichols 法を採用することで, 同時収縮・相反神経支配を行わせた上で, 中指 MP 関節角度を静的目標角度及び動的目標角度に運動学習の観点から十分小さい制御誤差である平均誤差 5.8 度未満で制御することが可能であった. 更に動的目標角度への制御において, 屈曲・伸展動作や目標角度の大きさによらず平均誤差 5.8 度未満で制御することが可能であった. 以上より, 本研究の応用先として想定している運動学習の場面で使用するために十分な制御能力を持つ制御手法を確立できたと言える.

また, 本研究で提案した FE-MP モデルを逆変換しながら制御する方法の有効性も示すことができた. FE-MP モデルを 2 点の折れ点を持つ折れ線モデルと見なした時に, 制御時間の大部分は関節角度が急激に変化しやすい FE 比中エリアを使用して緩やかに電気刺激強度を調整しながら制御し, 関節角度急変などの突発的なイレギュラー事象が発生した時に FE 比小エリア及び FE 比大エリアを使用して制御誤差増大を防ぐことが分かった.

刺激周波数については, 20Hz と 40Hz とで制御誤差に差は見受けられなかったが, 静的目標角度及び動的目標角度制御時間全体での平均制御誤差が最も小さく, 刺激による筋疲労が生じにくいとされている周波数 20Hz を 5 章の実験では採用していくこととする.

## 5. 筋電気刺激を用いた中指 MP・PIP 関節角度同時制御実験

### 5.1. 実験目的

本実験を行う目的は以下の2つである。

1 つ目は、人間が随意的に MP・PIP 関節運動を行う時のメカニズムを筋電気刺激によって行わせた上で、運動学習の観点から十分な精度で中指 MP・PIP 関節角度を同時に制御可能かどうかを検証することである。運動学習の観点から十分な精度とは、4.10 節で述べたように全実験参加者の平均制御誤差 5.8 度未満とする。指の複数関節を同時に任意の目標角度へ制御可能となれば、より複雑な指動作を行わせることが可能となり、スポーツや日常生活などの運動学習を必要とする様々な場面での実用化に大幅に近づく。

2 つ目は、筋電気刺激を用いて人体の関節角度を制御することを目的とした既存の制御手法を中指 MP・PIP 関節角度制御用に拡張したものと比べて本研究の提案手法の方が高い制御能力を有するかどうかを検証することである。本研究の提案手法と比較する既存手法として、渡辺らが提案した手首関節二自由度制御手法[30]を扱う。渡辺らが提案した手首関節二自由度制御手法を既存手法の代表として扱う理由は以下の2つである。1 つ目は、筋電気刺激を用いた多出力系の制御手法として高い制御能力を持つという点である。2 つ目は、渡辺らが提案した手首関節二自由度制御手法の制御対象である手首は本研究の制御対象である指と最も近くに位置する身体部位であるためである。以下では渡辺らが提案した手首関節二自由度制御手法を既存手法と呼ぶこととする。

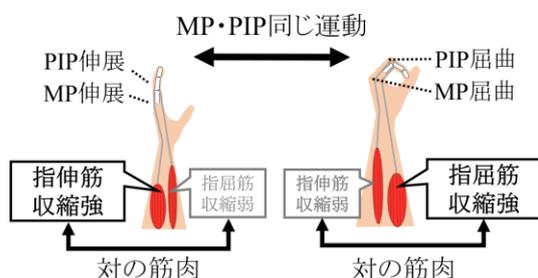


図 30 指屈筋・指伸筋を対の筋肉として行われる MP・PIP 関節の屈伸が同じ運動の模式

図

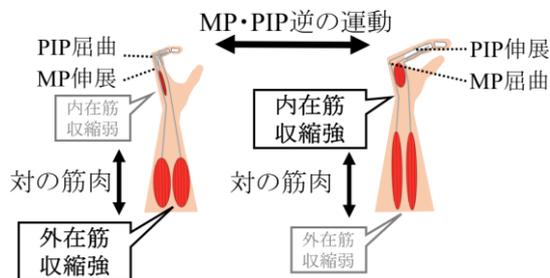


図 31 外在筋・内在筋を対の筋肉として行われる MP・PIP 関節の屈伸が逆の運動の模式

図

### 5.2. 中指 MP・PIP 関節運動のメカニズム

人間の随意的な中指 MP・PIP 関節運動は、指屈筋と指伸筋、そして内在筋(背側骨間筋、掌側骨間筋、虫様筋)を収縮させ、概ね以下の2つのメカニズムを組み合わせて行われている。1 つ目は、指屈筋と指伸筋を対の筋肉とした同時収縮と相反神経支配によって MP・PIP 関節を共に屈曲・伸展させるメカニズムである(図 30)。2 つ目は、外在筋(指屈筋と指伸筋)と内在筋を対の筋肉とした同時収縮と相反神経支配によって MP・PIP 関節の屈曲・伸展が逆の運動を行わせるメカニズムである(図 31)。



図 32 第二・第三背側骨間筋の場所と表面電極貼り付け位置

そこで本論文では、刺激対象筋肉を指屈筋、指伸筋、第二背側骨間筋、第三背側骨間筋とし、上述した2つのメカニズムを行わせながら中指 MP・PIP 関節角度を同時に制御する方法を提案する。内在筋のうち虫様筋と掌側骨間筋は深層部に位置するため、表面電極法による刺激は困難である。よって内在筋のうち背側骨間筋のみ刺激対象筋肉とした。第二・第三背側骨間筋の場所と表面電極貼り付け位置を図 32 に示す。

### 5.3. 筋電気刺激を用いた多出力系制御に関する関連研究

筋電気刺激により人体の複数関節角度を制御、あるいは単関節ではあるが複数自由度を制御する研究、つまり筋電気刺激により多出力系を制御する方法を提案した研究は存在する。久保ら[62]は、筋電気刺激により膝関節の屈曲伸展動作と足首関節の掌屈背屈動作を同時に制御する方法を提案した。渡辺ら[30]は、筋電気刺激により手首関節の掌屈背屈動作と橈屈尺屈動作を同時に制御する方法を提案した。しかしながら、これらの研究における制御手法を中指 MP・PIP 関節角度同時制御に応用することを考えると、以下の2点が考慮できていないことになる。

1 点目は、同時収縮と相反神経支配を考慮していない点である。久保らの研究[62]では、拮抗筋への刺激により同時収縮の強弱を調整する制御方法を提案している。しかしながら、関節角度を制御するために調整するのは主動筋への刺激強度のみであり、関節の屈曲動作を行う時と伸展動作を行う時で主動筋と拮抗筋を入れ替えるような相反神経支配を行わせるような制御方法になっていない。渡辺らの研究[30]では、関節角度誤差をフィードバックして各刺激対象筋肉を独立して調整するような制御方法であったため、誤差を増大させる方向に作用する筋肉には常に最小刺激強度が印加されるような制御方法であった。よって同時収縮を考慮した制御方法になっていない。

2 点目は、外在筋への刺激強度を高めることで MP 関節は伸展させ PIP 関節は屈曲させるという運動が行われることを考慮できない点である。久保らの研究[62]と渡辺らの研究[30]では共に、刺

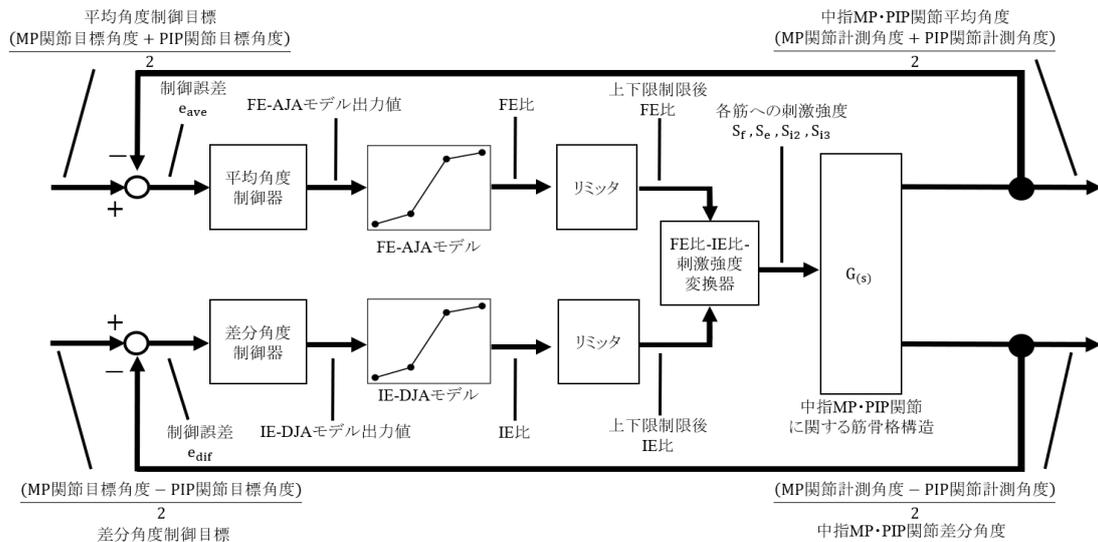


図 33 中指 MP・PIP 関節角度同時制御システムのブロック線図

激対象筋肉を単独で収縮させた時に各関節に与える作用のみを基に制御器を構築している。一方で指屈筋を単独で収縮させると MP・PIP 関節が共に屈曲し、指伸筋を単独で伸展させると MP・PIP 関節が共に伸展するため、各刺激対象筋肉を単独で収縮させた時に各関節に与える作用のみを考慮しても MP 関節は伸展させ PIP 関節は屈曲させるという運動を明示的に制御することはできない。

#### 5.4. 中指 MP・PIP 関節角度同時制御方法

5.2 節で述べた中指 MP・PIP 関節の運動メカニズムを筋電気刺激により行わせた上で、中指 MP・PIP 関節角度を同時に制御するため、図 33 に示す制御システムを構築した。図 33 に示すように、平均角度制御器と差分角度制御器という 2 つの制御器を用意し、それぞれの制御器を同時に稼働させることにより、中指 MP・PIP 関節角度を同時に制御する。

平均角度制御器は、指屈筋と指伸筋を対の筋肉とした同時収縮と相反神経支配を行わせながら MP・PIP 関節の屈伸が同じ運動(図 30)を制御することを目的とした制御器である。指屈筋と指伸筋を対の筋肉とした同時収縮と相反神経支配を行わせるため、平均角度制御器の制御入力変数

は FE 比とした。MP・PIP 関節の屈伸が同じ運動は中指 MP・PIP 関節の平均角度 ( $\frac{\theta_{MP} + \theta_{PIP}}{2}$ ) で

定量化できることから、平均角度制御器の制御出力は中指 MP・PIP 関節の平均角度とした。よっ

て、平均角度制御器は、中指 MP・PIP 関節平均角度を目標値 ( $\frac{\theta_{d,MP} + \theta_{d,PIP}}{2}$ 。  $\theta_{d,MP}$  は MP 関節目

標角度、  $\theta_{d,PIP}$  は PIP 関節目標角度を表す。)と一致させることを目指して FE 比を調整する。更に、

4 章で述べた提案制御手法と同様に、平均角度制御器と FE 比-正規化済み中指 MP・PIP 関節平均角度関係を表すモデル(以下、FE-AJA モデル。 FE ratio – Average Joint Angle model の略)を組み合わせて制御を行う仕組みになっている。FE-AJA モデルを逆変換しながら制御を行うことで、

FE 比の範囲によって角度変化のしやすさが異なっても、その角度変化のしやすさに応じて FE 比を調整しながら制御することを可能にした。

差分角度制御器は、外在筋と内在筋を対の筋肉とした同時収縮と相反神経支配を行わせながら MP・PIP 関節の屈伸が逆の運動(図 31)を制御することを目的とした制御器である。外在筋と内在筋を対の筋肉とした同時収縮と相反神経支配を行わせるため、差分角度制御器の制御入力変数は、外在筋と内在筋への刺激強度の比率を表す IE 比 (Intrinsic muscle Extrinsic muscle Ratio) とした。IE 比の詳細な定義については 5.4.1 節で述べる。MP・PIP 関節の屈伸が逆の運動は中指 MP・PIP 関節の差分角度 ( $\frac{\theta_{MP}-\theta_{PIP}}{2}$ ) で定量化できることから、差分角度制御器の制御出力は中指 MP・PIP 関節の差分角度とした。よって差分角度制御器は、中指 MP・PIP 関節差分角度を目標値 ( $\frac{\theta_{d,MP}-\theta_{d,PIP}}{2}$ ) と一致させることを目指して IE 比を調整する。更に、差分角度制御器と IE 比-正規化済み中指 MP・PIP 関節差分角度関係を表すモデル(以下、IE-DJA モデル。IE ratio – Differential Joint Angle model の略)を組み合わせて制御を行う仕組みになっている。IE-DJA モデルを逆変換しながら制御を行うことで、IE 比の範囲によって角度変化のしやすさが異なっても、その角度変化のしやすさに応じて IE 比を調整しながら制御することを可能にした。

なお、本論文で本来達成したいことは、MP 関節角度誤差と PIP 関節角度誤差を小さくしたいことであるため、平均角度誤差、差分角度誤差と MP 関節角度誤差、PIP 関節角度誤差の関係性を述べる。平均角度制御器の制御誤差 ( $e_{ave}$ ) と差分角度制御器の制御誤差 ( $e_{dif}$ ) の和をとると MP 関節角度誤差となり、差をとると PIP 関節角度誤差になる。よって平均角度制御器の制御誤差と差分角度制御器の制御誤差を共に 0 にできれば、MP 関節角度制御誤差と PIP 関節角度制御誤差を共に 0 にできる。

FE-AJA モデル及び IE-DJA モデルの構築方法は 5.4.2 節で述べ、平均角度制御器及び差分角度制御器の詳細は 5.4.3 節で述べ、図 33 に示す制御システムを使用した制御の全体の流れは 5.4.4 節で述べる。

#### 5.4.1. IE 比の定義

IE 比とは、指屈筋への正規化済刺激強度と指伸筋への正規化済刺激強度の和として 4.3.1 節で定義した筋拮抗和(式(5))と、第二・第三背側骨間筋への刺激強度を統一的に表す変数として新たに定義する骨間筋レベルの比を表す制御入力変数である。IE 比の定義を式(25)に示し、骨間筋レベルと第二背側骨間筋への刺激強度の関係式を式(26)に示し、骨間筋レベルと第三背側骨間筋への刺激強度の関係式を式(27)に示す。

$$IE = \frac{I_{level}}{\frac{a}{2} + I_{level}} \quad (25)$$

$$S_{i2} = S_{i2,min} + I_{level}(S_{i2,max} - S_{i2,min}) \quad (26)$$

$$S_{i3} = S_{i3,min} + I_{level}(S_{i3,max} - S_{i3,min}) \quad (27)$$

式(25)において、IE比を示し、 $I_{level}$ は骨間筋レベル(値域[0,1])を示し、 $a$ は筋拮抗和(値域[0,2])を示す。式(26)において、 $S_{i2}$ は第二背側骨間筋への刺激強度、 $S_{i2,min}$ と $S_{i2,max}$ はそれぞれ第二背側骨間筋への最小刺激強度と最大刺激強度を示す。式(27)において、 $S_{i3}$ は第三背側骨間筋への刺激強度、 $S_{i3,min}$ と $S_{i3,max}$ はそれぞれ第三背側骨間筋への最小刺激強度と最大刺激強度を示す。よって、骨間筋レベルが大きくなるほど第二・第三背側骨間筋への刺激が強くなり、骨間筋レベルが小さくなるほど第二・第三背側骨間筋への刺激が弱くなる。

IE比の値域は[0,1]であるが、FE比の値によって筋拮抗和の取り得る上限値が変化するため、FE比の値によってIE比の値域も変化する。IE比の値域の変化については5.4.4節で詳しく述べる。筋拮抗和の値域は[0,2]であるが、骨間筋レベルと値域を合わせるために筋拮抗和を2で除した値を使用している。IE比のほとんどの範囲で外在筋と内在筋へ刺激が与えられるような定義になっているため外在筋と内在筋を対の筋肉とする同時収縮が可能になると考えた。更に、IE比の値が大きくなるほど第二・第三背側骨間筋への刺激は強く、指屈筋・指伸筋への刺激は弱くなり、IE比の値が小さくなるほど第二・第三背側骨間筋への刺激は弱く、指屈筋・指伸筋への刺激は強くなるため、外在筋と内在筋を対の筋肉とした相反神経支配が可能になると考えた。よって、IE比の値を調整しながら中指MP・PIP関節差分角度を制御することは、外在筋と内在筋を対の筋肉とした同時収縮・相反神経支配を行わせながら、中指MP・PIP関節の屈伸が逆の運動を制御することに相当することになる。

#### 5.4.2. FE-AJA モデル, IE-DJA モデルの構築方法

4.11.4節では、制御入出力関係を表すモデルの折れ点の数について、2点の折れ点で十分であると述べた。そのため、平均角度制御器の入出力関係(FE比と中指MP・PIP関節平均角度)を考慮しながら制御するための2点の折れ点を持つモデル(FE-AJAモデル)と、差分角度制御器の入出力関係(IE比と中指MP・PIP関節差分角度)を考慮しながら制御するための2点の折れ点を持つモデル(IE-DJAモデル)を構築し、モデルを逆変換して制御入力値を求め、中指MP・PIP関節角度を制御するという方法をとる。

図34にFE-AJAモデルとIE-DJAモデルを構築する流れを示す。FE-AJAモデルとIE-DJAモデルは、モデルの入出力が異なるだけで、モデルを構築する流れは同じであるため、以下ではFE-AJAモデルを構築する流れのみ記述する。本節の以下の文章について、FE比と記述した部



図 34 2点の折れ点を持つモデル構築の流れ(左図はFE-AJAモデル構築の流れ, 右図はIE-DJAモデル構築の流れを示す)

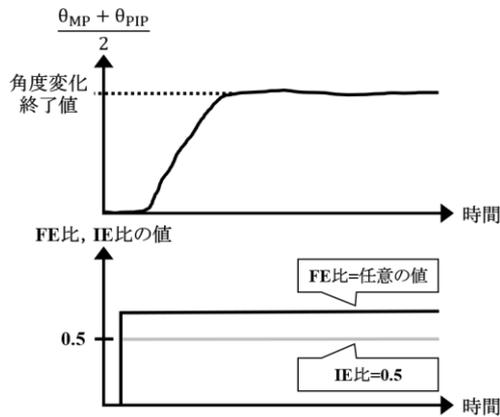


図 35 FE 比と中指 MP・PIP 関節角度の関係を求めるための刺激方法及び計測データ

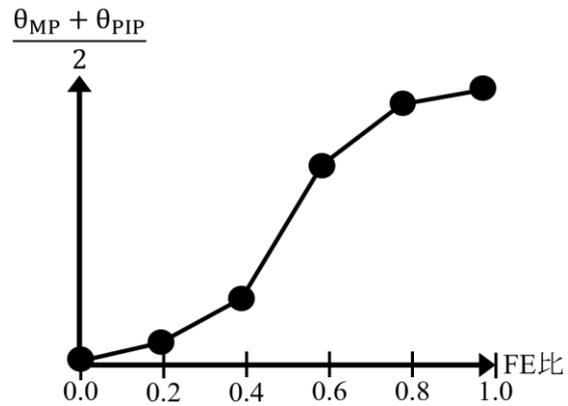


図 36 FE 比と中指 MP・PIP 関節平均角度の関係性

分と IE 比と記述した部分とを入れ替え、中指 MP・PIP 関節平均角度と記述した部分を中指 MP・PIP 関節差分角度という記述に置き換えることによって、IE-DJA モデルを構築する流れとなる。

FE-AJA 入出力関係特定では、FE 比と中指 MP・PIP 関節平均角度)との関係を求める。IE 比を 0.5, FE 比を任意の値で固定した刺激を与え、関節角度変化が終了した時点の中指 MP・PIP 関節平均角度)を記録する(図 35)。FE 比を 0.0 から 1.0 まで 0.2 ずつ刻んだ値に対して繰り返し行うことによって、FE 比と中指 MP・PIP 関節平均角度との関係を求める(図 36)。

FE-AJA モデル出力値正規化では、FE-AJA 入出力関係特定の段階で求めた図 36 の縦軸の値を最小値 0.0, 最大値 1.0 で正規化する(図 37 黒線)。

FE-AJA モデル折れ点決定では、FE-AJA モデル出力値正規化の段階で求めた正規化済み中指 MP・PIP 関節平均角度との誤差が最小となるように 2 点の折れ点を持つモデル(FE-AJA モデル、図 37 灰線)を求める。FE-AJA モデルの左端の点は FE 比と正規化済み中指 MP・PIP 関節平均角度がともに 0.0, 右端の点は FE 比と正規化済み中指 MP・PIP 関節平均角度がともに 1.0 とする。FE-AJA モデルの中央の 2 つの折れ点については、以下の条件を満たす点とする。

- 条件1. FE-AJA モデルは FE 比に対して単調増加である
- 条件2. 2 つの折れ点の間の FE 比の差を 0.2 以上とする
- 条件3. 2 つの折れ点は左右端の点から FE 比の差を 0.1 以上とする

モデル構築時のデータと完全一致するようにモデルを構築するのではなく、ある程度平滑化されたモデルを構築する理由は、モデルの過剰適合を避けるためである。4.11.4 節では、FE-MP モデル構築時の電気刺激強度-関節角度の関係性と、制御中における電気刺激強度-関節角度の関係性が一致しないことを述べた。特に本節で提案する制御方法は 2 つの制御器を並行して動作させながら制御を行うため、一方の制御入力他方の制御出力に及ぼす影響(FE 比が中指 MP・PIP 関節差分角度に及ぼす影響, IE 比が中指 MP・PIP 関節平均角度に及ぼす影響)は外乱として働く。よってモデル構築時の実測データと完全に一致するようにモデルを構築してしまうと過剰適合となってしまい、高精度な制御が実現できない可能性が高くなると考え、平滑化されたモデル

