

博士論文

筋電気刺激による安定かつ再現性の 高い触覚提示手法の研究

石丸 嵩也

令和6年3月

熊本大学

大学院 自然科学教育部

工学専攻

先端情報通信工学教育プログラム

博士論文

筋電気刺激による安定かつ再現性の 高い触覚提示手法の研究

— 論文概要 —

石丸 嵩也

令和6年3月

熊本大学

大学院 自然科学教育部

工学専攻

先端情報通信工学教育プログラム

現在、情報通信技術の発達により、様々な情報の提示機器が普及している．特に視覚情報や聴覚情報は現実に即した情報の伝達および提示が可能となっている．しかし、触覚情報や味覚情報、嗅覚情報の伝達については視覚情報や聴覚情報ほど、リアルに再現することができていない．人間の全ての感覚をリアルに伝達可能になれば、それは社会の大きな革新となるだろう．そこで、本研究ではこの革新のために、再現性の高い触覚情報の提示を目指す．現在様々な触覚提示手法が検討されているが、最も普及しているのは振動子を用いた手法である．振動子を用いた触覚フィードバックは手軽にある程度の感覚を提示できる優れた手法であるが、一方で、振動を提示することに特化しているため、静的な力を提示できない等のデメリットが存在する．本研究ではこのデメリットを解消し、より再現性の高い触覚提示を行うために筋電気刺激に着目した．筋電気刺激とは筋肉を電気刺激することで筋収縮を起こして力を提示する手法である．そのため振動子とは異なり、力覚を提示可能である．一方で筋電気刺激は、適切な力覚を提示するために、電極の位置や電圧の調整などを個別に行う必要があるため、手軽に使用できないというデメリットがある．これは筋電気刺激が一般的な触覚フィードバックとして普及する大きな障害となる．また、筋電気刺激にはびりびりとした特有の刺激感がある．これらの課題を解決し、筋電気刺激が広く触覚フィードバック手法として用いられることが研究目的である．そのためには、特有の電気感を抑制すること、提示する力を制御できること、手軽に使用できることが必要である．つまり、デバイスを装着するだけで、狙った感覚を自在に提示できる技術とする必要がある．

2章では、筋電気刺激の特徴および電極位置の決定法、刺激波形の検討結果について述べる．刺激波形を検討した結果としては周波数 50 Hz、パルス幅 0.6 ms のパルス波が適していることが分かった、これにより、特有の電気感を抑えながら、筋収縮を起こすことが可能である．3章では、筋電気刺激の力の特性について調査した．具体的には入力する電圧と力の関係およびヒトが主観的に感じる力について調査する．これにより、筋電気刺激による提示力の制御を行う．結果として、筋電気刺激による力の特徴として、筋電気刺激による力として 0.3 N 提示したとき、主観的には物理的な 0.6 N の力を提示されていると感ずることがわかった．4章では、筋電気刺激に適した電極の開発および提案を行う．そのために、電極素材の検討および必要な分解能の調査を行った．筋電気刺激に適した電極を開発することで筋電気刺激を手軽に使える技術とする．結果として、筋電気刺激に適した電極の素材はゲルタイプの電極であることがわかった．また、筋電気刺激用ジェルを用いて導電性を良くすることは、電気感を抑えるために効果があることがわかった．また、電極に必要な分解能は正中方向に関しては 5 ～ 10 mm、内外側方向に関しては 5 mm 程度が適切だと分かった．5章では、筋電気刺激を用いた触覚提示の有効性の検証を行う．具体的には、タッチパネルディスプレイ上で凹凸を再現し、その凹凸の類似度を調査することで、筋電気刺激による触覚提示が再現性の高い触覚を再現できているかを検証する．結果として、筋電気刺激は 3 mm の凹凸錯覚を提示する際に振動刺激よりも実凹凸に近い凹凸錯覚を提示できると分かった．6章では、現在触覚情報として用いられている加速度データを用いてテクスチャ感の提示を行う．初めに、筋電気刺激で利用するための新たな加速度情報の生成を行った．次にテクスチャの特徴を指定して生成が可能になるように、主観的触覚ベクトルを軸

とした合成を行った。結果として、全体的な傾向としては粗滑感の合成には成功したといえる。また、特に適切に合成できたPlacemat #1とPunched Plasticの合成においては、合成割合を指定することで任意の粗滑感を提示できることを確認した。

本研究を通して筋電気刺激を触覚提示に用いるために、適した刺激波形の調査および力の特性の調査、電極の検討、有効性の検証、加速度情報の生成を行うことができた。この結果から、筋電気刺激による電気感を抑えた触覚提示が可能となった。また、振動触覚情報を用いて、筋電気刺激によるテクスチャ感の提示が可能となった。つまり、目的であった再現性の高い触覚の提示に貢献することができた。

DOCTORAL THESIS

**Research on stable and highly reproducible haptic
presentation method using electrical muscle stimulation**

Synopsis

Takaya Ishimaru

Jan 31, 2024

**Computer Science and Communication Engineering,
Department of Advanced Industrial Science,
Graduate School of Science and Technology,
Kumamoto University**

With the development of information and communication technology, various information presentation devices are becoming widespread. In particular, visual and auditory information can be transmitted and presented in a way that is consistent with reality. However, transmitting tactile, gustatory, and olfactory information cannot be reproduced as realistically as visual and auditory information. If I can realistically convey all human sensations, it would be a major innovation in society. Therefore, this research aims to present tactile information with high reproducibility for this innovation. Various tactile presentation methods are currently being studied, but the most popular method uses a vibrator. Haptic feedback using a vibrator is an excellent method that can easily present a certain degree of sensation. Still, on the other hand, because it is specialized for presenting vibrations, it has disadvantages, such as being unable to present static force. This study focused on myoelectric stimulation to eliminate this disadvantage and provide more reproducible tactile presentation.

Electrical muscle stimulation is a method of electrically stimulating muscles to cause muscle contraction and produce force. Therefore, unlike a vibrator, it is possible to present a force. On the other hand, electrical muscle stimulation has the disadvantage that I cannot use it easily because it requires individual electrode position and voltage adjustment to present an appropriate force sensation. This is a major obstacle to the spread of myoelectric stimulation as a general tactile feedback. In addition, electrical muscle stimulation has a unique tingling sensation. This research aims to solve these problems and widely use myoelectric stimulation as a tactile feedback method. To achieve this, it is necessary to suppress the electric sensation, to control the force presented, and to use it easily. In other words, electrical muscle stimulation needs to present the desired sensation freely just by wearing the device.

Through this research, to use electrical muscle stimulation for tactile presentation, I investigated suitable stimulation waveforms, investigated force characteristics, examined electrodes, verified effectiveness, generated acceleration information, and developed electrical muscle stimulation using acceleration information. I was able to perform a tactile presentation. This result makes it possible to present tactile sensations that suppress the electric sensation caused by electrical muscle stimulation. Furthermore, I used vibrotactile information to present texture sensations through electrical muscle stimulation. In other words, I contributed to presenting tactile sensations with high reproducibility, which was our goal.

目次

第1章 序論	1
1.1 本研究の背景と課題	1
1.2 本研究の貢献	3
1.3 本論文の構成	4
第2章 筋電気刺激による触覚提示	5
2.1 筋電気刺激 (Electrical Muscle Stimulation: EMS)	5
2.2 筋電気刺激のための電極位置決定法	5
2.3 筋電気刺激に適した刺激波形の調査	6
2.3.1 筋電気刺激に適した刺激波形の調査実験	6
2.3.2 筋電気刺激に適した刺激波形の調査実験の結果	9
第3章 筋電気刺激の力の特性	15
3.1 恒常法	15
3.2 入力と提示力の関係	16
3.3 筋電気刺激による力の弁別	17
3.3.1 筋電気刺激による力の弁別実験の結果	18
3.4 筋電気刺激による力と物理的な力の比較	20
3.4.1 筋電気刺激による力と物理的な力の比較実験	20
3.4.2 筋電気刺激による力と物理的な力の比較実験の結果	22
第4章 筋電気刺激に適した電極の検討	25
4.1 電極素材の検討	25
4.1.1 実験に使用した電極	26
4.1.2 電極素材の評価実験	27
4.2 電極に必要な空間分解能の調査	29
4.2.1 解像度測定実験	30
4.2.2 解像度測定実験の結果および考察	31
第5章 筋電気刺激による凹凸感の提示	32
5.1 剪断力提示デバイスによる凹凸錯覚	32
5.2 既存手法との比較実験	34
5.3 既存手法との比較実験の結果	35
5.4 再現した凹凸錯覚刺激の評価	41

第6章	加速度情報を用いた筋電気刺激によるテクスチャ感の提示	43
6.1	テクスチャの特徴を軸とした加速度情報の合成	43
6.1.1	使用モデルおよびデータ生成手法	43
6.1.2	訓練データ	45
6.1.3	加速度情報の合成データの識別実験	45
6.1.4	識別実験の結果	47
6.2	主観的触覚ベクトルを軸とした合成	47
6.2.1	訓練データの主観的触覚の調査	48
6.2.2	訓練データの主観的触覚の調査方法	49
6.2.3	主観的触感の調査結果	49
6.2.4	主観的触覚ベクトルを軸とした合成方法	52
6.2.5	主観的触覚ベクトルを軸とした合成実験	52
6.2.6	主観的触感ベクトルを軸とした合成実験の評価結果	53
6.3	本章のまとめと展望	55
第7章	結論	56
	謝辞	58
	参考文献	59

第1章 序論

本章では本論文の研究背景，課題，研究目的および貢献について述べ，最後に本論文の構成を述べる．

1.1 本研究の背景と課題

現代では情報通信技術の発達により，様々な情報の提示機器が普及している．例えばテレビは映像と音声の提示機器であり，美しい映像と臨場感のあるサウンド，つまりリアルに再現した視覚情報と聴覚情報を我々は享受することができる．視覚情報を提示する技術は提示機器の普及と共にさらに進歩し，現在ではヘッドマウントディスプレイ (Head Mounted Display: HMD) を用いて両目の映像をそれぞれ提示して，両眼立体視によって，さらに再現性の高い視覚情報を提示することが可能となっている．このように我々は情報通信技術の発展に伴って大量の情報を受け取ることが可能となった．視覚情報は解像度が上がることでより鮮明に，聴覚情報はより高音質となり，再現性の高い情報へと近づいている．つまり，視覚情報と聴覚情報は現実 に即した情報の伝達が可能となっている．しかし，触覚情報や味覚情報，嗅覚情報の伝達については視覚情報や聴覚情報ほど，リアルに再現することができていない．人間の全ての感覚をリアルに伝達可能になれば，ヒトは物理的な移動の必要性がなくなり，社会の革新となる．例えば，大都市への人口の集中を抑制したり，移動のコストがなくなることで発生する余暇時間による経済の活発化などが期待できる．人間の感覚を伝達可能な社会は以前から期待されており，多くのレポートや研究がある [1, 2]．このような社会の実現のためには，視覚，聴覚，触覚，味覚，嗅覚，の全ての感覚をリアルに再現することが必要である．私はこのような社会の実現に向け，この中でも特に実現が近いと思われるつもまだ実用性の高い手段が確立されていない触覚の再現に取り組んだ．

現在触覚の提示デバイスとして最も普及しているのは振動子である．スマートフォンは2022年時点で世界で54億人以上の利用者がおり，普及率は67%以上となる [3]．スマートフォンには，これまでの情報の提示機器とは大きく異なる点がある．それは片手で持てるというサイズと触覚情報である振動を提示することができる点である．つまり，スマートフォンは視覚，聴覚および触覚の提示機器である．スマートフォンのほかにも，HMDに付随するコントローラやゲームのコントローラにも振動子が内蔵されている．このように，現在最も普及している触覚提示デバイスは振動子である．振動子を用いた触覚提示は手軽にある程度の感覚を提示できる優れた手法である．そのため振動子を利用した触覚提示の研究は多くある [4, 5, 6, 7, 8, 9, 10]．一方で，振動子は振動を提示することに特化しているため，静的な力を提示できない等のデメリットが存在する．そのため振動子以外の手法によって触覚を提示する研究も多くある．例えば，デバイスから直接力を提示するもの [11, 12]や，糸で力を提示するもの [13, 14, 15, 16, 17]，筋電気刺激を用いるもの [18, 19, 20, 21, 22] など

がある．筋電気刺激とは筋肉を電気刺激することで筋収縮を起こして力を提示する手法である．そのため振動子とは異なり，静的な力を提示可能である．また，図1.1に示すように刺激位置と力の提示位置が異なるという特徴がある．私は静的な力を提示でき，デバイス



図 1.1: 刺激位置と力の提示位置

を把持する必要がない，筋電気刺激に着目した．前述した触覚をリアルに再現する研究の多くは，デバイスから力を提示することで触覚の提示を行う．つまり，力を提示する位置にデバイスを接触させる必要がある．これは，図1.2に示すように，ほかの物体とのインタラクションを妨げてしまう．これは，バーチャルリアリティ (Virtual Reality: VR) 空間やオー



図 1.2: デバイスが実物体とのインタラクションを妨げている例

グメンテッドリアリティ (Augmented Reality: AR) 空間での触覚提示での課題となる。筋電気刺激は図1.1のように刺激位置と力の提示位置が異なるため、この課題を解決することができる。また、筋収縮を起こして力を提示するため、静的な力を提示でき、振動子よりも存在感のある触覚を提示可能である。一方で筋電気刺激は、適切な力覚を提示するために、電極の位置や電圧の調整などを個別に行う必要があるため、手軽に使用できないというデメリットがある。これは筋電気刺激が一般的な触覚フィードバックとして普及する大きな障害となる。また、筋電気刺激にはびりびりとして特有の刺激感がある。これらの課題を解決し、筋電気刺激が広く触覚フィードバック手法として用いられることが研究目的である。そのためには、特有の電気感を抑制すること、提示する力を制御できること、手軽に使用できることが必要である。つまり、デバイスを装着するだけで、狙った感覚を自在に提示できる技術とする必要がある。本研究は、これらを達成することで、筋電気刺激による再現性の高い触覚提示を可能とする。

1.2 本研究の貢献

本研究の貢献について述べる。筋電気刺激に関する研究は楽器の演奏の教示 [20, 18] や VR環境での触覚提示 [23]、リアルな打球感の提示等 [22]、様々な利用方法があり、それらが有効であることが示された。また、流れる電流量に対して指が曲がる角度 [24, 25, 26] 等、筋電気刺激による制御に必要な情報もいくつか明らかになっている。しかし、ユーザが主体的にどのように感じるのか、物理的な力と比較してどの程度の大きさを感じるのか等、ユーザの感覚量に関する情報は明らかになっていない。本研究の貢献はこれらユーザ主体の情報を明らかにすることである。

また、本研究では、筋電気刺激の特徴である刺激位置と力の提示位置が異なる点を活かして、触覚をAR的に提示する。現在AR技術として普及しているものは主に視覚におけるARである。例えばスマートフォンなどのカメラを通して見る現実世界の視覚情報に家具やキャラクターの情報を重畳することで本来見ることのできない情報を、現実に加えられる視覚情報として見ることができる。触覚におけるARとは現実における触覚情報に何らかの触覚情報を重畳提示することで、知覚する触覚情報を変化させるものである。例えば物体の粘着感や重量、摩擦を変化させる研究 [27] や、タップした感覚を増強させる研究 [5]、視覚情報を触覚として提示する研究 [28] 等様々なものがある。本研究ではこの触覚 AR に筋電気刺激を用いる。先行研究として、AR空間での触覚提示手法として筋電気刺激を用いるものはいくつかある [29, 22] が、物体の特性を誤認させる研究はない。本研究では筋電気刺激による触覚のAR的提示を既存手法と比較することでその有効性を検証する。この点も本研究の貢献の1つである。

次に加速度情報の生成における本研究の貢献について述べる。現在最も普及している触覚提示デバイスは振動子であり、多くの触覚提示デバイスで加速度情報を用いている [4, 30, 10, 17]。そのため、筋電気刺激でも将来的には加速度情報を利用する必要がある。先行研究の多くは実際のテクスチャから収集した加速度データを利用している。しかし、あらゆるテクスチャの加速度データを収集することは現実的ではない。そこで、私は機械学

習を用いて収集されていない触覚情報の代替となる新たな触覚情報を生成する手法に注目した。機械学習を用いて加速度情報を生成する研究はいくつかある [31, 32, 33, 34]。これらはテクスチャ画像から加速度情報を生成するもの、複数のマテリアルから中間データを作成するもの、収集データの合成割合によってデータを作成するもの等だが、狙った触覚情報の生成はできていない。例えば、粗滑感がどの程度で硬軟感がどの程度の触覚情報の生成、といったことはできていない。本研究では、これらの要素を指定して狙った触覚情報の生成を行う。

本研究の主な貢献は以上の3点である。

1.3 本論文の構成

本論文の構成について説明する。上述した通り、本研究の目的は、筋電気刺激を触覚フィードバック手法として広く用いられるようになることである。そのためには、特有の電気感を抑制すること、提示する力を制御できること、手軽に使用できることが必要である。2章では、筋電気刺激の特徴および電極位置の決定法、刺激波形の検討結果について述べる。この結果から、特有の電気感を抑えながら、筋収縮を起こすことが可能である。3章では、筋電気刺激の力の特性について調査した。具体的には入力する電圧と力の関係およびヒトが主観的に感じる力について述べる。これにより、筋電気刺激による提示力の制御を行う。4章では、筋電気刺激に適した電極の開発および提案を行う。そのために、電極素材の検討および必要な分解能の調査を行い、その結果について述べる。筋電気刺激に適した電極を開発することで筋電気刺激を手軽に使える技術とする。5章では、筋電気刺激を用いた触覚提示の有効性の検証を行う。具体的には、ディスプレイ上で凹凸を再現し、その凹凸の類似度を調査することで、筋電気刺激による触覚提示が再現性の高い触覚を再現できているかを検証する。6章では、現在触覚情報として用いられている加速度データを用いてテクスチャ感の提示を行う。最後に7章で本論文をまとめ、結論を述べる。

第2章 筋電気刺激による触覚提示

本章では、私が着目した筋電気刺激と、筋電気刺激を利用する際の電極位置の決定法について詳述する。

2.1 筋電気刺激 (Electrical Muscle Stimulation: EMS)

人が体を動かすとき、脳は末梢神経に命令を送る。命令が届くと神経が興奮し、この興奮が筋肉に伝わり筋肉の収縮を起こすことで、体の各部位を動かす。筋電気刺激 (Electrical Muscle Stimulation: EMS) はこのメカニズムを利用し、外部電源から末梢神経を電気刺激することで神経を電氣的に興奮させ筋収縮を起こして、ユーザに力を提示する。

EMS技術は当初、麻痺した四肢を動かしたり [35]、歩行の補助 [36] など、リハビリテーションの分野で主に使われていた。麻痺した四肢を動かす場合には機能的電気刺激 (Functional Electrical Stimulation: FES) とよばれる。その後TamakiらのPossessed Hand [20] を契機にEMSをインタフェースとして用いる研究が見られるようになってきた。具体的には簡単なテニスゲームでボールを撃った際の感覚を手首の筋肉を収縮させることで現実感を増強する研究 [22] やVR空間で壁を提示する研究[23]、AR空間における触覚提示の研究[29]などがある。また、本論文の成果の一部である凹凸感の提示についても発表済みである[21]。

2.2 筋電気刺激のための電極位置決定法

本論文で提案するEMSを用いた力覚提示手法について説明する。本研究では示指伸筋のモーターポイント (Motor Point: MP) をEMSによって収縮させ、人差し指に力を提示する。MPとは表面電極を用いて筋を刺激する場合に、筋ごとに電気刺激に対してもっとも反応しやすい部位のことである。通常、神経は身体深部を通っているため皮膚表面からの刺激は容易でない[37]。モーターポイントはこの神経が深部から表層の筋に入り込んでいく部位であり、この部位上の皮膚に電極を置いて刺激することで筋収縮を効率的に起こすことができる[38]。一般的にMPの位置の推定は難しいとされているが、本論文は提示力を測定しながら電極を動的に動かし、ほかの部位と比較して効率よく筋収縮を起こせている場所をMPと推定し、電極を配置した。具体的には他の部位では筋収縮を起こせない入力に対して0.3 Nの力を提示できた場合にその部位をMPと推定する手法を提案し、これを用いて実験を実施した。MPに電極を配置することで効率的に筋収縮を起こすことができ、同時に電気刺激特有のピリピリとした電気感も抑えることができる。このEMSによる力について3章で詳しく実験を行い考察する。

2.3 筋電気刺激に適した刺激波形の調査

筋電気刺激は元は電気刺激療法という医療の分野で主に使用されていた．電気刺激療法は筋委縮の予防や筋力増強，運動障害の治療，鎮痛などを目的として用いられていた．電気刺激療法ではこれらの目的に応じてパルス波や sine 波，それらを組み合わせたものや高周波数にしたものなど，主に 4 種類に大別できる [39]．一方で，筋電気刺激を触覚フィードバックに用いる場合は低周波数のパルス波が用いられることが多い [18, 19, 20, 21]．パルス波を用いる場合の筋収縮力は周波数，パルス幅，振幅(電圧または電流の強さ)によって変化する．また，低周波数のパルス波は 20 Hz より周波数が低いと筋電気刺激による筋収縮による力の融合が起きないため，出力が安定しない．そのため，基本的には出力を安定させるために 30 Hz 以上，主に 50 Hz に設定されることが多い．刺激時間については基本的に 1 ms 以下が多く，振幅については実験中に被験者ごとにキャリブレーションされることがほとんどである．一貫して言えることは基本的にパルス波を用いており，経験的知見に基づいているということである．しかし，電気刺激療法では様々な波形を用いて，不快感を抑えたり，強い筋収縮をおこしたりしていることから，触覚フィードバックにおける筋電気刺激でもその他の波形についても検討する必要がある．

本節では電気刺激の周波数及びパルス幅によって電気感やそれに伴って生じる痛みなどの望ましくない感覚がどのように変化するかを調査する．また同時に提示力も測定し，周波数とパルス幅が提示力に与える影響についても調査する．

2.3.1 筋電気刺激に適した刺激波形の調査実験

私はパルス波以外の新たな刺激波形の検討を行う．また，同時に適した周波数とパルス幅の検討も行う．今回パルス波の他に用いる波形は鋸歯状波と逆鋸歯状波，正弦波である．図 2.1 に用いる波形をそれぞれ示す．鋸歯状波は 2 種類ずつ用いる．これらの波形を用いた理由は，電圧の変化を緩やかにすることで電気感や不快感の抑制につながるのではないかと考えたからである．鋸歯状波は立ち上がり時の変化を緩やかにし，逆鋸歯状波は立ち下がり時の変化を緩やかにし，正弦波はすべての変化を緩やかにすることを狙っている．また，これらの波形は時間積分した結果がパルス幅 0.6 ms のパルス波と同じになるように設定した．具体的には鋸歯状波は刺激時間 (パルス幅) を 2 倍にしたもの，刺激時間及び最大振幅をそれぞれ $\sqrt{2}$ 倍したものを用意した．逆鋸歯状波についても同じである．正弦波については刺激時間を 2 倍にしたものを用意した．実験ではこれら 5 つの波形に加えてパルス波の周波数およびパルス幅を変化させたものを用いる．本実験で用いるパルス波は周波数が 20, 35, 50, 65, 80 Hz でパルス幅 0.6 ms のものと，パルス幅 0.2, 0.4, 0.6, 0.8, 1 ms で周波数は 50 Hz の合計 9 種類を用いる (それぞれ 5 条件ずつあるように見えるが，周波数 60 Hz でパルス幅 0.6 ms が重複している)．そのためパルス波 9 種類，鋸歯状波 2 種類，逆鋸歯状波 2 種類，正弦波 1 種類の合計 14 種類の波形を用いて実験を行う．

刺激波形は梶本らの電気触覚ディスプレイ [40] として開発された電気刺激装置 (図 2.2) を使用して変化させる．内部回路により最大出力電流が制御され，最大でも 5 mA の出力

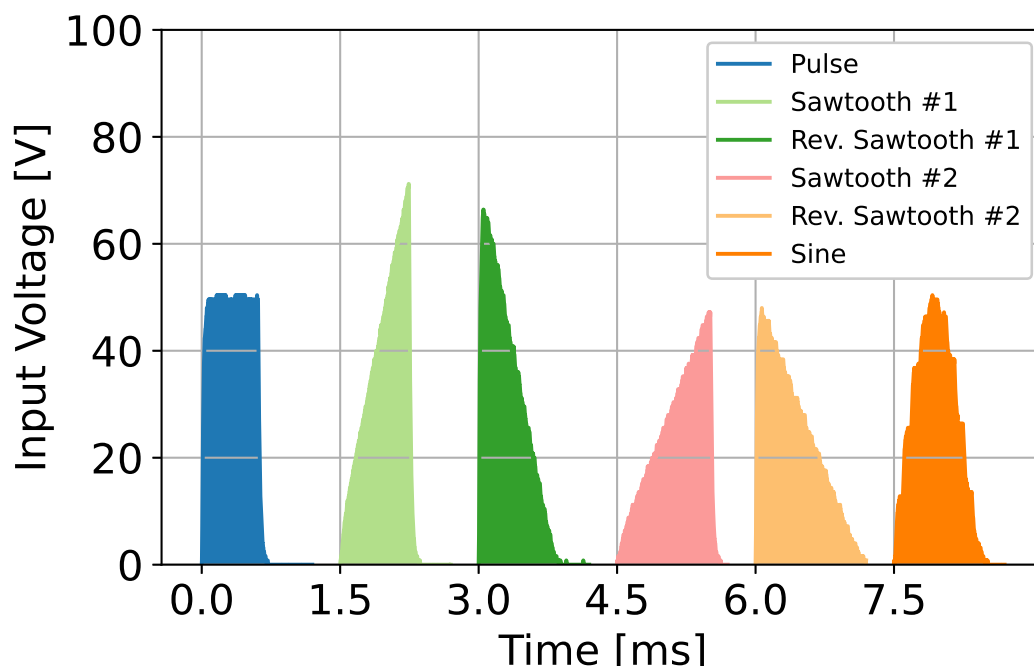


図 2.1: 検討する刺激波形

電流となる。波形は Tektronix の TDS 2004B デジタルオシロスコープを用いて測定し、RS PRO の Force Gauge 5000g を使用して提示力を測定する。電極はアズワン株式会社の ECG 電極 Medico MSGLT-04 を用いた。電極の抵抗は $36\ \Omega$ である。実験の様子を図 2.3 に示す。

