

修士論文

作業支援のための 電氣的筋肉刺激による重量知覚制御

Weight Perception Control using Electrical Muscle Stimulation
for Assisting Physical Work

平成 28 年 2 月 3 日 提出

指導教員 小川 剛史 准教授

東京大学大学院
工学系研究科 電氣系工学専攻
37-146469 中張 遼太郎

要旨

日常生活において、物を持ち上げたり運んだりするような軽度な作業を頻繁に行われている。作業を支援する手法についての研究はいくつか行われているが、従来研究では装置が高価であったり、安価であっても効果が小さいなどの課題があった。本論文では、電氣的筋肉刺激を用いて重量知覚の制御を行うことで、軽作業を支援する手法を提案する。まず、物体を持ち上げる際に収縮する各筋肉に対して、電気刺激を与えた際に知覚する重量がどのように変化するかを調査した。被験者実験により、上腕二頭筋、浅指屈筋、総指伸筋、長母指屈筋のいずれかに対して電気刺激を与えることで、実際よりも軽く感じるという知見が得られた。また、電氣的筋肉刺激による重量知覚制御での疲労軽減効果を調査するために実験を行ったところ、最大で作業能力が約 12 % 向上したことが確認され、本手法が作業支援に有効であることが示された。

Abstract

There are many situations where we perform simple works such as lifting or carrying something in daily life. Several studies have previously proposed methods for supporting physical works. However, these methods have some problems regarding maintenance cost and the degree of effectiveness of a system. In this research, I propose a novel support system which can assist people to perform simple physical works. The key idea is that the system utilizes electrical muscle stimulation (EMS) for control of weight perception. EMS elicits contraction of muscle using electric stimuli. We investigated the change of weight perception when electrical signals are delivered through electrodes to the muscles in lifting objects. Subjective experiment results showed that subjects perceived objects lighter when electrical signals are delivered to their biceps brachii muscle, flexor digitorum superficialis muscle, extensor digitorum muscle or flexor pollicis longus muscle. We conducted another experiment to investigate the effectiveness for reducing fatigue by controlling weight perception using EMS. Experimental results showed that proposed method improved endurance capacity of subjects by approximately 12 % and suggested that our methods are effective for supporting physical works.

目次

第1章 序論	1
1.1 研究背景	1
1.2 研究目的	2
1.3 本研究の貢献	2
1.4 本論文の構成	2
第2章 関連研究	4
2.1 作業支援システム	4
2.2 人間の重量知覚	5
2.3 Electrical Muscle Stimulation (EMS)	8
2.4 本研究の位置づけ	11
第3章 提案手法	13
3.1 EMSによる重量知覚制御を利用した作業支援システムの提案	13
3.2 刺激対象筋肉の検討	15
3.3 EMSによる重量知覚への影響	15
3.4 システム構成	17
第4章 評価実験	19
4.1 実験1：電氣的筋肉刺激が重量知覚に与える影響	19
4.2 実験2：前腕刺激箇所と重量知覚の関係	27
4.3 実験3：電気刺激強度と重量知覚変化量の関係	29
4.4 実験4：提案手法における作業能力の評価	33
第5章 考察	37
5.1 実験結果についての考察	37
5.2 提案手法の課題	38

第 6 章 結論	41
6.1 結論	41
6.2 今後の課題	41
謝辞	43
発表文献	44

図 目 次

2.1	HAL-5 [1]	5
2.2	BLEEX [12]	5
2.3	Augmented Endurance [7]	5
2.4	擬似触覚を用いた作業支援 [8]	5
2.5	EMS による歩行方向の制御 [24]	8
2.6	Affordance++ [25]	8
2.7	EMS による仮想重量感の提示 [33]	9
3.1	提案手法使用時のイメージ	14
3.2	上腕の筋肉 [37]	15
3.3	前腕の筋肉 [37]	15
3.4	電気刺激により生じる運動	16
3.5	電気信号波形	17
3.6	単一パルス波形	17
4.1	実験風景	20
4.2	実験環境	21
4.3	上腕二頭筋刺激の結果	23
4.4	上腕三頭筋刺激の結果	23
4.5	浅指屈筋刺激の結果	26
4.6	総指伸筋刺激の結果	26
4.7	長母指屈筋刺激の結果	28
4.8	発揮力計測の風景	30
4.9	上腕二頭筋への刺激強度変更による影響	32
4.10	浅指屈筋への刺激強度変更による影響	32
4.11	実験風景	33
4.12	電気刺激なし条件で正規化したダンベル上げ下げ回数	35

5.1	PossessedHand の電極 [29]	39
5.2	加速度センサによる電極選択 [41]	39

表 目 次

4.1	上腕二頭筋刺激時の電圧値と電流値	22
4.2	上腕三頭筋刺激時の電圧値と電流値	22
4.3	浅指屈筋刺激時の電圧値と電流値	25
4.4	総指伸筋刺激時の電圧値と電流値	25
4.5	長母指屈筋刺激時の電圧値と電流値	28
4.6	上腕二頭筋を刺激した際の発揮力	30
4.7	浅指屈筋を刺激した際の発揮力	31
4.8	被験者ごとのダンベル上げ下げ回数	35

第1章 序論

1.1 研究背景

日常生活において、家事や買い物、家具の移動など、物体を持ち上げたり、運んだりする作業は頻繁に行われている。特に高重量の物体を扱う作業を支援するために、Hybrid Assistive Limb (HAL) [1, 2] などのパワードスーツに関する研究が進められている。パワードスーツは高出力の駆動装置を使用しており、介護や医療の現場などでの利用が期待されているが、日常生活において使用するにはその運用やメンテナンスのために多大なコストが必要である。パワードスーツでは、物体の重量の一部をデバイスで負担して、物体を持ち上げる際に必要な筋肉の運動量を減らすことで重量知覚を制御して作業支援を行っている。しかし、この方法では高出力の駆動装置などが必要であるため、コストを削減することが困難である。日常生活で利用できる低コストな作業支援システムを実現するためには、駆動装置などの補助により筋肉の運動量を減らすのではなく、別の方法で重量知覚を制御することが必要である。

物体を把持した際の重量知覚には、物体の重量に直接依存しない要素も影響することが示唆されている [3]。例えば、視覚情報が重量知覚に影響を与えることが知られている [4, 5]。人間は物体を持ち上げる前に、視覚情報を基に経験や知識から物体の重量を推定している。しかし、必ずしも正しい重量を推定できるわけではなく、推定した重量と実際に把持した際に知覚する重量に差が生じる場面がある。これにより、視覚と触覚のクロスモーダル [6] による錯覚が発生し、重量知覚に影響を与える。この現象に着目し、拡張現実感技術を用いて視覚情報を変更して重量知覚を制御することで、簡易なデバイスで日常の作業を支援するシステムの実現を目指した研究が行われている [7, 8]。伴ら [7] は、明度が低い物体ほど人間は重量を重く見積もることに着目し、拡張現実感を利用して対象物体の明度を変更することで、使用者の重量知覚を制御し、作業回数の向上を実験により確認した。視覚と触覚のクロスモーダルによる錯覚を利用した従来研究ではデバイスのコストを抑えながら、中重量の物体を扱う際の支援に成功したが、錯覚による重量知覚の変化は小さく、錯覚の効果が対象物の外見に依存することや、物体を把持することで身体からのフィードバック

を受けて錯覚の効果が薄れていく [9] ため効果が持続しないという課題がある。

1.2 研究目的

本研究では、日常生活における様々な作業の中で、物体の持ち上げ作業に注目し、物体を持ち上げる際の作業能力を向上させる支援システムの実現を目指す。作業能力を向上させるために、電氣的筋肉刺激による重量知覚の制御を行う。物体を持ち上げる際に収縮する筋肉に対して電気刺激を行うことで、意識的に筋肉を収縮させる割合が低下し、脳から送られる運動指令の量が低下する。脳から送られる運動指令の量は重量知覚に影響を与える要素の一つであるため、電氣的筋肉刺激で重量知覚を制御できる。電氣的筋肉刺激を用いることで、クロスモーダルによる錯覚を利用する従来研究とは異なり、持ち上げる物体の外見に依存せず効果が持続できるだけでなく、筋肉の運動量に直接影響を与えることで、より大きな重量知覚の変化を提示でき、支援の効果が高くなる。電気刺激の提示装置は低価格で実現でき、小型化も可能であることから、本研究の支援システムは日常生活での使用も可能である。

1.3 本研究の貢献

本研究で行った検証実験により、物体把持時に適切な筋肉に電気刺激を与えることで重量知覚を制御できることが明らかになった。本研究で提案した電氣的筋肉刺激による重量知覚制御は、錯覚を利用する重量知覚制御とは異なり、物体の外見に影響されず、パワーダスーツなどと比較して低コストな重量知覚制御を実現した。また、ダンベルの上げ下げ運動中に電氣的筋肉刺激によって重量知覚を制御することで、作業能力が約 12% 向上することを示した。

1.4 本論文の構成

本論文の構成は以下の通りである。第2章では、作業支援システム、人間の重量知覚に関する研究について述べ、既存研究手法の課題を解決する技術として電氣的筋肉刺激に関する説明を行い、その有効性について議論する。第3章では、電氣的筋肉刺激を用いた重量知覚制御手法を提案し、既存研究との差異を明確にすることで本研究の位置づけを明らかにする。第4章では、電氣的筋肉刺激と重量知覚の関係性についての評価実験の方法と

結果について述べ，第 5 章では，実験結果に関する考察と提案手法の課題に関する考察を述べる．最後に，第 6 章で，まとめと今後の課題について述べる．

第2章 関連研究

2.1 作業支援システム

身体機能に問題を抱えている人や、重労働を行う作業者を支援することを目的としてパワードスーツに関する研究が行われてきた。代表的なパワードスーツとして、HAL [1, 2] が開発されている。HAL を装着することで、装着者は歩行や物体の運搬など様々な運動において補助される (図 2.1)。HAL は製品化もされており、生体電位信号をセンシングすることで装着者がどのような動作をしようとしているかを認識し、その動作に合わせた補助を行うことで効果的に支援を行っている [10]。また、災害復旧作業者などが高重量の物体を背負って歩行する際の支援に特化した BLEEX [11, 12] も開発されている (図 2.2)。BLEEX を装着することで、最大 34 [kg] の物体を容易に運搬することが可能となる。

パワードスーツは高重量の物体を扱う場面には有用であるが、運用やメンテナンスのコストが高い、連続駆動時間が短いなど、日常生活において利用するには課題が残る。一方で、日常生活における中・軽量の物体を扱う作業の支援を想定して、パワードスーツより低コストで運用可能な支援システムの実現を目指した研究が行われている。Augmented Endurance [7] は、持ち上げる物体の明度が人間の重量知覚に影響を与える事に着目した研究である (図 2.3)。拡張現実感技術を利用して対象物体の明度を変更することで重量知覚を制御し、軽作業における疲労軽減の実現を目指した。被験者実験により、約 3% の重量知覚変化を確認し、作業回数が約 18% 向上したと報告されている。しかし、Augmented Endurance による作業能力の向上効果は対象物の明度に依存することが課題である。そこで対象物の外見に依存しない作業支援システムの実現を目指した研究も行われている。對間ら [8] は、物体を持ち上げる際には、持ち上がる速度が重量知覚に影響を与えると考え、拡張現実感により物体を持ち上げる速度を変更する手法を提案した (図 2.4)。被験者実験により、物体の体感重量が約 2% 軽くなり、作業回数が約 9% 向上したことが報告されている。この研究では対象物の外見に依存することはないが、効果が小さくなっている。

低コストな作業支援システムの実現を目指した従来研究はいずれも視覚情報により生じる錯覚を利用しているため、知覚する重量の変化量が小さく、錯覚による効果が長続きし



図 2.1 HAL-5 [1]

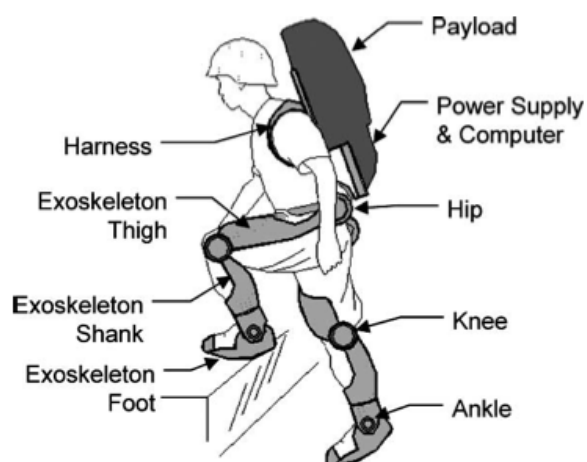


図 2.2 BLEEX [12]

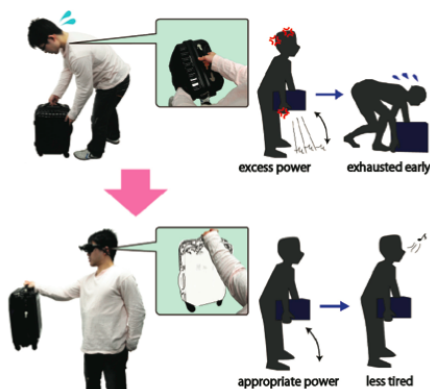


図 2.3 Augmented Endurance [7]

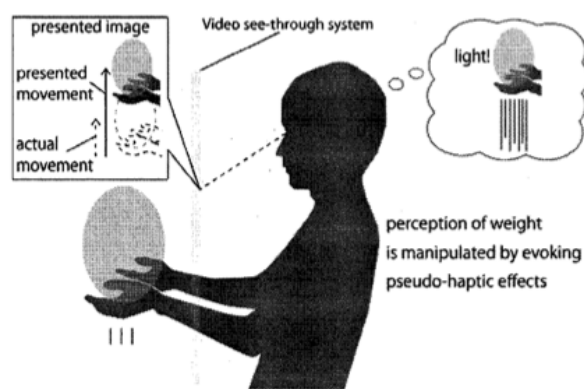


図 2.4 擬似触覚を用いた作業支援 [8]

ないことや対象物の外見に依存することが課題として考えられる．筆者らは，従来研究とは異なる重量知覚制御方法を用いることで，持ち上げる物体の外見に依存せず，知覚する重量の変化を大きく，かつ持続的に提示できる低コストな作業支援システムを実現することを目指している．次節で重量知覚に関する研究について述べる．

2.2 人間の重量知覚

人間は物体を把持した際にその重量を知覚し，物体を把持するために必要な身体動作を行う．このような身体動作は疲労に影響を与える要素の一つであるため，重量知覚と疲労

は密接な関係があると考えられる。2.2.1 節で物体を把持した際に重量を知覚する仕組みを説明し、2.2.2 節で物体を把持する前に行う重量推定により生じる錯覚が重量知覚に与える影響について述べる。