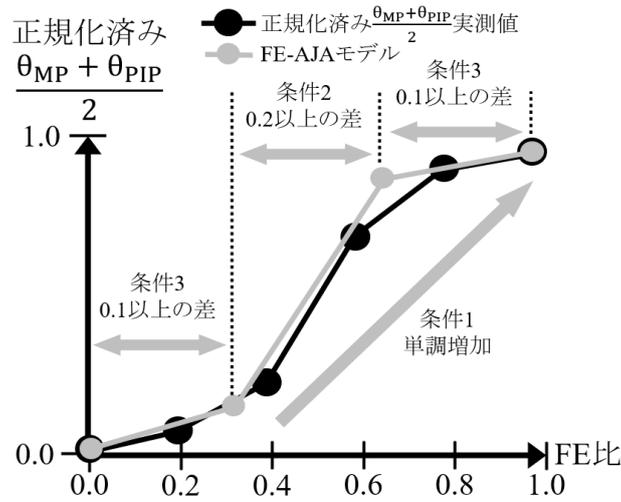


図 37 正規化済み中指 MP・PIP 関節角度及び FE-AJA モデル

を構築した。

#### 5.4.3. 平均角度制御器及び差分角度制御器の詳細

5.4 節で述べたように、平均角度制御器とは中指 MP・PIP 関節目標角度の平均値 ( $\frac{\theta_{d,MP} + \theta_{d,PIP}}{2}$ )

と中指 MP・PIP 関節計測角度の平均値 ( $\frac{\theta_{MP} + \theta_{PIP}}{2}$ )との誤差 ( $e_{ave}$ )をフィードバックして FE 比の値を

調整する制御器であり、差分角度制御器とは中指 MP・PIP 関節目標角度の差分値 ( $\frac{\theta_{d,MP} - \theta_{d,PIP}}{2}$ )と

中指 MP・PIP 関節計測角度の差分値との誤差 ( $e_{dif}$ )をフィードバックして IE 比の値を調整する制御器である。

図 33 に示したように、平均角度制御器と差分角度制御器は独立して動作する構造となっており、一方の制御入力他方の制御出力に及ぼす影響 (FE 比が中指 MP・PIP 関節差分角度に及ぼす影響、IE 比が中指 MP・PIP 関節平均角度に及ぼす影響)を明示的に考慮していない。一方の制御入力変数が他方の制御対象に及ぼす影響が大きい場合は、外乱が大きい状況でそれぞれの制御器が制御を行うこととなる。4 章の中指 MP 関節角度制御実験では PID 制御の有効性を述べたが、外乱が大きい場合、微分器が外乱を増幅してしまい制御目標値に対する振動が収束しない状況に陥る可能性がある。

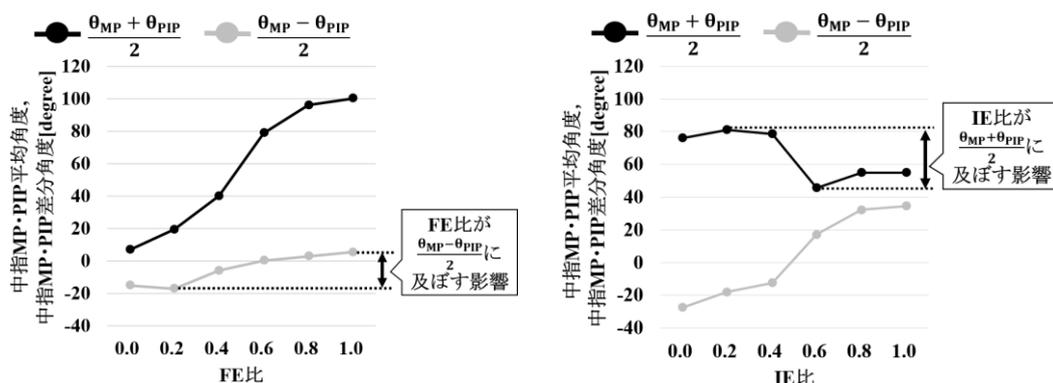


図 38 一方の制御入力変数が他方の制御対象に及ぼす影響の大きさ(左図は FE 比が中指 MP・PIP 関節差分角度に及ぼす影響の大きさを表し、右図は IE 比が中指 MP・PIP 関節平均角度に及ぼす影響の大きさを表す)

一方の制御入力変数が他方の制御対象に及ぼす影響を調査するため、3 名の実験参加者(いずれも 20 代男性)に対して、5.4.2 節で述べた 2 点の折れ点を持つモデル構築の流れ(図 34)の FE-AJA 入出力関係特定と IE-DJA 入出力関係特定を行い、FE 比、IE 比と中指 MP・PIP 関節平均角度、中指 MP・PIP 関節差分角度との関係性を調査した。一方の制御入力変数が他方の制御出力に及ぼす影響の大きさを表す指標として、FE-AJA モデル構築用に収集したデータの中で中指 MP・PIP 関節差分角度の最大値と最小値との差(図 38 左)、そして IE-DJA モデル構築用に収集したデータの中で中指 MP・PIP 関節平均角度の最大値と最小値との差(図 38 右)を算出し、全実験参加者の結果を表 16 に示す。

表 16 より、FE 比を変化させることで中指 MP・PIP 関節差分角度は 14 度から 22 度、IE 比を変化させることで中指 MP・PIP 関節平均角度は 12 度から 35 度程度変化することが分かった。4.10 節で述べたように、本研究では目標角度と計測角度との誤差が 5.8 度未満となるような制御が可能となる方法を確立することを目標としている。一方の制御入力変数を変化させたときに他方の制御対象に対して制御精度の目標値である 5.8 度を大きく超える影響を及ぼしていることから、比較的大きな外乱と捉えることができる。以上より、PID 制御では微分器が外乱を増幅してしまい制御目標値に対する振動が収束しない状況に陥る可能性がある。P 制御だけでは目標角度と計測角度との定常偏差を相殺することができないため、PI 制御を使用する。平均角度制御器の計算式を式(28)に示し、差分角度制御器の計算式を式(29)に示す。

表 16 一方の制御入力変数が他方の制御対象に及ぼす影響の大きさ[degree]

実験参加者番号	FE 比が $\frac{\theta_{MP} - \theta_{PIP}}{2}$ に及ぼす影響	IE 比が $\frac{\theta_{MP} + \theta_{PIP}}{2}$ に及ぼす影響
1	22.74	35.75
2	20.15	29.95
3	14.65	12.24

$$FE_{(t)} = K_{P,FE}e_{ave,(t)} + K_{I,FE} \sum_{i=1}^t e_{ave,(i)} + 0.5 \quad (28)$$

$$IE_{(t)} = K_{P,IE}e_{dif,(t)} + K_{I,IE} \sum_{i=1}^t e_{dif,(i)} + 0.5 \quad (29)$$

式(28)と式(29)において、 $FE_{(t)}$ と $IE_{(t)}$ はそれぞれ時刻  $t$  における FE 比と IE 比、 $K_{P,FE}$ と $K_{P,IE}$ はそれぞれ平均角度制御器用の比例パラメータと差分角度制御器用の比例パラメータ、 $K_{I,FE}$ と $K_{I,IE}$ はそれぞれ平均角度制御器用の積分パラメータと差分角度制御器用の積分パラメータ、 $e_{ave,(t)}$ と $e_{dif,(t)}$ はそれぞれ平均角度制御器の制御誤差と差分角度制御器の制御誤差を表す。

なお、4.5 節で説明したアンチwindアップを平均角度制御器と差分角度制御器の両方に実装する。式(28)によって算出した FE 比の値が 0.0 以下あるいは 1.0 以上の場合には平均角度制御器の積分器を停止し、式(29)によって算出した IE 比の値が 0.0 以下あるいは 5.4.4 節で述べる IE 比の上限値以上の場合には差分角度制御器の積分器を停止する。

#### 5.4.4. 中指 MP・PIP 関節角度同時制御時の処理

中指 MP・PIP 関節角度を同時に制御するために、各サンプリング時刻で行う処理の流れを図 39 に示す。

FE-AJA モデル出力値決定では、式(28)で示した平均角度制御器を動作させ、FE-AJA モデル出力値を求める。

FE-AJA モデル逆変換では図 40 に示すように、FE-AJA モデルを用いて、FE-AJA モデル出力値決定の段階で求めた FE-AJA モデル出力値を FE 比に変換する。これにより、FE 比と関節角度との関係性を考慮した制御を可能とする。

筋拮抗和上限値算出では、求めた FE 比の値に応じた筋拮抗和の上下限値を求める。筋拮抗和の定義を式(5)に、FE 比の定義を式(6)に再掲する。

$$a = \frac{S_f - S_{f,min}}{S_{f,max} - S_{f,min}} + \frac{S_e - S_{e,min}}{S_{e,max} - S_{e,min}} \quad (5)$$

$$FE = \frac{S_f - S_{f,min}}{S_{f,max} - S_{f,min}} \quad (6)$$

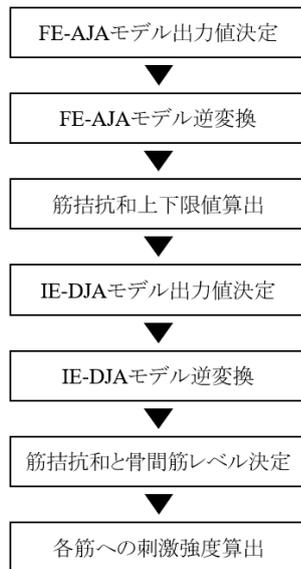


図 39 関節角度制御中の各サンプリング時刻での処理の流れ

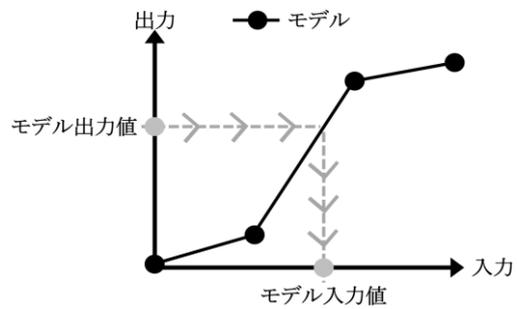


図 40 モデル (FE-AJA モデル, IE-DJA モデル) 出力値をモデル入力 (FE 比, IE 比) 値に変換する処理の模式図

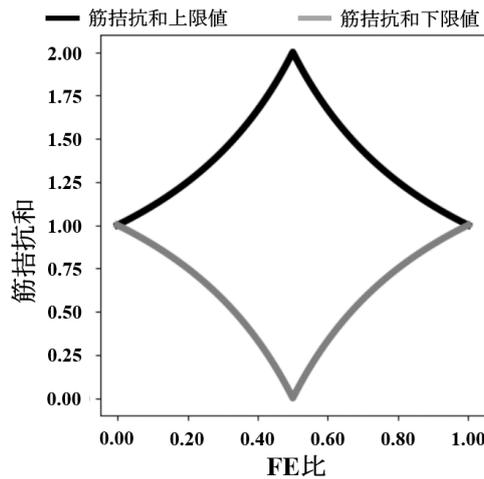


図 41 FE 比と筋拮抗和の上下限値の関係

式(5)において,  $a$  は筋拮抗和 (値域は $[0,2]$ ),  $S_f, S_e$  はそれぞれ指屈筋, 指伸筋への刺激強度,  $S_{f,max}, S_{e,max}$  はそれぞれ指屈筋, 指伸筋への最大刺激強度,  $S_{f,min}, S_{e,min}$  はそれぞれ指屈筋, 指伸筋への最小刺激強度を表す. 式(6)において, FE は FE 比 (値域は $[0,1]$ ) を表す. 式(5), 式(6)より, ある FE 比の値を実現する筋拮抗和のパターンは無数に存在するが, FE 比の値が 0.5 から遠ざかるほど筋拮抗和の取り得る上限値は小さくなる. FE 比の値が 0.5 の時には, 指屈筋, 指伸筋共に最大刺激強度 ( $S_f = S_{f,max}, S_e = S_{e,max}$ ) をとることができ, この時の筋拮抗和は最大値 2.0 をとることができる. 一方で, FE 比の値が 0.5 を超える場合には指屈筋への刺激が最大 ( $S_f = S_{f,max}$ ) かつ指伸筋への刺激が最大でない状態 ( $S_e \neq S_{e,max}$ ), FE 比の値が 0.5 を下回る場合には指伸筋への刺激が最大 ( $S_e = S_{e,max}$ ) かつ指屈筋への刺激が最大でない状態 ( $S_f \neq S_{f,max}$ ) の時に筋拮抗和の上限値をとることになる. よって, FE 比の値が 0.0 及び 1.0 の時には筋拮抗和の上限値は 1.0, FE 比の値が 0.5 の時には筋拮抗和の上限値は 2.0 となる (図 41 黒線). FE 比の値が 0.5 以

上の時の筋拮抗和上限値を式(30)に, FE 比の値が 0.5 未満の時の筋拮抗和の上限値を式(31)に示す.

$$a_{\max} = \frac{1.0}{FE} \quad \text{If } FE \geq 0.5 \quad (30)$$

$$a_{\max} = \frac{1.0}{1.0 - FE} \quad \text{If } FE < 0.5 \quad (31)$$

式(30), 式(31)において,  $a_{\max}$  は筋拮抗和の上限値を表し, FE は FE 比を表す.

一方で, 筋拮抗和の下限値については, 式(7), 式(8)の定義より, FE 比の値によらず 0.0 に非常に近い値をとることが可能である. 例を挙げると,  $x$  を微小な値とし, 指屈筋への刺激強度を  $S_{f,\min} + x$ , 指伸筋への刺激強度を  $S_{e,\min}$  とすると FE 比の値は 1.0 で筋拮抗和の値は  $\frac{x}{S_{f,\max} - S_{f,\min}} \approx$

0.0 とでき, 指屈筋への刺激強度を  $S_{f,\min}$ , 指伸筋への刺激強度を  $S_{e,\min} + x$  とすると FE 比の値は 0.0 で筋拮抗和の値は  $\frac{x}{S_{e,\max} - S_{e,\min}} \approx 0.0$  とできる. しかしながら, 筋拮抗和が微小な値では刺激に

よって十分な屈曲・伸展運動が生じない. そのため, 図 41 の灰線のように, FE 比が 0.0 及び 1.0 の時には筋拮抗和の下限値を 1.0, FE 比が 0.5 の時には筋拮抗和の下限値を 0.0 とすることで, FE 比が 0.0, 1.0 の時にはそれぞれ指の完全伸展, 完全屈曲が実現できるようにした. 筋拮抗和の下限値の算出方法を式(32)に示す.

$$a_{\min} = 2.0 - a_{\max} \quad (32)$$

式(32)において,  $a_{\min}$  は筋拮抗和の下限値,  $a_{\max}$  は筋拮抗和の上限値を表す.

IE-DJA モデル出力値決定では, 式(29)で示した差分角度制御器を動作させ, IE-DJA モデルの出力値を求める.

IE-DJA モデル逆変換では, 図 40 に示すように, IE-DJA モデルを用いて, IE-DJA モデル出力値決定の段階で求めた IE-DJA モデル出力値を IE 比に変換する. これにより, IE 比と関節角度との関係性を考慮した制御を可能とする. その後, IE 比を上下限値で制限する. 式(27)に示した IE 比の定義より, IE 比の上下限値は骨間筋レベルの上下限値と筋拮抗和の上下限値によって決定される. IE 比の上限値の算出式を式(33)に示し, IE 比の下限値を式(34)に示す.

$$IE_{\max} = \frac{I_{\text{level,max}}}{I_{\text{level,max}} + \frac{a_{\min}}{2}} \quad (33)$$

$$IE_{\min} = \frac{I_{\text{level,min}}}{I_{\text{level,min}} + \frac{a}{2}} = 0.0 \quad (34)$$

式(33)と式(34)において,  $IE_{\max}$  と  $IE_{\min}$  はそれぞれ IE 比の上限値と下限値,  $I_{\text{level,max}}$  と  $I_{\text{level,min}}$  はそれぞれ骨間筋レベルの上限値と下限値,  $a_{\min}$  は筋拮抗和の下限値,  $a$  は筋拮抗和を表す. FE 比の値によらず骨間筋レベルの値は常に [0,1] の範囲を自由にとることができるため ( $I_{\text{level,min}} = 0.0$ ,  $I_{\text{level,max}} = 1.0$ ), FE 比の値によらず, 骨間筋レベルの値が 0.0 の時に IE 比の下限値は 0.0 となる ( $IE_{\min} = 0.0$ ). 一方で, 式(34)の分母の筋拮抗和の項が下限値 ( $a = a_{\min}$ ) の時かつ骨間筋

レベルの値が  $1.0 (I_{level,max} = 1.0)$  の時に IE 比は上限値となる。上述したように筋拮抗和の下限値は FE 比の値によって変化するため、IE 比の上限値は FE 比の値によって変化することになる。

筋拮抗和と骨間筋レベル決定では、IE-DJA モデル逆変換の段階で求めた IE 比の値を基に筋拮抗和と骨間筋レベルの値を決定する。基本的には、IE 比の値を大きくすると骨間筋レベルは大きく、筋拮抗和は小さくなり、IE 比の値を小さくすると骨間筋レベルは小さく、筋拮抗和は大きくなる。しかしながら、IE 比の値が  $1.0 - \frac{a_{max}}{2}$ ,  $1.0 - \frac{a_{min}}{2}$  の時に筋拮抗和はそれぞれ上限値、下限値に達し、IE 比の値が  $1.0 - \frac{a_{max}}{2}$  より小さくなくても筋拮抗和の値をそれ以上大きくできず、IE 比の値が  $1.0 - \frac{a_{min}}{2}$  より大きくなっても筋拮抗和の値をそれ以上小さくできない。そのため、IE 比の値を  $1.0 - \frac{a_{max}}{2}$  よりも小さくすることが制御中に必要になった場合には、筋拮抗和の値を  $a_{max}$  に保ったまま骨間筋レベルのみ小さくし、IE 比の値を  $1.0 - \frac{a_{min}}{2}$  よりも大きくすることが制御中に必要になった場合には、筋拮抗和の値を  $a_{min}$  に保ったまま骨間筋レベルのみ大きくする。例として図 42 に FE 比の値が 0.6 の時における IE 比と骨間筋レベル、筋拮抗和を表すグラフを示す。FE 比の値が 0.6 の時には式(30)により筋拮抗和の上限値が 1.67, 式(32)より筋拮抗和の下限値が 0.33 と求まる。そして IE 比の値が  $1.0 - \frac{1.67}{2} = 0.167$  の時に筋拮抗和の値は上限に達するため、IE 比の値を 0.167 よりも小さくする場合には筋拮抗和の値は変えず、骨間筋レベルの値のみ小さくしている。一方で IE 比の値が  $1.0 - \frac{0.33}{2} = 0.83$  の時に筋拮抗和の値は下限に達するため、IE 比の値を 0.83 よりも大

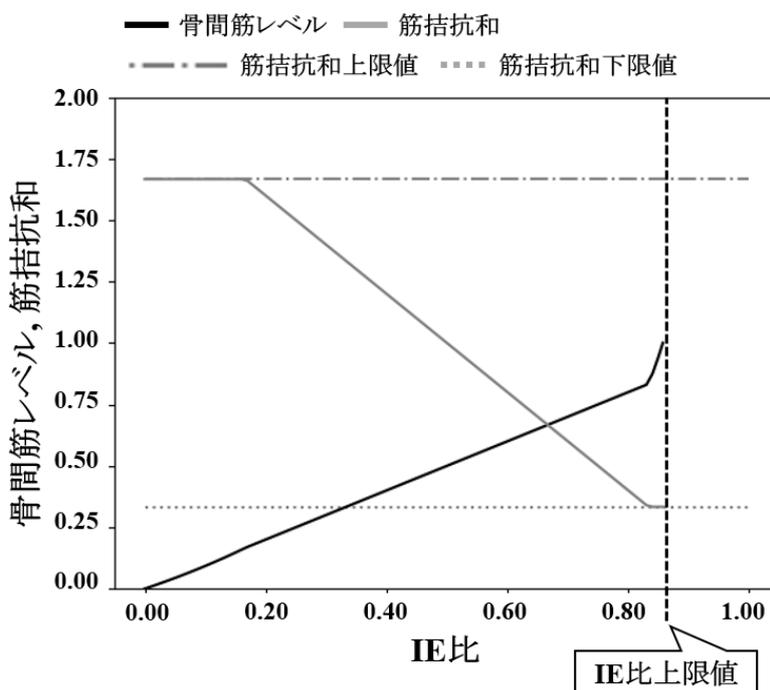


図 42 FE 比の値が 0.6 の時における IE 比と骨間筋レベル、筋拮抗和の関係

大きくする場合には筋拮抗和の値は変えず、骨間筋レベルのみ大きくしている。そして式(33)より、骨間筋レベルが 1.0 の時に IE 比は上限値 0.86 をとる。

IE 比の値が  $1.0 - \frac{a_{\max}}{2}$  以上  $1.0 - \frac{a_{\min}}{2}$  以下の場合の骨間筋レベルの計算式を式(35)、筋拮抗和の計算式を式(36)に示し、IE 比の値が  $1.0 - \frac{a_{\min}}{2}$  を超える場合の骨間筋レベルの計算式を式(37)、筋拮抗和の計算式を式(38)に示し、IE 比の値が  $1.0 - \frac{a_{\max}}{2}$  未満の場合の骨間筋レベルの計算式を式(39)、筋拮抗和の計算式を式(40)に示す。

$$I_{\text{level}} = IE \quad (35)$$

$$a = 2.0(1.0 - IE) \quad (36)$$

$$I_{\text{level}} = \frac{IE \left( \frac{a_{\min}}{2} \right)}{1 - IE} \quad (37)$$

$$a = a_{\min} \quad (38)$$

$$I_{\text{level}} = \frac{IE \left( \frac{a_{\max}}{2} \right)}{1 - IE} \quad (39)$$

$$a = a_{\max} \quad (40)$$

式(35)から式(40)において、 $I_{\text{level}}$  は骨間筋レベル、 $a$  は筋拮抗和、 $IE$  は IE 比、 $a_{\min}$  は筋拮抗和の下限值を表す。

各筋への刺激強度算出では、FE-AJA モデル出力値決定の段階から筋拮抗和と骨間筋レベル決定の段階までに求めた FE 比、筋拮抗和、骨間筋レベルを基に指屈筋、指伸筋、第二・第三背側骨間筋への刺激強度を求める。

$$S_f = S_{f,\min} + aFE(S_{f,\max} - S_{f,\min}) \quad (41)$$

$$S_e = S_{e,\min} + \left( a - \frac{S_f - S_{f,\min}}{S_{f,\max} - S_{f,\min}} \right) (S_{e,\max} - S_{e,\min}) \quad (42)$$

$$S_{i2} = S_{i2,\min} + I_{\text{level}}(S_{i2,\max} - S_{i2,\min}) \quad (43)$$

$$S_{i3} = S_{i3,\min} + I_{\text{level}}(S_{i3,\max} - S_{i3,\min}) \quad (44)$$