本実験は、熊本大学の倫理審査委員会の承認 (承認番号 R1-2) を得て実施されている。また、研究に参加する全ての協力者に対し十分な情報提供を行い、インフォームドコンセントを得ている。実験参加者は 7 名で平均年齢 23.1、標準偏差 0.6 ですべて男性であった。今回用いる波形は前節で述べた全 14 種類であり、波形を変化させて 5 秒間刺激した後、電気感、不快感、痛みの 3 つの感覚について 5 段階のリッカート尺度で評価してもらう。それぞれの感覚について一つの波形で 5 秒間刺激し、評価してもらうまでを一試行とすると、一種類の波形ごとに 3 試行実施する。そのため一人の参加者ごとに 14 種類 \times 3 試行で合計 42 試行行う。試行中は同時に電圧と提示力を記録する。電極の波形および周波数、刺激波形は前節で述べた通りだが、振幅は参加者ごとに決定する。これは人体組成の個人差により、電気的特性に個人差があるためである。振幅は周波数 50 Hz、パルス幅 0.6 ms のパルス波を用いて示指の伸筋を刺激したときに、提示力が 0.3 N となるように設定する。つまり、参加者間で振幅ではなく提示力を統一する。また、電極は示指の伸筋を刺激できる位置に配置する。

その後周波数とパルス幅、波形ごとに提示力、電極にかかる電圧を測定し、電気刺激に関するアンケートに答えてもらう。アンケートはそれぞれの周波数、パルス幅ごとに 3 回ずつ、全部で 30 回答えてもらう。アンケートは電気刺激の快さ、痛さ、電気感という 3 つ

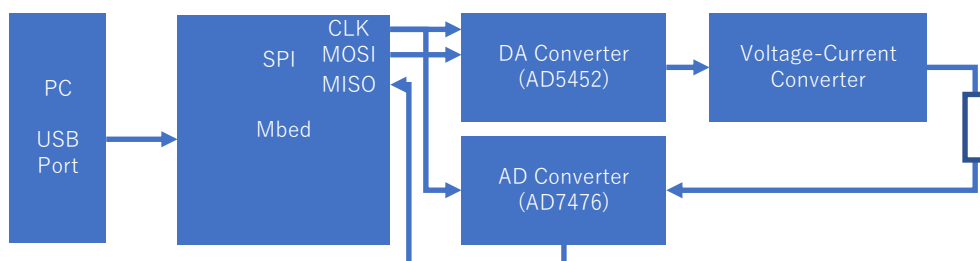


図 2.2: 電気刺激装置概要

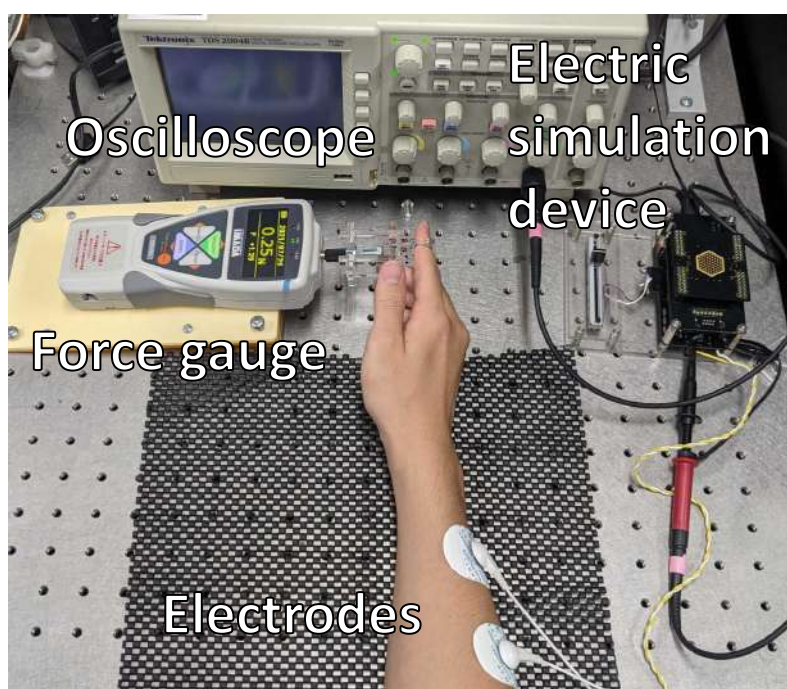


図 2.3: 刺激波形検討実験の様子

の項目で 5 段階のリッカート尺度で評価してもらう。

2.3.2 筋電気刺激に適した刺激波形の調査実験の結果

実験結果について説明する．初めに感覚の変化について見ていく．パルス波における周波数の変化による感覚の評価結果を図2.4に，パルス幅の変化による感覚の評価結果を図2.5に，パルス波以外の刺激波形の変化による評価結果を図2.6に示す．黄色が不快感，青が痛

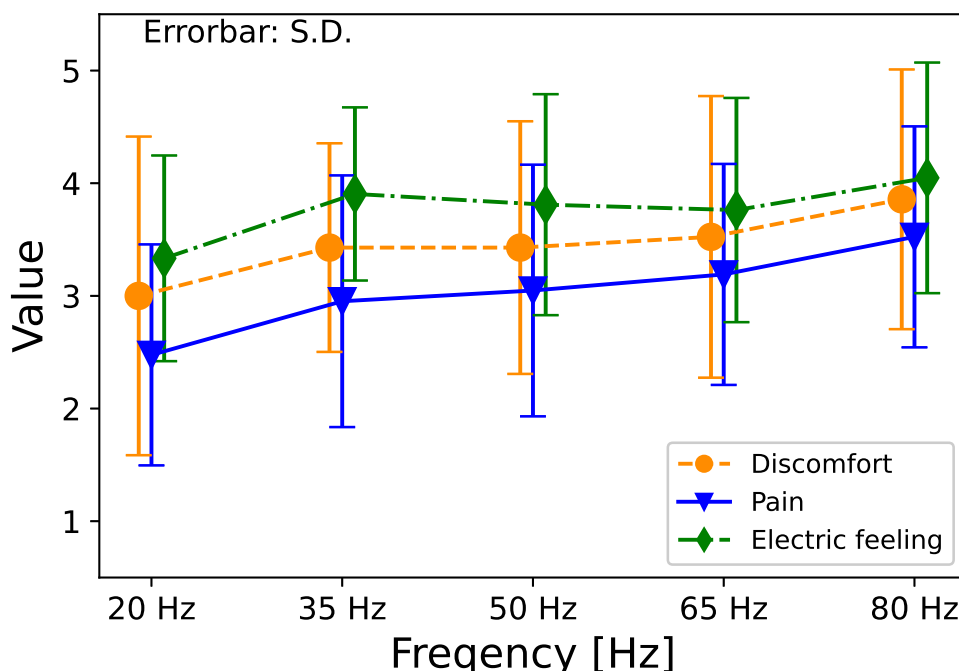


図 2.4: 周波数による感覚の変化．有意差は確認できなかった ($p > 0.05$)

み，緑が電気感を表している．縦軸は段階の評価結果で，5に近いほどその感覚が大きいことを表す．横軸は周波数を表す．それぞれの結果は ANOVA によって有意差があることが確認できた場合は Scheffe 法によって検定を行った．

初めに周波数の変化による評価値の変化に注目する．周波数の変化による感覚の違いに有意差は確認できなかったが，周波数が大きくなるほどすべての感覚が大きくなるような傾向が見える．つまり，周波数の変化によって，主観的に不快感や痛み，電気感に大きな影響は与えないが，周波数が大きくなるとそれぞれの感覚が大きくなる可能性がある．

次にパルス幅の変化による感覚の変化を考察する．パルス幅の変化による感覚はほとんどの条件間で有意水準 5%で有意差が見られた．有意差のある組み合わせが多いため，図2.5には有意差がでなかった組を示す．なお，3つの感覚のうち，痛みについてはパルス幅 0.2 ms と 0.4 ms で有意差があった．有意差がない組み合わせはどれもパルス幅の変化量が 0.2 ms のため，0.4 ms 以上になると感覚に有意に差がでることがわかる．また，パルス幅を大きくすると3つの感覚が大きくなることがわかる．

最後に刺激波形による感覚について見ると，パルス波と有意水準5%で有意差が確認できたのは鋸歯状波と逆鋸歯状波である．これらは最大振幅はパルス波と同じで，刺激時間を

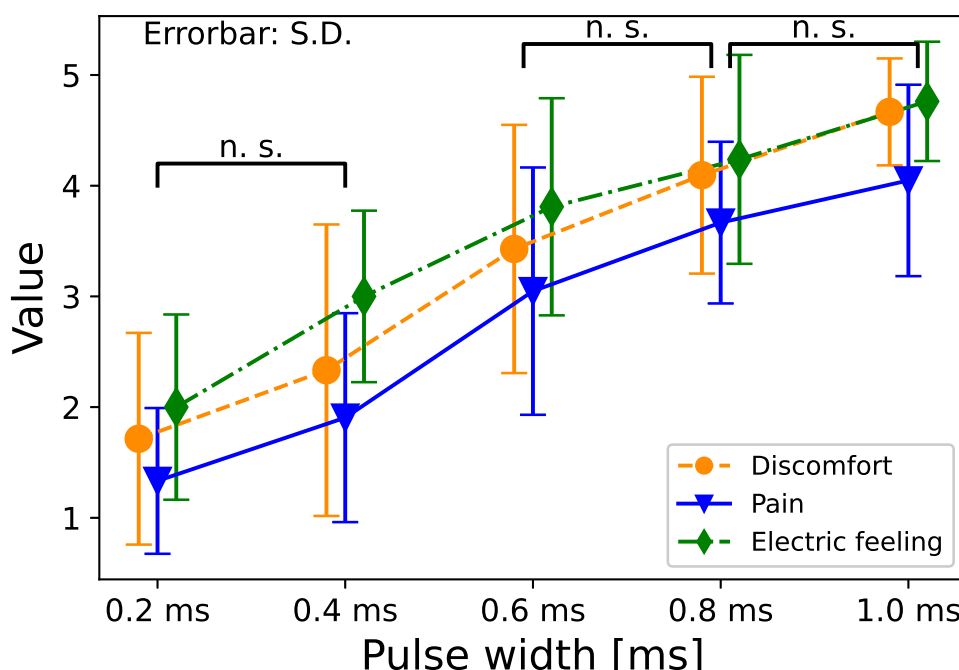


図 2.5: パルス幅による感覚の変化. n. s. 以外では有意差が確認できた ($p < 0.05$)

2倍にしたものであり、より緩やかに電圧が変化する。そのため、不快感や痛み、電気感が下がったと考えられる。

次にそれぞれの条件ごとに電圧と提示力の計測結果を示す。周波数変化による電圧と提示力を図2.7に、パルス幅の変化による電圧と提示力を図2.8に、刺激波形ごとの電圧と提示力を図2.9に示す。グラフの青が電圧を示し、オレンジが提示力を示している。左の縦軸は電圧を表し、右の縦軸が人差し指への提示力を示し、エラーバーは標準偏差を示す。周波数についてみると、電圧はほとんど一定のため、周波数の変化による電圧の変化はほとんどおきていないことがわかる。力については周波数が高くなると提示力も大きくなることがわかる。これは1秒間あたりの刺激回数が増えることで、1秒間あたりに流れる電流量が増えるためだと考えられる。次にパルス幅についてみると、パルス幅が小さいときに電圧が低くなっていることがわかる。これは刺激時間が短すぎると電圧が上がり切らないということを示唆している。提示力はパルス幅が大きくなるにつれて提示力も大きくなる傾向が確認できる。これはパルス幅が大きくなると時間あたりに流れる電流量が増えるためだと考えられる。同様に、パルス幅が小さいと、電圧が低く、時間あたりに流れる電流量も少なくなるため、明らかに提示力が下がっていることも確認できる。

次に、刺激波形ごとの電圧と提示力について考察する。電圧に関しては逆鋸歯状波の、刺激時間を2倍にしたものが低くなっている。これは、最初に最大値で刺激したあと、徐々に電圧が下がっていく波形だが、人体に電流を流すとき、電圧は緩やかに変化するという特徴があるため、電圧が上がり切っていないことが考えられる。これは、通常の鋸歯状波では

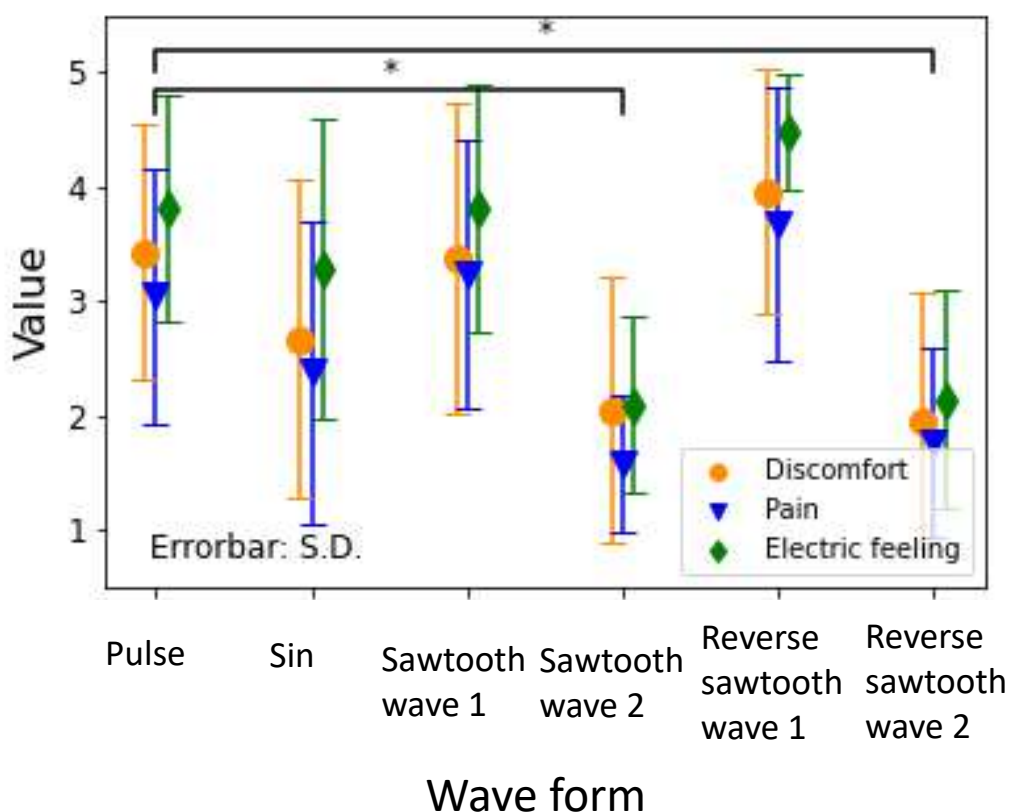


図 2.6: 刺激波形による感覚の変化. パルス波と有意差がある組み合わせのみを図示している ($p < 0.05$)

逆鋸歯状波よりも電圧が上がっていることから裏付けられる. また, 実際には $\sqrt{2}$ 倍の電圧を提示している鋸歯状波1と逆鋸歯状波2ではそこまで大きな電圧が提示されているようには見えない. これは鋸歯状波が徐々に電圧をあげていくという特性上, 最大電圧に達する時間が最後の一瞬のみであることが理由だと考えられる. 逆鋸歯状波についても同様に最大電圧で刺激される時間が最初の一瞬のみであることが理由だと考えられる. 次に提示力についてみると逆鋸歯状波1のみがパルス波よりも大きな力を提示していることが確認できる. これについては特定の参加者のみで著しく大きな力を計測し, それにより平均値も上がっている. これは標準偏差が大きいことから確認できる.

このようになった原因としては, 逆鋸歯状波1の不快感や痛み及び電気感が影響を与えている可能性がある. 図2.6をみると不快感, 痛み, 電気感がすべて高くなっており, 著しく大きな力を計測した参加者の実験後のコメントから, 意図せず指に力が加わっていた可能性が考えられた. つまり, 最初に大きな電圧を加えるために, 3つの望ましくない感覚が大きくなり, それによって余計な力が入ってしまう参加者も見られた. その他の波形については, すべて提示力が小さくなっており, パルス波のように一定の電圧で刺激し続ける方が力を提示しやすいことが確認できた.

次に, 周波数およびパルス幅の変化による提示力の変化について考察する. それぞれ回

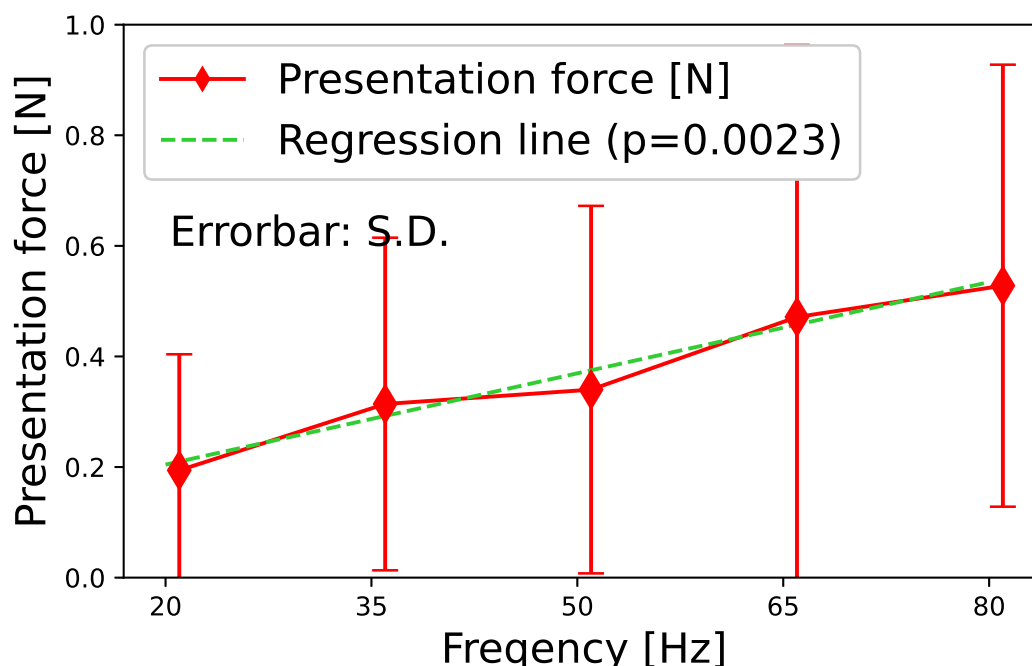


図 2.7: 周波数ごとの電圧と提示力

帰直線を図2.7, 2.8に示す. 周波数と提示力について回帰分析を行ったところ, $p < 0.01$ となり, 周波数によって提示力が変化していることが確認できた. 決定係数は0.10であり, 精度は低い, 相関係数は0.32であり, 弱い正の相関があることがわかった. 次にパルス幅と提示力について回帰分析を行ったところ, $p < 0.01$ となり, パルス幅によって提示力が変化していることが確認できた. 決定係数は0.39であり精度は高くないが, 相関係数は0.62であり, 正の相関があることがわかった. 周波数およびパルス幅を大きくすると時間あたりに流れる電流量が増加することから, 時間あたりに流れる電流量が提示力に影響を与えることが示唆される. つまり時間あたりの電流量を制御することで提示力を制御できる可能性が高い.

これらを踏まえて, 電気刺激に適した波形について考察する. 理想としては不快感, 痛み, 電気感のどれも与えずに力を提示することである. そのため, これら3つの感覚が低くなっている条件に着目すると, 周波数が低く, パルス幅が小さいパルス波が考えられる. しかし, 周波数およびパルス幅を小さくすると提示力が下がってしまう. そのためパルス幅は0.6 ms程度で, 周波数は50 Hz以上が適切だと考えられる. パルス波以外の波形に関しては, パルス波より有意に3つの感覚が下がっている鋸歯状波2と逆鋸歯状波2では明らかに提示力が低くなっており, 適切だと言えない. 逆鋸歯状波1も望ましくない3つの感覚が大きくなっており, 提示力に影響を与える可能性が高いため適していない. つまり, 今回検討した波形では, パルス幅0.6 ms, 周波数50 ~ 80 Hzのパルス波が筋電気刺激に適している. 一方で, 提示力を大きくする, 電気感のみを提示するなど, 目的によっては他の波形

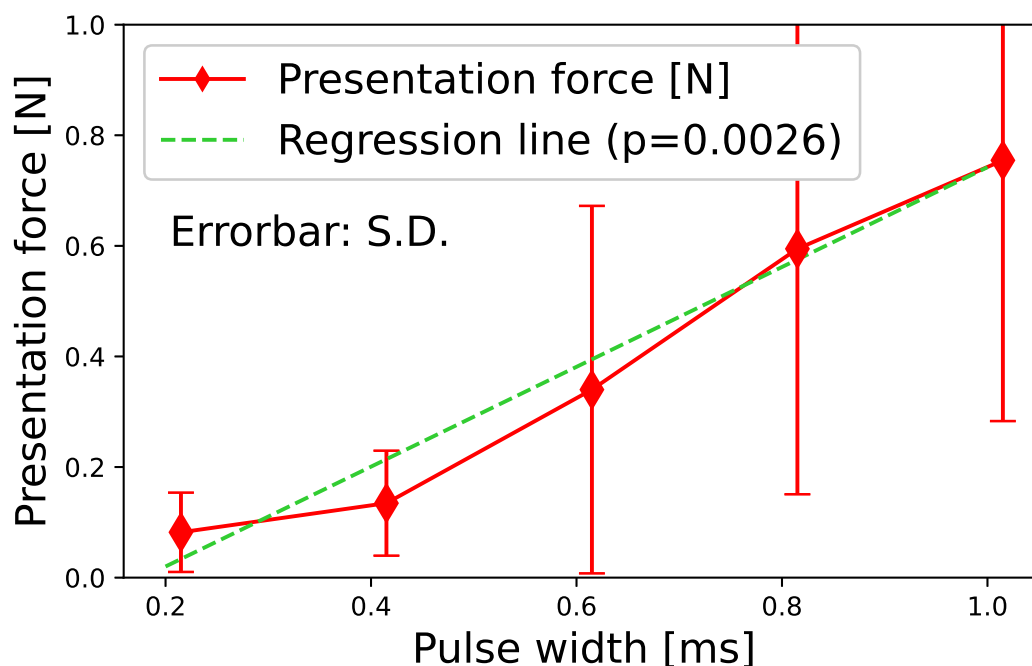


図 2.8: パルス幅ごとの電圧と提示力

が適していることもある。

適した周波数について考察する．図2.4より周波数の変化で3つの感覚は大きく変化しないことがわかった．また，提示力については周波数が高いほうが大きくなる．そのため周波数が高い方が適しているように思える．一方で，参加者から，不快感，電気感，痛さでもない振動刺激されているような感覚が高周波の場合に感じるというコメントが得られた．そのため高周波は適していない可能性がある．また，提示力は 50 Hz の場合でも十分提示できているため，刺激感を抑えるために周波数 50 Hz が適切である．

本節で行った検証結果として，周波数及びパルス幅が大きくなると痛さが増し，電気感も大きくなり，快さは下がるということがわかった．図2.4, 2.4から周波数は 50 ～ 80 Hz, 図2.5, 2.8からパルス幅は 0.6 ms の刺激波形を用いると大きな痛みや不快感を与えることなく力を提示できることがわかった．一方，電気感については抑えることが難しく，電気感を抑えると提示可能な力が抑えられることがわかった．以降の実験ではこれらをふまえて周波数 50 Hz, パルス幅 0.6 ms の刺激波形を EMS に用いる．また，周波数やパルス幅が増えると提示力が大きくなることから，時間当たりの電流量と提示力に線形性が確認できる．つまり提示力を制御することが可能であることが示唆される．そこで，本節で得られた周波数 50 Hz, パルス幅 0.6 ms の刺激波形を $p(t)$ として5.1節でアプリケーションを作成した．

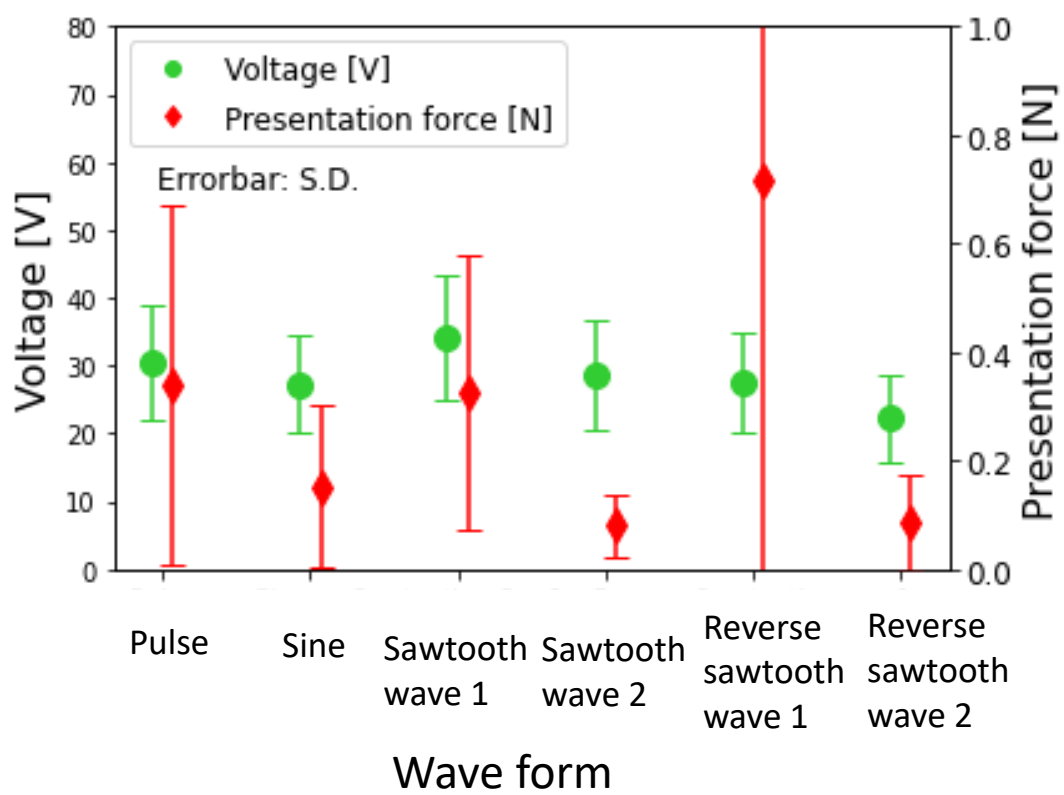


図 2.9: 刺激波形ごとの電圧と提示力

第3章 筋電気刺激の力の特性

インタフェースの要素技術として用いられるようになってきた EMS だが、その力の特性について詳しい報告はほとんどされていない。これは EMS による力が不安定なために正確な測定が困難であることが原因の一つとして考えられる。そこで本論文ではユーザが実際に感じるのは提示した力の最大値であると考えて、その最大値を測定することで提案した同定手法を活かし、EMS による力の評価を行う。3.2節で入力電圧と提示力の関係を測定し、これを用いて3.3節でユーザの主観的等価点 (Point of Subjective Equality: PSE) について恒常法を用いて求める。また、同時に相対弁別閾も求める。次に5節で EMS による力と物理的な力の主観的等価点を恒常法によって求める。まず、本章で使用する恒常法について3.1節で説明する。