2.2.1 重量知覚の仕組み

人間が物体を把持した際に重量を判断する要素としては大きく三つが考えられる [3]。一つ目は物体と接触している皮膚で受ける圧力である。特に物体を背負うなど筋肉の大きな収縮が生じない場面では大きな判断要素となる。二つ目は関節や筋肉、靱帯などにある感覚受容体から中枢神経系に送られてくる信号である。腕で物体を持ち上げるなど筋肉の収縮が生じる場面では、関節の角度や筋繊維の長さなど様々な情報が末梢神経から送られてきて、この情報などを基に物体を持ち上げるために必要な運動が起こる。三つ目は中枢神経系から末梢神経に送られる運動指令である。運動指令は体を動かす際に送られる信号であり、運動出力について間接的な情報をもたらすとされている。先に述べた二つの要素は物体ごとに一意に定まるのに対して、三つ目の要素は筋肉量や疲労状況など物体の性質以外からも影響を受ける。運動指令が重量知覚に影響することにより、全く同じものを持ち上げているにも関わらず、人によって、あるいは同一人物でも身体状況などによって主観の重量が変動する。例えば、疲労状態では実際よりも重量を重く知覚することを我々は経験的に理解しており、被験者実験でもこの現象は確認されている [13]。しかし、疲労状態にあったとしても皮膚や関節、筋肉などにある感覚受容器で得られる情報には変化はないはずであり、このことから人間は末梢神経から伝わってくる情報の変化だけでは重量判断を行っていないことが分かる。

運動指令が重量知覚に影響を与えていることを示す例として、緊張性振動反射による重量知覚の変化がある。McCloskey[13] は、物体を把持する際に主に収縮する筋肉に対して振動刺激を与えることで実際よりも軽く知覚し、その筋肉の拮抗筋に対して振動刺激を与えると実際よりも重く知覚することを述べている。筋肉は振動刺激を与えると反射的に収縮する特性があり、この現象を緊張性振動反射という。緊張性振動反射により物体を把持する際に主に収縮する筋肉の収縮が促進もしくは抑制され、運動指令により意識的に収縮させる筋肉の割合が変動したことで重量知覚に変化が生じたということである。

ここで述べた三つの要素は物体を把持した際の重量知覚に影響を与える。一方で、人間は物体を把持する前に、視覚から得られる対象物の情報から重量を推定しており、この推測は物体を持ち上げる際の重量知覚に影響を与えることが知られている。次節で視覚情報

が重量知覚に与える影響に関して述べる．

2.2.2 視覚情報による重量知覚への影響

人間の感覚は完全には独立しておらず，他の感覚から情報を補完するなど相互に影響を与えながら一つの感覚を形成しており，これをクロスモーダル [6] と呼ぶ．クロスモーダルにより，本来受ける感覚とは異なる感覚を受ける錯覚現象が生じることがある．重量を知覚する場面においても，持ち上げる前に視覚から対象物の情報を得ることでクロスモーダルによる錯覚が生じ，重量知覚に影響を与えることが知られている．このような錯覚の代表的な例としては size-weight illusion [4, 9] がある．これは同じ重量で大きさの異なる二つの物体があった時，小さい物体の方が大きい物体よりも重く感じる錯覚である．人間は経験的に大きい物体の方が重量が大きいと推測し，持ち上げる際に小さい物体の場合より大きな力を加えるため，小さい物体に比べて簡単に持ち上げられることで錯覚が生じる．他には異なる表面素材で作られた同重量の物体を持ち上げると重量が異なると判断する material-weight illusion [14] や，通常は重量差がある練習用ゴルフボールと実際のゴルフボールを等しい重量にして把持させると，本来は重量差があることを知っている人は二つのボールに重量差を感じる golf-ball illusion [15] などがある．

これらはいずれも知識や経験に基づく錯覚である．知識や経験に基づかない錯覚としては，持ち上げる対象物の色による錯覚が知られている．Alexander ら [5] は色の三要素の内，明度と彩度が物体の見かけの重量に影響を与えると述べている．被験者実験の結果では明度が高いほど重量を軽く見積もり，彩度が高いほど重量を重く見積もることが示唆されている．このため size-weight illusion と同様に，持ち上げた場合には明度が高いほど重く知覚し，彩度が高いほど軽く知覚すると考えられる．実際に伴ら [7] は明度による錯覚を利用し，重量知覚の制御に成功している．しかし，このような錯覚による重量知覚の変化は体のフィードバックにより薄れていくことが示唆されており [9]，変化が安定している時間は短く，また錯覚によっては対象物の外見や人間の知識，経験に依存するため利用できる条件が限られるなどの問題がある．このため安定した重量知覚制御を行うためには，持ち上げる前の重量推定に基づく錯覚ではなく，2.2.1 節で述べた三つの要素に安定した影響を与える必要があると考えられる．そこで筆者らは電氣的筋肉刺激 (EMS, Electrical Muscle Stimulation) という技術に着目した．EMS では人間の筋肉を直接動かすことができるので，各受容体から受け取る情報を変化させたり，運動指令で収縮させる筋肉量を変化させたりできると考えられる．次節で EMS についての関連研究を述べる．

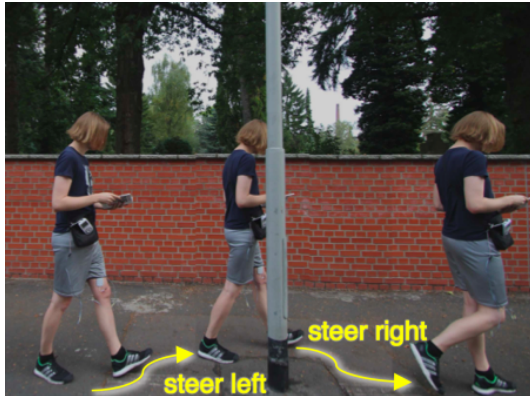


図 2.5 EMS による歩行方向の制御 [24]

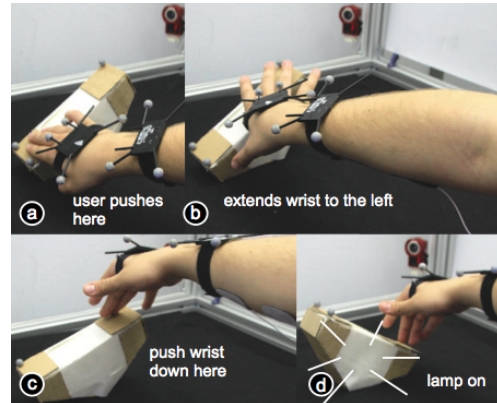


図 2.6 Affordance++ [25]

2.3 Electrical Muscle Stimulation (EMS)

人間の筋肉は自分の意思で動かせる随意筋と、自分の意思では動かせない不随筋の大きく二つに分類でき、随意筋を収縮させることで手足など体の各部位を動かす。随意筋は、運動単位として知られる機能単位に含まれる末梢神経によって神経支配されており、脳からの活動電位によって収縮する。皮膚に貼った電極を介して末梢神経に電気刺激を与え、本人の意思とは無関係に筋肉を収縮させる技術を EMS と呼ぶ [16]。

EMS は主に医療分野で用いられてきた技術である。医療分野の研究としては、神経の障害などにより体の一部に麻痺を抱える患者に対して、電気刺激によって筋収縮を動かすことで各動作の再建を支援する研究 [17, 18, 19] や、何らかの病気により運動ができない、もしくは制限されている患者の筋力を EMS により補強する研究 [20, 21, 22] などがある。近年では、フィットネスやトレーニングなど医療的な目的以外にも使用されており、一般向けの製品も発売されている [23]。また、EMS を利用した医療分野以外での研究も増えてきている。2.3.1 節で EMS を利用した研究の説明を行い、2.3.2 節で EMS を使用する際に留意すべき各種パラメータとその影響について述べる。

2.3.1 EMS を利用した研究

EMS を利用した医療分野以外の研究は、EMS のどの性質に注目したかによって分類される。最も単純には、EMS によって生じる筋肉の収縮を何らかの事象が起こったことを知らせる刺激として利用する研究がある [26, 27]。一方で、EMS によって生じる体の動きそのものをユーザへのフィードバックとして利用している研究もある [28]。Pfeiffer ら [24]

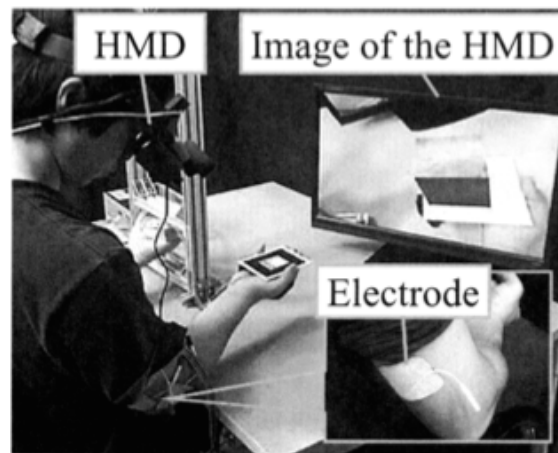


図 2.7 EMS による仮想重量感の提示 [33]

は、股関節の外旋や膝関節の内旋を司る縫工筋を電気刺激することで、ユーザの足の向きを意思とは無関係に変化させ、無意識の歩行誘導を実現している (図 2.5) . Lopes ら [25] は、モーションセンサによってユーザの位置関係を認識し、EMS によってユーザの体を動かすことで、ユーザが使おうとしている物の使い方を直接提示するシステムを開発している (図 2.6) . 玉城ら [29, 30] は、前腕に電極を貼り付けることで手や指の動きを制御し、琴などの楽器を演奏する際にどのタイミングでどの指を動かすのかを提示する装置を開発している . また、EMS により筋肉の運動量を増やすことで拮抗筋の活動を促し、仮想の力覚を提示する研究もある [31] . 宮本ら [32] は、人差し指を伸ばす筋肉に対して電気刺激を与えることで、何も無い空間で指を動かしているにも関わらず物を触った際の触覚を提示する研究を行っている .

様々な研究が行われている中で、石川ら [33] は EMS が重量知覚に影響を与えることを示唆している . 石川らは自然に起こる筋肉の動作を EMS により再現することで、その筋肉の動作に対応した感覚などを生起できると考えた . 石川らは物体の重量により肘関節が伸展することに着目し、上腕三頭筋に電気刺激を与えることでこの動作を再現した . 電気刺激を与えて上腕三頭筋を収縮させた場合、元の姿勢を維持するためには、上腕二頭筋をはじめとする拮抗筋群を能動的に活動させる必要がある . この筋活動が重量感を生み出すという仮定を行い、この現象を利用することで仮想物体の重量感を提示できると考えた . 被験者実験では、被験者の右腕の上腕三頭筋に対して電気刺激を与えて、電気刺激を受けていない左手で知覚した力を再現して力センサに出力させたところ、最大で約 4 [N] の重量感を知覚させることが可能であることを示し、仮想重量感を提示できる可能性を示唆した .

さらに、視覚刺激と振動覚刺激を加える事で重量知覚の変化量が平均で55%増加したことを明らかにし、電気刺激により生じる仮想重量感においても、クロスモーダルによる錯覚が生じる可能性を示唆した。

しかし、石川らの研究は仮想環境における仮想物体の重量感を提示することを目的としており、実環境において実物体を把持した際にEMSによる重量知覚の変化が生じるかは不明である。仮想物体と実物体を把持する場合の大きな差は、電気刺激を与えなくとも実物体の重量により上腕三頭筋の収縮が引き起こされ、拮抗筋である上腕二頭筋の収縮が引き起こされることである。電気刺激を与えることで上腕三頭筋の運動量を更に増やして、拮抗筋である上腕二頭筋の運動量を更に増やすことは可能であると考えられるが、それにより重量知覚への影響が生じるかは明らかではない。

また、石川らは仮想重量感を提示するという目的のために、上腕三頭筋に対して電気刺激を与えたが、その他の筋肉に対して電気刺激を行った際に重量知覚に与える影響については検討が行われていない。実物体を把持した際に収縮する筋肉には、上腕二頭筋や上腕三頭筋だけでなく、前腕に位置する筋肉なども含まれる。これらに存在する感覚受容体から得られる情報も重量知覚に影響を与えると考えられるため、各筋肉の運動について検討を行い、実際にそれらの筋肉に対して電気刺激を与えて、重量知覚にどのような影響が生じるか検証を行う必要がある。

以上のように、EMSが重量知覚に影響を与える可能性は示唆されているが、十分な検討や検証は行われていない。筆者らは2.2.1節で述べた重量知覚の原理や石川らの実験結果から、実物体を把持した場合でもEMSにより重量知覚制御は可能であると考えている。EMSにより重量知覚を制御することができれば、物体の外見に影響されず、低コストな重量知覚制御を行うことが可能になる。次節でEMSを用いる際に考慮すべき電気信号のパラメータについて説明を行う。

2.3.2 EMSのパラメータ

EMSでは人体に電気を流すため、与える電気信号の性質を熟知し、安全に運用することが必要である。EMSでは与える電気信号のパラメータによって、対象となる筋肉の運動量が変化する。本節では筋肉の運動量に影響を与える電気信号のパラメータについて、その値の変動によって生じる影響と適正值について述べる。

- 波形

EMSには様々な波形が使用されている。一般的に使用されている波形としてはパル

ス波と連続刺激と無刺激を一定時間ごとに交互に行うバースト波がある。前者は上肢に見られる小さな筋肉の刺激に適しており、後者は刺激強度が高いため、脂肪によって刺激を行いにくい下肢の筋肉の刺激に使用されることが多い [16]。波形として単相、二相どちらも使用されているが、EMS 使用によるやけどなどを防ぐために極性のバランスを取らなければならない。二相であれば対称波形とし、単相であれば極めて小さいパルス幅にすることが必要である。筋張力を最大化するためには二相のパルス波を使用することが推奨されている [34]。

- 周波数

周波数は刺激強度、持続時間、疲労度に影響する。周波数が高いほど刺激強度は大きくなるが、筋張力の減少は早くなり、疲労も大きくなる [35]。筋張力を最大化するためには 50 ~ 100Hz での使用が推奨されている [34]。

- 振幅

振幅の大きさは刺激強度に影響する。振幅を大きくすることで刺激強度を高めることができる。しかし、振幅を大きくすることは人体に流れる電流値の増加に繋がるため、安全性の観点からその値は慎重に決める必要がある。JIS 規格ではパルス幅が 0.1 秒以上で 400Hz 以下の周波数であれば 500 Ω の抵抗に対して 80mA 以上の出力電流が流れないように制限をかけることを規定している [36]。パルス幅が 0.1 秒未満の場合は、500 Ω 抵抗器でのパルスエネルギーが 1 パルス当たり 300mJ を超えてはならないと規定している。