式(41)から式(44)において、 $S_f$ ,  $S_e$ ,  $S_{i2}$ ,  $S_{i3}$  はそれぞれ指屈筋、指伸筋、第二背側骨間筋、第三背側骨間筋への刺激強度、 $S_{f,\max}$ ,  $S_{e,\max}$ ,  $S_{i2,\max}$ ,  $S_{i3,\max}$  はそれぞれ指屈筋、指伸筋、第二背側骨間筋、第三背側骨間筋への最大刺激強度、 $S_{f,\min}$ ,  $S_{e,\min}$ ,  $S_{i2,\min}$ ,  $S_{i3,\min}$  はそれぞれ指屈筋、指伸筋、第二背側骨間筋、第三背側骨間筋への最小刺激強度、 $a$  は筋拮抗和、 $FE$  は FE 比、 $I_{\text{level}}$  は骨間筋レベルを表す。

#### 5.4.5. 平均角度制御器及び差分角度制御器の制御パラメータ決定方法

4 章の中指 MP 関節角度制御実験では、制御パラメータ決定方法として限界感度法[44]を採用したが、限界感度法が適用可能な制御対象は単入力単出力系であり、本実験では多入力多出力系を想定しているため、限界感度法を適用することはできない。よって本実験では、平均角度制御器と差分角度制御器の制御パラメータは、多入力多出力系に対しても適用している例[30]のある CHR 法[42]を拡張した方法によって決定する。

CHR 法[42]とは、制御器ごとに定常ゲイン、むだ時間、時定数の三つを特定することによって制御パラメータを決定する方法である。CHR 法には、目標値に対するオーバーシュートを 0%とする場合と 20%とする場合とで 2 種類の調整方法が存在するが、本研究では目標値に対するオーバーシュートを 0%とするパラメータ決定方法を採用する。CHR 法による比例パラメータの計算式を式(45)に示し、積分パラメータの計算式を式(46)に示す。

$$K_p = \frac{0.35T}{KL} \quad (45)$$

$$K_i = \frac{0.35}{1.2KL} \quad (46)$$

式(45)と式(46)において、 $K_p$ と $K_i$ はそれぞれ比例パラメータと積分パラメータ、 $K$  は定常ゲイン、 $L$  はむだ時間、 $T$  は時定数を表す。

定常ゲインについては、一般的な CHR 法ではステップ入力を印加した時の出力値の変化量を基に決定する。しかしながら、指は慣性モーメントが小さくステップ入力印加前の関節角度を一意に決定できないため、この方法で求める定常ゲインの値は状況によって大きく変動してしまう。そこで、5.4.2 節で述べた FE-AJA モデル入出力値特定及び IE-DJA モデル入出力値特定の段階(図 34)で取得するデータを使用して決定する。FE 比と中指 MP・PIP 関節平均角度( $\frac{\theta_{d,MP} + \theta_{d,PIP}}{2}$ )との関係を線形近似した直線の傾きを平均角度制御器の定常ゲイン(図 43 左)、IE 比と中指 MP・PIP 関節差分角度( $\frac{\theta_{d,MP} - \theta_{d,PIP}}{2}$ )との関係を線形近似した直線の傾きを差分角度制御器の定常ゲイン(図 43 右)とする。

むだ時間と時定数についても、5.4.2 節で述べた FE-AJA モデル入出力値特定及び IE-DJA モデル入出力値特定の段階(図 34)で取得するデータを使用して決定する。図 44 や図 45 のような制御入力と制御出力の時系列データから、制御入力を印加し始めてから制御対象が 1 度変化するまでの時間をむだ時間、制御対象が 1 度変化してから角度変化終了値の 63.2%に達するまで

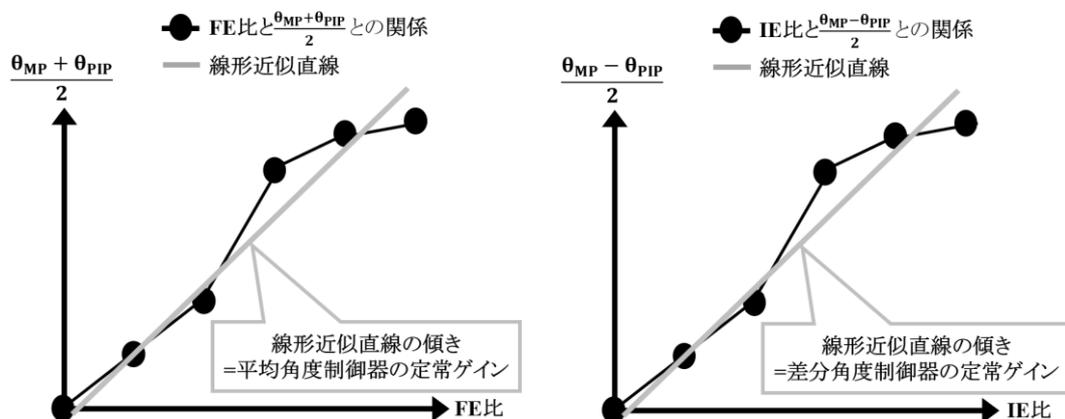


図 43 平均角度制御器と差分角度制御器の定常ゲインの求め方(左図は平均角度制御器の定常ゲインの求め方、右図は差分角度制御器の定常ゲインの求め方)

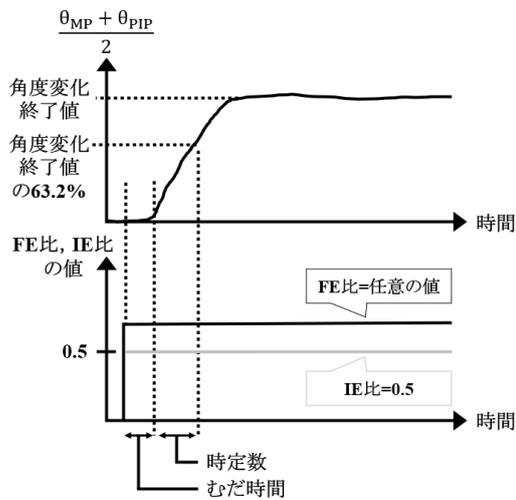


図 44 平均角度制御器用のむだ時間及び  
時定数の算出方法

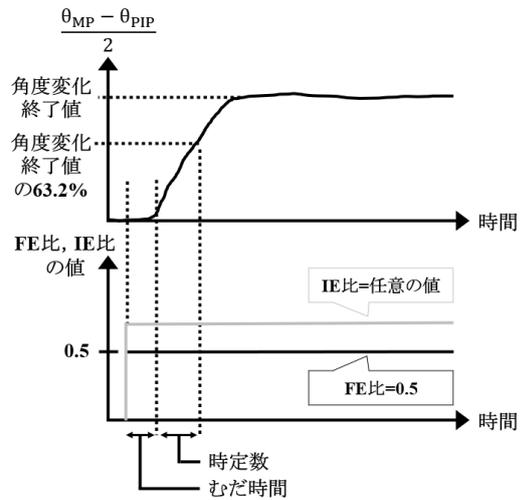


図 45 差分角度制御器用のむだ時間及び  
時定数の算出方法

の時間を時定数とする。5.4.2 節で述べた FE-AJA モデル入出力値特定及び IE-DJA モデル入出力値特定の段階(図 34)では、各モデルを構築するために、各制御入力変数を 0.0 から 1.0 まで 0.2 刻みでデータを収集するため、それぞれ 6 つの時系列データが得られる。これら 6 つのデータの内、むだ時間が 556.39ms 以上となるデータと、時定数が 937.74ms 以上となるデータは外れ値として排除したうえで平均した値を、制御パラメータを計算するために使用するむだ時間及び時定数とする。なお、平均角度制御器用の制御パラメータを求めるために使用するむだ時間と時定数は FE-AJA モデル入出力値特定及び IE-DJA モデル入出力値特定の段階(図 34)で取得するデータのみを用いて算出し、差分角度制御器用の制御パラメータを求めるために使用するむだ時間と時定数は IE-DJA 入出力関係特定の段階(図 34)で取得するデータのみを用いて算出する。

むだ時間と時定数の外れ値を判別するための閾値については、4.7 節で説明した手順のうち、FE-MP モデル構築の段階で収集したデータを基に設定した。FE 比の値 0.0 を印加した時と FE 比の値 1.0 を印加した時に収集した時系列データから、FE 比印加による中指 MP 関節角度に関するむだ時間と時定数を算出し、全実験参加者の平均値+3 標準偏差の値を閾値として設定した。FE 比の値が 0.0 あるいは 1.0 の時には、指伸筋あるいは指屈筋のどちらかに最大刺激強度が印加されるため関節角度変化が十分に生じ、筋肉の反応時間を算出するために適していると考えた。

## 5.5. 本実験で比較を行う既存手法の概要

5.1 節で述べた通り、本実験では提案手法との比較のため、既存手法[30]を中指 MP・PIP 関節角度同時制御用に拡張したものでも制御を行う。5.5.1 節では既存手法を中指 MP・PIP 関節角度同時制御用に拡張した場合の制御計算式に関する説明を行い、5.5.2 節では既存手法を中指 MP・PIP 関節角度同時制御用に拡張した場合の制御パラメータ決定方法の説明を行う。

### 5.5.1. 制御計算式

既存手法[30]を中指 MP・PIP 関節角度同時制御用に拡張する場合、制御入力を指屈筋刺激強度、指伸筋刺激強度、第二背側骨間筋刺激強度、第三背側骨間筋刺激強度とし、制御出力を中指 PIP 関節角度、中指 MP 関節角度とする 4 入力 2 出力の制御系を構築することとなる。既存手法[30]を中指 MP・PIP 関節角度同時制御用に拡張した場合の制御計算式を式(47)に示す。

$$\mathbf{S}_{(t)} = \mathbf{S}_{th} + \mathbf{K}_p \mathbf{e}_{(t)} + \mathbf{K}_I \sum_{i=1}^t \mathbf{e}_{(i)} + \mathbf{K}_D (\mathbf{e}_{(t)} - \mathbf{e}_{(t-1)}) \quad (47)$$

$$\mathbf{S}_{(t)} = \begin{pmatrix} S_{f(t)} \\ S_{e(t)} \\ S_{i2(t)} \\ S_{i3(t)} \end{pmatrix} \quad (48)$$

$$\mathbf{S}_{th} = \begin{pmatrix} S_{f,th} \\ S_{e,th} \\ S_{i2,th} \\ S_{i3,th} \end{pmatrix} \quad (49)$$

$$\mathbf{e}_{(t)} = \begin{pmatrix} e_{PIP(t)} \\ e_{MP(t)} \end{pmatrix} \quad (50)$$

$$\mathbf{K} = \begin{pmatrix} K_{11} & K_{12} \\ K_{21} & K_{22} \\ K_{31} & K_{32} \\ K_{41} & K_{42} \end{pmatrix} \quad (51)$$

式(47)において、 $\mathbf{S}_{(t)}$ は時刻  $t$  における各筋肉への刺激強度ベクトル、 $\mathbf{S}_{th}$ は制御時における各筋への最小刺激強度ベクトル、 $\mathbf{e}_{(t)}$ は時刻  $t$  における目標角度と計測角度の誤差を表すベクトル、 $\mathbf{K}_p$ 、 $\mathbf{K}_I$ 、 $\mathbf{K}_D$ はそれぞれ比例パラメータ、積分パラメータ、微分パラメータを表す行列である。

$\mathbf{S}_{(t)}$ ベクトルの詳細を式(48)に示し、 $\mathbf{S}_{th}$ ベクトルの詳細を式(49)に示す。式(48)、式(49)において、 $f$ 、 $e$ 、 $i2$ 、 $i3$  はそれぞれ指屈筋、指伸筋、第二背側骨間筋、第三背側骨間筋を表す。

$\mathbf{e}_{(t)}$ ベクトルの詳細を式(50)に示す。式(50)において、 $e_{PIP(t)}$ は時刻  $t$  における PIP 関節目標角度と計測角度の誤差を表し、 $e_{MP(t)}$ は時刻  $t$  における MP 関節目標角度と計測角度の誤差を表す。

PID 制御パラメータ行列の形式を式(51)に示す。比例パラメータ行列、積分パラメータ行列、微分パラメータ行列は全て同じ行数と列数を持つ行列であるため、行列の構造のみを説明すべく式(51)ではパラメータ行列  $\mathbf{K}$  として表現している。

### 5.5.2. 制御パラメータ決定方法

既存手法[30]でも PID 制御パラメータ決定法として CHR 法[42]を採用しているため、定常ゲイン、むだ時間、時定数を求めることで PID 制御パラメータ行列を決定する。

定常ゲインについては、各刺激対象筋肉単独にランプ刺激を与えて得られた関節角度時系列データを基に決定する。初めに各刺激対象筋肉について制御に使用する刺激強度の範囲を設定するため、中指が動き始める刺激強度、中指の運動が飽和する刺激強度、そして痛みを感じ始め

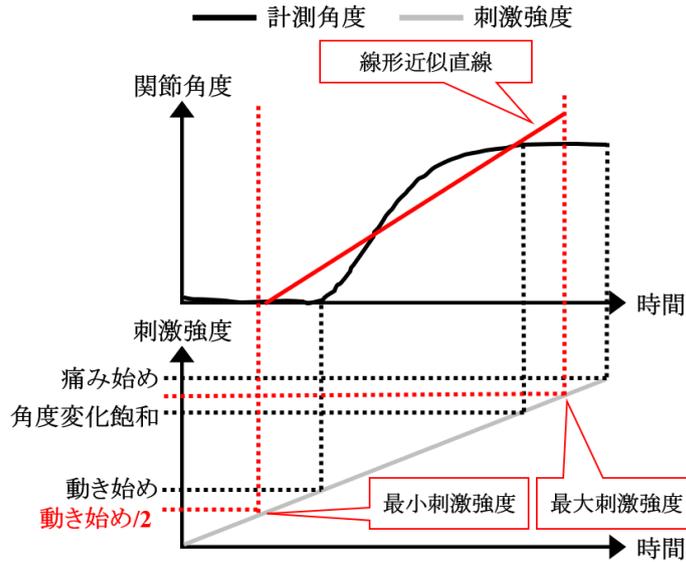


図 46 既存手法[30]を中指 MP・PIP 関節角度制御用に拡張した場合における, PID 制御パラメータを求めるために行うランプ刺激についてのデータ処理方法

る刺激強度を求める。そして中指が動き始める刺激強度を 2 で除した刺激強度を最小刺激強度として設定し, 中指の運動が飽和する刺激強度と痛みを感じ始める刺激強度の中間の値を最大刺激強度として設定する。各刺激対象筋肉単独にランプ刺激を与えて得られた関節角度時系列データにおいて, 最小刺激強度を印加した時点から最大刺激強度を印加した時点のデータを対象に線形近似を行い, 線形近似直線の傾きを求める(図 46)。刺激対象筋肉, 制御対象関節の全ての組み合わせに対して上述した処理を行うことで線形近似直線の傾きを求め, 式(52)に示す行列  $\mathbf{M}$  を作成する。

$$\mathbf{M} = \begin{pmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} & m_{14} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} & m_{24} \end{pmatrix} \quad (52)$$

式(52)において, 1 行目は中指 PIP 関節, 2 行目は中指 MP 関節, 1 列目から 4 列目まではそれぞれ指屈筋, 指伸筋, 第二背側骨間筋, 第三背側骨間筋を表し,  $m$  はそれぞれの組み合わせに関する線形近似直線の傾きを表す。そして式(53)のように行列  $\mathbf{M}$  の疑似逆行列  $\mathbf{M}^-$  を求める。

$$\mathbf{M}^- = \begin{pmatrix} m_{11}^- & m_{12}^- \\ m_{21}^- & m_{22}^- \\ m_{31}^- & m_{32}^- \\ m_{41}^- & m_{42}^- \end{pmatrix} \quad (53)$$

そして, 式(53)における  $m_{ij}^-$  の逆数である  $\frac{1}{m_{ij}^-}$  を定常ゲインとし, PID 制御パラメータ行列の

$K_{P,ij}, K_{I,ij}, K_{D,ij}$  を求める。

むだ時間と時定数については, 5.4.5 節で述べたように, 入力を印加してから関節角度が 1 度変化するまでの時間をむだ時間とし, 関節角度が 1 度変化してから関節角度変化終了時の角度の 63.2% に達するまでの時間を時定数とする。既存手法では各筋肉への刺激強度が制御入力, 中

指 MP・PIP 関節角度が制御対象であるため、各筋肉単独にステップ刺激(刺激パルスの包絡線がステップ状の刺激)を与えた時の時系列データを基に各関節のむだ時間と時定数を算出し、それぞれ平均した値を使用した。ステップ刺激の刺激強度については、最大刺激強度と最小刺激強度の中間値とし、十分な角度変化が生じない場合のみ刺激強度を増加させる。

以上の方法で求めた定常ゲインとむだ時間、時定数を用いて CHR 法により PID 制御パラメータ行列の各要素を求める。比例パラメータ行列要素の計算式を式(54)に示し、積分パラメータ行列要素の計算式を式(55)に示し、微分パラメータ行列要素の計算式を式(56)に示す。

$$K_{P,ij} = \frac{0.6T_i}{L_i} m_{ij}^- \quad (54)$$

$$K_{I,ij} = \frac{0.6}{L_i} m_{ij}^- \quad (55)$$

$$K_{D,ij} = 0.3T_i m_{ij}^- \quad (56)$$

式(54)から式(56)において、 $K_{P,ij}$ ,  $K_{I,ij}$ ,  $K_{D,ij}$ はそれぞれ比例パラメータ行列、積分パラメータ行列、微分パラメータ行列における  $i$  行  $j$  列目の要素を表し、 $m_{ij}^-$ は行列 $\mathbf{M}^-$ の  $i$  行  $j$  列目の要素を表す。 $L_i$ と $T_i$ はそれぞれむだ時間と時定数を表し、添え字  $i$  が 1 の場合は指屈筋、2 の場合は指伸筋、3 の場合は第二背側骨間筋、4 の場合は第三背側骨間筋を表す。むだ時間と時定数の単位はサンプリング時刻数である(1 サンプリング時刻は 0.025 秒)。

## 5.6. 実験装置

電気刺激装置、手首・腕固定装置、表面電極については 4 章の実験と同種のものを使用した。関節角度計測装置については、本章のデータ収集では中指 MP 関節だけでなく中指 PIP 関節も同時に計測するため、図 47 のように中手骨上、基節骨上、中節骨上に 6 軸センサを配置し、それぞれのセンサで得られた 3 軸加速度及び 3 軸ジャイロに対してカルマンフィルタを適用してピッチ角を算出後、中節骨と基節骨のピッチ角の差分によって PIP 関節角度を、基節骨と中手骨のピッチ角の差分によって MP 関節角度を求めた。なお、カルマンフィルタの処理内容は 4.8.3 節で述べた

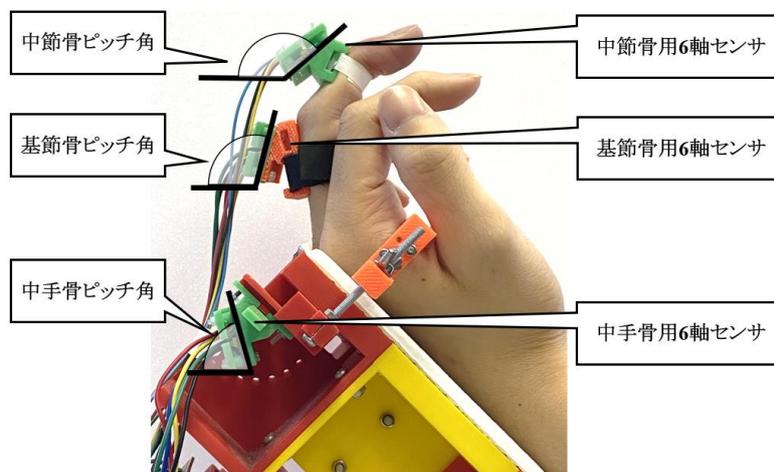


図 47 関節角度計測装置の配置と各センサで算出するピッチ角

通りとした。関節角度の算出と電気刺激強度の調整を行うサンプリング周波数は 40Hz とした。

## 5.7. 実験手順

実験手順を図 48 に示す。

インフォームドコンセント、電極位置探索は 4.7 節で述べた方法と同様の方法で行った。

各筋肉単独ランプ刺激では、指屈筋、指伸筋、第二背側骨間筋、第三背側骨間筋それぞれ単独に 1 秒当たり 1mA ずつ増大していく刺激を与え、指が動き始める刺激強度 ( $S_{start}$ )、関節角度変化が飽和する刺激強度 ( $S_{saturation}$ )、痛みを感じ始める刺激強度 ( $S_{pain}$ ) を筋肉ごとに求め、更に中指 MP・PIP 関節角度時系列データを取得した。各筋肉へ印加可能な最小刺激強度は  $\frac{S_{start}}{2}$  に

設定し、各筋肉へ印加可能な最大刺激強度は  $\frac{S_{pain}-S_{saturation}}{2}$  に設定した。5.5.2 節で述べた方法で

既存手法における制御パラメータ設定に必要な行列  $M^{-1}$  も求めた。

各筋肉単独ステップ刺激では、5.5 節で述べたように各刺激対象筋肉単独にステップ刺激を与えて得られた関節角度時系列データを基に各筋肉のむだ時間と時定数を決定した。各筋肉単独ランプ刺激で求めた行列  $M^{-1}$  と各筋肉のむだ時間及び時定数を用いて式(54)から式(56)により既存手法における PID 制御パラメータ行列を決定した。

FE-AJA モデル構築と IE-DJA モデル構築では、5.4.2 節で述べた方法で FE-AJA モデルと IE-DJA モデルを構築した。そして、5.4.5 節で述べた方法で提案手法の制御パラメータを求めた。

目標角度への制御実験では、図 49 に示す 8 種類の制御目標角度時系列に対して既存手法と提案手法の 2 手法それぞれで制御を行う。そのため、一人の実験参加者につき計 16 回の制御試行を課した。なお、制御試行の順番は実験参加者ごとにランダムとした。静的目標角度への制御(図 49⑤, ⑥, ⑦, ⑧)については、PIP・MP 関節それぞれの最小・最大目標角度の組み合わせで 4 種類を用意することで、目標角度の大きさに依存する制御能力を評価する。静的目標角度の

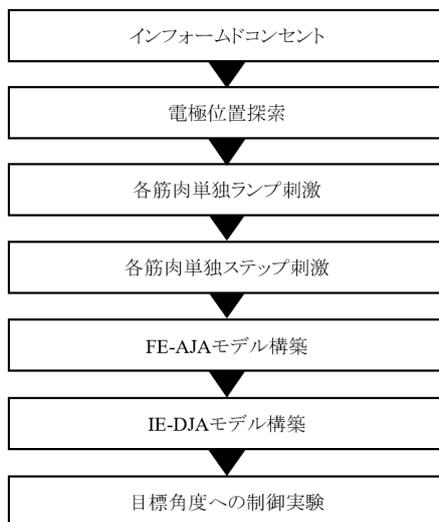


図 48 筋電気刺激を用いた中指 MP・PIP 関節角度同時制御実験手順

制御時間は10秒間とした。動的目標角度への制御(図49①, ②, ③, ④)については, 最初の10秒間は静的目標角度(PIP・MP関節それぞれ最小・最大目標角度の中間値)に制御し, その後動的目標角度へ制御を行った。動的目標角度の種類については2つの観点を基に4種類用意した。

