

論文 / 著書情報
Article / Book Information

題目(和文)	動作補助を目的とした触覚情報の提示手法の検討
Title(English)	
著者(和文)	林智弥
Author(English)	Tomoya Hayashi
出典(和文)	学位:博士(工学), 学位授与機関:東京工業大学, 報告番号:甲第12448号, 授与年月日:2023年3月26日, 学位の種別:課程博士, 審査員:吉村 奈津江,中本 高道,金子 寛彦,小池 康晴,永井 岳大,葭田 貴子
Citation(English)	Degree:Doctor (Engineering), Conferring organization: Tokyo Institute of Technology, Report number:甲第12448号, Conferred date:2023/3/26, Degree Type:Course doctor, Examiner:,,,,,
学位種別(和文)	博士論文
Type(English)	Doctoral Thesis

博 士 学 位 論 文

動作補助を目的とした 触覚情報の提示手法の検討

令和 4 年度

(令和 5 年 2 月 27 日提出)

工学院情報通信系

ライフエンジニアリングコース

林 智 弥

要 旨

事故や糖尿病をはじめとした病気で肢切断に至る人は、現代でも少なくない。腕や足を失ってしまうと、日常生活に影響が出てしまい、生活の質が悪化しがちである。近年の生体信号処理及びロボティクス技術の発展により、電動義手を用いて失った手足を再建する機会が得られるようになっている。しかし、電動義手を用いることで運動能力は再び得られても、触った感覚、すなわち触覚は失われたままである。また、脳梗塞の後遺症などで、手指の皮膚等の感覚が失われる感覚麻痺と呼ばれる症状が生じると、日常の動作に支障が出てしまうことがある。触覚は、人間にとって運動の制御や学習、自己認識や外界の認知にまで広く影響する情報源である。健常者が意識する機会は少ないが、動作の際にぶつかったなどの情報がフィードバックされてはじめて次の動作を決定出来る。本研究では、こうしたことを鑑みて、義手利用者や感覚麻痺を患う人への動作フィードバックとして触覚情報を用いることで動作訓練の補助を目指し、リハビリのための環境構築に適した手法と、触覚情報を代替的に提示する方法の確立を目的とした。触覚情報を提示する方法を模索するうえで、①生来の触覚と同様の形で反力として接触を再現提示する方法と、触覚情報の重要要素を伝達することを重視し、②他の刺激に変換して提示する方法（感覚モダリティ変換提示）の二つの方針を考える。本研究では、実用性に焦点を当て、可搬性、メンテナンスの簡易性、情報提示が確実であること、状況に合わせられるカスタマイズの容易性、非侵襲であること、さらに、安価で入手が容易といったことを満たす手法を、二つの方針において、評価・検討する。

接触の再現として、力を加えた際の反発、すなわち反力を提示する方法を考える。SPIDAR と呼ばれるワイヤ駆動の反力提示装置は冗長性が高い特徴を

持つが、その冗長性はこれまで操作と反力の自由度の向上に使われてきた。そこで、出力向上に重点を置き、二次元の操作領域で高出力の装置を開発した。操作を二次元領域に限定したのは、二次元領域に駆動部の出力を集中させることで部品数を抑えて装置の高出力化を達成でき、また、最適な平面を選択することで、様々な動作に対応できると考えたためである。結果として、操作性に優れた簡素な構成からなる既存の装置を参考にして設計した装置に、8本のワイヤと駆動に8個のモーターを用いるだけで強い反力を提示できる装置が開発できた。入手が容易な反力提示装置と比較しても、高い反力提示能力であることも確認できた。実験やリハビリに近い形で挙動を確認したところ、多く駆動部を配置することで成人男性の操作に対しても仮想の壁を高精度で提示できたことを意味する結果が示され、高い水準の反力提示能力を備えていることが確認された。目標としていた、装置の可搬性と操作に対する透明性を維持しつつ、メンテナンス及びカスタマイズ性の高い高出力反力装置を開発できたことを示している。動作訓練や、学習機序をはじめとした運動に関する検証への応用を期待できる。

一方、感覚モダリティ変換提示については、選択的注意による日常生活への弊害から視覚や聴覚への情報提示は除外し、振動刺激への変換を試みた。提示情報の明確化と装置の小型化を踏まえ、順応（刺激継続による感覚鈍化）への対処を考えた結果として、振動刺激の与え方を時間的な符号とすることで、刺激装置を増やさず、刺激に対する感度に影響を受けにくい、変量を持った刺激とする手法を提案した。さらに、この時間的符号化した刺激を一定周期で提示することで、刺激からの情報を取得しやすいように設計した。単純な動作課題ではなく、その時々で調整を要するキャッチ&ホールド課題を遂行している

ときの符号化振動の継続刺激は、比較対象の刺激手法や触覚情報がフィードバックされない状態よりも課題の達成率が高かった。符号化振動による情報提示は特別な訓練なしでも作業補助となり、かつ継続的な刺激提示が複雑な調整を要する作業において効果的であることが確認できた。振動子1つという小型、安価で装着も簡易な手法で動作補助の効果が示されたことから、目的とした実環境での応用に向けた情報提示手法を用意できた。これにより、義手利用者だけでなく、VRにおいても代替触覚を実現でき、環境把握や動作訓練に大きく寄与するだろう。

反力提示による接触再現によって、動作訓練時の補助者の負担軽減や訓練環境用意の簡便化を達成でき、継続符号化刺激を通した動作訓練や日常生活における作業を補助する手法の提案を行った。どちらの手法も、はじめに述べた実用性を目標としていたポイントを全て満たすことができた。本研究を通して、動作訓練補佐を包括的に担う環境を用意することで、義肢利用者や感覚麻痺患者の生活環境の向上につながる。また、遠隔操作や仮想世界の表現においても、本研究で提案した手法は操作性や没入感の向上に応用できるだろう。

In this study, I propose methods of tactile information feedback for movement training for rehabilitation and other purposes. It is specially focused on practical aspects, such as portability, ease of maintenance, reliability of information presentation, and redundancy. I propose methods, one is a method that reproduces and presents contact in the same way as the innate sense of touch, and the other is a method that converts contact into other stimuli. The methods are evaluated and examined.

In the former method, I developed a new device with high power output limit and which is easy to set up for motion training variety, based on a wire-driven device called SPIDAR. I confirmed that contact and obstacles can be clearly presented even under conditions similar to those of the experimental environment with the new device I developed, that means this device reduces the burden on assistants and simplifies the preparation of training environments during movement training for rehabilitation and other purposes.

In the latter methods, I developed a new device with a vibrator to evaluate the effect on temporal encoding of vibration patterns for converted stimuli, based on the clarification of information and the miniaturization of the device. As a result, it was confirmed that the continuous encoded vibration stimulation showed a high task completion rate, that the information presentation by encoded vibration was an effective task aid without special training, and that the continuous stimulus presentation was effective in tasks that require complex coordination. These means that a method with just a vibration device can assist in movement training and daily life tasks.

With the methods I proposed, a comprehensive environment for training and daily life assistance will improve the living environment for prosthetic limb users and patients with sensory paralysis. In addition, they can be applied to improve operability and immersion in teleoperation and virtual world representation.

目次

1. 緒言	9
1.1. はじめに.....	9
1.2. 感覚情報とフィードバック	11
1.4. 動作フィードバックとしての情報提供手法.....	23
1.5. 動作フィードバックとしての情報提供手法.....	28
1.5.1. 接触再現手法.....	28
1.5.2. モダリティ変換提示手法.....	32
1.6. 本研究の位置づけと目的.....	35
2. 反力提示精度向上手法の提案	38
2.1. はじめに.....	38
2.2. 装置設計.....	40
2.2.1. SPIDAR	40
2.2.2. 制御システム.....	43
2.2.3. 4本ワイヤモデル.....	45
2.2.4. 8本ワイヤモデル.....	46
2.2.5. 装置の使い方.....	49
2.3. 装置特性.....	51
2.3.1. シミュレーション評価.....	51
2.3.2. 提示可能反力の上限計測.....	54

2.3.3.	衝突テスト.....	58
2.3.4.	考察.....	65
2.4.	装置操作検証.....	67
2.4.1.	実験方法.....	67
2.4.2.	結果.....	69
2.4.3.	考察.....	74
2.5.	まとめ.....	76
3.	符号化振動刺激を用いた触覚提示のモダリティ変換の有効性検討	78
3.1.	はじめに.....	78
3.2.	実験手法.....	81
3.2.1.	実験参加者	81
3.2.2.	実験装置及び環境.....	81
3.2.3.	実験手順.....	85
3.2.4.	条件設計.....	86
3.2.5.	分析手法.....	92
3.3.	実験結果.....	93
3.4.	考察.....	101
3.5.	まとめ.....	103
4.	結言	105
5.	業績一覧	109

6.	参考文献	110
7.	謝辭	120

1. 緒言

1.1. はじめに

我々人間にとって腕や手の機能は日常生活に不可欠であり、不慮の事故や病気でそれらの機能が失われてしまうと、生活の質に大きな影響が生じる。糖尿病や交通事故の治療として肢切断が行われることもあり^[1]、肢欠損者は上下肢合わせて 2005 年のアメリカで 160 万人^[2]、日本では 2006 年の調査で 14.2 万人いると報告されている^[3]。近年では、可動義肢（義手・義足）の発展も著しく、電動義手については、思った通りに動かせるものも市販されてきている。動作をしようとした際に生じる筋肉の活動や脳細胞の活性化を生体信号として読み取り、動作意図を判断する技術の発展により、大きな遅延無く、リアルタイムで意図通りに義手を操れるのである。これにより、失われた運動機能を再度手にする機会は得られるようになってきた。実際に電動義手利用者による課題達成時間を競う世界大会が、サイバスロン（最先端技術を応用した義肢などを用いて障害者が競技に挑む国際的なスポーツ大会）^[4]の一競技として 2016 年及び 2020 年に開催された^[6]。日本からも複数の企業・研究グループがサイバスロンに参加しており、2016 年の大会では義手競技への参加企業もあった。しかしながら、義手を自由に動かせるようになることで、操作者は物に触れることができ、持つことができるようになっても、手に触れた感覚は得られない。

一方で、運動機能は健在でありながら、触覚等の感覚が失われる、感覚麻痺の症状も生活の質に大きな影響を及ぼす。感覚麻痺は、脳梗塞の後遺症としてみられ、物理的には四肢は残っているが、該当部位の感覚、特に皮膚感覚が欠落してしまう状態である。感覚麻痺を患うと、触れたことに気づけなくなる

だけでなく、力のコントロールがうまくできない。その結果、物を持つといった作業がスムーズに行えなくなり、患部を使わなくなることで結果的に運動機能まで衰えてしまう事例まで報告されている^[5]。感覚麻痺を患った場合も、電動義手の操作と同じく、身体を動かすこと自体には支障がなくても、触れた感覚が失われてしまう。

触れた感覚、すなわち触覚は、操作者が物体を認識する際に活用していたり、動作を行う際にも無意識のうちにに行っている力加減の修正や力のかけ方の微調整に利用したりと、生活するうえで欠かせないものである。勿論、技術習得にも触覚が密接に関係し、重要な要素となっている。にもかかわらず、現在使われている技術や環境では、触覚情報を義手の利用者や感覚麻痺患者に提示することが重要視されていない。触覚情報を本人に伝え、操作に対する反応を示すことができれば操作性の向上やリハビリテーションの効率化、義手や患部を体の一部と認識することに役立つことは必至である。

触覚情報の提示を行うためには、実際に触れた感覚を生じさせることで解決する方法と、触覚提示機構を別途用意し利用者への情報伝達経路を新たに確保することで解決する方法の 2 通りが主に考えられる。本研究では、それぞれの手法を触覚喪失者の動作訓練環境の構築を前提に検討した。すなわち、リハビリテーションや技術習得といった動作訓練のための解決策として、①反力提示を用いた接触再現で仮想空間における訓練環境をより現実環境に近づけるための提案と、力のかかり具合を示し適切な力加減を把握しやすくすることで動作や学習を補助する手段として、②触覚の代替感覚として健常部位への振動刺激を行う手法（感覚モダリティ変換）の提案を行い、その効果を検証した。こうした検討は、後述のように、幾つかの研究で行われているが、そのほとんど

が研究を目的としており、利用する装置や手法の取扱いが困難、繰り返しの使用に耐えないなど、実用を考慮していない。本研究では、実用的に用い得ることを目的とし、事前のトレーニングが不要であること、安価な装置・材料のみを用いること、多少乱暴に取扱っても壊れないこと、メンテナンスや状況に合わせたカスタマイズが容易なことに留意した。次節から、本研究の背景を詳細に述べる。

1.2. 感覚情報とフィードバック

人間には五感と呼ばれる、五種類の基本的な感覚が備わっている。五感とは、視覚、聴覚、触覚、嗅覚、味覚である。視覚は目を通して光を、聴覚は耳を通して空気の振動を音として、味覚や嗅覚は分子を口や鼻の細胞に取り込むことで味やにおいを、それぞれ、脳に送られた電気信号によって、認識するものである。そして触覚とは、皮膚から得られる感覚の総称で、接触や振動を認識する感覚である。感覚は、外界からの情報を取り入れ、状況に応じた動作を選択すること、意図通りの動作結果が得られたかの確認、意図通りの結果でなかった場合の修正基準として活用される^[6]。特に動作結果の確認と修正において、情報のフィードバックは不可欠である。フィードバックされる情報がなければ、意図通りに動作が完結し、修正の必要がないか、それとも意図通りにならず、どの程度どの方向へ修正すべきなのかも判断できない。例えば、目を閉じて両手の人差し指を合わせようとしたとき、うまく合わさらないだけでなく、すれ違って見当違いの位置を触るまで、うまくいっていないことにすら気づけない。人間は、触覚を含め多くの種類の感覚情報をフィードバックとして利用

している。また、何らかの理由で一つの感覚が使えなくなった際に、フィードバックされる情報が完全になくなることを避けるため、フィードバックとして活用される感覚は一つに限らず、主に使われる感覚以外にも、補足として幾つかの感覚情報が利用される。先に挙げた目を閉じて指を合わせる動作の場合、姿勢について認識する感覚が補佐しており、この感覚が鋭い人の場合は難なく指を合わせることだろう。このように何重ものバックアップ体制が完備されるほど、動作に対するフィードバックは人間にとって必須のものである。

感覚情報をフィードバックとして利用するメカニズムについては、川入らが「人間の動作制御メカニズム」として提唱した「フィードバック誤差学習」^[7]が参考になる。この「フィードバック誤差学習」では、動作補正のように状況に合わせて力や持ち方の調整を行う瞬間的な働き（修正、フィードバック制御）と、運動や技法の学習の根拠となるフィードフォワード制御への影響としての中長期的な働き（予測更新、内部モデル更新）が区別されている。修正面での役割は、触覚情報などにより力の方向及び大きさが適切であるかを監視し、ずれが生じれば修正量の決定に寄与する（図 1-1 経路 A）。例えば、物を持っている時に、滑り落としそうに感じたから、持ち直す。もしくは、ハンマーのような重心の偏ったものを持ち上げるときに、今持っているところだとバランス

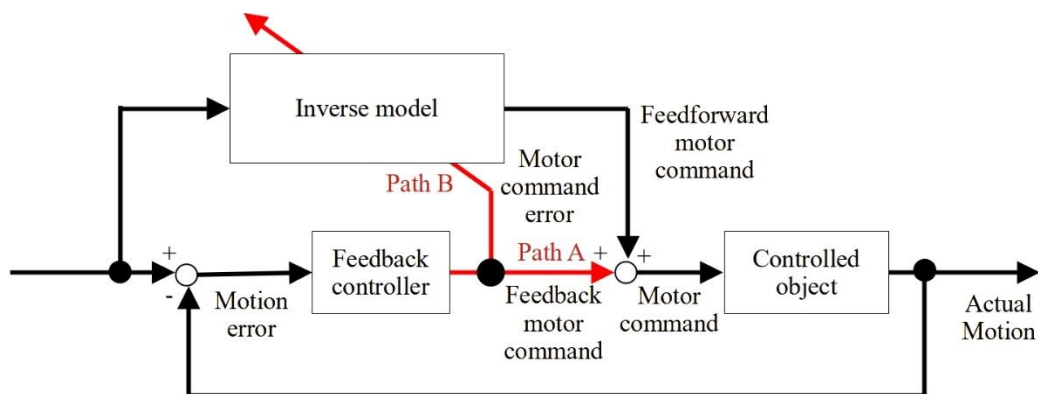


図 1-1. フィードバック誤差学習 ※[7]を参照に再構成

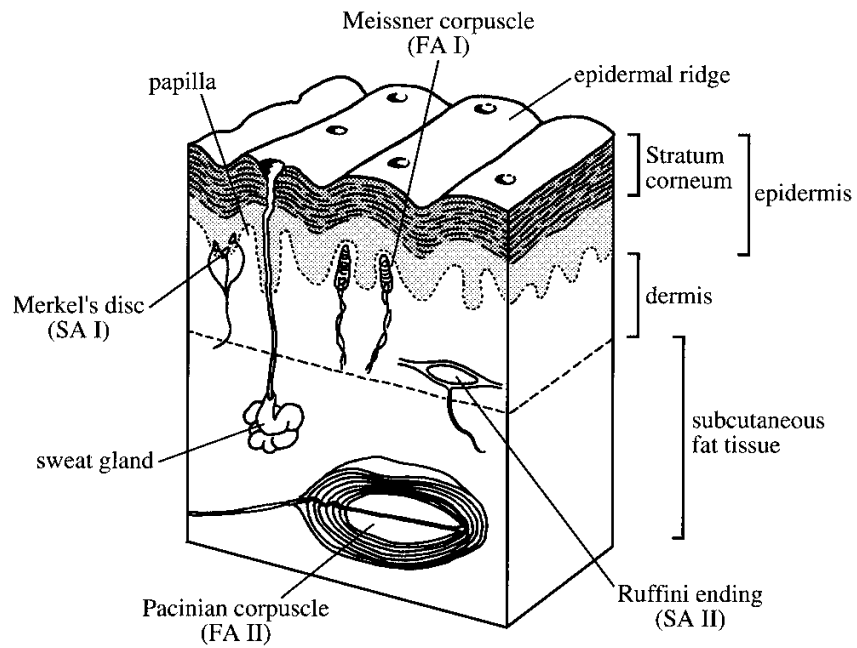
が悪く感じたので、より錘側を持つようにする、などといった動作の中のその場での修正への寄与である。一方、予測更新面での役割は、環境や動作の結果への影響を触覚情報などから把握し、フィードフォワード制御に関わる内部モデルの更新材料として役立てられている（図 1-1 経路 B）。例えば、テニスで球を打ち返した際に思いのほか上の方に飛んだから、次はラケットの角度を少し下に向ける、もしくは、ハンマーで釘をたたいたが、ほとんど打ち込めなかったので、次からはより力を込めてたたくようにする、といった次も同様の動作をする際への準備として、タイミングや力加減といった動作意図そのものを修正していく役割である。なお、内部モデルには順モデルと逆モデルがあるとされる。順モデルは運動指令から結果を予想するモデルで、動作環境の理解と反映と言える。先の例であれば釘を刺そうとしている材質の硬さの理解があたる。一方、逆モデルは求める結果を得るために必要な運動指令を求めるモデルである。逆モデルの更新としては、筋電義手を思い通りに動かすための力の入れ方を学ぶことが例として挙げられる。この論文の中で検証に用いられた感覚情報は、姿勢情報である固有感覚及び視覚だが、触覚をはじめとして他の感覚情報も同様に動作に対して二つの面で関与していると考えられる。

視覚が桿体細胞や錐体細胞で光を受容するように、聴覚が蝸牛で耳石の振動を有毛細胞で受容するように、味覚や聴覚が各受容器で化学物質を受容するように、触覚も皮膚にある数種の受容器で接触や振動を受容する^[8]。指先の皮膚の断面図を図 1-2（A）に示す通り、皮膚内の各深度に物理センサが存在する。圧及び振動に関する代表的な受容器は 5 つあり、皮膚表面に近いものから並べると、自由神経終末、マイスナー小体、メルケル細胞、ルフィニ終末、パチニ

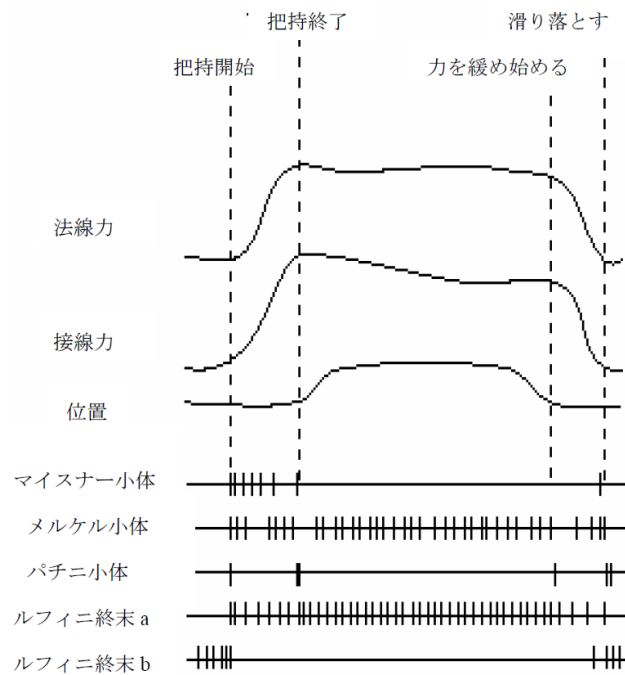
小体となる。各受容器は反応しやすい刺激や、刺激に対する反応が異なり、異なる感覚を誘発する^[8]。

自由神経終末は大きな圧力や温度を検知し、かゆみや痛みを誘発する。触れることで対象の温度が把握できたり、外気温を感じたりする熱感覚は、この感覚受容器の反応が主に影響している。温冷が近い範囲で刺激されると痛みを感じる現象が、サーマルグリル錯覚として知られているが、これは自由神経終末からの情報を脳で処理する中で生まれる誤認識である^[9]。マイスナー小体及びパチニ小体は振動を検知し、圧迫開始や終わりなどの、刺激変化時に対してのみ反応する動的なセンサである。それぞれ反応する周波数が異なり、マイスナー小体は滑りや低め周波数（3～100Hz、60Hz 付近で最大感度^[10]）に、パチニ小体は高い周波数（10～700Hz、250Hz 付近で最大感度^[10]）に対応している。メルケル細胞は小さい圧力や物体の凹凸を検出し、刺激変化の始めにも、圧迫を続けるなどの静的な刺激にも反応する。振動でいえば 1～80Hz に反応し、感度は周波数にほとんど影響されない^[10]。メルケル細胞は指先や唇など、敏感な部位に特に集中して存在し、弱い刺激にも鋭敏に反応する。ルフィニ終末は皮膚の伸びを検知し、刺激の継続に対して反応を続ける特徴を持つ。これらの細胞からの刺激を脳が受け取り、圧や振動、熱、皮膚の伸びなどの情報として複合され、圧迫や滑りの知覚、テクスチャといった触覚的な認知として処理される。触覚と近いものに、自分がどのような姿勢にあるのかの感覚である、固有感覚というものがある。ルフィニ終末は筋肉細胞からの刺激と合わさり、四肢や指といった関節部分の伸び、曲がり具合の情報となり、姿勢を認識する固有感覚を形成している^[11]。触覚と固有感覚は類似のセンサの情報をもとに構築されるが、触覚は外からの接触や衝突などといった、自身の身体と外界との関係

性を把握し、対処する感覚であるのに対し、固有感覚は姿勢など、身体からの情報のみで完結する感覚である。触覚の中でも、特に圧力情報を認識する圧感覚は、持っている物体の柔らかさやゆがみを認識するために使われるほか、材質の滑り具合や触っている物の形状を認識するためのベースとなる情報であり、特に有用な情報源である。



(A) 指先皮膚の断面と受容器の配置^[8]



(B) 受容器ごとの反応特性^[12]

図 1-2. 触覚受容器の配置と反応特性

触覚は人にとって極めて重要な情報源であり、受動的な反応だけでなく主体的な動作制御や触れた対象の認知及び自己の認識を得る上で重要な役割を持つ（図 1-3）。自身がどれだけ触覚に頼っているかは、手や足がしびれた状態を想像すると分かりやすい。手がしびれた状態ではペンをつまみ上げるなどの細かい動作は難しくなり、足がしびれた状態ではしっかり立ち続けるのも難しくなる。無理に物を持っても落とさないように過剰に力をかけかねず、脆い物だと破損の原因にもなりうる。触覚が失われると、周辺の物の破損だけでなく、自身の姿勢の異常にも気づけず、転倒したり、思いのほか勢いづいて動いてしまったりなどと、自他の負傷につながる極めて危険な状況に陥りかねない。



図 1-3. 触覚の役割

また、触覚情報は、動作制御への関与だけでなく、触れる対象の形や材質の把握に重要な要素であること^[13]や、自分の身体範囲を認識する感覚（身体所有感）にも関与すること^[14]が知られている。身体所有感とは、自身の身体がどこまで広がっているか、という感覚である。普段意識しない限り認識されない

感覚であるが、例えば前からくる人を避けたり、狭い路地に入る前に姿勢を変えたりする際、最低限の動きでこなすことができるのは、無意識のうちに自分の身体の大きさや範囲を認識し、反映しているからである。身体所有感は「身体」というように自身の身体のみに働く感覚であるように思えるが、体外にも波及することが知られている。身体所有感の拡張の例として、ラバーハンド錯覚^[15]が有名である。ラバーハンド錯覚とは、マネキンの手を自分の手の横に配置し、マネキンの手を注視した状態で、自分の手とマネキンの手を筆などで同時に撫でられると、あたかもそのマネキンの手が自分の手のように感じてしまうというものである。ラバーハンドと名付けられているが、対象がロボットハンドや映像上の手に対しても同様の錯覚が生じることが知られている^{[16], [17]}。他にも例えば、スポーツ選手がバットやラケットが自分の身体の延長として身体の一部に感じられると報告する例^[18]や、乗りなれた車を「手足の様に」と表現するなどの事例^[19]も身体所有感が拡張された状態であるといえる。テレビゲームを触る人にとっては、ホラーゲームで何かに急に迫られたときにとっさに身体を引いてしまう経験や、レースゲームで曲がりたい方向に身体が傾いてしまう経験をイメージすれば、ゲーム内のキャラクターやオブジェクトに自身を



(A) ラバーハンド錯覚 [15]

(B) ミラーセラピー [21]

図 1-4. ラバーハンド錯覚とミラーセラピー

投影している実感を得やすいだろう。身体所有感は必ずしも触覚がない場合でも、自身の動作の認識と視覚的情報が一致していれば、身体外に波及することが知られている。片腕欠損後に失われた腕が痛む幻肢痛の治療や、麻痺患者のリハビリテーションとして、鏡に健常側の腕を写しながら動かすことで、欠損部位は正常であると思いこませるミラーセラピーと呼ばれる手法^{[20], [21]}がとられるが、これもラバーハンド錯覚に近い現象を利用している。

さらに、触覚とは、受動的な認知だけでなく、能動的動作と触覚情報を組み合わせた認知行動を行うための感覚であるとの解釈を提唱している研究もあり、能動的触覚と呼ばれている^{[22], [23]}。肌触りや素材を確かめるために衣服や置物に触れたり、果物や野菜を手にとって重さや柔らかさ、しいては品質を確かめたり、といった動作が能動的触覚に当たる。つまりは物の形状や材質、状態を吟味するために、自ら半ば無意識的に手を伸ばし、対象に触れる行為を伴うことで、触覚は外界の認知機構としての役割を担っている。触覚は、何かがぶつかった際の衝撃を逃がす動作のような受動的な面だけでなく、物を持つといった動作や自身の周りの環境を探るといった能動的な面でも関与しているのである。

説明してきたように、動作制御に身体認識、外界の認知と、触覚情報は人体の制御や認知に多岐に渡って影響している。しかしながら、この重要な触覚情報が失われてしまう人が存在し、その人々は問題を抱えることになる。先に例として挙げた手足がしびれた状態は一時的なものにすぎないが、例えば、感覚麻痺と呼ばれる症例では、運動機能を有しつつも触覚や固有感覚（体の姿勢の感覚）が欠如してしまい、物がうまく持てないなどの身体制御面での問題が

生じる。更に、患部が自身の身体の一部に感じられなくなるという認知面の問題も生じてしまう^{[24], [25]}。現在では、電動義肢の開発が進み、筋肉活動の際に生じる生体信号や脳活動に付随する生体信号を読み取り、意識した通り動かすことのできる機種も市販され、実際に使用されている^{[26], [27]}。意図通りに動かせる電動義肢の登場により、身体の部分的な欠損を伴っても運動機能を再現できるようになったものの、触覚機能は再建されず、感覚麻痺と同様に欠落した状態になる。その結果、義肢を制御するために、視覚や聴覚を頼りにしないとならない状況を強いることとなる。感覚麻痺や感覚情報フィードバックを有さない義手の利用など、触覚の欠落状態は日常生活の広範において大きな影を落としかねず、人へ触覚情報を提供するための情報伝達経路を用意する意義は大きい。



(A) Bebionic (OttoBock) [26]