- パルス幅

パルス幅は刺激強度に影響する。パルス幅を大きくすることで刺激強度を高めることができる。振幅の項で述べたように、振幅と合わせてエネルギーを計算し、人体への悪影響が出ないように値を決定する必要がある。一般的には 0.2ms が多く使用されており [35]、筋張力を最大化するためには 0.1 ~ 0.4ms での使用が推奨されている [34]。

2.4 本研究の位置づけ

本研究では、作業支援効果の高い、低コストな作業支援システムを実現するために、EMS による重量知覚制御を行う。従来研究の手法では、低コストなシステムを実現するために錯覚を利用したため、物体の外見に依存する、効果が持続しないという課題があったが、本

研究では EMS を利用することで物体の外見に依存せず，効果も持続する作業支援システムを提案する．次章では，本研究の提案手法について述べる．

第3章 提案手法

3.1 EMS による重量知覚制御を利用した作業支援システムの提案

筆者らはEMSを用いることで人間の重量知覚に影響を与えることができると考えた．重量知覚制御をEMSを用いて行うことで，対象物の外見に依存せず，作業支援効果の高い，低コストな作業支援システムの実現を目指す．3.1.1 節で仮説を述べ，3.1.2 節で従来研究との比較を行う．

3.1.1 仮説

McCloskey[13] は物体を把持する際に主に収縮する筋肉に振動刺激を与えると反射的な筋肉運動が生じ，脳からの運動指令による筋肉運動が変化することで，知覚する物体の重量が変化することを明らかにした．筆者らはこの反射的な筋肉運動を振動刺激ではなく電気刺激により生じさせ重量知覚を変化させることを考えた．電気刺激による筋肉の運動は本人の意思とは無関係に引き起こすことができるため，その性質は反射的な筋肉の運動と近く，代替できる可能性はある．さらに，振動刺激による反射的な筋肉運動は，その大きさの制御が難しく，大きさの上限も低いが，電気刺激による筋肉運動量の変化は制御がしやすく，上限も振動刺激による反射に比べると大きいため，重量知覚制御に利用するには優れている．電気刺激を与える筋肉についての検討は3.2 節で行う．

次に，物体を把持した際に，EMSによる重量知覚制御を行うことを考える．電気刺激を与えた場合でも，脳からの運動指令により筋肉を意識的に収縮させる割合が変化するだけで，筋肉自体の運動量は変化しないと考えられる．仮に筋肉の運動量が変化した場合，物体の重量は変化しないため物体を把持したまま意図せぬ運動が生じることになる．

物体を同様に把持するためには，筋肉の運動量は同一であると考えられるため，肉体的疲労への影響は生じないが，重量知覚は変化する状況が発生すると筆者らは考えている．例えば，1 [kg] の物体を把持する場合に本手法を用いることで，1 [kg] の物体を把持するために必要な力を発揮しているが，把持者は0.8 [kg] の物体を把持しているように感じる現象が起こればと考えられる（図 3.1）．筆者らは，同重量の物体を把持する場合でも，実際より



図 3.1 提案手法使用時のイメージ

も軽いと知覚させることで作業能力への影響が生じる可能性があると考えた．以上の議論より，EMS による重量知覚制御が実現すれば，心理的な支援を行う作業支援システムを実現できる可能性がある．

3.1.2 従来研究との比較

一般に，本手法で用いる EMS を利用するための装置は安価に製造することが可能であることから，パワードスーツなどの高出力支援装置と比較して低コストな作業支援システムを実現できる．また，EMS を利用した重量知覚制御は，対象物の外見に依存せず，安定した効果を提示することが可能であり，効果が物体の外見に依存する，効果が持続しないという従来研究の課題を解消することが可能である．さらに，錯覚による筋肉の運動量の変化は小さいが，EMS を利用することでより大きな運動量の変化を提示することが可能となり，重量知覚の変化も大きくなると考えられる．重量知覚の変化が大きくなれば，作業支援効果の高い作業支援システムを実現することができる．

次に，本研究の位置づけを述べる．パワードスーツでは，高出力のアクチュエータなどを用いることにより物体を把持するために必要な筋肉の運動量を減らすことで，肉体的疲労を軽減した．低コストな支援システムを目指した従来研究では，心理的な錯覚を利用して筋肉の運動量を適性化することで肉体的疲労の軽減を目指した．本研究では EMS を用いることにより，筋肉の運動量を大きく変化させることなく重量知覚の変化を提示することで，心理的な支援を行い，作業能力の向上を目指す．

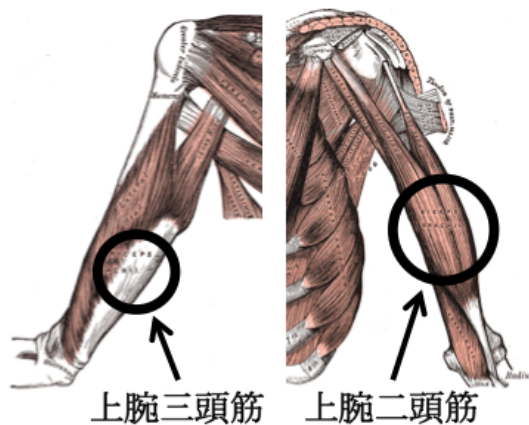


図 3.2 上腕の筋肉 [37]

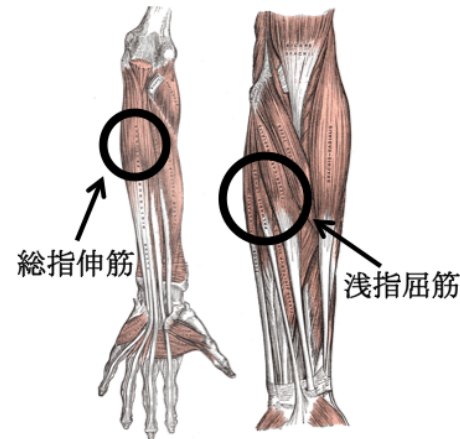


図 3.3 前腕の筋肉 [37]

3.2 刺激対象筋肉の検討

物体の重量を知覚する場面はいくつか考えられる．筆者らは，日常生活で発生する頻度の高い，手に物体を載せて前腕を動かして持ち上げる場面を想定した．このような場面において収縮する筋肉は複数存在するが，いずれも前腕と上腕に位置する．

上腕には前腕を動かす筋肉が位置する．一般に，前腕を動かして物体を持ち上げる際に収縮する筋肉としては，前腕を内側に曲げる上腕二頭筋，前腕を外側に伸ばす上腕三頭筋がある．一方で，前腕には手全体や指を動かす筋肉が位置する．手に物体を載せて持ち上げる際に収縮する主な筋肉としては，手を内側に曲げる浅指屈筋，手を外側に伸ばす総指伸筋がある．前腕には他にも各指を動かす筋肉や，手の内旋と外旋を引き起こす筋肉などがあるが，本研究で想定している場面ではほとんど収縮しない，もしくは総指伸筋か浅指屈筋を刺激することで代用できるため，対象から除外した．

上記の上腕二頭筋，上腕三頭筋，浅指屈筋，総指伸筋を人間が物体を持ち上げる際に主に収縮する筋肉と考えた．図 3.2，図 3.3 に各筋肉の位置を示す．この四つの筋肉に対して電気刺激を与えることで，重量知覚に影響が生じる可能性があると考えた．次節で EMS によって生じる重量知覚への影響について検討を行う．

3.3 EMS による重量知覚への影響

3.2 節で述べた通り，電気刺激を行う対象筋肉を上腕二頭筋，上腕三頭筋，浅指屈筋，総指伸筋の四つとし，これらの筋肉に対して電気刺激を与えた際に生じる重量知覚への影響



図 3.4 電気刺激により生じる運動

を検討する．各筋肉に対して電気刺激を与えることで生じる運動を図 3.4 に示す．

物体を把持した際には，物体の重量に応じて上腕三頭筋が受動的に収縮し，姿勢を維持するために上腕二頭筋が収縮する．実物体把持時に上腕三頭筋に電気刺激を与えると，上腕三頭筋の収縮が強まり，それに伴い姿勢維持のための上腕二頭筋の活動量が増加すると考えられ，これにより対象物を実際よりも重く感じる可能性がある．しかし，実物体を把持した状態では，電気刺激なしでも既に上腕三頭筋が収縮しているため，電気刺激によって変化する活動量が減ると考えられる．このため，実物体を把持した際の重量知覚の変化量は，石川らが実験で得た重量知覚の変化量よりも小さくなる可能性がある．

一方で，上腕二頭筋に電気刺激を与えると，脳からの指示による上腕二頭筋の運動量が小さくなると考えられる．他にも，McCloskey[13] が述べた振動刺激による反射的な収縮も生じる可能性がある．上腕二頭筋に電気刺激を与える際に腱も刺激する可能性があり，この電気刺激が振動刺激の役割を果たすと考えられる．腱への振動刺激によって生じる錯覚が，腱へ電気刺激を与えることでも生じることが報告されており [38]，反射的な収縮が生じることは十分に考えられる．これらの現象を利用することで，対象物を実際よりも軽く感じる可能性がある．

次に，手に物体を載せた際の筋活動を考える．手に物体を載せると，物体の重量に応じて総指伸筋が受動的に収縮し，姿勢を維持するために拮抗筋群である浅指屈筋が収縮すると考えられる．これは，物体を把持した際の上腕三頭筋と上腕二頭筋の関係と同じである．このため，総指伸筋を電気刺激により収縮させることで，姿勢を維持するために必要な浅指屈筋の活動量が増加し，対象物を実際よりも重く感じる可能性がある．一方で，浅指屈筋に電気刺激を与えることで，脳からの電気信号で浅指屈筋を収縮する強度が小さくなると考えられる．この現象を利用することで，対象物を実際よりも軽く感じる可能性がある．

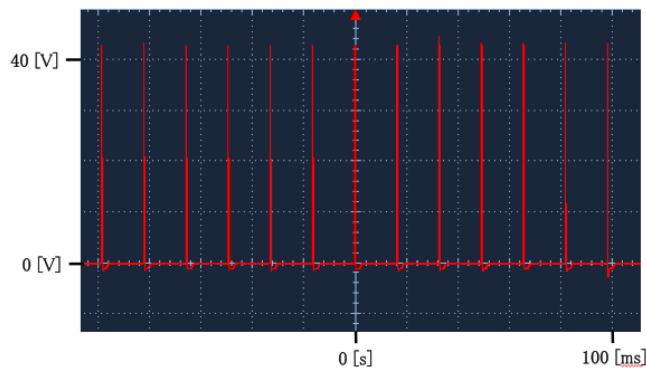


図 3.5 電気信号波形

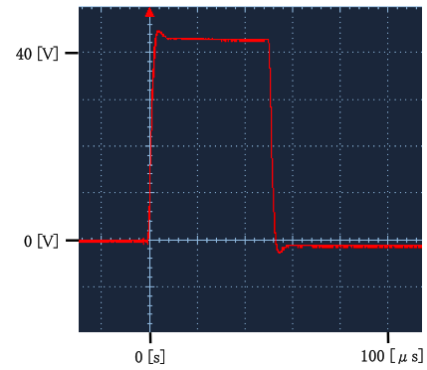


図 3.6 単一パルス波形

以上の検討より，下記の仮説を立てた．仮説の正当性を検証するために行った実験については次章で述べる．

- (1) 上腕二頭筋に電気刺激を与えると，対象物を実際よりも軽く感じる。
- (2) 上腕三頭筋に電気刺激を与えると，対象物を実際よりも重く感じる。
- (3) 浅指屈筋に電気刺激を与えると，対象物を実際よりも軽く感じる。
- (4) 総指伸筋に電気刺激を与えると，対象物を実際よりも重く感じる。

3.4 システム構成

本節では，EMS を用いた重量知覚制御システムの概要を説明する．本システムでは，物体を持ち上げてから置くまでの間に特定の筋肉に対して電気刺激を与える．電気刺激を与えることで，物体をそのまま把持した時とは異なる筋肉の運動を引き起こし，重量知覚に影響を与えることを目指す．

電気刺激装置として Digitimer 社の医療用電気刺激装置マルチパルス D185 を使用した．この電気刺激装置は，刺激電圧と群発刺激パルスの数の積が一定の値を超えると自動的に刺激出力を遮断する機構を内蔵しており，人体への安全性を確保している．この電気刺激装置では，トリガが発動するとパルス幅 0.05 [ms] のパルスを 1～9 個出力する．複数のパルスを出力する際のパルス間隔は 1.0～9.9 [ms] まで調整可能であり，電圧は最大約 1000 [V] まで 1 [V] 刻みで指定できる．電圧 42 [V] での電気信号の波形を図 3.5 に，単一パルスを図 3.6 に示す．トリガ制御をマイクロコントローラ (Arduino MEGA) によって行い，シリア

ル通信によりコンピュータで刺激タイミング，刺激時間，周波数が調整可能となる．電極は，日本光電社のディスプレイ電極 Vitrode F-150-M と AXELGAARD 社の PALS Electrodes (MODEL 895220) を使用した．

第4章 評価実験

4.1 実験1：電氣的筋肉刺激が重量知覚に与える影響

4.1.1 実験1：実験目的と内容

電氣的筋肉刺激を与えることで、人間の重量知覚がどのように変化するかを実験により調査した。実験風景を図 4.1 に、実験環境を図 4.2 に示す。被験者は外観が同一で中身の見えない二つの箱を利き腕で交互に持ち上げて重量を比較する。箱の寸法は幅 15 [cm]、奥行き 11 [cm]、高さ 9 [cm]（取っ手を上げた状態では 13 [cm]）であり、箱の初期重量は、実験中に疲労の影響が生じにくい重量で最大になる値を予備実験により決定して 1 [kg] とした。錘の重量は、錘を追加したことが 50%より高い確率で識別できる重量値の内で、できるだけ小さい値を予備実験により決定して 50 [g] とした。

電気刺激としては、筋張力を最大化するために周波数約 60 [Hz]、パルス幅 0.05 [ms] のパルス波を与えた [34]。電圧は、刺激箇所や被験者の身体条件によって筋肉の収縮を起こすために必要な値が異なるため、電極の箇所、及び被験者により調整を行い、痛みの無い範囲で最大の値を採用した。電極を貼る箇所は、電気刺激を与えたい筋肉が収縮した際に動く体の部位を被験者に動かさせて、筋肉の動きから大まかな位置を決め、実際に電気刺激を与えて微調整を行った。本実験の被験者は 22～25 歳の男性 7 名で、全員右利きである。被験者には電気刺激を与えることについて十分な説明を行い、同意を得た後に実験を行った。