3.1 恒常法

恒常法とは精神物理学的測定法の内の基本的な測定法の一つである [41]。精神物理学とは物理的事象とそれに対応する心理的事象の間の関数関係を吟味する科学である。そのため精神物理学的測定法とはそれらの間に何らかの関数表現を与えるための手続きといえる。ある感覚とある感覚が同じかどうか、といった質的判断を問う場合とある感覚とある感覚の差はどれくらいか、といった量的判断を問う場合がある。前者は検出あるいは弁別の問題であり、後者は感覚尺度の問題である。

2つの刺激 S_c と S_s を提示した場合、 S_c の感覚・知覚特性を標準となる S_s に主観的に等価に合わせた場合、 S_c は S_s の等価刺激といい、 S_c の値を主観的等価点 (Point of Subjective Equality: PSE) という。この場合 S_s を標準刺激 (Standard Stimulus)、 S_c を比較刺激 (Comparison Stimulus) という。 S_s と S_c の提示は同時的でも継時的でもよいが S_s は一定に保つ必要がある。 S_c と S_s のどちらが大きいかを答えてもらう、という強制的に二択の内のどちらかを選ばせる二件法を用いた場合、 S_c のほうが S_s より大きいという反応と S_c のほうが S_s より小さいという反応が得られる。これらの割合が1:1となる点、つまりそれぞれの反応の割合が 0.5 となる点が PSE である。また、 S_c のほうが S_s より大きいという反応の割合が 0.75 になる点と PSE の差を上弁別閾、 S_c のほうが S_s より小さいという反応が 0.75 となる点と PSE の差を下弁別閾という。これらの平均値を平均弁別閾といい、丁度知覚することができる差異という意味で丁度可知差異 (Just Noticeable Difference: JND) ともいう。弁別閾は一定ではなく基準刺激 S_s にある程度比例する。この法則を Weber の法則という。ある基準刺激 S_s に対する弁別閾を Δ_s とすると Δ_s の S_s に対する比 Δ_s/S_s を Weber 比または相対弁別閾と呼ぶ。

恒常法はあらかじめ決めておいた比較刺激をランダム順で提示して測定をすすめる。刺激をランダムに提示するためにその他の手法と比較して実験協力者の予想や慣れなどの影

響を受けにくいという点で優れているが、測定に多くの時間を要するという欠点もある。実験協力者は二件法、もしくは三件法で刺激に対する反応を求められ、それぞれの比較刺激にたいする反応の割合を求める。その後正規補間を行うことで PSE と JND を求めていく。具体的には求めた割合を正規分布表から z 値に変換し、最小二乗法で直線補間を行う。これにより以下の式(3.1)の a および b が得られる。

$$z = a + b \times s \quad (3.1)$$

ここで z は z 値、 s は刺激強度を表す。その後、反応の割合が 0.25, 0.5, 0.75 となる点、つまり $z = 0.67449, 0, -0.67449$ となる s を式(3.1)から求めることで PSE と JND を得る。

3.2 入力と提示力の関係

本節では入力電圧と提示力の関係を明らかにするために行った実験について詳述する。測定方法として提示力が 0.20, 0.29, 0.34, 0.37, 0.39, 0.41, 0.44, 0.49, 0.59 N となったときの電圧をデジタルオシロスコープで測定する。これらの値は0.39 N を提示する EMS を基準刺激として3.3節の弁別実験で用いるために設定した。EMS による力は安定しないため2秒間刺激したときの最大値を提示力として計測する。図3.1のように指とフォースゲージを糸で結び、指に提示した力を測定した。本実験は、熊本大学の倫理審査委員会の承認(承認

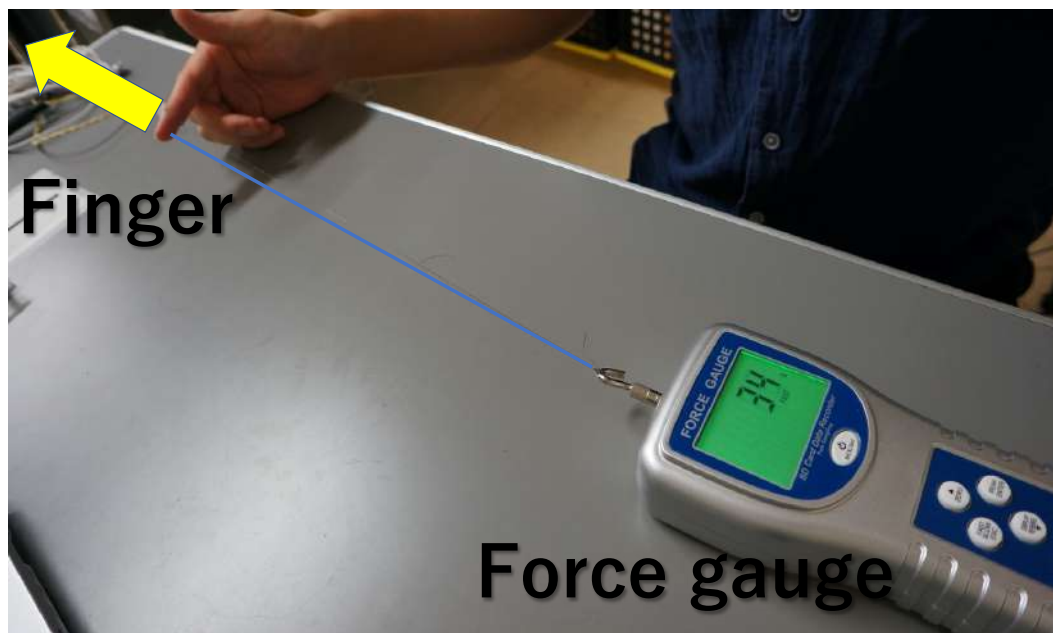


図 3.1: 指に提示した力を測定する様子

番号R1-2) を得て実施されている。また、研究に参加する全ての協力者に対し十分な情報提供を行い、インフォームドコンセントを得ている。実験協力者は 22, 23 歳の健康的な男性 6 名である。

図3.2に測定した結果の平均を示す。点線は対数関数で近似したものである。また、提示

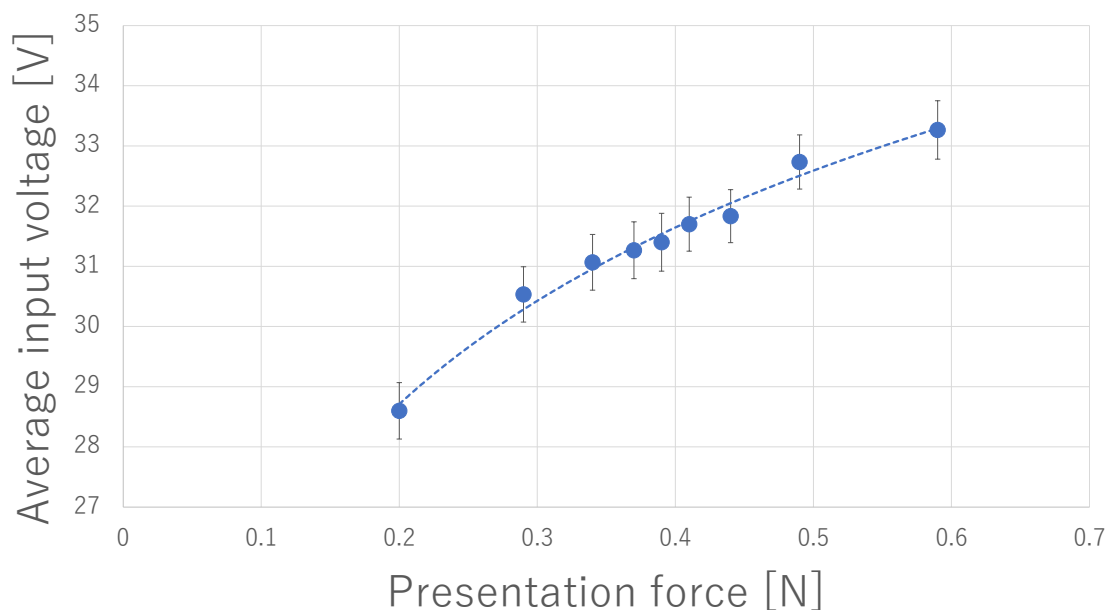


図 3.2: 提示力と電圧の関係

力が 0.20 N となるまでは力が小さく、計測が困難だった。そのためほとんど筋収縮は起きていないと考えられる。これらのことから、電圧が一定以上になるまでほとんど力は提示できず、一定以上になると筋収縮がおこり力を提示できると推測できる。このような現象は人間の筋細胞や神経細胞の仕組みによるものだと考えられる。人間の神経細胞は一定の膜電位をもっており、細胞内の電位が閾値以上になると興奮する [42]。つまり EMS によって細胞内の電位が閾値以上になったときに初めて神経細胞が興奮し、その興奮が筋肉に伝わることで筋収縮起こすためこの現象が観測できると推測できる。また対数関数で近似できることから、わずかな電圧の変化で提示力が指数関数的に増加することがわかる。これは、わずかな差で興奮していなかった神経細胞が興奮し、興奮する神経細胞の数が増え、筋収縮を起こす筋細胞が多くなるためだと考えられる。すべての筋細胞が収縮した場合は、それ以上力は大きくなることはないため、最大値があると考えられるが、電圧を高くすると人差し指の筋肉だけでなく、他の指の筋肉や手首の筋肉なども収縮を起こすため、最大値の測定は難しい。もしくは他の筋肉が収縮を始めた時点が最大値ともいえる。

3.3 筋電気刺激による力の弁別

ここでは EMS の丁度可知差異 (Just Noticeable Difference: JND) を調査するために 3.1 節にて説明した恒常法を用いて行った測定実験について説明する。JND を調査することで、EMS によって力を提示する際に、どれほどの力の差を提示すればユーザがその差を知覚できるかがわかる。JND がわからない状態で触覚の提示を行うと、提示した力の差をユーザが感じ取れない可能性がある。そのため JND を調査することは意図した触覚を提示するために必要である。

筋電気刺激による力の弁別実験

3.2節で測定したデータをもとに 0.39 N の力を提示する EMS を基準刺激とし，比較刺激と比較して，大きいと実験協力者が感じた方を強制 2 択で答えてもらう．比較刺激は提示力が 0.20, 0.29, 0.34, 0.37, 0.39, 0.41, 0.44, 0.49, 0.59 N となる力を用いる．試行は組み合わせごとに 10 回ずつ総計 60 回行った．また，順序効果を排除するために，提示する基準刺激と比較刺激の組み合わせの順番は実験協力者ごとにランダムに決めた．実験協力者は 22, 23 歳の健康的な男性 6 名である．弁別実験中はアイマスクで視覚を遮断し，ノイズキャンセリングヘッドホンからピンクノイズを流すことで聴覚を遮断した．

3.3.1 筋電気刺激による力の弁別実験の結果

図3.3に弁別実験の結果を示す．図中の点は比較刺激のほうが大きいと判断した確率を表

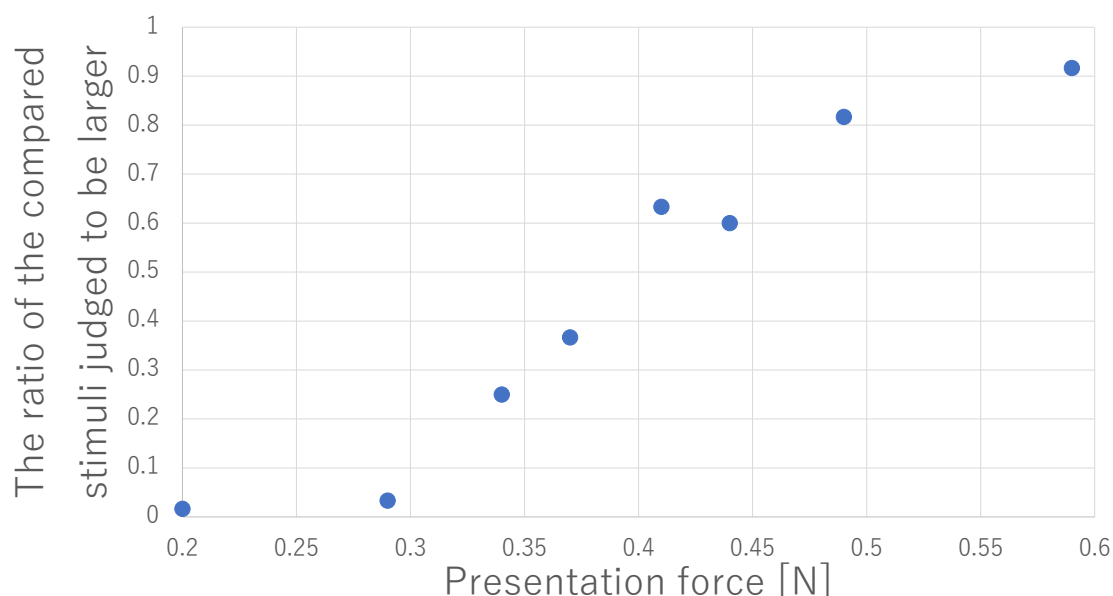


図 3.3: 比較刺激のほうが大きいと判断した確率

している．3.1節で述べた通り，PSE と JND を求める．得られた確率を正規分布表から z 値に変換し，最小二乗法で直線補間した結果，直線の式としては式(3.2)が得られた．

$$z = 9.98s - 4.17 \quad (3.2)$$

PSE および上弁別閾，下弁別閾はそれぞれ式(3.2)に $z = 0$, $z = 0.67$, $z = -0.67$ を代入することで求めることができる．結果，PSE は 0.42, 上弁別閾は 0.49, 下弁別閾は 0.35 が得られた．また，式(3.2)から正規分布の平均値および分散を求めると平均値 0.42, 標準偏差 0.10 が得られた．このことから累積分布関数を重ねて表したものを図3.4に示す．図中の点は比較刺激のほうが大きいと判断した確率を表している．実線は累積分布関数でフィッティン

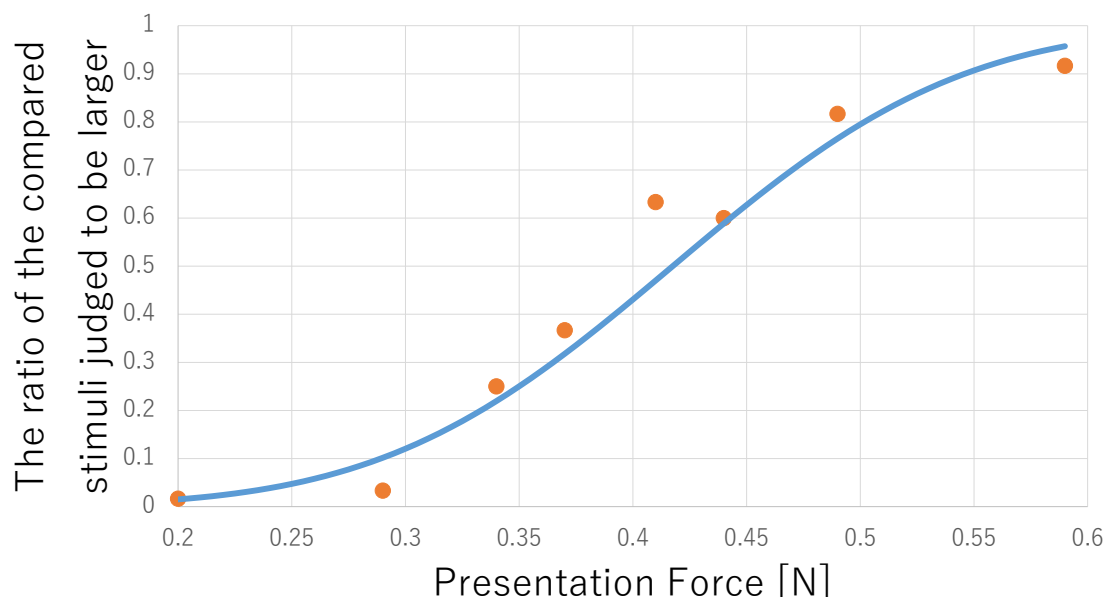


図 3.4: 弁別実験の結果

グした結果である．主観的等価点 PSE は 0.42 N, 上弁別閾値は 0.49 N, 下弁別閾値は 0.35 N となった．これらより JND は $(0.49 - 0.42 + 0.42 - 0.35)/2 = 0.07$ N である．PSE は実際よりも 0.02 N 上となっている．これは EMS による力が実際よりも 0.02 N 程度大きく感じさせるということである．これは実験協力者数および試行回数が 1 つの組み合わせごとに 60 試行と十分でないため誤差である可能性が高い．また JND が 0.07 N であるため提示力に 0.07 N の差があればユーザに力の違いを提示できることがわかる．ただし、これは 0.39 N の提示力を基準とした場合であり、基準が異なると JND も異なる可能性がある．そのため相対弁別閾 (Weber 比) についても求める．基準刺激 0.39 N に対して JND が 0.07 N なので Weber 比は $0.07/0.39 \approx 0.18$ となる．この Weber 比によって基準刺激の大きさが異なる場合でもユーザが弁別できる力を提示できる可能性がある．しかし、基準刺激が異なる場合、Weber 比も変化する可能性があるため、さらなる検証が必要である．次に 3.2 章の結果を合わせて考察するとわずかな電圧の違いでユーザに異なる力を提示することが可能だとわかる．これは同時にわずかな誤差で想定から大きく異なる力を提示することになる可能性があるため注意が必要である．

本実験を通してユーザは力の弁別ができており、PSE も提示力とほぼ同じになり、Weber 比は 0.18 であることがわかった．このことから EMS による力は提示した力の最大値を基準刺激とすることに問題はなく、その基準刺激と Weber 比 0.18 の差があれば異なる力を提示できる可能性があることがわかった．

3.4 筋電気刺激による力と物理的な力の比較

3.3節では EMS による力にどの程度の差があれば弁別することが可能なのかを実験を通して検証した。本節では EMS による力と物理的な力の主観的等価点を恒常法によって調査する。これまで提示した力がユーザが感じる力と同じなのかは明らかになっていない。つまり、物理的に 1 N の力をかけた場合と、EMS で 1 N の力を提示した場合ではユーザが感じる力の大きさが異なる可能性がある。私は筋電気刺激による力とけん引されるような物理的な力との PSE を明らかにする必要がある。PSE がわからなければ、筋電気刺激による触覚提示においてコンテンツの誤認などの問題をひきおこす可能性がある。

3.4.1 筋電気刺激による力と物理的な力の比較実験

実験の詳細について説明する。調査方法は3.4節で説明した恒常法を用いる。これにより、筋電気刺激による力と物理的な力の PSE を特定する。

EMSによる痛み、不快感が少なく、電気感が大きくならないように EMS による 0.3 N の力を基準刺激とし、比較刺激として 0.1, 0.2, 0.3, 0.4, 0.5, 0.6, 0.7, 0.8, 0.9, 1.0 N の力を用いた。これらの比較刺激は図3.5に示すようにモータで糸を牽引し、指につけるアタッチメントを糸で引っ張ることで提示した。比較刺激の大きさは予備実験により確実に基準

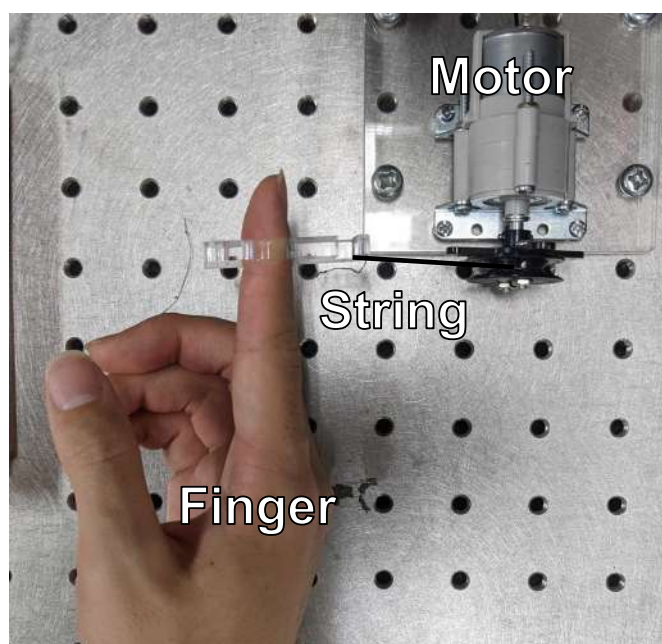


図 3.5: モータで指を引っ張る様子

刺激と比べて大きい、または小さいと判別できるかを考慮して決定した。アタッチメントは図3.6に示すように複数のサイズを用意し、指のサイズに合うものを人差し指の第一関節に装着する。また、これらのアタッチメントはそのまま力センサにも取り付けられることができるため指に提示した力を測定することができる。このアタッチメントを用いて EMS に

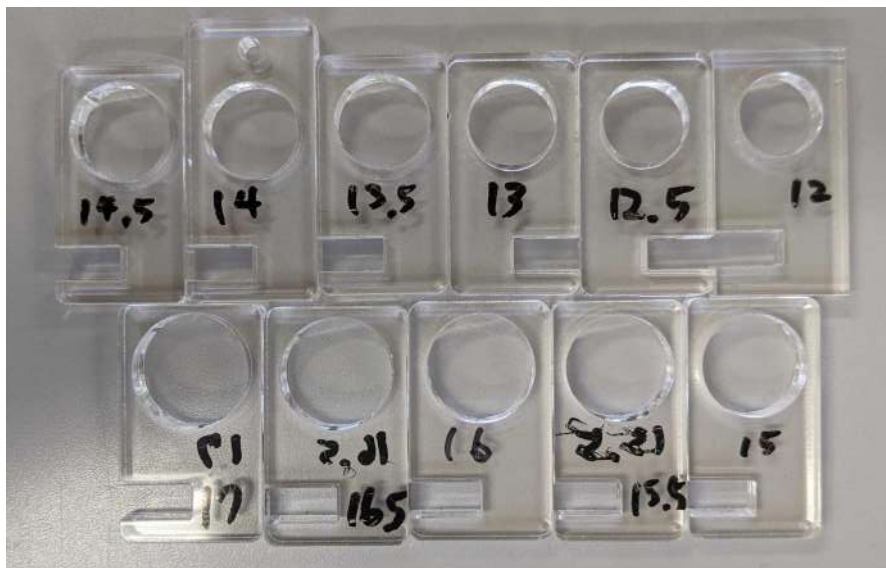


図 3.6: アタッチメント

よる提示力を測定し、0.3 N の力を基準刺激として提示する． EMS による提示力を測定している様子を図3.7に示す． 実験では EMS による基準刺激とモータによる比較刺激を交互