1つ目の観点は制御する指の速度とした。制御したい指の速度が速すぎる場合, つまり目標角度変化周期長が短い場合には, 実際に動かされる指の速度が目標に追いつけないためフィードバック制御自体が困難となり, 予め印加する刺激時系列を決定しておくフィードフォワード制御の必要性が生じる。本実験を行うに先立ち, 7名の実験参加者(20代健常男性6名, 20代健常女性1名)に対して, 筋肉に印加する刺激強度変化の速さと角度変化の関係を特定する実験を行った結果, 刺激強度変化周期が2秒以下になると指関節角度変化が刺激強度変化の速さについていけないことが分かった。よって動的目標角度変化周期長3秒(図49①, ③)という条件が, フィードバック制御が成立する最短周期長であると考え, 素早い動作の代表とした。一方, 刺激強度変化周期が5秒の場合と10秒の場合では指関節角度変化に違いが認められなかった。よって, 動的目標角度変化周期長10秒(図49②, ④)であれば十分ゆっくりとした動きであると言え, この条件をゆっくりとした動作の代表とした。

2つ目は制御に必要な指動作の種類の見点とした。人間が随意的に指を動かす際には, MP・PIP関節の屈伸が同じ運動(図30)を行うよりもMP・PIP関節の屈伸が逆となる運動(図31)を行う方が難しい。よってこれら運動の違いも制御を難しくする要因と考え, 制御中主にMP・PIP関節の屈伸が同じ運動を必要とするもの(図49①, ②)と, MP・PIP関節の屈伸が逆となる運動を必要とするもの(図49③, ④)を用意した。

制御目標角度については, FE-AJAモデル構築とIE-DJAモデル構築の段階で記録した関節角度を基に, 電気刺激によって十分実現可能な関節角度範囲に設定した。FE-AJAモデル構築の段階で記録した関節角度のうち, 中指MP・PIP関節それぞれで最小角度(MP関節最小角度:  $\theta_{MP,min,FE}$ , PIP関節最小角度:  $\theta_{PIP,min,FE}$ )と最大角度(MP関節最大角度:  $\theta_{MP,max,5FE}$ , PIP関節最大角度:  $\theta_{PIP,max,FE}$ )を求め, IE-DJAモデル構築の段階でも同様に中指MP・PIP関節それぞれで最小角度(MP関節最小角度:  $\theta_{MP,min,IE}$ , PIP関節最小角度:  $\theta_{PIP,min,IE}$ )と最大角度(MP関節最大角度:  $\theta_{MP,max,IE}$ , PIP関節最大角度:  $\theta_{PIP,max,IE}$ )を求めた。そして中指MP関節の制御目標角度の最小値を式(57), 最大値を式(58)で求め, 中指PIP関節の制御目標角度の最小値を式(59), 最大値を式(60)で求めた。

$$\begin{aligned} \theta_{d,MP,min} &= \max(\theta_{MP,min,FE}, \theta_{MP,min,IE}) \\ &+ \frac{1}{3} \{ \min(\theta_{MP,max,FE}, \theta_{MP,max,IE}) - \max(\theta_{MP,min,FE}, \theta_{MP,min,IE}) \} \end{aligned} \quad (57)$$

$$\begin{aligned} \theta_{d,MP,max} &= \max(\theta_{MP,max,FE}, \theta_{MP,max,IE}) \\ &+ \frac{2}{3} \{ \min(\theta_{MP,max,FE}, \theta_{MP,max,IE}) - \max(\theta_{MP,min,FE}, \theta_{MP,min,IE}) \} \end{aligned} \quad (58)$$

$$\begin{aligned} \theta_{d,PIP,min} &= \max(\theta_{PIP,min,FE}, \theta_{PIP,min,IE}) \\ &\quad + \frac{1}{3} \{ \min(\theta_{PIP,max,FE}, \theta_{PIP,max,IE}) - \max(\theta_{PIP,min,FE}, \theta_{PIP,min,IE}) \} \end{aligned} \quad (59)$$

$$\begin{aligned} \theta_{d,PIP,max} &= \max(\theta_{PIP,min,FE}, \theta_{PIP,min,IE}) \\ &\quad + \frac{2}{3} \{ \min(\theta_{PIP,max,FE}, \theta_{PIP,max,IE}) - \max(\theta_{PIP,min,FE}, \theta_{PIP,min,IE}) \} \end{aligned} \quad (60)$$

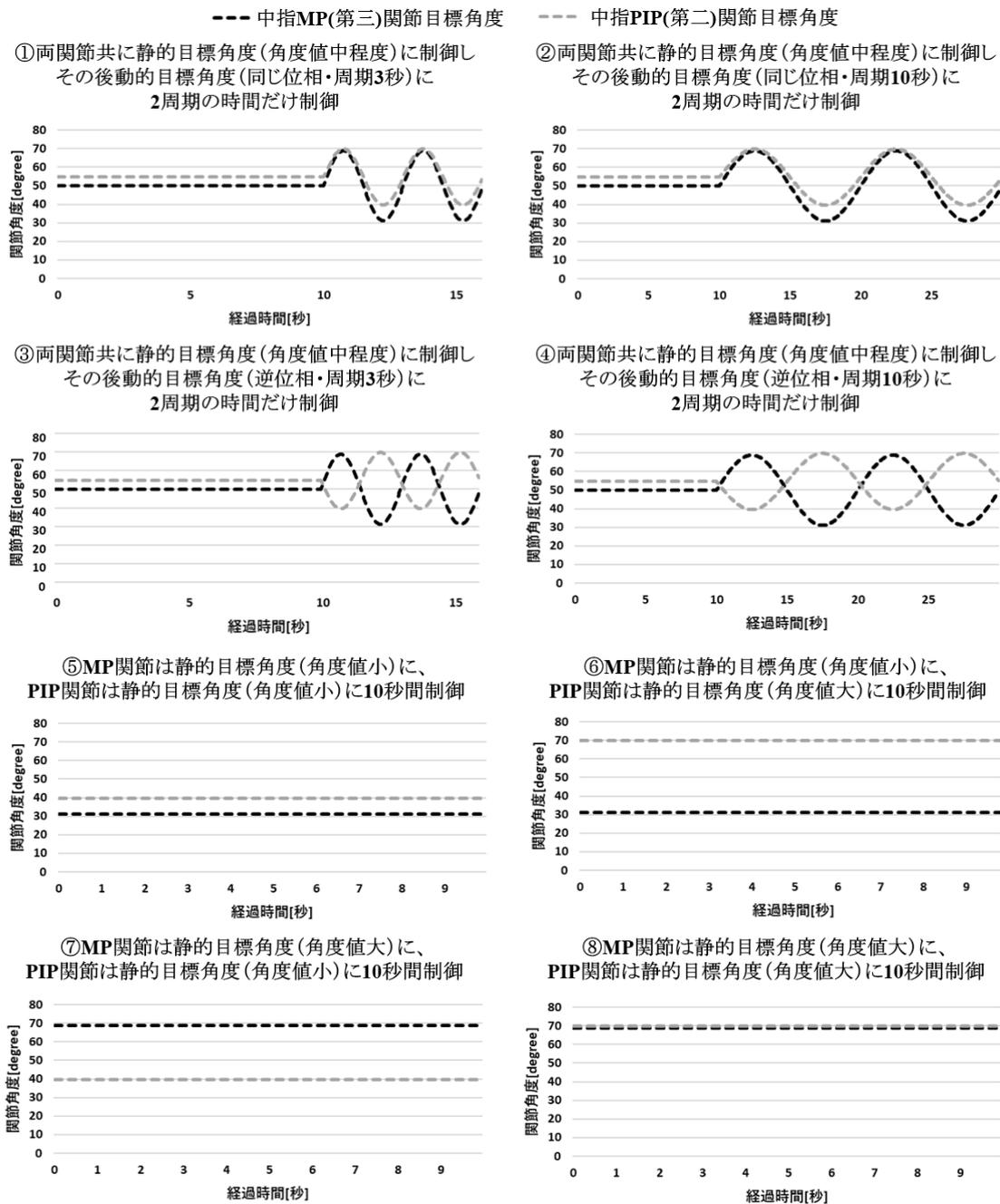


図 49 制御目標角度時系列の種類

## 5.8. 実験参加者

実験参加者は 20 代から 50 代までの男性 9 名とした。6 人の実験参加者は筋電気刺激の経験があり(実験参加者 1, 2, 3, 4, 5, 8), 3 人の実験参加者は筋電気刺激の経験がなかった(実験参加者 6, 7, 9)。実験参加者の安全性確保のため日本工業規格[63]を参照し, 家庭用電気治療器の使用を禁じられている条件や使用前に医師に相談する必要がある条件に該当する場合は実験を行わないこととし, 全実験参加者について, 以下の 7 つの項目に当てはまることを確認した上で実験を行った。

- ペースメーカーなど埋め込み型医療用電気機器や, 心電計など装着型の医用電気機器を装着していない
- 悪性腫瘍がない
- 心臓に障害がない
- 妊娠初期の不安定期ではなく, 出産直後でもない
- 糖尿病などによる高度な抹消循環障害による知覚障害がない
- 体温が 38 度未満である
- 骨折, 捻挫などの疼痛性疾患がない

なお, 本実験は東京都市大学「人を対象とする研究」に関する倫理審査委員会の承認を受けて行った。

## 5.9. 静的目標角度への制御に関する結果・考察

静的目標角度への制御誤差(二乗平均平方根誤差, RMSE[degree])は, 図 49 の⑤, ⑥, ⑦, ⑧という 4 種類の時系列データにおける制御開始 5 秒経過後から制御終了時刻までの時間帯のデータを基に算出した。静的目標角度への制御誤差について, 全実験参加者の結果を平均したものを表 17 に示す。提案手法では, 目標関節角度の設定値によらず運動学習の観点から十分である 5.8 度未満の誤差で制御することが可能であった。一方で既存手法では, MP 関節と PIP 関節が共に伸展した状態に制御する場合は運動学習の観点から十分である 5.8 度未満の誤差で制御することが可能であったが, その他の条件では運動学習の観点から十分な精度で制御できなかった。

既存手法と提案手法の違いや制御条件における制御精度の違いを調査するため, 制御誤差(RMSE)について, 制御手法(2 水準:既存手法 / 提案手法), MP 関節目標角度(2 水準:小 / 大), PIP 関節目標角度(2 水準:小 / 大), 制御対象関節(2 水準:MP 関節 / PIP 関節)を要因とする対応のある四元配置分散分析を行った。有意水準は 5%とした。分散分析の結果を表 18 に

表 17 静的目標角度への制御誤差(RMSE[degree])

図 49 に おける番号	MP 関節 目標角度	PIP 関節 目標角度	既存手法		提案手法	
			MP 関節 角度誤差	PIP 関節 角度誤差	MP 関節 角度誤差	PIP 関節 角度誤差
⑤	小	小	3.05	4.04	2.13	2.68
⑥	小	大	7.05	6.96	3.40	2.71
⑦	大	小	6.32	8.45	3.71	4.23
⑧	大	大	7.31	8.40	2.25	3.48

表 18 静的目標角度への制御誤差に関する分散分析の結果

要因	F 比	P 値
制御手法	13.88	< 0.01**
MP 関節目標角度	3.65	> 0.05
PIP 関節目標角度	2.01	> 0.1
制御対象関節	1.62	> 0.2
制御手法×MP 関節目標角度	1.29	> 0.2
制御手法×PIP 関節目標角度	1.74	> 0.2
制御手法×制御対象関節	0.20	> 0.6
MP 関節目標角度×PIP 関節目標角度	0.66	> 0.4
MP 関節目標角度×制御対象関節	2.38	> 0.1
PIP 関節目標角度×制御対象関節	0.65	> 0.4
制御手法×MP 関節目標角度×PIP 関節目標角度	0.12	> 0.7
制御手法×MP 関節目標角度×制御対象関節	0.03	> 0.8
制御手法×PIP 関節目標角度×制御対象関節	0.64	> 0.4
MP 関節目標角度×PIP 関節目標角度×制御対象関節	0.45	> 0.5
制御手法×MP 関節目標角度×PIP 関節目標角度×制御対象関節	0.36	> 0.5

示す。分散分析の結果、制御手法要因に主効果が認められ、提案手法は既存手法と比べて有意に制御誤差が小さかった。その他の要因に主効果は認められず、交互作用も認められなかった。よって、提案手法は目標角度の値や制御対象関節によらず既存手法と比べて制御精度が良く、更に目標角度の値や制御対象関節によって制御精度が大きく変わることもないと言える。

以上の結果より、中指 MP・PIP 関節角度を静的な目標角度へ制御することに関しては、本研究の提案手法により運動学習の観点から十分な精度で制御が可能であり、更に既存手法と比較しても制御能力が高いことが示された。一方で既存手法は中指 MP・PIP 関節の両方が比較的伸展し

表 19 動的目標角度への制御誤差(RMSE[degree])

図 49 に おける番号	目標角度 位相	目標角度 変化周期	既存手法		提案手法	
			MP 関節 角度誤差	PIP 関節 角度誤差	MP 関節 角度誤差	PIP 関節 角度誤差
①	順位相	3 秒	7.19	9.16	6.25	8.63
②	順位相	10 秒	7.31	7.82	4.36	6.32
③	逆位相	3 秒	8.91	11.91	7.31	9.32
④	逆位相	10 秒	6.68	9.37	4.22	5.77

表 20 動的目標角度への制御誤差に関する分散分析の結果

要因	F 比	P 値
制御手法	3.12	> 0.1
目標角度位相	1.40	> 0.2
目標角度変化周期長	11.02	< 0.05*
制御対象関節	3.83	> 0.05
制御手法×目標角度位相	0.67	> 0.4
制御手法×目標角度変化周期長	0.67	> 0.4
制御手法×制御対象関節	0.00	> 0.9
目標角度位相×目標角度変化周期長	2.14	> 0.1
目標角度位相×制御対象関節	1.33	> 0.2
目標角度変化周期長×制御対象関節	1.77	> 0.2
制御手法×目標角度位相×目標角度変化周期長	0.03	> 0.8
制御手法×目標角度位相×制御対象関節	2.40	> 0.1
制御手法×目標角度変化周期長×制御対象関節	0.32	> 0.5
目標角度位相×目標角度変化周期長×制御対象関節	0.28	> 0.6
制御手法×目標角度位相×目標角度変化周期長×制御対象関節	0.84	> 0.3

ている状態以外に制御する際には運動学習の観点から十分な精度で制御できないことが示された。

### 5.10. 動的目標角度への制御に関する結果・考察

動的目標角度への制御誤差(二乗平均平方根誤差, RMSE[degree])は, 図 49 の①, ②, ③, ④という 4 種類の時系列データにおける動的目標角度への制御開始時刻から制御終了時刻までの時間帯のデータを基に算出した。動的目標角度への制御誤差について, 全実験参加者の結果を平均したものを表 19 に示す。既存手法では, いずれの制御条件でも運動学習の観点から十分な制御精度である制御誤差 5.8 度未満を達成することはできなかった。提案手法では, 目標角度変化周期 10 秒では目標角度位相が順位相の時の PIP 関節を除き運動学習の観点から十分な制

御精度である制御誤差 5.8 度未満を達成することができたが、その他の条件では達成できなかった。

既存手法と提案手法の違いや制御条件における制御精度の違いを調査するため、制御誤差 (RMSE) について、制御手法 (2 水準: 既存手法 / 提案手法)、目標角度位相 (2 水準: 順位相 / 逆位相)、目標角度変化周期長 (2 水準: 3 秒 / 10 秒)、制御対象関節 (2 水準: MP 関節 / PIP 関節) を要因とする四元配置分散分析を行った。有意水準は 5% とした。分散分析の結果を表 20 に示す。目標角度変化周期長要因にのみ主効果が認められ、目標角度変化周期長が 3 秒の時と比べて目標角度変化周期長が 10 秒の時の方が有意に制御誤差が小さかった。その他の要因に主効果は認められず、交互作用も認められなかった。

以上の結果より、既存手法と提案手法により中指 MP・PIP 関節角度を同時に動的目標角度へと制御するという点において、以下の 3 つが明らかとなった。

- 既存手法でも提案手法でも運動学習の観点から十分な精度で制御できない条件がある
- 制御精度の観点から既存手法と提案手法の間に大きな違いはない
- ゆっくりとした動作に制御する方が制御精度が良くなる

ただし、上述した RMSE による制御精度の評価方法では、制御誤差の種類を全く考慮できていない。本研究では更に、目標角度に対する遅れ、目標角度に対する振動、目標角度に対する定常偏差という 3 種類の制御誤差に関する分析を行う。本研究における目標角度に対する定常偏差とは、制御入力である FE 比や IE 比が上下限值に達しているにもかかわらず制御誤差が埋まらずに残ってしまう現象を指す。目標角度に対する遅れの例を図 50 に、目標角度に対する振動の例を図 51 に、目標角度に対する定常偏差の例を図 52 に示す。

同一時刻における計測角度と目標角度との誤差のみを評価指標にした場合、図 50、図 51、図 52 のように全く異なる種類の制御誤差であったとしても区別ができない。しかしながら、制御誤差の種類によって運動学習効果は大きく変化すると考えられる。図 50 のように計測角度が目標角度に対して全体的に遅れているのであれば、学習対象動作そのものは高精度に行わせることができるため、運動学習効果が大きく低減することは避けられると考えられる。しかしながら、図 51 のように目標角度に対して小刻みな振動が発生してしまうと、筋電気刺激によって指を制御される学習者が屈曲・伸展というような大まかな学習対象動作をも認識できないという問題が生じ、運動学習効果は大きく低減してしまうと考えられる。例を挙げると、緩やかに指を屈曲させるという動作を学習させる場合にもかかわらず図 51 のように目標角度に対する振動が発生してしまうと、学習者は屈曲と伸展を高速に繰り返し行うという動作を学習しようとするため、運動学習効果は低減してしまう。そして図 52 のように制御入力値は上下限值に達しているのにも関わらず目標角度に対する定常偏差が残っている場合にも、本来なら屈曲・伸展させるべきタイミングにおいて指を動かさないという誤った動作を学習しようとするため、運動学習効果は低減してしまうと考えられる。

よって、5.10.1 節では目標角度に対する遅れを許容した場合の制御精度の評価及び既存手法と提案手法の比較を行い、5.10.2 節では目標角度に対する振動という観点から既存手法と提案手法の比較を行い、5.10.3 節では目標角度に対する定常偏差の観点から提案手法の評価を行う。

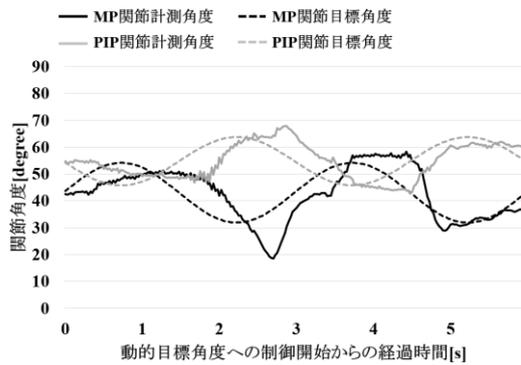


図 50 目標角度に対する振動の例(実験参加者 2, 提案手法, 目標角度逆位相, 目標角度変化周期長 3 秒の結果)

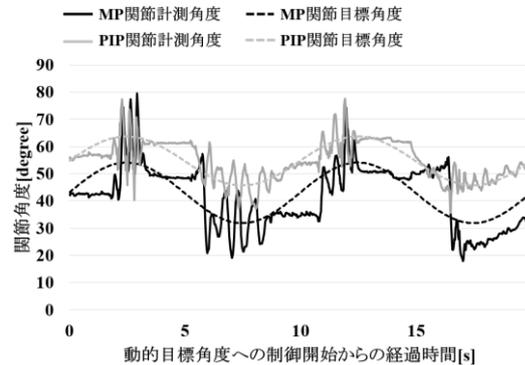


図 51 目標角度に対する振動の例(実験参加者 2, 既存手法, 目標角度順位相, 目標角度変化周期長 10 秒の結果)

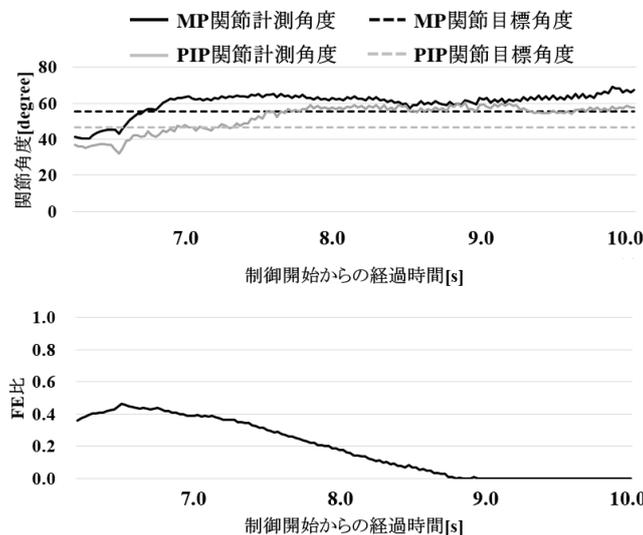


図 52 目標角度に対する定常偏差の例(実験参加者 5, 提案手法, 目標角度順位相, 目標角度変化周期長 3 秒, 動的目標角度への制御直前の結果). 上段は目標角度と計測角度の時系列データ, 下段は FE 比の時系列データを示す.

### 5.10.1. 目標角度に対する遅れに関する分析

本節では, 目標角度に対する計測角度の遅れを許容した場合の制御精度の評価及び既存手法と提案手法の比較を行う. 目標角度に対する計測角度の遅れを許容した制御精度を算出するため, 動的目標角度への制御実験の時系列データごとに時間遅れ長(最小 0 秒, 最大 2 秒, 0.025 秒刻みで変化)を変化させながら, 計測角度と目標角度との制御誤差(RMSE[degree])が最小となる時間遅れ長を求め, その時の制御誤差を求めた. 目標角度に対する遅れを許容した場合の全実験参加者の制御誤差を制御条件ごとに平均した値を表 21 に示す. なお, 目標角度に対する時間遅れ長の平均値は 503.47ms (SD=406.34ms) であり, この値が運動学習の観点から問題が生じるかどうかの考察については 5.11.2 節で述べる.