(B) HACKberry (exiii design) [27]



(C) 電動義手の活用場面 [4]

図 1-5. 電動義手

一方、近年では、仮想現実（Virtual Reality: VR）や拡張現実（Augmented Reality: AR）、ロボットなどの遠隔操作技術が進歩しており、研究分野だけでなく日常生活においても身近なものになりつつある。例えば、VR 技術は娯楽向けだけでなく外科や腹腔内手術の練習^{[28],[29]}、消防活動のような職業訓練^[30]などの幅広い分野での利用が現実味を帯びてきている。遠隔操作については、広く知られるようになった遠隔地への診察への応用^[31]や腹腔内手術用ロボット^{[32],[33]}といった医療分野に限らず、寝たきりの状態の人が遠隔ロボットを自分の代替身体として利用して街中のカフェで給仕を行う^[34]など、生活の質向上に向けた応用も試みられている。これらの、診察を行う際に操作するロボット等の機器や腹腔内手術用ロボットを含めた代替身体の操作を行う技術は、操作方法や処理システムについての研究が中心に行われてきており、触覚情報の提示など付加的なフィードバックに関する研究は限定的にしか行われていない。そのため、現状では、先に挙げた感覚麻痺や電動義手の場合と同じく、利用者は視覚や聴覚から得られる限定的な情報を注意深く集めて制御するか、そもそも細かい制御を期待出来ない、もしくは機械側に細かな制御は任せることになってしまっている。こうした状況に対して、触覚情報を利用者にフィードバックできれば、これら技術の操作性や没入感を向上させることができる。



(A) 消防士トレーニング用 VR システム [30] (B) 車整備向け AR システム [35]



(C) hinotori (メディカロイド) [33] (D) 分身ロボットカフェ DAWN [34]

図 1-6. VR、AR、遠隔操作技術の活用例

1.4. 動作フィードバックとしての情報提供手法

触覚情報を視覚や聴覚情報に変換して提示する手法は多く提案・検討されてきた。例えば、触覚の中でも重要な情報となる皮膚にかかる圧力、つまりは「圧情報」を表示しているバーの長さで示す^{[36][37]}、もしくは移動方向を音の高低として指示する^[38]、危険な状態を警告音で提示する^[39]などである。それぞれ、具体的には指先にかかる圧力をセンシングし、力がかかる程バーの長さや矢印の大きさが大きくなるような変換や、上下左右の方向情報をビープ音の高低へと変換、もしくは作業中に圧情報が危険な水準になった旨を警告音へと変換して、元となる情報を異なる情報に変換して通知している。直接的な変換のほかにも、重量感や表面状態のような触覚由来の情報を視覚的に提示する方法として、操作感度や視覚的な変化量に歪みを持たせることで表面のざらつきや重さを錯覚させる「疑似触力学 (pseud haptic)」と呼ばれる手法^{[40], [41]}もある。例えば重い物体をクリックし、動かしている間はカーソル移動の感度を低くする表現や、障害物にぶつкаると、描写されるカーソルはそれ以上障害物側に移動できなくなるような表現、半球状に盛り上がっている事の表現として球の淵を移

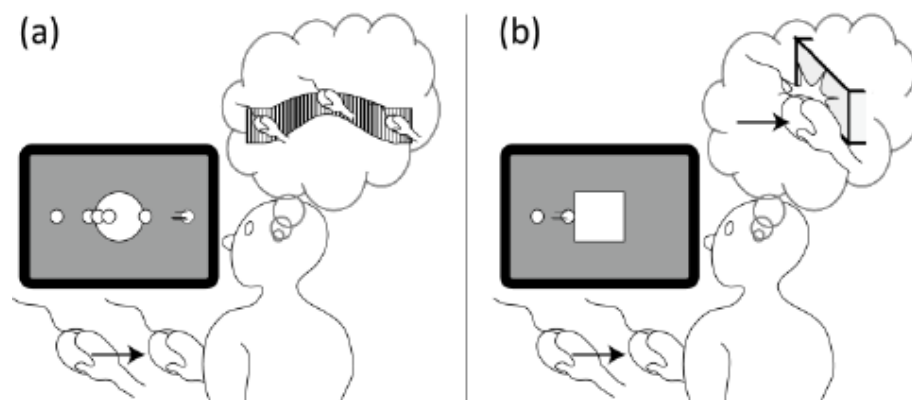


図 1-7. 疑似触力学の例 [40]

動するよう強制される表現、球の中央方向への移動は操作感度が極端に落ちるような表現などを通し、障害物の存在やモニター上の物体の軽重を感じさせる技法である。これらの視覚・聴覚的な提示手法は VR 上での表現では適切な手法になりうるが、義肢の様に操作対象が実在する場合や日常生活での使用には適さない。

生活の中での実際の利用場面を考えると、視覚・聴覚的表現が適さないのは、視覚や聴覚での情報提示に大きな課題があるためである。社会的に問題視されている「歩きスマホ」がよい例であるが、日常生活において視覚・聴覚を通して伝達される情報に常に注意を払いながら安全な生活を送るのは難しいのである。これは、日常生活では視覚と聴覚は周囲の情報を取得するために頻繁に使用されるうえ、認知処理の特徴として、特定の情報処理に集中すると他の情報の処理が遅れる、または、認識さえされなくなる^[42]ためである。これは選択的注意と呼ばれる現象である。Simon らは、選択的注意でいかに他の情報が遮断されるかをわかりやすく体験できる動画を作成している^{[43]、[44]}。動画上で複数人がボールをパスしているが、パス回数を数えるという課題を与えられ、課題の遂行に集中するとパス動作に関わらない異常は全く認識できなくなる。パス回数を数えることなく動画を見ると、なぜ見落としていたかわからないほどの異常が目につくだろう。同一の感覚に情報を集中すると、注意の在り方によって見落とされる情報も増えるため、日常生活を前提とする場合、視覚や聴覚での情報提示は避けるべきである。

触覚情報を視覚・聴覚以外でフィードバックする具体的な方法としては、神経細胞への直接的な干渉を行う手術を要する侵襲的な手法と、身体を傷つけずに入力装置を利用もしくは追加でフィードバック用の装置を装着する非侵襲

的な手法に分けられる。侵襲的な手法は、手術によって頭蓋内に電極を配置し脳神経への刺激する手法^[45]や、手術で腕内部や切断面付近にある触覚に関わる腕部神経を取り出し、電極をつなげることで、腕部神経への直接的に電気刺激を行う手法^{[46], [47]}が提案されている。神経や脳への直接的な電気刺激によって、「脳での触覚処理」、しいては「生来感じられる触覚」そのものを再現できる可能性がある。しかし、神経や脳における感覚誘発先の細かい位置指定は技術的に困難であり、例えば「人差し指の先にコップが触れた」状況のような具体的な感覚刺激を誘発させることはできない。これまで行われている研究では、掌の親指側、中指付近、小指側のように三分割する程度の位置指定で刺激している^[48]。また、手術による身体的ダメージや、手術することへの心理的ハードル、経時による電極の腐食問題など実用に際しての課題も多い。そのため、実用を目指すフィードバック手法として提案されている物の多くは非侵襲の手法であり、本研究で考慮するのも非侵襲性手法に限定する。

非侵襲でも脳への直接的な刺激により感覚を再現させる手法も存在する。磁場形成により外部から脳内の特定部位に電流を起こし神経活動を生じさせる、経頭蓋磁気刺激（Transcranial Magnetic Stimulation: TMS）^{[49], [50]}がこれに当たる。TMS は感覚誘発に限らずてんかん治療や動作誘発などにも応用が期待される技術だが、実用面では装置の大きさ、刺激精度や固定方法、長期的な使用による影響の検証が不十分などの課題があり、現状は病院や実験環境での使用に限定されている。そのため、指先などの特定部位への触覚の誘発という使用用途は、電流誘発の詳細な脳座標指定が前提となるため、現状では日常生活上での実用は考えにくい。

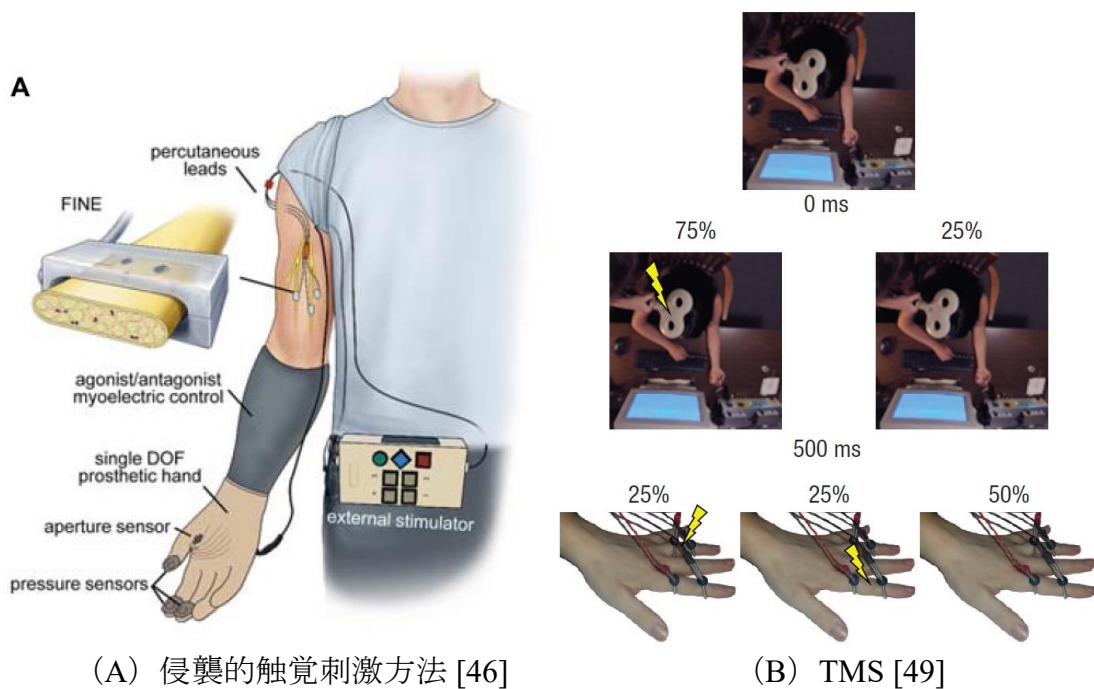


図 1-8. 侵襲的刺激方法と TMS の利用例

触覚は皮膚感覚の総称なので、厳密には皮膚に対して垂直方向の圧力を認識する圧感覚、振動を認識する振動感覚、皮膚に対して水平方向の負荷を認識する滑り感覚、温度を認識する熱感覚など、複数の感覚情報に分けられる。これらの感覚情報をすべて提示するのは難しいため、実際には触覚情報の中でもフィードバックする感覚情報に優先度をつけることになる。その際、フィードバックする感覚情報として用いられることが多いのが圧情報である。これは力覚とも呼ばれる力を掛けた際の反発情報に対する感覚が運動制御で重要な役割を持ち、圧情報として処理されることと、センサの構造を考えたときに皮膚に対して水平方向の滑り情報より垂直方向へのセンシングの方が比較的容易だからである。そこで本研究では特にこの圧情報を提示する手法について取り扱う。

脳を直接刺激することを考えない非侵襲的手法は様々提案されているが、大別すると物理的な力や振動による提示で皮膚上へ接触等の事象を再現する手法と、元となる感覚情報を異なるモダリティに変換し代替感覚として情報を提示する手法に分けられる（図 1-9）。前者は当人の動作や動画上のイベントとの連動を前提として現実に近い状況を再現する手法であり、後者は接触からの回避や動作修正のための情報伝達として受動・能動にかかわらず活用できる手法となる。本研究では、入力インタフェース上で接触事象を再現することで、直接触覚情報を提示する動作訓練環境を構築し、モダリティ変換提示を通して新規に情報提示経路をつくり、動作訓練に必要な情報を提示することで訓練の効率化を図る。

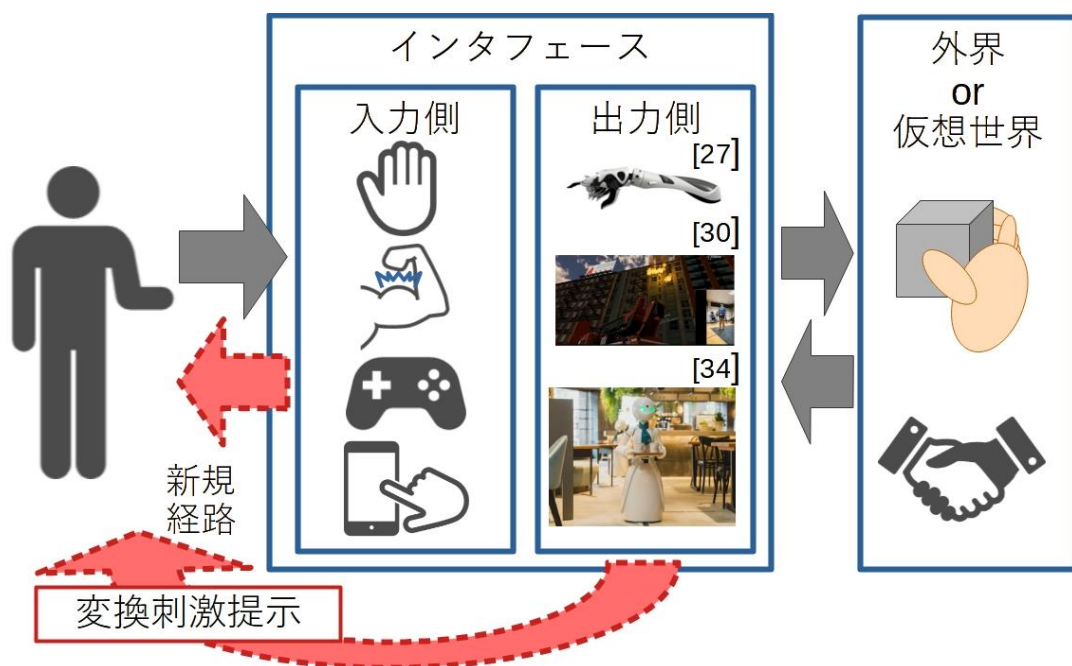
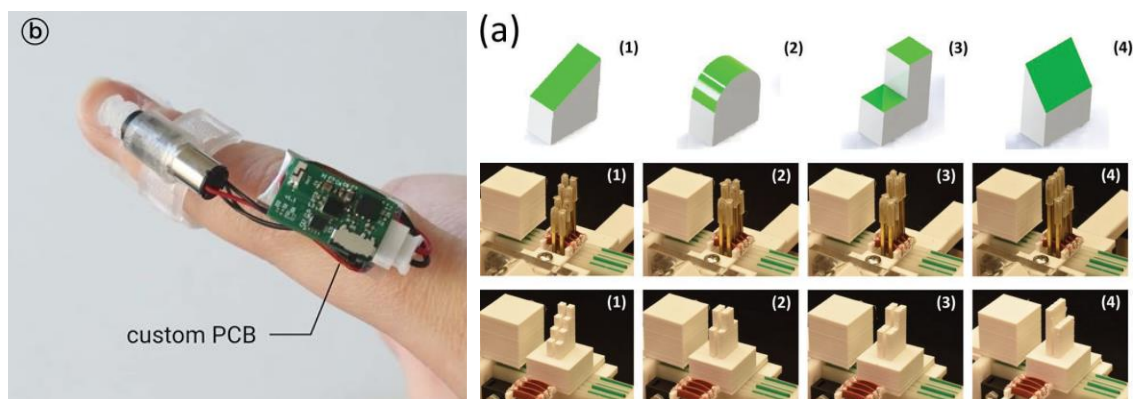


図 1-9. 触覚情報の新規フィードバック経路

1.5. 動作フィードバックとしての情報提供手法

1.5.1. 接触再現手法

非侵襲的な接触再現は、皮膚に実際に刺激を行うことになる。この方針では基本的に握るや触るなどといった利用者の装置への積極的な干渉を求めるため、入力インタフェース上で入力動作に連動してフィードバック情報を返すのが基本となる手法である。後述するように、衝突の衝撃や柔らかい物体を押した際の反発のような、動作に対して物理的な動作抵抗を与えるような実反力を返す方法が多いが、それ以外の方法も取り組まれている。例えば、テニスラケットなどといった「作業時に使用する道具を模したコントローラー」を用意し、反発による力は加えられないものの実際の運用時に生じるものと同様の振動を与える^[51]、非接触のまま超音波によって皮膚を部分的に刺激し、圧迫されると誤認させることで、圧感覚を誘発する^[52]などの方法も提案されている。また、質感についていえば、なぞり動作の際に指の爪の上から振動を与え、撫でている物のテクスチャを誤認させる方法^[53]や、物を触った際に振動を加えることで触った物の硬さや形状の認識を変える方法^[54]でも、接触による認識に関与できることが示されている。ほかに、実際に提示面の位置を移動させる **touch-based display** のように、必要に応じて部分的な提示面を形成し、物体の角や縁、面を順次表現することで、提示範囲は限定されるが物理的に仮想物体の提示を図った装置も提案されている^[55]。これらの方法では、動作タイミングの学習やエンターテインメントには適するが、実際の反力に基づいた力の強弱を含んだ訓練や、動作の方向のガイドとしてのフィードバックとしては利用できない。



(A) 振動付加による形状錯覚 [54]

(B) touch-based display [55]

図 1-10. 接触再現手法の一例

実反力の提示は、身体動作をどのように脳が支配しているか、どのように動作学習がなされるかについて、脳内の血流や神経活動、筋肉の活動電位といった情報を測定する上で数多くの研究に用いられている。実験や研究、動作訓練という目的では、反復動作や環境変化への適応の確認をよく用いるが、現実環境では動作の統一や作業環境を瞬時に変化させることが難しいため、反力提示環境を作り、ソフトウェア側で提示環境や動作誘導を用意することで実現するのである。反力を提示する手法は出力限度や性質は目的に応じて異なるものの、大型高出力の物から小型低出力のものまで幅広く存在する。実際に物理的な力を提示する場合は機械的にアクチュエーターを介した力を生じさせる方法が様々提案されている（図 1-11.）。

高出力の装置は、人体を傷付けないよう自主的な制限を掛けるほど十分な出力が可能だが、設置後は簡単には移動できないほどに装置が大型化する傾向が強く、代表としては HUG^[56]や Kinarm^[57]が挙げられる。実験室やリハビリ施設に設置する前提になっているが、全力で押し込んでも侵入できないような硬質な仮想壁が提示できるため、実験装置として利用される機会が多い。こうし

た高出力の装置の多くは、パラレルリンクと呼ばれる方法で複数のモーターの出力を複合することでより高出力の反力提示を可能にしている。パラレルリンク機構の欠点として、大型化及び重量以外にも、複数のモーターを協調制御する仕組みのため、制御にかかる計算量が多く処理負荷が高いことが挙げられる。

一方で、低出力の装置としては PHANTOM^[58]や Touch X^[59]などが挙げられる。連続提示できる力は 6N 程度と、成人利用者が押し込むと反力提示上限の問題で出力が十分でない水準にあり、硬質な物体を表現はできない。こうした小型の装置群は、力覚の再現という観点ではなく、VR や遠隔操作での接触状況や反力の強弱を知らせることが装置の目的につくられており、比較的安価で持ち運びも可能な反面、硬質な物体として表現している物体の内部への侵入を簡単に許すような出力不足の問題を有する。現在もなお、物理シミュレーションにおける接触判定方法の改善により、提示反力の計算やアクチュエーター制御の更新レートを上げることで、描写強度の改善を目指した研究^[60]は続けられている。

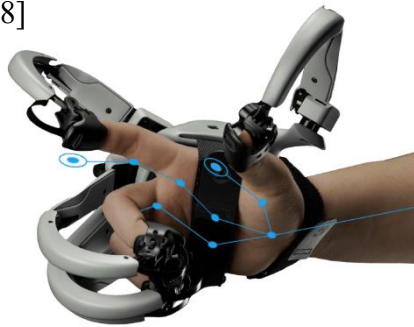
より小型で手先を覆う形状のものとしては、指先に限定して反力を返す Teslaglove^[61]や EXOS Wrist DK2^[62]がある。これらは外骨格の様に手先を覆う形で装着され、外力による触覚提示を行うが、完全な動作の阻害を目的とせず、接触や衝撃を提示し、VR などと併用することで提示力の不足を補う方法である。



(A) PHANTOM Premium1.5HF
(3D Systems) [58]



(B) Kinarm(BKIN Technologies) [57]

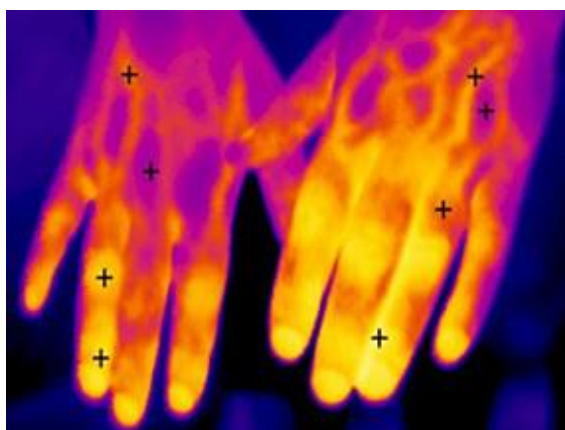


(C) Teslaglove (teslasuit) [61]

図 1-11. 実反力提示装置の例

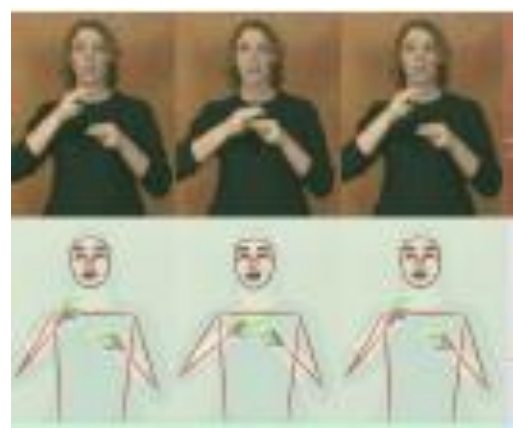
1.5.2. モダリティ変換提示手法

フィードバック情報を与えるもう一つの手法として、異なるモダリティへの変換提示があり、様々な手法を提案している従来研究・装置を説明する。モダリティ変換とは、ここでは特定の感覚情報を異なる感覚刺激へ変換することを意味する。身近なものではサーモグラフィ画像が挙げられ、熱情報を色に置き換え視覚的に提示している。あまり意識されていないかもしれないが、熱情報は 1.2. で述べたように、触覚情報の一つである。音という聴覚的情報を視覚的に提示する音符や手話も、モダリティ変換を用いた提示といえる。現代では人工的な変換を介した情報提示が多く行われているが、古くからも空間認知を視覚ではなく聴覚で行うエコーロケーション（反響定位）や音を視覚的に類推する読唇などの技術が存在している。これらのモダリティ変換は、「元情報」と「提示刺激」の対応関係を理解することで比較的簡単に利用できる特徴がある^[63]。また脳の可塑性の高さから、エコーロケーションにおける反響音のように、通常把握できないほど情報解像度が高い場合でも、訓練次第で対応できることが知られており^[64]、大きな可能性を秘めている手法である。



(A) サーモグラフィ：熱感覚→視覚

[65]



(B) 手話：聴覚→視覚

[66] figure.2 より改変

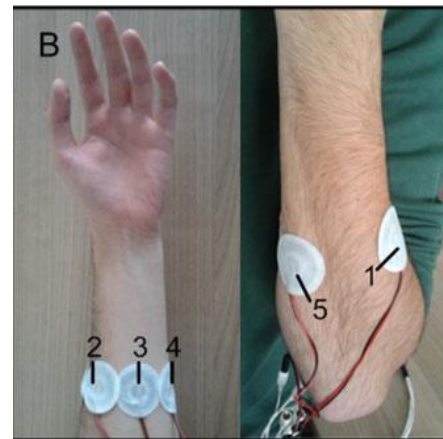
図 1-12. 感覚モダリティ変換の例

動作に関するフィードバック情報を与える手法についての研究では、視覚及び聴覚への変換を除くと、日常生活では利用頻度が比較的lowく部位ごとの刺激も可能な、圧、電気、振動といった触覚刺激の利用を試みるものが多い。例えば、圧であれば力情報に連動した圧力で圧迫するピストンを上腕に装着しフィードバックする方法^[67]や、回転運動により、手首周囲の圧迫位置と圧迫の強さの二軸で提示する装置^[68]が提案されている。経皮電気刺激であれば力の大きさを電気刺激の強さ（電圧）として上腕部に装着した電極から提示する方法^[69]、力の強さを刺激の感じる空間的な位置情報として提示する方法^{[70], [71]}が検討されてきた。振動刺激では力の大きさを振動の大きさ（振幅）と振動周波数に変換して提示する手法^[72]や、振動の大きさと周波数の二軸を独立させて力の大きさと向きを同時に提示する手法^[73]がある。しかしながら、変換先の刺激の種類によって特徴があるため、長所短所がそれぞれ存在する。経皮電気刺激は、人工的な刺激であり、自然発生する触覚刺激とは混合しにくい、発汗によって刺激量が変化する^[74]など、刺激の安定化が難しく、情報提示の確実性が劣る。圧刺激は、変換前の感覚と近い形で刺激できるので、特別な訓練をせずとも情報解像度を高く保て、刺激量も安定しやすいため、経皮電気刺激よりも情報提示の確実性に優れる。しかし、圧迫刺激を生み出す必要があるため、構造上装置の小型化が難しい。振動刺激では、知覚するうえで振幅や周波数などいくつかの要素が互いに影響を与える^[75]ため提示方法を考慮する必要があるが、装置の小型化やコストを抑えやすいこと、振動刺激自体が利用機会に恵まれ心理的に受け入れやすいことから利用しやすい。経皮電気刺激、圧刺激、振動刺激は刺激の強さや周波数といった変数を連続的に変化させることができ、力の強さなどの提示したい情報を刺激強度などに単純変換する方法がとれる。この場合、提示する情報の解像度を高く設定できるが、刺激を続けることで感覚器が疲労

し知覚強度が落ちる順応と呼ばれる現象^[76]が知られており、同じ刺激量でも徐々に認識される情報がずれることが考えられる。単純変換は機器の装着状態にも影響を受けるため、安定して絶対的な情報を確実に伝える、情報伝達の確実性という面では不安が残る。



(A) Hapticcs Display[68]



(B) 電機位置刺激[70]

図 1-13. 触覚の感覚モダリティ変換提示例

1.6. 本研究の位置づけと目的

本研究の最終目的は触覚喪失者の運動補正や学習補助を担う技術の開発である。目的を達成するために、触覚情報、特に圧感覚情報を提示し、感覚フィードバックとして機能させることをめざす。そのため、前述のように、事前のトレーニングが不要であること、安価な装置・材料のみを用いること、多少乱暴に取扱っても壊れないことに留意して、検討を進めた。

接触再現手法については、1.4.1.で述べた様に、現在使われている反力提示装置は動作訓練目的に限らず、高低出力どちらかの性質に寄ってしまい、持ち運び可能な大きさ・重量でかつ人の操作に対して対抗できる、もしくは運動誘導ができる程度の出力能力を有するような、中間に位置する装置はほとんどない（図 1-14）。本研究では、様々な用途、すなわち研究目的での使用と共に、リハビリといった実社会での利用を考慮した、運搬可能かつ過不足ない出力を持つ反力提示装置の開発を行うこととした。すなわち、以下の図に示す「目標領域」である。同時に、実用性の観点から、安価に製造できる、多少乱暴に扱っても壊れない、メンテナンス性が良い、状況に応じた設計が可能な冗長性を持った装置とすることを目標とした。具体的な装置設計指針は、第 2 章で述べる。

モダリティ変換提示手法については、1.4.2.で列挙した提示手法の特徴をまとめたものが図 1-15 である。なお、図中のイベントベース駆動振動については第三章で詳しく述べる。本研究では装置装着の簡便性・情報伝達の確実性を確保しつつ、イベントベース駆動刺激より高い情報解像度を持ったフィードバック提示手法の開発と検討を行う。わかりやすい刺激を提示し、動作修正を決定

しやすい環境を提供することが目標となる。これにより、義肢利用者や感覚麻痺の人が失った触覚情報を補填し、動作訓練や日常生活の補佐する環境を提供する。

上述してきた通り、本研究での 2 つのアプローチは、実生活の中で用いることを念頭に置いた、動作へのフィードバック情報提示方法である。反力提示及び感覚モダリティ変換提示の双方で触覚情報のフィードバック経路を用意することで、義肢利用者や感覚麻痺患者向けの訓練やリハビリテーションにおける学習環境を整えるとともに日常環境下での自由な動作を補足する環境の構築が、本研究の最終的に目指すところである。それぞれの役割を述べると、一つ目の反力提示手法は、動作意図と実際の動作結果のすり合わせを行うなどの動作訓練環境の整備と提供を、二つ目の感覚モダリティ変換提示手法は喪失している触覚の代替感覚としての情報提供をそれぞれ行い、触覚喪失者の動作訓練環境の構築を目指す。同時に、VR や遠隔技術における操作性、没入感の向上にも応用可能だと考える。さらに、1 つ目の課題である圧力情報を用いた反力提示装置については、研究用の装置としても使えるような設計とし、壊れにくさ・扱いやすさを追求する。また、2 つ目の課題である振動情報を用いた感覚モダリティ変換提示では、どのような振動刺激が動作のフィードバックに適しているかを検討して、実用的に、義肢利用者の腕・手指動作のサポートや障害者のリハビリ環境で利用出来る手法を確立した