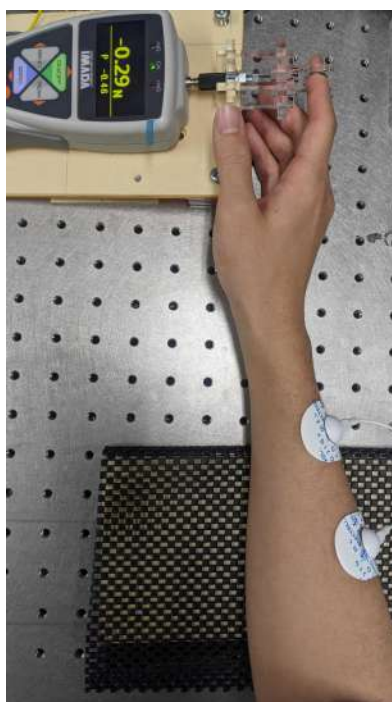


図 3.7: EMS による提示力測定の様子

に提示し、どちらが大きいかを回答してもらう． そのため実験中はアタッチメントを 2 つ用いて図3.8にのように提示力を測定しながら基準刺激と比較刺激を提示する．

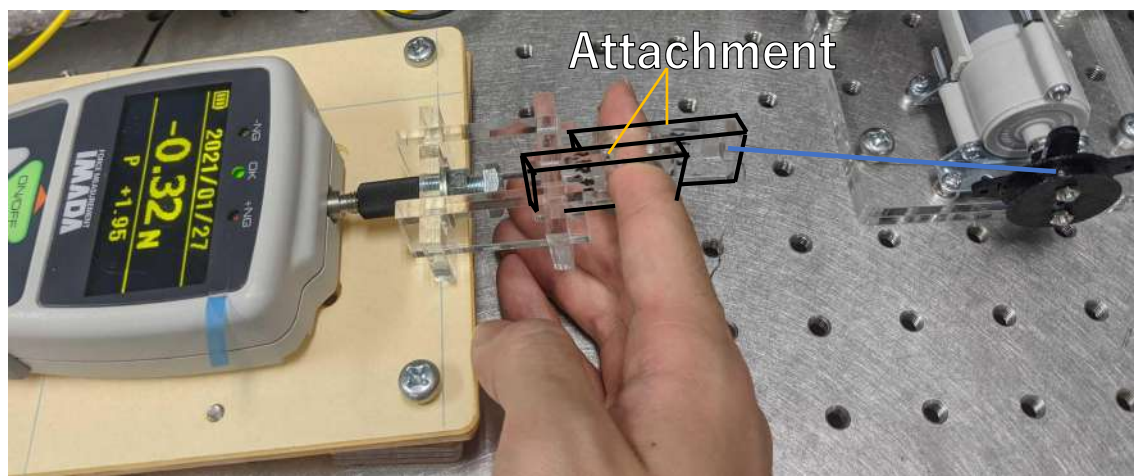


図 3.8: 測定の様子

3.4.2 筋電気刺激による力と物理的な力の比較実験の結果

図3.9に実験結果を示す．図中の点は比較刺激のほうが大きいと判断した確率を表して

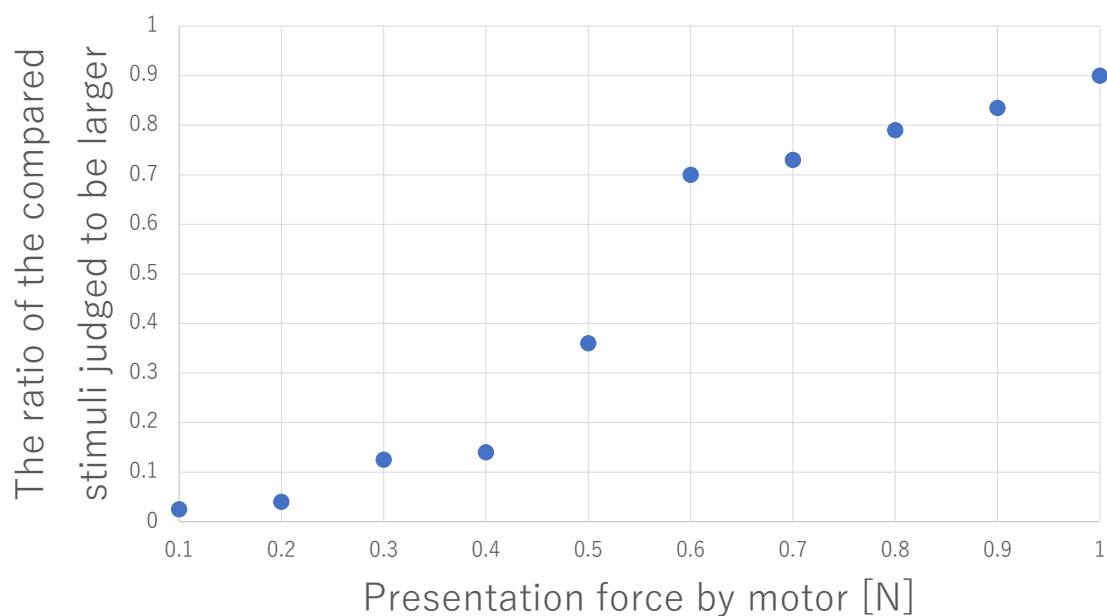


図 3.9: モータによる力のほうが基準刺激である EMS による力よりも大きいと判断した確率

PSE を求める．得られた確率を正規分布表から z 値に変換し，最小二乗法で直線補間した

結果、直線の式としては式(3.3)が得られた。

$$z = 3.8784s - 2.3432 \quad (3.3)$$

PSE は式(3.3)に $z = 0$ を代入することで求めることができる。結果、PSE は 0.60 が得られた。また、式(3.3)から正規分布の平均値および分散を求めると平均値 0.60, 標準偏差 0.25 が得られた。このことから累積分布関数を重ねて表したものを図3.10に示す。縦軸は基準

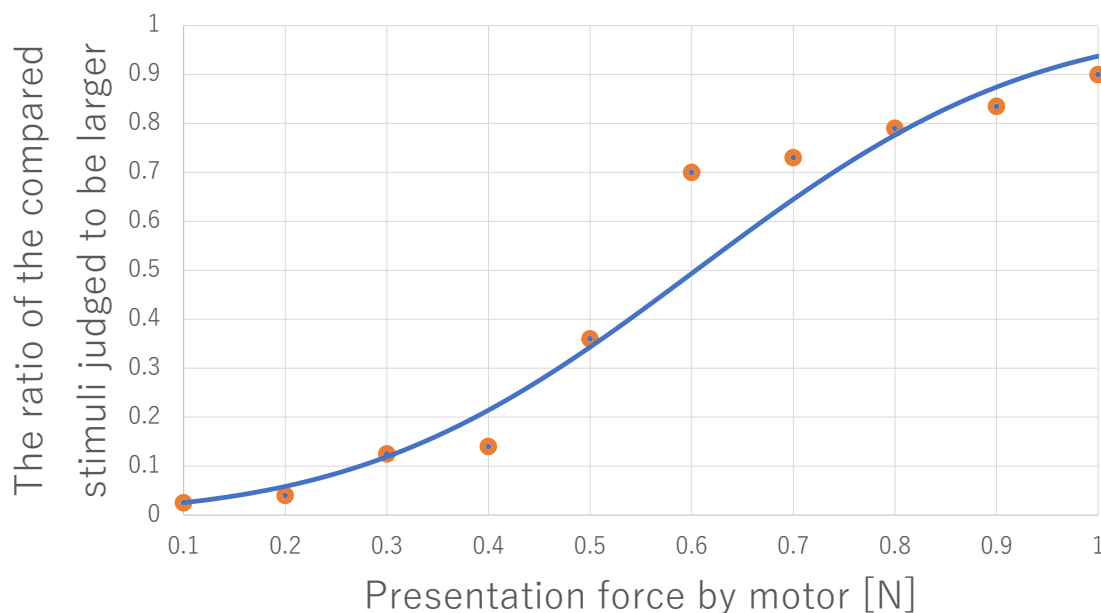


図 3.10: 物理刺激と EMS の比較結果

刺激の筋電気刺激よるに 0.3 N の力よりも比較刺激のモータによる牽引力が大きいと判断した確率を表している。横軸は比較刺激の大きさを表す。各データ点は比較刺激のほうが大きいと判断した割合を示す。実線は累積分布関数で補間した結果である。結果から比較刺激のほうが大きいと判断した割合が 0.5 となる主観的等価点は 0.6 N となった。基準刺激である筋電気刺激による力は 0.3 N を提示しているため筋電気刺激によって提示している力の 2 倍となっている。つまり筋電気刺激による力は物理的な力と比較して 2 倍の大きさを主観的に感じさせている。

この要因として私は 2 つの理由があると考える。1 つは筋電気刺激による筋収縮が遠心性神経を刺激して筋収縮を起こしている点である。通常、外部からの刺激を受けると求心性神経が刺激され、脳にこの信号が伝わる。一方筋電気刺激では遠心性神経を刺激することで筋収縮を起こし、収縮によって発生した力によって同時に求心性神経も刺激されている可能性がある。つまり、筋電気刺激による刺激は遠心性神経と求心性神経の両方が刺激されるため、求心性神経のみが刺激される通常の刺激の 2 倍程度の大きさを主観的に感じさせている。

2 つ目としては筋電気刺激が直接求心性神経を刺激していた可能性も考えられる。筋電気刺激には特有の電気感が発生するが、この原因が求心性神経を電気によって直接刺激し

ているために発生していると考えられる。つまり電気感によって実際の力よりも大きな力が提示されたと感じている可能性である。実験後のコメントをみると 10 人中 5 人の参加者から「少し電気感が気になる」という旨の回答が得られた。一方で電気感はそのままで気にならなかったという回答も得られた。これらのことから筋電気刺激の電気感は主観的に感じる力に影響を与えている可能性があるものの、個人差が存在することがわかる。いずれにしても定量的な検証はできていないため、さらなる実験が必要である。

今回の結果としては筋電気刺激による力のおよそ 2 倍の大きさを主観的に感じているが、提示する筋電気刺激による力が大きくなるにつれ、この比率は変化することが考えられる。そのため今回用いた基準刺激以外の大きさの基準刺激についても実験が必要である。

第4章 筋電気刺激に適した電極の検討

触覚提示手法の1つである筋電気刺激は、近年多く研究されているが、筋電気刺激に使用する電極について、定量的に検証した研究はほとんどない。しかし、電極はユーザとデバイスの境界面であり、実際にユーザに触れるため、電極はユーザの体験に大きく影響するだろう。また、電極の素材や、導電性をよくするためのゲルもしくはペーストの有無によって電気的特性にも影響する。そのため筋電気刺激用の電極について、検証する必要がある。

4.1 電極素材の検討

上述した通り、筋電気刺激用の電極を検討した研究はあまりみられないが、計測用の電極の検討は以前から広く検討されている [43, 44, 45]。計測用の電極は生体内の電気信号の読み取りが目的であり、筋電気刺激の生体を電気刺激するという目的とは逆といえる。しかし、電極の役割は、生体内と外界の電気インピーダンスをマッチングすることであり、目的は異なるが役割は同じである。そのため測定用の電極を筋電気刺激の用途に使用する研究も多い。

また、電極の機能として必要なのは導電性能だけでなく、皮膚に固定する性能も必要である。測定用の表面電極は主に2種類に大別でき、一方は固定するための粘着テープと導電のためのゲルを組み合わせたもの（テープタイプ）であり、もう一方は粘着力と導電性を併せ持つ導電性粘着ゲルを用いるもの（ゲルタイプ）である。テープタイプは粘着力が強く、発汗に強いが皮膚への刺激が強いが、対してゲルタイプは粘着力は弱く、発汗にも弱いが皮膚への刺激は小さい。筋電気刺激は、対象の筋肉を収縮させて身体を動かすため、粘着性が強い方が適しているように思えるが、刺激する部位によっては刺激対象の筋肉が、小さいために何度も電極を貼りなおし、細かな調節をする必要があるため、皮膚への刺激が小さいゲルタイプが用いられることが多い。

筋電気刺激を触覚フィードバックに用いる際に、調整の必要性や電極の粘着性が低いことは障害となる。しかし、この粘着性の問題はリストバンド等で固定することで解決できる。つまり、粘着性がない素材も電極として用いることが可能である。そのため、今回はテープタイプの電極とゲルタイプの電極に加えて、シリコンゴムの素材の電極について、導電性について検証する。本節ではそれぞれの電極の導電性について検証した実験について詳述する。

4.1.1 実験に使用した電極

本節では、各種電極の導電性の比較検証のための実験に使用した電極について述べる。上述した通り、測定用の電極には主にテープタイプの電極とゲルタイプの電極がある。今回はこれらの電極に加えて、素材としてシリコンゴムを用いたゴムタイプの電極の検証を行う。また、同時に筋電気刺激用のジェルの有無による違いも検証する。図4.1に今回使用する電極を示す。上の2種類がゴムタイプの電極で、真ん中の3種類がテープタイプの



図 4.1: 使用する電極

電極、下の1種類がゲルタイプの電極である。今回はこれら5種類の電極を用いる。実験では、ゴムタイプの左側の電極を布電極 (Cloth electrode)、もう一方をゴム電極 (Rubber electrode) と呼ぶ。テープタイプの電極は左からテープ電極大 (Large tape electrode)、テ

プ電極小 (Small tape electrode), テープ電極透明 (Transparent tape electrode) と呼ぶ。ゲルタイプの電極はゲル電極 (Gel electrode) と呼ぶ。また、導電性をよくするために筋電気刺激用のジェルとしてプリマール株式会社のエステクリアーシェルを用いる。

4.1.2 電極素材の評価実験

本節では、今回用意した電極の電気的特性についての評価実験について説明する。用意した電極の単独での抵抗値および、電極を装着した際の人体も含めた抵抗値を計測する。電極を装着した際の抵抗は筋電気刺激用ジェルを使用した場合と使用しなかった場合でそれぞれ計測する。測定は各 3 回ずつ行う。また、その時に、各電極を利用した筋電気刺激を人体に与えたときの痛みの強度について 5 段階で評価する。本実験は、熊本大学の倫理審査委員会の承認 (承認番号 R1-2) を得て実施されている。また、研究に参加する協力者に対し十分な情報提供を行い、インフォームドコンセントを得ている。今回の実験は著者の 1 人のみで行ったため、痛みのスコアについては参考値である。実験で使用する波形は 2.3 をもとに周波数 50 Hz, パルス幅 0.6 ms のパルス波を用いる。

初めに筋電気刺激用のジェルを使用しなかった場合の結果を図 4.2 に示す。緑が電極と身体を含めた抵抗値で、赤が痛みのスコアを表しており、痛みのスコアは大きいほど痛みが大きいことを表す。エラーバーは標準偏差である。布電極を使用した場合の人体を含む抵

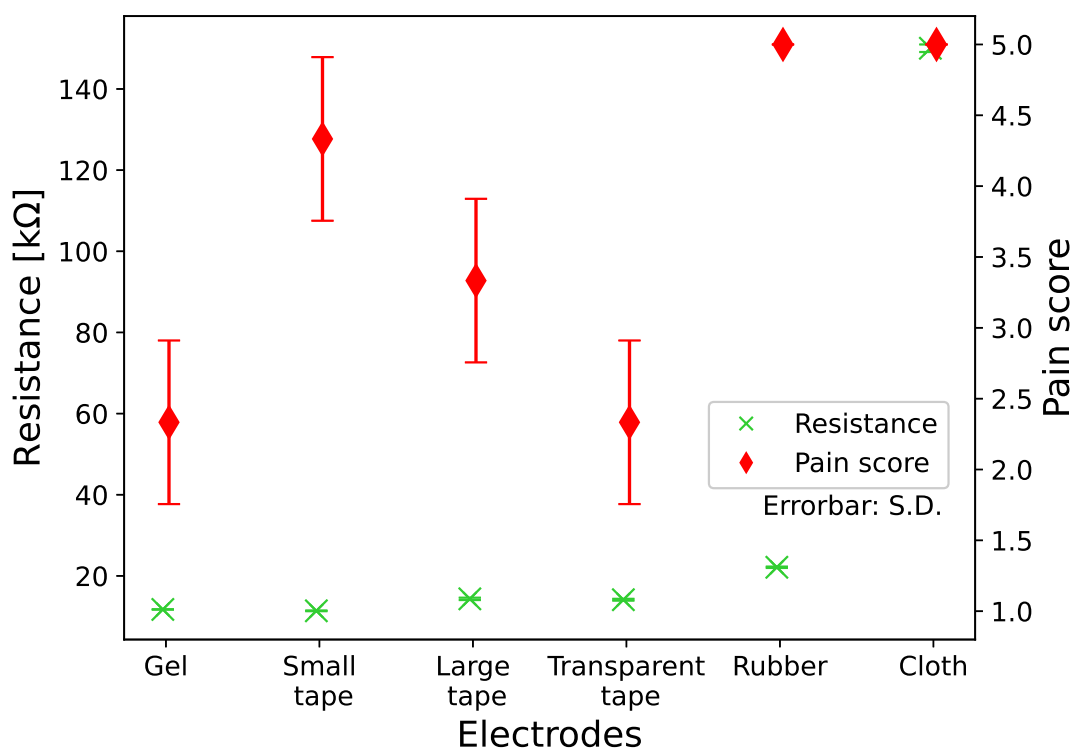


図 4.2: ジェルなしの結果

抗値が大きくなっている．痛みはシリコンゴムを使用した電極 2 つは高くなっている．また，テープタイプの電極は小さいほうが痛みが強くなっている．

次に，ジェルを使用した場合の結果を示す．ジェルなしの場合と比較して，すべての電極

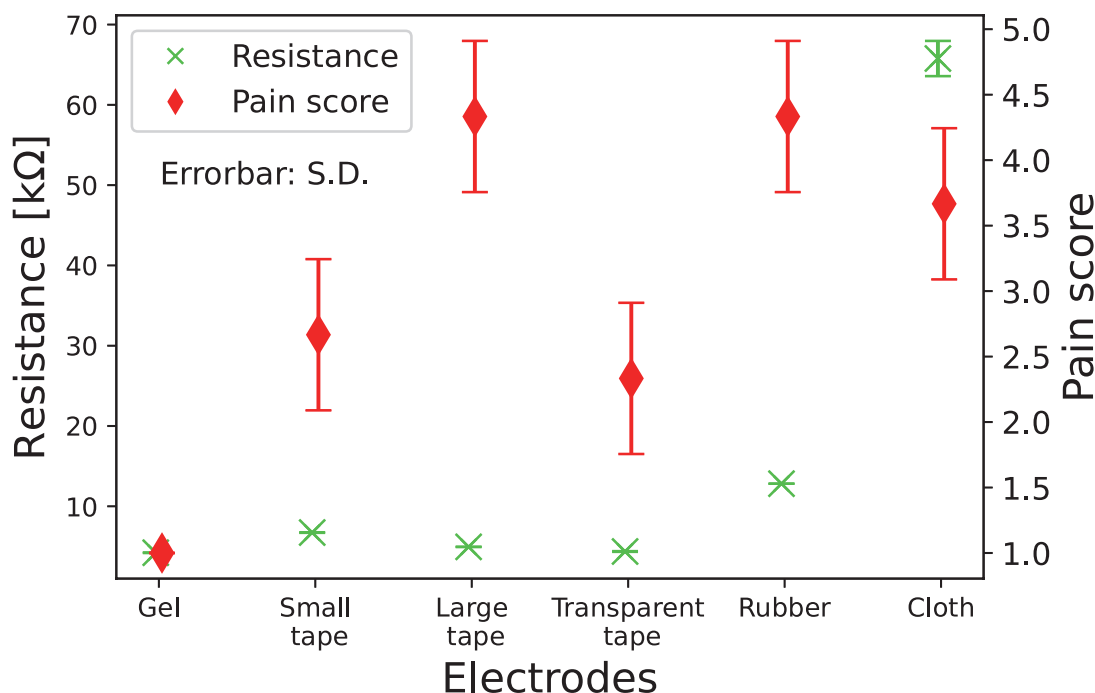


図 4.3: ジェルありの結果

において抵抗値が下がっていることが確認できる．また，痛みも抑制されていることがわかる．このことから全体の抵抗値を低くする，つまり伝導性を高くすれば痛みを抑えることができ，電極として適していると考えられる．

次に，電極単体の抵抗値を測定したところ，50 ～ 400 Ω 程度となった．布電極は電極自体の 120 Ω 程度と抵抗は小さいが，筋電気刺激用の電極として用いると非常に大きな抵抗となっている．この原因として考えられるのは，布電極の素材が考えられる．布電極の素材はウレタン系の導電性ゴムを用いている．この素材は抵抗は大きくないが，布のような材質のため人体との接触面積が他の電極に比較して小さくなった可能性がある．また，実験者一人の結果ではあるが，痛みの指標も考慮にいと考えると，ゴムを素材とした電極は，2 つとも痛みのスコアが高くなっている．このことから，導電性ゴムの電極は痛みを生じさせやすいと考えられる．また，ゲル電極は，電極自体の抵抗は大きい，筋電気刺激用の電極として用いた際の抵抗は他の電極と比較して小さくなっており，痛みも小さいことから，筋電気刺激用の電極として適していると考えられる．テープタイプの電極はゲル電極と比較すると痛みの指標が大きくなっており，ゲル電極の方が適していることがわかる．また，人体と電極の合計の抵抗値と痛みの相関係数は 0.45 となり正の相関があることがわかった．図 4.4 に示す散布図からも相関が確認できる．まとめると，筋電気刺激用のジェ

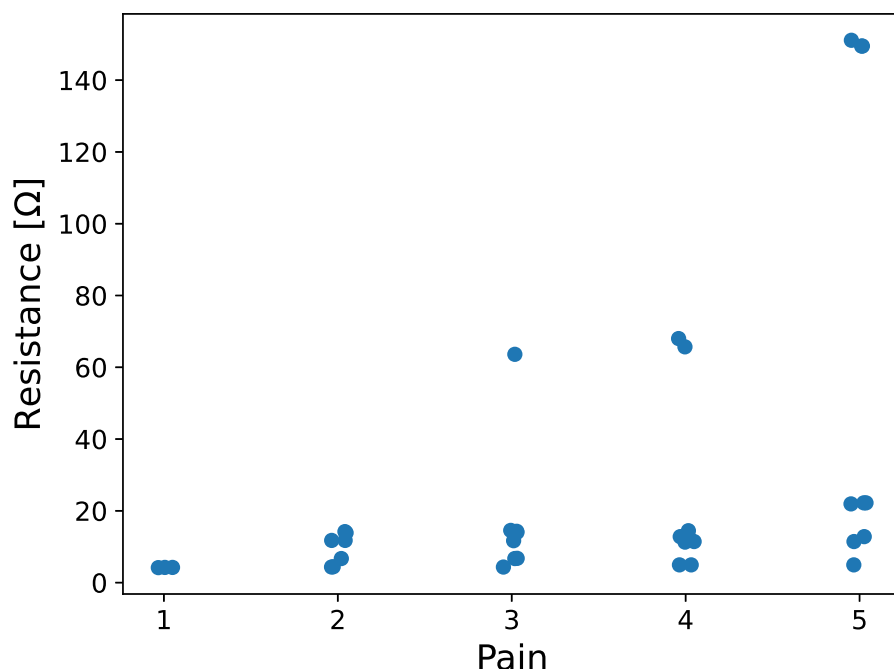


図 4.4: 痛みと抵抗値の関係．散布図の痛みのスコアプロットは実際には 1 ～ 5 の離散値だが、重なりを抑止するため横方向に少し変動させている

ルを用いることで痛みを抑えることができることがわかった．また，導電性ゴムを素材とした電極は痛みが大きくなり，筋電気刺激用の電極として適していない可能性が高いことがわかった．一方で，ゲルタイプの電極は痛みを抑えることができるため電極として適している可能性が高い．また，人体と電極の合計の抵抗値と痛みの相関係数は 0.45 となったため，痛みと抵抗値には正の相関があることがわかった．つまり，人体と電極の合計の抵抗値を低くすることで，痛みを抑えることができるため，導電性を良くするジェルは有効である．

4.2 電極に必要な空間分解能の調査

筋電気刺激を触覚提示に用いる際に，問題となる点がある．それは個人ごとに適切な電極位置を設定する必要があることである．人体組成には筋肉量や脂肪量，神経系の分布などに細かな個人差があるため，ある筋肉を刺激するために適切な位置は，個人ごとに異なる．また，少しの電極位置の違いで狙った筋肉の収縮を起こせないことが多い．そのため何度も電極位置を調整する必要があるため，多くの時間がかかる．この問題点は測定用の電極をそのまま用いているだけでは解決することは難しい．そこで私は刺激位置を変更可能な電極が必要であると考えた．刺激位置を変更可能な電極を作成するにあたり，どの程度の細かさで調節する機能が必要なのかという分解能を決定する必要がある．なお，本節では電極の大きさは一定にする．本節では筋電気刺激に適した電極の空間分解能を調査し，その

結果について詳述する。

4.2.1 解像度測定実験

本節では筋電気刺激に適した電極に必要な分解能を検証するために行った実験について詳述する。必要な分解能を決定するためには、電極を移動した際に、十分な力を提示できなくなる点を調査する必要がある。そのため、今回は示指において 0.4 N 程度の力を提示し、その電極位置から 5 mm ずつ電極を移動し、力の変化を測定する。筋電気刺激による力は不安定なため、5 ms 間刺激し、その平均値を測定結果とする。力の測定には株式会社イマダの ZTA-50 N を用いた。電極はアズワン株式会社の ECG 電極 Medico MSGLT-04 を用いた。電気刺激の波形としては周波数 50 Hz, パルス幅 0.6 ms, のパルス波を用いた。本実験は、熊本大学の倫理審査委員会の承認 (承認番号 R1-2) を得て実施されている。また、研究に参加する全ての協力者に対し十分な情報提供を行い、インフォームドコンセントを得ている。実験協力者は 6 人 (平均 22.8 歳, 標準偏差 1.3) で、全員右利きの健康な男性だった。実験の様子を図 4.5 に示す。

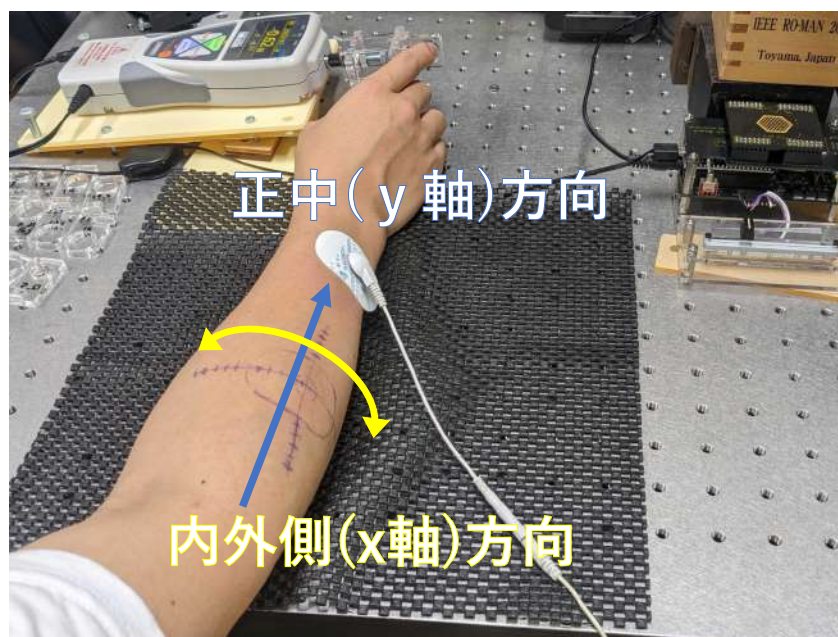


図 4.5: 実験の様子および電極を移動する方向

具体的な実験手順としては初めに示指の筋肉を効率よく刺激できる電極位置を探索し、電極を配置する。この時の電極位置を原点とする。電圧は、その電極位置において 0.4 N の力を提示できる強さで固定し、同じ実験協力者に対して電圧は変化させない。正中方向を y 軸、内側および外側方向を x 軸とすると、原点から ± 5 mm ずつ移動させ、それぞれの点において提示力を測定する。移動距離は最大で ± 25 mm とする。測定は実験協力者 1 人につき各点で合計 3 回測定する。

4.2.2 解像度測実験の結果および考察

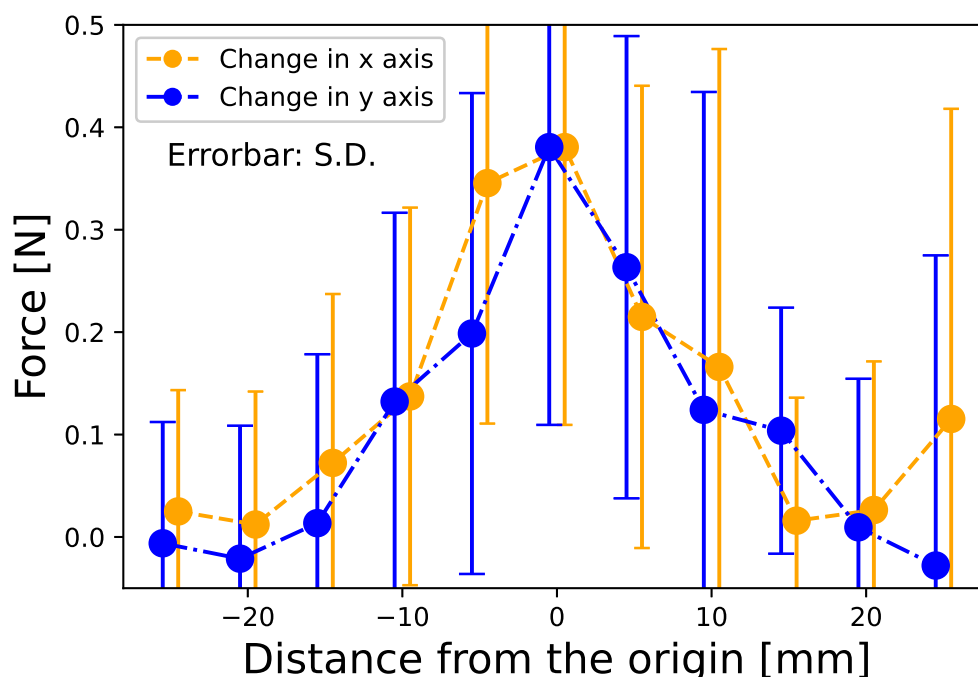


図 4.6: 各距離における提示力. 視認性を良くするため x 軸方向にずらしている

実験結果を図4.6に示す. 緑が正中方向 (y 軸) に関する結果で, 黄色が内外側方向 (x 軸) に関する結果である. どちらの結果についても原点から 10 mm 以上離れると提示力が半以下になっていることがわかる. このことから最低でも必要な 10 mm の分解能が私が目指す電極には必要であると考えられる. また, x 軸方向に関しては -5 mm でも大きく提示力はさがっていない. このことから x 軸方向の方が y 軸方向と比べると必要な分解能は大きくても問題ない可能性がある. 一方で y 軸に関しては ± 5 mm で 1 N 程度下がっており, 5 mm の分解能が適切であると考えられる. また, 全体的に標準偏差が大きいこと, 個人差が大きいということがわかる. そのため適切な分解能も個人ごとに異なることに留意する必要がある.