表 21 より, 提案手法では目標角度変化周期長 3 秒における PIP 関節角度を除き, 運動学習の観点から十分小さな制御誤差である 5.8 度未満を達成することができた. 一方で, 既存手法ではいずれの制御条件でも運動学習の観点から十分小さな制御誤差である 5.8 度未満を達成することはできなかった. 以上の結果より, 目標角度に対する遅れが許容できる状況下においては, 提案手法では比較的ゆっくりとした動作が制御目標の場合に運動学習の観点から十分な精度で制御可能であると言える. 提案手法において目標角度変化周期長 3 秒の時の PIP 関節角度制御誤差が大きくなってしまった理由は 5.10.2.2 節で, MP 関節に比べて PIP 関節の制御誤差が大きくなってしまった理由は 5.10.2.3 節で詳細に述べる.

表 21 目標角度に対する遅れを許容した場合の動的目標角度への制御誤差 (RMSE[degree])

図 49 に おける番号	目標角度 位相	目標角度 変化周期	既存手法		提案手法	
			MP 関節 角度誤差	PIP 関節 角度誤差	MP 関節 角度誤差	PIP 関節 角度誤差
①	順位相	3 秒	6.65	8.26	4.37	6.42
②	順位相	10 秒	6.79	7.08	4.05	5.34
③	逆位相	3 秒	8.01	10.57	5.57	6.36
④	逆位相	10 秒	6.34	8.77	4.05	5.43

表 22 目標角度に対する遅れを許容した制御誤差に関する分散分析の結果

要因	F 比	P 値
制御手法	5.32	< 0.05*
目標角度位相	1.30	> 0.2
目標角度変化周期	4.03	> 0.05
制御対象関節	4.09	> 0.05
制御手法×目標角度位相	0.48	> 0.5
制御手法×目標角度変化周期	0.01	> 0.9
制御手法×制御対象関節	0.09	> 0.7
目標角度位相×目標角度変化周期	0.50	> 0.4
目標角度位相×制御対象関節	0.57	> 0.4
目標角度変化周期×制御対象関節	0.68	> 0.4
制御手法×目標角度位相×目標角度変化周期	0.06	> 0.8
制御手法×目標角度位相×制御対象関節	2.49	> 0.1
制御手法×目標角度変化周期×制御対象関節	0.57	> 0.4
目標角度位相×目標角度変化周期×制御対象関節	1.41	> 0.2
制御手法×目標角度位相×目標角度変化周期×制御対象関節	0.02	> 0.8

既存手法と提案手法の違いや制御条件における制御精度の違いを調査するため、目標角度に対する遅れを許容した制御誤差(RMSE)について、制御手法(2水準:既存手法 / 提案手法)、目標角度位相(2水準:順位相 / 逆位相)、目標角度変化周期(2水準:3秒 / 10秒)、制御対象関節(2水準:MP関節 / PIP関節)を要因とする四元配置分散分析を行った。有意水準は5%とした。分散分析の結果を表22に示す。制御手法要因に主効果が認められ、既存手法と比較して提案手法では有意に制御誤差が小さかった。その他の要因に主効果は認められず、交互作用も認められなかった。

表20で示したように目標角度に対する遅れを許容しない制御誤差の場合は既存手法と提案手法との間に制御誤差の有意差は認められなかったのにもかかわらず、目標角度に対する遅れを許容した制御誤差の場合は既存手法と提案手法との間に制御誤差の有意差が認められた理由として、既存手法と提案手法とでは制御誤差の種類が異なることが考えられる。5.10.2節で述べたように、既存手法では目標角度に対する振動が制御誤差を発生させる主な原因であったため、目標角度に対する遅れを許容した制御誤差に変換しても変換前と比べて制御誤差の値は大きく変わらない。一方で、提案手法では目標角度に対する計測角度の遅れが制御誤差を発生させる主な原因であるため、目標角度に対する遅れを許容した制御誤差に変換すると変換前より制御誤差が大幅に減少する。その結果として、目標角度に対する遅れを許容した制御誤差によって既存手法と提案手法とを比較した場合、提案手法の方が有意に制御誤差が小さい結果になったのだと考えられる。

### 5.10.2. 目標角度に対する振動に関する分析

目標角度に対する振動は、制御目標角度変化の周波数(目標角度変化周期3秒の場合は周波数0.33Hz、目標角度変化周期10秒の場合は周波数0.1Hz)より高周波な振動となって表れる。ただし4.11.2節で述べたように、目標角度に対する振動の周波数によって振動発生の原因が異なる。制御パラメータが過小であることを原因とする場合は目標角度に対する低周波振動として現れ、その他を原因とする場合は概ね目標角度に対する高周波振動として現れる。そのため、

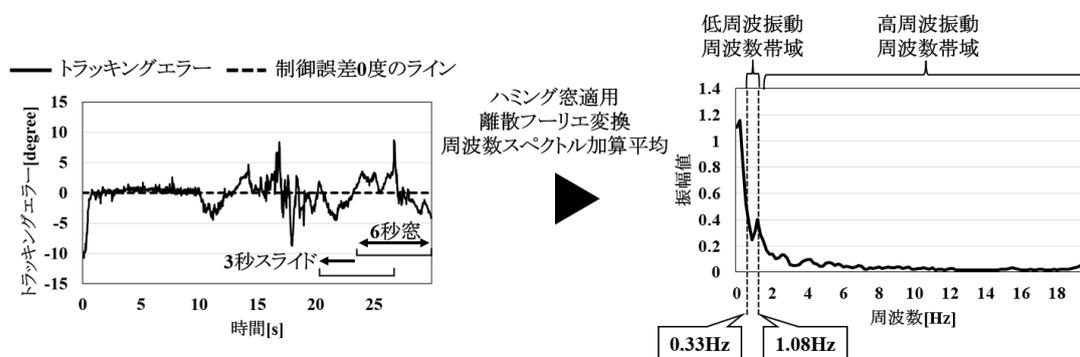


図 53 目標角度に対する振動を評価する指標を算出する処理

低周波振動と高周波振動という 2 種類の振動の境界線となる振動周波数を決定する必要がある。本研究では、4 章の実験において収集した限界感度法での限界周期の値を基に高周波振動と低周波振動の境界線となる振動周波数を決定した。限界感度法では、制御パラメータ過大を原因とする目標角度に対する高周波振動が発生していることが保証されているため、目標角度に対する高周波振動の代表値として採用した。4 章の実験に参加した全実験参加者の限界周期の平均値は 656.75ms、標準偏差は 89.40ms であったため、平均値+3 標準偏差の値である 924.93ms、つまり周波数 1.08Hz 以上の振動を高周波振動として扱うことにする。目標角度に対する低周波振動の周波数帯域は 0.33Hz から 1.08Hz までとした。目標角度変化周期長 10 秒の制御データについては、0.1Hz より高周波であれば目標角度に対する振動と定義すべきであるが、本研究では周波数スペクトルの積分パワー値を評価指標として使用するため、制御データの目標角度変化周期長によらず低周波振動周波数帯域と高周波振動周波数帯域をそろえることにした。

目標角度に対する振動の度合いを評価するため、動的目標角度への制御を含むデータ(図 49 の制御データ①から④まで)を目標角度と計測角度との誤差の時系列であるトラッキングエラー(図 53 左)に変換した後、窓幅 6 秒、オーバーラップ率 50%(スライド幅 3 秒)でスライドを行い、窓内のデータに対してハニング窓を適用した後離散フーリエ変換を行い周波数スペクトルに変換した(図 53 右)。時間窓は制御終了時刻から制御開始時刻方向に向かってスライドしていき、動的目標角度への制御時間全体を解析し終えたところで時間窓スライドの処理を終了した。なお、図 49 の制御データ②と④については 1 つの時系列データに対して周波数スペクトルが複数生成されるため、加算平均したものを分析に使用した。そして低周波振動周波数帯域である 0.33Hz から 1.08Hz までの積分パワー値と、高周波振動周波数帯域である 1.08Hz 以上の積分パワー値を算出した。算出した低周波振動周波数帯域の積分パワー値が大きいほど目標角度に対する低周波振動が大きいことに起因する制御誤差が大きく、高周波振動周波数帯域の積分パワー値が大きいほど目標角度に対する高周波振動が大きいことに起因する制御誤差が大きいという評価ができる。

動的目標角度への制御条件ごとの低周波振動周波数帯域における積分パワー値の平均値を表 23 に示す。既存手法と提案手法の違いや制御条件における積分パワー値の違いを調査するため、低周波振動周波数帯域における積分パワー値について、制御手法(2 水準:既存手法 / 提案手法)、目標角度位相(2 水準:順位相 / 逆位相)、目標角度変化周期長(2 水準:3 秒 / 10 秒)、制御対象関節(2 水準:MP 関節 / PIP 関節)を要因とする四元配置分散分析を行った。有意水準は 5%とした。分散分析の結果を表 24 に示す。分散分析の結果、目標角度変化周期長要因に主効果が認められたが、制御手法要因と目標角度変化周期長要因に交互作用が認められたため、単純主効果検定を行った(表 25)。単純主効果検定の結果、制御手法によらず目標角度変化周期長 10 秒の方が有意に低周波振動周波数帯域の積分パワー値が大きいことが分かった。

続いて動的目標角度への制御条件ごとの高周波振動周波数帯域における積分パワー値の平均値を表 26 に示す。既存手法と提案手法の違いや制御条件における積分パワー値の違いを調査するため、低周波振動周波数帯域における積分パワー値について、制御手法(2 水準:既存手法 / 提案手法)、目標角度位相(2 水準:順位相 / 逆位相)、目標角度変化周期長(2 水準:3 秒

/ 10 秒), 制御対象関節(2 水準:MP 関節 / PIP 関節)を要因とする四元配置分散分析を行った. 有意水準は 5%とした. 分散分析の結果を表 27 に示す. 分散分析の結果, 制御対象関節要因に

表 23 低周波振動周波数帯域における積分パワー値の平均値

図 49 に おける番号	目標角度 位相	目標角度 変化周期	既存手法		提案手法	
			MP 関節	PIP 関節	MP 関節	PIP 関節
①	順位相	3 秒	0.71	0.70	0.74	1.16
②	順位相	10 秒	0.51	0.46	0.41	0.64
③	逆位相	3 秒	0.68	0.96	1.05	1.45
④	逆位相	10 秒	0.40	0.65	0.41	0.71

表 24 低周波振動周波数帯域における積分パワー値に関する分散分析の結果

要因	F 比	P 値
制御手法	2.07	> 0.1
目標角度位相	1.98	> 0.1
目標角度変化周期長	10.51	< 0.05*
制御対象関節	3.43	> 0.1
制御手法×目標角度位相	0.32	> 0.5
制御手法×目標角度変化周期長	6.09	< 0.05*
制御手法×制御対象関節	1.10	> 0.3
目標角度位相×目標角度変化周期長	1.26	> 0.2
目標角度位相×制御対象関節	4.46	> 0.05
目標角度変化周期長×制御対象関節	2.10	> 0.1
制御手法×目標角度位相×目標角度変化周期長	3.76	> 0.05
制御手法×目標角度位相×制御対象関節	2.67	> 0.1
制御手法×目標角度変化周期長×制御対象関節	0.64	> 0.4
目標角度位相×目標角度変化周期長×制御対象関節	0.27	> 0.6
制御手法×目標角度位相×目標角度変化周期長×制御対象関節	0.20	> 0.6

表 25 制御手法と目標角度変化周期長の交互作用に関する単純主効果検定の結果

要因	F 比	P 値
目標角度変化周期長 3 秒における制御手法	3.94	> 0.05
目標角度変化周期長 10 秒における制御手法	0.12	> 0.7
既存手法における目標角度変化周期長	7.31	< 0.05*
提案手法における目標角度変化周期長	10.39	< 0.05*

主効果が認められ、MP 関節と比べて PIP 関節の方が有意に積分パワー値が大きかった。制御手法要因にも主効果が認められたが、制御手法要因と目標角度変化周期長要因に交互作用が認め

表 26 高周波振動周波数帯域における積分パワー値の平均値

図 49 に おける番号	目標角度 位相	目標角度 変化周期	既存手法		提案手法	
			MP 関節	PIP 関節	MP 関節	PIP 関節
①	順位相	3 秒	3.29	4.64	1.02	1.51
②	順位相	10 秒	3.48	4.71	1.10	1.56
③	逆位相	3 秒	2.39	4.20	1.52	2.43
④	逆位相	10 秒	3.42	5.28	0.90	1.48

表 27 高周波振動周波数帯域における積分パワー値に関する分散分析の結果

要因	F 比	P 値
制御手法	8.02	< 0.05*
目標角度位相	0.02	> 0.8
目標角度変化周期長	0.58	> 0.4
制御対象関節	6.11	< 0.05*
制御手法×目標角度位相	1.06	> 0.3
制御手法×目標角度変化周期長	6.98	< 0.05*
制御手法×制御対象関節	1.77	> 0.2
目標角度位相×目標角度変化周期長	0.00	> 0.9
目標角度位相×制御対象関節	1.93	> 0.2
目標角度変化周期長×制御対象関節	0.62	> 0.4
制御手法×目標角度位相×目標角度変化周期長	1.50	> 0.2
制御手法×目標角度位相×制御対象関節	0.27	> 0.6
制御手法×目標角度変化周期長×制御対象関節	0.44	> 0.5
目標角度位相×目標角度変化周期長×制御対象関節	0.04	> 0.8
制御手法×目標角度位相×目標角度変化周期長×制御対象関節	0.39	> 0.5

表 28 制御手法と目標角度変化周期長の交互作用に関する単純主効果検定の結果

要因	F 比	P 値
目標角度変化周期長 3 秒における制御手法	6.42	< 0.05*
目標角度変化周期長 10 秒における制御手法	8.98	< 0.05*
既存手法における目標角度変化周期長	3.48	> 0.05
提案手法における目標角度変化周期長	11.79	< 0.01**

られたため、単純主効果検定を行った(表 28)。単純主効果検定の結果、目標角度変化周期長によらず提案手法と比べて既存手法の方が有意に高周波振動周波数帯域の積分パワー値が大きく、提案手法では目標角度変化周期長 10 秒と比べて 3 秒の時の方が有意に高周波振動周波数帯域の積分パワー値が大きかった。

積分パワー値について、提案手法と既存手法の比較に関する考察は 5.10.2.1 節で述べ、目標角度変化周期長の違いに関する考察は 5.10.2.2 節で述べ、制御対象関節の違いに関する考察は 5.10.2.3 節で述べる。

### 5.10.2.1. 制御手法と積分パワー値の関係に関する考察

高周波振動による制御誤差については既存手法より提案手法の方が小さかった。提案手法の方が既存手法と比較して目標角度に対する高周波振動を抑えられた理由として、提案手法では同時収縮を行わせながら制御していたことが挙げられる。提案手法では FE 比により指屈筋と指伸筋の同時収縮を行わせ、IE 比により外在筋と内在筋の同時収縮を行わせながら制御する方法となっている。3.1 節で述べたように、指の慣性モーメントは非常に小さく、主動筋のみに刺激を行う制御方法では関節角度が過度に変化してしまうため、拮抗筋にも同時に刺激し適度にブレーキをかけながら制御を行うことで関節角度の過度な変化を抑制できると考えられる。制御中における拮抗筋への刺激方法について提案手法と既存手法の比較を行うため、動的目標角度への制御中において拮抗筋への刺激強度が最小となっていた時間割合、つまりいずれか1つ以上の筋肉への刺激強度が最小( $S_f = S_{f,min}$ ,  $S_e = S_{e,min}$ ,  $S_{i2} = S_{i2,min}$ ,  $S_{i3} = S_{i3,min}$ という4条件のうち、1つ以上の条件を満たす場合)となっていた時間割合を算出した(表 29)。表 29 より、提案手法は既存手法と比較して拮抗筋への刺激強度が最小となっていた時間が極端に短いことが分かる。

既存手法と提案手法の違いや制御条件における拮抗筋への刺激強度が最小となっていた時間割合の違いを調査するため、拮抗筋への刺激強度が最小となっていた時間割合を角変換した値について、制御手法(2 水準:既存手法 / 提案手法)、目標角度位相(2 水準:順位相 / 逆位相)、目標角度変化周期(2 水準:3 秒 / 10 秒)を要因とする三元配置分散分析を行った。時間割合のデータに対して角変換を実行した理由は、比率の平均の差の検定を行う際に等分散性の仮定を成立させるためである。有意水準は 5%とした。分散分析の結果を表 30 に示す。分散分析の結果、制御手法要因に主効果が認められ、提案手法は既存手法と比較して拮抗筋への刺激が最小となる時間が有意に短いと言える。他の要因に主効果は認められず、交互作用も認められなかった。以上の結果より、提案手法は主動筋だけでなく拮抗筋へも同時に刺激を行い関節角度変化に適度なブレーキをかけることが、目標角度に対する高周波振動の抑制に効果的であったと考えられる。

既存手法において拮抗筋への刺激強度が最小となっていた時間割合が多くなってしまった理由として、既存手法では同時収縮の概念を明示的に扱っておらず各筋肉への刺激強度を個別に調整する制御方法であったことが挙げられる。式(48)より、既存手法において各筋肉の刺激強度は、最小刺激強度と MP 関節角度用 PID 制御器出力値と PIP 関節角度用 PID 制御器出力値の和に

表 29 動的目標角度への制御中においていずれか1つ以上の筋肉に最小刺激強度を印加していた時間割合[%]

実験 参加者 番号	既存手法				提案手法			
	順位相		逆位相		順位相		逆位相	
	3 秒 周期	10 秒 周期						
1	100.00	96.74	99.16	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00
2	99.58	100.00	99.58	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00
3	100.00	100.00	100.00	100.00	0.00	0.00	0.00	0.00
4	100.00	99.50	99.16	100.00	0.00	0.13	0.00	0.00
5	100.00	100.00	100.00	97.37	18.07	0.00	0.00	0.00
6	100.00	100.00	100.00	98.62	0.00	0.00	0.00	0.00
7	40.76	66.79	56.72	55.51	0.00	0.13	1.68	0.50
8	95.38	98.50	95.38	95.61	0.00	0.00	0.00	0.00
9	100.00	99.87	100.00	99.62	0.00	0.00	0.00	0.00

表 30 いずれか 1 つ以上の筋肉に最小刺激強度を印加していた時間割合に関する分散分析の結果

要因	F 比	P 値
制御手法	177.01	< 0.001
目標角度位相	1.53	> 0.2
目標角度変化周期	0.10	> 0.7
制御手法×目標角度位相	1.04	> 0.3
制御手法×目標角度変化周期	0.14	> 0.7
目標角度位相×目標角度変化周期	0.02	> 0.8
制御手法×目標角度位相×目標角度変化周期	0.34	> 0.5

よって決定する. ある時刻において, MP 関節角度誤差と PIP 関節角度誤差を増大させる方向に作用する筋肉における MP 関節角度用 PID 制御器出力値と PIP 関節角度用 PID 制御器出力値は共に負になるため, その筋肉への刺激は最小刺激強度となる. 例を挙げると, ある時刻において MP 関節と PIP 関節共に屈曲させたい状況 ( $\theta_{MP} < \theta_{d,MP}$ かつ $\theta_{PIP} < \theta_{d,PIP}$ ) の場合, 指伸筋への刺激強度を調整する MP 関節角度用 PID 制御器出力値と PIP 関節角度用 PID 制御器出力値は共に負となるため, 指伸筋への刺激強度は最小となる. MP 関節角度用 PID 制御器と PIP 関節角度用 PID 制御器の積分器が正に大きな値となっている場合には, ある時刻において MP 関節角度誤差と PIP 関節角度誤差を増大させる方向に作用する筋肉における MP 関節角度用 PID 制御

器出力値と PIP 関節角度用 PID 制御器出力値の和が正になり、最小刺激強度を超える刺激が印加されることもあるが、既存手法では MP 関節角度と PIP 関節角度が共に目標角度に対して振動している時間帯が多いため、積分器が大きな値になることは少ない。よって既存手法では、MP 関節角度誤差と PIP 関節角度誤差を減少させる方向に作用する筋肉には最小刺激強度を超える刺激を行い、MP 関節角度誤差と PIP 関節角度誤差を増大させる方向に作用する筋肉は最小刺激強度となることが多くなり、拮抗筋への刺激によるブレーキ作用が働かず、目標角度に対する高周波振動が多くなってしまったと考えられる。

#### 5.10.2.2. 目標角度変化周期の長さで積分パワー値の関係に関する考察

表 25, 表 28 に示した単純主効果検定の結果より、既存手法の高周波振動を除き、低周波振動・高周波振動共に目標角度変化周期長 3 秒と比較して目標角度変化周期長 10 秒の時の方が有意に積分パワー値が小さくなった理由としては、目標角度変化周期長が短くなるほど筋肉への刺激強度の変化も急激になるためと考えられる。筋肉への刺激強度変化が急激になるほど、指関節角度に変化が生じるまでに過剰に刺激強度を変化させすぎてしまうことで、目標角度に対するオーバーシュートが発生しやすくなり、結果として目標角度に対する振動が発生しやすくなったと考えられる。

#### 5.10.2.3. 制御対象関節と積分パワー値の関係に関する考察

表 27 に示した分散分析結果より、PIP 関節と比較して MP 関節の方が有意に高周波振動に関する積分パワー値が小さくなった理由としては、制御対象関節より遠位に位置する身体部位の慣性モーメントの大きさが、MP 関節と PIP 関節で異なることが挙げられる。3 章では、人間の心臓の位置を基準として制御対象関節より遠位に位置する身体部位の慣性モーメントが小さいほど関節角度変化が急激になり制御が難しくなると述べた。MP 関節より遠位に位置する身体部位は基節骨、中節骨、末節骨であるが、PIP 関節より遠位に位置する身体部位は中節骨、末節骨であり、基節骨の分だけ慣性モーメントが小さくなる。よって、MP 関節と比較して PIP 関節角度変化が急激になる傾向となり、結果として PIP 関節角度の方が目標角度に対する振動が発生しやすくなったと考えられる。

表 32 定常偏差の種類と条件

定常偏差の種類	必要な指動作	目標角度と計測角度の関係	制御入力の状態
定常偏差①	MP 屈曲 PIP 屈曲	MP 関節: 目標角度>計測角度+5.8 度 PIP 関節: 目標角度>計測角度+5.8 度	FE 比=1.0 が一定時間以上継続
定常偏差②	MP 伸展 PIP 屈曲	MP 関節: 目標角度<計測角度-5.8 度 PIP 関節: 目標角度>計測角度+5.8 度	IE 比=0.0 が一定時間以上継続
定常偏差③	MP 屈曲 PIP 伸展	MP 関節: 目標角度>計測角度+5.8 度 PIP 関節: 目標角度<計測角度-5.8 度	IE 比=上限値が一定時間以上継続
定常偏差④	MP 伸展 PIP 伸展	MP 関節: 目標角度<計測角度-5.8 度 PIP 関節: 目標角度<計測角度-5.8 度	FE 比=0.0 が一定時間以上継続

表 31 定常偏差が発生する時間割合[%]

目標角度変化の位相	目標角度変化周期	定常偏差①	定常偏差②	定常偏差③	定常偏差④
順位相	3 秒周期	0.00	0.00	0.00	0.35
順位相	10 秒周期	0.00	0.01	0.00	0.00
逆位相	3 秒周期	0.00	0.06	0.09	0.00
逆位相	10 秒周期	0.00	0.03	0.37	0.00

### 5.10.3. 目標角度に対する定常偏差に関する分析

本節では提案手法の定常偏差発生に関する考察を行う。5.10.1 節で述べた目標角度に対する遅れや、5.10.2 節で述べた目標角度に対する振動を除く制御誤差の種類として定常偏差によるものが考えられるため、本節では提案手法の定常偏差に関する分析を行う。なお、5.10 節で述べたように、本研究における定常偏差は制御入力を上下限值まで変化させても計測角度が目標角度に到達しない状態であるため、5.10.2 節で述べた目標角度に対する振動とは対極にある現象と言える。よって、目標角度に対する振動が制御誤差の主な原因である既存手法は本節では扱わず、提案手法のみ分析の対象とする。本節では、MP 関節と PIP 関節それぞれ屈曲・伸展運動の組み合わせで計 4 種類の指運動を考え、各指運動に応じて表 32 に示す定常偏差①から定常偏差④までの 4 種類を定義した。MP 関節と PIP 関節の両方で目標角度と計測角度との誤差が 5.8 度(運動学習の観点から取り決めた制御精度の基準)を超えている場合かつ、角度誤差を小さくするために必要な指動作を行うために必要な制御入力の値を一定時間(実験参加者ごとに図 48 の実験手順の FE-AJA モデル構築と IE-DJA モデル構築の段階で求めた FE 比と IE 比のむだ時間を平均した値と定義)以上上限値、あるいは下限値に達しているにもかかわらず定常偏差が残ってしまっている状態と定義した。

表 31 に定常偏差が発生した時間割合を制御条件や定常偏差の種類ごとにまとめた結果を示

す. 表 31 の値は, ある制御条件においてある種類の定常偏差を観測したサンプリング数を, ある制御条件における総サンプリング数で除した値を百分率で示したものであり, 各制御条件において各定常偏差がどの程度の時間割合で生じていたのかを表す. 表 31 より, いずれの制御条件であっても, 定常偏差が生じていた時間割合は 0.5%にも満たないことが分かる.