実験では、外観が同一で中身の見えない箱 X と箱 Y を被験者に利き腕で交互に持ち上げさせて重量を比較させ、被験者の主観で重量が釣り合うまで箱 Y の重量調整を行った。この時、箱 X を持ち上げる際には電気刺激を行うが、箱 Y では電気刺激を行わない。また、各箱の初期重量と重量調整に使用する錘の重量は被験者には伝えていない。重量調整後の箱 X と箱 Y の重量を記録し、その差から電気刺激による重量知覚の変化量を測定する。

被験者は図 4.1 のように肘を板に押し当てて固定し、前腕が床と平行になる高さまで箱を持ち上げ、前方の机に箱を置くまでに重量を確認する。箱を持ち上げる際には箱の取っ手に親指以外の 4 本の指をかけて持ち上げるように指示を与えた。被験者が箱 X を持ち上

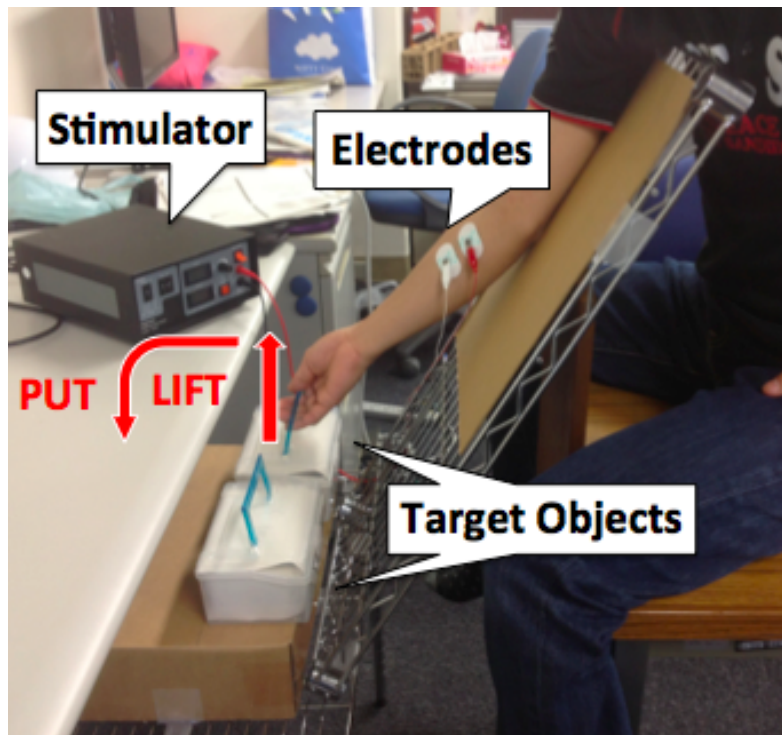


図 4.1 実験風景

げ終わったら、実験者が箱 Y を被験者の前に移動させるため、被験者は箱 X を持ち上げた時と同じ体勢で箱 Y を持ち上げることができる。箱 X を持ち上げる際の電気刺激は 3.4 節で示した電気信号を 2 秒間与えた。被験者には、電気刺激が行われる 2 秒間の間に箱 X を持ち上げ終わるように指示した。被験者はそれぞれの箱を 2 回ずつ持ち上げた後、箱 Y に錘一つを追加するか取り除くあるいは変更せずにもう一度試行するかを選択する。被験者の主観で二つの箱の重量が釣り合うまで 50 [g] ずつ重量調整を行うが、箱 Y の重量が α [g] と $\alpha+50$ [g] の間で箱 X の重量と釣り合っていると被験者が述べた場合は、 $\alpha+25$ [g] を箱 Y の重量として記録して実験を終了した。実験終了後に被験者に対してアンケート調査を行い、EMS によってどのような変化を感じたかなどを調査した。なお、本研究での実験は、東京大学ライフサイエンス研究倫理支援室による倫理審査専門委員会の承認を受けて実施している（審査番号：15-58）。被験者には電氣的筋肉刺激を行うこと、実験の概要、実験に参加することでもたらされる不利益などについて説明を行い、同意を撤回できることを説明した後に、実験に参加するか意思確認を行った。被験者が同意した場合は、被験者の腕にゲル電極を貼り、医療用電気刺激装置を用いて実験と同様の電気刺激を体験させる。体験後に被験者に実験を継続するかを確認し、同意を得た上で実験を開始した。

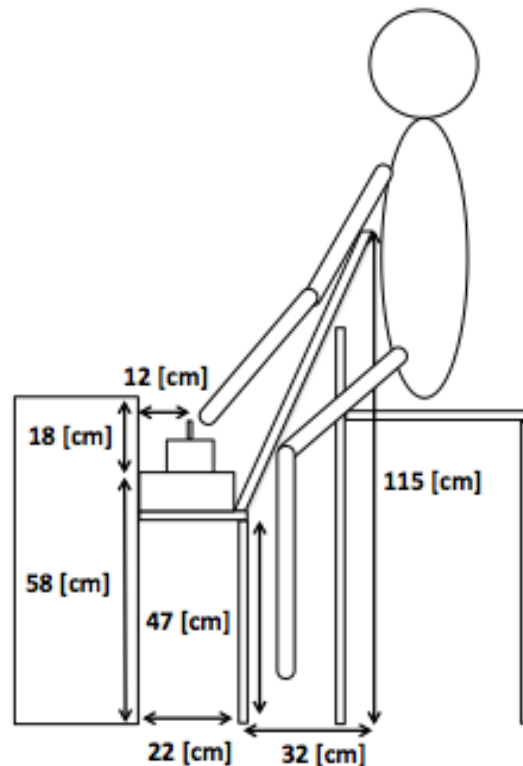


図 4.2 実験環境

4.1.2 実験 1-1：上腕への電気刺激

実験 1-1：実験目的と内容

上腕に対する電気刺激が重量知覚に与える影響を調査した。電極は、上腕二頭筋と上腕三頭筋の皮膚表面に貼り付けた。上腕二頭筋には Vitrode F-150-M を、上腕三頭筋には PALS Electrodes を使用した。これは、Vitrode F-150-M では面積が小さく、上腕三頭筋の収縮に必要な電気刺激を与えるための電圧値が高くなり被験者が痛みを感じたからである。各筋肉での最大出力を計測するため、電圧は被験者に痛みが生じない範囲で最大化した。電圧の調整は 5 [V] 刻みで行った。上腕二頭筋での各試行ごとの電圧値と電流値を表 4.1 に、上腕三頭筋での各試行ごとの電圧値と電流値を表 4.2 に示す。電気刺激を与えた場合と比較を行うために、電気刺激を与えない条件も加えて合計 3 条件についてそれぞれ 3 回試行を行った。疲労の影響を考慮し、1 日に各条件を 1 試行ずつ行い、被験者が筋肉痛など疲労を訴えた場合は日を改めて実験を行った。

実験 1-1：実験結果と考察

上腕二頭筋および上腕三頭筋を刺激した場合の被験者ごとの結果をそれぞれ図 4.3，図 4.4 に示す．グラフの縦軸は，箱 Y の重量から箱 X の重量を引いた値を表しており，エラーバーは標準誤差を示している．縦軸の値が正であれば，EMS によって箱 X を実際よりも重く知覚し，値が負であれば実際よりも軽く知覚したことになる．

図 4.3 において，上腕二頭筋を刺激すると，実際の重量よりも軽く知覚する傾向があることが分かる．上腕二頭筋に与える刺激の有無が重量知覚に与えた影響を検証するため両側 t 検定を行ったところ，被験者 A は $t(2)=8.08$, $p<.01$ ，被験者 B は $t(2)=8.08$, $p<.01$ ，被験者 C は $t(2)=19.40$, $p<.01$ ，被験者 D は $t(2)=19.40$, $p<.01$ ，被験者 G は $t(2)=8.66$, $p<.01$ ，全被験者の平均では $t(20)=13.21$, $p<.01$ となり，有意水準 1% で有意差が認められた．3.3 章で検討したように，意識的に上腕二頭筋を収縮する強度が小さくなった，あるいは上腕三頭筋が収縮する強度が小さくなったのではないかと考えられる．実験後に実施したアンケート調査では，体の一部に電気刺激を与えられているため意識が分散し，重量知

表 4.1 上腕二頭筋刺激時の電圧値と電流値

被験者	1 回目	2 回目	3 回目
A	50V 28mA	45V 31mA	50V 36mA
B	70V 31mA	75V 38mA	70V 36mA
C	65V 42mA	55V 37mA	55V 41mA
D	45V 28mA	45V 30mA	45V 24mA
E	45V 24mA	45V 29mA	45V 29mA
F	65V 31mA	60V 31mA	65V 34mA
G	55V 24mA	70V 17mA	65V 22mA

表 4.2 上腕三頭筋刺激時の電圧値と電流値

被験者	1 回目	2 回目	3 回目
A	40V 50mA	35V 46mA	35V 44mA
B	30V 42mA	40V 42mA	30V 45mA
C	25V 44mA	35V 51mA	30V 50mA
D	35V 42mA	35V 54mA	35V 49mA
E	25V 34mA	30V 43mA	30V 44mA
F	30V 38mA	20V 35mA	25V 38mA
G	35V 46mA	30V 45mA	30V 43mA

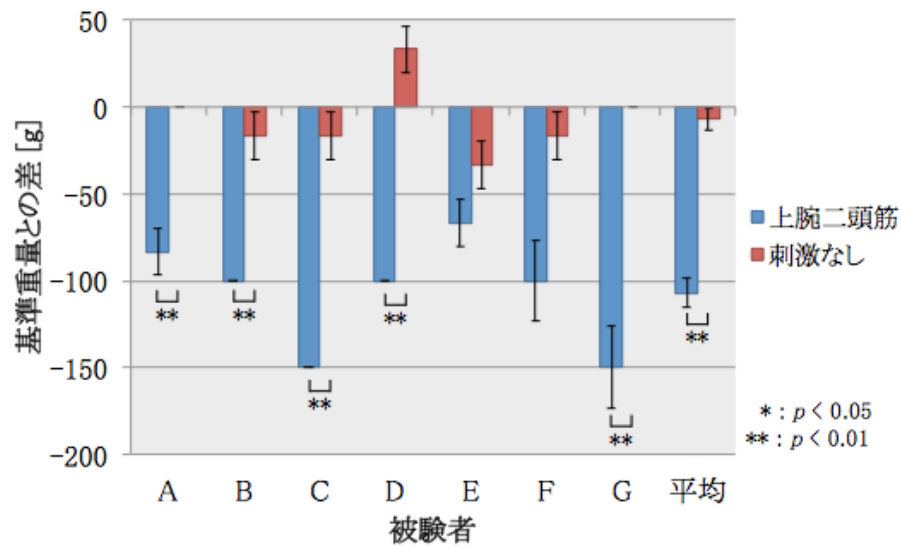


図 4.3 上腕二頭筋刺激の結果

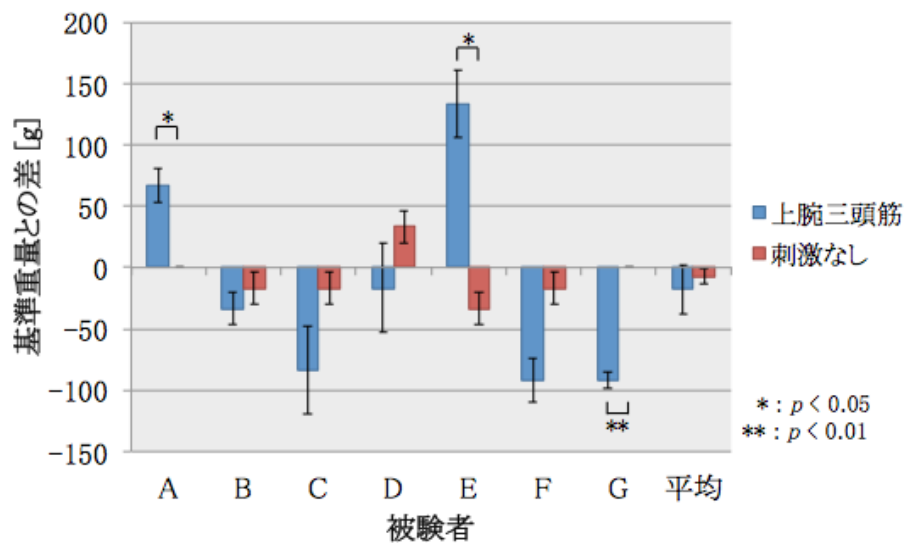


図 4.4 上腕三頭筋刺激の結果

覚が鈍くなったと述べた被験者が1人いたが、他の被験者は重量知覚への影響はなかったと答えていることから、電気刺激による痺れなどの影響は小さいと考えられる。

一方で、上腕三頭筋に電気刺激を与えた場合については、図 4.4 において明確な傾向は見られなかった。上腕三頭筋に関しても上腕二頭筋と同様に両側 t 検定を行ったところ、被験者 G は $t(2)=35.87$, $p<.01$ となり、有意水準 1% で有意差が認められ、被験者 A は

$t(2)=5.43$, $p<.05$, 被験者 E は $t(2)=6.61$, $p<.05$ となり, 有意水準 5% で有意差が認められた。仮説とは異なる結果となった理由を考察する。

実験後のアンケート調査では, 重量を体のどの部位で知覚したかという質問に対して, 3 人の被験者が手と答えており, 残る 2 人の被験者についても手を含めた腕全体で総合的に知覚したと答えた。手で受ける物体からの圧力は, 電気刺激が与えられても変化しないため, 手での重量を判断すると電気刺激による重量知覚への影響が小さくなる。上腕二頭筋においても手で判断することによる影響は生じていたと考えられるが, 上腕三頭筋では肘を曲げようとしているにも関わらず EMS により肘が伸ばされるため違和感が強く, 肘の運動による影響の小さい手で重量を判断しようとして, 強く影響が出たと考えられる。また, 上腕三頭筋への電気刺激では, 痺れのような感覚や骨に響く感覚, 振動などによって重量知覚が鈍くなったと感じた被験者が 4 人いたため, 電気刺激を与えたことによる影響があったと考えられる。

電気刺激の刺激強度が強すぎたことも原因の一つと考えられる。各筋肉の最大出力を計測するため刺激強度を強くした。これにより, 上腕三頭筋を刺激した際には肘を屈曲するために大きな力が必要であった。被験者が可能な限り楽に持ち上げようとした場合, 肘の屈曲を最小限にしようとして, 上腕二頭筋の運動量が大きく増加しない可能性がある。仮に運動量が大きく増加したとしても, 増加後の運動量が本来の運動量とは大きく異なるため, 運動量から得られる情報は正常ではないと被験者が考え, 重量判断に用いなかったことも考えられる。