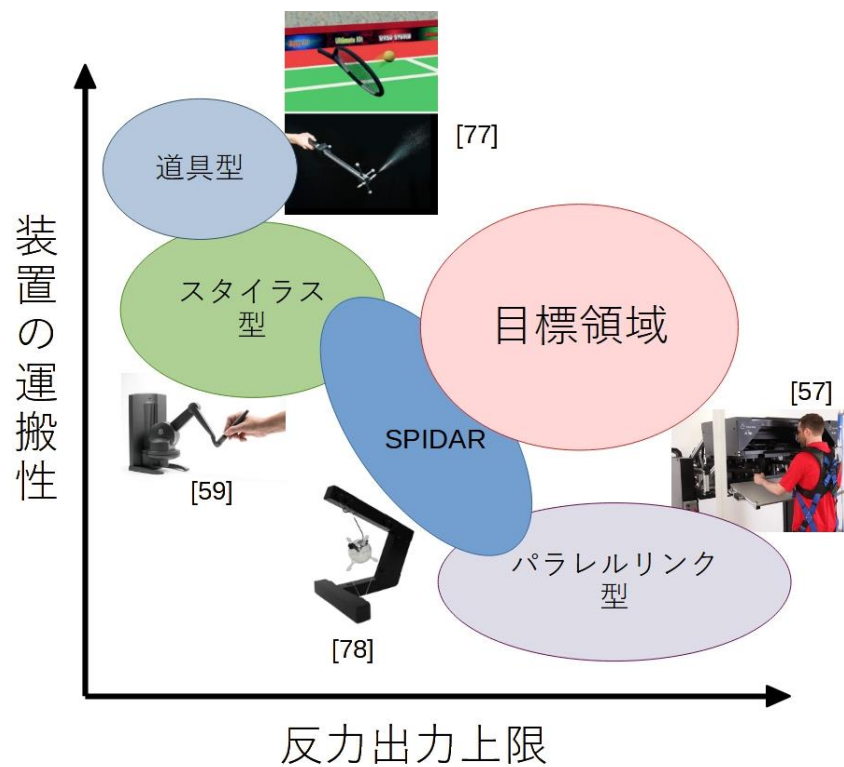


図 1-14. 反力提示手法における本研究の立ち位置

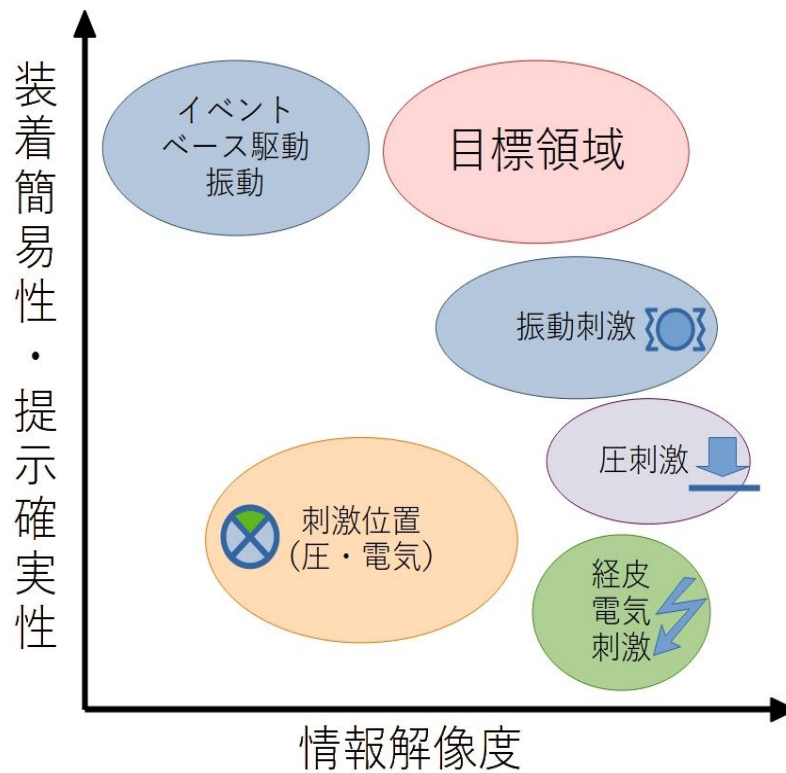


図 1-15. モダリティ変換提示手法における本研究の立ち位置

2. 反力提示精度向上手法の提案

2.1. はじめに

動作のフィードバック情報を考えた際、最も重要なものとして接触動作に対する情報がある。VR・AR、遠隔操作等での接触の再現で、触覚情報を用いる場合は反力提示が使われることが多い。反力とは物体に力を掛けた際の反作用及び物体からの反発として働く力のことである。反力は皮膚からの触覚情報の中でも圧情報として知覚され、自身の意図した運動量とフィードバックされた圧情報の兼ね合いから認知される。意図した運動量から接触部にかかると予測される圧力より、実際の反力が低ければ対象が柔らかいもしくは脆く、逆に予想より強く反力が返されれば対象が固いと判断できるように、接触対象の硬度をはじめとした材質や内部構造に関する情報を認識するために反力の情報は用いられる。物理的な反力を提示することは触覚情報上の接触再現・感覚誘発としては生来の感覚と近い形で提示することができ、特に VR や遠隔操作技術でのインタフェースとして適している。反力提示技術を用いれば仮想壁の提示や力場形成が可能であり、反力提示は訓練やリハビリ、様々な条件を課して行う実験での利用も期待できる。

第1章で示した本研究の目標領域は、動作訓練の環境用意への適用を考えた可搬性・汎用性を求めたものであるが、まずは、実験環境での利用を前提とした反力提示や動作ガイドを可能とする装置の開発を目的とし、自由度を限定することで反力出力の増強を通じた反力提示精度の向上を試みた。自由度の制限は提示面の最適化や提示領域の拡大で捕捉するとして考える。また、同時に作業環境の表現の仕方による要求反力の変化を調査した。仮想空間の表現による

動作への影響を確認することで、動作抑制効果のある表現方法を特定できれば、アプリケーションとして表現技法による低出力での環境提示や動作誘導方法を考えられる。

具体的には、メンテナンスやカスタマイズの容易さから SPIDAR (SPace Interface Device for Artificial Reality) ^[79] というワイヤベースの反力提示装置をベースに装置開発を行った。SPIDARは6自由度3次元での活用を前提に開発されてきたが、派生形の SPIDAR-mouse^[80]のように機構上は二次元の仮想空間の表現にも利用できる。本研究では、2自由度二次元での反力提示に限定することで、高出力、運搬性、カスタマイズ性を併せ持つ高反力提示装置の実現が可能になるように考えた。出力の目安としてはリハビリテーションや実験的使用、作業訓練を前提として、成人男性が押し込み動作を行っても簡単には侵入できない硬度を持つ仮想壁が提示できることを目標とした。これにより、仮想壁の形状を触覚から認識できる精度が向上するためリハビリテーションでの効果向上が期待できるだけでなく、作業療法士のような第三者がつきっきりで対応する必要が軽減する効果や、現実世界でリハビリを行う際には準備に時間やマテリアルが必要となるような課題においても瞬時に課題作成（迷路など）ができるといった動作訓練の作業簡易化が行える効果が期待できる。

まずはシミュレーションを行い、提案する構造で操作上の阻害が生じる可能性の有無と、実際に出力が増加するかを確認した。その後装置を作成し、シミュレーションの正しさを検証した。次に作成した装置を用いて、実際の実験環境に近い操作を行った際の挙動を、2つのモデルを用いた比較を行いながら確認した。これにより動作訓練や実験環境への適用可能性を検討する。

2.2. 装置設計

2.2.1. SPIDAR

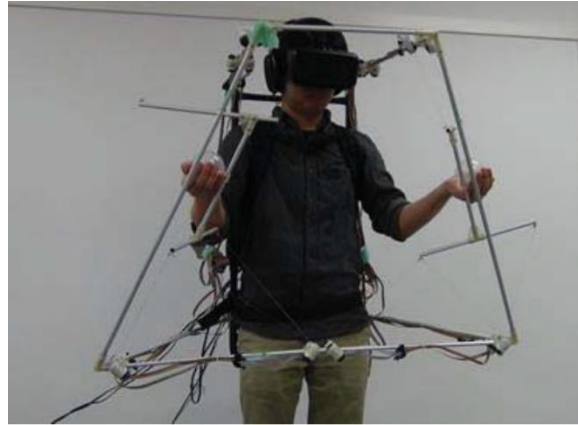
SPIDAR と呼ばれる装置は、複数のワイヤとモーターを用いてワイヤの集結点（エンドポイント）とハンドルパーツの位置、姿勢の検出と反力提示を行う装置である。配置したモーターに付属するエンコーダーにより、ワイヤの長さを計測することで、エンドポイントの位置を計測することができる。また、各モーターが独立して動き、ワイヤを引き込むことでエンドポイントを引っ張り、張力を生むことで反力を生むことができる。このワイヤ駆動式の装置は拡張性が高く、必要に応じた調整を行いやすい特徴を持つ。また、出力の低いモーターでも複数個の出力を組み合わせることができる制御上の特徴から、装置の剛性が低い特性がある。「剛性が低い」とは、操作を行う際の動きだしの阻害や急制動時の慣性が少ないことを意味し、装置の透明性（操作時に利用者が如何に引っかかりや抵抗を感じず、装置の存在を感じないかの意味）が高いことを示す。そのため、装置の透明性を向上させるための複雑な制御システムを別途用意する必要がなく、制御する PC やコントローラーがシステムを運用するうえで負担する処理上の計算コストを低減できることも SPIDAR の特長である。これにより、極めて高性能な PC やコントローラー、また処理に応じて出る熱への対応を必要とせず、環境の準備がしやすい。これまで様々な研究で、また、販売製品として開発されてきた SPIDAR には、ベースとなる SPIDAR-G^[81]、両手腕動作に対応した SPIDAR-W^[82]、二指への提示を考えた SPIDAR-GCC-TP^[83]、把持動作の自由度を加えた 7DoF-SPIDAR^[84]、操作者がワイヤに干渉しないように構成を改めた SPIDAR-I^[85]、溶接作業の訓練を目的とした SPIDAR-Welder^[86]、



(A) SPIDAR I, G, mouse (左から) [88]



(B) 7DOF SPIDAR[84]



(C) SPIDAR-W[82]

図 2-1. SPIDAR 派生機種の場合

御者訓練を目的とした Horse-Drawn Carriage Simulation^[87]、構成要素を簡易化しマウス操作へのフィードバックの一般的利用を趣旨とした SPIDAR-mouse^[80]などがある。

従来開発されてきた SPIDAR の派生機は、特定の動作や環境へ特化させたアプリケーションを目的としているか、計測および反力提示次元の増加を目的としてきた。一方で、これまでの研究・製品では、反力提示における出力の拡充についてはほとんど触れられておらず、必要に迫られて高出力提示を行う場合も、使っているモーターを必要に応じて大型化することで対応されていた。し

かしながら、モーターを大型高出力のものに変更するとモーター群の制御基板が稼働電圧に耐え切れなくなり制御システムを開発し直す必要が生じるため、他モデルで開発が進んできたシステムの流用が難しくなる。また、高出力のモーターは駆動における剛性が増加することが知られており、SPIDAR の特徴である低剛性で制御が簡素で済む特色を損なうことになってしまう。そこで、本研究では、提示力の増加と低剛性の維持に注目し、作業空間を平面に限定することで各モーターの反力提示に対する関与割合を増やす手法を検討する。作業空間の平面への限定については、当然操作自由度の減少を伴うが、動作訓練への利用を前提に考えた場合、目的動作に応じた平面を設定することで対応できると考えた。例えば、持ち上げ横に動かす動作であれば動作範囲は上下左右の平面に限定でき、腕の振り下ろし動作であれば動作範囲は前後上下平面に限定できるといった具合である。SPIDAR は 6 自由度での姿勢管理を行う機種が多いが、先に挙げた SPIDAR-mouse は、専門外の人でも自作できる身近な二次元平面用の反力提示装置として提案されている。SPIDAR-mouse は、特別なコントローラーを必要としないことや、使っているモーターの出力が小さいなど、強い反力の提示を前提したものではなく、そのまま本研究での比較対象とするには適していない。しかし、二次元動作用に設計されているため、本研究で検討する装置の設計では、SPIDAR-mouse のモーターやワイヤの配置を参考にした。

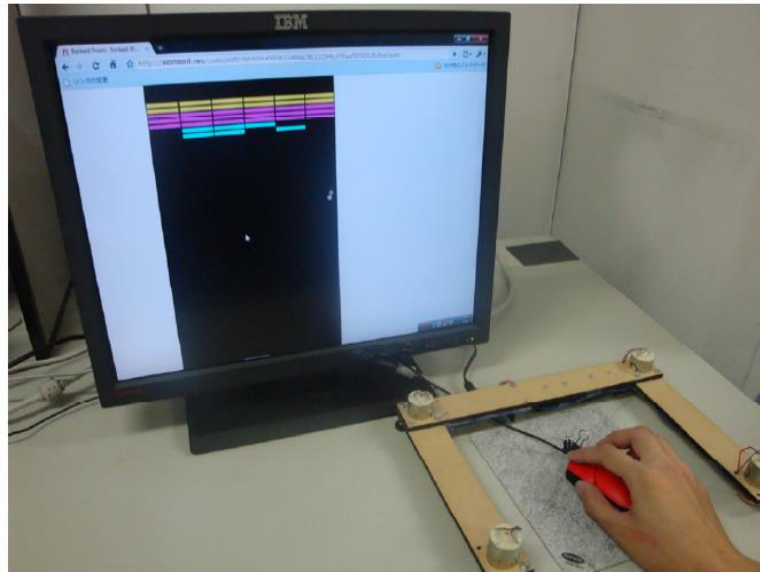


図 2-2. SPIDAR-mouse [80]

2.2.2. 制御システム

本研究の目的は、あくまで高出力、かつ運搬可能な装置構造の提案と検討であり、本研究で提案する SPIDAR の根本的な制御システムは、利用可能な先行研究^[84]のものを活用している。この SPIDAR は、コントローラーとシミュレーターの二つの PC によって操作され、シミュレーターPC では仮想世界を設定し、エンドポイントやオブジェクトを含むその環境を ODE によって表示する。ODE は物理シミュレーターの名称で、各オブジェクトの配置やオブジェクト間の接触、その後の挙動をシミュレートする。操作カーソルがオブジェクトへ接触した際は、接触時の速度やシミュレーター上の重なり具合といった情報をコントローラーPC へと伝達しする。次に、コントローラーPC は、SPIDAR のモータードライバからモーターの回転情報、つまりはワイヤの長さの変化量を受信し、その情報からエンドポイントの位置を算出する。また、シミュレーターPC

からの情報を受け、各モーターに与えるべき作業量を算出し、モータードライバに制御指令を伝送することで、各モーターの駆動による反力の提示を制御する。ここでは、Raspberry Pi 4 がコントローラーPC として利用されている。SPIDAR のモータードライバはモーターのエンコーダーから回転情報や駆動状況を取得し、コントローラーPC に伝達し、逆にコントローラーPC の指令に従って各モーターを駆動させている。システムの概要は図 2-3 に図示した。

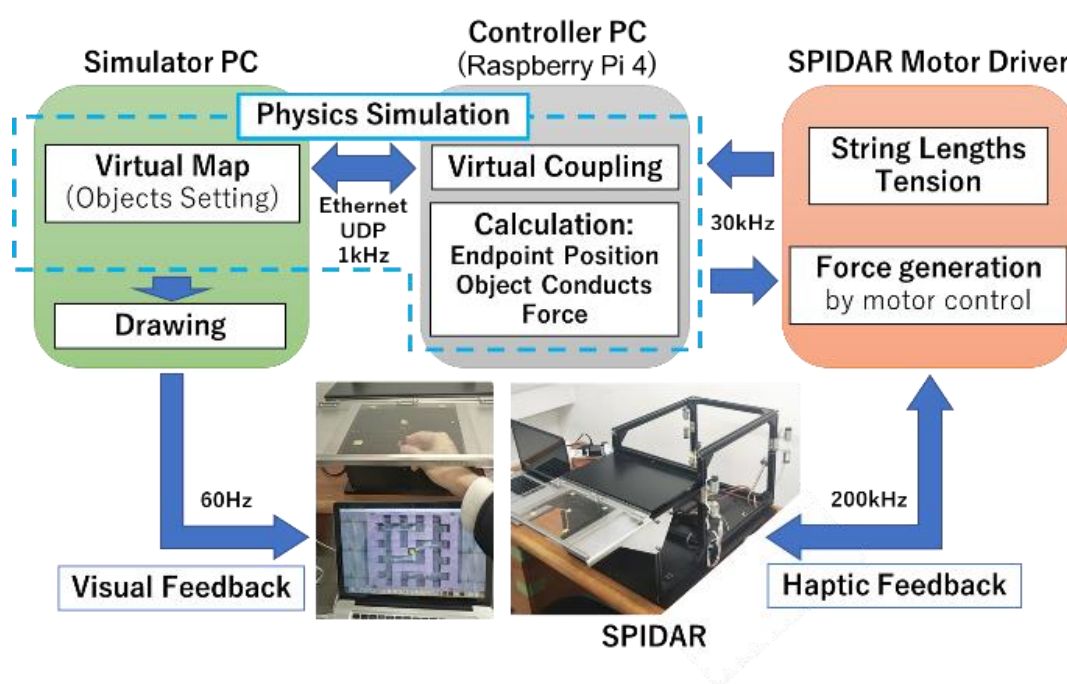


図 2-3. SPIDAR 制御システムの概要

エンドポイントの位置算出方法については以下のようなになる。本研究でのエンドポイントの作業領域は二次元平面であり、エンドポイントの位置をしめす r を

$$r = (r_0 \ r_1)^T \quad \text{式(2-1)}$$

とし、ワイヤの総本数を m 本とし、ワイヤの長さベクトル l を

$$l = (l_0 \dots l_m)^T \quad \text{式(2-2)}$$

とする。本研究では $m = 4$ 、と、 $m = 8$ を用いる。

エンドポイントはワイヤの張り方、つまりワイヤの長さベクトル l によって定まり、一般に非線形となる。

$$l = f_l(r) \quad \text{式(2-3)}$$

ここで、微小時間におけるワイヤの長さベクトルの変化量 Δl とエンドポイントの変化量 Δr は式_からヤコビ行列 $J(r)$ を用いて、

$$\Delta l = J(r)\Delta r \quad \text{式(2-4)}$$

と記述できる。この方程式を解くことで、ワイヤの長さの変化量 Δl からエンドポイントの情報を逐次更新でき、エンドポイントの位置を求めている。

2.2.3. 4本ワイヤモデル

二次元平面上での安定した反力提示のために最低限のモーター数を持つ SPIDAR として、4本ワイヤ駆動の SPIDAR-mouse が提案されており、これを構造上参考にした。このモデルは製作における構造上の物理的制限のために図 2-4 のように調整されている。特に、モーターが同一平面上になく、上下に分けられているのは、8本ワイヤモデルとの比較を厳密に行うためと、上下動作に対する制動能力を最低限用意するためである。このモデルでは反力フィードバックのための提示可能な力が不十分であり、本研究での目標である、リハビリ

テーションや実験的使用、作業訓練を考えた際の「成人男性が押し込み動作を行っても簡単には侵入できない硬度を持つ仮想壁の提示」が出来ないと考えた。実測データを後述する。なお、エンコーダーを伴う各 DC モーターは RE025-055 を用いた。

図中の $D0$, $Q0 \sim Q3$, $I0 \sim I3$ はそれぞれエンドポイントの位置, モーターの位置, 各モーターから終点までのワイヤ長を表す. dx , dz はそれぞれ x 軸, z 軸のモーター間距離, dy は上側と下側のモーター間距離であり、それぞれの長さは, $dx = 0.416[m]$, $dz = 0.392[m]$, $dy = 0.039[m]$ ($D0$ から上側: $0.020[m]$, $D0$ から下側: $0.019[m]$) となる.

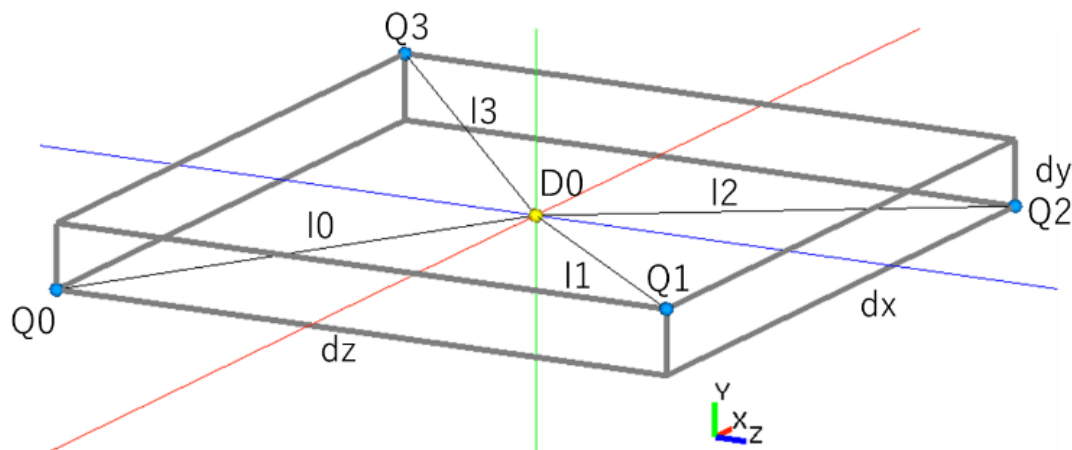


図 2-4. 4 本ワイヤモデル設計

2.2.4. 8 本ワイヤモデル

また、最大出力を増すために、動きを二次元に制限するものの、8 つのモーターとワイヤを伴うような 8 本ワイヤ SPIDAR を設計した。二次元の作業空間を持つ 4 本ワイヤモデルの二倍のモーター数となる。このような構造とすることで、作業領域や構造物の配置、大きさを変えることなく、提示できる反力の

上限が 4 本ワイヤモデルより改善できる。また、このモデルは、通常の三次元の作業領域を持つ SPIDAR と同数のモーター及びワイヤを持っている。しかし、三次元 SPIDAR の場合は、上下方向への制御にモーターの出力性能が割かれることになるため、今回の設計の様に平面に近い配置を取ることで、モーターの出力性能の大部分を二次元作業領域への出力として割り振ることができ、三次元用 SPIDAR よりも提示性能を高くできる設計になっている。上下方向へ出力性能が割かれるというのは、上下のフレームをつなぐ 4 つの支柱付近での出力を考えると分かりやすく、図中の dy が大きくなるほど、近い支柱の上下に設置されたモーター（例えば Q0 と Q4）の出力は、動作させない上下方向に多く割り振られることになり平面方向に割ける出力の割合が減ってしまう。今回の 8 本ワイヤモデルの設計は 4 本ワイヤモデルと同様に、全てのモーターを同平面上に配置できないことや、装置の大きさや計算処理、4 本ワイヤモデルとの比較の関係で、上から見た際に 8 方向ではなく 4 方向にワイヤを伸ばす設計にするなど、物理的な構造上の制限に従っている。なお、エンコーダーを伴う各 DC モーターは 4 本ワイヤモデルと同じく RE025-055 を用いた。

図中の D0, Q0～Q7, I0～I7 はそれぞれエンドポイントの位置、モーターの位置、各モーターから終点までのワイヤ長を表す。 dx , dz はそれぞれ x 軸, z 軸のモーター間距離, dy は上側と下側のモーター間距離であり、それぞれの長さは, $dx = 0.416[m]$, $dz = 0.392[m]$, $dy = 0.039[m]$ (dyH (D0 から上側) : $0.020[m]$, dyL (D0 から下側) : $0.019[m]$) となる。

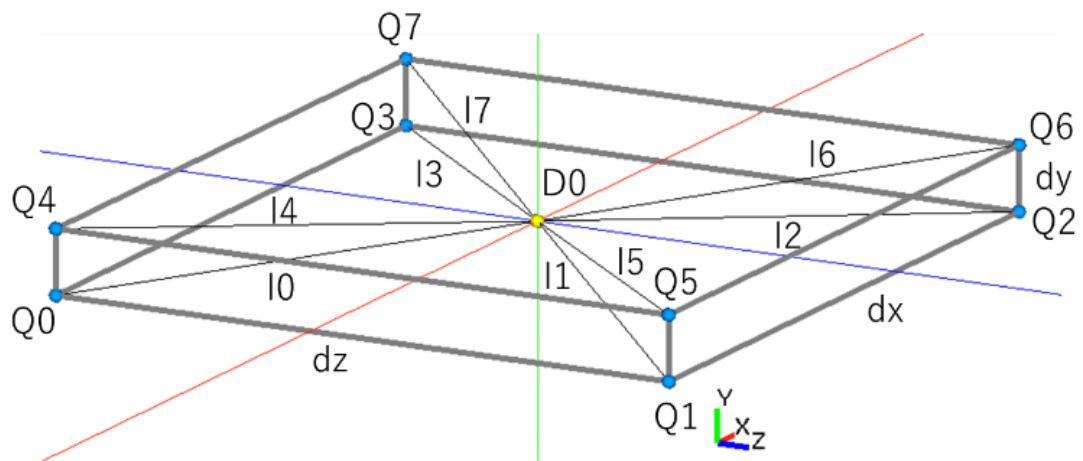
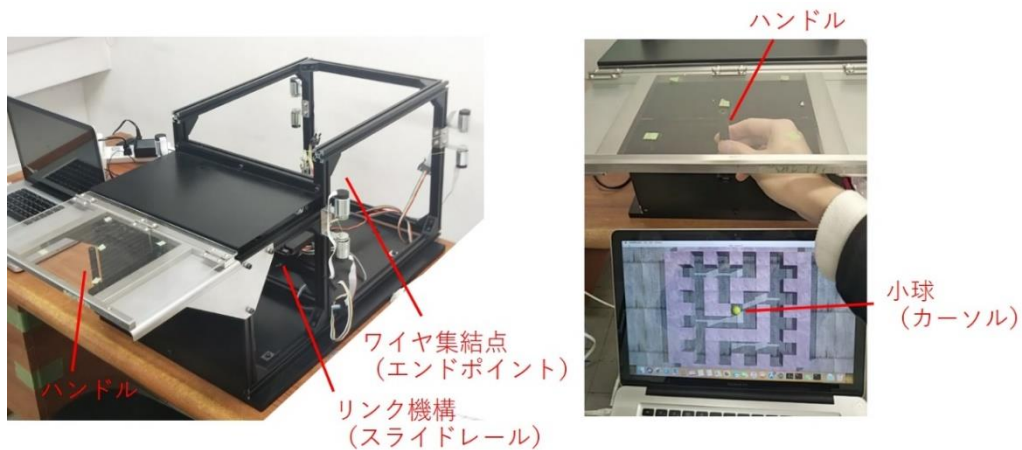


図 2-5. 8 本ワイヤモデル設計

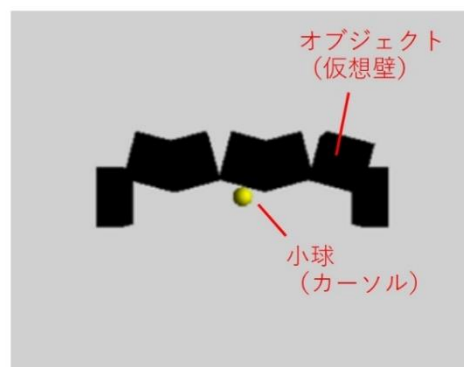
2.2.5. 装置の使い方

操作者は、図中 2-6(A)で示すワイヤの集結点（エンドポイント）に接続されているハンドルを持ち、それを平面上で動かす（図 2-6(B)）。画面（図 2-6(C)）に、そのエンドポイント（とそれに連動しているハンドル）の平面位置に対応する点が小球として現れるように画面上に描画し、操作中のハンドル位置はエンドポイントの動きとして x 及び z 軸上の位置として毎秒約 880 フレームで記録されていく。仮想環境設定時に、小球とは別に物体を配置し、必要に応じて物体毎に硬度や粘性、可動かどうかを設定できる。この設定をマップと呼ぶ。本研究での検証では、不可動でマップ上に固定した物体を「仮想壁」として配置している（図 2-6 (C)）。仮想壁への接触はエンドポイントを通してハンドル