表 31 に示した定常偏差発生時間割合が高いかどうかについて運動学習の観点から考察する. 120 秒を超えて電気刺激を印加し続ける場合, 筋疲労により制御精度が担保されない可能性があるため[64], 本研究では連続 120 秒を超えて使用することは想定しておらず, 最長 120 秒刺激を印加した後休息を挟み再度刺激を行う, というような使用方法を想定している. 表 31 より, 定常偏差が発生する時間割合が最も高い制御条件における定常偏差時間割合は 0.4%であるため, 連続 120 秒間制御を行うことを想定すると 0.48 秒間定常偏差が発生することになる. 一方, 本研究で想定している目標角度変化周期長の下限值は 3 秒であり, 屈曲動作を始めてから伸展動作を始めるまであるいは伸展動作を始めてから屈曲動作を始めるまでの最短時間は 1.5 秒である. 上述した 0.48 秒の定常偏差が連続して発生したとしても, 屈曲・伸展動作切り替え最短時間である 1.5 秒よりも短いため, 動作学習者に行わせたい屈曲・伸展動作が定常偏差によって全く生じないという現象はほとんど発生しない. よって, 本実験で発生した短時間の定常偏差であれば, 屈曲させたい時には動作学習者の指を屈曲させ, 伸展させたい時には動作学習者の指を伸展させることはできるため, 定常偏差により運動学習効果が大幅に低下することはないと言える.

以上の結果から, 本研究の提案手法では, 運動学習効果を大幅に低減させるよう要因となりうる定常偏差がなく制御可能であったと言える.

#### 5.10.4. FE-AJA モデル及び IE-DJA モデルの有効性に関する考察

本研究の提案手法の平均角度制御器では FE-AJA モデルを逆変換して FE 比を求め, 差分角度制御器では IE-DJA モデルを逆変換して IE 比を求めることで, 制御入力と制御出力との関係性

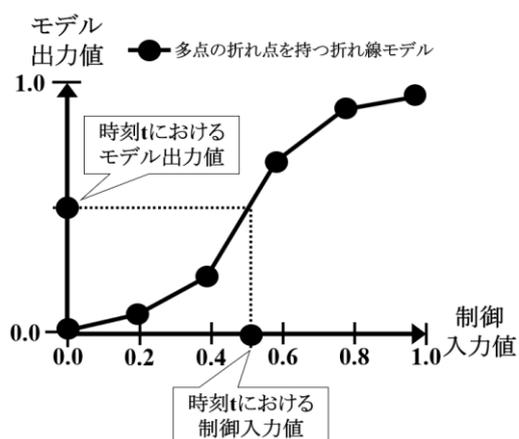


図 54 制御実験データの制御入力値を多点の折れ点を持つ折れ線モデル出力値に変換する処理

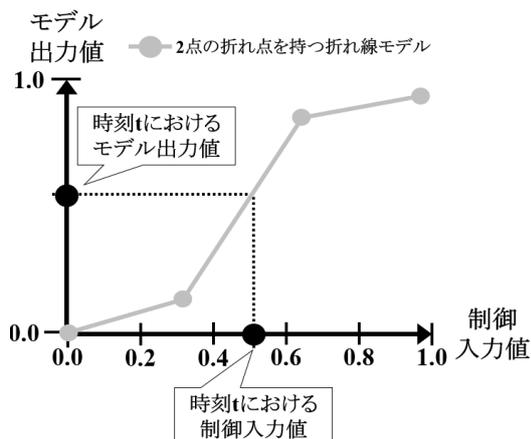


図 55 制御実験データの制御入力値を2点の折れ点を持つ折れ線モデル出力値に変換する処理

を考慮しながら制御する方法を提案した。4.11.3 節で述べた通り、指の単関節を制御する際には 2 点の折れ点を有する折れ線モデルで十分高精度な制御が可能であったことと、モデルの過剰適合を防ぐために、FE-AJA モデルと IE-DJA モデルはある程度平滑化された 2 点の折れ点を持つ折れ線モデルとした。

FE-AJA モデルや IE-DJA モデルを多点の折れ点を持つモデルではなく、ある程度平滑化された 2 点の折れ点を持つ折れ線モデルとしたことの有効性を調査するため、制御実験データを用いて、多点の折れ点を持つ折れ線モデルと 2 点の折れ点を持つ折れ線モデルそれぞれの当てはまりの良さを比較した。5.4.2 節で述べた通り、本研究では FE-AJA モデルや IE-DJA モデルを構築するにあたり、一度多点の折れ点を持つ折れ線モデルを構築してから、平滑化された 2 点の折れ点を持つ折れ線モデルを構築した。制御中に印加した各時刻の制御入力値 (FE 比, IE 比) を、図 54 と図 55 に示すように多点の折れ点を持つ折れ線モデルと 2 点の折れ点を持つ折れ線モデルのそれぞれで変換し、それぞれのモデル出力値時系列を求め、そのモデル出力値時系列と制御実験時に実際に計測した制御出力 ( $\frac{\theta_{MP} + \theta_{PIP}}{2}$ ,  $\frac{\theta_{MP} - \theta_{PIP}}{2}$ ) 時系列との一致度が高い、つまり図 56 や図 57 のようなモデル出力値と制御出力値との散布図をより線形に表現できるほど、そのモデルの当てはまりはよく、制御時に使うに適したモデルと言える。

動的目標角度への制御時の制御入力時系列を多点モデルによって変換したモデル出力時系列と制御出力時系列との相互相関係数、そして 2 点モデルによって変換したモデル出力時系列と制御出力時系列との相互相関係数を算出し、比較を行った。なお、関節角度変化は刺激強度変化から時間遅れを伴って発生するため、時系列データ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。各モデル出力時系列と制御出力時系列との相互相関係数の平均値を表 33 に示す。

多点モデル、2 点モデルそれぞれの相互相関係数に違いがあるかどうかを調べるため、t 検定 (対応のある 2 標本の平均値の差の検定) を行った。有意水準は 5% とした。FE 比に関する多点モデルと 2 点モデルの差を調べるための t 検定の結果を表 34 に示し、IE 比に関する多点モデルと 2 点モデルの差を調べるための t 検定の結果を表 35 に示す。いずれの t 検定の結果も、有意差は認められなかった。

以上の結果から、FE-AJA モデルも IE-DJA モデルも、多点モデルから 2 点モデルに平滑化するとモデルの過剰適合を防ぐことで制御精度が向上する、という利点はないと言える。よって、FE-AJA モデルや IE-DJA モデルを多点モデルから 2 点モデルに平滑化する必要はなく、4 章の実験で実装した制御手法のように多点モデルのまま制御器に組み込むことで、本研究の提案手法と同等の制御能力を発揮できると思われる。一方で、2 点モデルは多点モデルと比べてモデルの点数が少なく単純なモデルであるため、一度多点モデルを構築するというプロセスを介さずに 2 点モデルを構築するという方法が確立できれば、より短時間でモデルを構築することが可能となるため、実用上有益である。しかしながら、2 点モデルの適切な折れ点座標を求めるためには、モデル空間をある程度詳細に探索する必要があるため、一度多点モデルを構築するというプロセスは、適切な

2点モデルを構築する上で必要不可欠なものであると思われる。より簡便かつ短時間で適切な2点モデルを構築可能な方法の検討は今後の課題である。

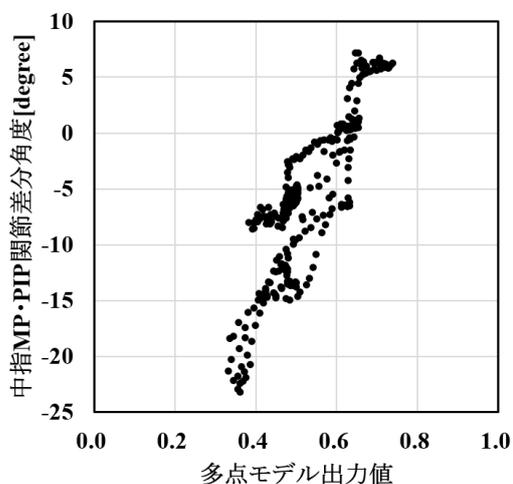


図 56 多点の折れ点を持つモデル出力値と制御出力との散布図の例(実験参加者 2, 提案手法, 目標角度逆位相, 目標角度変化周期 3 秒, IE-DJA モデル構築前の多点モデル出力値と差分角度の散布図)

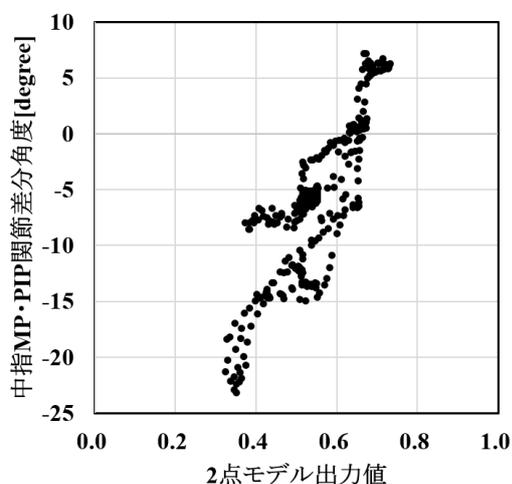


図 57 2点の折れ点を持つモデル出力値と制御出力との散布図の例(実験参加者 2, 提案手法, 目標角度逆位相, 目標角度変化周期 3 秒, IE-DJA モデル出力値と差分角度の散布図)

表 33 各モデル出力時系列と制御出力時系列との相互相関係数の平均値

FE 比に関するモデル		IE 比に関するモデル	
多点モデル	2点モデル (FE-AJA モデル)	多点モデル	2点モデル (IE-DJA モデル)
0.746	0.740	0.760	0.764

表 34 FE-AJA モデルに関する多点モデル出力値と2点モデル出力値の相互相関係数の t 検定の結果

自由度	T 値	P 値
8	0.781	> 0.4

表 35 IE-DJA モデルに関する多点モデル出力値と2点モデル出力値の相互相関係数の t 検定の結果

自由度	T 値	P 値
8	-0.991	> 0.3

## 5.11. 中指 MP・PIP 関節角度同時制御実験に関する全体考察

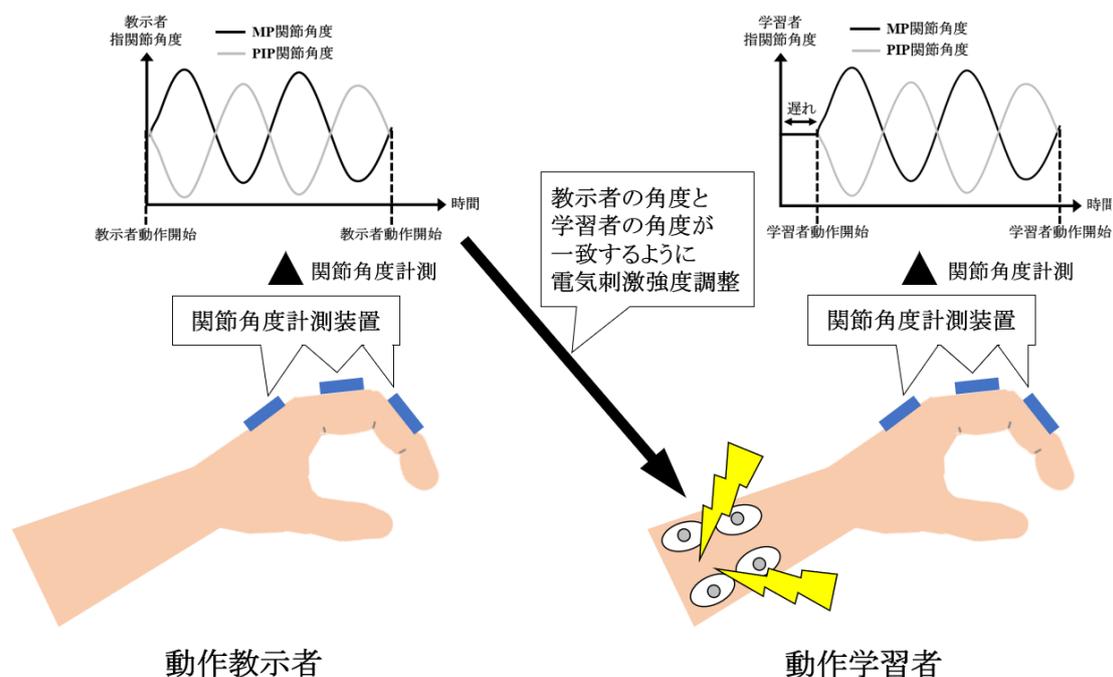
### 5.11.1. 本研究の提案手法の制御能力まとめ

5.9 節と 5.10 節で明らかにした, 本研究の提案手法の制御能力をまとめると以下のようになる.

- 静的目標角度への制御については, 制御目標角度の大きさに関係なく, 運動学習の観点から十分な精度で制御が可能
- 目標角度に対する計測角度の遅れを許容しない場合における動的目標角度への制御については, MP 関節角度時系列と PIP 関節角度時系列が順位相の場合かつ目標動作が緩やかな動きの場合は MP 関節角度を運動学習の観点から十分な精度で制御でき, MP 関節角度時系列と PIP 関節角度時系列が逆位相の場合かつ目標動作が緩やかな動きの場合は MP・PIP 関節角度を運動学習の観点から十分な精度で制御可能
- 目標角度に対する計測角度の遅れを許容する場合における動的目標角度への制御については, 目標動作が素早い動きの場合の PIP 関節角度を除き運動学習の観点から十分な制御で制御可能
- 目標動作が素早い動きの場合に発生する PIP 関節角度の制御誤差の主要因は目標角度対する高周波振動である
- 運動学習効果が大幅に低減するほどの定常偏差は生じない

### 5.11.2. 運動学習場面での利用を想定した際の提案手法に関する考察

5.11.1 節で述べた本研究の提案手法の制御能力を参照すると, 比較的ゆっくりとした指動作であれば, 提案手法によって動作開始からどのタイミングでどの指関節をどの程度屈曲・伸展させる



べきなのか、という身体情報を伝えることができることが分かる。これにより、指の動かし方を学ぶ上で必要な関節角度に関する情報の大部分を動作学習者に伝えることが可能となり、効果的な運動学習が可能となると考えられる。例として、図 58 に示すようなリアルタイムで動作教示者が動作学習者に指動作を教示する場面を想定する。動作教示者は指に関節角度計測装置を装着して教示したい指動作を行い、動作学習者が目標とする指関節角度時系列データを計測する。動作学習者も関節角度計測装置を装着し、動作教示者の指関節角度と動作学習者の指関節角度が一致するように電気刺激強度を調整する。本研究の提案手法は目標角度に対する計測角度の遅れを許容する場合に運動学習の観点から十分な精度で制御可能であることから、図 58 上部の関節角度時系列グラフに示すように動作学習者の動作開始時点は動作教示者の動作開始時点と比べると遅れを伴うが、両者それぞれが動作開始してから動作終了までの各関節角度の時系列はほぼ一致することになる。また、本研究の提案手法は目標角度に対する振動による制御誤差が少ないことから、ゆっくり指を動かすタイミングにもかかわらず指の高速な屈伸運動という全く誤った動作を学習してしまう可能性も低く抑えることができる。更に、本研究の提案手法は定常偏差による制御誤差が少ないことから、指を動かすべきタイミングにもかかわらず指を動かさないという全く誤った状態を動作学習者が学習してしまう可能性も低く抑えることができる。

続いて、図 58 に示すようなリアルタイムで動作教示者が動作学習者に指動作を教示する場面を想定した時において、動作学習者の動作開始・終了タイミングが動作教示者と比べて遅れてしまうことが運動学習効果に及ぼす影響について考察する。4.7 節で説明した手順のうち、FE-MP モデル構築の段階で収集したデータを基に算出した指屈筋・指伸筋のむだ時間は平均 219.44ms (SD=112.31ms)であったことから、人間の筋骨格構造上完全なリアルタイム性は担保できない。よってリアルタイム教示場面において動作教示者が動作学習者に動作を教示しやすいかどうかという観点から考察を行う。5.10.1 節で述べたように、目標角度に対する計測角度の時間遅れ長は平均 503.47ms (SD=406.34ms)であったため、動作学習者の動作開始・終了タイミングが動作教示者と比べて約 0.5 秒程度遅れることになる。目標角度変化周期長が 10 秒程度のゆっくりした動作を学習することを想定すると、動作学習者の指動作の遅れは 0.05 周期程度となる。動作学習者の指動作の遅れが 0.5 周期程度となる場合は動作教示者と動作学習者の屈曲・伸展動作が逆になるため動作を教示しにくくなり、動作教示者の指動作の遅れが 1 周期以上となる場合は非周期動作を学習対象動作が非周期運動の場合に混乱を招くなどの問題が想定されるが、これらと比較して本研究の提案手法を適用した場合の遅れは大幅に短い。よって本研究の提案手法によりリアルタイムで動作教示者が動作学習者にゆっくりとした指動作を教示する場面を想定した時において、運動学習の観点から時間遅れの影響が大きな問題になるとは考えにくい。

### 5.11.3. 指関節角度制御に至るまでの時間及び生体への負担に関する考察

4 章で述べた筋電気刺激を用いた中指 MP 関節角度制御実験では、PID 制御パラメータ決定法として限界感度法[44]を採用しており、制御入出力関係のモデルを構築する段階 (FE-MP モデル構築)と PID 制御パラメータを決定する段階 (限界感度法)とで段階を分けていた。一方で、4 章

で述べた筋電気刺激を用いた中指 MP・PIP 関節角度同時制御実験では PI 制御パラメータ決定法として CHR 法[42]を採用しており、制御入出力関係のモデルを構築する実験段階 (FE-AJA モデル構築, IE-DJA モデル構築) と PI 制御パラメータを決定する実験段階とを同じフェーズで行ったため、4 章で述べた実験よりも制御パラメータを決定するための実験段階を削減できている。1 つの制御対象につき 1 つの制御パラメータ決定する実験段階を設けることを考えると、本研究の提案手法では中指 MP・PIP 関節平均角度 ( $\frac{\theta_{MP} + \theta_{PIP}}{2}$ ) と中指 MP・PIP 関節差分角度 ( $\frac{\theta_{MP} - \theta_{PIP}}{2}$ ) という 2

つの制御対象を設定しているため、制御パラメータ決定のための実験段階を 2 つ削減できている。

本研究では制御対象を中指のみに限定したため制御パラメータ決定のための実験段階削減数が 2 にとどまっているが、制御対象を左右の手の拇指から小指までの 10 本指全てに拡張した場合は、制御パラメータ決定のための実験段階削減数は 20 となる。4 章で述べた実験では、1 回あたりの限界感度法の所要時間の平均値は 9.82 秒 (SD=2.92 秒) であったため、制御対象を左右の手の拇指から小指までの 10 本指全てに拡張した場合、制御パラメータ決定法を限界感度法[44]から CHR 法[42]に変更することによって、指関節角度制御に至るまでの時間を約 200 秒削減できることになる。4 章で述べた通り、筋電気刺激を用いた指関節角度制御システムの実用化を想定すると、指関節角度制御に至るまでに電気刺激を印加する時間を極力減らすことで生体への負担を軽減することも重要であるため、制御パラメータ決定法を限界感度法[44]から CHR 法[42]に変更することによって生体への負担を軽減できていると言える。

更に、限界感度法[44]によって指関節の屈曲・伸展を持続的に行わせるとより一層筋疲労が生じやすくなるため、指関節角度制御に至るまでの時間の短縮という観点だけでなく、刺激方法及び指動作の観点からも生体への負担を軽減することができていると言える。