他にも, 箱を持ち上げてから机の上に置くまでの間に重量を判断させた実験手順にも問題があった可能性がある。上腕三頭筋に電気刺激を与えることで, 箱を持ち上げる過程では拮抗筋である上腕二頭筋の活動量を増加させることができるが, 箱を置く過程ではその効果が得られないため, 電気刺激による影響が半減した可能性がある。あるいは, 箱を置く際の重量知覚を重視した場合, 上腕二頭筋の活動量が増えることで通常時よりも箱を下ろす速度が速くなることから箱の重量を軽く知覚したと考えられる。

4.1.3 実験 1-2: 前腕への電気刺激

実験 1-2: 実験目的と内容

前腕に対して電気刺激を与えることによって重量知覚がどのように変化するかを調査した。電極は, 浅指屈筋と総指伸筋の皮膚表面に Vitrode F-150-M を貼り付けた。各筋肉での最大出力を計測するため, 電圧は被験者に痛みが生じない範囲で最大化した。電圧の調

整は5[V]刻みで行った．浅指屈筋での各試行ごとの電圧値と電流値を表4.3に，総指伸筋での各試行ごとの電圧値と電流値を表4.4に示す．浅指屈筋と総指伸筋についてそれぞれ3回試行を行った．疲労の影響を考慮し，1日に各条件を1試行ずつ行い，被験者が筋肉痛など疲労を訴えた場合は日を改めて実験を行った．

実験 1-2：実験結果と考察

浅指屈筋および総指屈筋を刺激した場合の被験者ごとの結果をそれぞれ図4.5，図4.6に示す．縦軸は基準重量との差，エラーバーは標準誤差を示す．浅指屈筋を刺激すると，実際の重量よりも軽く知覚する傾向にあることが図4.5より分かる．電気刺激の有無による影響を検証するため両側t検定を行ったところ，被験者Aは $t(2)=8.08$, $p<.01$ ，被験者Fは $t(2)=7.84$, $p<.01$ ，被験者Gは $t(2)=8.66$, $p<.01$ ，全被験者の平均では $t(20)=7.24$, $p<.01$ となり，有意水準1%で有意差が認められ，被験者Bは $t(2)=5.49$, $p<.05$ ，被験者Dは $t(2)=3.01$, $p<.05$ となり，有意水準5%で有意差が認められた．実験後に実施したア

表 4.3 浅指屈筋刺激時の電圧値と電流値

被験者	1回目	2回目	3回目
A	45V 25mA	45V 25mA	50V 26mA
B	60V 31mA	50V 28mA	50V 21mA
C	35V 27mA	40V 26mA	45V 32mA
D	45V 28mA	35V 19mA	35V 22mA
E	35V 14mA	35V 15mA	35V 16mA
F	45V 22mA	50V 22mA	45V 18mA
G	55V 26mA	55V 26mA	55V 24mA

表 4.4 総指伸筋刺激時の電圧値と電流値

被験者	1回目	2回目	3回目
A	60V 20mA	60V 20mA	55V 29mA
B	65V 34mA	65V 25mA	65V 25mA
C	55V 46mA	55V 46mA	70V 37mA
D	55V 32mA	45V 22mA	45V 21mA
E	55V 23mA	45V 22mA	50V 20mA
F	60V 29mA	60V 28mA	50V 28mA
G	50V 15mA	70V 11mA	70V 10mA

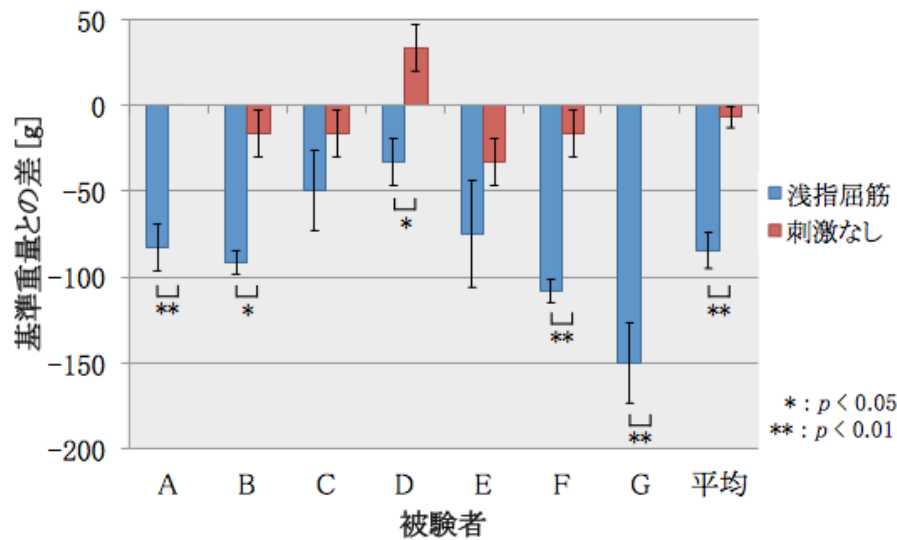


図 4.5 浅指屈筋刺激の結果

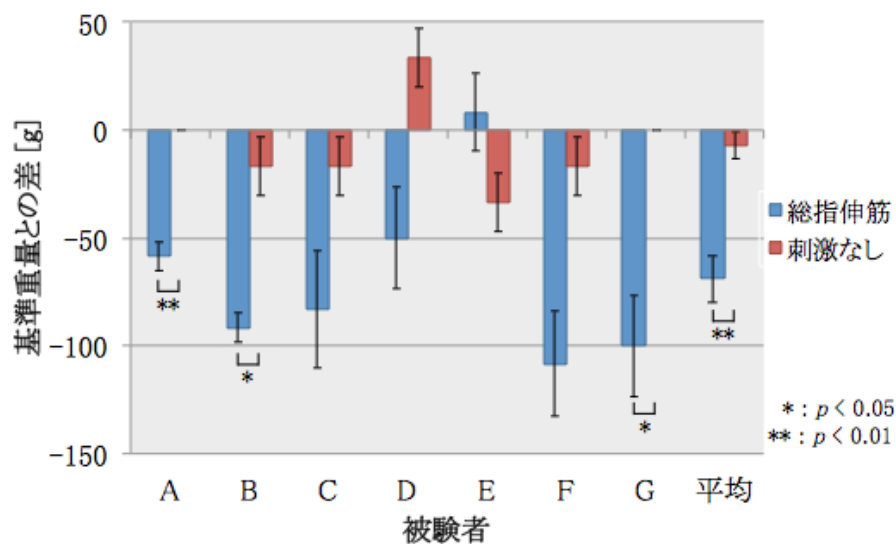


図 4.6 総指伸筋刺激の結果

ンケート調査では、電気刺激によって手の感覚が鈍くなったと全ての被験者が述べた。先述のように、全ての被験者が手を重量判断に利用しているため、手の感覚が鈍くなることで重量判断の材料が減り、重量知覚に影響が生じたと考えられる。

総指伸筋に電気刺激を与えた場合については、実際よりも重く知覚することを仮説として立てたが、図 4.6 において軽く知覚する傾向が見られた。電気刺激の有無による影響を検証するため両側 t 検定を行ったところ、被験者 A は $t(2)=15.05$, $p<.01$ 、全被験者の平均

では $t(20)=5.12$, $p<.01$ となり, 有意水準 1% で有意差が認められ, 被験者 B は $t(2)=5.49$, $p<.05$, 被験者 G は $t(2)=4.24$, $p<.05$ となり, 有意水準 5% で有意差が認められた。仮説とは異なる結果になった理由としては, 仮説で想定した, 拮抗筋である浅指屈筋の収縮が起こらなかったことと, 浅指屈筋の場合と同様に手の感覚が鈍くなったことが挙げられる。仮説では, 総指伸筋に電気刺激を与えることで, 姿勢を維持するために必要な浅指屈筋の活動量が増加すると述べたが, 全ての被験者が姿勢が崩れたまま箱を持ち上げたため, 浅指屈筋の活動量が増加せず重量知覚に影響を与えることができなかったと考えられる。一方で, アンケート調査では, 全ての被験者が手の感覚が鈍くなったと述べたことから, この影響が大勢を占め, 浅指屈筋に電気刺激を与えた場合と似た結果になったと考えられる。

実験 1-2 の結果から, 電気刺激によって副次的に生じる感覚の鈍りが重量知覚に影響を与えていることが示唆された。次節では, 前腕に位置する他の筋肉に電気刺激を与えて手の感覚を鈍らせることでも同様の結果が得られるかを検証した実験について述べる。

4.2 実験 2：前腕刺激箇所と重量知覚の関係

4.2.1 実験 2：実験目的と内容

4.1.3 節の結果より, 持ち上げる際に収縮する筋肉の運動量変化だけでなく, 電気刺激によって副次的に生じる感覚の鈍りが重量知覚に影響を与えている可能性がある。その影響について調査するため, 親指第一関節を屈曲させる, 長母指屈筋に対して電気刺激を与えて 4.1 節の手順で実験を行った。親指以外の 4 本の指で箱を持ち上げるように指示を与えているため, 親指第一関節の屈曲は持ち上げ動作に関与しないため, 長母指屈筋の運動量が変化しても重量知覚への影響は少ないと考えられる。一方で, 長母指屈筋に電気刺激を与えることで, 浅指屈筋を刺激した場合に近い手の感覚の鈍りが生じることが予備実験により明らかになっている。以上より, 長母指屈筋に対して電気刺激を与えることで, 電気刺激により生じる手の感覚の鈍りが重量知覚に与える影響を抽出できると考えられる。

電極は, 長母指屈筋の皮膚表面に Vitrode F-150-M を貼り付けた。各筋肉での最大出力を計測するため, 電圧は被験者に痛みが生じない範囲で最大化した。電圧の調整は 5 [V] 刻みで行った。総指伸筋での各試行ごとの電圧値と電流値を表 4.5 に示す。この条件で同一の試行を 3 回行った。疲労の影響を考慮し, 1 日に 1 試行ずつ行い, 被験者が筋肉痛など疲労を訴えた場合は日を改めて実験を行った。

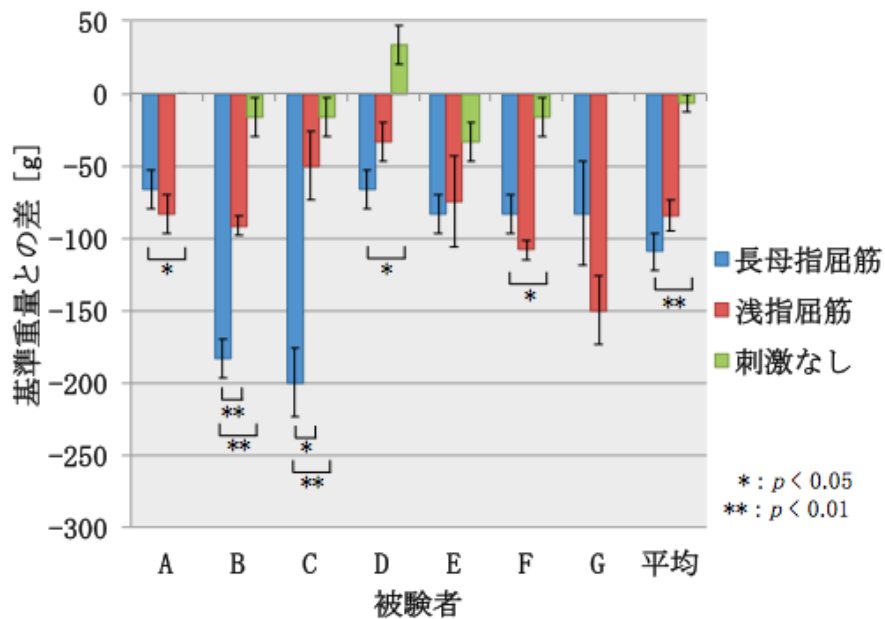


図 4.7 長母指屈筋刺激の結果

4.2.2 実験 2：実験結果と考察

長母指屈筋に刺激を与えた場合の結果と、比較のために浅指屈筋に刺激を与えた場合および刺激しない場合の結果を合わせて図 4.7 に示す．縦軸は基準重量との差，エラーバーは標準誤差を示す．長母指屈筋を刺激すると，実際の重量よりも軽く知覚する傾向があることが図 4.7 より分かる．長母指屈筋への電気刺激の有無による影響を検証するため両側 t 検定を行ったところ，被験者 B は $t(2)=15.34$, $p<.01$ ，被験者 C は $t(2)=9.61$, $p<.01$ ，全被験者の平均では $t(20)=8.54$, $p<.01$ となり，有意水準 1% で有意差が認められ，被験者 A は

表 4.5 長母指屈筋刺激時の電圧値と電流値

被験者	1 回目	2 回目	3 回目
A	40V 22mA	70V 28mA	60V 32mA
B	60V 31mA	75V 31mA	80V 33mA
C	45V 32mA	55V 37mA	61V 42mA
D	45V 18mA	45V 19mA	45V 23mA
E	40V 31mA	50V 27mA	50V 27mA
F	50V 29mA	55V 29mA	60V 29mA
G	90V 16mA	90V 17mA	90V 18mA

$t(2)=5.43$, $p<.05$, 被験者 D は $t(2)=6.02$, $p<.05$, 被験者 F は $t(2)=3.01$, $p<.05$ となり, 有意水準 5% で有意差が認められた。また, 長母指屈筋に電気刺激を与えた場合の重量差と浅指屈筋に電気刺激を与えた場合の重量差について両側 t 検定を行ったところ, 被験者 B は $t(2)=7.84$, $p<.01$ となり, 有意水準 1% で有意差が認められ, 被験者 C は $t(2)=4.68$, $p<.05$ となり, 有意水準 5% で有意差が認められた。一方で, 全被験者の平均では有意差が認められなかった。

物体を持ち上げる際に運動量変化が生じにくい長母指屈筋への電気刺激でも, 浅指屈筋や総指伸筋と同様に実際の重量よりも軽く知覚する傾向が確認できたことから, 前腕部への電気刺激では, EMS により副次的に生じる感覚の鈍りが重量知覚に大きな影響を与えていると考えられる。すなわち, EMS によって生じる筋肉の運動量変化による影響は前腕では小さかったということである。このことから, 人間は重量を判断する際に, 主に運動させる筋肉から得られる情報を重視している可能性がある。本実験では, 肘の曲げ伸ばしで物体を上げ下げしている間に重量判断を行わせたため, 主に運動させる筋肉は上腕の筋肉になる。主に運動させる筋肉は, 物体を上げ下げしている間に意識的に運動量を変化させるため, EMS によって意識的に収縮させる割合が変化していることによる影響が生じやすかったとも考えられる。