(A) 装置外観

(B) 操作の様子と描画面面



(C) 描画面面の詳細

図 2-6. 装置外観と操作画面

への外力提示としてフィードバックされる。本研究では、小球が仮想壁に接触した際にエンドポイントの動きを阻害する形で提示することで、これまで述べてきた「反力」を表現している。すなわち、物理シミュレーター上で物体に接触すると、動作を抑制する方向に外力が与えられる。なお、外力の与え方によって、仮想壁の硬さや柔らかさを提示することも可能である。また、操作に対する反応として反力を返すだけではなく、装置側でハンドル位置を操作するように外力を加えることも可能で、ハンドルを握ったまま、受動的に動かされるような状況も用意できる。物理的に外力提示が十分でなく、現実の作業領域において、反力で提示されている仮想壁の内部へ張り込むことを「侵入」として、入り込んだ位置から仮想壁の表面までの距離を「侵入量」と呼称する。

十分な外力を出力できるように装置を設計できれば、動作の記録だけでなく、物体の配置や異なる迷路を現実で用意するより簡単に用意したうえで、瞬時に切り替えることも可能になる。これにより、実験や動作訓練で環境を順次入れ替える場合や、できるだけ同じ動きをするように統一したい際のガイドを示すことが簡単に実現できる。さらに、能動的な動作と受動的な動き切り替えて検証できるため、脳機能の計測、検証の幅を広げられる。作業領域の設定や、エンドポイントとハンドルとの位置関係をカスタマイズしやすい設計のため、腕のような水平平面での作業に限らず、膝や足先のような前後上下の動きに対する実験や動作訓練にも応用可能である。また、リハビリテーションでは、理学療法士などの付き添い人が訓練者の腕の曲げ伸ばしを含めた動作のため外力を加えるが、装置を用意することでこれを半自動化できれば、負担軽減やリハビリ機会の増加を達成できる。

2.3. 装置特性

2.3.1. シミュレーション評価

4 本ワイヤモデルと 8 本ワイヤモデルの性能比較のためにコンピュータシミュレーションを用いて操作性と提示可能な力の評価を行った。

A. 操作性

各モデルの操作性は可操作性楕円体を用いて表現される^[89]。可操作性楕円体とは、各位置においてエンドポイントが移動し得る速度の集合を示したものである。ここでは、この楕円体はワイヤのゆるみを起こさずに正確に位置の取得及び出力を行える範囲を意味する。4 本ワイヤモデルと 8 本ワイヤモデルにおける作業空間は二次元に限定されるため、可操作性楕円体も二次元の形状となる。この楕円体の主軸半径が長い方向はより大きな速度が出せ、短い方向は小さい速度しか出せない。楕円体の形状が円に近いほど、どの方向でも同様にエンドポイントの移動の検出や出力が可能であることを意味する。本研究では評価のために、ヤコビ行列 $J(r)$ の要素数 k の逆数 $1/k$ という可操作性楕円体の一つの指標^[84]を用いた。 $1/k$ は可操作性楕円体の最大半径と最小半径の比から算出される等方性を示す指標で常に 1 以下である。この値が 1 に近いとき装置はどの方向の動きでも同様に検出、出力できる。シミュレーションの結果を図 2-7 に示す。シミュレーションの結果では従来モデルと提案モデルのこの値はほぼ同様で、各モデルの数値を示す橙と青の点は重なり合っている（図 2-7）。この結果は操作性において今回の変更は影響を与えないことを示している。

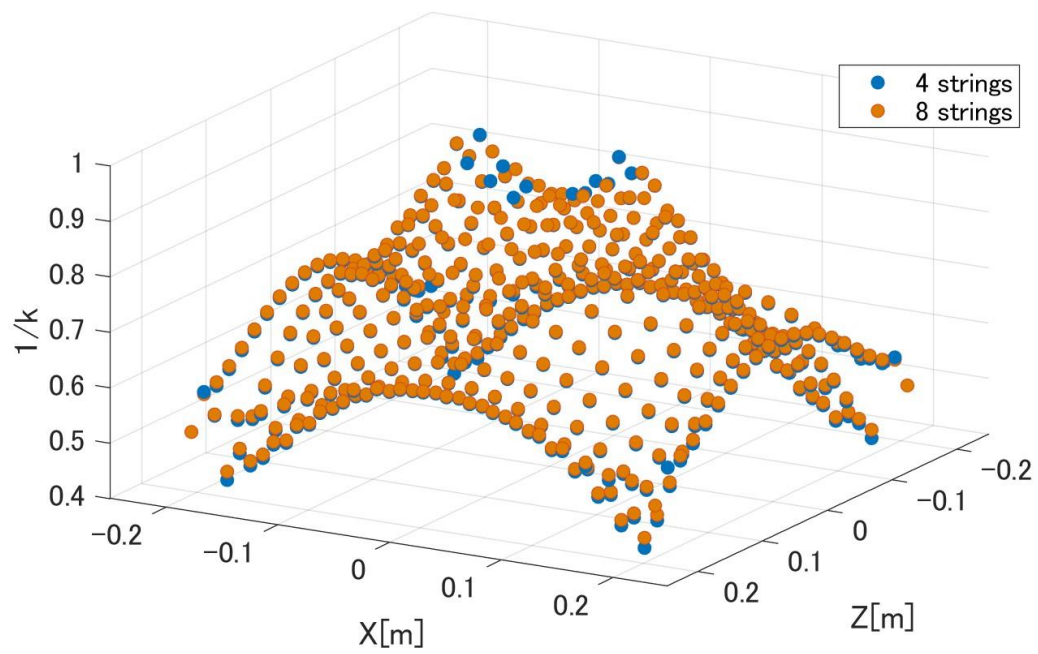
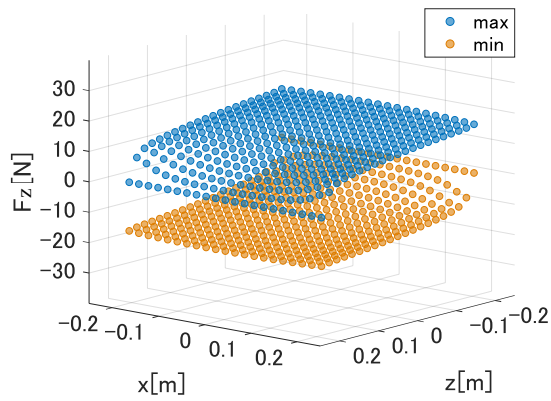


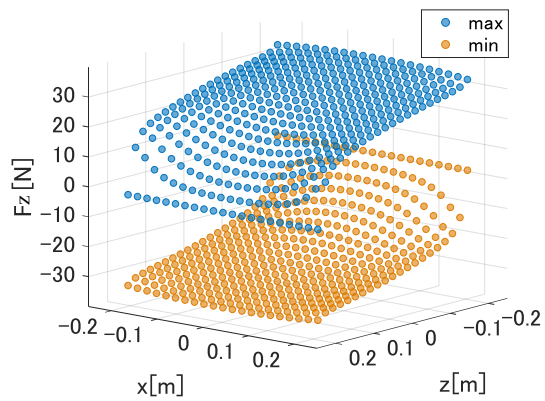
図 2-7. 操作性シミュレーション結果

B. 提示可能反力

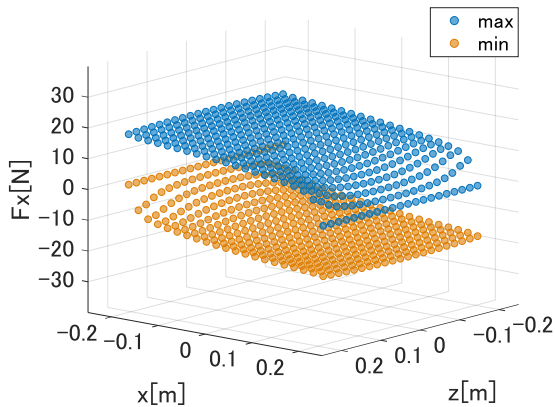
今回の設計の主な目標の一つが提示可能な力の増加である。4 本ワイヤ及び 8 本ワイヤモデルの奥行方向への最大出力を試算した（図 2-8(A), (B)）。次に横方向における出力を同モデルで計算した（図 2-8(C), (D)）。図中の青点は各軸 + 方向の提示上限反力、橙点は一方向の提示上限反力である。シミュレーションの結果、両方向において 8 本ワイヤモデルにおける出力は 4 本ワイヤモデルの約 2 倍に増加しており、本研究の目標成人男性が押し込み動作を行っても簡単には侵入できない硬度を持つ仮想壁が提示できることが期待できる。



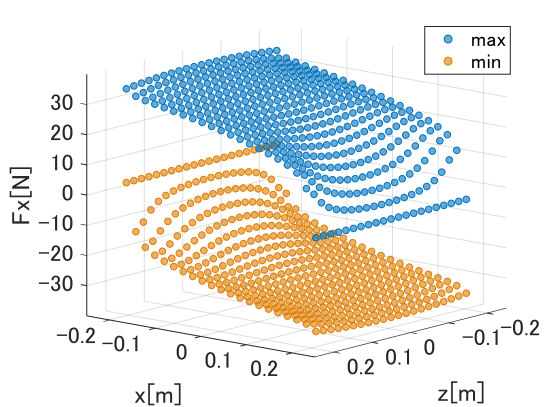
(A) 4 本ワイヤモデル：z 軸方向



(B) 8 本ワイヤモデル：z 軸方向



(C) 4 本ワイヤモデル：x 軸方向



(D) 8 本ワイヤモデル：x 軸方向

図 2-8. 提示力限界シミュレーション結果

2つのシミュレーションの結果が本研究目標にとって妥当なものであったので、装置を作製した。なお、操作性と出力のシミュレーションにおいて高い数値で安定していた装置中央付近で動作させるために、作業領域はモデルに関わらず $0.12\text{m} \times 0.12\text{m}$ の平面に物理的に制限した。

2.3.2. 提示可能反力の上時計測

装置の作製後、フィードバック情報として与える外力、すなわち、提示可能力の最大値を計測するために、ハンドルにばねばかりをつけて、ばねばかりに掛かる力が最大になった際の数値を計測した。測定は $0.12\text{m} \times 0.12\text{m}$ 作業平面のなか、図 2-9 に示すように、 x z それぞれ、 $+0.05\text{m}$, 0m , -0.05m の 3×3 の 9 地点で、4 方向 ($\pm x$, $\pm z$) に対してである。各測定は 5 回ずつ繰り返して行った。図中の橙の点が各計測地点を示しており、矢印は計測のためにハンドルを引いた方向を意味する。

平均データは 4 本ワイヤモデルと 8 本ワイヤモデルの結果を重ねるように図 2-10 に示した。図中の橙点が各位置における 8 本ワイヤモデルで計測した最大提示反力の平均、青点が 4 本ワイヤモデルで計測した最大提示反力の平均である。反力の大きさは線の色でも示しており、黄色に近くなれば高く、青いほど低い。また、 F に連なる文字は反力の方向を示しており、これは引っ張った方向とは土が逆になる（例： $F-x$ は $+x$ 方向に引き、計測した値）。位置と方向含めたすべてのデータにおいて 8 本ワイヤモデルは 4 本ワイヤモデルより強い力を示した。加えてほぼ全ての条件において 8 本ワイヤモデルは 4 本ワイヤモデ

ルの二倍以上の出力を示した。さらに、両モデルにおいて力の方向と反対の位置で出力が最大になった。この特徴はシミュレーション結果と同様となる。

力の提示方向とモデルの二要因で分散分析を行ったところ、交互作用は確認されず ($F=0.14, p>.05$)、力の提示方向の主効果もみられなかった ($F=0.53, p>.05$)。モデルについて主効果が確認でき ($F=599, p<.001$)、下位検定の結果 8 本ワイヤモデルは 4 本ワイヤモデルより有意に強い力を提示できていたことが示された ($p<.001$)。

また、シミュレーションの値と比較すると、作業領域中央 ($x=0.00, z=0.00$) での各提示方向の結果をまとめると、8 本ワイヤモデルの実測値がシミュレーション結果の $58.1\pm1.1\%$ 、4 本ワイヤモデルの実測値がシミュレーション結果の $50.9\pm1.0\%$ という結果であった。

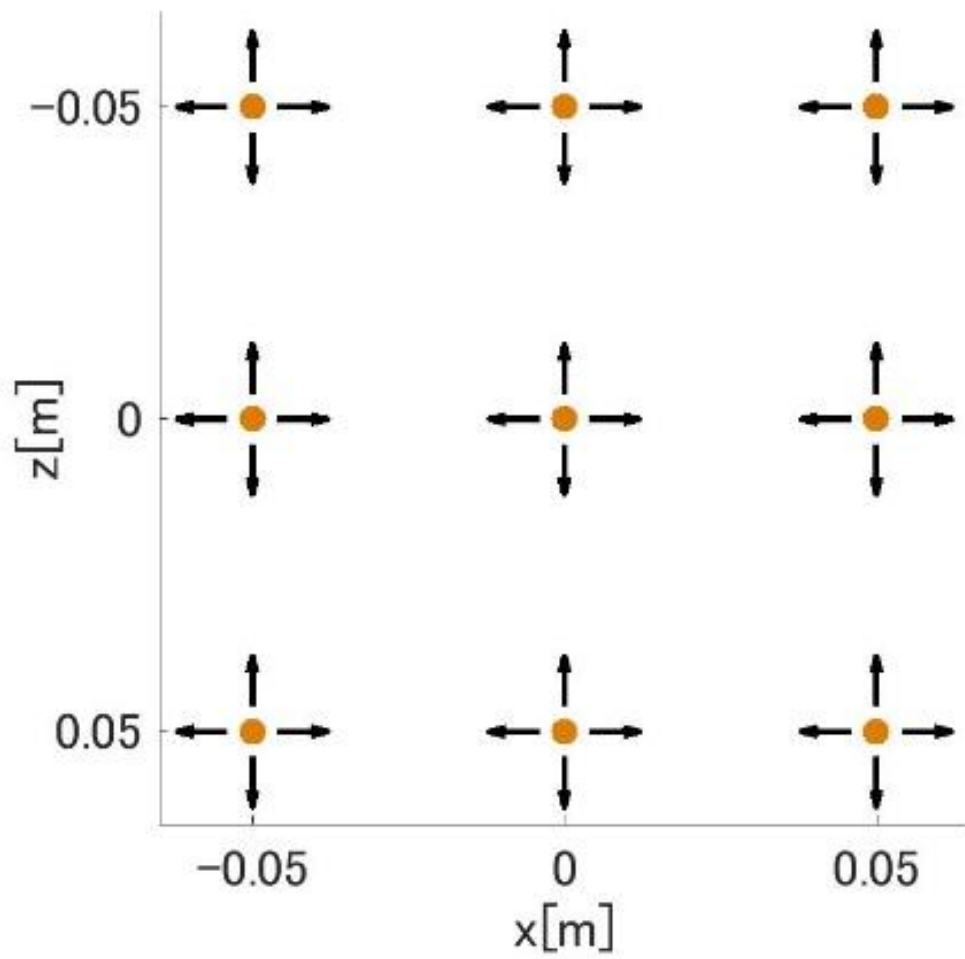


図 2-9. 提示能力の実測位置及び方向

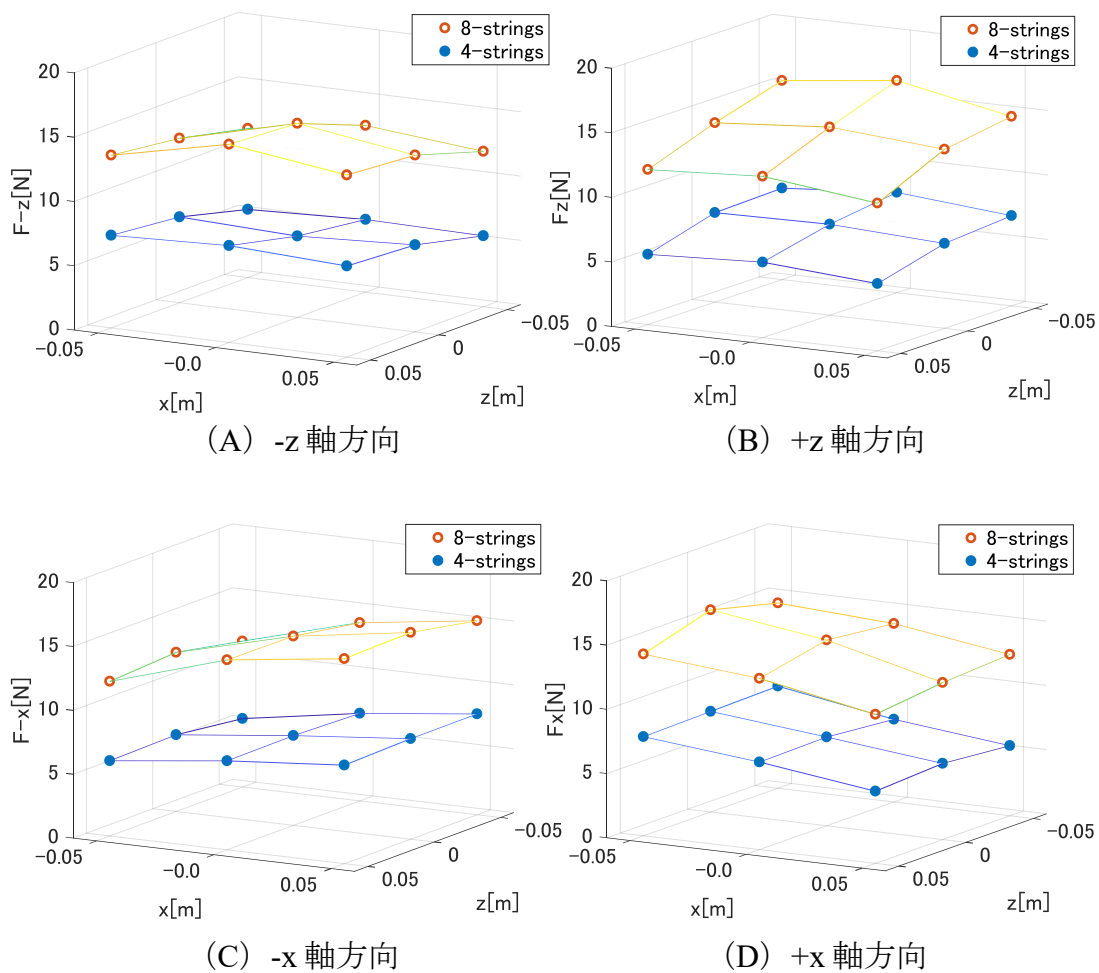


図 2-10. 両モデルにおける提示力上限の実測値

2.3.3. 衝突テスト

マップ上の仮想壁への侵入を防ぐように反力提示が出来ているか、仮想壁への侵入後の反応として意図しない挙動を見せないかを確認する。8 本ワイヤモデルが 4 本ワイヤモデルより強い力を実現できれば、仮想壁への侵入が少なくなるはずである。

操作者がハンドルを動かしてマップ上の小球が仮想壁に衝突した際の装置の仮想壁提示能力を確かめるために、操作者が仮想壁を無視してハンドルを勢い良く動かした際に、仮想壁に衝突することを再現する実験を行った。実験で用いたマップを図 2-11 に示す。中心部の灰色の経路が小球の通路となっており、ハンドルを z 軸の $+$ 方向に動かすと画面中の経路上端から中心部にある黒色壁へ向けて黄色の小球が衝突する。画面内の小球は現実の装置につけられたハンドル位置を反映し、小球と仮想壁との接触時の反力を現実ハンドルに提示する。

強い力でハンドルを操作する方法として、輪ゴム（共和 オーバンド #16 の新品を 3 本、または 4 本を束ねたもの）を使ってエンドポイントと直結しているハンドルを強い力で引っ張り、仮想壁への衝突を再現した。具体的には、輪ゴムの一端はハンドルに引っ掛け、もう一端は図 2-11 に示したマップ上の小球通路の更に下に相当する、装置の作業範囲の外側（図 2-9 の $x=0$ 、 $z=0.075$ すなわち図の下方に相当する部分）に設置した棒に引っ掛けた。ハンドルを引っ張って図 2-11 に示したマップ上の小球通路の最上部に相当する位置（図 2-9 の $x=0$ 、 $z=-0.03$ ）に動かした後、手を放すことでマップ上部の通路端から中心の仮想壁

に向けて小球を衝突させ、その際の小球の軌跡を記録した。衝突した後は、ハンドルに反力が掛かりハンドルの位置は動かなくなるが、輪ゴムは装置の作業範囲の外側に設置した棒とハンドルの間に引っ掛かったままとなる。そのため、ハンドルは輪ゴムの弾性により、振動する。計測は、4本ワイヤモデル・8本ワイヤモデルそれぞれで、輪ゴムの本数ごとに各5回ずつ実施した。動作開始地点から中心の仮想壁までの移動距離は0.03mであり、それぞれの位置における輪ゴムの張力を測定した。動作開始地点では、輪ゴムは0.105mまで伸びており、張力は輪ゴム3本で4.02N、4本で5.49Nであった。仮想壁との衝突地点では、輪ゴムは0.075mまで伸びており、張力は輪ゴム3本で2.84N、4本で3.84Nであった。実験で用いた輪ゴムの張力は、本研究で用いた装置での提示可能な反力（図2-10）の範囲内であることが判る。

結果の分析のため、衝突軌跡から得られる最大侵入量、衝突までの時間、衝突後反力提示によるハンドル移動の振動が収束するまでの時間を抽出し、各データはMATLABを用いて解析した。衝突の開始時点は、式(2-6)を用いて計算した軌跡の曲率($1/r$)が基準値を超えたときとして、統一した。

$$1/r = \frac{|a|}{(1+v^2)^{3/2}} \quad \text{式(2-6)}$$

ここで、 a はz軸方向の加速度、 v はz方向の速度である

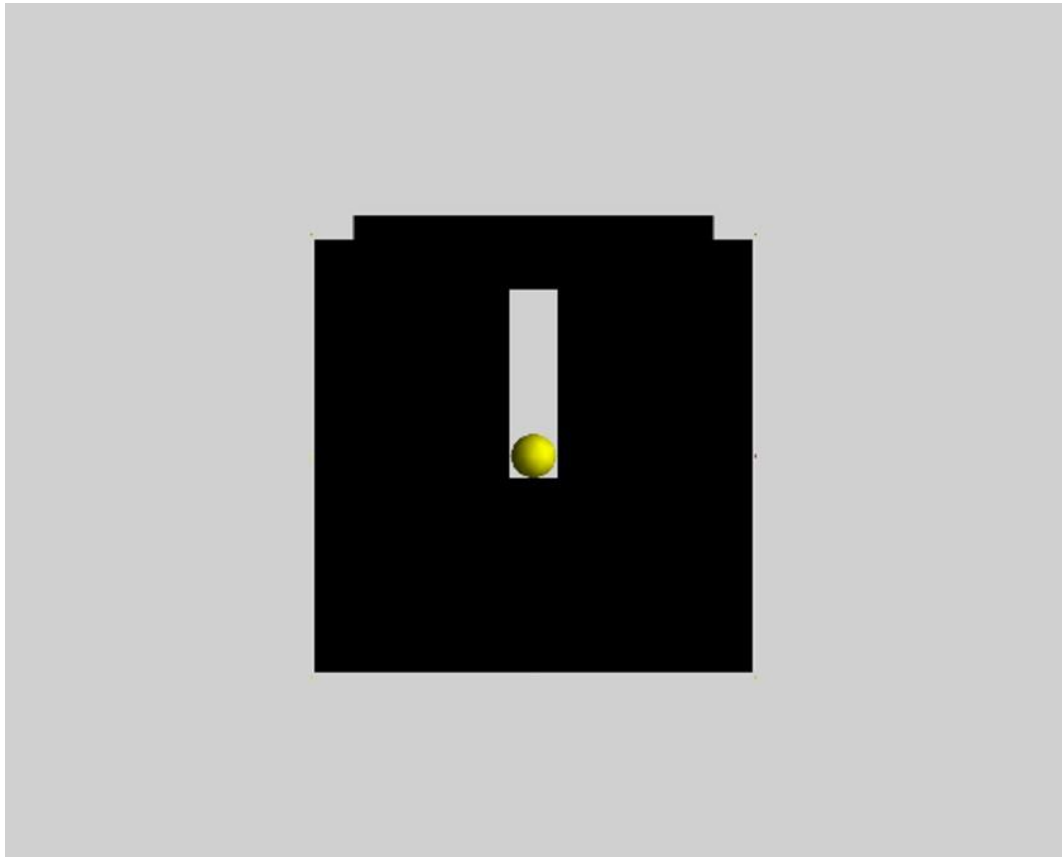
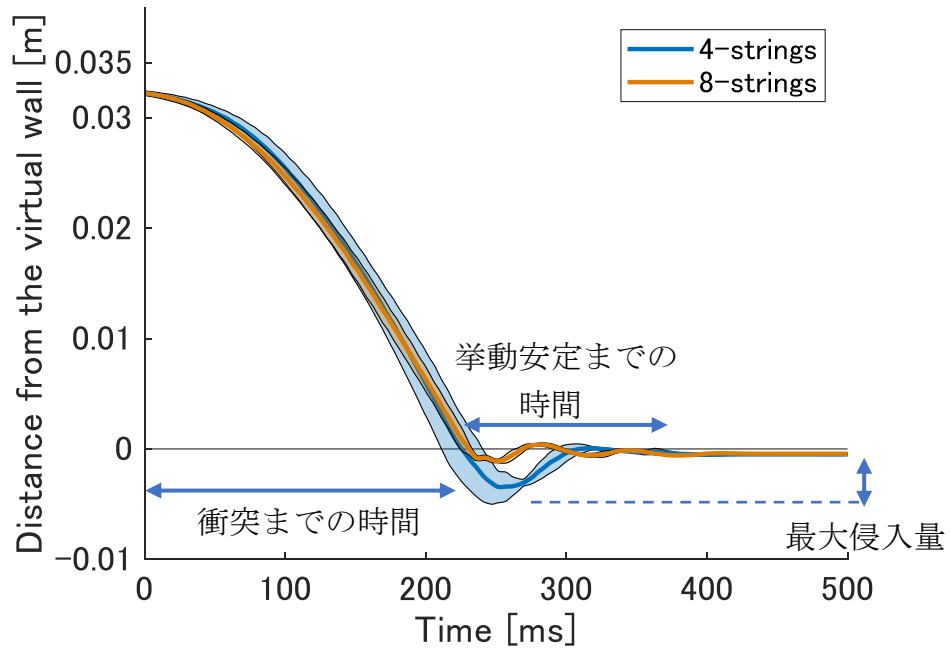


図 2-11. 衝突実験用マップ

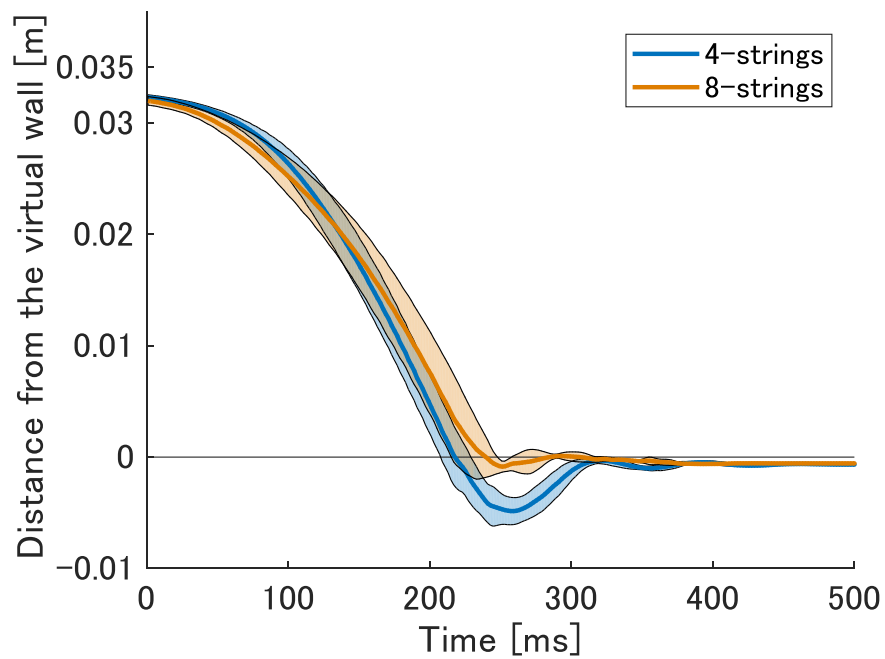
輪ゴムを3本とした場合(a)、と4本とした場合(b)ののハンドル引っ張り開始から衝突後の挙動が終息するまでの軌跡を図 2-12 に示す。8 本ワイヤモデル（橙線）または 4 本ワイヤモデル（青線）を用いた際の衝突時の挙動平均を示す。縦軸が衝突させた仮想壁からの距離、横軸が時間である。それぞれの挙動の分散範囲を帯として表現している。