以上より、制御パラメータ決定法を限界感度法から CHR 法に変更することで、指関節角度制御に至るまでの時間削減及び生体への負担軽減を実現したと言える。

#### 5.11.4. 高精度な制御が行えなかった制御条件に関する考察

表 21 に示したように、目標角度に対する計測角度の遅れを許容したとしても、目標角度変化周期が短い場合には PIP 関節角度を運動学習の観点から十分な精度で制御することはできなかった。5.10.2 節で述べたように、PIP 関節は MP 関節と比較して目標角度に対する高周波振動が多く発生している一方で、5.10.1 節で述べたように目標角度に対する遅れも生じている。一般には、目標値に対する高周波振動は制御パラメータを過大に設定した場合に生じやすく、目標値に対する遅れは制御パラメータを過小に設定した場合に生じやすい。PIP 関節角度制御の際には、これら対極にある現象が共に生じてしまっていることから、単純に制御パラメータ設定値を大きくする、あるいは小さくすることによって目標角度変化周期が短い場合に PIP 関節角度を高精度に制御できるようになるとは考えにくい。

本研究では、様々な制御対象に対して一般化された制御パラメータ決定法である CHR 法[42]を拡張した方法で制御パラメータを決定したが、全ての制御対象に対して最適な方法とは限らない。

よって、目標角度に対する計測角度の振動と遅れ両方による制御誤差を最小限に抑えるために、指を制御するにあたって最適なパラメータ調整法を検討することが有効であると考えられる。

更に、制御入出力関係を表すモデル(本研究における FE-AJA モデル, IE-DJA モデル)を変更するなどの検討も有効になると考えられる。

## 6. 本研究成果の応用先

本研究の成果の応用先として想定されるスポーツ動作訓練の場面での応用を 6.1 節で述べ、日常生活場面での応用を 6.2 節で述べる。

### 6.1. 応用先 1: スポーツ動作訓練場面での応用

本研究の成果は、特定のスポーツにおいて指の使い方を学ぶ場面での応用も可能になると考えられる。本節では例として野球における投球動作を取り上げる。

野球の投手は打者を打ち取るため、多種多様な変化球を習得することが多い。ボールをリリースする際の指の使い方は非常に重要であり、指の使い方が微妙に異なるだけでボールの軌道や速度が変化する。ボールをリリースする際の指の使い方の例を挙げると、カーブボールを投げる際は拇指と示指の間からボールを抜くようにリリースする必要がある、スライダーを投げる際は中指で横スピンをかけるようにリリースする必要がある[65]。このような指の使い方を習得するにはボールをリリースする各指を適切なタイミングで適切な角度に調整する必要があり、口頭や文章で説明するという方法では習得につなげることは容易ではない。本研究の提案手法は、ゆっくりとした指動作ではあるが、指の複数関節を同時に適切なタイミングで適切な角度に制御することが可能であるため、ボールをリリースする際の指の使い方をゆっくりと教示することが可能になると考えられる。

### 6.2. 応用先 2: 日常生活場面での応用

本研究の成果は、箸や筆記具など、日常生活で頻繁に使用する器具の持ち方を教示する場面での応用も可能になると考えられる。箸や筆記具を正しく把持できる人の割合は多いとは言えない。目白大学が約 8000 人を対象に行った調査では、箸を正しく把持していた人の割合は約 3 割程度であることが分かっており[6]、大学生 25 名を対象に行った調査では、筆記具を正しく把持していた人の割合は 8%であることが分かっている[7]。これらの結果から、箸や筆記具といった日常生活で頻繁に使用する器具の持ち方を教示する必要性は高い。

箸や筆記具を正しく把持するためには、各指の各関節角度を適切な状態にする必要がある。箸や筆記具を把持する指の関節角度を教示するのみであれば、ゆっくりとした指動作であっても遂行可能であるため、指の複数関節を同時に適切な状態に制御可能な本研究の提案手法を適用することで効果的な訓練が可能になると考えられる。

## 7. 結論

本論文は、指動作の運動学習場面での利用を想定し、筋肉に電気刺激を与えて身体動作を誘発する手法である筋電気刺激により、人間の随意運動における筋肉・関節運動メカニズムである同時収縮と相反神経支配を行わせた上で指の関節を任意の角度に制御することを目的とした。

初めに、筋電気刺激により同時収縮と相反神経支配を行わせつつ中指 MP 関節角度を制御する方法を提案し、その制御能力を評価した。刺激対象筋肉は示指から小指までを屈曲させる指屈筋と、示指から小指までを伸展させる指伸筋とした。筋電気刺激により同時収縮・相反神経支配を行わせるため、中指 MP 関節を屈曲させる指屈筋と伸展させる指伸筋への刺激強度の比率を表す FE 比を定義した。FE 比の値によらず指屈筋と指伸筋へ刺激され同時収縮が可能になる一方、FE 比増大により指屈筋、FE 比減少により指伸筋の刺激が強くなるため相反神経支配が可能になると考え、FE 比を制御入力変数とした。更に、FE 比と中指 MP 関節角度の関係を事前にモデル化しておき、モデルを逆変換しながら FE 比を調整して制御する方法を提案した。これにより、FE 比の範囲によって角度変化しやすさが異なるとしてもその角度変化のしやすさに応じて FE 比を調整しながら制御可能にすることを狙いとした。提案制御手法を用いて静的目標角度及び動的目標角度への制御を行い、制御能力を評価した。全実験参加者の平均制御誤差は、静的目標角度・動的目標角度共に人間が体性感覚で感じ取れる関節角度分解能である 5.8 度より小さかった。よって提案制御手法は、学習したい指運動そのものと同じ関節運動の感覚を提示可能と言える。以上より、同時収縮・相反神経支配を行わせつつ十分な精度で中指 MP 関節角度を制御可能な制御手法を確立できたとと言える。

続いて、筋電気刺激により同時収縮・相反神経支配を行わせつつ中指 MP 関節角度と中指 PIP 関節角度を同時に制御する方法を提案し、その制御能力を評価した。MP 関節と PIP 関節の運動は以下の 2 つの組み合わせで成立している。1 つ目は、MP・PIP 関節の屈伸が同じ運動であり、指屈筋と指伸筋を対の筋肉とする同時収縮・相反神経支配により行われる。2 つ目は、MP・PIP 関節の屈伸が逆の運動であり、外在筋(指屈筋・指伸筋)と内在筋(背側骨間筋・掌側骨間筋・虫様筋)を対の筋肉とする同時収縮・相反神経支配によって行われる。これらを踏まえ、刺激対象筋肉は表面電極法で刺激可能な指屈筋、指伸筋、第二背側骨間筋、第三背側骨間筋とし、FE 比と IE 比という 2 つの制御入力変数を定義した。FE 比の定義は中指 MP 関節制御手法と同様であり、指屈筋と指伸筋を対の筋肉とした同時収縮・相反神経支配を行わせた上で、MP・PIP 関節の屈伸が同じ運動を制御することを狙いとした制御入力変数である。IE 比は外在筋(指屈筋・指伸筋)と内在筋(第二・第三背側骨間筋)への刺激強度の比率と定義し、外在筋と内在筋を対の筋肉とした同時収縮・相反神経支配を行わせた上で、MP・PIP 関節の屈伸が逆となる運動を制御することを狙いとした制御入力変数である。IE 比の値によらず外在筋と内在筋へ刺激されるため同時収縮が可能となる一方、IE 比増大により内在筋、IE 比減少により外在筋への刺激が強くなるため相反神経支配が可能との仮説に基づいた。更に FE 比と MP・PIP 関節角度の関係を表す FE-AJA モデル、IE 比と MP・PIP 関節角度の関係を表す IE-DJA モデルをそれぞれ事前に構築しておき、各モデルを逆変換しつつ FE 比と IE 比を調整することで MP・PIP 関節角度を同時に制御する方法を提案した。

これにより、FE 比と IE 比の範囲によって角度変化しやすさが異なることを考慮しつつ制御することを狙った。MP・PIP 関節角度を静的目標角度及び動的目標角度へ制御することにより提案制御手法の制御能力を評価した。静的目標角度の全実験参加者平均制御誤差は、MP 関節と PIP 関節共に人間が体性感覚で感じ取れる関節角度分解能である 5.8 度を下回った。また、目標角度が緩やかに変化する動的目標角度(指関節の屈伸周期 10 秒)に制御した際の制御誤差を全実験参加者で平均した値は、MP 関節と PIP 関節共に 5.8 度を下回った。一方で、目標角度が素早く変化する動的目標角度(指関節の屈伸周期 3 秒)に制御した際の制御誤差を全実験参加者で平均した値は、MP 関節では 5.8 度を下回ったが、PIP 関節では上回った。以上より、同時収縮・相反神経支配を行わせつつ、十分な精度で中指 MP 関節と PIP 関節を同時にある角度で静止させる、あるいは緩やかな動きに制御可能な制御方法を確立できたとと言える。

本論文の提案制御手法は、日常生活やスポーツなど様々な場面で中指の動かし方を重点的に学びたい場面で役立つと考えられる。

## 8. 今後の課題

本研究では中指に焦点を当て、筋電気刺激により中指の MP 関節角度と PIP 関節角度を同時に制御する方法を示した。今後は、筋電気刺激を用いた指制御システムをより実用化に近づけるため、以下の3つについて研究を進めていく必要がある。

1 つ目は、複数指の MP・PIP 関節角度を同時に制御する方法を検討することである。本研究では筋電気刺激により指関節角度を制御する研究の第一歩として、筋電気刺激により動作が最も行いやすい中指を制御対象として選択した。表 36 に示すように、示指・環指・小指の屈曲・伸展動作に作用する筋肉は中指と似ている部分が多いが、中指とは異なり手の甲から刺激が行いにくいと考えられる掌側骨間筋が関与しており、更に示指と小指に関しては示指伸筋や小指伸筋といった特定の指のみを伸展させる筋肉も存在する。よって、表面電極を用いた筋電気刺激によってこれらの筋肉への刺激が可能かどうかを調査し、そして筋電気刺激による関節動作の特徴を明らかにした上で制御方法を検討する必要がある。更に、拇指に関しては表 37 に示すように示指から小指とは大きく異なった筋骨格構造を有しているため、拇指関節角度を筋電気刺激により制御するためには更なる調査が必要である。

2 つ目は、手や腕の姿勢によらず指を高精度に制御できる方法を検討することである。特に、手首関節の掌・背屈動作及び前腕の回内・回外動作による影響を考慮しながら制御可能な方法を検討することが必要である。手首関節が背屈していると指屈筋が過緊張し、指を伸展させる際に大き

表 36 示指から小指の屈曲・伸展に作用する筋肉(参考文献[41]より引用)

指の名称	屈曲動作	伸展動作
示指	指屈筋, 第一背側骨間筋(MP 関節), 第一掌側骨間筋(MP 関節)	指伸筋, 第一背側骨間筋(PIP 関節), 第一掌側骨間筋(PIP 関節), 示指伸筋
中指	指屈筋, 第二・第三背側骨間筋(MP 関節)	指伸筋, 第二・第三背側骨間筋(PIP 関節)
環指	指屈筋, 第四背側骨間筋(MP 関節), 第二掌側骨間筋(MP 関節)	指伸筋, 第四背側骨間筋(PIP 関節), 第二掌側骨間筋(PIP 関節)
小指	指屈筋, 第三掌側骨間筋(MP 関節)	指伸筋, 第三掌側骨間筋(PIP 関節), 小指伸筋

表 37 拇指の動作に関わる筋肉(参考文献[41]より引用)

屈曲(対立)	伸展	内転	外転
長母指屈筋, 短母指屈筋, 母指対立筋	長母指伸筋, 短母指伸筋	母指内転筋	長母指伸筋, 短母指伸筋, 長母指外転筋, 短母指外転筋

な抵抗が生じて指を伸展させにくくなり、手首関節が掌屈していると指伸筋が過緊張し、指を屈曲させる際に大きな抵抗が生じて指を屈曲させにくくなる[43]。また、前腕が回内・回外すると前腕の皮膚と筋肉の位置関係が変わってしまうため、刺激により指動作が生起しにくくなる可能性がある。よって手や腕の姿勢と筋電気刺激による指動作との関係性を詳細に調査した上で本研究の提案制御手法を発展させていく必要がある。

3 つ目は、指の力を制御する方法と指の関節角度を制御する方法とを組み合わせる方法を検討することである。本研究で実施した実験では、指で何も物を扱っていない状態における関節角度制御能力を検証した。しかしながら、指で何も物を扱わず指関節角度のみを制御する必要がある状況は少なく、スポーツであればボール、日常生活であれば箸や筆記具など、筋電気刺激による指の制御を応用させたい動作は指で物を扱う動作であることが多い。指で物を扱う動作は、指関節角度を制御するだけでなく、等尺性収縮力(関節角度や筋長は変化していないが力は対象物に加わっている状態)も同時に制御する必要がある。そのため、筋電気刺激により指関節角度と等尺性収縮力を同時に制御する場合には、指で対象物に触れていない時には指関節角度制御器を適用し、指で対象物に触れている時には等尺性収縮力制御器に切り替える方法や、関節角度誤差と等尺性収縮力誤差を同じ制御誤差として扱う方法などの検討が必要である。

## 謝辞

本研究を進めるにあたって、指導を賜った森博彦教授そして岡誠講師に感謝を申し上げます。森博彦教授には、投稿論文や国際学会発表論文の添削、そして数々の発表練習に付き合っただけ、更に研究活動の要所要所で適切な指導をしていただきました。また、国際学会発表の機会を与えてくださり、非常に貴重な体験ができました。岡誠講師には、投稿論文の添削や発表練習に付き合っただけのはもちろんのこと、毎週のように進捗報告ゼミを開いていただくなど非常に親身に研究について考えていただきました。こうして学位論文を執筆できているのも先生方の指導のお陰に他なりません。改めてお礼申し上げます。

また、博士論文の副査を担当していただいた東京都市大学の神野健哉教授、桂卓成教授、そして東京理科大学の山本栄名誉教授にも感謝を申し上げます。様々な観点から助言をくださったことで、より一層研究を発展させることができました。

電気刺激を人体に与えるという危険とも隣り合わせの実験に協力していただいた岡研究室、森研究室の在学学生および卒業生、修了生にもお礼を申し上げます。

そして私が大学院博士後期課程まで進学する意思を尊重していただき、生活を支援してくださった家族に感謝の意を表します。

本研究の実験は、東京都市大学「人を対象とする研究」に関する倫理審査委員会の承認を受けて実施されたものです。倫理審査をしていただいた委員の皆様、そして事務手続きを行ってくださった東京都市大学産官学連携センターご担当の皆様にも改めてお礼申し上げます。

本研究は昭特科学振興財団の助成を受けて実施されたものです。ここに記して感謝の意を表します。

## 参考文献

- [1] 中村隆一, “運動学習について”, 運動生理, 9 巻, 3 号, pp.149-156 (1994)
- [2] 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)
- [3] Salmoni.A.W, Schmidt.R.A, Walter.C.B, “Knowledge of results and motor learning: A review and critical reappraisal.”, Psychological Bulletin, pp.355-386 (1984)
- [4] Neumann.D, Andrew.P, 有馬慶美, 日高正巳, “筋骨格系のキネシオロジー 原著第三版”, 医歯薬出版株式会社 (2018)
- [5] 米満弘之, “指の機能”, 精密機械, 40 巻, 1 号, pp.18-22 (1974)
- [6] 坂下曜子, “その箸の持ち方 大丈夫? 正しい人は 30 代でも 3 割”, 日経プラスワン 2012 年 9 月 22 日付, <https://www.nikkei.com/article/DGXDZO46373710R20C12A9W03201/>, 2012 年 10 月 2 日閲覧
- [7] 麻賀多美代, 麻生智子, 鈴鹿祐子, 山中紗都, 吉田直美, 日下和代, 酒巻裕之, 大川由一, “筆記具・スケーラーの把持動作における筋活動の関連”, 日本歯科衛生教育学会, Vol.7, No.2, pp.97-102 (2016)
- [8] 内閣府, “障害者白書 平成 25 年版”, pp.298-302 (2013)
- [9] Smith.A, “The Coactivation of Antagonist Muscles”, Canadian Journal of Physiology and Pharmacology, Vol.59, No.7, pp.733-747 (1981)
- [10] Iimura.T, Inoue.K, Pham.HTT, Hirai.H, Miyazaki.F, “Decomposition of Limb Movement Based on Muscular Coordination During Human Running”, Journal of Advanced Computational Intelligence and Intelligent Informatics. Vol.15, No.8, pp.980-987 (2011)
- [11] Ma.Z, Ben-Tzvi.P, Danoff.J, “Hand Rehabilitation Learning System With an Exoskeleton Robotic Glove”, IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering, Vol.24, No.12, pp.1323-1332 (2016)
- [12] ジョン H. ウォーフイル, 矢谷令子, 小川恵子, “図説 筋の機能解剖”, 医学書院, 1993
- [13] 巖見武裕, 三浦弘樹, 長谷川清泰, 中山淳, 大日方五郎, 宮脇和人, 柳原好孝, “機能的電気刺激により反力提示する新しいバイラテラル遠隔制御システムの開発”, 日本ロボット学会誌, Vol.20, No.8, pp.844-851 (2002)
- [14] Crago.P.E, Reeckfam.P.H, “Modulation of Muscle Force by Recruitment during Intramuscular Stimulation”, IEEE Transaction on Biomedical Engineering, Vol.27, No.12, pp.679-684 (1980)
- [15] 半田康延, 星宮望, “電気的神経筋刺激による麻痺上肢の機能再建”, バイオメカニズム, 9 巻, pp.75-82 (1988)
- [16] 藤田欣也, 南谷晴之, “機能的電気刺激による起立・歩行制御”, BME, 6 巻, 8 号, pp.16-24 (1992)
- [17] 巖見武裕, 宮脇和人, 大日方五郎, “FES 歩行のための下肢冗長筋の運動学的機能解析”, 日本機械学会論文集(C編), 65 巻, 636 号, pp.270-276 (1999)
- [18] 島圭介, 花井宏彰, 島谷康司, “機能的電気刺激と動作推定に基づく筋電位駆動型ヒューマ

- ンヒューマンインタフェース”, 計測自動制御学会論文集, Vol.53, No.1, pp.41-47 (2017)
- [19] 西田惇, 鈴木健嗣, “bioSync: 人々の運動覚体験を融合するウェアラブルデバイス”, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol.22, No.1, pp.51-60 (2017)
- [20] Tatsuno.S, Hayakawa.T, Ishikawa.M, “Supportive Training System for Sports Skill Acquisition Based on Electrical Stimulation”, 2017 IEEE World Haptics Conference, pp.466-471 (2017)
- [21] Nijjima.A, Takeda.T, Aoki.R, Koike.Y, “Reducing Muscle Activity when Playing Tremolo by Using Electrical Muscle Stimulation to Learn Efficient Motor Skills”, Proceedings of the ACM on Interactive, Mobile, Wearable and Ubiquitous Technologies, Vol.5, No.3, pp.1-17 (2021)
- [22] Lopes.P, Ion.A, Mueller.A, Hoffmann.D, Jonell.P, Baudisch.P, “Proprioceptive Interaction”, CHI’15 Proceedings of the 33<sup>rd</sup> Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems, pp.939-948 (2015)
- [23] Nijjima.A, Kubo.Y, “Assisting Voluntary Pinch Force Control by Using Electrical Muscle Stimulation and Active Bio-Acoustic Sensing”, Adjunct Proceedings of the 34<sup>th</sup> Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology, pp.11-13 (2021)
- [24] 渡部幸司, 長岡正範, “リハビリテーションにおける電気刺激療法の展望”, 順天堂医学, Vol.56, No.1, pp.29-36 (2010)
- [25] 星宮望, “機能的電気刺激の基礎”, BME, Vol.6, No.8, pp.1-7 (1992)
- [26] Tamaki.E, Miyaki.T, Rekimoto.J, 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)
- [27] Takahashi.A, Brooks.J, Kajimoto.H, Lopes.P, “Increasing Electrical Muscle Stimulation’s Dexterity by means of Back of the Hand Actuation”, CHI’21 proceedings of the 2021 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems, pp.1-12 (2021)
- [28] Lopes.P, Yüksel.D, Guimbretiere.F, Baudisch.P, “Muscle-plotter: An Interactive System based on Electrical Muscle Stimulation that Produces Spatial Output”, The 29<sup>th</sup> Annual Symposium, pp.207-217 (2016)
- [29] Kaul.O.B, Pfeiffer.M, Rohs.M, “Follow the Force: Steering the Index Finger towards Targets using EMS”, The 2016 CHI Conference Extended Abstracts, pp.2526-2532 (2016)
- [30] 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, Vol.J85-D- II, No.2, pp.319-328 (2002)
- [31] 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)
- [32] Qiu.S, He.F, Tang.J, Xu.J, Zhang.L, Zhao.X, Qi.H, Zhou.P, Cheng.X, Wan.B, Ming.D, “Intelligent Algorithm Tuning PID Method of Function Electrical Stimulation Using Knee Joint

- Angle”, 2014 36<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp.2561-2564 (2014)
- [33] 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指関節運動モデルの検討”, 生体医工学, Vol.56, No.5, pp.198-208 (2018)
- [34] Nijjima.A, Kubo.Y, “Assisting with Voluntary Pinch Force Control by Using Electrical Muscle Stimulation and Active Bio-Acoustic Sensing”, The Adjunct Publication of the 34<sup>th</sup> Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology, pp.11-13 (2021)
- [35] Hamana.T, Kawashima.M, Sakaino.S, Tsuji.T, “Selective Drive and Control of Index Finger Joint Using Multipoint Functional Electrical Stimulation”, IEEE Access, Vol.10, pp.112444-112459 (2022)
- [36] Watanabe.K, Oka.M, 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)
- [37] Ramachandran.R, Devanandh.V, Brahma.A.K, Pugazhenth.A, “Estimation of Mass Moment of Inertia of Human Body, when Bending Forward, for the Design of a Self-transfer Robotic Facility”, Journal of Engineering Science and Technology, Vol.11, No.2, pp.166-176 (2016)
- [38] Wu.J.Z, An.K.N, Cutlip.R.G, Krajnak.K, Welcome.D, Dong.R.G, “Analysis of Musculoskeletal Loading in an Index Finger during Tapping”, Journal of Biomechanics, Vol.41, No.3, pp.668-676 (2008)
- [39] Veltink.P.H, Chizeck.H.J, Crago.P.E, El-Bialy.A, “Nonlinear Joint Angle Control for Artificially Stimulated Muscle”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.39, No.4, pp.368-380 (1992)
- [40] Ferrarin.M, Pedotti.A, “The Relationship between Electrical Stimulus and Joint Torque: A Dynamical Model”, IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, Vol.8, No.3, pp.342-352 (2000)
- [41] 荒川裕志, “プロが教える筋肉のしくみ・はたらきパーフェクト事典:オールカラー”, ナツメ社 (2012)
- [42] 須田信英, “PID 制御”, 朝倉書店 (1992)
- [43] 池田和夫, “手・上肢筋の機能解剖”, 日本義肢装具学会誌, Vol.15, No.3, pp.204-212 (1999)
- [44] Ziegler.J.G, Nichols.N.B, “Optimum settings for automatic controller”, Transactions of the ASME, Vol.64, pp.759-765 (1942)
- [45] McCormack. A.S, Godfrey.K.R, “Rule-Based Autotuning Based on Frequency Domain Identification”, IEEE transactions on control systems technology, Vol.6, No.1, pp.43-61 (1998)