また, 原点からの距離が 25 mm 程度離れると提示力が上がる傾向がみられる. これは他の指の筋肉を刺激してしまい, 筋収縮がおこり, その影響で示指も動くため, このような結果になったと考えられる.

実験結果から, 筋電気刺激に適した電極に必要な分解能は x 軸方向に関しては 5 ~ 10 mm, y 軸方向に関しては 5 mm 程度が適切だと考えられる. また, 今回は示指の筋肉という小さい筋肉に対しての実験だったため, 他の筋肉を対象とする場合は結果が異なる可能性が高い.

第5章 筋電気刺激による凹凸感の提示

これまで、筋電気刺激による触覚提示のための条件を検証してきたが、筋電気刺激による触覚提示の有効性を検証する必要がある。本章では5.1節で詳述する剪断力提示デバイスを用いて剪断力による凹凸錯覚を提示可能かどうかを定量的に評価し、筋電気刺激によるAR的触覚提示の有効性を検証した。

5.1 剪断力提示デバイスによる凹凸錯覚

EMSによる力覚提示を用いて今回行った触覚ARについて説明する。今回は先行研究[17]と同様に図5.1に示すようにスクリーン上で移動する指先に対して剪断力を重畳することでAR的触覚刺激を提示する。先行研究[17]ではSPIDAR[46]という糸による物理的な力に

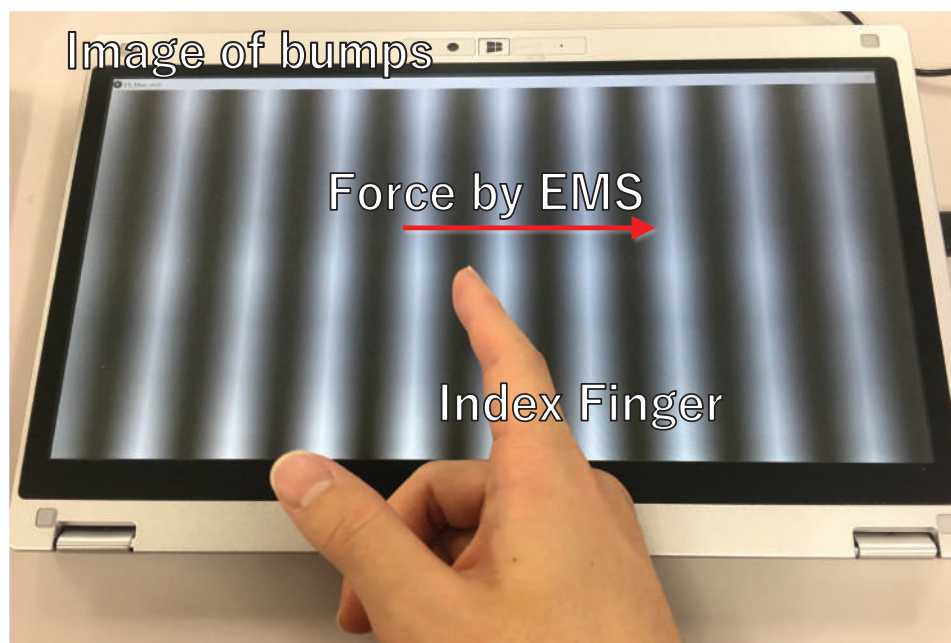


図 5.1: タッチスクリーン上で示指にかかる力

よってさまざまな触覚提示を行う空間インタフェースをもとに作成されたSPIDAR Mouse[13]というディスプレイ上での力提示デバイスを用いて凹凸錯覚を提示している。本論文ではこのSPIDAR Mouseの代わりにEMSを用いて力を提示することで凹凸錯覚を提示する。また、刺激については先行研究[17]を参考にユーザとバーチャル凹凸が接触している場

所の傾きにしながら提示される力を変化させ、凹凸錯覚を提示するものとする。

以下では具体的に式を用いて力の変化を説明する。人差し指の伸筋および屈筋の二方向の力を提示できるのであれば凹凸の傾斜通りに力を変化させればよいので、凹凸形状の傾きによって力はきまる。つまりディスプレイ横方向を x 軸にとり、凹凸の形状を $s(x) = \sin(x)$ とした場合、 $s(x)$ を微分した $\cos(x)$ に比例した力の変化を提示すればよいので、力を $f(x)$ 、指の位置を x とすると式(5.2)になる。

$$f(x) \propto \frac{ds(x)}{dx} \quad (5.1)$$

$$\propto A \cos x_{finger} \quad (5.2)$$

しかし、図5.2に示すように指の屈筋が腕の深部に位置しているため伸筋と屈筋への同時刺激は難しい。そこで本研究では伸筋のみを利用して刺激を行う。そのため、上式(5.2)に類

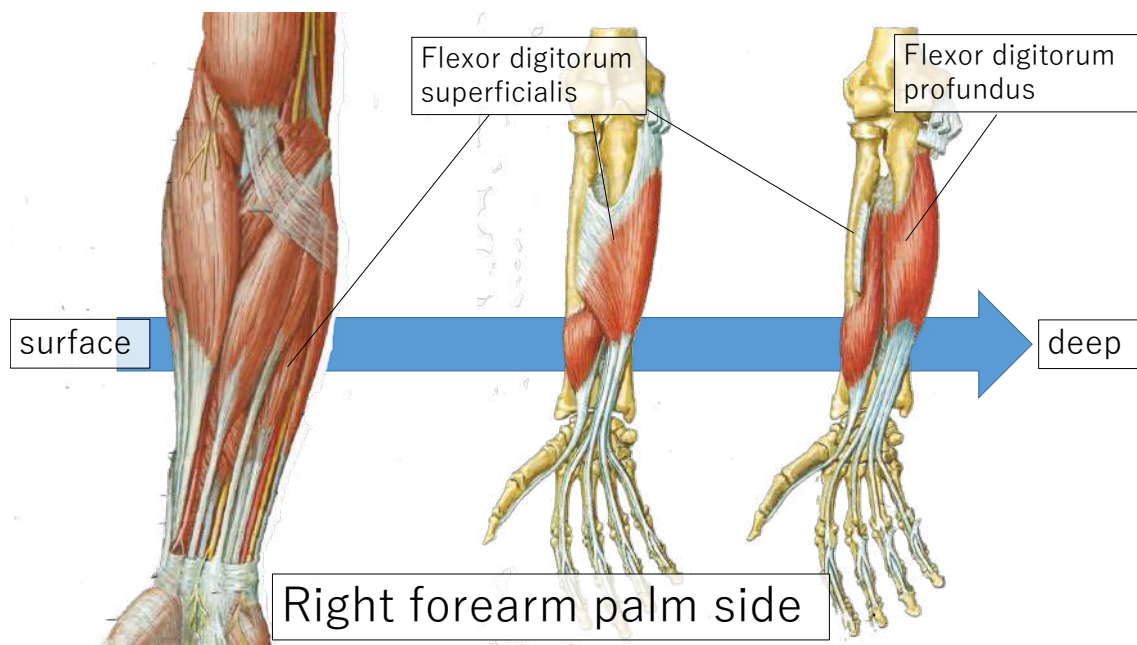


図 5.2: 浅指屈筋と深指屈筋の位置[47]

似した刺激を伸筋の一方向のみで表現するためオフセットとして 1 を加える。つまり力の変化は式 (5.3) になる。

$$f(x) \propto A(\cos x + 1) \quad (5.3)$$

このオフセットにより凹凸形状の頂点でも一定の力を受ける。つまりユーザは傾きがないところで力を受ける。この力を基準として負の傾きの時は基準より小さくし、正の傾きのときは基準より小さくすることで伸筋の一方向の力のみで凹凸を表現する。

また、提示する力を $f(x)$ 、測定により決定した実験協力者ごとの信号値の最大値を Max とすると式(5.4)となる。2.3節より、刺激波形パルス幅 0.6 ms, 周波数 50 Hz が適切なので、

これを $p(t)$ とし, $f(x)$ と掛け合わせることで入力波 $v(x, t)$ を作成した.

$$f(x) = \frac{Max}{2} \cdot (\cos x + 1) \quad (5.4)$$

$$v(x, t) = p(t) \cdot f(x) \quad (5.5)$$

Max をかけることで式(5.3)は, 指が触れたバーチャル凹凸の傾きに依拠して0から Max まで変化する. 本研究では Max は参加者ごとに決定した. この EMS による触覚 AR を他の 2 つの既存手法と比較して EMS を用いて触覚 AR を行うことが有効かの検証を5.2節で行う.

5.2 既存手法との比較実験

EMSを触覚 AR に用いることの有効性を検証するために, 平面ディスプレイ上において EMS による凹凸錯覚提示手法と, 既存の剪断力を用いた凹凸提示手法, 振動提示手法をそれぞれ評価し, 評価結果を比較した. 2 つの凹凸錯覚と振動提示は手法ごとに 3 つの刺激強度のものを用意した. 以下に用意した凹凸錯覚提示, 振動刺激をそれぞれ示す. それぞれの力の大きさは予備実験および3.4節の結果を参考に, 同じ程度の大きさに感じるように設定した.

EMS1: Force Gaugeで 0.30 N 相当のEMS

EMS2: Force Gaugeで 0.45 N 相当のEMS

EMS3: Force Gaugeで 0.60 N 相当のEMS

Vibration1: 周波数 100 Hz, 振幅 5.3 V の正弦波の振動刺激

Vibration2: 周波数 100 Hz, 振幅 6.0 V の正弦波の振動刺激

Vibration3: 周波数 100 Hz, 振幅 6.7 V の正弦波の振動刺激

SPIDAR1: 0.6 N の剪断力刺激

SPIDAR2: 0.9 N の剪断力刺激

SPIDAR3: 1.2 N の剪断力刺激

EMS は筋電気刺激による凹凸錯覚提示手法, Vibration は振動子による手法, SPIDAR は Saga ら [17] と同様に SPIDAR mouse を用いた剪断力による手法である. 振動子による手法の刺激強度は振動子に入力する波形を示している. 比較刺激の振動子には, Force Reactor (Alps Alpine, Co., Ltd.) を利用した. 各条件の数字は刺激強度を表す. 刺激強度は主観的に実凹凸と類似度が高いと感じたものを使用した. 実凹凸は波長 30 mm で振幅 1 mm, 2 mm, 3 mm のアクリル製の正弦波形状の凹凸を用意する. 実験協力者は凹凸錯覚刺激もしくは振動刺激と, 実凹凸を 1 つずつ提示され, その類似度に依拠してマグニチュード推定法

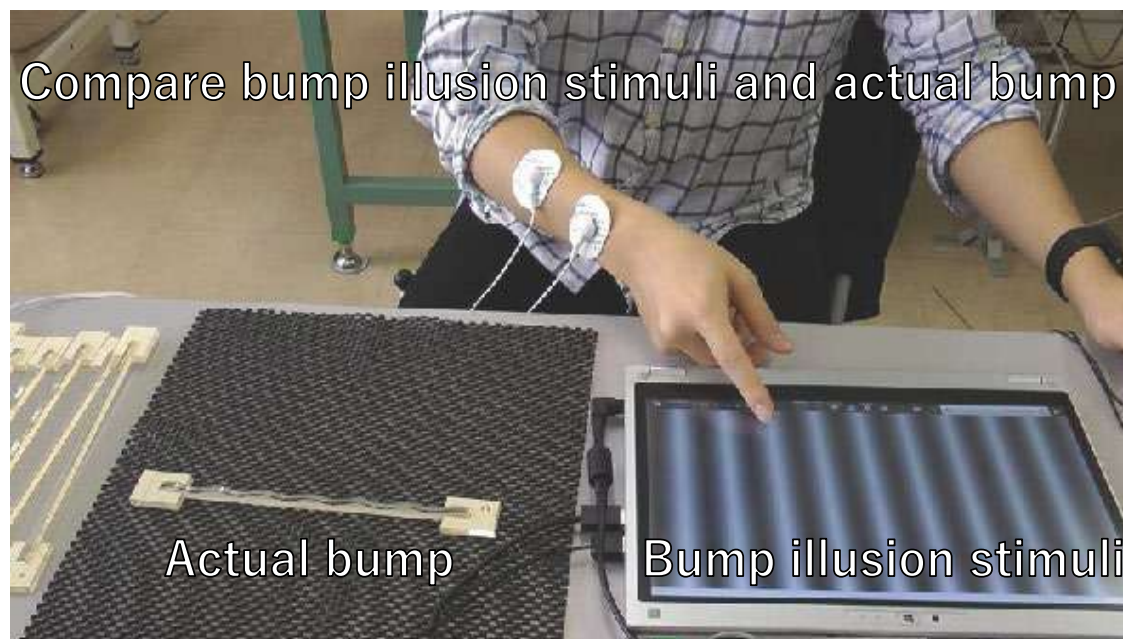


図 5.3: EMS による凹凸の評価実験の様子

により主観的に点数をつける．提示する凹凸錯覚刺激もしくは振動刺激と，実凹凸はそれぞれランダムに決定し，順序効果を排除した．実験の様子を図5.3に示す．実験協力者は 21 ～ 23 歳の全員右利きの健康な男性合計 11 人で行った．触察する際の指を対象に押し付ける強さや指の動かし方は事前に練習してもらっており，すべての実験協力者がほぼ同じ速度 (約 80 mm/s)，同じ強さ (約 0.3 N) で触察している．実験中はヘッドホンからピンクノイズと触察する際の指の速さの基準となるメトロノーム (50 BPM) の音を流し，その他の音を遮断した．視覚は遮断せずに凹凸錯覚刺激に触れる場合は図5.4 のような凹凸を模した画像を見ながら触察してもらう．

5.3 既存手法との比較実験の結果

図5.5にすべての集計結果を示す．縦軸の点数はマグニチュード推定法により集計した類似度を表している．最大値は 1 となるように正規化し，値が大きいほど類似度が高いことを表している．この結果について詳しく議論していく．凡例の名前は手法，刺激強度，比較した実凹凸刺激の振幅 (mm) を表している．例えば，EMS2-1 は EMS による手法の刺激強度 2 の凹凸錯覚刺激と，振幅 1 mm の実凹凸を比較した結果を表している．また，VisualOnly は視覚情報だけを提示し，タッチスクリーンからの実際の触覚以外に付加的な触覚情報は提示しなかった場合であり，数字は比較した実凹凸の振幅 (mm) を表している．

初めに手法ごとに Tukey 法を用いて多重比較検定を行ったところ，図5.5中の*が示すような有意差が有意水準 5%でみられた．有意差のある対応から，EMS3-1 と SPIDAR3-1 の類似度が他に比べて低くなっていることがわかる．これは提示している力が，実凹凸から



図 5.4: ディスプレイに表示する凹凸を模した画像

受ける刺激に比べて強すぎるものが原因であると考えられる。Vibration3-1 は同じように最大の刺激強度で一番小さな凹凸と比較しているが、今回用いた振動子では大きな刺激を提示できないため、著しい類似度の低下はみられない。このことから EMS 及び SPIDAR は振動子よりも大きな刺激を提示できるとわかる。

次に比較した実凹凸の振幅ごとに Tukey 法で多重比較検定をおこなったところ図5.6に示すように EMS3-1 以外の全ての条件と VisualOnly との間に有意水準 5%で有意差がみられた。このことから視覚刺激のみの場合と比べると、各触覚提示手法は実凹凸と類似度が高い情報をユーザに提示できていることがわかる。

さらに各手法と振幅ごとに評価が最も高かったものを図5.7 に示す。図中の*は有意水準 5%で有意差があることを示す。なお検定はTurkey法を用いて多重比較した。振幅 1 mm, 2 mm の実凹凸に対しては手法間で有意差はみられなかったが、振幅 3 mm の実凹凸に対しては EMS と Vibration の間に有意差がみられた。このことから 3 mm の実振幅との比較刺激において、EMS は Vibration よりも実凹凸との類似した刺激を提示することに優れている。また、SPIDAR と有意差はなく、類似度もほとんど同じことから EMS は SPIDAR と同程度の表現力を持っていると考えられる。つまりEMSは、糸による剪断力刺激と同程度に実凹凸と類似した刺激を提示できていることがわかる。このようになった理由として考えられることは、EMS と SPIDAR はともに剪断力を利用している点あげられる。使用している力の大きさは異なるが、主観的には同程度に感じる力を使用しているために、EMS と SPIDAR は比較的高い評価を得られたのだろう。一方で Vibration は振動を利用しているため、ユーザは凹凸からうける力を感じることができずに評価が低くなったと考えられる。

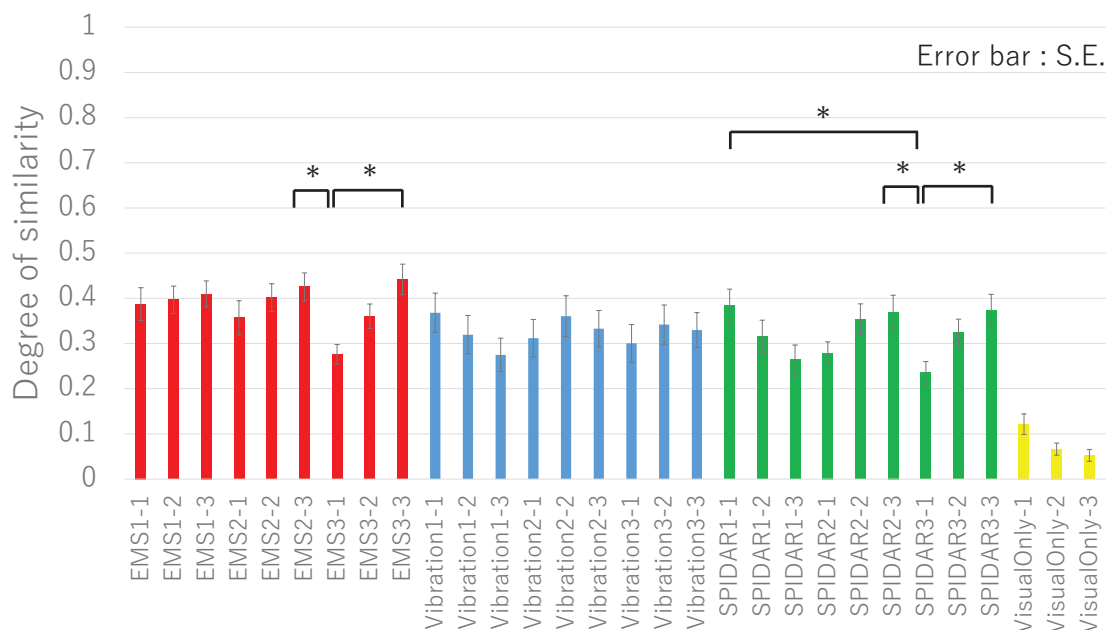


図 5.5: 全体の結果. 縦軸は類似度. 手法, 刺激強度, 比較対象の凹凸の振幅の 3 つの変化項目がある. 手法は EMS, 振動刺激, SPIDAR の 3 つ, 刺激強度は 1, 2, 3 の 3 つ, 振幅は 1, 2, 3 mm の 3 つがあるため合計 27 通りのすべてを示している. 赤が EMS, 青が振動刺激, 緑が SPIDAR による手法の結果. 黄色のグラフは触覚提示を行わずにディスプレイ上の凹凸を模した画像を触った結果を示している.

次に手法と刺激強度の組み合わせが最も実凹凸と類似度が高くなったものを図5.8にまとめる. 実凹凸の振幅が大きくなると, 振動刺激は刺激強度を大きくしても類似度が下がる傾向がみられる. これは振動的な力によって凹凸錯覚を再現する振動子では, 指の移動に伴う, 指が受ける比較的緩やかな力の変化を提示することが難しいことを表している.

次に, 全体の結果の平均値を比較した結果を図5.9に示す. ANOVAにより有意差があることが確認できたため($p < 0.01$), Scheffe法により検定を行ったところ図5.9の***では有意水準 0.005%, ***では有意水準 0.05%で有意差が確認できた. この結果から EMS は平均的に他の手法より実凹凸に近い感覚を提示できていることがわかる. また, 全結果を表5.1に示す. パラメータは手法パターン, 実凹凸の振幅3パターン, 刺激強度3パターンあるた

表 5.1: 手法, 刺激強度および実凹凸の振幅ごとの類似度

Real bump	EMS1	EMS2	EMS3	Vibration1	Vibration2	Vibration3	SPIDAR1	SPIDAR2	SPIDAR3
1 mm	0.518	0.515	0.241	0.440	0.386	0.481	0.543	0.267	0.187
2 mm	0.577	0.569	0.493	0.459	0.467	0.343	0.406	0.458	0.370
3 mm	0.640	0.649	0.630	0.422	0.383	0.256	0.346	0.474	0.471

め, 合計27パターンの結果を示している. 手法の後ろの数字は刺激強度を表している. 例えば EMS1 は手法が EMS で刺激強度が1であることを表している. 理想的にはこれらの

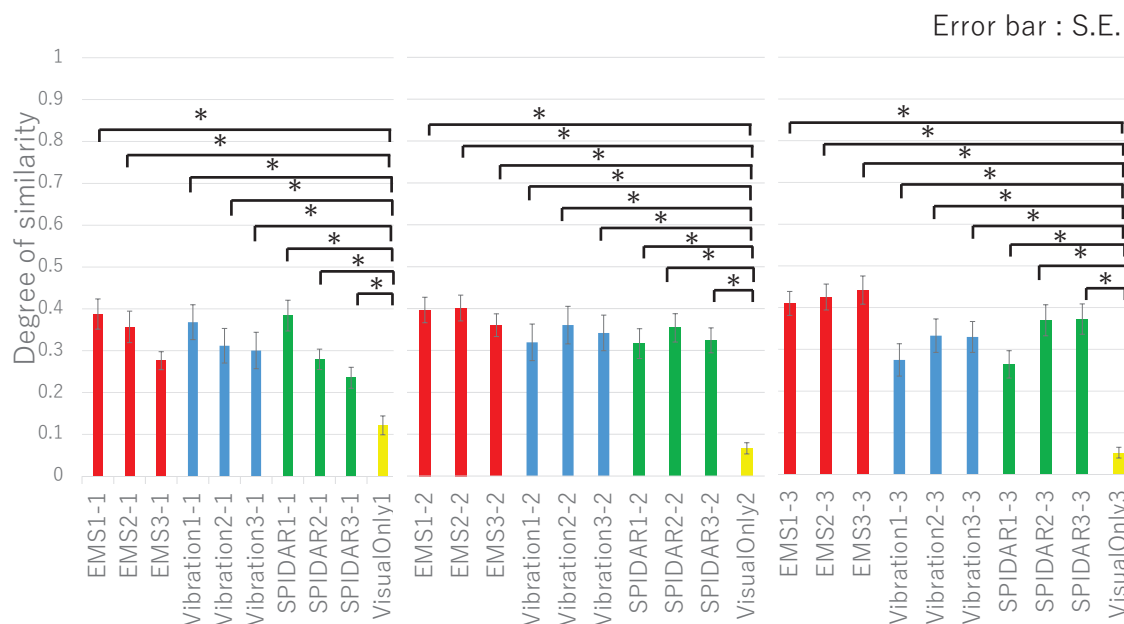


図 5.6: VisualOnly との多重比較検定結果. 全体の結果である図5.5を比較する実凹凸の振幅ごとに並べ替えたもの. 同時に VisualOnly との多重比較検定の結果も示しており, EMS3-1 以外で有意差があるとわかる.

対角要素が最も高いスコアになり, 他のセルは対角要素よりも低くなる. SPIDAR は, 対角要素のスコアが高く, 周囲のセルのスコアが低くなっている. EMS は, 対角要素と左下のセルのスコアが高くなっている. 振動子はスコアの高低が明確に分布していない. このことから SPIDAR および EMS は刺激強度を変えること小さな凹凸と大きな凹凸の違いを再現できることがわかる. 一方で, 振動子は刺激強度の違いによって凹凸の違いを再現することはできていない. これらのことから5.1節で作成した式5.4を入力波に用いることで提示する力を変化させることができ, 平面なディスプレイを凹凸として提示することができた.

また, 参加者から得られた主観的なコメントでは, EMS が最も似ていたという人が多く, 次に SPIDAR が似ていたという人が多かった. また EMS による電気感は気になるという参加者と, 気にならなかったという参加者がいた. このような個人ごとの刺激の差をおさえる手法については, 2.3節での知見を活かしながら適切な刺激を検討したい.