性能比較として、図中に示した最大侵入量、衝突までの時間、衝突後安定までの時間をそれぞれ抽出し、モデル間で分散分析を用いて比較した。仮想壁への最大侵入量はモデル、輪ゴム本数間に交互作用はなく ($F = 2.5, p > .05$)、モデル間で主効果が見られ ($F = 166, p < .001$)、輪ゴムの本数でも主効果が確認された ($F = 10.9, p < .01$)。下位検定の結果、最大侵入量は、8 本ワイヤモデルは、有意に4本ワイヤモデルより低く、侵入を防止する結果であった ($p < .001$)。また、輪ゴムの本数が3本の時は、4本の時よりは有意に最大侵入量が低いことが確認された ($p < .01$)。次に、衝突後のハンドル挙動が安定するまでの時間について、輪ゴム本数、すなわち、ハンドルにかかる張力は、4 本ワイヤモデルと 8 本ワイヤモデルとの間で、有意な交互作用が確認された ($F = 28.8, p < .001$)。下位検定の結果、ハンドルにかかる張力に関係なく 8 本ワイヤモデル使用時、衝突後の挙動収束は 4 本ワイヤモデル使用時より早く ($p < .001$)、4 本ワイヤモデルの場合のみ、ハンドルにかかる張力が増大すると挙動の収束が遅くなること ($p < .01$) が示された。8 本ワイヤモデル使用時はハンドルにかかる張力は挙動収束までの時間に有意な影響を与えなかった ($p > .05$)。ハンドルの引っ張り開始から仮想壁への衝突にまでかかる時間については、モデル、ハンドルにかかる張力間に交互作用は確認されず ($F = 1.1, p > .05$)、モデル ($F = 2.3, p > .05$)、

ハンドルにかかる張力 ($F = 0.63$, $p > .05$) のどちらの因子でも主効果は認められなかった。

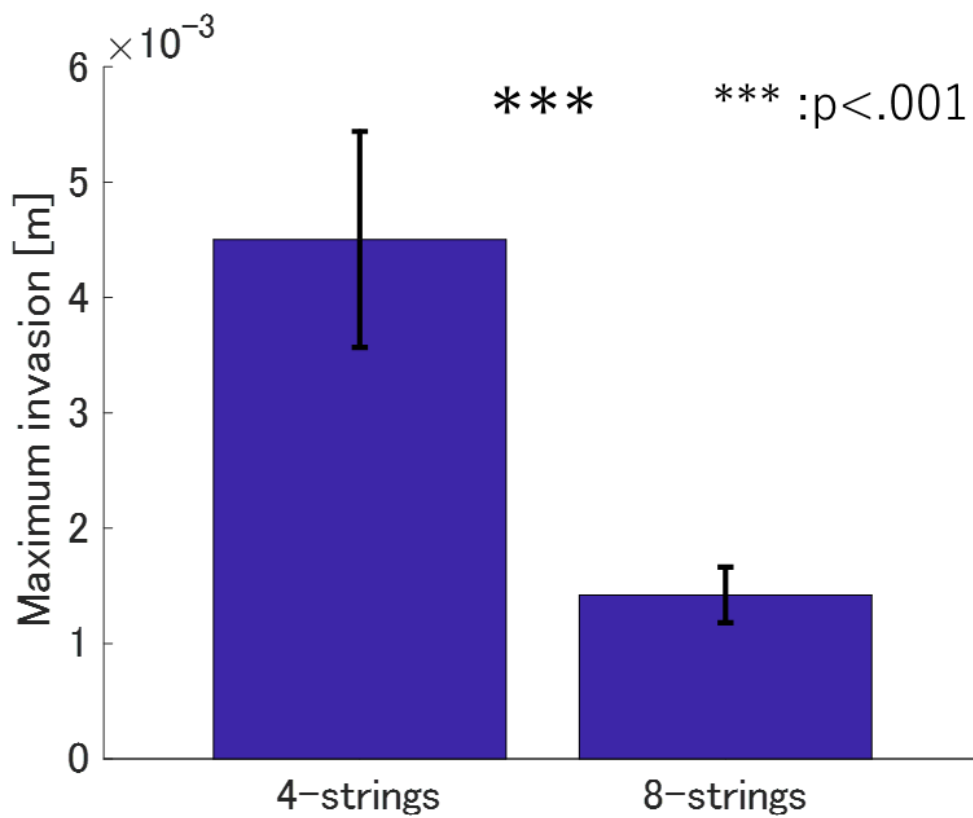


(A) 輪ゴム 3 本での衝突軌道

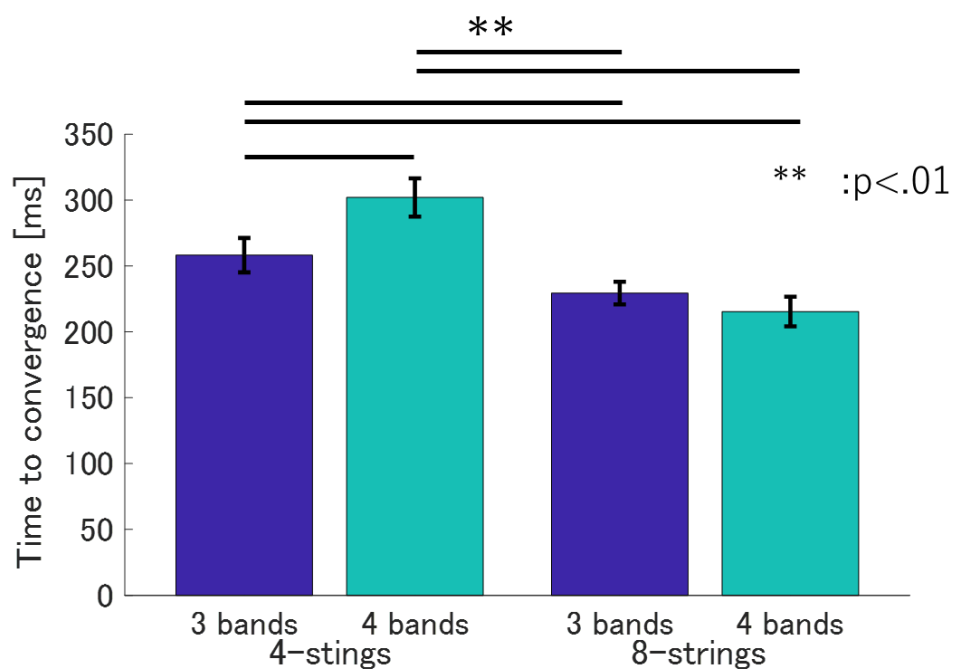


(B) 輪ゴム 4 本での衝突軌道

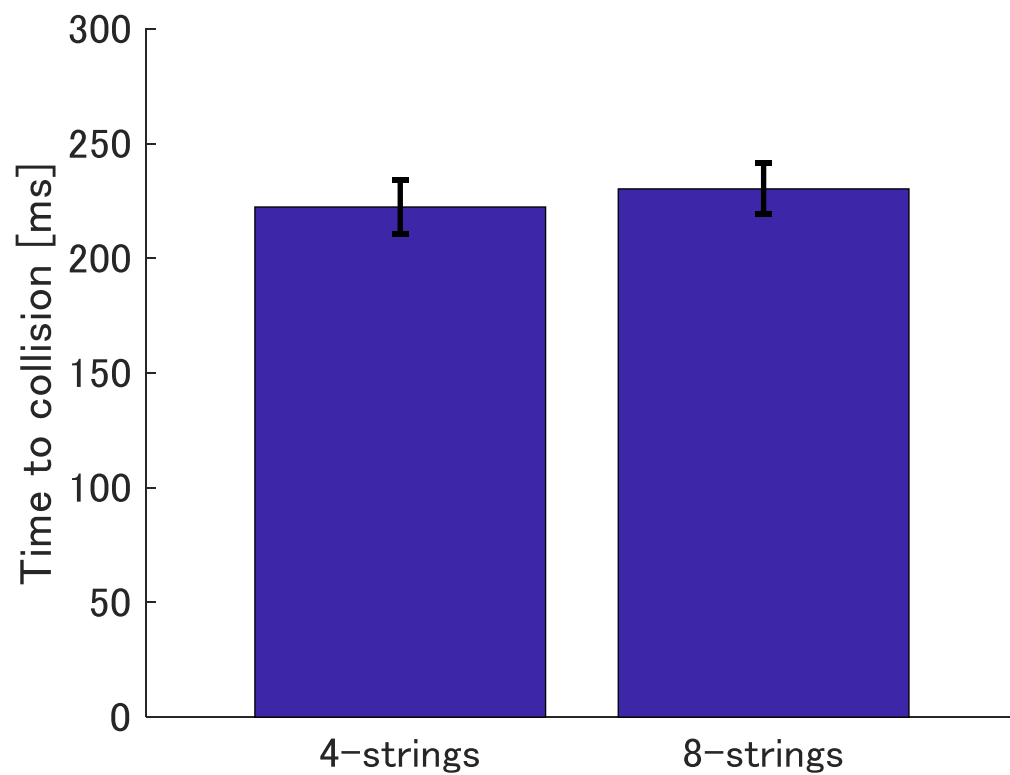
図 2-12. 衝突軌道



(A) 仮想壁への最大侵入量



(B) 衝突後挙動安定までの時間



(C) 動き出しから衝突までの時間

図 2-13. 衝突実験の結果

2.3.4. 考察

提示可能反力の測定結果は、8 本ワイヤモデルの設計が、4 本ワイヤモデルと比較して、どの作業位置、方向でもおおよそ二倍の力が提示できることを示している。4 本ワイヤ・8 本ワイヤの両モデルにおいてコンピュータシミュレーション結果よりも低い出力（50～60 %）となったのは、シミュレーションと実測値の差が出力の性質の違いに起因するものと考えられる。シミュレーションはモーターの理論上の最大出力、瞬間的な最大張力をもとに計算されているが、実測値は継続的かつ静止時における提示反力を計測しており、実測はシミュレーションでの計測よりもより厳しい制限を掛けられた環境下で行われものであることが判る。なお、市販されている反力提示装置のカタログスペックを見ても^[58]、最大提示力、連続提示力としてシミュレーション数値と実測数値は分けられて扱われており、この差は不自然なものではない。提示力シミュレーションより低い出力の結果ではあるものの、小型可搬性の装置として商品化されている PHANTOM Premium1.5HF や Desktop 6D^[90]の連続提示可能反力はそれぞれ 6.2N^[58]と 7N^[90]であるのに対して、本研究の提案モデルで示された反力は図 2-10 に示した通り、12～15N であり、これらの装置よりも提示反力の提示上限を挙げることに成功した。

衝突実験の結果として、4 本ワイヤモデルから 8 本ワイヤモデルに変更することで、ハンドルへの張力に関係なく仮想壁への侵入量は顕著に減らすことができることが示された。実際の挙動として、提示可能反力の増加が反映されていることも確認できた。仮想環境提示において、描画している障害物を明確に

表現できることは重要であり、仮想壁への侵入を明確に阻害できることはより硬い物体を描画できるなど、表現の幅が広がったことを意味している。

また、8 本ワイヤモデルだと衝突後の挙動の安定までにかかる時間も抑えられたという結果は、提示可能反力の上昇に伴って装置の制動力も上昇していることを意味する。すなわち、8 本ワイヤモデルを利用することで、挙動の安定化を図れ、使い勝手が向上する。

一方で、仮想壁への衝突までにかかる時間については、モデル間で有意な差がなかった。衝突までの時間は、モーターの増加によって、操作性が低下していないか、動作をしにくくなっていないかを検証するために抽出した数値である。これに顕著な差がなかったということは、8 本ワイヤモデルにすることによって明確な動作阻害は生じなかったと判断できる。この指標で確認できたのは、装置の動作特性上での透明性の差の確認であり、操作における感覚的評価ではない。しかし、装置の感覚的な透明性に影響を及ぼしやすい動き始めと制動時の挙動の情報を指標として含んでおり、動作特性として顕著な差がないことから、少なくとも操作への干渉度合いは装置間で明確な差は生じず、操作感覚においても装置間に大きな差はないと推測できる。

これらの結果は、シミュレーションの結果を支持するものであり、モーターの増設によって操作性を阻害することなく、目的通り提示可能な力を純粋に増加できたことを示している。この結果から、8 本ワイヤモデルと 4 本ワイヤモデルでの作業比較によって十分な出力を持つ環境と不十分な出力環境下での作業への影響を、比較することが可能になった。これを受けて、次項で、実際の利用環境に近い状況で、操作手法の工夫を行いつつ、仮想壁の提示に十分な提示力が出せるかを検証した。

2.4. 装置操作検証

2.4.1. 実験方法

シミュレーション及び性能の計測の上では、意図通り装置の透明性の維持と出力の増加が達成されたことを確認できたため、実際の利用環境に近い状況で、仮想壁の提示に十分な精度提示力について検証した。

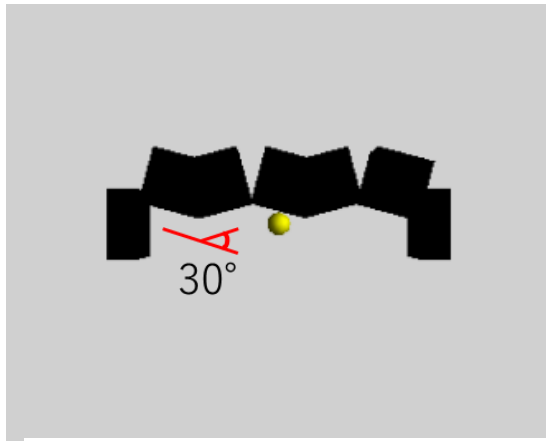
仮想壁を用いた試験に使われたマップを図 2-14 に示す。各マップは進行方向が 30, 60, 90° のいずれかで曲がるような角を有している。操作者は、受けた指示の通りに画面の小球を動かすよう、手元のハンドルは見ずに画面内の小球を見ながらハンドルを操作する。3 人の本試験参加者に、画面上の小球をマップの黒い壁へ押し付けつつなぞり、左右の壁の間を 5 往復するように指示し、作業中はできるだけ同じ力と速度で作業を行うよう注意を促した。触覚デバイスを用いた実験プロトコルは、東京工業大学倫理委員会の承認を得ている。各軌跡を記録して、仮想壁の提示能力評価として、各軌跡がどの程度理想経路から乖離しているかを算出した。x 方向は軌跡と壁面の間にズレがないため、奥行き方向となる z 軸上位置で評価するために、

$$z = f(x) \quad \text{式(2-7)}$$

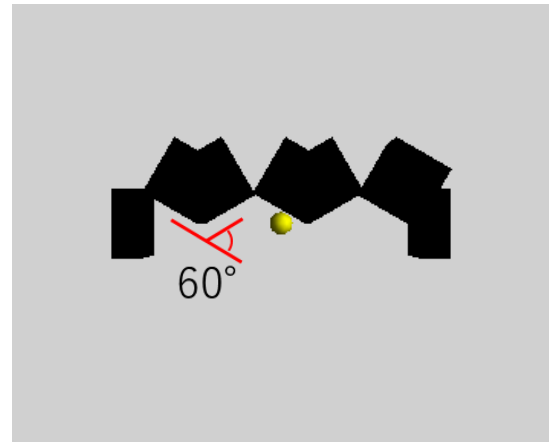
として考え、式を決定した。軌跡の理想経路からの乖離具合を評価するべく、各軌跡と理想経路間の決定係数 (R^2) を、式 (2-8) に従って片道毎に値を算出し、参加者毎に R^2 の 10 経路分 (5 往復) の平均値を算出した。

$$R^2 = 1 - \frac{\sum_x (z - z_{ideal})^2}{\sum_x (z - \bar{z})^2} \quad \text{式(2-8)}$$

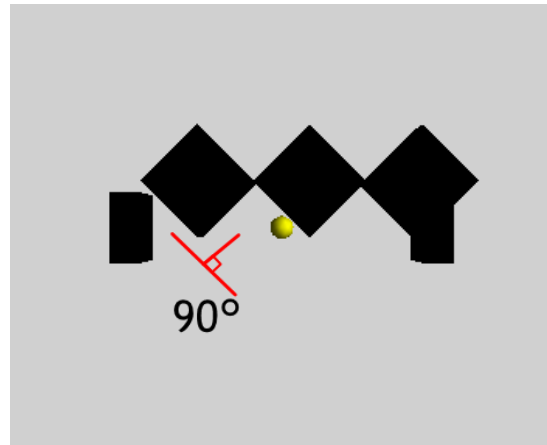
ここで、 x と z は軌跡の各時分における各軸上の位置であり、 z_{ideal} は理想経路の各 x 位置における z 軸（奥行き方向）位置、 $\bar{z}$ は軌跡の z 軸上位置の平均である。



(A) 方向変動量 30° マップ



(B) 方向変動量 60° マップ



(C) 方向変動量 90° マップ

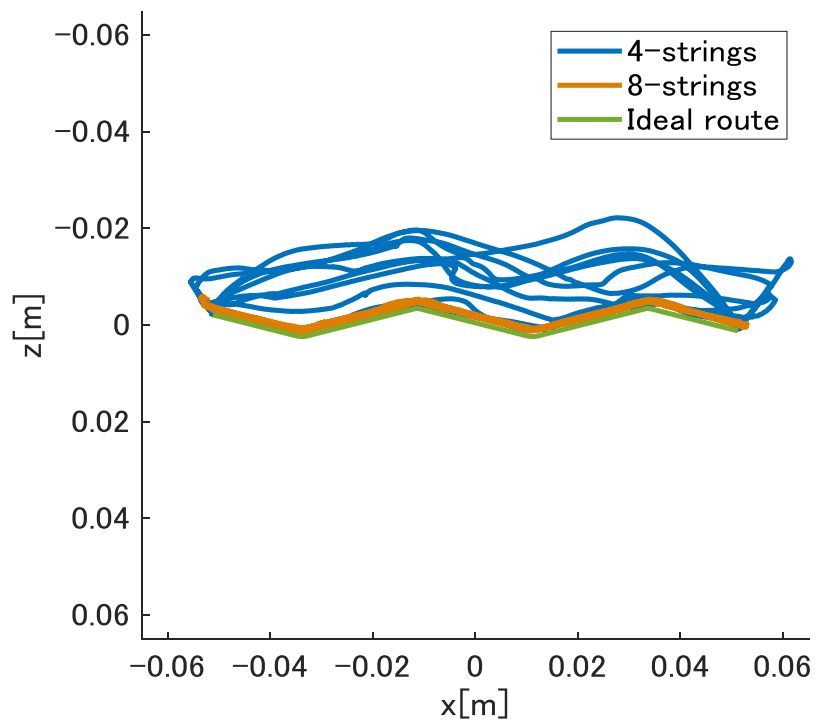
図 2-14. 操作検証用マップ

2.4.2. 結果

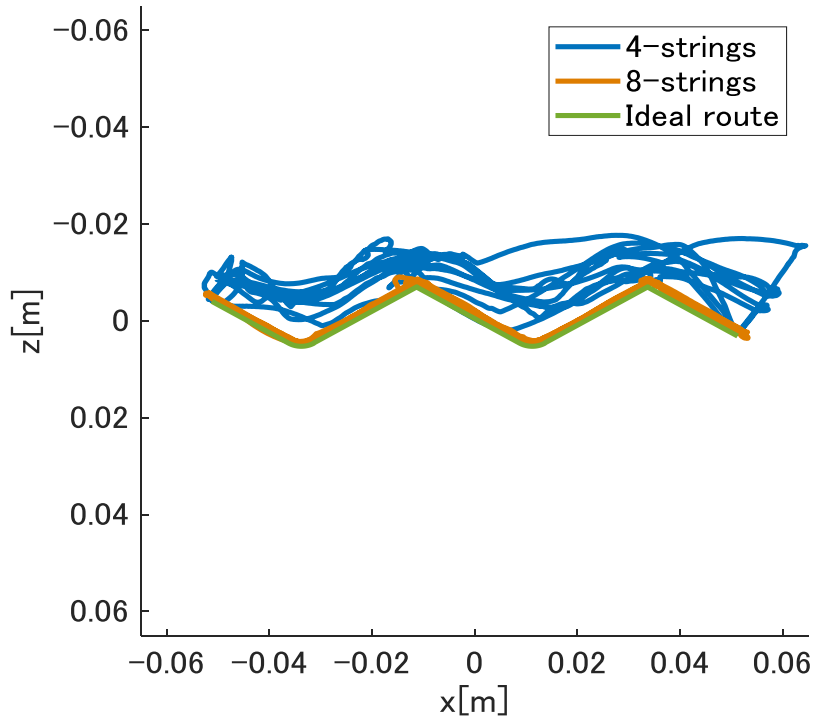
一人の操作者の課題の軌跡を図 2-15 に示す。(A)方向変動量 30° (B)方向変動量 60° (C)方向変動量 90° とともに、それぞれ 4 本ワイヤモデル (青線)、または 8 本ワイヤモデル (橙線) を使用した際の課題の挙動軌跡である。緑線は提示壁に沿った場合の理想的な経路を示している。

8 本ワイヤモデル (図 2-15 橙線) は、方向変動量に拘わらず、軌跡が理想経路とほぼ一致しており、決定係数 R^2 もすべての値でほぼ 1 (mean 0.984 ± 0.0085) を維持している。これは仮想壁への侵入を効果的に防止しており、人の操作への反力提示に対して十分な出力を用意できたことを示している。一方、4 本ワイヤモデルでの軌跡 (図 2-15 青線) は理想経路からはずれた挙動となっている。しかし、マップ上の経路の曲がり角が大きくなるほど軌跡が仮想壁へ侵入しなくなり、決定係数も高まる様子が見られた。

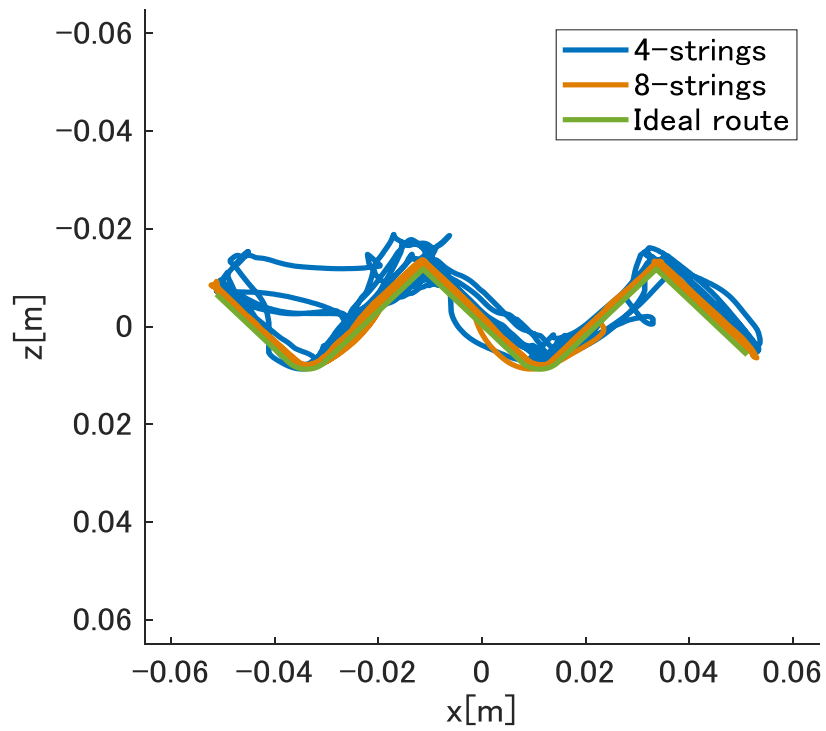
操作者とマップごとに決定係数 R^2 の平均と分散を算出し、平均での値を比較した (図 2-16)。図中の棒グラフの色は参加者ごとに割り当てられており、縁取りされていないものは 8 本ワイヤモデルの、緑で縁どられているものは 4 本ワイヤモデルの結果を示し、角度の表記はそれぞれのマップを意味している。対応のある二元配置分散分析を行ったところ、装置のモデルとマップの要素間で有意な交互作用が確認された ($F = 8.53, p < .05$)。下位検定として holm 法^[9]を利用してマップ毎にモデル間の比較をした結果、 30° マップにおいてのみ、8 本ワイヤモデルは 4 本ワイヤモデルよりも有意に高い R^2 値を示した ($p < .05$)。また、作業が同様に注意深く行われたかの確認として課題にかかった時間も解析したが、装置の種類と角度の間での交互作用も確認できず ($F = 0.13, p > .05$)、装置の種類による主効果も確認されなかった ($F = 5.38, p > .05$)。



(A) 30° マップ



(B) 60° マップ



(C) 90° マップ

図 2-15. 参加者の仮想壁なぞり動作の軌跡例

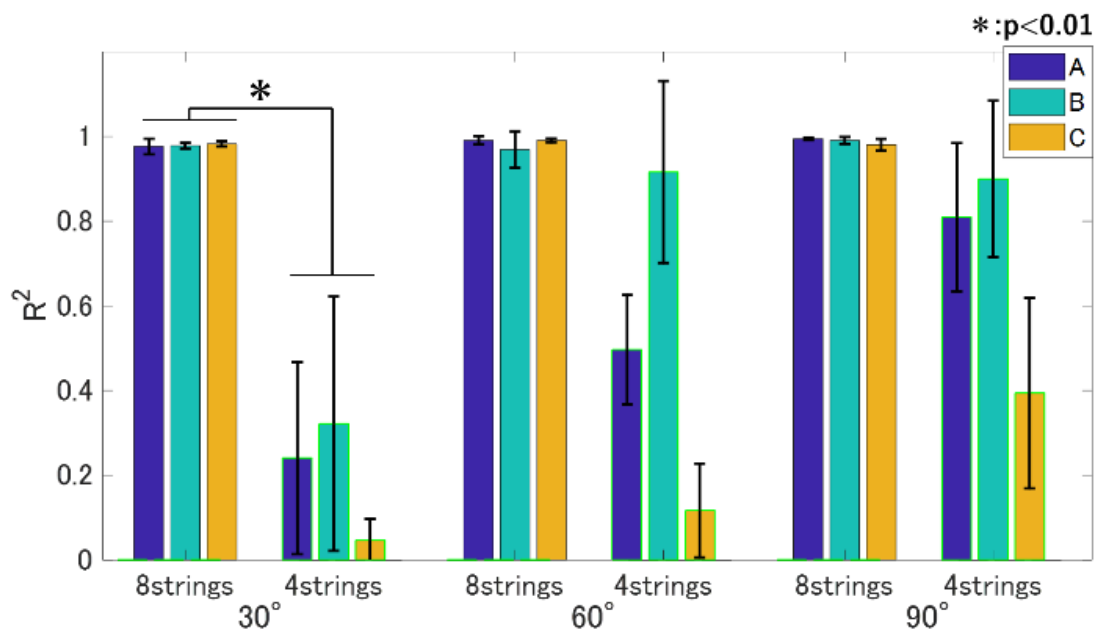


図 2-16. 動作軌跡の理想経路に対する決定係数

次に、提示される反力が小さくても、マップ上の経路の曲がり角が大きくなるほど軌跡が仮想壁へ侵入しなくなり決定係数も高まる理由について、反力の提示の仕方と操作への影響の関係を確認する。

まず、提示されていた反力の状況を確認すべく、角から離れた位置である x 座標-0.025[m]上において力の方向と大きさを対応ありの二元配置分散分析を用いて確認した。なお、システム上反力の大きさの実測値は得られないため、侵入量から算出し、出力上限を 2.3.2 節で得られた値を全体で平均した値とした。力の大きさについて、モデルとマップ間での交互作用が確認された ($F = 27.4, p < .05$)。下位検定の結果、 30° マップでのみ 8 本ワイヤモデルが出していた反力は 4 本ワイヤモデルの反力より顕著に大きかったこと ($p < .05$) が示された。また、8 本ワイヤモデルでのみ、 90° マップ上だと 30° マップの場合より提示反力が顕著に低いことが示された ($p < .05$)。力の方向については、交互作用は確認されず ($F = 1.7, p > .05$)、マップについてのみ主効果が確認され ($F = 8890, p < .001$)、装置モデルの主効果は見られなかった ($F = 0.04, p > .05$)。下位検定の結果、 30° と 90° ($p < .001$)、 30° と 60° ($p < .001$)、 60° と 90° ($p < .001$) のすべての組み合わせで角度が大きいマップ程反力提示角が顕著に低い結果となった。なお、ここでの角度は x 軸+方向を 0° z 軸+方向を 90° としている。

マップ上の経路角度が増すごとに力の大きさが減るように見て取れることから 8 本ワイヤモデルでの反力の大きさとマップとの相関を調べたところ、マップの経路変化角度に対して反力の大きさに強い負の相関が確認できた ($R = -0.88, p < .01$)。