一方で, 浅指屈筋と比較して長母指屈筋への電気刺激の方が重量知覚の変化量が大きい傾向が見られた原因としては, 長母指屈筋への電気刺激の方が刺激強度が高かったことや刺激箇所の位置が考えられる。刺激強度を電流値で比較すると, 表 4.3, 表 4.5 から 4 人の被験者について長母指屈筋の方が平均電流値が高いことが分かる。これは, 浅指屈筋と比較して長母指屈筋は細く, 皮膚表面から離れた位置にあることから, 運動を生じさせるために必要な刺激強度が高いことに起因する。また, 長母指屈筋の筋腹の位置は浅指屈筋と比較して手に近い位置にある。このため刺激強度に大きな差がなくても手での重量知覚の鈍りが強く生じた可能性がある。

次節では, 上腕や前腕への電気刺激において, 刺激強度が重量知覚の変化量にどのような影響を与えるかを検証した実験について述べる。

4.3 実験 3：電気刺激強度と重量知覚変化量の関係

4.3.1 実験 3：実験目的と内容

これまでの実験結果から EMS が重量知覚に影響を与えることが明らかになったため, 電気刺激の強度を変えることによって重量知覚の変化量がどのように変化するかを調査した。

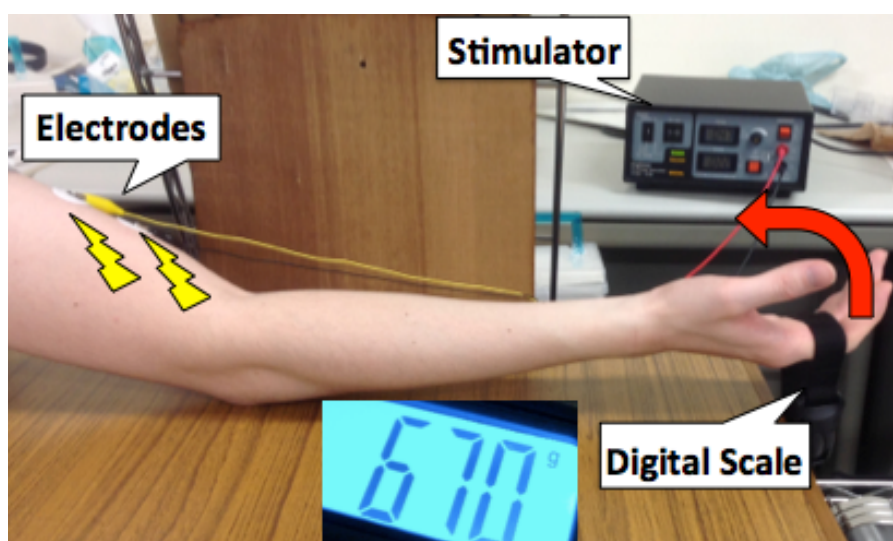


図 4.8 発揮力計測の風景

仮説通りであるならば，上腕二頭筋では刺激強度に比例して，筋肉を意識的に収縮させる割合が小さくなるため，重量知覚の変化量が大きくなると考えられる．前腕に位置する筋肉では，刺激強度に比例して感覚の鈍りが大きくなると考えられるため，重量知覚の変化量も大きくなる可能性がある．

刺激強度の変化幅を統一するために，本実験では EMS によって生じる運動の力量を 10 [g] 刻みのデジタルスケールで計測し，発揮力を被験者間で揃えた．発揮力で統一した理由は，電圧や電流値では被験者の筋肉量や皮膚状態などによって生起される運動が大きく変化するためである．刺激箇所は上腕二頭筋と発揮力の計測が容易な浅指屈筋とした．各筋肉を刺激した際に被験者がどの程度の力を発揮できるか調査するために，被験者が痛みを

表 4.6 上腕二頭筋を刺激した際の発揮力

被験者	平均発揮力 [g]	標準誤差	電圧値 [V]	電流値 [mA]
A	420.0	4.7	65	31
B	500.0	9.4	75	32
C	370.0	26.2	45	34
D	860.0	61.8	55	28
E	236.7	7.2	50	29
F	453.3	40.1	65	29
G	2053.3	212.1	60	22

訴えない範囲で電圧を 5 [V] 刻みで最大化して、3 回発揮力を計測した。発揮力の計測風景を図 4.8 に、計測結果を表 4.6、表 4.7 に示す。この実験結果から上腕二頭筋では、発揮力が 200 ± 20 [g] となる電流値を高刺激、 100 ± 20 [g] となる電流値を中刺激、20 [g] 以下となる最大電流値を低刺激とした。浅指屈筋では、発揮力が 300 ± 20 [g] となる電流値を高刺激、 150 ± 20 [g] となる電流値を中刺激、20 [g] 以下となる最大電流値を低刺激とした。以上の 6 条件について、4.1 節の手順で 3 回ずつ試行を行った。1 回目の試行ではデジタルスケールで発揮力を計測して各刺激強度に対応した電流値を被験者ごとに決定し、2, 3 回目の試行はその電流値で実験を行った。疲労の影響を考慮し、1 日に各条件を 1 試行ずつ行い、被験者が筋肉痛など疲労を訴えた場合は日を改めて実験を行った。

4.3.2 実験 3：実験結果と考察

実験 3 の結果を被験者ごとにまとめたグラフを図 4.9、図 4.10 に示す。上腕二頭筋、浅指屈筋での重量知覚の変化量について一要因分散分析を行った。

上腕二頭筋においては被験者 A、被験者 C、被験者 E と全被験者の平均に有意差が見られた (被験者 A: $[F(2, 6)=7.43, p<.05]$, 被験者 C: $[F(2, 6)=7.13, p<.05]$, 被験者 E: $[F(2, 6)=10.50, p<.05]$, 全被験者の平均: $[F(2, 60)=9.91, p<.01]$)。そこで、それぞれについて Tukey 法による多重検定を行ったところ、被験者 A、被験者 E、全被験者の平均は低刺激条件と高刺激条件間に有意差が見られ (被験者 A、被験者 E: $p<.05$, 全被験者の平均: $p<.05$)、被験者 C は中刺激条件と高刺激条件間に有意差が見られ ($p<.05$)、被験者 E は低刺激条件と中刺激条件間に有意差が見られた ($p<.05$)。

浅指屈筋においては被験者 A と全被験者の平均に有意差が見られた (被験者 A: $[F(2, 6)=6.50, p<.05]$, 全被験者の平均: $[F(2, 60)=4.93, p<.05]$)。そこで、それぞれについて

表 4.7 浅指屈筋を刺激した際の発揮力

被験者	平均発揮力 [g]	標準誤差	電圧値 [V]	電流値 [mA]
A	543.3	22.3	60	30
B	483.3	22.3	65	32
C	520.0	8.2	50	37
D	1246.7	84.9	45	26
E	296.7	40.1	40	20
F	613.3	50.4	40	25
G	2030.0	131.2	60	27

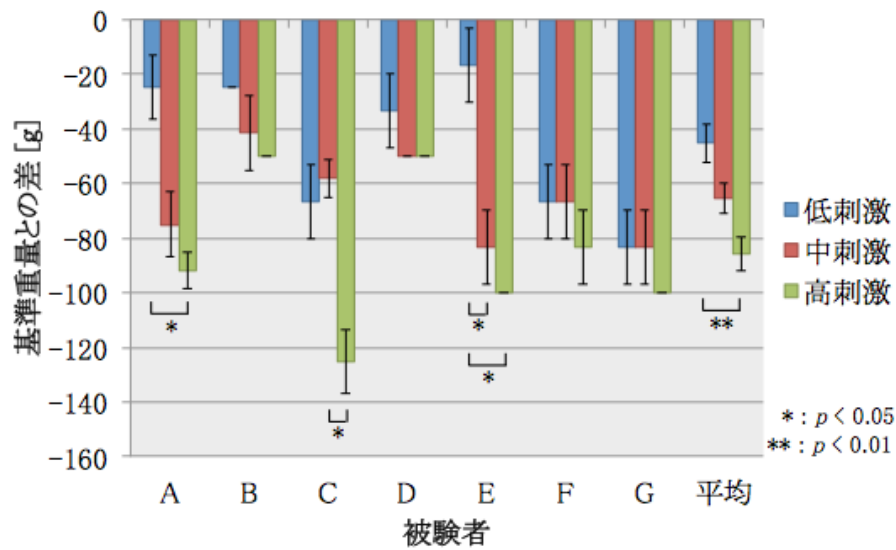


図 4.9 上腕二頭筋への刺激強度変更による影響

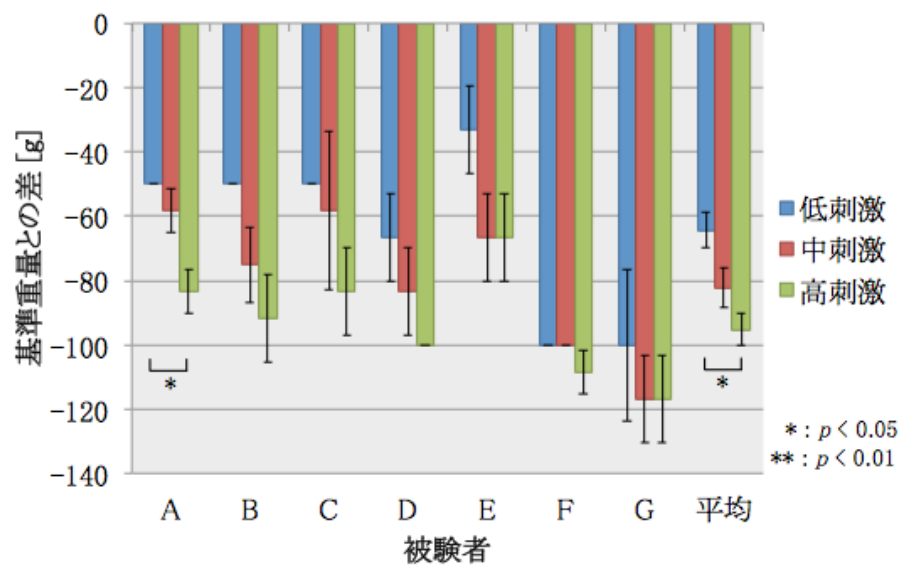


図 4.10 浅指屈筋への刺激強度変更による影響

Tukey 法による多重検定を行ったところ，被験者 A，全被験者の平均は低刺激条件と高刺激条件間に有意差が見られた（被験者 A： $p < .05$ ，全被験者の平均： $p < .05$ ）。

検定の結果，上腕二頭筋と浅指屈筋ともに刺激強度に比例して重量知覚の変化量が大きくなる傾向があることが明らかになった．仮説通り，上腕二頭筋では刺激強度が変わることとで筋肉を意識的に収縮させる割合も変化したことが影響しており，浅指屈筋では感覚の

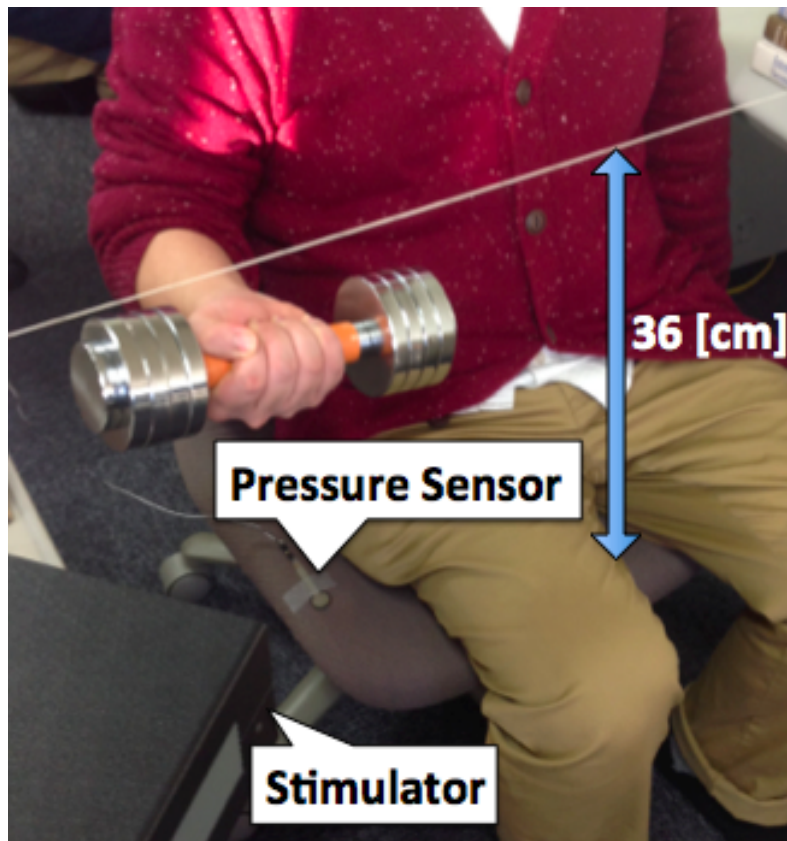


図 4.11 実験風景

鈍り度合いが変化したことが影響していると考えられる。この結果から、電氣的筋肉刺激を用いた重量知覚制御では、刺激強度を変えることで重量知覚の変化量を制御できることが示唆された。

4.4 実験4：提案手法における作業能力の評価

4.4.1 実験4：実験目的と内容

実験1の結果より、EMSを用いることで物体を実際よりも軽く知覚させることが可能であることが明らかになった。3.1.1節で述べたように、筋肉の運動量を大きく変化させずに重量知覚だけを変化させることで、作業能力を向上させる可能性がある。本節では、電氣的筋肉刺激によって知覚する重量の変化が作業能力に与える影響の有無を検証する実験について述べる。なお、比較を行うため、既存研究 [7, 8] を参考にして実験設定を行った。

実験では、電気刺激条件下と電気刺激なし条件下で被験者に 5.0 [kg] のダンベルを可能な限り上げ下げさせ、電気刺激の有無による回数の変化を調査した。提案手法により作業能力が向上されていれば、電気刺激なし条件よりも回数が増加すると考えられる。実験風景を図 4.11 に示す。被験者には肘と背中を椅子の背もたれに固定した状態で、3 秒に 1 回のペースでダンベルを上げるよう指示した。タイミングは PC から 3 秒ごとに音を鳴らすことで示し、音が鳴ると同時に上げ始めるように、ダンベルを持たない状態で数回練習させた。ダンベルを上げる際には、椅子の座面から 36 [cm] の高さに張られた糸に触れるまで持ち上げ、下ろす際には、座面の圧力センサにダンベルの左端に触れるまで下ろした後、太腿の横でダンベルが座面に触れないよう維持させた。被験者が上記の指示を守れなくなる、もしくは被験者が限界を訴えた時点の回数を記録して実験を終了した。