以上の結果から EMS, 振動刺激, 剪断力刺激それぞれで凹凸錯覚刺激を提示する際に適切な強さが存在することがわかった. とくに EMS は振動刺激よりも振幅 3 mm という比較的大きな凹凸を提示することに優れていることがわかった. また, 5.1節で作成した式5.4を入力波に用いることで平面なディスプレイを凹凸のあるものとして認識させることができると分かった. つまり, EMS による触覚 AR は有効であることが確認できた.

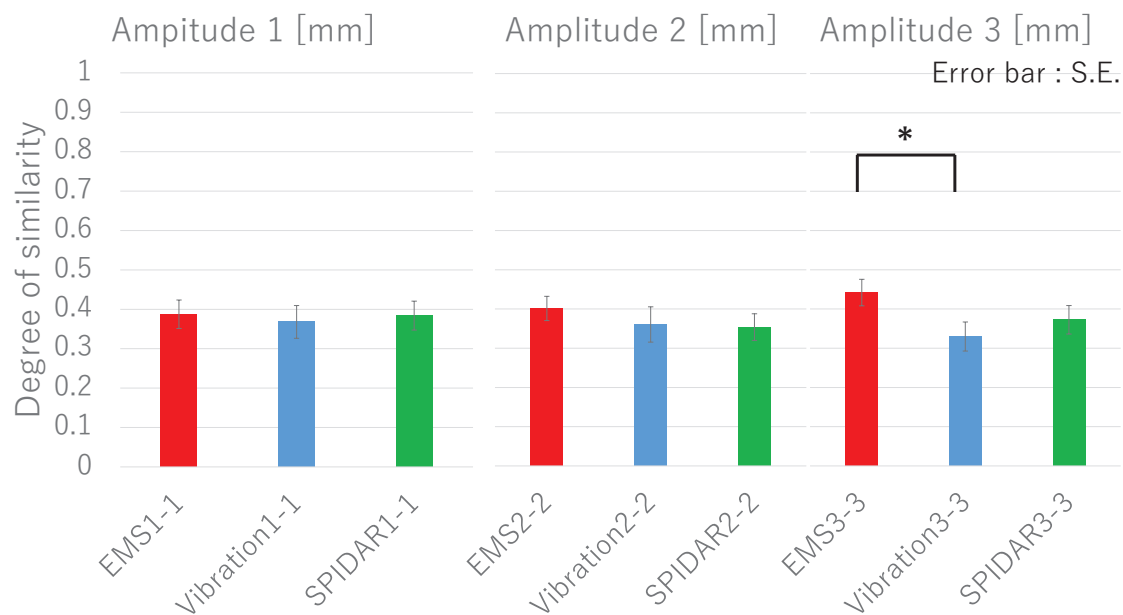


図 5.7: 振幅と手法ごとの評価が最も高かった結果. 全体の結果である図5.5から比較対象の実凹凸の振幅ごとに分け, 手法ごとに類似度が最も高くなったものを抜き出して示している. 左が比較対象の実凹凸の振幅が 1 mm, 中央が比較対象の実凹凸の振幅が 2 mm, 右が比較対象の実凹凸の振幅が 3 mmの結果を表している.

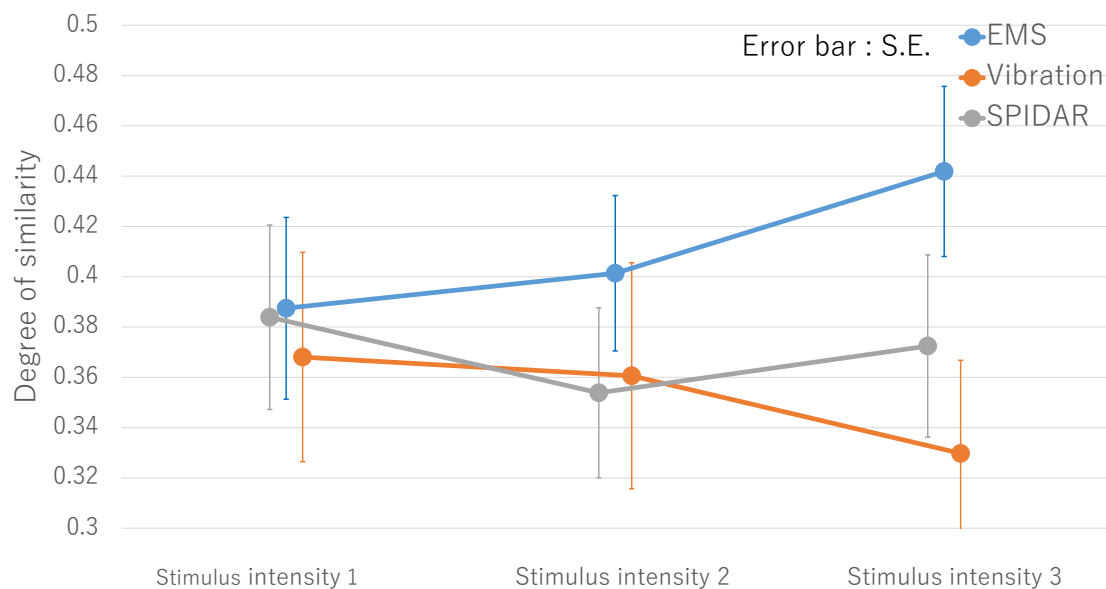


図 5.8: 類似度が最も高くなった手法と刺激強度の組み合わせ. 横軸が刺激強度を表し, 縦軸が類似度を表す. 類似度は比較対象の実凹凸によって変化するため手法と刺激強度ごとに最も類似度が高くなった組み合わせで示している

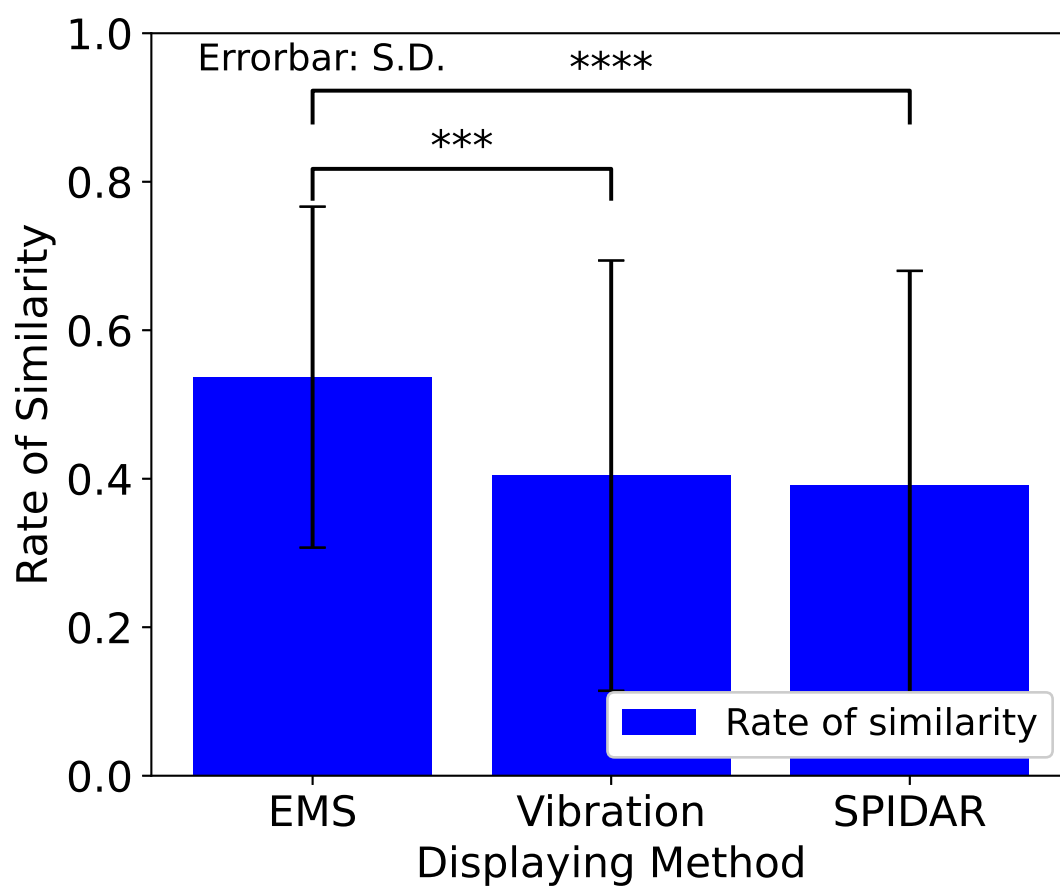


図 5.9: 手法間の全体の結果. 縦軸は平均類似度を表す

5.4 再現した凹凸錯覚刺激の評価

次に一定の EMS を用いて提示した凹凸錯覚刺激の大きさを調査するために、実凹凸との比較を通じた心理部地理実験を行う。実験協力者には、実凹凸刺激と凹凸錯覚刺激の刺激対を提示し、その組み合わせの類似度に応じて自由に点数をつけてもらう。初めに基準とする凹凸錯覚刺激と実凹凸の評価をしてもう。基準となる凹凸錯覚刺激に用いる EMS は、Force Gauge で 0.30 N 相当の刺激を基準にキャリブレーションし、実凹凸は波長 30 mm、振幅 3mm のアクリル製の正弦波である。この 2 つの凹凸の類似度を基準に、実凹凸の振幅だけを変化させ、凹凸錯覚刺激は常に一定の刺激強度で提示して、その類似度を基準との比で点数をつけてもらう。実験協力者には凹凸錯覚刺激が同一であることは伏せている。実凹凸は波長 30 mm、1 mm 刻みの振幅 4 ~ 10 mm のアクリル製の正弦波形状の凹凸を用意する。評価は全ての振幅ごとに 5 回ずつ評価してもらう。評価の順番は実験協力者ごとにランダムに決め、順序効果を排除した。

実験協力者による評価結果を図 5.10 に示す。基準の類似度を赤で示している。評価してもらった実凹凸と凹凸錯覚刺激の類似度を図 5.10 に示す。基準の類似度を赤で示している。図中の*は有意水準 5%で有意差があることを示す。数字は基準との比を表し、1 は類似度

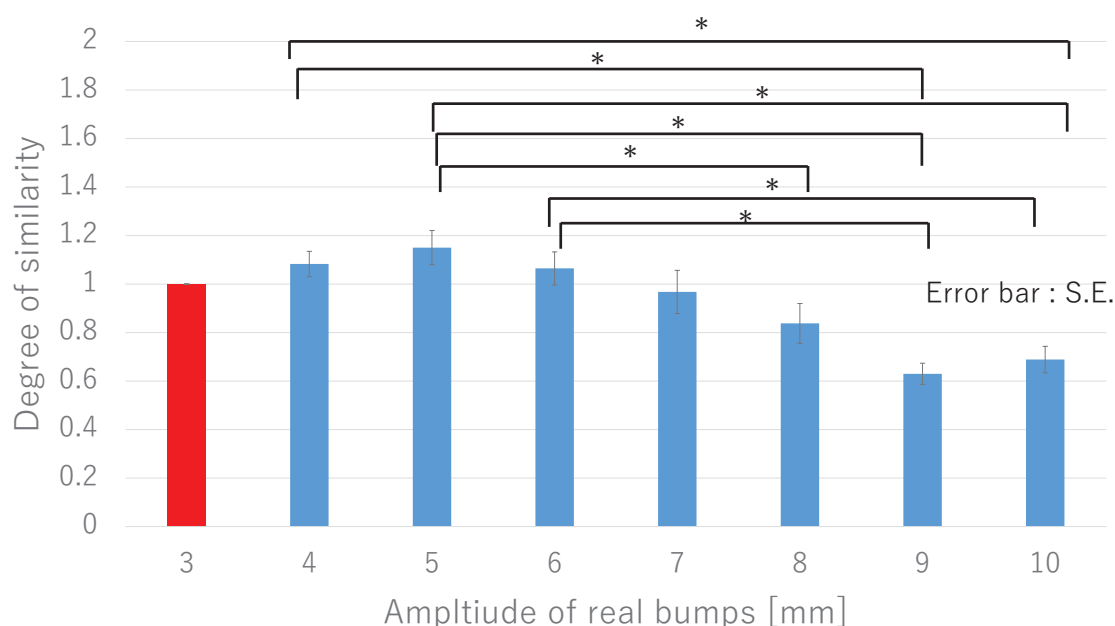


図 5.10: 振幅に関する結果。赤が基準となる類似度を表している。1 は類似度が基準となる類似度と全く同じであることを表しており、1 より大きいと基準よりも類似度が高く、1 より小さいと基準より類似度が低い。

が基準と全く同じであることを表す。

同じ凹凸錯覚刺激に対して、振幅 5 mm を超えると凹凸の類似度が下がっていくことがわかった。また、3 mm の実凹凸の類似度と 4 mm、5 mm の実凹凸の類似度に有意差は見

られないが、振幅が大きい方が類似度が高い傾向にある。また 6 mm 以上からは振幅が大きくなると類似度が低くなる傾向が読み取れる。このことから、0.29 N の力を発生させる EMS は振幅 5 mm の凹凸を再現するのに最も適していると考えられる。また、今回振幅 1 mm, 2 mm の凹凸に関しては評価してもらっていないが5.2節の結果からそれぞれの類似度を振幅 3 mm のものを基準に正規化したものを図5.11に示す。この結果からも最も適し

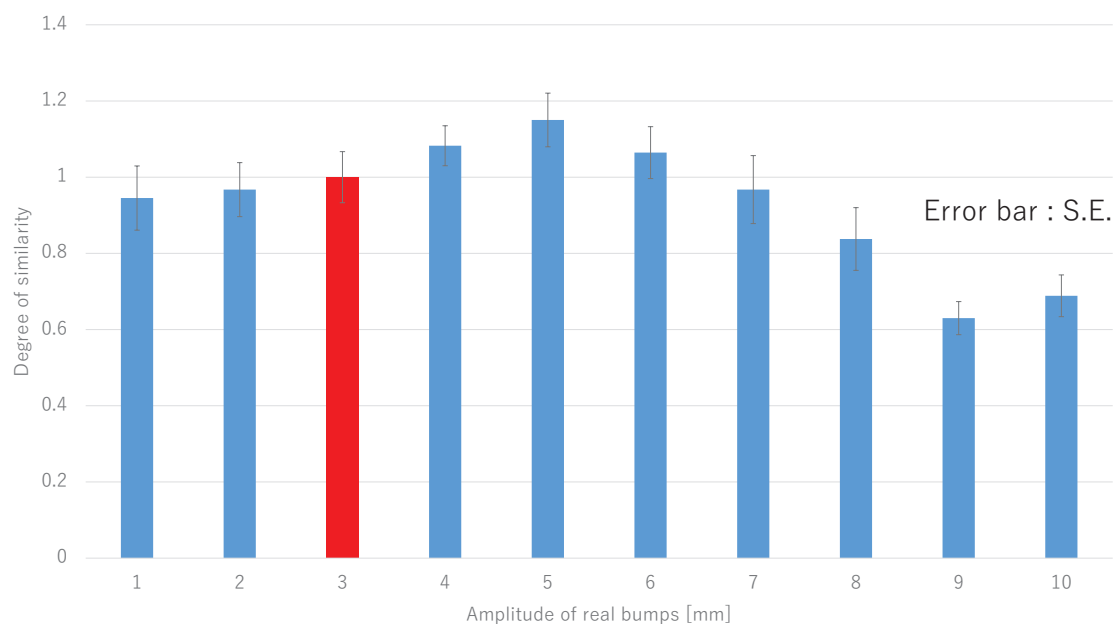


図 5.11: 図5.10に5.2節の結果を振幅 3 mm のものを基準に正規化し、並べて示した結果

た凹凸は振幅 5 mm であることが推測できる。つまり、平面を触察している際に EMS によって 0.29 N の力覚を提示することで5 mm 程度の凹凸を提示できることがわかった。5 mm の凹凸が提示できれば平面上に描画された触図のような図形形状の提示などが可能となるだろう。

第6章 加速度情報を用いた筋電気刺激によるテクスチャ感の提示

1節で述べた通り、現在最も普及している触覚提示デバイスは振動子である。また、6.1 節で述べるように多くの触覚提示デバイスで加速度情報を用いている。本章ではこの加速度情報の生成を行う。

6.1 テクスチャの特徴を軸とした加速度情報の合成

振動を用いた触覚提示デバイスの研究は多くある。たとえばペンに振動子を取り付け、ペンでのなぞり感を再現するもの [4] や、ペンに 2 つの振動子を取り付けて、タブレット上での書き味を再現するもの [30]、触覚研究の普及のために、低コストで触覚デザインの応用可能性を示すもの [10]、糸を巻き取ることでタブレット上で振動触覚提示を行うもの [17] などがある。

これらは実際のテクスチャから収集した加速度データを利用している。しかし、触覚情報を用いたディスプレイはコンテンツ拡張の度に必要な触覚情報を収集する必要がある。また、データ収集の際に、様々な条件、例えばなぞり速度や、湿度などを考慮する必要がある。このように実際のテクスチャからあらゆるテクスチャの加速度データを収集することは現実的ではない。そこで、私は機械学習を用いて収集されていない触覚情報の代替となる新たな触覚情報を生成する手法に注目した。

データ生成手法としては Generative Adversarial Network (GAN) [48] や Variational Auto-Encoder (VAE) [49] などがある。GAN は主に画像生成に使われている [50, 51, 52] が、音声生成 [53, 54] や触覚データの生成 [34, 33, 55] など、様々な分野に応用可能である。機械学習を用いたデータ生成手法を確立することで、未知の触覚情報を生成することが可能となり様々な触感を再現することができる。

私は Saga らが提案した、3 軸加速度データを生成できる WaveGAN を基にしたモデル [34] に着目した。Saga らの研究ではデータの合成に成功している。しかし、合成データはスペクトログラムの確認しか行われておらず、ユーザが主観的に区別可能かは確認されていない。そこで私は Saga らのモデルを用いてデータの合成を行い、合成データが主観的に判別可能なデータとなっているか検証する。

6.1.1 使用モデルおよびデータ生成手法

本稿で使用するデータ生成手法について述べる。本論文では Saga ら [34] が提案した GAN の学習モデルをベースとして使用する。この GAN の学習モデルでは、加速度情報と同形

式の時系列情報である音声情報の学習で結果を残している WaveGAN [53] のアルゴリズムを用いている。私が使用する GAN の構造を表6.1に示す。表中の C は訓練データのクラ

表 6.1: 利用したGANの構造

Generator	Kernel Size	Output Shape
Input : Uniform(-1,1)+ C		$(n, 100+C)$
Dense	$(100+C, 49152)$	$(n, 49152)$
Reshape		$(n, 3, 16, 1024)$
LeakyReLU ($\alpha = 0.2$)		$(n, 3, 16, 1024)$
Trans Conv2D (Stride = (1, 4))	$(1, 25, 512, 1024)$	$(n, 3, 64, 512)$
LeakyReLU ($\alpha = 0.2$)		$(n, 3, 64, 512)$
Trans Conv2D (Stride = (1, 4))	$(1, 25, 256, 512)$	$(n, 3, 256, 256)$
LeakyReLU ($\alpha = 0.2$)		$(n, 3, 256, 256)$
Trans Conv2D (Stride = (1, 4))	$(1, 25, 128, 256)$	$(n, 3, 1024, 128)$
LeakyReLU ($\alpha = 0.2$)		$(n, 3, 1024, 128)$
Trans Conv2D (Stride = (1, 4))	$(1, 25, 64, 128)$	$(n, 3, 4096, 64)$
LeakyReLU ($\alpha = 0.2$)		$(n, 3, 4096, 64)$
Trans Conv2D (Stride = (1, 4))	$(1, 25, 1, 64)$	$(n, 3, 16384, 1)$
Output : Tanh		$(n, 3, 16384, 1)$

Discriminator	Kernel Size	Output Shape
Input : Training data or Generated data		$(n, 3, 16384, 1+C)$
Conv2D (Stride = (1, 4))	$(1, 25, 1+C, 64)$	$(n, 64, 4096, 64)$
LeakyReLU ($\alpha = 0.2$)		$(n, 64, 4096, 64)$
Phase Shuffle		$(n, 64, 4096, 64)$
Conv2D (Stride = (1, 4))	$(1, 25, 64, 128)$	$(n, 64, 1024, 128)$
LeakyReLU ($\alpha = 0.2$)		$(n, 64, 1024, 128)$
Phase Shuffle		$(n, 64, 1024, 128)$
Conv2D (Stride = (1, 4))	$(1, 25, 128, 256)$	$(n, 64, 256, 256)$
Phase Shuffle		$(n, 64, 256, 256)$
LeakyReLU ($\alpha = 0.2$)		$(n, 64, 256, 256)$
Conv2D (Stride = (1, 4))	$(1, 25, 256, 512)$	$(n, 64, 64, 512)$
LeakyReLU ($\alpha = 0.2$)		$(n, 64, 64, 512)$
Phase Shuffle		$(n, 64, 64, 512)$
Conv2D (Stride = (1, 4))	$(1, 25, 512, 1024)$	$(n, 3, 16, 1024)$
LeakyReLU ($\alpha = 0.2$)		$(n, 3, 16, 1024)$
Reshape		$(n, 49152)$
Output : Dense	$(49152, 1)$	$(n, 1)$

ス数, n はバッチサイズ, Generator と Discriminator はモデルを構成するニューラルネット層の構成を表す。Input は入力層, Output は出力層, 入力層と出力層の間にある層は隠れ層を表す。Kernel Size は畳み込み層のフィルタの大きさを表し, Output Shape は各層で出力されるデータの形を示す。基本的なGANの構成はSagaらと同様である。

次にデータ生成手法について述べる。初めに訓練データと同様のデータを生成できるように学習を行う。データ生成はOne hot vector で管理されており, どのデータの生成を行

うかを One hot vector が疑似的に指定している．この One hot vector を操作することでデータの合成を行う．具体的には式(6.2)に示すように Synthesis vector を生成し，加速度情報の生成を行う際に One hot vector の代替として入力する．Synthesis vector のラベル情報は 2 つを合計して 1 となるように設定する．

$$\text{One-hot vector} = (0, \dots, 0, \mathbf{1.0}, 0, \dots, 0)^\top \quad (6.1)$$

$$\text{Synthesis vector} = (0, \dots, 0, \mathbf{0.4}, 0, \dots, 0, \mathbf{0.6}, 0, \dots, 0)^\top \quad (6.2)$$

6.1.2 訓練データ

機械学習で使用する訓練データは Saga ら[34]が作成したデータセットを使用する．このデータセットには Artificial grass (人工芝), Artificial leather (人工皮革), Carpet (カーペット), Cork (コルクマット), Punched Plastic (穴の開いたプラスチックシート), Tile (タイル), Placemat #1 (ランチョンマット #1), Placemat #2 (ランチョンマット #2), Placemat #3 (ランチョンマット #3) の 9 種類のテクスチャから得られた 3 軸加速度情報で構成されている．使用するデータセットのテクスチャを図6.1に示す．

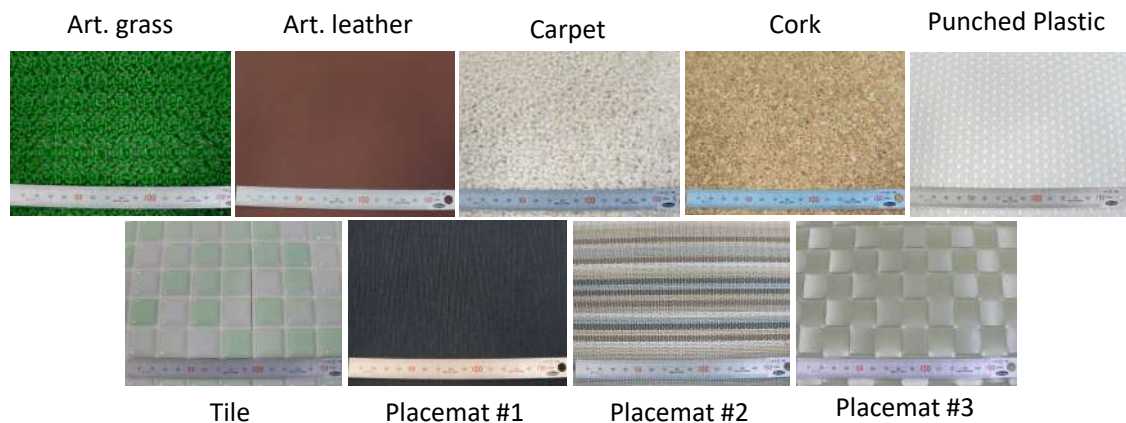


図 6.1: 訓練データに使用するテクスチャ

6.1.3 加速度情報の合成データの識別実験

6.1.1節で説明した生成手法を用いてデータの合成を行い，それをユーザが識別可能かを調査する．提案手法によって生成した加速度情報を触覚ディスプレイを用いて再現し，実際に触り比べることで参照したテクスチャと合成結果の類似度を評価する．

実験に使用する触覚ディスプレイは Saga ら[17]が開発したタブレット装着型の振動触覚ディスプレイを使用する．この振動触覚ディスプレイはタブレットの 4 隅に配置されたモータと指を置く台座，それらを接続する糸で構成されており，指を動かした際に糸の張力を変化させることでタブレット上で振動触覚を提示することができる．使用する触覚ディスプレイを図6.2に示す．今回は Carpet と Tile の合成を行う．実験では合成データと Carpet ま

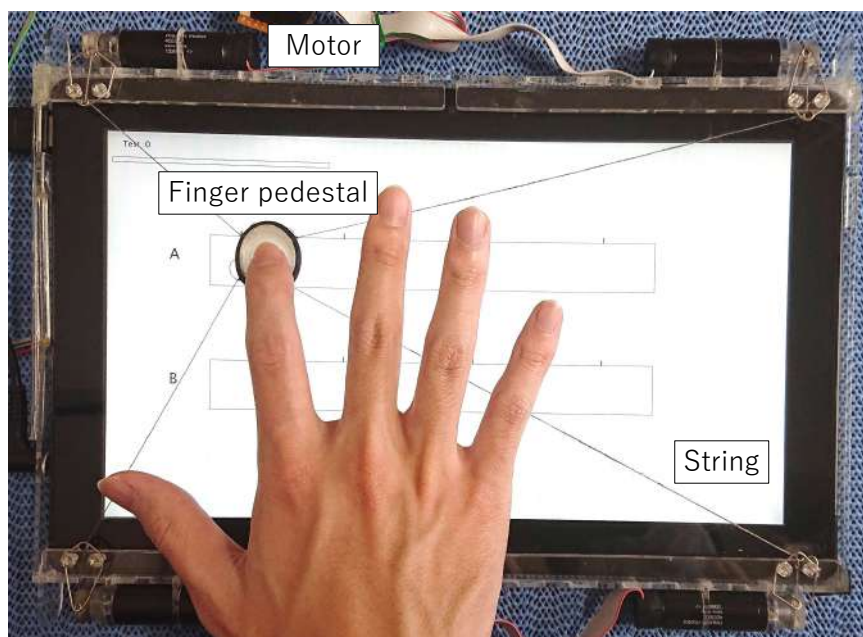


図 6.2: 実験で使用する触覚ディスプレイ

たはTileの比較を行い、類似度を検証する．Carpet と Tile の合成割合は 2:8, 4:6, 5:5, 6:4, 8:2 とする．CarpetとTileを選んだ理由はスペクトログラムを確認したところ、テクスチャの特徴を特にうまく合成できていたためである．