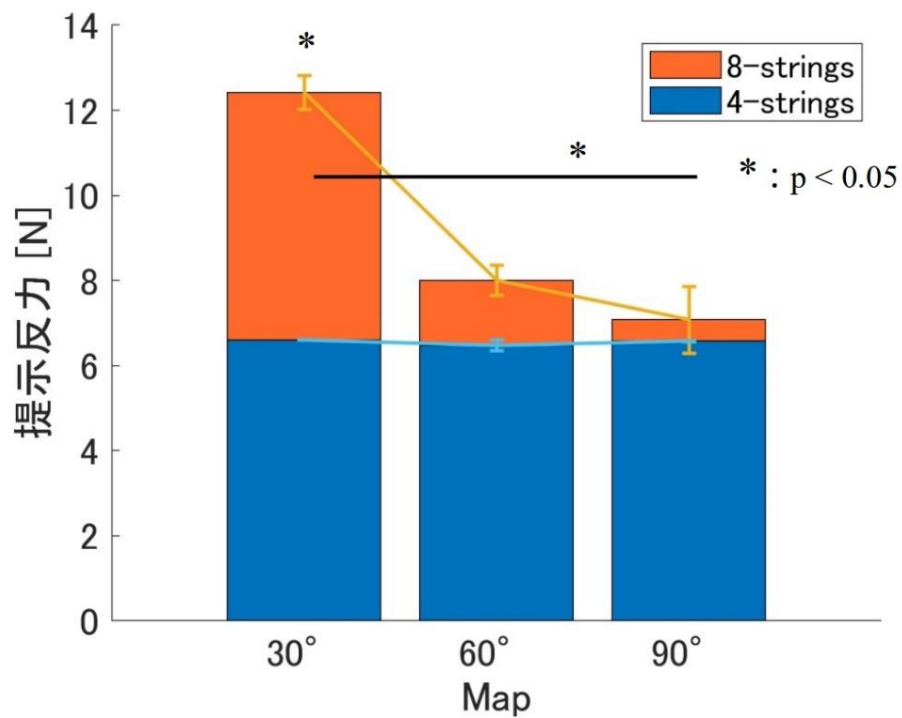


図 2-17. 仮想ガイド試験中の提示反力サイズ

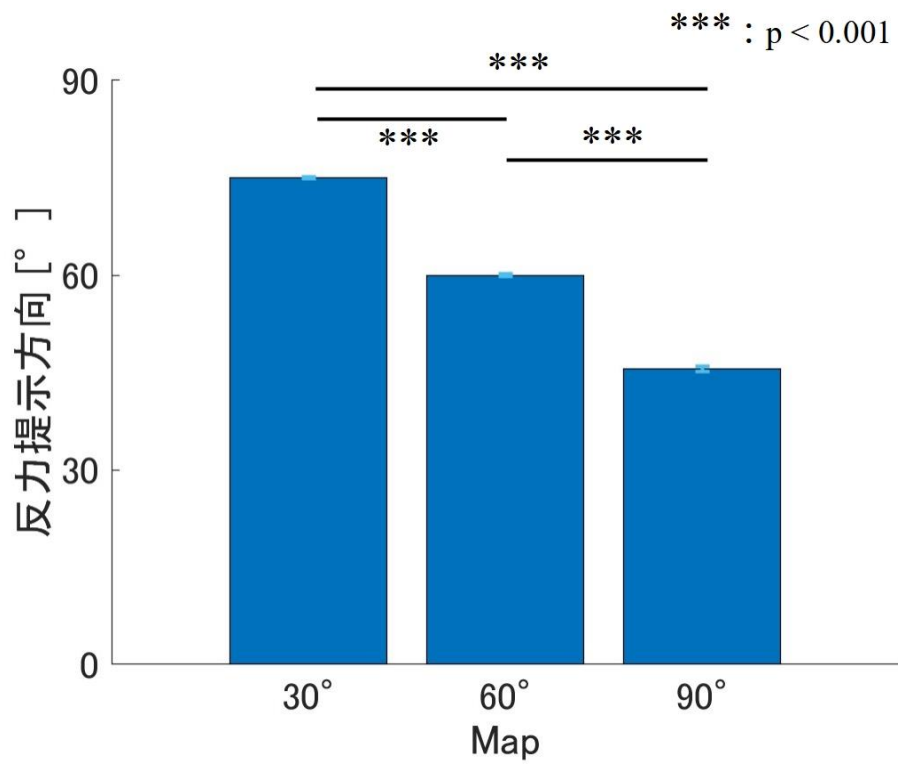


図 2-18. 仮想ガイド試験中の提示反力方向

2.4.3. 考察

理想経路と各装置における操作軌跡の決定係数の結果は、8 本ワイヤモデルでは、仮想壁の角度によらず 1 に近い値となっている。この結果は 8 本ワイヤモデルがどの角度でも仮想ガイドとしてしっかりと機能した、つまり、8 本ワイヤモデルでは、いずれの角度マップでも、操作者の仮想壁に対する押しこむ力と装置が提示できる反力の均衡がとれていること、すなわち、提示反力上限に満たない力でしか仮想壁を押し込まないことを示している。提案された構造は実際の使用環境においても仮想環境を人間に提示するのに十分な出力機能を発揮できていることが示唆された。一方で、人によって値は異なるものの、決定係数は角度が増すほど増加することが確認できる。特に 4 本ワイヤモデルは浅い角度では決定係数が低下しており、浅い角度の仮想壁が侵入を許し、ガイドとして機能しなかったことを意味している。モデル間で作業時間に有意な差が確認できなかったことから、モデルの違いで操作速度つまりは操作の勢いに影響したことが理由の侵入量増加ではないと判断できる。単純に 4 本ワイヤモデルでの出力不足に起因した侵入と考えられ、本研究を通して目的であった十分な提示力の確保ができたと判断できる。なお、定量的な情報ではないが、参加者 C は 4 本ワイヤモデルの 30° マップでの操作後、「少し抵抗はあったが、ずっと奥まで押し込めた。」と報告しており、仮想壁に明確に気づけないような提示状況であったことがうかがえる。また、30° マップと 60° マップでは参加者全員が、左右の壁まで到達後に一度力を抜いた際に、ハンドルが奥や左右の壁から押し出される様子が見られ、うち二名（A と C）は、その時初めて想定より壁内部に侵入していたことに気づき驚いた様子を見せていた。この実験

では、装置の透明性に関する指標はとっていないものの、実際に参加者に装置を操作してもらったうえで、少なくとも参加者から動かしにくい、引っ掛かりを感じる、止めるときに引っ張られるなどといった装置透明性の低さを指摘する報告は出なかった。操作における感覚的な装置透明性は、操作への阻害を感じられない限り客観的評価や比較も難しいため、実際に操作したうえで操作性に関する不満が報告されなかったことと、衝突実験の結果から、両モデル共に特別な計算処理で補正しなくても十分な装置の透明性を確保できたものと判断する。

反力提示限界値が小さい 4 本ワイヤモデルでは、仮想壁の角度が 30° では壁に沿った動きが得られないものの、 60° 90° と、角度が大きくなるにつれ、仮想壁に沿った動きとなり、 90° のマップでは、8 本ワイヤモデルと大差ない結果となった。4 本ワイヤモデルでの「角度が大きくなると軌跡が仮想壁をたどる」特徴（決定係数から確認できている）について原因を考える。なお、解析時に往路復路双方のデータを含んでいることから作業方向と壁の向きによる影響はない。また、装置において出力上限が変わってはいない。反力方向を比較したところ（図 2-18）、予想された通り、いずれのモデル・どの角度のマップであっても、仮想壁の角度に対してほぼ垂直な方向に反力が提示されていた。一方で、反力の大きさを検証したところ、提案モデルでは、大きい角度ほど反力が小さくなる強い負の相関が得られ（図 2-17）、角度が大きいほど仮想壁の提示に必要となる反力が減少したことを示している。これに対して、4 本ワイヤモデルでは、 30° 60° のマップでは、提示可能反力の上限に達しており、 90° マップではそれより小さく、8 本ワイヤモデルの値とほぼ同一であった（図 2-17）。 90° マップで示された反力は、操作者の仮想壁への押し込みが弱くなっ

た結果、4本ワイヤモデルの出力でも提示可能な範囲に必要な反力が収まったことを意味する。その結果、90°マップでは、仮想壁への侵入が減り理想経路に近い軌跡になったが、30°マップでは、操作者の押し込み力が大きくなるにも拘らず、4本ワイヤモデルで提示できる反力が小さすぎるために動作のフィードバックが不十分となり、仮想壁からのずれが大きくなったのである。今回仮想壁に押し込みながらで動かすことを指示しているが、角度の急なマップでは提示される反力の方向は壁への押し込み方向であるz方向（図2-15上のz軸と平行な方向）からずれることとなる。結果として意図していない方向に反力を加えられるため、横方向の反力を抑え込むために、奥方向への押し込み量が減るのだと考えられる。一方、角度が浅い場合は目的方向への影響が少ないことから、押し込み方向への力の抑制につながらず、出力が足りないまま大きく壁の中へ侵入している。今回の結果は、力を掛けている方向（本研究ではz軸方向）以外に反力が提示されることで、操作者に与えられる意図しない結果（運動誤差）が強調され、意識しない調整を誘発できることを意味する。掛けられた力に直接抵抗する方向ではなく、加えられた力以外の方向にそらす形で反力を提示することで、動作そのものの変容、特に力の抑制を促せる可能性が示唆された。

2.5. まとめ

本章では、動作フィードバックに十分な反力を発生させることができる二次元反力提示装置を開発した。提案する装置を用いることで、比較的力の強い成人男性を対象としても、操作中に侵入できない硬質な仮想壁を提示できるこ

とが確認できた。従って、本研究の目的である義肢使用者の動作訓練やリハビリへの応用が可能だと思われる。本章で提案する装置はユーザーが組み立てることができるシンプルな構造であり、メンテナンスやカスタマイズが容易であるという点でも優れている。提案装置を利用することで、環境の瞬間的な変化や受動的な動きを実験することが可能になり、身体制御に関する新たな発見の一助になるだろう。また、提案装置は、例に挙げた **Kinarm** のように作業領域が水平平面に限定されず、必要に応じて作業領域に傾きをつける、作業領域を広げるなどの対応が可能である。そのため、本研究では手腕部の動作のみでの検証であったが、千差万別な動作や状況に対応できる冗長性があり、高い一般性を有した装置である。さらに、研究用の装置としても使えるような設計となっており、8 本ワイヤモデルは、壊れにくさ・扱いやすさから、京都大学ヒト行動進化研究センター（旧霊長類研究所）で、サルの脳機能を測定する装置として利用していただいている。

3. 符号化振動刺激を用いた触覚提示のモダリティ変換の有効性検討

3.1. はじめに

本章では、動作のフィードバック情報を考えた際、そのままの反力を触覚提示するのではなく、異なる種類の感覚刺激として情報を与える方法（モダリティ変換提示手法）を検討する。第 1 章で述べたように、異なる感覚への刺激によって情報を提示する方法として、視覚や聴覚情報を提示する手法は多く提案されているが、本研究では日常生活上の感覚利用頻度の兼ね合いから触覚刺激を通した情報提示を利用することを考えた。情報提示のための触覚刺激は健常部位に行われるものとする。健常部位というのは、義手利用者であれば義手以外の上腕部、肩から首部、背中など、感覚麻痺患者であれば患部以外の触覚が問題なく感知できる部位である。動作のフィードバックとしては、触覚刺激の中でも特に小型化、メンテナンス性、認識性の面で秀でた、振動刺激を用いることが優れていると考えた。

振動刺激は、振幅や周波数などの複数の特徴量から構成されており、これらの特徴量を、指先にかかる圧力の大きさのようなフィードバックしたい触覚情報に直接結びつける方式などが提案されている [72], [92], [93]。しかし、人間の触覚感度は振動特徴量^{[94],[95],[96]}の変化や装置の装着状態、刺激に対する順応の影響を受ける。つまりは使用環境や刺激継続期間によって知覚される刺激量が変わりやすく、刺激量と情報を直接紐づける情報提示方法は情報伝達の確実性や安定性に懸念が残る。具体的な懸念点としては、振幅変化を用いた情報提示であれば、同強度の刺激でも装着状態や順応が原因で、状況によって知覚される

刺激強度が変わる可能性や、周波数変化であれば、同じ刺激強度でも感知ににくい周波数帯がでる可能性などが挙げられる。また、刺激が変化したと知覚できる最低限の刺激変化量は刺激の弁別閾と呼ばれるが、刺激特徴量毎に弁別閾が調査されている^{[97], [98], [99]}。言い換えれば、この弁別閾以下の変化が漸次的に継続して起こると、知覚されないまま変化量が蓄積する。つまり、指先にかかる力のフィードバックとして変化を連動させる手法をとると、気づかずに変化が蓄積し、破損や落下などの問題につながりかねない。

情報伝達の信頼性と言える情報提示の確実性及び提示刺激の安定性の低さを改善するために、刺激位置の変化による提示^{[70], [71], [100]}や、把持対象への接触、リフトアップ、破壊などの動作イベントのタイミングを知らせる方法など、元情報からの変換や離散化を伴うフィードバック方式がいくつか提案されている^{[101], [102]}。刺激の感覚量というのは、ウェーバーが提唱した^[103]ように、比較することで感知する相対感覚の性質が強い。そのため、情報が連続的に変化する刺激を通して提示されたとき、刺激の評価、しいては状況の意味するところ（力の入れすぎなのか、滑り落としかねないのか）を判断するためには、刺激の変化に対して習熟し、基準となる刺激特徴量を記憶することが必須になる。一方で、刺激を離散化することで、刺激の評価を行いやすくし、習熟度合いが低くても刺激と状況の関係把握の簡易化を図れる。連続的な刺激への変換は直感的な変換といえるが、離散的刺激への変換は利用者の状況把握と動作修正への補助を重視した変換である。

特に、物を握る、滑る、壊すなどの動作イベントが生じたときのみ振動を返す、イベントベース駆動振動刺激という手法は単純な動作において高い補助効果が示されることが報告されている^{[101], [102], [104]}。この方法は、1.2.でも述べた

皮膚内部にあるマイスナー小体やパチニ小体の反応の仕方を模して考案された手法であり、振動したことさえ伝わればよいと、装着状態や順応などを深く考える必要がなく、装着の簡易性や情報伝達の確実性が高い。しかし、イベントベースの方法は皮膚から得られる情報のごく一部を抽出する方法であり、こういった動作イベントが生じたかは知らされず、自身の動き（指を開いた、閉じた）や視覚から得られる情報など、周辺情報からの類推を前提としているため、提示される情報量は少ない。そのため、単純な単一操作の課題では十分な効果が確認されているが、持続的な調整の様に主体的な動作で完結せず、動作イベントに対する継続的な受動応答が求められる環境ではフィードバック情報量が十分かどうかは疑問がある。

本研究では、事前のトレーニングが不要であること、安価な装置・材料のみを用いること、多少乱暴に取扱っても壊れないことに留意して、図 1-16 に示したように、装着が簡易で確実な提示が可能な、高い情報解像度を有するデバイスを開発する。そのために、手に入りやすい振動装置 1 台のみを用いて、提

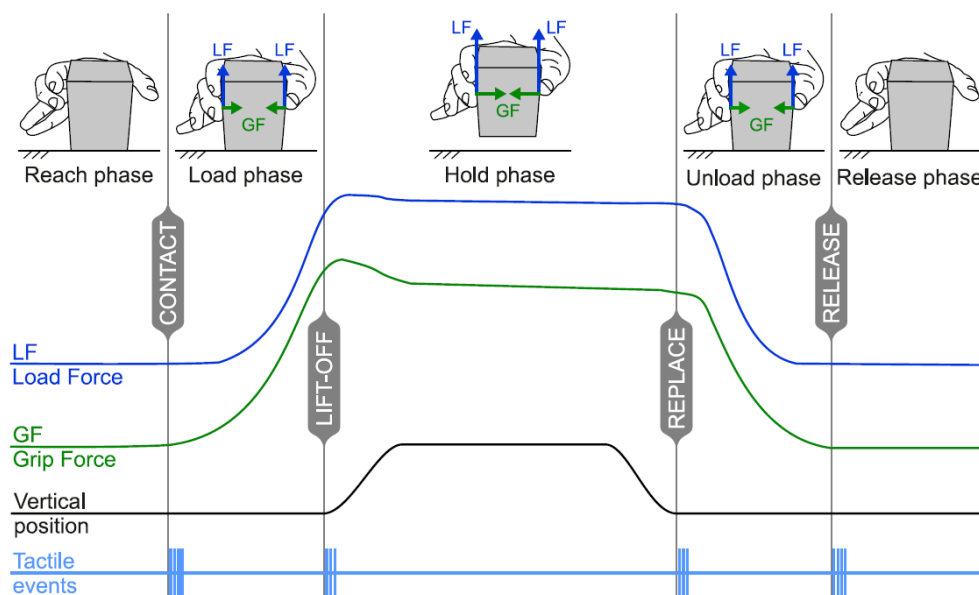


図 3-1. 持ち上げ動作と動作イベントの関係 [98]

示する振動の継続時間・振動繰り返し間隔による動作フィードバックのための提示情報の提示確実性、情報解像度について、既存研究にある手法と比較する形で検討した。具体的には、フィードバック情報量の増加を実現する新規の触覚情報提示手法として継続符号化振動方式の利用を提案し、仮想環境において数秒間の微調整を要するキャッチ&ホールド課題を用いてその効果を評価した。本方式は、対象とする触覚情報に離散的に対応する振動の時間的パターンを設定することで刺激の情報量を増やしつつ、刺激による情報伝達の信頼性を確保できることが期待される。

3.2. 実験手法

3.2.1. 実験参加者

実験には、年齢 24.1 ± 2.28 （平均±標準）の右利きの男性 12 名が操作者として参加した。各参加者は、本研究で用いた振動刺激の組み合わせは未経験であり、説明段階での振動刺激提示で初めて本実験で用いた刺激を体験した。

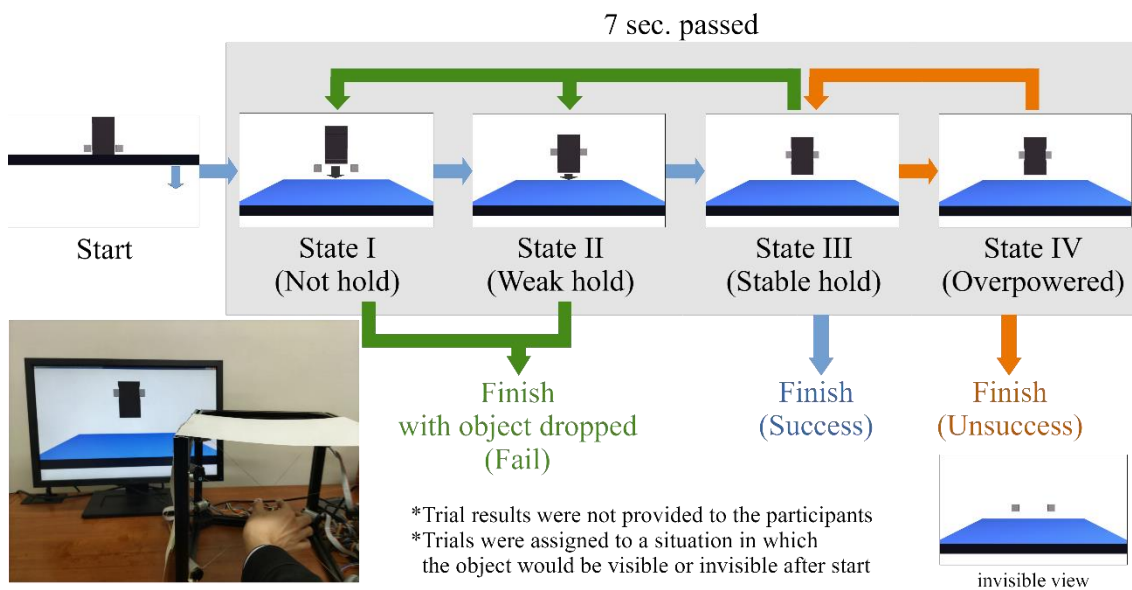
触覚デバイスを用いた本実験プロトコルは、東京工業大学の倫理委員会の承認を得ている。実験参加者全員に実験前に説明を行い、同意書に署名してもらった。

3.2.2. 実験装置及び環境

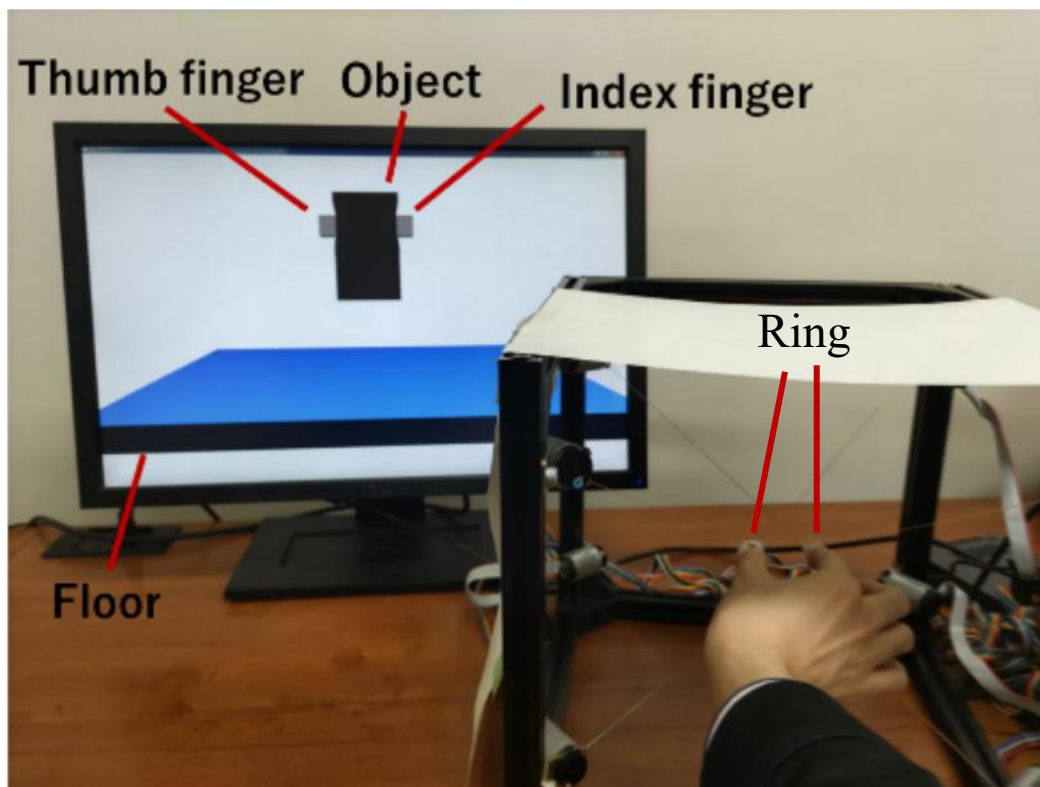
図 3-2 (A)の左下は実験中の様子である。参加者の前方 50cm に設置されたモニターには、指先（親指と人差し指）の位置に対応する 2 つの灰色のカーソル、保持対象となる直方体、および床を含む仮想世界が表示される（図 3-2 (B)）。

右手の親指と人差し指で灰色の四角のカーソルを操作し、その空間位置を SPIDAR-G^{[105], [106]}を用いて測定した。SPIDAR-G は光学的計測法では影になるような三次元位置も計測可能である。SPIDAR-G は反力提示機能も備えているが、本研究では反力フィードバック機能は使用しなかった。

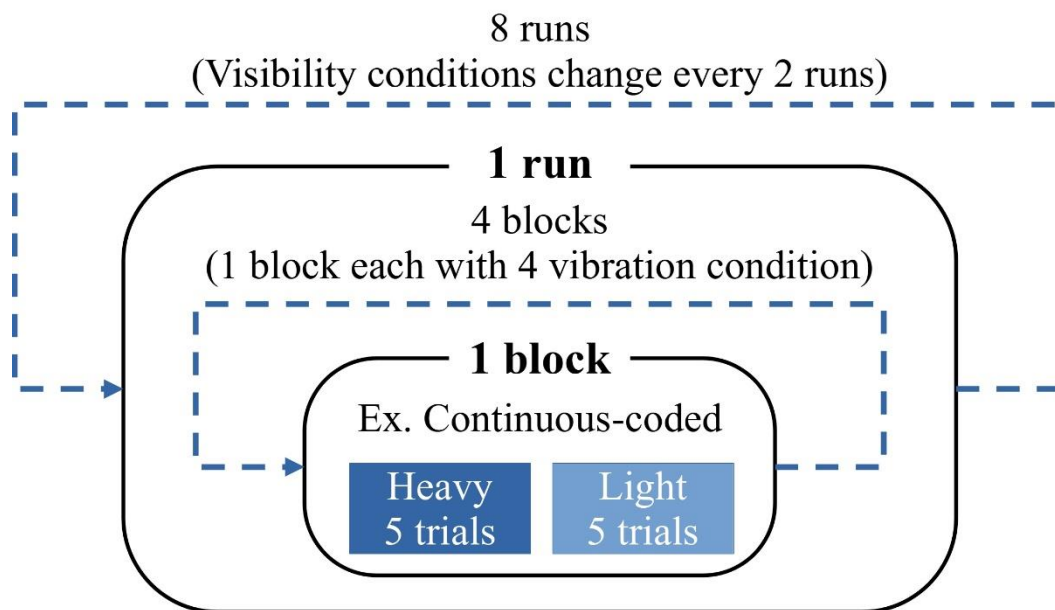
振動刺激は、右上腕に取り付けた DC 振動子 (FM34F, 東京パーツ工業) から被験者に与え、マイクロコンピュータ (Arduino Uno R3, Arduino) で制御した。マイクロコンピュータは仮想世界をシミュレートする PC からシリアル信号を受信し、振動刺激を行う際はパルス幅変調を用いて振動子へ 3.5 V の電圧を生じさせた。操作者は、SPIDAR-G の 4 本のワイヤが繋がっているリングと、他の 4 本のワイヤが繋がっているリングを 右手 (利き手) 親指と人差し指に通す (図 3-2 (B))。ワイヤ張力は、リングとモーター間のワイヤが垂れない最低限の値としている。それぞれの指の位置が PC 画面に仮想オブジェクトとして現れる (図 3-2 (B) のグレーの小さい四角 (以降、「仮想指」という)) 操作者は、画面だけを見ながら、画面に表示される仮想指で仮想オブジェクトを掴むように、自分の親指と人差し指を動かす。指に掛ける力はリング間の距離から算出する。この操作の仕方は、先行研究^[107]で用いられた作業を参考にし、2 本の指で物体を保持する力を制御するように設計した。



(A) 一試行の流れ



(B) 作業の様子



(C) 実験全体の流れ

Stimulation condition	Stimulation pattern	Stimulation timing	Stimulus/State correspondence
None	0 300ms	none	State I - IV
Single		When state changed	State I - IV
Single-coded		When state changed	State I ↔ II
			State II ↔ III
			State III ↔ IV
Continuous-coded		Throughout each state	State I
			State II
			State III
			State IV

(D) 保持状態と振動刺激の関係

図 3-2. 実験の詳細

3.2.3. 実験手順

図 3-2(A)に一試行中の実験の流れを示す。課題が始まると、0.5 秒後に画面上に表示されていた床が一定速度 0.33 m/s として画面上で落下し始める。仮想オブジェクトは、床の落下と同時に自由落下（ただし 0.67 m/s^2 ）で床に落ち始める。オブジェクトの落下を妨げるものがなければ、0.7 秒経過後に画面下部に着地する。参加者は、右手の親指と人差し指を使って、床の落下開始の後、オブジェクトが着地する前に、オブジェクトを掴み、保持する（掴み続ける）よう指示された。オブジェクトを保持する力は、3.2.4.A で述べるように、2 本の指先の距離によって算出した。物体が床に落下してしまうか、または、開始から 7 秒経過すると 1 回の試行を終了する。1 回の試行中に単発または複数回の振動刺激を与え、図 3-2 (A) に示す保持状態 I, II, III, IV を通知した。詳細な振動条件は 3.2.4.B に記載する。

振動刺激の効果を評価するため、落下開始後、画面上にオブジェクトを表示しない条件も設定した。この場合、操作者はオブジェクトの仮想的な位置が視認できず、指先の位置のみが見える状況で課題を遂行しなければならない。また、試行を繰り返すことで操作者が最適な力を発揮するための指間距離を学習してしまわないように、オブジェクトの仮想重み（操作者の指に掛かる力と画面上のオブジェクトの動きを連動させる際に計算に用いる変数）を変えた 2 種のオブジェクトを設定した。振動 (3.2.4.B で述べる 4 条件)、視認性 (見えるか見えないか)、重量 (軽いか重いか) の 3 種類の環境要因を用意したので、振動 4 条件 × 視認性 2 条件 × 重量 2 条件の合計 16 組合せとなる。各組合せを 20 回ずつ、計 1 人あたり 320 回試行した。なお、重さの設定はあくまで繰り返す試

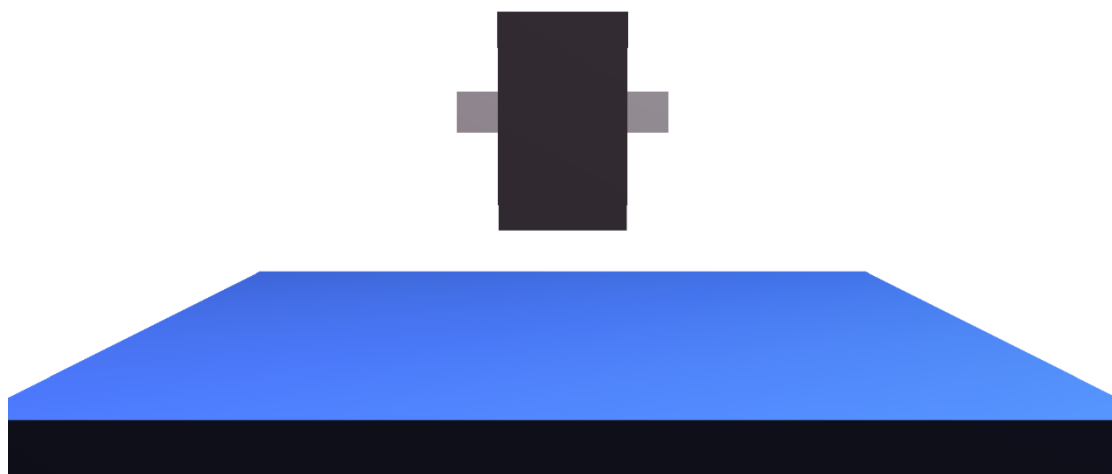
行による操作者の学習効果を妨げるためのものであり、分析においては重要視しない。

図 3-2(C)に示すように、軽いもの、重いものを 5 試行ずつ入れ替えて行った 10 試行を 1 ブロックとし、振動条件を順不同に変えて 4 ブロックを繰り返し、1 ランとした。visible 条件から始めて 2 ランごとに視認条件を変え、残りの 3 セットは 1 つの visible 条件と 2 つの invisible 条件からランダムな順で選択された。試行の順序は、先行研究^[107]の方法を参考にした。