刺激箇所は上腕二頭筋と前腕にある筋肉で重量知覚の変化量が最も大きかった長母指屈筋とした。電気刺激を与えない条件も加えて合計 3 条件についてそれぞれ 1 回試行を行った。電気刺激を与える場合は、PC から音が鳴ると同時に刺激が開始され、圧力センサにダンベルが触れると刺激が停止するように設計した。各筋肉での最大効果を計測するため、電圧は被験者に痛みが生じない範囲で最大化した。電圧の調整は 5 [V] 刻みで行った。被験者には、実験以外に大きく疲労する行動を避けるように指示した。疲労の影響を考慮し、1 日に 1 試行のみとして、試行と試行の間は 1 日あけ、被験者が筋肉痛など疲労を訴えた場合は日を改めて実験を行った。また、被験者ごとに各条件を実施する順序を指定し、順序による影響が出ないようにした。被験者は 22 ~ 25 歳の男性 7 名で、全員右利きである。被験者には電気刺激を与えることについて十分な説明を行い、同意を得た後に実験を行った。

4.4.2 実験 4：実験結果と考察

各条件下での結果を表 4.8 に示す。電気刺激の有無がダンベルの上げ下げ回数の平均に与えた影響を検証するため、対応のある両側 t 検定を行ったところ、上腕二頭筋では有意差は認められなかったが、長母指屈筋では $t(6)=1.96$, $p<.05$ となり、有意水準 5% で有意差が認められた。被験者ごとに、電気刺激を与えなかった場合の上げ下げ回数で正規化したグラフを図 4.12 に示す。縦軸は正規化後の上げ下げ回数、エラーバーは標準誤差を示す。上腕二頭筋に電気刺激を与えることで、電気刺激なし時と比べてダンベルの上げ下げ回数が $7.8 \pm 4.9\%$ 増加し、長母指屈筋に電気刺激を与えることで、 $12.0 \pm 4.1\%$ 増加した。

検定の結果、長母指屈筋に電気刺激を与えて対象物を実際よりも軽く知覚させることで、作業能力が向上することが明らかになった。4.1.2 節、4.2 節の結果からどちらの筋肉を刺

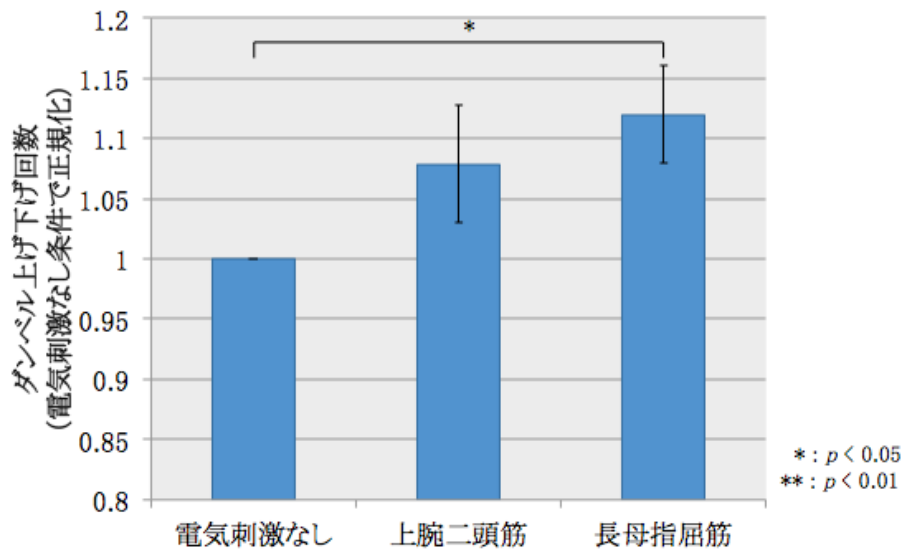


図 4.12 電気刺激なし条件で正規化したダンベル上げ下げ回数

激した場合でも重量知覚の変化量はほとんど同じであるが、上げ下げ回数の増加幅は長母指屈筋の方が大きくなり、上腕二頭筋では有意差は認められなかった。原因としては、電気刺激による筋収縮と意識的な筋収縮が同一ではないことが考えられる。意識的な筋収縮では、疲労しにくい収縮張力の小さい筋繊維から動員される [39]。しかし、電気刺激による筋収縮では、疲労しやすい大きな筋繊維から動員される。これは、収縮が生じる刺激強度の閾値が、大きい筋繊維ほど低いことに起因する。提案手法では、電気刺激で補助的に筋収縮をさせるものの、主には意識的な筋収縮によって運動が生じることから影響は限定され则认为られるが、上腕二頭筋はダンベルを上げ下げする際に主に収縮させる筋肉

表 4.8 被験者ごとのダンベル上げ下げ回数

被験者	電気刺激なし	上腕二頭筋	長母指屈筋
A	33	38	41
B	49	49	60
C	36	38	36
D	34	37	32
E	19	24	23
F	37	43	42
G	35	29	38
平均	34.7	36.9	38.9

であるため、長母指屈筋よりも強く影響を受けた可能性がある。

最後に、提案手法と従来研究の比較を行う。Augmented Endurance [7] では、対象物の明度を変更して提示することで最大約 18% の回数向上を確認した。提案手法を上回る数値であるが、黒色の対象物を白色の物体として提示した場合の効果であり、持ち上げ対象の物体そのものの明度が高い場合には、明度を変更することの効果は小さくなると考えられる。このため、実用を考えると最大限の効果を常に発揮できないことが課題である。対間ら [8] は、対象物を持ち上げる際の変速を変更して提示することで対象物の外見に依存しない作業支援システムを実現したが、作業能力の向上効果は約 9% と提案手法よりも低い数値である。以上の点から、提案手法は対象物の外見に依存することなく、作業能力を高めることができたと言える。

第5章 考察

本章では，実験結果に関する考察と提案手法の課題について考察する．

5.1 実験結果についての考察

5.1.1 作業能力向上の原因分析

4.4 節の結果から，長母指屈筋に電気刺激を与えることで作業能力が向上することが明らかになった．長母指屈筋はダンベルの上げ下げに関与しない筋肉であるため，3.1.1 節で述べたように心理的な支援による効果であると考えられる．心理的な支援により，疲労感を抑制でき作業回数の向上に繋がったとも考えられるが，既存研究 [7] と同様に発揮力の最適化が行われた可能性もある．物体を把持するために発揮する力が知覚した重量からも影響を受ける場合，長母指屈筋を刺激して実際よりも軽く知覚すると発揮する力が抑えられると考えられる．これにより既存研究と同様に最適な発揮力に近づき，作業回数の向上に繋がった可能性がある．肉体疲労を筋電図から客観的に評価して，電気刺激の有無が肉体疲労に与える影響を検証することで原因をより詳しく分析できると考えられる．

5.1.2 異なる想定場面での提案手法の有効性

本論文では，片手に物体を載せて前腕を動かして持ち上げて置く場面を想定した．その他の場面における提案手法の有効性を考察する．まず，物体の上げ下げでも，高重量もしくは体積の大きい物体を対象とする場合は両手を使うと考えられる．両手を使う場合であっても，前腕を動かすだけで持ち上げられる物体については，主に動かす筋肉が本論文で想定した場面と同じになるため，提案手法での作業能力向上が見込める．一方で，高重量の物体を持ち上げる場合は前腕を動かすだけで持ち上げることは難しく，下肢の筋肉を利用すると推測できる．この場合，主に動かす筋肉は下肢の筋肉になるため，上腕二頭筋への電気刺激では効果が薄くなることが予測されるが，前腕部への電気刺激は副次的に生じる感覚の鈍りを利用しているため重量を制御でき，同等の効果が得られると考えられる．

物体の上げ下げ以外の軽作業として、物体の運搬が考えられる。物体を運搬する際には、位置を変化させず一定時間持ち続ける。手で物体を把持して運搬する場合は、上腕と前腕の筋肉どちらも大きく動かさなくなるため、上腕二頭筋への電気刺激では効果が薄くなるが、前腕部への電気刺激では同等の効果があると考えられる。一方で、物体を背負うなど、手以外で物体を運搬する場合は、提案手法による作業能力向上はまったく見込めない。足の筋肉への電気刺激など、別の部位への電気刺激を行って検証を行う必要がある。

5.2 提案手法の課題

5.2.1 EMS による制約

提案手法では、EMS による重量知覚制御を用いることで対象物の外見に依存することなく作業能力の向上を実現した。しかし、EMS を利用するために制約や課題が残る。それぞれについて考察を行う。なお、ここでは皮膚表面に電極を貼りつけることで電気刺激を与える場面を想定している。

安全性を担保するための制限

EMS を利用する場合は人体に電流を流すことになるため、人体への悪影響が出ないように運用することが求められる。提案手法に関わる制約について考察を行う。

電極を皮膚表面に貼る場合、やけどなどの皮膚障害が生じないように、電極の貼り方や連続使用時間を制限することが必要である。実際に、EMS 製品を利用して皮膚障害が生じたという報告もある [40]。電極の貼り付けが不十分だと皮膚との接触面積が小さくなって電流量が増え、やけどが生じる恐れがある。あるいは、同一箇所に連続で刺激を与え続けると低温やけどの危険がある。

また、電気刺激の強度は被験者に危険が生じず、痛みや不快感も生じない範囲に抑える必要がある。皮膚表面から電気刺激を行うと広範囲を刺激してしまうため、目的としない筋肉や皮膚表面の神経も刺激されてしまう。神経が刺激されることで、副次的に振動覚や痛覚も提示されてしまい、刺激強度の上限が本来より低くなる場合がある。

これらの制限は、電極を皮膚表面に貼ることに起因するため、例えば埋め込み型の電極を用いる EMS 技術の研究が進むことで解決することができると考えられる。

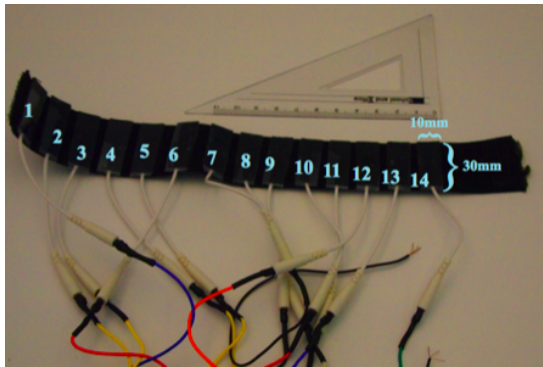


図 5.1 PossessedHand の電極 [29]

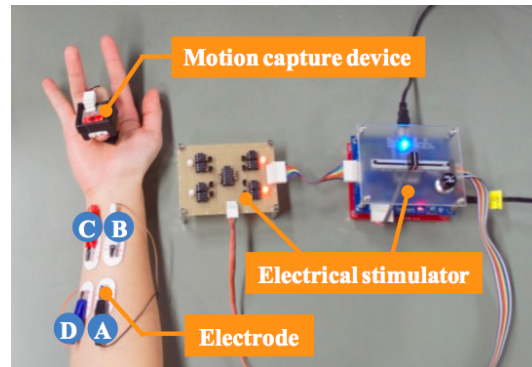


図 5.2 加速度センサによる電極選択 [41]

キャリブレーション

EMS を利用するには、ユーザに合わせて刺激強度や電極の位置などをキャリブレーションする必要がある。通常キャリブレーションには専門的な知識が必要であり、手間もかかる。本論文では、知識のある実験者が大まかな位置を決め、実際に電気刺激を与えて運動の様子を見て刺激強度と位置の調整を行った。しかし、実用を考えると特別な知識を必要とせず、短時間でキャリブレーションが終わることが望ましい。

玉城ら [29] は、前腕部に電気刺激を与える際に、専門的な知識を必要とせず半自動的にキャリブレーションができる PossessedHand を提案した。PossessedHand では図 5.1 のように隙間なく 14 個の電極が配置されたベルトを、前腕を一周するように二つ装着する。14 ペアの電極それぞれに 12 段階の刺激強度、合計 168 の刺激パターンをユーザに提示する。ユーザが各刺激でどの部位が動いたかを GUI で入力することで、PossessedHand のシステムが適切な電極の選択を行う仕組みである。

キャリブレーションを完全に自動化するために、加藤ら [41] は加速度センサを用いることを提案している（図 5.2）。EMS によって運動が生じる部位に三軸の加速度センサを装着し、各刺激パターンでの運動量を定量的に計測することで最適な電極を選択する。これらの手法を採用することで、特別な知識を必要とせず、キャリブレーションの負担を大幅に軽減できると考えられる。

筋肉位置の変動

人間は体を動かした際に、皮膚と筋肉の位置関係が変化する。電気刺激を与えるための電極を皮膚表面に貼る場合、特定の姿勢でキャリブレーションを行った後でも、体を動か

すことで想定した筋収縮を引き起こせないことが想定される．実際に，本論文で行った実験におけるキャリブレーションでは，電極の位置は変更していないにもかかわらず，姿勢を変えたことでEMSにより生じる運動に変化が起こる場合があった．体を動かしても位置が変動しにくい埋め込み型の電極を利用するEMS製品が開発されることや，予めいくつかの姿勢でキャリブレーションを行い，ユーザの姿勢を推定してそれに合わせた刺激を提示することが解決策として考えられる．姿勢推定を行う場合は，姿勢推定ができる環境下で使用範囲が制限されてしまうことが懸念される．

5.2.2 システムの自動化

4.4節の実験では，提案手法を評価するために一定のタイミングで電気刺激を開始し，圧力センサに触れることで停止する設計であった．実用を考えると，ユーザの入力を必要とせず，状況に応じて自動的にシステムが実行されることが求められる．これを実現するためには，HAL [1, 2] のように生体電位信号をセンシングすることが考えられる．生体電位信号をセンシングすることで，ユーザがどのような動作をしようとしているかを認識することが可能となり，状況に応じた自動実行が実現できる．提案手法では，HALと違って人体に電流を流すため，電気刺激中でも適切な生体電位信号をセンシングするためには，取得した信号と与えている電気信号の差分を取るなどの処理が必要になると考えられる．

第6章 結論

6.1 結論

本研究では、日常生活における作業能力を向上する支援するシステムの実現を目的としており、電氣的筋肉刺激を用いて重量知覚を制御することで実現を目指した。まず、物体を持ち上げる際に収縮する各筋肉に対して電気刺激を与えることで、重量知覚に影響が生じるかを被験者実験により検証した。実験の結果、上腕二頭筋、浅指屈筋、総指伸筋に電気刺激を与えることで対象物を実際よりも軽く知覚するという知見が得られた。一方で、物体の持ち上げ動作に関与しない長母指屈筋に電気刺激を与えた場合でも軽く知覚することが分かった。これらの結果から、上腕においては筋肉を意識的に収縮する強度の影響が大きく、前腕においては電気刺激によって副次的に生じる重量感覚の鈍りの影響が大きいと考えられる。また、同一の刺激箇所では刺激強度を変更した場合、重量知覚の変化量が刺激強度に比例するという結果が得られた。