実験協力者は図6.3に示すような触覚ディスプレイ上の A と B の領域を交互に 2 回ずつ触察し、2 つの領域に提示されている触覚情報の類似度を「1・まったく違う」「2・違うように感じる」「3・わからない」「4・同じように感じる」「5・まったく同じ」の 5 段階で評価する．A と B の領域には比較対象の触覚情報をランダムに表示しており、各組み合わせ毎

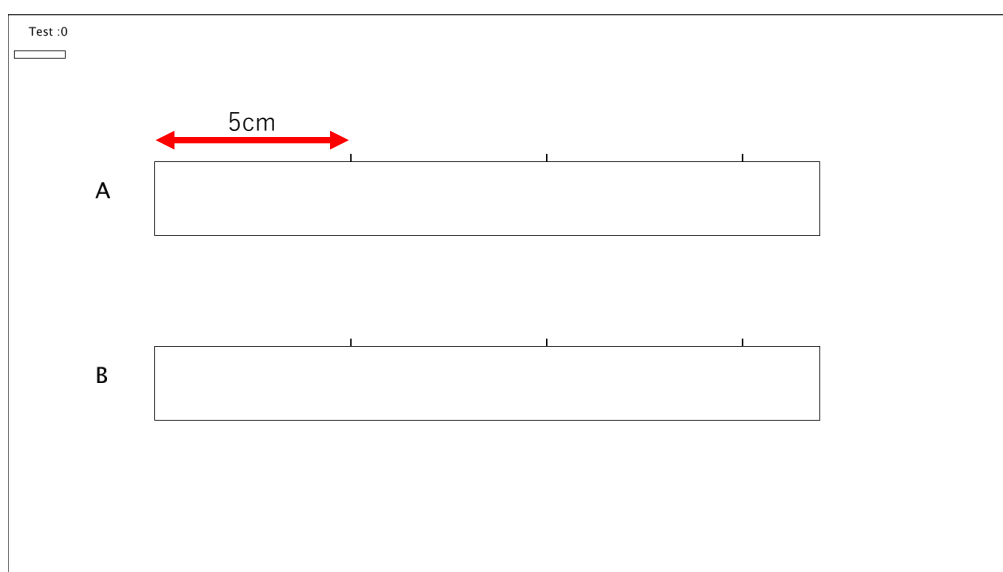


図 6.3: 実験用ディスプレイの表示画面

に 10 回ずつ、どちらの領域にも Carpet の触覚情報が提示されている場合とどちらの領域にも Tile の触覚情報が提示されている場合を含めて計 150 回の比較を行った。このとき、提示される触覚の順番は実験協力者ごとにランダムとし、Carpet の触覚情報と Tile の触覚情報のような 2 つの領域が異なる組み合わせにおいて A の領域が Carpet の場合と B の領域が Carpet の場合を各 5 回ずつ提示している。実験協力者は聴覚を制限するためノイズキャンセリング機能を持ったヘッドフォンを装着し、利き手の人差し指で触察を行った。また、触覚ディスプレイをなぞる速さは 5 cm/s、指圧を 50 gf となるように調整してもらった。実験協力者は 22 歳から 24 歳の男性 5 名で、全員右利きであった。

6.1.4 識別実験の結果

識別実験の結果を図 6.4 に示す。Similarity は実験協力者から得られた回答の平均である。ANOVA によって有意差があると確認できたため、各組合せで Scheffe 法による検定を行った。*, ***, **** はそれぞれ有意水準 5%, 0.05%, 0.005% で有意差があった組み合わせを示す。オレンジが合成データと Carpet を比較した場合の結果であり、緑が Tile と合成データを比較した結果である。

はじめに Carpet と Synthesis を比較した結果について考察する。全体的な傾向として Carpet の合成割合が大きくなるほど回答の平均値は上昇している。また、(6:4, 8:2) と (2:8, 4:6, 5:5) の間に有意に差があることから Carpet とは違うと識別可能なデータが生成されていることがわかる。

次に Tile と Synthesis を比較した結果について考察する。全体的な傾向として Tile の合成割合が大きくなるほど回答の平均値は上昇している。合成割合が 2:8 から 5:5 にかけて回答の平均値が 4 付近となっており、Tile の触覚情報と合成した触覚情報の類似度が高い。また、(6:4, 8:2) と (2:8, 4:6, 5:5) の間で全てに有意差が見られる。このことから Tile とは異なると識別可能なデータが生成されていることがわかる。

これらより、合成割合が 6:4 の合成データは Carpet と Tile とともに有意差があるため、ユーザが元の 2 つのデータとは違うと識別可能なデータであることがわかった。つまり、Carpet と Tile を合成する場合、6:4 で合成すればユーザがそれら 2 つと違うと識別可能なデータを生成できることがわかった。

6.2 主観的触覚ベクトルを軸とした合成

6.1 節で行っていた合成は単純にテクスチャの特徴の合成であり、粗滑感や硬軟感などの主観的触覚 [56] がどのように変化しているかは不明である。しかし、私の最終的な目的である再現性の高い触覚情報の伝達のためには、任意の主観的触覚のデータの生成が必要である。そこで、訓練データの持つ主観的触覚を調査し、粗滑感などテクスチャに触れた際に感じる主観的触覚 [56] を 1 つのベクトル表現として表す。この主観的触覚のベクトルを軸にデータの合成を行うことで滑らかさや柔らかさなどを指定してデータの生成が可能になる。そのため、主観的触覚のベクトルを軸にデータの合成を行い、結果を検証する。

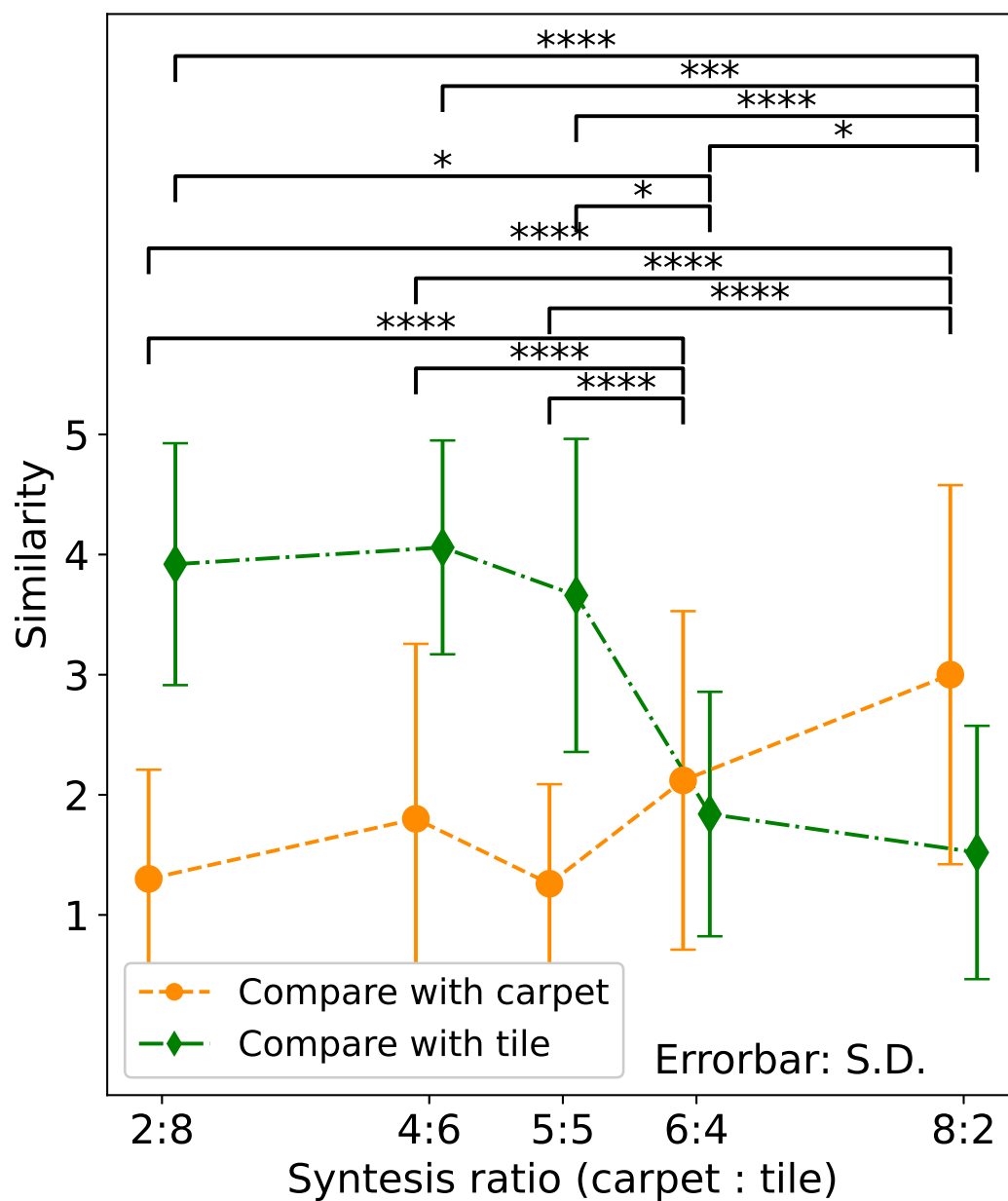


図 6.4: 識別実験の結果

6.2.1 訓練データの主観的触覚の調査

識別実験によって提案手法を用いて新たな触覚情報の生成が可能であることがわかったが、合成した触覚情報に現れる特徴は現状の組み合わせにおいては生成するまで予測が難しい。よって、結果の予測が可能な要素を模索する。ここでは、触覚情報に含まれる要素の中から直感的に感じ取ることのできる主観的触覚に注目して検証を行う。主観的触覚を軸として触覚情報の合成を行う前準備として訓練データにおける主観的触覚のを調査する。

本研究では加速度情報を主に扱っているため、温度情報である「Warmness/Coldness」や、粘着性や湿潤性を含む表面状態による「Friction」の特徴を学習することは難しい。よって、これらの主観的触覚を除外し、粗滑感を表す「(Macro and Fine) Roughness/Smoothness」と硬軟感を表す「Hardness/Softness」に注目して調査を行う。これ以降、本文では粗滑感を「Roughness」、硬軟感を「Hardness」と表記する。

6.2.2 訓練データの主観的触覚の調査方法

上述した通り、主観的触覚を軸にデータの合成を行うために、主観的触覚の調査を行う。調査する対象は訓練データの収集に使用したリアルテクスチャと、収集した触覚情報を基に触覚ディスプレイを用いて再現したテクスチャの2つである。調査対象は図6.1に示される Saga ら[34]が作成したデータセットの収集に使用された Artificial grass, Artificial leather, Carpet, Cork, Punched Plastic, Tile, Placemat #1, Placemat #2, Placemat #3 のそれぞれ9種類のリアルテクスチャとデータセットを基に触覚ディスプレイを用いて再現したテクスチャとする。触覚ディスプレイは引き続き Saga ら[17]が開発したタブレット装着型デバイスを使用する。リアルテクスチャは図6.1と同じである。触覚ディスプレイを用いてテクスチャを再現する際に使用する加速度情報の波形を図6.5に示す。調査協力者は初めに触覚ディスプレイを用いて再現されたテクスチャの触察を行い、十分な休憩の後にリアルテクスチャの触察を行った。それぞれのテクスチャを左から右方向に4回触察し、テクスチャの粗滑感と硬軟感について「1・非常に粗い(硬い)」「2・かなり粗い(硬い)」「3・やや粗い(硬い)」「4・どちらともいえない」「5・やや滑らか(軟らかい)」「6・かなり滑らか(軟らかい)」「7・非常に滑らか(軟らかい)」の7段階で評価する。

提示されるテクスチャの順番は調査協力者ごとにランダムとし、各テクスチャごとに5回ずつ、リアルテクスチャと触覚ディスプレイを用いて再現されたテクスチャを合わせて90回の触察を行った。調査協力者は聴覚を制限するためノイズキャンセリング機能を持ったヘッドフォンを装着し、利き手の人差し指で触察を行った。また、触覚ディスプレイをなぞる速さは5 cm/s、指圧を50 gf となるように調整してもらった。リアルテクスチャの場合のみ、視覚を制限するためアイマスクを装着した状態で触察を行った。調査協力者は21から25歳の男性8名で全員右利きであった。

6.2.3 主観的触感の調査結果

調査結果を図6.6に示す。はじめにRoughnessについて着目する。Artificial Grass, Artificial Leather, Carpet, Punched Plastic, Placemat #3 の5種類において回答値の平均に1.0以上の差が見られたため、ANOVAを行ったところ、有意差があることが確認できた ($p < 0.05$)。そこで Tukey 法で検定を行ったところ、これら5種類のリアルテクスチャと再現テクスチャのRoughnessに有意差がみられた ($p < 0.05$)。一方でCork, Tile, Placemat #1, Placemat #2 の4種類はリアルテクスチャと再現したテクスチャの回答値の平均に差が少なく、有意差

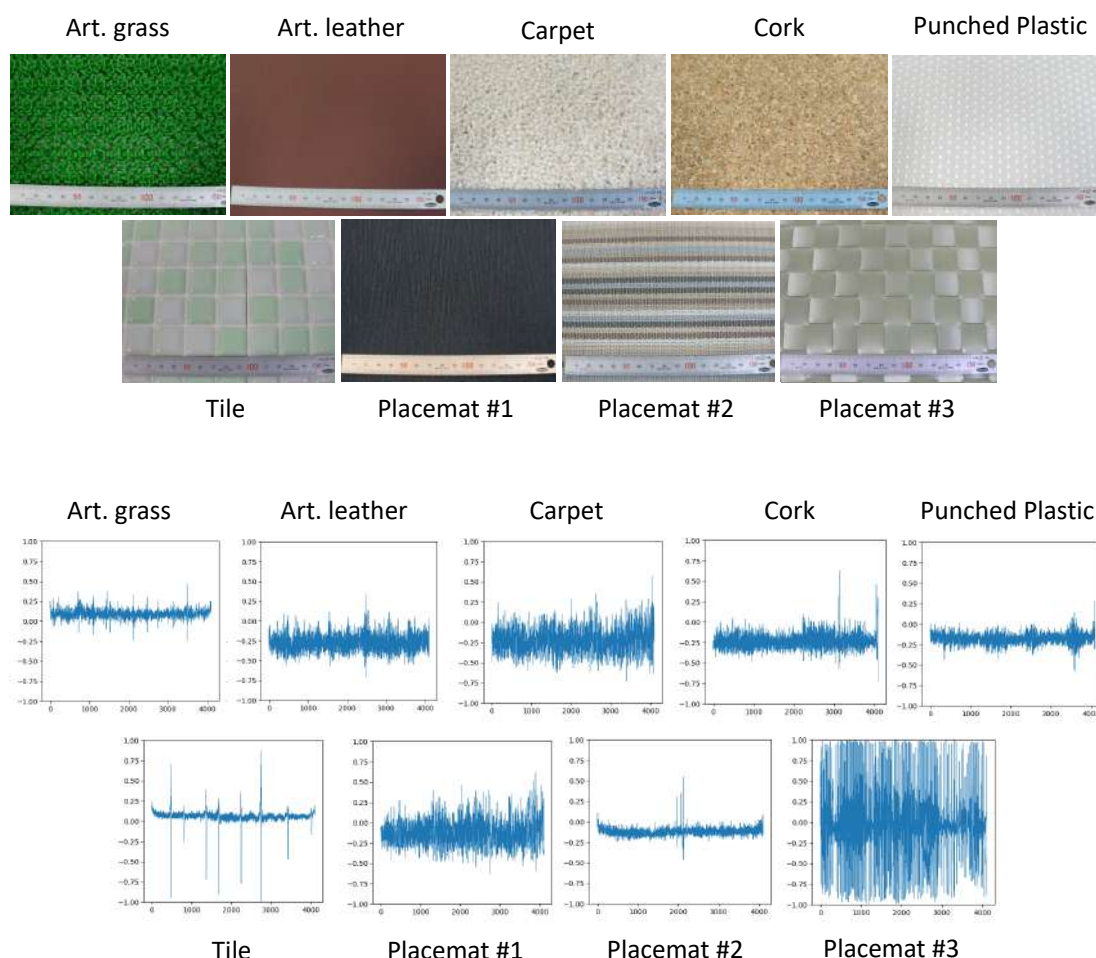


図 6.5: 9種類のリアルテクスチャとそれぞれの加速度情報

も見られなかった ($p > 0.05$). そのためこの 4 種類はリアルテクスチャに近い Roughness を提示できているため、触覚ディスプレイでの再現度が高いと考えられる。

次に Hardness について考察する. Artificial Leather, Carpet, Tile, Placemat #1 の 4 種類において回答値の平均に 1.0 以上の差が見られたため, ANOVA を行ったところ, 有意差があることが確認できた ($p < 0.05$). そこで, Tukey 法で検定を行ったところ, これら 4 種類のリアルテクスチャと再現テクスチャの Hardness に有意差がみられた ($p < 0.05$). Artificial Grass, Cork, Punched Plastic, Placemat #2, Placemat #3 の 5 種類においては回答値の平均に差が少なく有意差も見られなかった ($p > 0.05$). そのためこの 5 種類はリアルテクスチャに近い Hardness を提示できているため、触覚ディスプレイでの再現度が高い。

これらの結果から Cork と Placemat #2 は、訓練データを用いて触覚ディスプレイでテクスチャを提示した場合、粗滑感と硬軟感がリアルテクスチャに近いことがわかった。一方で、調査協力者から「触覚ディスプレイにおいて硬軟感の判断が難しい」と硬軟感の再現性を疑問視するコメントが得られた。そこで触覚ディスプレイを用いて再現したテクスチャにおける粗滑感と硬軟感について調査結果を比較する。触覚ディスプレイにおける粗滑感と

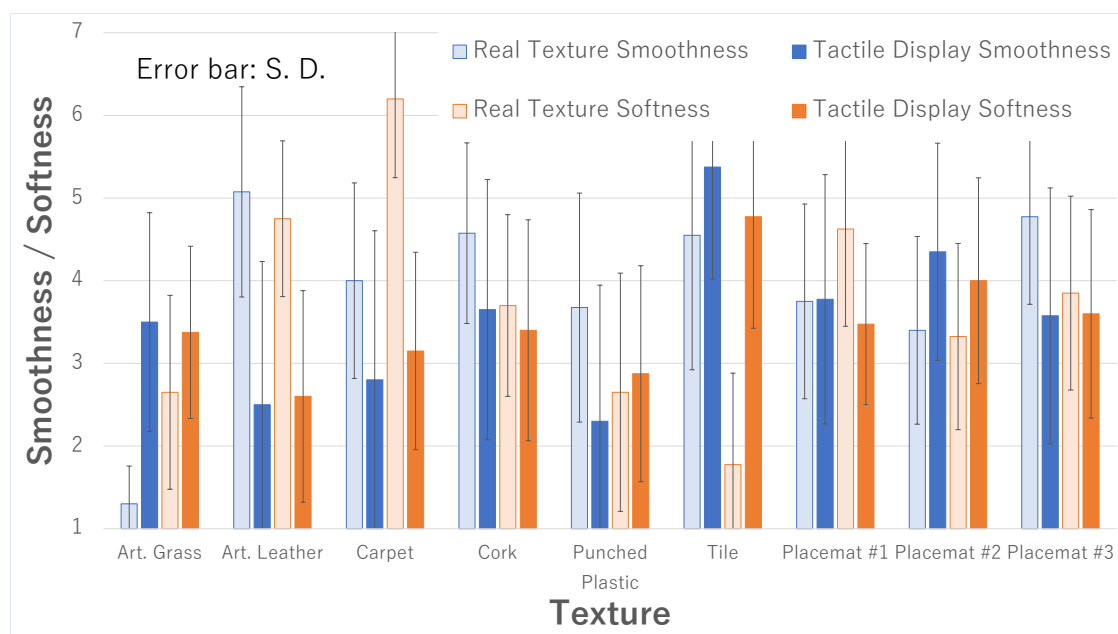


図 6.6: 訓練データの主観的触感の調査結果

硬軟感の関係を図6.7に示す．触覚ディスプレイを用いて再現したテクスチャの粗滑感と硬

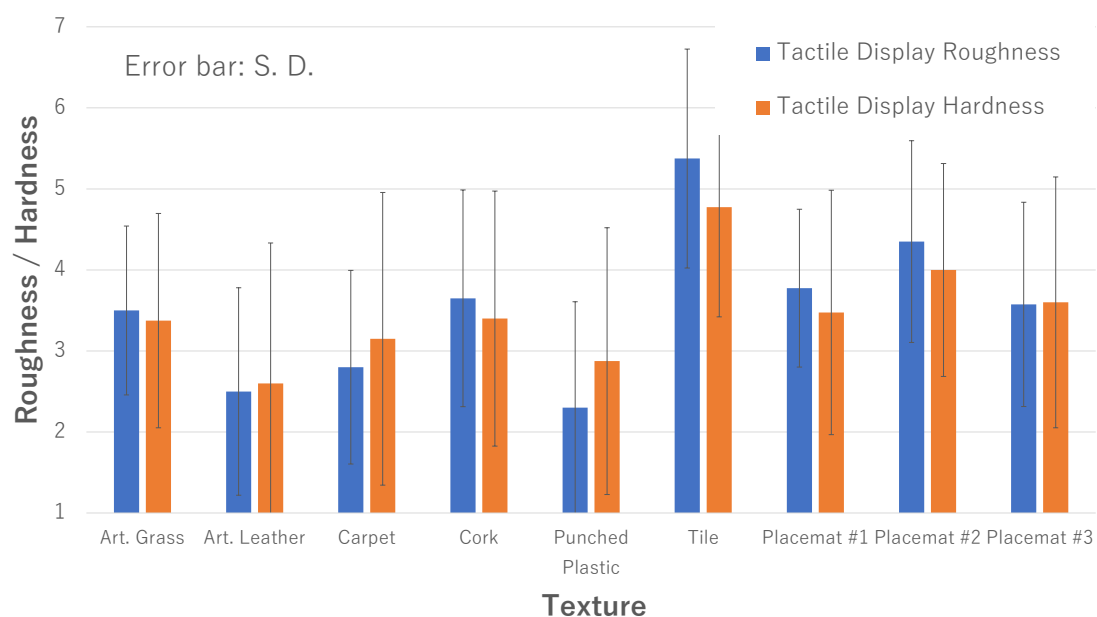


図 6.7: 生成された粗滑感と硬軟感の主観評価

軟感を比較した場合，すべての組み合わせにおいて回答の平均が 1.0 以下の差に収まっており，Tukey 法で検定を行ったところ有意差は見られなかった．また，相関係数を調べたところ 0.67 となった．このことから，硬軟感と粗滑感は触覚ディスプレイにおいて相関があることがわかる．触覚ディスプレイは振動触覚を提示することが得意である．振動触覚は

テクスチャ表面の粗滑感を表現することが得意である．加えて，指がテクスチャに沈み込むような柔らかさを提示することは難しい．そのため今回の触覚ディスプレイを用いる場合，硬軟感は粗滑感によって決まると推測できる．そのため今回のような結果になったと考えられる．

6.2.4 主観的触覚ベクトルを軸とした合成方法

本節では6.2.3節で調査した主観的触覚をもとにデータの合成を行い，評価する．6.2.3章の調査結果より各テクスチャの主観的触覚のベクトルを作成できる．粗滑感を x ，硬軟感を y とすると，各テクスチャの主観的触覚ベクトルは (x, y) と表せる．例えばCarpetの主観的触覚ベクトルはスコアをもとに $(2.5, 2.6)$ となる．この主観的触覚ベクトルの合成について説明する．合成したい2つのテクスチャの主観的触覚ベクトルをそれぞれ $(x_1, y_1), (x_2, y_2)$ とする．合成割合が $a:b$ の場合，合成データの主観的触覚ベクトル (x, y) は次の式6.3で求められる．

$$\begin{aligned}(x, y) &= \frac{a}{a+b}(x_1, y_1) + \frac{b}{a+b}(x_2, y_2) \\ &= \left(\frac{ax_1 + bx_2}{a+b}, \frac{ay_1 + by_2}{a+b} \right)\end{aligned}\tag{6.3}$$

つまり合成後のデータは粗滑感が $\frac{ax_1 + bx_2}{a+b}$ ，硬軟感が $\frac{ay_1 + by_2}{a+b}$ の主観的触感を持つことを目指す．ただし，今回用いるディスプレイでは硬軟感の提示が難しいため，粗滑感についてののみ検証を行う．

6.2.5 主観的触覚ベクトルを軸とした合成実験

6.2.3章で調査したテクスチャの粗滑感を基準とし，提案手法によって触覚情報の合成を行う．合成時の割合によって合成結果に見られる粗滑感の変化を評価する．評価対象は Punched Plastic と Placemat #1, Tile と Placemat #1 を提案手法によって合成した触覚情報を使用する．これらの組み合わせは6.2.3章で調査した触覚ディスプレイにおける粗滑感について有意差がある組み合わせである．

各テクスチャの合成割合は 2:8, 4:6, 6:4, 8:2 とする．使用する合成波形を図6.8に示す．触覚ディスプレイは6.1節で使用したタブレット装着型デバイスを使用する．触覚ディスプレイを用いて提案手法によって生成された触覚情報の触察を行った．実験協力者は画面に表示された領域を利き手の人差し指で左から右方向に4回触察し，テクスチャの粗滑感について「1・非常に粗い」「2・かなり粗い」「3・やや粗い」「4・どちらともいえない」「5・やや滑らか」「6・かなり滑らか」「7・非常に滑らか」の7段階で評価する．