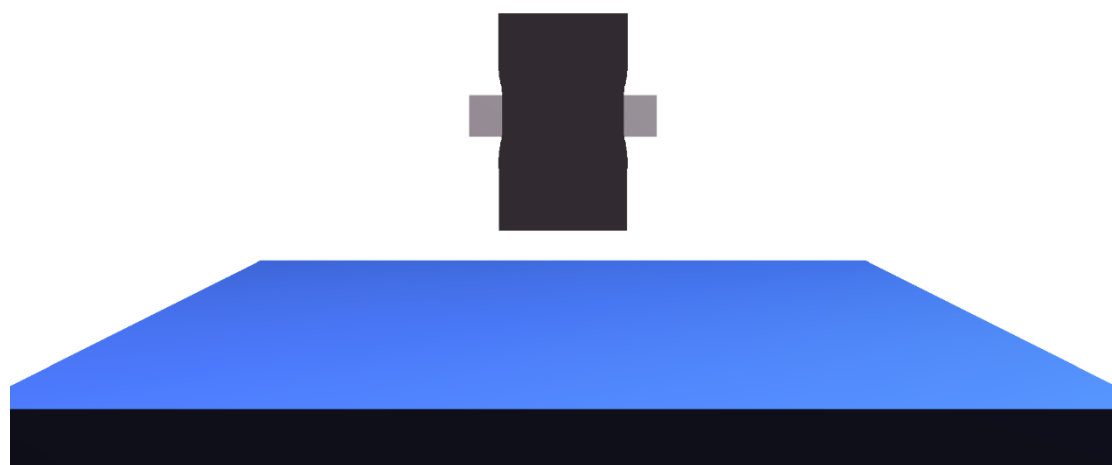
3.2.4. 条件設計

A. 指先位置からの仮想保持力計算

操作者は仮想オブジェクトを保持するための物理的な触覚・力感のフィードバックがない状態で課題を遂行した。モニター内のグレーの四角で示される 2 つの仮想指は親指と人差し指の指先の開閉によって制御され、仮想指が物体に触れると二指間の距離が縮まるにつれて保持力が増加するように設定した。また、被験者が適切な保持力維持を行う助けとして、仮想保持力が強まると（操作者の親指と人差し指がある距離以上に近づく）と視覚的に物体の形状が少しへこむように設計されている。正確には、仮想保持力が 24N より強い場合、最大へこみ量としてオブジェクトの両側でオブジェクト全幅の 20 分の 1 のへこみがそれぞれ発生する（図 3-3）。



(A) へこみなし



(B) へこみ最大量

図 3-3. へこみ描画の様子

操作時の親指と人差し指の距離の実測値から式(3-1)で算出した仮想保持力を求め、仮想保持力に応じてフィードバックに使用する振動パターンを決定した。式(3-1)には、繰り返し施行することで操作者が指の距離を変える量を学習してしまうことを防ぐために、各試行で-0.01～0.01m の範囲で一様分布からランダムに決定された初期値が含まれている。

$$F_h = 0.06 \times L_{thumb-index} + L_{initial} \quad \text{式(3-1)}$$

ここで、 F_h は仮想保持力 [N]である。 $L_{thumb-index}$ は親指と人差し指の間の実測長さ [m]で、操作中にリアルタイムで変化する。 $L_{initial}$ は各試行で初期値として含まれる画面上の仮想指のランダムな距離 [m]である。

一試行は、物体が床に落下するか (Fail, 図 3-2 (A) の緑の経路)、落下せずに7秒経過すると終了し (Success または Unsuccess, 青またはオレンジの経路)、1秒後に次の試行が開始された。試行開始前に 1.5～3.5 秒間暗転画面が表示されるが、その時間は一様分布でランダムに決定される。

保持状態として 4 種類の状態を設定した。保持状態は、not hold、weak hold、stable hold、overpowered の 4 種類で、それぞれの状態は、図 3-2 (A) の状態 I～IV に対応する。Weak hold の状態では、オブジェクトは保持力に応じて落下速度が遅くなり、指先から滑り落ちていく。一方、stable hold 状態と overpowered 状態では、物体は落下しない。落下速度は、実際には表示されないが、図 3-2 (A) のスタート、状態 I、II の画像においては参考のため、矢印の長さで表記している。保持状態は、式 (3-2) に基づいて物体に加えられた力によって決定された。各状態の割り当ては、3.2.4.D 節で詳しく説明する重みの設定によって影響を受ける。

$$State = \begin{cases} \text{Not hold} & (F_h < 0) \\ \text{Weak hold} & (0 \leq F_h \leq F_{lower}) \\ \text{Stable hold} & (F_{lower} < F_h \leq F_{upper}) \\ \text{Overpowered} & (F_h > F_{upper}) \end{cases} \quad \text{式(3-2)}$$

ここで、 F_h は保持力[N]、 F_{lower} は式（3-3）で求められる必要保持力、 F_{upper} は式（3-4）で求められる対象物の安定保持の上限である。 F_{lower} と F_{upper} は重量設定により決定される。

安定した保持に必要な保持力は、(3-3) 式に基づき課題中に変化する。これは、水が注がれ続けるカップを持つような、継続的に精密な制御が必要な状況を意図的に再現したものである。

$$F_{lower} = \begin{cases} \alpha m & (T \leq 1) \\ \alpha m \times (1 + \frac{(T-1)}{5} \times 0.3) & (1 < T \leq 6) \\ \alpha m \times 1.3 & (T \geq 6) \end{cases} \quad \text{式(3-3)}$$

$$F_{upper} = \alpha m \times 1.5 \quad \text{式(3-4)}$$

ここで α は摩擦係数と重量換算から算出される係数 [N/kgf] で 32.7、 m はオブジェクト重量 [kg] で軽いとき 0.2、重いとき 0.5、 T は作業開始からの時間 [s] である。

B. 振動フィードバック条件

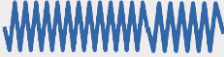
振動条件は none、single、single-coded、continuous-coded の4条件で評価した(図 3-2 (D))。single 条件と single-coded 条件では保持状態が変化したときのみ振動刺激を与えたが、continuous-coded 条件では課題中に繰り返す形で継続的に振動刺激を与えた。また、none 条件では振動刺激を与えなかった。Single-coded 条件では、保持状態の変化に応じて 3 つの振動パターン (150ms 振動子駆動、

50ms の停止期間を挟む 2 回の 100ms 駆動、250ms 振動子駆動) のうち 1 つを呈示した。一方、single 条件では、保持状態の変化の違いに関わらず、1 回の短い振動(150ms の振動子駆動)のみであった。一方、continuous-coded 条件では、保持状態の変化に応じて、300ms ごとに 3 つの振動パターン (100ms 駆動、50ms の停止期間を挟む 2 回の 100ms 駆動、250ms 駆動) のうち 1 つを繰り返し発生させた。どの振動条件でも、提示に用いられる元情報は保持の状況遷移もしくは状況そのものであり、最適動作からのずれ (エラー) やその量を通知するものではない。

振動パターンの決定については、駆動期間と休止期間を図 3-2 の様に 0 と 1 の符号として考えた際に、振動が起こるタイミング以外が同一のもの (100 に対して 010/001 と、110 に対して 011) を除いた振動パターン (表 3-1) をもとに決定した。事前に行った識別テストの結果、作成した振動パターンのうち、100 や 111 と混同されやすかった 110 を除外し、表 3-1 において青枠で囲った 4 つの振動パターン (うち一つは 000 で振動は生じない) を採用した。駆動期間は短すぎると感知できる振幅の振動が生じないため、上記した駆動期間に設定している。また、本研究において符号化の桁数を 3 で考えているのは、時間当たりの情報量を確保すべく、できるだけ振動パターンの 1 サイクルの時間を短縮したい意図と、最短駆動期間との兼ね合いのためである。

実験開始前に各振動パターンを説明した後、振動パターンへの理解度を確認するため被験者には提示されたランダム選択された振動パターンに対してどのパターンであったかを答えてもらうテストを行った。このテストは直近 20 回の正解率が 90 %を超えるまで繰り返した。

表 3-1. 提示振動パターン候補と符号

No.	符号表記	振動パターンイメージ
1.	000	
2.	100	
3.	110	
4.	101	
5.	111	

C. 視認条件

4 つの振動条件の効果を比較する際、視覚的フィードバックの有無による効果として視認条件も評価した。視認条件には **visible** と **invisible** の 2 条件を設定した。**visible** 条件の場合、オブジェクトが見えるだけでなく、対象物に加えられた力に応じて視覚的に凹むため、力の大きさを視覚的に確認することができる。一方、**invisible** 条件では、課題開始後に物体が透明となり、参加者は力に関する視覚情報を得ることができない。

D. 重さ条件

重さの設定は、最適な保持力を学習してフィードフォワード制御のみで作業することを防ぐために設定したものである。仮想指間の初期距離も同様の目

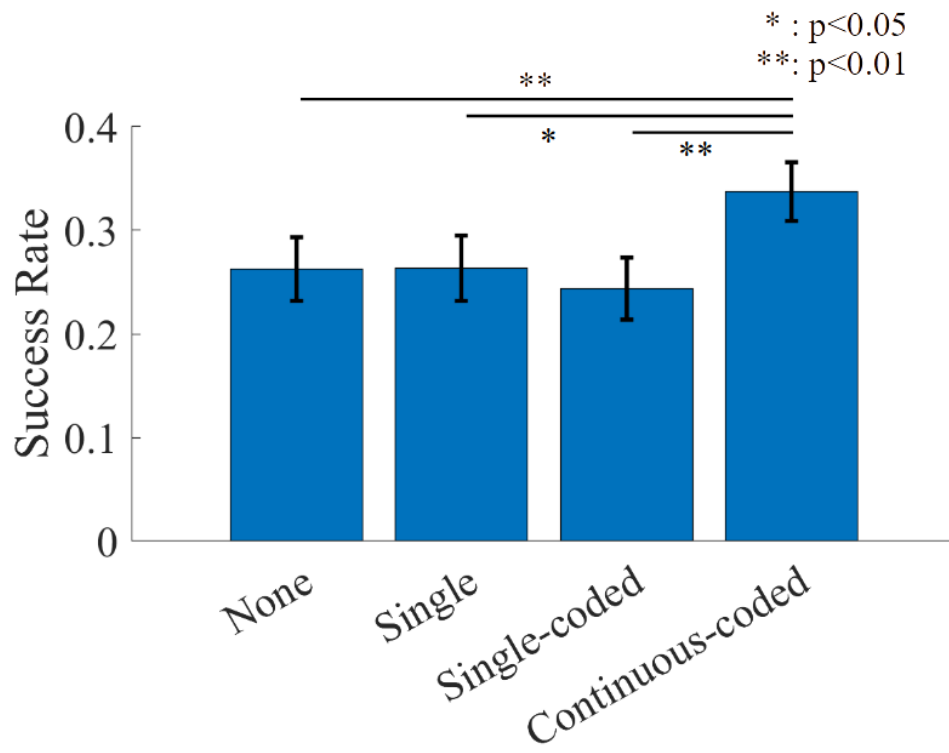
的に設計したが、より顕著に目標達成に影響される因子として重さの設定を導入した。オブジェクトには、2種類の重さを設定した。軽い場合は弱い力（指間距離が広め）で保持でき、重い場合は強い保持力を必要とする（指間距離を狭くする）よう設定した。重さの設定は被験者に示されず、試行開始後に慎重に制御を行うよう求められた。重さが違ってもオブジェクトの外見は同じであり、どちらの状態が先に来るかはランダムとした。

3.2.5. 分析手法

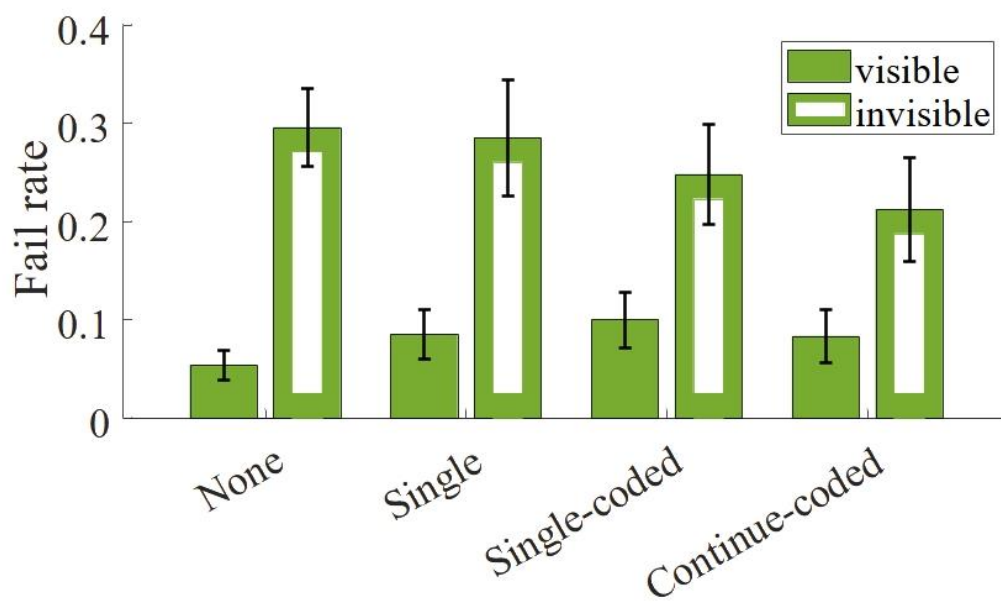
課題中の各参加者の行動は、生じさせた仮想保持力とオブジェクトの保持状態として記録された。また、振動の時間や種類も記録された。課題遂行結果の分類として、オブジェクトが床に落ちた試行を **Fail**、7秒間の課題時間中にオブジェクトを着地させることなくかつオブジェクト保持状態が **overpowered** の状態を経なかった試行を **Success** とした。それ以外の試行では、オブジェクトの着地がなく、かつ保持状態が **overpowered** 状態を経た試行を **Unsuccess** とした。より詳細な各条件の成績として、**Fail** 試行以外の課題中における **Stable hold** 状態の総時間と、**Success** 試行以外で保持状態が **Stable hold** から外れた場合に **stable hold** への修正率を抽出し評価した。解析には **MATLAB 2022a** を使い、二元配置繰返し分散分析 (ANOVA) と Holm 法 [91] によるポストホックテストを行った。

3.3. 実験結果

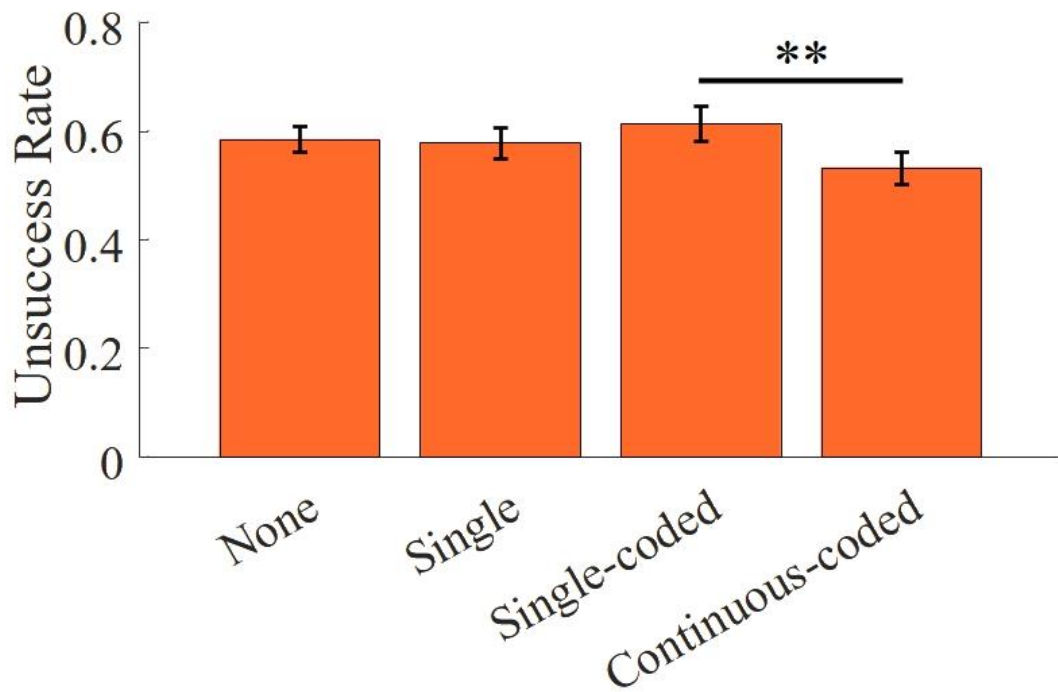
図 2 は課題遂行評価としてとして Success 率 (図 3-4 (A)), Fail 率 (図 3-4 (B)), Unsuccess 率 (図 3-4 (C)) の結果を示したものである。また、課題の遂行に寄与したフィードバック手法を確認するため、各比率について ANOVA を実施した。その結果 (Fig.3-4 (A))、Success 率には有意な交互作用はなく ($F = 1.34, p > .05$)、振動条件 ($F = 9.17, p < 0.001$) と視認条件 ($F = 124, p < 0.001$) には主効果が見いだされた。下位検定では continuous-coded 条件では他の 3 条件より Success 率が有意に高く visible 条件では成功率が有意に高くなることが示された。一方、Fail 率については有意な交互作用が認められた ($F = 3.61, p < .05$) (図 3-4 (B))。下位検定では、各振動条件において visible 条件と invisible 条件との間に有意差が認められたが ($p < .01$)、continuous-coded は比較的低い Fail 率を示したものの、visible 条件、invisible 視条件ともに振動条件間の有意差は示さなかった ($p > .05$)。Unsuccess 率の結果は、有意な交互作用はなく ($F = 0.45, p > .05$) (図 3-4 (C))、振動条件 ($F = 3.65, p < .05$) には主効果が認められたが、視認条件 ($F = 2.17, p > .05$) には主効果が認められなかった。下位検定では、continuous-coded の Unsuccess 率は single-coded より有意に低かった ($p < 0.01$)。



(A) Success 率



(B) Fail 率



(C) Unsuccess 率

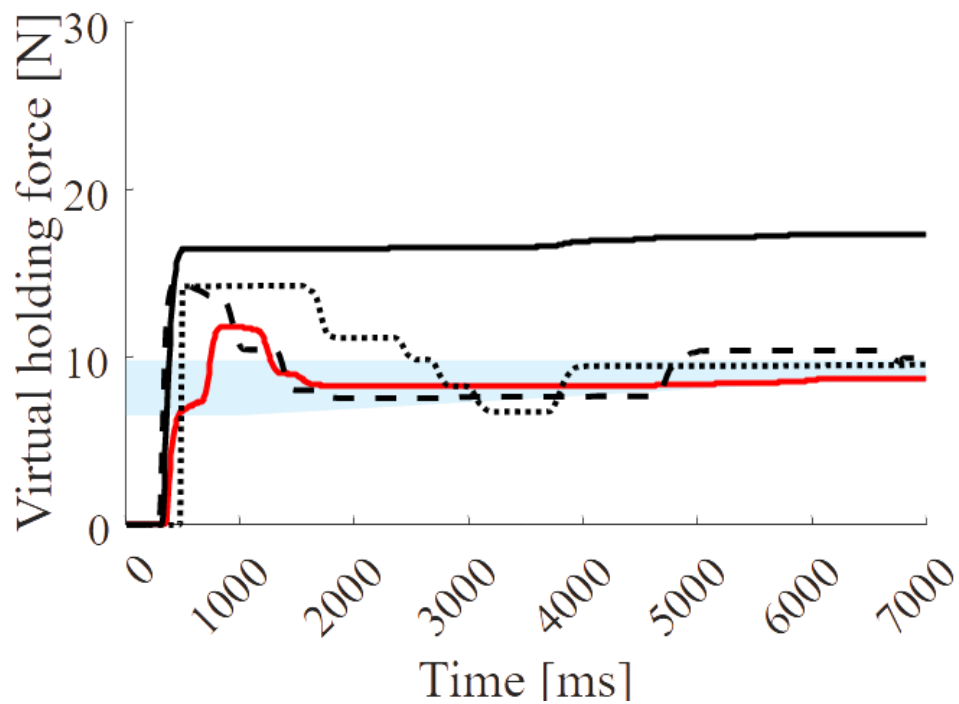
図 3-4. 試行結果

次に、continuous-coded 条件が課題中の安定した保持を補助する効果があるかどうかを確認するために、保持力の軌跡を調べた。図 3-5(A)は、invisible 条件における各重量設定での 1 人の参加者の軌跡の例である。継続符号化振動（赤線）では、保持力が最初に変動し、その後安定した保持範囲（青線）内に収まっている。制御の正確さの指標として、Fail 試行以外での課題中の stable hold 状態にとどまった時間の合計を抽出し、図 3-5 (B)で比較した。Continuous-coded 条件が最も長い総安定保持時間を示し、ANOVA は有意な相互作用を示した($F = 5.55, p < .01$)。下位検定では、視認条件によらず、continuous-coded 条件は非符号化条件（none 及び single）よりも有意に長い時間を示し($p < .01$)、また、visible 条件では single-coded 条件よりも長い時間を示した($p < .01$)。また、invisible 条件では、single-coded 条件の時間が、そうでない条件よりも有意に長かった ($p < 0.05$)。また、すべての振動条件において、visible 条件での時間が invisible 条件よりも有意に長かった($p < 0.01$)。

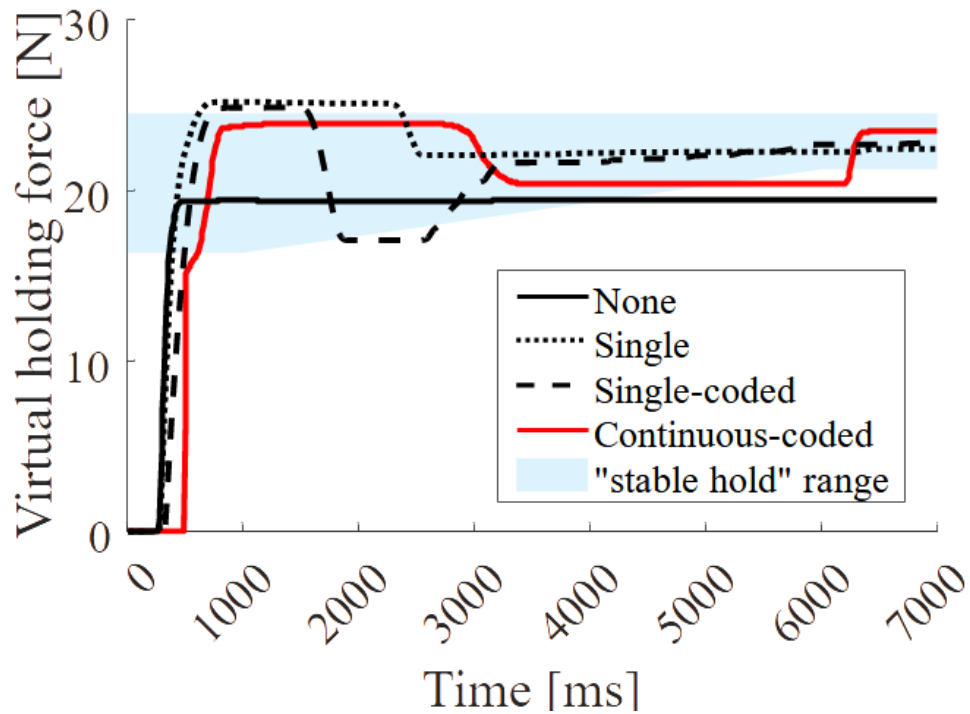
総安定保持時間が継続符号化刺激によって増加する理由を検討するために、stable hold から overpowered または weak hold の状態に遷移した後、stable hold 状態に戻る率を追加で算出した（図 3-6）。図 3-6 (A) の overpowered からの修正率では、有意な交互作用は認められず($F = 1.12, p > .05$)、振動の主効果 ($F = 11.2, p < .001$) と視認性の主効果 ($F = 10.2, p < .01$) の双方が確認された。下位検定の結果、overpowered 状態からの修正率は、continue-coded 条件が none 条件より有意に高く ($p < .01$)、invisible 条件が invisible 条件より有意に高い ($p < .01$) ことが確認されました。Weak hold 状態からの修正率（図 3-6 (B)）については、有意な交互作用が認められた ($F = 8.06, p < .001$)。下位検定の結果、visible 条件

では差がなかったが、invisible 条件では continuous-coded 条件 ($p < .01$) および single 条件 ($p < .001$) に比べ none 条件での weak hold 状態からの修正率は有意に低かった。各振動条件において、visible 条件での weak hold 状態からの修正率は、invisible 条件よりも有意に高かった ($p < .01$)。

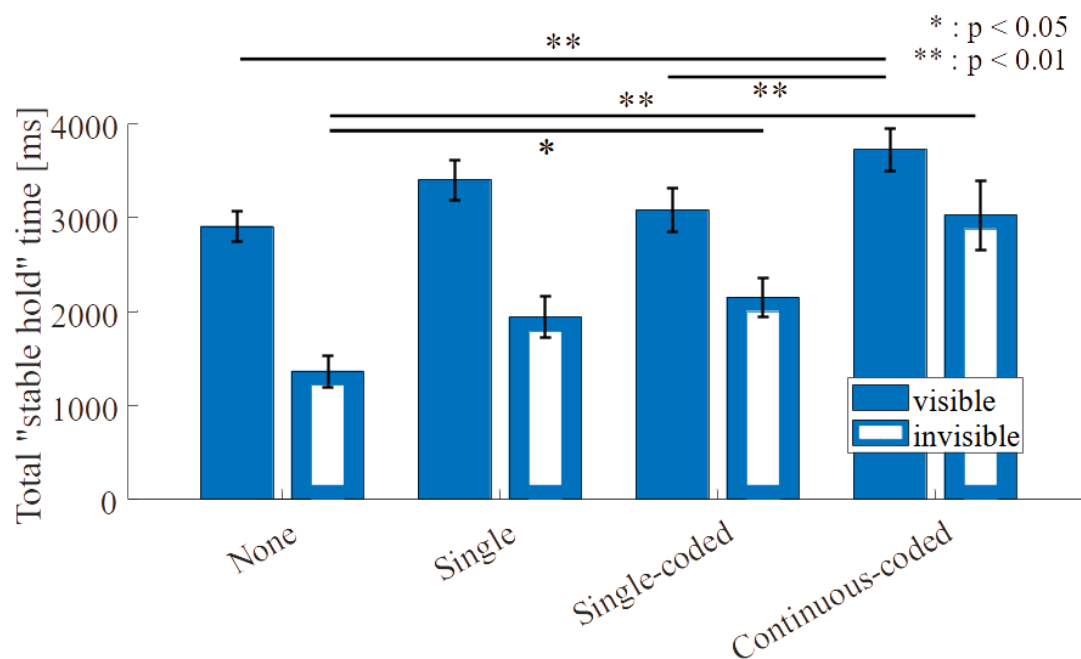
(A-1)



(A-2)