以上の知見から、電氣的筋肉刺激は重量知覚に影響を与えていると言え、対象物を実際よりも軽く知覚させることで作業能力を向上させることが可能だと考えられる。電気刺激の有無がダンベルの上げ下げ回数に与える影響を実験により検証したところ、長母指屈筋に電気刺激を与えることで、上げ下げ回数が約12%増加した。対象物の外見に依存する既存研究の約18%には劣るものの、対象物の外見に依存しない既存研究の約9%を上回る数値である。提案手法は対象物の外見には依存することなく、作業能力を向上させることができたと言える。

6.2 今後の課題

今後の課題としては、提案手法の適用可能場面を拡大することと作業能力を更に向上させることが考えられる。提案手法が適用できない場面としては、例えば、手を使わずに物体を運搬する場面が考えられる。このような場面では主に動かす筋肉は下肢の筋肉であると考えられるため、下肢の筋肉に対して電気刺激を与えた場合でも重量知覚に影響が生じるかを検証する必要がある。

作業能力を更に向上させるには、複数箇所を同時に刺激する方法と提案手法に既存研究を組み合わせる方法が考えられる。本論文では、電気刺激を行う筋肉は一箇所のみとした。例えば、前腕の筋肉と上腕二頭筋に対して同時に電気刺激を与えることで、上腕の筋肉を意識的に収縮する強度を変えながら、重量感覚の鈍りを同時に提示することが可能になり、重量知覚の変化量が大きくなる可能性がある。また、拡張現実感を用いる既存研究 [7, 8] は、提案手法と組み合わせることが可能である。これらを組み合わせることで作業能力が更に向上すると考えられる。

謝辞

本研究を進めるにあたり，多くの方々にお世話になりました．

指導教官である小川剛史准教授には，修士課程2年間に渡って，研究や発表，論文執筆など手厚いご指導をしていただきました．小川剛史准教授の幅広い分野に対する知識と柔軟な発想力には，非常に多くの場面で助けていただき，ここまで研究を進めることができました．

ご退職された東京大学の若原恭教授をはじめ，工藤知宏教授，中山雅哉准教授，関谷勇司准教授，妙中雄三助教，宮本大輔助教には，CNL ミーティングにおいて研究の進め方，研究の方向性など多くの意見，指導を賜りました．研究分野の異なる先生方からの意見は，研究を進める上で大変参考になりました．

高宮真准教授には，研究初期段階において電気刺激を提示する方法に悩んでいた際に，快く相談に応じていただき，安全性をどのように担保するかについて様々なご提案をしていただきました．また，関野正樹准教授への相談も勤めていただきました．

関野正樹准教授には，快く相談に応じていただき，電気刺激の制御方法や電極の選定など，実験を行うために必要なアドバイスを数多く賜りました．高宮真准教授，関野正樹准教授にご助力頂けなければ，実験をここまで進めることはできませんでした．

新島有信さんには，研究の方向性を決める際に多くの助言をいただき，その後もミーティングなどで有益な意見を多く賜りました．また，学会発表の際には論文執筆において大変お世話になりました．

研究室の先輩，同期，後輩の皆様とは，本当に素晴らしい研究室生活を過ごさせていただき，大変充実した2年間を送ることができました．特に同期の方々は，研究の議論を行ったり，雑談をしたり，時には愚痴をこぼし合う，かけがえのない存在でした．

東京大学運動会ボウリング部のOB，現役部員の方々には，ボウリングを通じて気分転換をさせていただき，またボウリング以外でも楽しい時間を過ごさせていただきました．

最後に，大学生，大学院生として6年間も学ぶ機会を与えてくれた両親には心から感謝しています．

この場を借りて，皆様に厚くお礼申し上げます．

発表文献

論文誌

1. 中張 遼太郎 , 新島 有信 , 小川 剛史 . “電氣的筋肉刺激が重量知覚に及ぼす影響の分析”, 情報処理学会論文誌 (submitted).

国内会議 (査読なし)

1. 中張 遼太郎 , 新島 有信 , 小川 剛史 . “電氣的筋肉刺激が重量知覚に及ぼす影響に関する一検討”, 情報処理学会研究報告デジタルコンテンツクリエーション (DCC), Vol. 11, No.12, pp.1–6, 2015.
2. 中張 遼太郎 , 新島 有信 , 小川 剛史 . “疲労軽減を目的とした電氣的筋肉刺激による重量知覚制御に関する一検討”, バーチャルリアリティ学会研究報告, Feb. 2016. (発表予定)

受賞

1. 優秀ポスター賞 : 中張 遼太郎 . “電氣的筋肉刺激を用いた重量知覚制御手法に関する研究”, 融合情報学コース輪講 ポスター発表, 2015.

参考文献

- [1] Tomohiro Hayashi, Hiroaki Kawamoto, and Yoshiyuki Sankai. Control Method of Robot Suit HAL working as Operator's Muscle using Biological and Dynamical Information. In *Proceedings of the 2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 3063–3068. IEEE, 2005.
- [2] Kenta Suzuki, Gouji Mito, Hiroaki Kawamoto, Yasuhisa Hasegawa, and Yoshiyuki Sankai. Intention-based walking support for paraplegia patients with Robot Suit HAL. *Advanced Robotics*, Vol. 21, No. 12, pp. 1441–1469, 2007.
- [3] Simon C Gandevia. Kinesthesia: roles for afferent signals and motor commands. *Comprehensive Physiology*, 1996.
- [4] Christopher M Davis and William Roberts. Lifting Movements in the size-weight Illusion. *Perception & Psychophysics*, Vol. 20, No. 1, pp. 33–36, 1976.
- [5] Kenneth R Alexander and Michael S Shansky. Influence of hue, value, and chroma on the perceived heaviness of colors. *Perception & Psychophysics*, Vol. 19, No. 1, pp. 72–74, 1976.
- [6] Frank Biocca, Jin Kim, and Yung Choi. Visual Touch in Virtual Environments: An Exploratory Study of Presence, Multimodal Interfaces, and Cross-modal Sensory Illusions. *Presence*, Vol. 10, No. 3, pp. 247–265, 2001.
- [7] Yuki Ban, Takuji Narumi, Tatsuya Fujii, Sho Sakurai, Jun Imura, Tomohiro Tanikawa, and Michitaka Hirose. Augmented Endurance: Controlling Fatigue while Handling Objects by Affecting Weight Perception using Augmented Reality. In *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, pp. 69–78. ACM, 2013.

- [8] 對間祐毅, 伴祐樹, 鳴海拓志, 谷川智洋, 廣瀬通孝. Pseudo-haptics を用いた MR 空間内での力作業支援. 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 19, No. 4, pp. 533–540, 2014.
- [9] AM Gordon, H Forssberg, RS Johansson, and G Westling. Visual Size Cues in the Programming of Manipulative Forces during Precision Grip. *Experimental Brain Research*, Vol. 83, No. 3, pp. 477–482, 1991.
- [10] 世界初のサイボーグ型ロボット「HAL®」-CYBERDYNE.
<http://www.cyberdyne.jp/products/HAL/> (retrieved 2016.1.27).
- [11] Hami Kazerooni, Jean-Louis Racine, Lihua Huang, and Ryan Steger. On the Control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX). In *Robotics and automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE international conference on*, pp. 4353–4360. IEEE, 2005.
- [12] Adam B Zoss, Hami Kazerooni, and Andrew Chu. Biomechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX). *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, Vol. 11, No. 2, pp. 128–138, 2006.
- [13] DI McCloskey. Kinesthetic Sensibility. *Physiol Rev*, Vol. 58, No. 4, pp. 763–820, 1978.
- [14] Robert R Ellis and Susan J Lederman. The material-weight illusion revisited. *Perception & psychophysics*, Vol. 61, No. 8, pp. 1564–1576, 1999.
- [15] Robert R Ellis and Susan J Lederman. The golf-ball illusion: evidence for top-down processing in weight perception. *PERCEPTION-LONDON-*, Vol. 27, pp. 193–202, 1998.
- [16] Brian Reed. The Physiology of Neuromuscular Electrical Stimulation. *Pediatric Physical Therapy*, Vol. 9, No. 3, pp. 96–102, 1997.
- [17] Kinya Fujita, Yasunobu Handa, Nozomu Hoshimiya, and Masayoshi Ichie. Stimulus Adjustment Protocol for FES-Induced Standing in Paraplegia using Percutaneous Intramuscular Electrodes. *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, Vol. 3, No. 4, pp. 360–366, 1995.

- [18] Arthur Prochazka, Michel Gauthier, Marguerite Wieler, and Zoltan Kenwell. The Bionic Glove: An Electrical Stimulator Garment That Provides Controlled Grasp and Hand Opening in Quadriplegia. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Vol. 78, No. 6, pp. 608–614, 1997.
- [19] Yasunobu Handa, Nozomu Hoshimiya, Yasutaka Iguchi, and Takashi Oda. Development of Percutaneous Intramuscular Electrode for Multichannel FES System. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, Vol. 36, No. 7, pp. 705–710, 1989.
- [20] GMK Tsang, MA Green, AJ Crow, FCT Smith, S Beck, O Hudlicka, and CP Shearman. Chronic Muscle Stimulation Improves Ischaemic Muscle Performance in Patients with Peripheral Vascular Disease. *European journal of vascular surgery*, Vol. 8, No. 4, pp. 419–422, 1994.
- [21] G Bourjeily-Habr, CL Rochester, F Palermo, P Snyder, and V Mohsenin. Randomised Controlled Trial of Transcutaneous Electrical Muscle Stimulation of the Lower Extremities in Patients with Chronic Obstructive Pulmonary Disease. *Thorax*, Vol. 57, No. 12, pp. 1045–1049, 2002.
- [22] Ercole Zanotti, Guido Felicetti, Maurizio Maini, and Claudio Fracchia. Peripheral Muscle Strength Training in Bed-Bound Patients with COPD Receiving Mechanical Ventilation: Effect of Electrical Stimulation. *CHEST Journal*, Vol. 124, No. 1, pp. 292–296, 2003.
- [23] TRAINING GEAR SIXPAD. <http://www.sixpad.jp/> (retrieved 2016.1.27).
- [24] Max Pfeiffer, Tim Dünthe, Stefan Schneegass, Florian Alt, and Michael Rohs. Cruise Control for Pedestrians: Controlling Walking Direction Using Electrical Muscle Stimulation. In *Proceedings of the 33rd Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems*, CHI '15, pp. 2505–2514. ACM, 2015.
- [25] Pedro Lopes, Patrik Jonell, and Patrick Baudisch. Affordance++: Allowing Objects to Communicate Dynamic Use. In *Proceedings of the 33rd Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems*, CHI '15, pp. 2515–2524. ACM, 2015.
- [26] Max Pfeiffer, Stefan Schneegaß, and Florian Alt. Supporting Interaction in Public Space with Electrical Muscle Stimulation. In *Proceedings of the 2013 ACM con-*

- ference on Pervasive and ubiquitous computing adjunct publication*, pp. 5–8. ACM, 2013.
- [27] Ernst Kruijff, Dieter Schmalstieg, and Steffi Beckhaus. Using Neuromuscular Electrical Stimulation for Pseudo-Haptic Feedback. In *Proceedings of the ACM symposium on Virtual reality software and technology*, pp. 316–319. ACM, 2006.
 - [28] Pedro Lopes, Alexandra Ion, and Patrick Baudisch. Impacto: Simulating Physical Impact by Combining Tactile Stimulation with Electrical Muscle Stimulation. In *Proceedings of the 28th Annual ACM Symposium on User Interface Software & Technology*, pp. 11–19. ACM, 2015.
 - [29] Emi Tamaki, Takashi Miyaki, and Jun Rekimoto. PossessedHand: Techniques for Controlling Human Hands using Electrical Muscles Stimuli. In *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, pp. 543–552. ACM, 2011.
 - [30] Emi Tamaki, Takashi Miyaki, and Jun Rekimoto. PossessedHand: A Hand Gesture Manipulation System using Electrical Stimuli. In *Proceedings of the 1st Augmented Human International Conference*, p. 2. ACM, 2010.
 - [31] Pedro Lopes and Patrick Baudisch. Muscle-Propelled Force Feedback: Bringing Force Feedback to Mobile Devices. In *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, pp. 2577–2580. ACM, 2013.
 - [32] Nobuhisa Miyamoto, Kazuma Aoyama, Masahiro Furukawa, Taro Maeda, and Hideyuki Ando. Air Tap: The Sensation of Tapping a Rigid Object in Mid-Air. In *Haptic Interaction*, pp. 285–291. Springer, 2015.
 - [33] 石川敬明, 辻敏夫, 栗田雄一. 電気刺激ならびに視覚・振動覚刺激による仮想重量感呈示. *日本バーチャルリアリティ学会論文誌*, Vol. 19, No. 4, pp. 487–494, 2014.
 - [34] Nicola A Maffiuletti. Physiological and Methodological Considerations for the Use of Neuromuscular Electrical Stimulation. *European journal of applied physiology*, Vol. 110, No. 2, pp. 223–234, 2010.

- [35] Lynne R Sheffler and John Chae. Neuromuscular Electrical Stimulation in Neurorehabilitation. *Muscle & nerve*, Vol. 35, No. 5, pp. 562–590, 2007.
- [36] JIS T 0601-2-10 :医用電気機器-第 2-10 部:神経及び筋刺激装置の安全に関する個別要求事項, 日本規格協会, 2005.
- [37] Henry Gray. *Anatomy of the Human Body*. Lea & Febiger, 1918.
- [38] Hiroyuki Kajimoto. Illusion of Motion Induced by Tendon Electrical Stimulation. In *World Haptics Conference (WHC)*, 2013, pp. 555–558. IEEE, 2013.
- [39] Elwood Henneman, George Somjen, and David O Carpenter. Functional Significance of Cell Size in Spinal Motoneurons. *Journal of neurophysiology*, Vol. 28, No. 3, pp. 560–580, 1965.
- [40] 電気刺激による筋肉増強をうたった商品の安全性 - EMS ベルトの筋肉や皮膚への影響を調べる - (発表情報) __国民生活センター. <http://www.kokusen.go.jp/news/data/n-20020924.html> (retrieved 2016.1.27).
- [41] Manami Katoh, Narihiro Nishimura, Maki Yokoyama, Taku Hachisu, Michi Sato, Shogo Fukushima, and Hiroyuki Kajimoto. Optimal Selection of Electrodes for Muscle Electrical Stimulation using Twitching Motion Measurement. In *Proceedings of the 4th Augmented Human International Conference*, pp. 237–238. ACM, 2013.