提示される触覚情報は実験協力者ごとにランダムとし，触覚情報ごとに5回ずつ，参照元の触覚情報を含めて計55回の触察を行った．実験協力者は聴覚を制限するためノイズキャンセリング機能を持ったヘッドフォンを装着し，利き手の人差し指で触察を行った．また，触覚ディスプレイをなぞる速さは 5 cm/s, 指圧を 0.5 N となるように調整してもらった．実験協力者は 21 歳から 25 歳の男性 8 名で全員右利きであった．

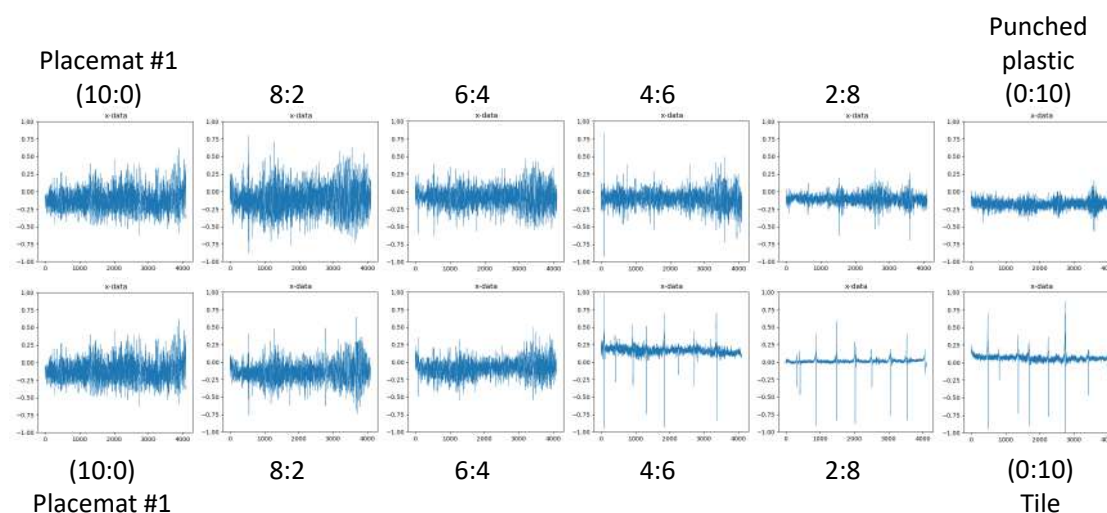


図 6.8: 合成割合ごとの波形

6.2.6 主観的触感ベクトルを軸とした合成実験の評価結果

Punched Plastic と Placemat #1 の組み合わせにおいて、実験協力者から得られた結果を図6.9に示す。グラフ全体として右上がりの傾向が見られ、6:4 の場合を除いた合成テク

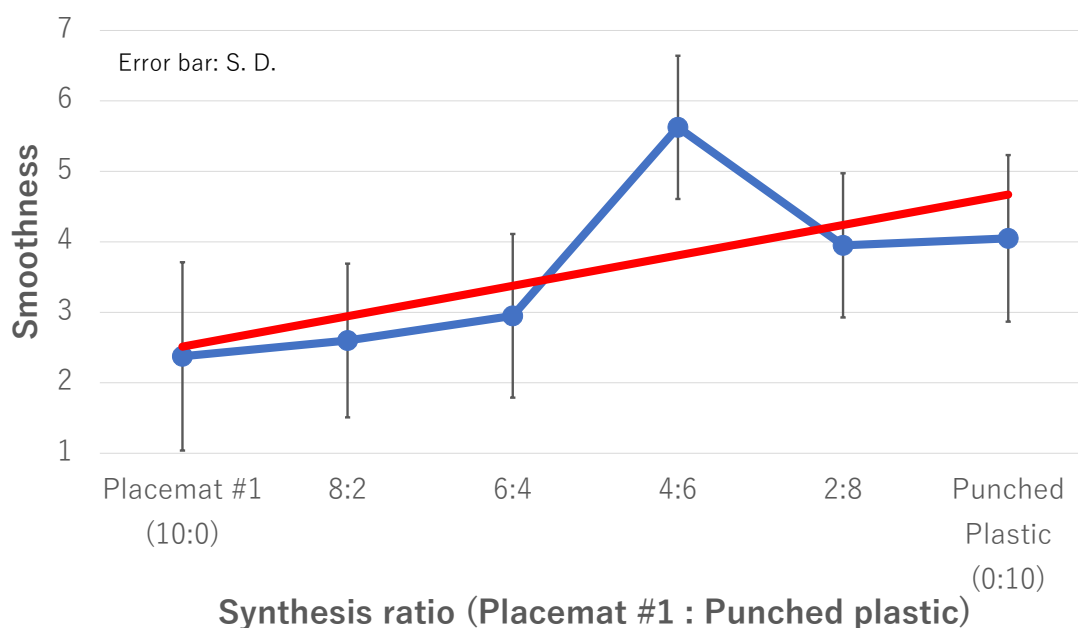


図 6.9: Placemat #1 と Punched Plastic の各割合での合成結果による主観的粗滑感

スチャは線形的に粗滑感に変化している。ANOVAを行ったところ、有意差があることが確認できたため、Tukey 法を用いて多重比較検定を行った、その結果 Placemat #1 と 2:8, Placemat #1 と 4:6, 2:8 と 4:6, 8:2 と Punched Plastic 以外の全ての組み合わせで有意差が見られた ($p < 0.05$)。また、回帰分析を行ったところ、 $p < 0.01$ となり合成割合に

よって粗滑感が変化していることが分かった．相関係数は 0.46 であり，弱い正の相関があることもわかる．一方で決定係数は 0.21 となったため近似直線の精度はあまりよくない．

次に Tile と Placemat #1 の組み合わせにおいて，実験協力者から得られた結果を図6.10に示す．回答の平均に規則性がないため近似直線を用いてグラフ全体の傾向を取ると，お

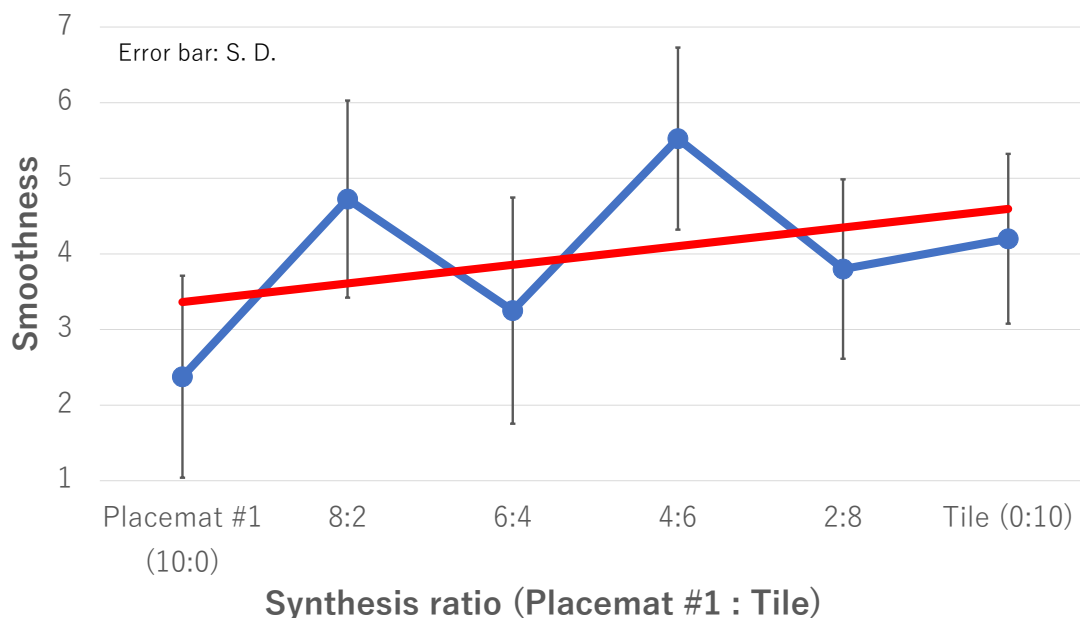


図 6.10: Placemat #1 と Tile による各割合 の各割合での合成結果による主観的粗滑感

およそ右上がりの傾向が見られた．しかし，Punched Plastic と Placemat #1 のように明確な線形性は見られなかった．回帰分析を行ったところ， $p < 0.01$ となり合成割合によって粗滑感が変化していることが分かった．一方で決定係数は 0.06 となったため近似直線の精度はかなり低いことがわかる．

これらの結果から，Punched Plastic と Placemat #1 の組み合わせで触覚情報を合成した場合に，粗滑感が線形的に変化していることから，任意に粗滑感を決定できる．例えば，Placemat #1 と Punched Plastic の合成割合を 4:6 として合成を行うことを考える．Placemat #1 の粗滑感の評価値は 2.4 であり，Punched Plastic の評価値は 4.1 である．そのため合成結果の粗滑感は式 6.4 より 3.1 と予測できる．

$$4.2 * 0.4 + 2.4 * 0.6 \simeq 3.1 \quad (6.4)$$

実際の評価値は 3.0 であり，近い値である．つまり，割合を指定することで粗滑感の指定が可能になることがわかる．

一方で，Tile と Placemat #1 の組み合わせでは合成結果に見られる粗滑感が予想から外れた結果となり，線形性は確認できなかった．現状では線形性が確認できなかったが，大まかな傾向として連続性が見えるため，被験者数を増やすことで線形性が確認できる可能性もある．

6.3 本章のまとめと展望

本章では初めにテクスチャ情報の合成を行い，ユーザ実験によってその結果を検証した．次にデータの主観的触覚の調査を行い，その情報を基に合成を行い，ユーザ実験によってその結果を検証した．これにより，加速度情報の合成を行うことができた．将来的にはこの加速度情報を使用して筋電気刺激による触覚提示を行う必要がある．

第7章 結論

本研究では、再現性の高い触覚提示のために、力覚を提示できる筋電気刺激に着目して研究を行った。初めに EMS による力の特性を明らかにするために、入力電圧と提示力の関係を測定し、恒常法を用いて主観的等価点と丁度可知差異を求めた。次に、筋電気刺激に適した電極の検討を行った。その後、EMS によって凹凸錯覚を提示し、既存手法との比較を行い有効性を検証した。以下、各章を端的にまとめる。

第1章では、研究背景および研究目的を述べ、本論文の構成について説明した。第2章では EMS に適した刺激波形の検討を行い、周波数 35 Hz から 50 Hz、パルス幅 0.4 ms から 0.6 ms の刺激波形を用いると、大きな痛みや不快感を与えることなく力を提示できることがわかった。一方で電気感を減らすことは、周波数およびパルス幅の調節では難しいとわかった。

第3章では EMS による力の特性を調査するために 3 つの実験を行った。1 つ目の実験では EMS における入力電圧と提示力の関係を調査し、EMS によって 2 秒間刺激したときの最大値を提示力として記録することで、入力電圧と提示力との間に指数関数の関係があることが推定できた。2 つ目の実験では EMS による力の弁別実験を恒常法を用いて行い、0.39 N の力に対して PSE は 0.42 N、JND は 0.07 N であり、力の弁別ができていることが確認できた。3 つ目の実験では EMS による力と物理的な力の比較を恒常法にて行い、EMS による力が 0.3 N に対して主観的には物理的な 0.6 N の力を提示されていると感じることがわかった。

第4章では筋電気刺激に適した電極の検討を行った。結果としては、電極に適した素材はゲルタイプの電極であることがわかった。また、EMS 用ジェルを用いて導電性を良くすることは、電気感を抑えるために効果があることがわかった。また、電極に必要な分解能は正中方向に関しては 5 ～ 10 mm、内外側方向に関しては 5 mm 程度が適切だと分かった。

第5章では EMS を用いて簡易的な触覚 AR を行い、その有効性を検証した。5.1 節で EMS を用いて剪断力を提示し、凹凸錯覚を提示するデバイスを提案した。本デバイスを用いて 5.2 節にて既存手法との比較実験を行い、EMS は 3 mm の凹凸錯覚を提示する際に振動刺激よりも実凹凸に近い凹凸錯覚を提示できると分かった。

第6.1 章では、加速度情報をを用いた筋電気刺激によるテクスチャ感の提示を行った。初めに、筋電気刺激で利用するための新たな加速度情報の生成を行った。次にテクスチャの特徴を指定して生成が可能になるように、主観的触覚ベクトルを軸とした合成を行った。結果として、全体的な傾向としては粗滑感の合成はうまくいったといえる。また、特にうまく合成できた Placemat #1 と Punched Plastic の合成においては、合成割合を指定することで任意の粗滑感を提示できることができた。

本論文を通して、筋電気刺激を触覚提示に用いるために、適した刺激波形の調査および力の特性の調査、電極の検討、有効性の検証、加速度情報の生成を行うことができた。し

かし，筋電気刺激を用いた触覚提示が普及するためには，本研究の結果に加えて，電極や刺激装置の普及や，専門的知識なしで扱えることが必要となるだろう．

謝辞

本論文を執筆するにあたり多くの方にご助力いただきました。そのためこの場を借りて感謝の意を表します。熊本大学大学院先端科学研究部 情報・エネルギー部門 コンピュータ科学分野 准教授 嵯峨 智 先生には研究の指針や論文執筆，研究の着眼点など，非常に多くの点でお世話になりました。ご多忙の中休日中に対応していただくこともあり，私が博士論文を執筆できたのは嵯峨先生のご助力あってのことです。深く感謝申し上げます。

副査の伊賀崎 伴彦 先生，上瀧 剛 先生には，予備審査において多くの建設的な意見をいただきました。感謝申し上げます。また，日ごろから研究の議論や実験への協力，プライベートな点でもお世話になったフュージングインタラクション研究室のみなさまに感謝の意を表します。

最後に私の生活を支えてくださった家族と友人に感謝します。

参考文献

- [1] 総務省. 五感情報通信技術に関する調査研究会 報告書. 2000.
- [2] 浅野寿朗. 次世代ネットワークにおける 五感情報メディアの活用. 第19巻.
- [3] GSMA. The mobile economy 2023. *GSMA Solutions and Impact*, 2023. (Accessed on 11/27/2023).
- [4] Heather Culbertson, Joseph M Romano, Pablo Castillo, Max Mintz, and Katherine J Kuchenbecker. Refined Methods for Creating Realistic Haptic Virtual Textures from Tool-Mediated Contact Acceleration Data. In *2012 IEEE Haptics Symposium (HAPTICS)*, pp. 385–391. IEEE, 2012.
- [5] Masaaki Fukumoto and Toshiaki Sugimura. Active click: tactile feedback for touch panels. In *CHI’01 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems*, pp. 121–122. ACM, 2001.
- [6] Hideyuki Ando, Takeshi Miki, Masahiko Inami, and Taro Maeda. Smartfinger: nail-mounted tactile display. In *ACM SIGGRAPH 2002 conference abstracts and applications*, pp. 78–78, 2002.
- [7] Evan Pezent, Ali Israr, Majed Samad, Shea Robinson, Priyanshu Agarwal, Hrvoje Benko, and Nick Colonnese. Tasbi: Multisensory squeeze and vibrotactile wrist haptics for augmented and virtual reality. In *2019 IEEE World Haptics Conference (WHC)*, pp. 1–6, 2019.
- [8] Inrak Choi, Heather Culbertson, Mark R. Miller, Alex Olwal, and Sean Follmer. Gravity: A wearable haptic interface for simulating weight and grasping in virtual reality. In *Proceedings of the 30th Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology*, UIST ’17, p. 119–130, New York, NY, USA, 2017. Association for Computing Machinery.
- [9] Evan Pezent, Aakar Gupta, Hank Duhaime, Marcia O’Malley, Ali Israr, Majed Samad, Shea Robinson, Priyanshu Agarwal, Hrvoje Benko, and Nick Colonnese. Explorations of wrist haptic feedback for ar/vr interactions with tasbi. In *Adjunct Proceedings of the 35th Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology*, UIST ’22 Adjunct, New York, NY, USA, 2022. Association for Computing Machinery.
- [10] Kouta Minamizawa, Yasuaki Kakehi, Masashi Nakatani, Soichiro Mihara, and Susumu Tachi. TECHTILE toolkit: A prototyping tool for designing haptic media. In *Proceedings of the 2012 Virtual Reality International Conference*, VRIC ’12, p. 26. ACM, 2012.

- [11] 3DSystems Inc. Phantom premium. (<https://ja.3dsystems.com/haptics-devices/3d-systems-phantom-premium>).
- [12] Matthias Hoppe, Pascal Knierim, Thomas Kosch, Markus Funk, Lauren Futami, Stefan Schneegass, Niels Henze, Albrecht Schmidt, and Tonja Machulla. Vrhapticdrones: Providing haptics in virtual reality through quadcopters. In *Proceedings of the 17th International Conference on Mobile and Ubiquitous Multimedia*, pp. 7–18, 2018.
- [13] Makoto Sato, Masaharu Isshiki, Liping Lin, and Katsuhito Akahane. Spidar-mouse: a design of open source interface for spidar. In *Proceedings of Human Communication Group Symposium (in Japanese)*, 2009.
- [14] Georgios Nikolakis, Dimitrios Tzovaras, Serafim Moustakidis, and Michael G Strintzis. Cybergrasp and phantom integration: Enhanced haptic access for visually impaired users. In *9th Conference Speech and Computer*, 2004.
- [15] Cathy Fang, Yang Zhang, Matthew Dworman, and Chris Harrison. Wireality: Enabling complex tangible geometries in virtual reality with worn multi-string haptics. In *Proceedings of the 2020 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, pp. 1–10, 2020.
- [16] Satoshi Saga and Naoto Ikeda. Dynamic brake control for a wearable impulsive force display by a string and a brake system. *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol. 33, No. 5, pp. 1075–1081, 2021.
- [17] Satoshi Saga and Koichiro Deguchi. Lateral-force-based 2.5-dimensional tactile display for touch screen. In *Haptics Symposium (HAPTICS), 2012 IEEE*, pp. 15–22. IEEE, 2012.
- [18] Akifumi Takahashi, Jas Brooks, Hiroyuki Kajimoto, and Pedro Lopes. *Increasing Electrical Muscle Stimulation’s Dexterity by Means of Back of the Hand Actuation*. Association for Computing Machinery, New York, NY, USA, 2021.
- [19] 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*, UIST ’15, p. 11–19, New York, NY, USA, 2015. Association for Computing Machinery.
- [20] 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.
- [21] Takaya Ishimaru and Satoshi Saga. Virtual bumps display based on electrical muscle stimulation. In *2020 IEEE Haptics Symposium (HAPTICS)*, pp. 96–101. IEEE, 2020.

- [22] Farzam Farbiz, Zhou Hao Yu, Corey Manders, and Waqas Ahmad. An electrical muscle stimulation haptic feedback for mixed reality tennis game. In *ACM SIGGRAPH 2007 posters*, pp. 140–es. 2007.
- [23] Pedro Lopes, Sijing You, Lung-Pan Cheng, Sebastian Marwecki, and Patrick Baudisch. Providing haptics to walls & heavy objects in virtual reality by means of electrical muscle stimulation. In *Proceedings of the 2017 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, pp. 1471–1482. ACM, 2017.
- [24] Makoto Oka Kyosuke Watanabe and Hirohiko Mori. 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.
- [25] Kyosuke Watanabe, Makoto Oka, and Hirohiko Mori. Feedback control of middle finger mp joint using functional electrical stimulation based on the electrical stimulus intensity-joint torque relation model. p. 417–434, Berlin, Heidelberg, 2020. Springer-Verlag.
- [26] Oliver Beren Kaul, Max Pfeiffer, and Michael Rohs. Follow the force: Steering the index finger towards targets using ems. In *Proceedings of the 2016 CHI Conference Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems*, CHI EA '16, p. 2526–2532, New York, NY, USA, 2016. Association for Computing Machinery.
- [27] Seokhee Jeon and Seungmoon Choi. Modulating real object stiffness for haptic augmented reality. In *International Conference on Human Haptic Sensing and Touch Enabled Computer Applications*, pp. 609–618. Springer, 2008.
- [28] Hiroyuki Kajimoto, Masahiko Inami, Naoki Kawakami, and Susumu Tachi. Smarttouch: A new skin layer to touch the non-touchable. In *Proceedings of ACM SIGGRAPH 2003*, 2003.
- [29] Pedro Lopes, Sijing You, Alexandra Ion, and Patrick Baudisch. Adding force feedback to mixed reality experiences and games using electrical muscle stimulation. In *Proceedings of the 2018 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, p. 446. ACM, 2018.
- [30] Youngjun Cho, Andrea Bianchi, Nicolai Marquardt, and Nadia Bianchi-Berthouze. Re-alPen: Providing Realism in Handwriting Tasks on Touch Surfaces using Auditory-Tactile Feedback. In *Proceedings of the 29th Annual Symposium on User Interface Software and Technology*, UIST '16, pp. 195–205. ACM, 2016.
- [31] Shaoyu Cai, Lu Zhao, Yuki Ban, Takuji Narumi, Yue Liu, and Kening Zhu. Gan-based image-to-friction generation for tactile simulation of fabric material. *Computers & Graphics*, Vol. 102, pp. 460–473, 2022.

- [32] Yuki Ban and Yusuke Ujitoko. Tactgan: vibrotactile designing driven by gan-based automatic generation. In *SIGGRAPH Asia 2018 Emerging Technologies*, p. 13. ACM, 2018.
- [33] Yusuke Ujitoko, Yuki Ban, and Koichi Hirota. Gan-based fine-tuning of vibrotactile signals to render material surfaces. *IEEE Access*, Vol. 8, pp. 16656–16661, 2020.
- [34] Satoshi Saga, Shotaro Agatsuma, Simona Vasilache, and Shin Takahashi. Machine Learning-based Classification and Generation of Vibrotactile Information. *International Journal on Advances in Networks and Services*, Vol. 13, No. 3, 2020.
- [35] Paul Hunter Peckham and Jayme S Knutson. Functional electrical stimulation for neuromuscular applications. *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, Vol. 7, pp. 327–360, 2005.
- [36] Primož Strojnik, Alojz Kralj, and I Ursic. Programmed six-channel electrical stimulator for complex stimulation of leg muscles during walking. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, No. 2, pp. 112–116, 1979.
- [37] 志波 直人. 神経筋電気刺激によるトレーニング器具を高齢者のリハビリに活用できるか? 週刊日本医事新報, Vol. 4907, p. 59, 2018.
- [38] Massimiliano Gobbo, Nicola A Maffiuletti, Claudio Orizio, and Marco A Minetto. Muscle motor point identification is essential for optimizing neuromuscular electrical stimulation use. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, Vol. 11, No. 1, p. 17, 2014.
- [39] 江崎重昭, 川村次郎. 筋力低下・筋萎縮に対する電気刺激療法. 三輪書店, 2000.
- [40] 梶本 裕之, 川上 直樹, 前田 太郎, 舘 暲. 皮膚感覚神経を選択的に刺激する電気触覚ディスプレイ. 電子情報通信学会論文誌 D, Vol. 84, No. 1, pp. 120–128, 2001.
- [41] 大山 正, 今井 省吾, 和気 典二, 菊地 正. 新編感覚・知覚心理学ハンドブック. 誠信書房, 1994.
- [42] 松村道一. ニューロサイエンス入門. サイエンス社, 1995.
- [43] 松尾正之, 江刺正喜. 生体用電極. 計測と制御, Vol. 18, No. 8, pp. 665–672, 1979.
- [44] 武田朴. 各種生体電気信号計測用電極の最新動向. 医療機器学, Vol. 80, No. 1, pp. 28–37, 2010.
- [45] Richard S. C. Cobbold and R. Cobbold. *Transducers for Biomedical Measurements: Principles and Applications*. A Wiley-Interscience publication. Wiley, 1974.
- [46] 佐藤 誠, 平田 幸広, 河原田 弘. 空間インタフェース装置 spidar の提案. 電子情報通信学会論文誌 D, Vol. 74, No. 7, pp. 887–894, 1991.

- [47] Frank Henry Netter and Sharon Colacino. *Atlas of Human Anatomy*. CIBA-GEIGY Corporation, 1989.
- [48] Ian Goodfellow, Jean Pouget-Abadie, Mehdi Mirza, Bing Xu, David Warde-Farley, Sherjil Ozair, Aaron Courville, and Yoshua Bengio. Generative Adversarial Nets. In *Advances in neural information processing systems*, pp. 2672–2680. Curran Associates, Inc., 2014.
- [49] Diederik P Kingma and Max Welling. Auto-Encoding Variational Bayes. *arXiv preprint arXiv:1312.6114*, 2013.
- [50] Jun-Yan Zhu, Taesung Park, Phillip Isola, and Alexei A Efros. Unpaired Image-to-Image Translation Using Cycle-Consistent Adversarial Networks. In *Proceedings of the IEEE international conference on computer vision*, pp. 2223–2232, 2017.
- [51] Alec Radford, Luke Metz, and Soumith Chintala. Unsupervised Representation Learning with Deep Convolutional Generative Adversarial Networks. *arXiv preprint arXiv:1511.06434*, 2015.
- [52] Christian Ledig, Lucas Theis, Ferenc Huszár, Jose Caballero, Andrew Cunningham, Alejandro Acosta, Andrew Aitken, Alykhan Tejani, Johannes Totz, Zehan Wang, et al. Photo-Realistic Single Image Super-Resolution Using a Generative Adversarial Network. In *Proceedings of the IEEE conference on computer vision and pattern recognition*, pp. 4681–4690. IEEE, 2017.
- [53] Chris Donahue, Julian McAuley, and Miller Puckette. Adversarial Audio Synthesis. *arXiv preprint arXiv:1802.04208*, 2018.
- [54] Olof Mogren. C-RNN-GAN: Continuous Recurrent Neural Networks with Adversarial Training. *arXiv preprint arXiv:1611.09904*, 2016.
- [55] Shaoyu Cai, Lu Zhao, Yuki Ban, Takuji Narumi, Yue Liu, and Kening Zhu. Gan-based image-to-friction generation for tactile simulation of fabric material. *Computers & Graphics*, 2021.
- [56] Shogo Okamoto, Hikaru Nagano, and Yoji Yamada. Psychophysical dimensions of tactile perception of textures. *IEEE Transactions on Haptics*, Vol. 6, No. 1, pp. 81–93, 2012.