- [46] An.K.N, Ueba.E.Y, Chal.E.Y, Cooney.W.P, Linscheid.R.L, “Tendon excursion and moment arm of index finger muscles”, *Journal of Biomechanics*, Vol.16, No.6, pp.419-425 (1983)
- [47] 和田信敬, 佐伯正美, “入力飽和システムの Anti-windup 制御”, *システム/制御/情報*, Vol.46, No.2, pp.1-7 (2002)
- [48] 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.4, pp.315-321 (2003)
- [49] 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)
- [50] Alon.G, “Principles of electrical stimulation”, *Clinical Electrotherapy*, Stanford Plaza, Appleton and Lange, pp.55-139 (1999)
- [51] Alon.G, Dedomenico.G, “高電圧刺激治療”, *ジャパンチャタヌガ(株)*, 埼玉 (1989)
- [52] 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)
- [53] 川村次郎, “表面電極法”, *日本災害医学会会誌 JJTOM*, Vol.36, No.1 (1988)
- [54] 一般財団法人九州電気保安協会, “電気の正しい使い方, 感電”, [https://www.kyushu-gdh.jp/public\\_interest/howto\\_electlic/shock/](https://www.kyushu-gdh.jp/public_interest/howto_electlic/shock/) (2022 年 9 月 18 日閲覧)
- [55] 江崎重昭, 川村次郎, 本多知行, “電気刺激療法”, *理学療法学*, Vol.22, No.6, pp.404-406, (1995)
- [56] 中央労働災害防止協会編, “低圧電気取り扱い安全必携特別教育用テキスト”, Vol.4 (2012)
- [57] JIS T 0601-1: 医用電気機器—第 1 部: 基礎安全及び基本性能に関する一般的要求事項 (2017)
- [58] Jože.G, Grega.J, Matevž.P, Sašo.T, 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)
- [59] Eric.F, Danilo.Y.M, Murilo.F.M.S, Carlos.K.S, “Development of a glove-based optical fiber sensor for applications in human-robot interaction”, 2013 8<sup>th</sup> ACM/IEEE International Conference on Human-Robot Interaction(HRI), pp.123-124 (2013)
- [60] Christopher.H, Katrin.W, Mathias.W, “Whole hand modeling using 8 wearable sensors: Biomechanics for hand pose prediction”, AH’13 Proceedings of the 4<sup>th</sup> Augmented Human International Conference pp.21-28 (2013)
- [61] 廣瀬圭, 近藤亜希子, “特集③: 人間工学のための計測手法 第 1 部: 動作計測(2)—慣性センサによる動作計測—”, *人間工学*, Vol.50, No.4, pp.182-190 (2014)
- [62] 久保公人, 藤田欣也, 板倉直明, 井口弥寿彦, 南谷晴之, “FES 二関節制御系における拮抗筋の硬さ制御を用いた外乱抑制”, *電子情報通信学会論文誌 D*, Vol.J74-D2, No.2, pp.274-281 (1991)
- [63] JIS T 2003:2018 家庭用電気治療器 (2018)
- [64] Benton.L.A, Marker.L.L, Bowman.B.R, Waters.R.L, “Functional Electrical Stimulation: A

- Practical Clinical Guide (2<sup>nd</sup> ed.)” Rancho Los Amigos Hospital, Downey, pp.11-52 (1981)
- [65] 伊藤栄治, “野球上達 BOOK ピッチング”, 成美堂出版 (2002)

## 付録 A 電気刺激装置

本研究で使用する電気刺激装置は、電気刺激強度の調整などを自由に行うことを目的に自作したものである。電気刺激装置の出力は矩形波パルスであり、電気刺激パルスの間隔、幅、高さを任意に変更できる(図 A-1)。以下では、5 章以降における電気刺激パルスの設定値である、刺激周波数 20Hz、パルス幅 0.2ms の電気刺激を出力することを前提として話を進める。

電気刺激装置の全体像を図 A-2 に示す。モバイルバッテリーから供給された電源を昇圧回路によって昇圧し、定電流回路内の DAC(デジタル-アナログコンバータ)の出力電圧を Raspberry Pi のプログラム上で制御することで、実験参加者に与えられる電気刺激強度を調整する。また、Arduino UNO とフォト MOS リレーによって別の筋肉刺激用の電極に電気刺激が干渉しないようにスイッチングを行う。昇圧回路については A-1 節、定電流回路については A-2 節、電極間非干渉回路については A-3 節に詳細な内容を記述する。

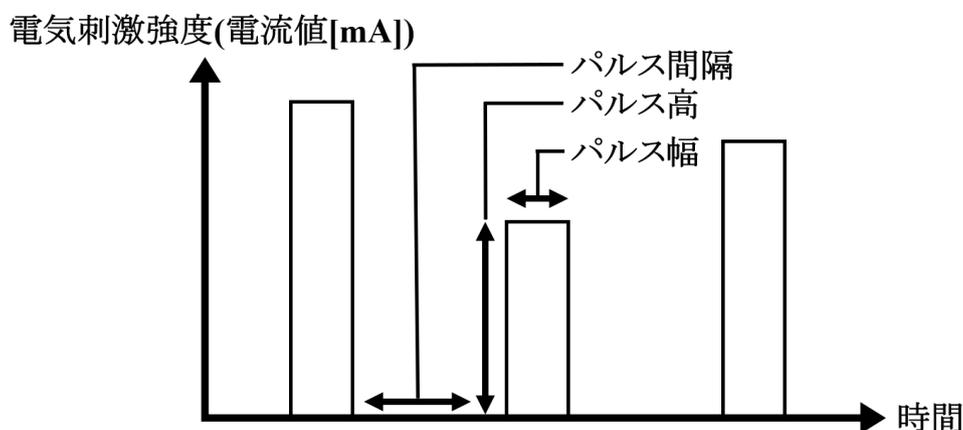


図 A-1 電気刺激装置が出力する電気刺激パルスの形状

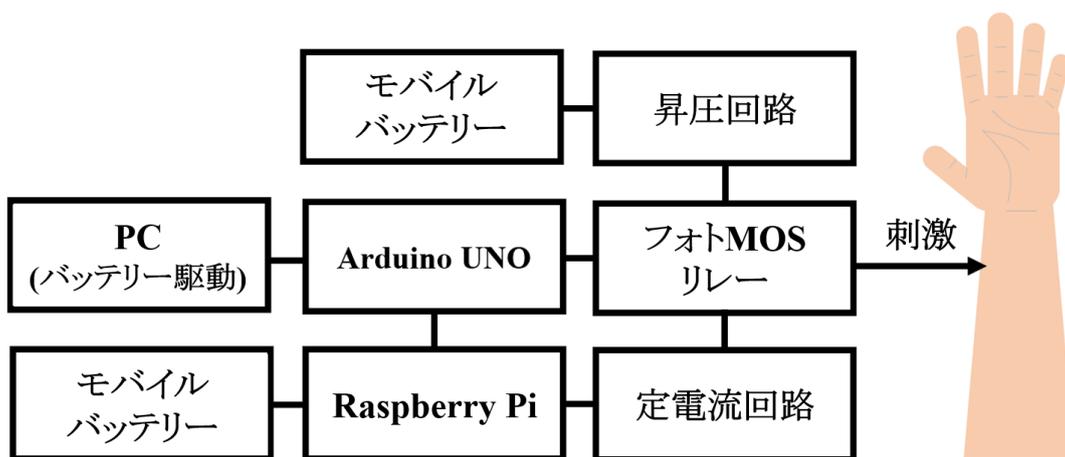


図 A-2 電気刺激装置の全体像

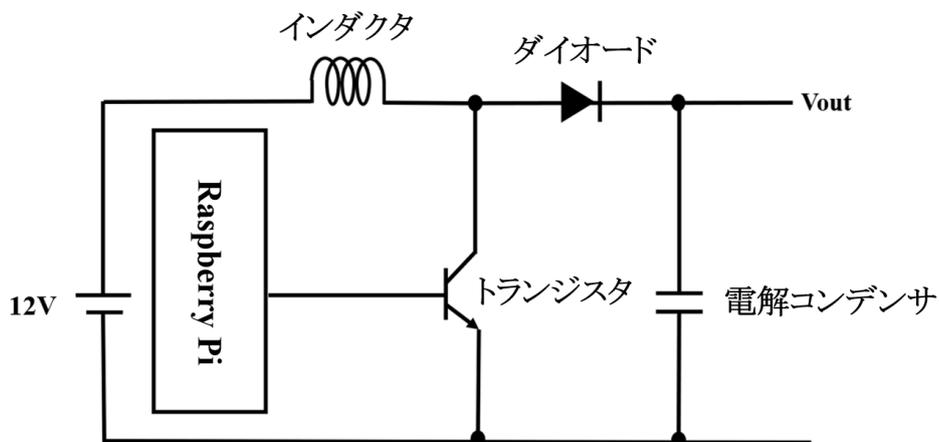


図 A-3 昇圧チョッパ回路

### 付録 A-1 昇圧回路

表面電極から電気刺激を与えて筋収縮を発生させるには、電源電圧を昇圧する必要がある。図 A-3 に示すように、インダクタ、ダイオード、トランジスタ、電解コンデンサを用いた昇圧チョッパ回路を構築することにより電源電圧を昇圧した。

### 付録 A-2 定電流回路

本研究で製作した定電流回路を図 A-4 に示す。

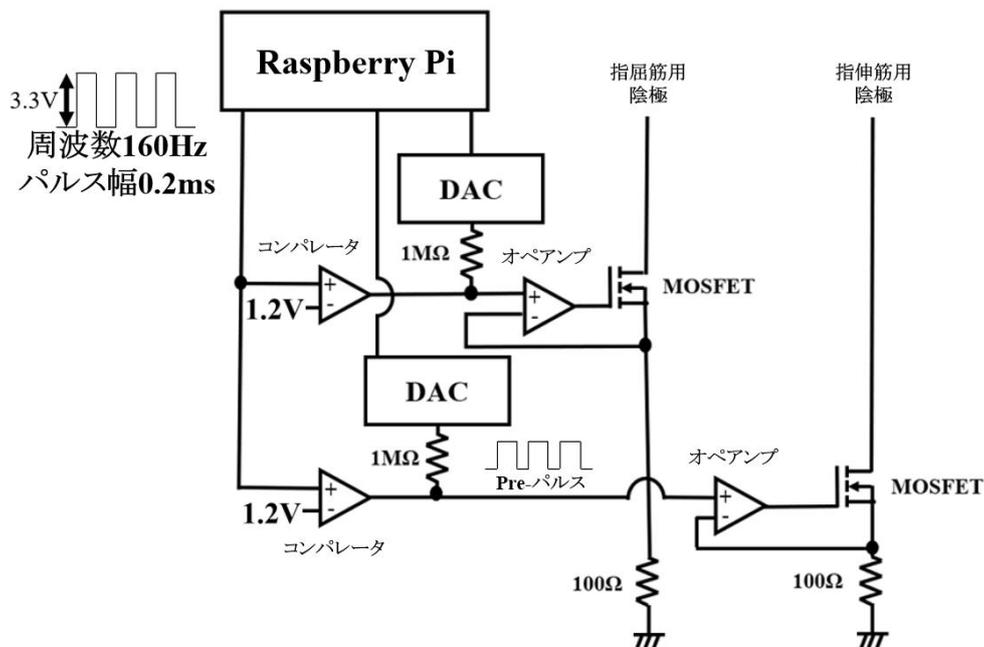


図 A-4 定電流回路 (簡略化のため指屈筋と指伸筋電極用の回路のみ図示)

図 A-1 で示した電気刺激を生成する前段階として、生成したい電気刺激パルス高 1mA あたり 0.1V の高さを持ちパルス幅 0.2ms とするパルス(以下、Pre-パルス)を、Raspberry Pi と DAC、コンパレータを用いて生成する、Pre-パルス生成回路を構築する。Raspberry Pi からパルス高 3.3V パルス幅 0.2ms のパルスを生成してコンパレータの+入力に接続し、コンパレータの-入力には 1.2V の電圧を接続する。そしてコンパレータの出力部分には DAC の出力部分を 1M $\Omega$  の抵抗を介して接続する。こうした Pre-パルス生成回路により、コンパレータの出力部分には、コンパレータの+入力のパルスが ON の時間は DAC の出力電圧値、コンパレータの+入力のパルスが OFF の時間は 0V となる Pre-パルスを生成する。

Pre-パルスをオペアンプの+入力に接続し、N チャネル MOSFET (Metal-Oxide-Semiconductor Field Effect Transistor) のソースと抵抗 (100 $\Omega$ ) の間にオペアンプの-入力を接続し、オペアンプの出力を MOSFET のゲートに接続するネガティブフィードバック回路を構築する。これにより、Pre-パルスが ON の時間は  $\frac{10}{\text{Pre-パルス高[V]}}$  mA の電流が MOSFET、MOSFET のドレインに接続している表面電極、MOSFET のソースに接続している抵抗 (100 $\Omega$ ) に流れ、Pre-パルスが OFF の時間は電流が流れない。なお、Pre-パルス高の上限電圧値を 3.3V に設定することにより、実験参加者に印加可能な電気刺激強度の上限値を 33mA に抑えている。

Pre-パルス生成回路とネガティブフィードバック回路を刺激対象筋肉の数だけ用意することで、刺激対象筋肉ごとに電気刺激強度を調整する。

### 付録 A-3 電極間非干渉回路

本研究では、一つの刺激対象筋肉に対し陽極と陰極という 2 つの表面電極を使用し、陽極から陰極に向かって電気を流す単電極法[48]により刺激を行う。電極間非干渉回路は、ある筋肉を刺激するための陽極から、別の筋肉を刺激するための陰極に電気刺激が流れてしまうという干渉を防ぐために構築した回路である。

電極間非干渉回路図を図 A-5 に示す。異なる筋肉の電極間電気刺激非干渉は、Raspberry Pi, Arduino UNO, フォト MOS リレーを用いて行う。一つの刺激対象筋肉につき、陽極用と陰極用で計 2 つのフォト MOS リレーを使用する。図 A-6 に示すように、Arduino UNO は Raspberry Pi が生成したパルス(周波数 160Hz パルス幅 0.2ms)の立ち下がりを検知することによりいずれか一つの刺激筋肉用のフォト MOS リレー入力部に印加するパルスの ON-OFF を制御する。フォト MOS リレーは入力部に電気が流れたときだけ出力部に電気が流れる仕組みになっていることから、フォト MOS リレー入力部に印加するパルスが ON になっているときだけ、昇圧電源—刺激対象筋肉—MOSFET—抵抗(100 $\Omega$ )という回路に電気が流れることになる。そして A-2 節で述べたネガティブフィードバック回路では、各筋肉の Pre パルスが ON の時だけ MOSFET のドレイン—ソース間に電気が流れる。よって図 A-6 に示すように、刺激対象筋肉のフォト MOS リレー入力部に印加するパルスが ON であり、かつ刺激対象筋肉用の Pre パルスが ON の時間帯のみ、その刺激対象筋肉に電気刺激が流れることになる。そして図 A-6 に示すように、複数の刺激対象筋肉用のフォト MOS リレー入力部

のパルスが ON になっている時間帯は存在しないような仕組みになっているため、異なる筋肉の電極間電気刺激干渉を防いでいる。

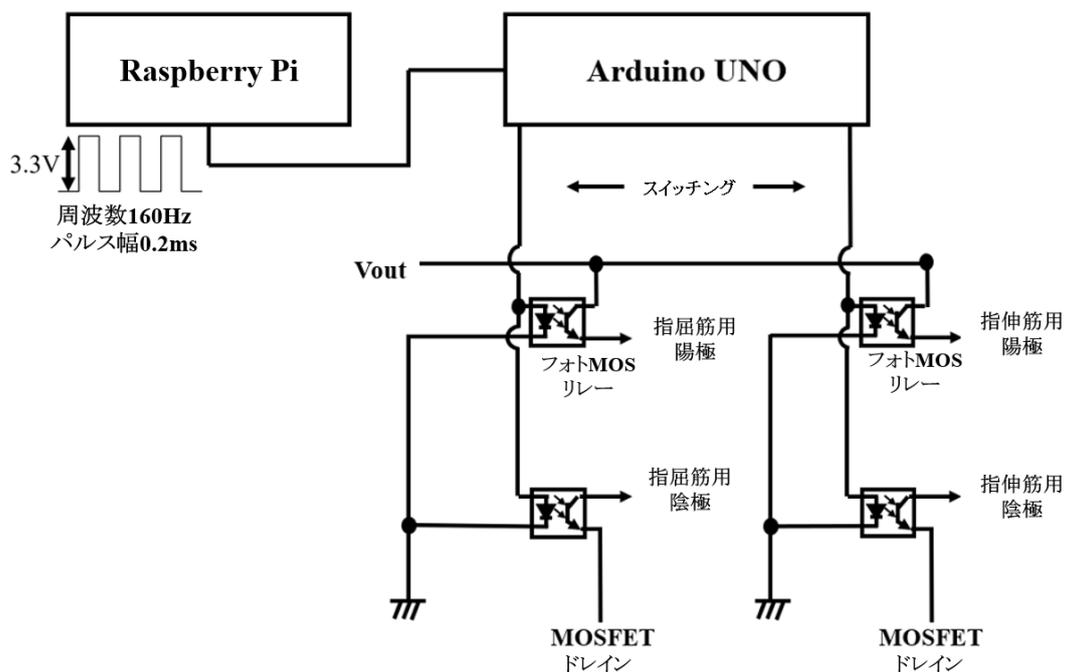


図 A-5 電極間比干渉回路(簡略化のため指屈筋と指伸筋電極用の回路のみ図示)

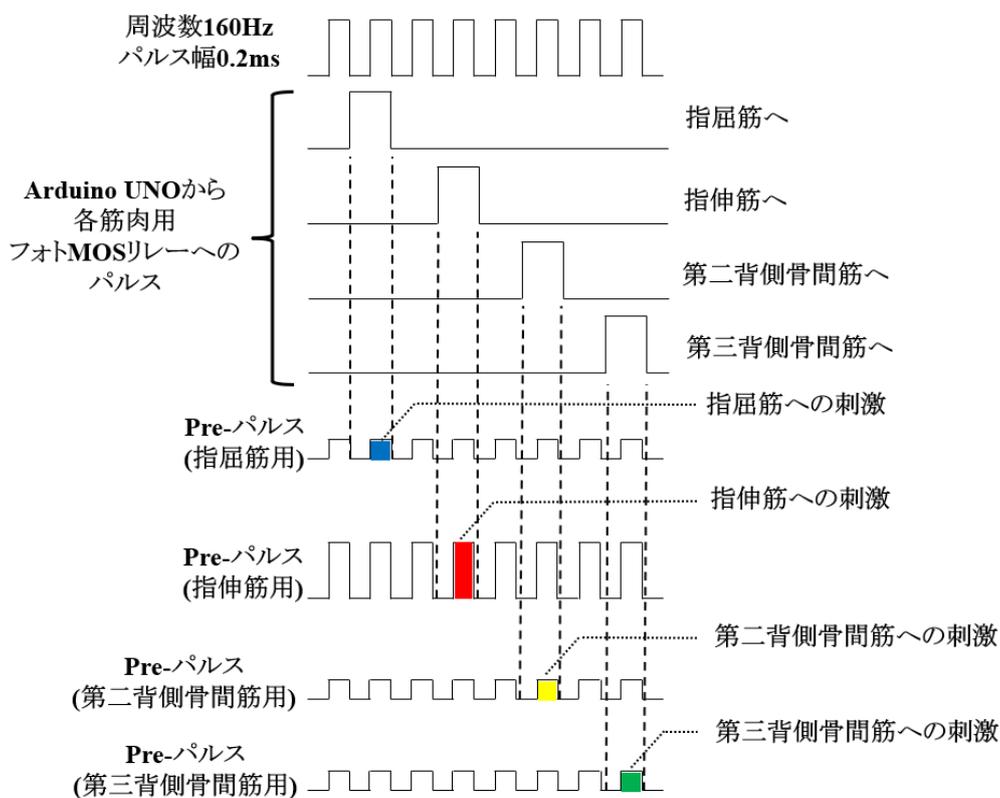


図 A-6 電極間比干渉の方法

## 発表論文一覧

### 査読付き論文

- (1) Watanabe.K, Oka.M, 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)
- (2) 渡邊恭佑, 岡誠, 森博彦, “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”, *情報処理学会論文誌*, Vol.63, No.4, pp.1170-1185 (2022)

### 国際会議発表

- (1) Watanabe.K, Oka.M, Mori.H, “Feedback Control to Target Joints Angle in Middle Finger PIP and MP Joint Using Functional Electrical Stimulation”, *Human Computer Interaction International 2019*, pp.440-454 (2019)
- (2) Watanabe.K, Oka.M, Mori.H, “Feedback Control of Middle Finger MP Joint Using Functional Electrical Stimulation Based on the Electrical Stimulus Intensity – Joint Torque Relation Model”, *Human Computer Interaction International 2020*, pp.417-434 (2020)
- (3) Watanabe.K, Oka.M, Mori.H, “Effects of Immediate Feedback in Operating Information Device by Finger Tap Gesture”, *Human Computer Interaction International 2022*, pp.1476-1486 (2022)

### 国内学会発表

- (1) 渡邊恭佑, 岡誠, 森博彦, “機能的電気刺激を用いた中指 PIP・MP 関節における目標角度への追従制御”, *情報処理学会第 181 回 HCI 研究会*, Vol.181, No.31, pp.1-8 (2019)
- (2) 高木駿, 渡邊恭佑, 岡誠, 森博彦, “幼児同乗を考慮した自転車の走行不安定さを評価する指標の検討”, *情報処理学会第 194 回 HCI 研究会*, Vol.194, No.7, pp.1-7 (2021)
- (3) 渡邊恭佑, 岡誠, 森博彦, “手内在筋への電気刺激による指関節運動特性の調査”, *情報処理学会第 85 回全国大会* (2023)