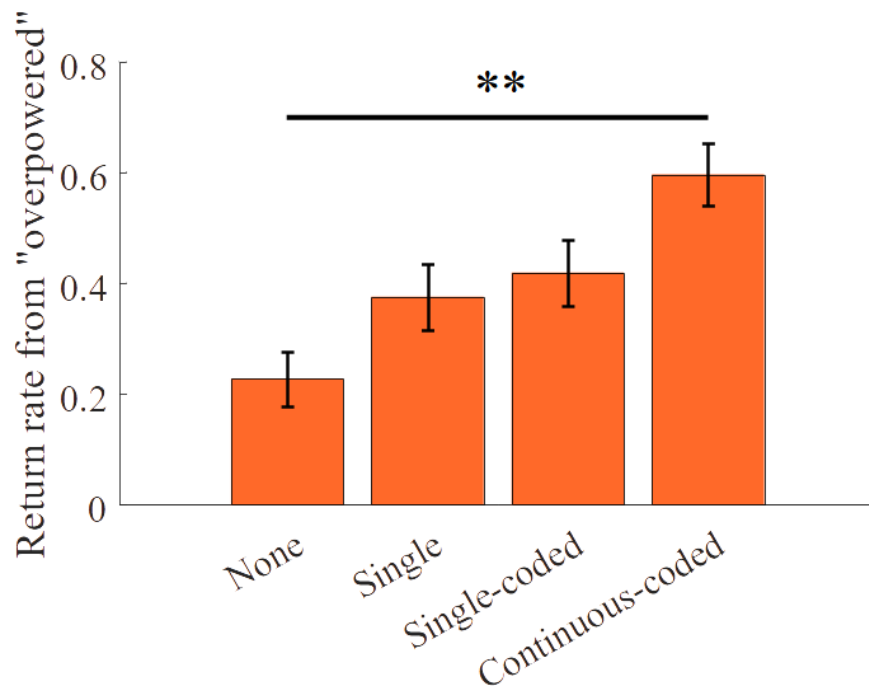


(A) 仮想保持力の推移（重さ条件 A-1：軽い、A-2：重い）

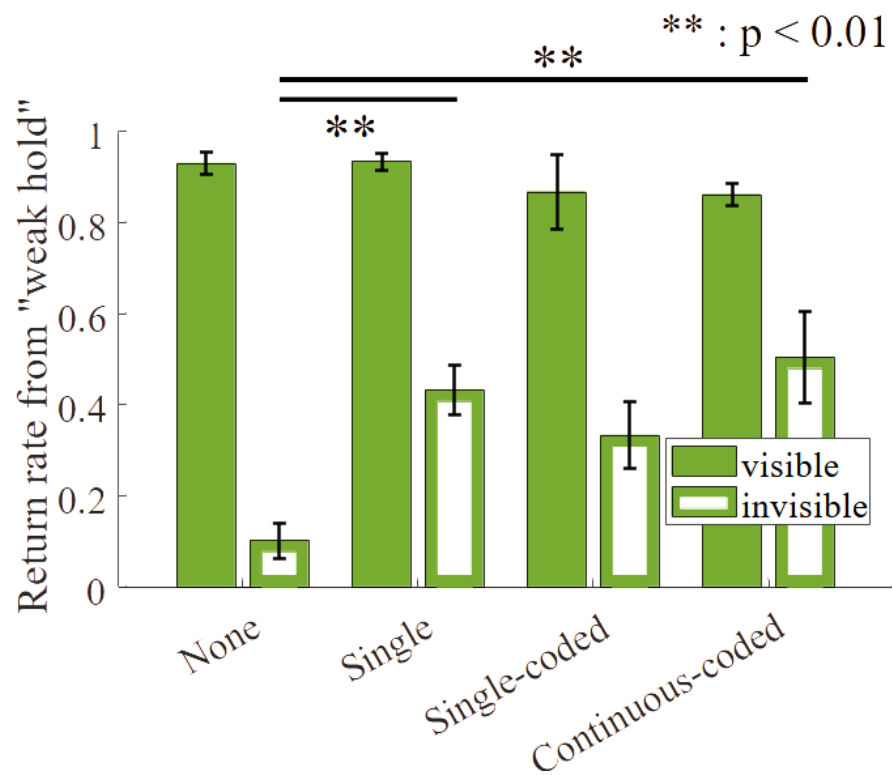


(B) "stable hold"状態の合計時間

図 3-5. 試行中の仮想保持力の推移と適切保持時間。



(A) weak からの修正率



(B) overpowered からの修正率

図 3-6. 状態遷移後の"stable hold"状態への修正率

3.4. 考察

本研究では提案した継続符号化振動刺激に基づく触覚フィードバック方式が、仮想環境におけるオブジェクトキャッチ&ホールド課題のパフォーマンスを向上させる効果があることを実証した。課題遂行率は Fail（力不足）と Unsuccess（過剰な力）の割合において顕著な差はないものの、継続符号化刺激を用いた条件では Success 率が他の条件よりも有意に高まることが示された。この結果は、振動刺激の種類が保持力の微調整に影響を与えることを示している。

さらに、図 3-5 (A) に示すように、課題遂行中の力の変化を詳細に見ると、continuous-coded 条件は、single-coded 条件と比較して、安定保持時間の合計で優れていることがわかる。また、総安定保持時間は continuous-coded 条件にて延びており、より安定した力での保持が発揮できていたことが分かった。したがって、継続符号化振動法は適切な状態への素早い調整を支援し、同じ状態内でも状態がずれないように微調整を支援することが可能であると考えられる。また、他の状態（weak hold、overpowered）から stable hold への修正率も、継続符号化した刺激を返した場合の方が優れており、見えない状態でも保持状態を微調整できる提案手法の具体的な効果を裏付ける結果となった。また、single 及び single-coded 条件が continuous-coded 条件ほどの効果を示さなかったことから、繰り返し刺激を与えることで振動によって提示される情報を見逃すことが少なくなり、自分の保持状態を把握し状況に対処やすくなったことが示唆された。フィードバック制御では、補正の方向を判断できるような情報伝達の頑健性を確保することが重要である。一方、Success が overpowered 状態を経ないという要件を考慮すると、刺激方法は状態の即時修正だけでなく、状態遷移が起こる前の事前回避にも影響していると判断できる。このように、継続符号化された

振動が初期応答や調整量予測におけるフィードフォワード協調に影響を与えた可能性がある。言い換えれば、提案刺激は、1 章で述べた内部モデル更新とフィードバック制御としての機能双方に働く。

パフォーマンスの向上が報告されている事象関連法に基づく単一振動刺激^{[101], [102], [104]}を採用した **single** 条件では、確認されたのは **invisible** 条件での **weak hold** 状態からの復帰率の向上のみであり、限られたプラス効果しか得られなかった。本研究では、先行研究よりも課題が長く複雑な作業を要求するものであった。この課題の違いが、保持力制御のための補助効果の減衰に影響を与えた可能性がある。実際別の研究でも、5 秒以上の課題かつ物体が滑った際に刺激を与えない場合では接触事象に基づく刺激方法を用いても有意な滑り止め効果を見出せなかったという結果が報告されている^[108]。**single** 条件による **invisible** 条件では、**none** 条件と比較して **weak hold** 状態からの修正率がプラスに働くこと（図 3-6 (B)）は、単一刺激法により、滑り事象も通知される場合であれば課題時間が長くなっても、回避しようとする特定の状況に対処できることを示すものである。一方、**overpowered** 状態からの復帰率など他のパフォーマンスでは、**single** 条件の顕著な効果は見られなかった。また、**single** 条件では同じ刺激が提示される **weak hold** と **overpowered** への遷移が、**invisible** 条件では区別しにくい環境であった。その結果、物体の落下という危機的状況に至る **weak hold** 状態からの修正を目指す動きが優先的に誘発されたと考えられる。このことは、単純な応答では対応できないケースや複雑な動作に対しては、**single** 条件のような単純なフィードバック手法では十分な効果が得られない可能性を示唆している。つまり、イベントベース駆動手法は内部モデル（特に順モデル）更新にのみ作用し、フィードバック制御としての役割が限定的にしか作用しない。

Single-coded 条件は single 条件に振動パターンによる情報を付加したものであるが、予想に反して課題遂行率では single 条件と比較して補助効果の向上は確認できなかった。しかし、より詳細な指標である「安定保持」時間の合計（図 3-5（B））については、single 条件と比較して、invisible 条件において有意な効果を示した。状態修正率から見られる即時補正と success 率から見られる制御の事前予測のいずれにも明確な効果がないにもかかわらず、最適状態の総時間が増加したことは、単一符号化方式が同一状態内での状態遷移を防ぐ方向で微調整を促進することを示唆している。この役割は continuous-coded 条件でも観察されるため、刺激符号化手法の効果であると考えられる。しかし、刺激の複雑さと提示頻度の低さから振動刺激からの情報への依存度が低いのか、single-coded 条件の効果は invisible 条件のみに限定され、複数の情報源が混在する可視環境ではその効果が失われることがわかった。

以上のことから、フィードフォワード制御で完結しない課題では、継続符号化振動によるフィードバック方法が操作に有効であることがわかった。符号化された振動を刺激する方法は、状態認識におけるサポートによって操作の微調整を助け、これに継続的な刺激が加わることでフィードバック情報の伝達頑健性が確保された。この結果は、刺激の情報量の増加によるアシスト効果と継続刺激による確実性効果の両仮説を支持するが、情報量の増加はそれだけではうまく機能しないことも示している。

3.5. まとめ

本研究では、生得的な触覚情報を振動という人工的な刺激に変換すること、特に符号化することが、運動制御の適切なアシストになるかを検討した。提案

手法である継続符号化振動フィードバックは、意図した通り、複雑で時間のかかる保持動作に対して有効に機能した。この結果は、刺激符号化による操作状態の把握の補助と、継続刺激による情報提示の頑健性が寄与したものと考えられる。本研究で用いた保持動作は日常生活でも頻繁に行われる動作であり、リハビリで用いられる動作の一つである持ち上げ下す動作に近い動きである。なお、本研究では、感知可能な振動が生じる振動子の最小駆動時間の関係で 3 桁の符号化を用いて振動パターンを作成したが、最小駆動時間がより短くても振動を感知できる振動子を使用する、もしくは振動パターンの 1 サイクルにかかる時間を伸ばすことで、使えるパターン数、つまりは刺激の情報量を増やす余地がある。しかし、振動パターンの 1 サイクルの時間を延ばせば作業修正のための情報を得る機会は減るため、刺激の情報量増加のためには、作業補助効果を保てるサイクル長の確認や誤認されない振動パターンの組み合わせの検証などを行うべきである。一方、比較対象とした、先行研究で良好な効果を示したフィードバック手法を用いた条件は、本研究で課したの課題では限られた効果しか得られず、課題によって適切なフィードバック刺激の種類が異なる可能性が示唆された。今後、1 回の情報提示に 300ms を要する今回の符号化刺激が、先行研究のような短期課題に有効かどうか、評価する必要があると考えられる。作業動作の特性を探り、それに応じた適切なフィードバック刺激法を模索することは、義手ユーザーや感覚麻痺患者に触覚の代替感覚を用意し日常生活を豊かにできるほか、動作訓練における補助ツールの提供につながる。

4. 結言

本研究では、人間が動作や周辺環境の認知を行う上で必須の触覚情報を何らかの理由で失った人の動作訓練補助のために、触覚情報を提示する方法を提案し、評価した。提案した手法は、義手利用者や感覚麻痺患者のリハビリテーションや動作補助に加え、VR や遠隔操作技術の操作性向上につながる。手法の提案は、反力提示を通した接触再現装置の開発と、継続的時間符号化振動刺激を用いた触覚情報の感覚モダリティ変換提示手法に分けられる。反力提示装置を通して動作訓練のための環境を用意し、感覚モダリティ変換提示を通して触覚の代替感覚として動作情報取得経路を用意することで、触覚喪失者の訓練環境の提供と訓練効率化を図った。どちらの手法も実環境での応用を考え、①可搬性、②安価、③装着及びメンテナンスのしやすさ、④環境に応じたカスタマイズ性の4点に優れたものを目指した。

反力提示手法について、SPIDAR と呼ばれるワイヤ駆動の装置をベースにすることで高出力、二次元操作領域の装置を開発した。操作を二次元領域に限定したのは、対応する動作によって最適な平面を選択することで、様々な環境、動作に対応できると考えたためである。結果として、操作性に優れた簡素な構成からなる既存の装置を参考にして設計した装置に8本のワイヤと駆動に8個のモーターを用いるだけで強い反力を提示できる装置が開発できた。より複雑な構造である市販されている小型の反力提示装置と比較してもより高い反力提示能力である。実際に実験やリハビリに近い形での挙動確認では、多くモーターを配置することで成人男性の操作に対して硬質な壁を提示可能な水準の反力提示能力を備えていることが確認された。当初の目的通り、可搬性と操作に対

する透明性を維持しつつ、高いメンテナンス、カスタマイズ性を持つ高出力反力提示装置を提案できたことを示している。これにより、リハビリをはじめとした動作訓練や運動と脳活動の関係を検証する実験への活用が期待される。なお、具体的な価格としては、SPIDAR-G の価格が 90 万円（2007 年当時）であることと構築部品の値段を考えると、本研究で提案した装置は 150～400 万円程度になると考えられる。これは、高反力大型装置として挙げた Kinarm が 1000 万、小型反力装置として比較対象にした PHANToM Premium 1.5 が日本円換算 400 万で販売されているのが確認できたことを踏まえると、小型反力提示装置と同等、大型反力提示装置に比べると一桁低い価格帯となる。PHANToM を販売している 3Dsystems 社の廉価版反力提示装置の中には 20 万円ほどのものもあるが、連続提示ではない最大提示反力で 3.3N など、大幅に提示能力が下がる。また、装置の大きさとしては Kinarm の装置本体が 2m×1.5m（推奨納入部屋サイズ 3m×3m 以上）、PHANToM Premium 1.5 の装置本体が 0.33m×0.254m（可動範囲を含めると約 0.7m×0.26m）に対し、提案反力提示装置は作業領域部分含めて 0.9m×0.45 m であり、小型の物よりは大きいが大型の装置と比較すれば省スペースな装置となった。重量については厳密に計測していないが、10kg 程度で、台車利用もしくは二人でなら容易に運搬でき、一人でも短距離なら運搬可能な水準である。

感覚モダリティ変換提示手法については、視覚や聴覚への変換では、そのフィードバック情報の方に意識が集中されてしまうため、本来の動作を行えなくなる可能性が高いため、振動刺激への変換を試みた。さらに、小型、安価、刺激の明確性を重視し、順応（刺激を受け続けることで、感覚受容器が鈍化し、刺激を感知しにくくなる現象）や装着状態に左右されないように工夫し、時間

的な通知方法を検討した。先行研究で単純な動作に対して補助効果が報告されているイベントベース駆動振動は、情報量が極めて限定される手法であり、日常的に行われる複雑な動作に対応できるか不安が残る。そこで、継続的に情報を提示することで、情報伝達を確実にを行い、時間的符号化で作られた振動パターンによって、作業に関わる情報を知らせる継続時間的符号化振動刺激を提案した。物をつかみ、保持するキャッチ&ホールド課題を用いて、提案する継続時間的符号化振動とイベントベース駆動振動を比較評価した。結果として、イベントベース駆動振動では十分な作業補助効果が見られなかったのに対し、提案手法は作業の達成率や状況に応じた対応を行う確率が上昇し、提案手法が複雑な動作に対する補助効果を持つことが示された。振動子 1 つという小型、安価で装着も簡易な手法で動作補助の効果が示されたことから、目的とした実環境での応用に向けた情報提示手法を用意できた。これにより、義手利用者だけでなく、VR においても代替触覚を実現でき、環境把握や動作の訓練に大きく寄与するだろう。

二つの研究を通し、実用に必要な非侵襲性、可搬性、条件設定やメンテナンスの容易性、価格などの要素を備えた、動作フィードバック情報としての触覚情報提示手法を開発でき、研究課題の目的を達成した。具体的には図 1-14 及び図 1-15 に示した目標領域において、それぞれ目標領域内左半分の領域に当たる装置・手法を提案できたと考える。これらの装置は、特に義手利用者及び感覚麻痺を患う人に向けた動作訓練環境と代替触覚の提供につながるだろう。目的とした動作訓練及び代替触覚としての機能を確認できた一方で、本研究での提案手法を、実際に日常生活及びリハビリテーションなどの動作訓練の場で活用するには、現場の声を取り入れ使用環境に適した形に変更していく必要がある

る。また、本研究では性能や補助効果に重点を置いた検証を行ったが、長期的な動作訓練に使用する際の効果や身体への影響、身体所有感などの認知面への影響も確かめていく必要があり、今後の課題となる。

5. 業績一覧

査読付き雑誌

1. Hayashi T. Yoshimura N, “Effects of feedback of fingertip force information with temporal coded vibration stimulation on precision grasping tasks” 2022, Journal of Current Scientific Research, 2(1): 5-17. doi: 10.14302/issn.2766-8681.jcsr-22-4400.
2. Shimada S, Suzuki T, Yoda N, Hayashi T, “Relationship between sensitivity to visuotactile temporal discrepancy and the rubber hand illusion” 2014, Neuroscience Research, 85:33-38. doi:10.1016/j.neures.2014.04.009

● 査読中

Hayashi T. Akahane K, Kambara H, Yoshimura N, “High-redundancy two-dimensional string-based haptic device for body perception and adaptation”, IEEE Haptics.

学会発表

3. Hayashi T. Kambara, H, Yoshimura N, Koike Y, “Effects of vibrotactile stimulations using condition based time coding for haptic information feedback”, The 2nd International Symposium on Embodied-Brain Systems Science (EMBOSS 2018), P63, December 5-6, 2018, Osaka, Japan.
4. Hayashi T. Kambara, H, Yoshimura N, Koike Y, “時間符号化触覚刺激による作業補助に関する研究”, 日本神経回路学会第 29 回全国大会 (JNNS 2019), P2-65, September 3-6, 2019, Tokyo, Japan.

6. 参考文献

- [1] 三ツ本 敦子, 山崎 伸也, 中村 隆, 三田 友記, 久保 勉, 矢野 綾子, 大熊 雄祐, 阿久根 徹, 飛松 好子, 「国立障害者リハビリテーションセンター病院の補装具診療外来を受診した新規切断者の特徴」 2016, 国リハ研紀, 37.
- [2] Ziegler-Graham K, MacKenzie EJ, Ephraim PL, Travison TG, Brookmeyer R, "Estimating the prevalence of limb loss in the United States : 2005-2050." 2008, Arch Phys Med Rehabil, 89: 422-429.
- [3] 「平成 25 年版障害者白書 付録 8 : 障害児・者数の状況」 2013, 内閣府
- [4] Cybathlon, ETH Zürich, Swiss, <https://cybathlon.ethz.ch/en>
- [5] 寺田 茂, 生田 光子, 佐々木 佳代, 「脳卒中片麻痺患者における患側筋出力特性と感覚障害が筋力に対して及ぼす影響—筋収縮様式による差異と患側下肢荷重率からの検討」 1997, 理学療法ジャーナル, 31(1): 69-73
- [6] 田中 由浩, 佐野 明人, 「触知覚メカニズムと指・皮膚構造」 2014, バイオメカニズム学会誌, 38(1): 47-52
- [7] Kawato M, Gomi H. "A computational model of four regions of the cerebellum based on feedback-error learning." 1992, Biol Cybern, 68(2): 95-103
- [8] 前野 隆司, 「ヒト指腹部と触覚受容器の構造と機能」 2000, 日本ロボット学会誌, 18(6): 772-775
- [9] Bach P, Becker S, Kleinböhl D, Hölzl R, "The thermal grill illusion and what is painful about it." 2011, Neurosci Lett, 505(1): 31-35.
- [10] Freeman AW, Johnson KO, "A model accounting for effects of vibratory amplitude on responses of cutaneous mechanoreceptors in macaque monkey." 1982, J Physiol, 323: 43-64.
- [11] 板谷 厚, 「感覚と姿勢制御のフィードバックシステム」 2015, バイオメカニズム学会誌, 39(4): 197-203.
- [12] 白土 寛和, 前野 隆司, 「「触る」ということ—ヒトとロボットの触覚—」 2003, 「表面」, 41(5): 145-152

- [13]北田 亮,「触覚による物体認識に関わる脳内ネットワーク」2016, 基礎心理学研究, 35(1): 68-71.
- [14]酒田 英夫,「触覚とその周辺一身体図式のメカニズム」1984, 日本ロボット学会誌, 2(5): 476-477.
- [15]金谷 翔子, 横澤 一彦,「手の身体所有感覚とラバーハンド錯覚」2015, バイオメカニズム学会誌, 39(2): 69-74
- [16]Ismail MAF, Shimada S, "Robot' Hand Illusion under Delayed Visual Feedback: Relationship between the Senses of Ownership and Agency." 2016, PLoS ONE, 11(7): e0159619.
- [17]Shimada S, Suzuki T, Yoda N, Hayashi T, "Relationship between sensitivity to visuotactile temporal discrepancy and the rubber hand illusion." 2014, Neurosci Res, 85: 33-38.
- [18]Iriki A, Tanaka M, Iwamura Y, "Coding of modified body schema during tool use by macaque postcentral neurons" 1996, Neuroreport, 7: 2325-2330.
- [19]"渡辺 貴文, 片山 智文, 上杉 繁, 三輪 敬之,「仮想道具による身体像拡張の評価手法に関する研究」2005, 信学技報, 105(74): 47-50.
- [20]Imaizumi S, Asai T, Koyama S, "Agency over Phantom Limb Enhanced by Short-Term Mirror Therapy" 2017, Front Hum Neurosci, 11: 483.
- [21]Ashrafi S, Mehr MS, Mohammadi TK, Jafroudi S, Leyli EK, "Effect of Mirror Therapy on the Motor Recovery in Patients After Stroke: A Randomized Clinical Trial" 2022, Iranian Rehabilitation Journal, 20: 65-78.
- [22]Katz D,「触覚の世界」 東山 篤規, 岩切 絹代 訳, 2003, 新曜社, 東京.
- [23]Revesz G, "Psychology and art of the blind" 1950, Longmans Green, New York.
- [24]大内田 裕, 須藤 珠水, 出江 紳一,「リハビリテーションにおける脳内身体表現と評価指標」2017, 「計測と制御」, 56 (3): 181-186
- [25]片山 脩, 兒玉 隆之,「延髄外側梗塞によりしびれが出現した症例に対する感覚運動イメージニューロフィードバックシステムの効果」2019, 理学療法学, 46(2): 107-115.

- [26]Bebionic, Ottobock, Germany, https://www.ottobock.com/ja-jp/prosthetic_ue/myoelectric/myoplus
- [27]HACKberry, exiii design, Japan, <https://exiii-design.com/portfolio/hackberry/>
- [28]Osso VR, Osso VR, United States, <https://www.ossovr.com/>
- [29]Smart surgeries, Smart Surgery, Taiwan, <https://smartsurgerytek.com/>
- [30]Bellalouna F, "New Approach for Industrial Training Using Virtual Reality Technology" 2020, In Procedia CIRP, 93: 262-267.
- [31]Teladooc HEALTH, PHC, Japan, <https://www.phchd.com/jp/bx/telehealth/about>
- [32]Da Vinci Xi, Intuitive Surgical, United States, <https://www.intuitive.com/en-us/products-and-services/da-vinci/systems>
- [33]hinotori, medicaroid, Japan, <https://www.medicaroid.com/product/hinotori/>
- [34]分身ロボットカフェ DAWN, オリィ研究所, Japan, <https://dawn2021.orylab.com/>
- [35]Januszka M, Panfil W, " Augmented reality techniques for vehicle maintenance." 2015, In Proceedings of the Institute of Vehicles, 2: 37-48.
- [36]Wilke MA, Hartmann C, Schimpf F, Farina D, Dosen S, "The Interaction Between Feedback Type and Learning in Routine Grasping With Myoelectric Prostheses." 2020, IEEE Trans Haptics, 13(3): 645-654.
- [37]Thumser ZC, Slifkin AB, Beckler DT, Marasco PD, "Fitts' Law in the Control of Isometric Grip Force With Naturalistic Targets." 2018, Front Psychol, 9: 560.
- [38]Shehata AW, Scheme EJ, Sensinger JW, "Audible Feedback Improves Internal Model Strength and Performance of Myoelectric Prosthesis Control." 2018, Sci Rep, 8(1): 8541.
- [39]Ebrahimi A, Roizenblatt M, Patel N, Gehlbach P, Iordachita I, "Auditory Feedback Effectiveness for Enabling Safe Sclera Force in Robot-Assisted Vitreoretinal Surgery: a Multi-User Study."2020, Rep U S., 2020:10.1109/iros45743.2020.9341350

- [40]Hachisu T, Cirio G, Marchal M, Lécuyer A, Kajimoto H, "Pseudo-haptic feedback augmented with visual and tactile vibrations." 2011, In ISVRI 2011, Singapore, 327-328.
- [41]WebXR Pseudo-haptics, Human & Environment Informatics Lab., The University of Tokyo, <https://kn1cht.github.io/webxr-pseudo-haptics/>
- [42]河西 哲子, 河原 純一郎, 「選択的注意」 2015, 生理心理学と精神生理学, 33(1): 1-3
- [43]Simons DJ, Chabris CF, "Gorillas in our midst: sustained inattention blindness for dynamic events" 1999, Perception, 28: 1059-1074. "
- [44]selective attention test, Simons DJ,
<https://www.youtube.com/watch?v=vJG698U2Mvo>
- [45]Caldwell DJ, Ojemann JG, Rao RPN, "Direct Electrical Stimulation in Electrographic Brain-Computer Interfaces: Enabling Technologies for Input to Cortex." 2019, Front Neurosci, 13: 804.
- [46]Cubero I, Gill A, Resnik LJ, Tyler DJ, Graczyk EL, "Learning of Artificial Sensation Through Long-Term Home Use of a Sensory-Enabled Prosthesis" 2019, Front Neurosci, 13: 853.
- [47]Osborn LE, Iskarous MM, Thakor NV, "Sensing and Control for Prosthetic Hands in Clinical and Research Applications." 2020, Wearable Robotics, 1(22): 445-468.
- [48]Valle G, D'Anna E, Strauss I, Clemente F, Granata G, Di Iorio R, Controzzi M, Stieglitz T, Rossini PM, Petrini FM, Micera S, "Hand Control With Invasive Feedback Is Not Impaired by Increased Cognitive Load." 2020, Front Bioeng Biotechnol, 8: 287.
- [49]Ro T, Koenig L, "Unconscious Touch Perception After Disruption of the Primary Somatosensory Cortex." 2021, Psychol Sci, 32(4): 549-557.

- [50]Zhou X, Li K, Chen S, Zhou W, Li J, Huang Q, Xu T, Gao Z, Wang D, Zhao S, Dong H, "Clinical application of transcranial magnetic stimulation in multiple sclerosis." 2022, Front Immunol, 13: 902658.
- [51]Teck F, Ling C, Farbiz F, Huang Z, "Ungrounded haptic rendering device for torque simulation in virtual tennis." 2012, In SIGGRAPH 2012, California, 26(1).
- [52]篠田 裕之, 「超音波を用いた空中触覚提示」 2020, 日本音響学会誌, 76(1): 38-45
- [53]福山 恵土, 澤田 秀之, 「視触覚の同時刺激によるテクスチャ感覚呈示システムの構築とその評価」 2011, 情報処理学会論文誌, 52(4): 1562-1570
- [54]Tao Y, Teng SY, Lopes P, "Altering Perceived Softness of Real Rigid Objects by Restricting Fingerpad Deformation" 2021, In UIST '21, United State, 985–996.
- [55]Zhang K, Gonzalez EJ, Guo J, Follmer S, "Design and Analysis of High-Resolution Electrostatic Adhesive Brakes Towards Static Refreshable 2.5D Tactile Shape Display" 2019, IEEE Trans Haptics, 12(4): 470-482
- [56]HUG, DLR, Germany, <https://www.dlr.de/rm/en/desktopdefault.aspx/tabid-11704/#gallery/34276>
- [57]Kinarm, BKIN Technologies Ltd., Canada, <https://kinarm.com/>
- [58]PHANToM Premium1.5HF, 3D Systems, United States, <https://ja.3dsystems.com/haptics-devices/3d-systems-phantom-premium>
- [59]Touch X, 3D Systems, United States, <https://ja.3dsystems.com/haptics-devices/touch-x>
- [60]Singh H, Jafari A, Ryu JH, "Successive stiffness increment approach for high stiffness haptic interaction." 2016, In EuroHaptics 2016, 261-270.
- [61]Teslaglove, teslasuit, United Kingdom, <https://teslasuit.io/products/teslaglove/>
- [62]EXOS Wrist DK2, exiii design, Japan, <https://exiii.jp/wrist-dk2/>
- [63]廣瀬 春次, 松田 君彦, 「感覚様相の特異性対非特異性」 1984, 心理学評論, 27(4): 345-367.

- [64] Norman LJ, Dodsworth C, Foresteire D, Thaler L, "Human click-based echolocation: Effects of blindness and age, and real-life implications in a 10-week training program." 2021, PLOS ONE, 16(6): e0252330.
- [65] 赤外線サーモグラフィカメラ, RICOH, Japan,
<https://www.ricoh.co.jp/thermography-camera>
- [66] Yin K, Moryossef A, Hochgesang J, Goldberg Y, Alikhani M, "Including Signed Languages in Natural Language Processing." 2021, in ACL-IJCNLP 2021, 1: 7347-7360
- [67] Marasco PD, Hebert JS, Sensinger JW, Beckler DT, Thumser ZC, Shehata AW, Williams HE, Wilson KR, "Neurorobotic fusion of prosthetic touch, kinesthesia, and movement in bionic upper limbs promotes intrinsic brain behaviors" 2021, Sci Robot, 6 (58): eabf3368.
- [68] Moriyama T, Nakamura T, Kajimoto H, "Wearable Haptic Device that Presents the Haptics Sensation Corresponding to Three Fingers on the Forearm." 2018, In UIST '18 Adjunct, 152-153
- [69] 中村 達弘, 加藤 龍, 森下 壮一郎, 「五指ハンド筋電義手のための制御システム」 2011, Magnetism Japan, 6(4): 206-212.
- [70] Alonzo MD, Dosen S, Cipriani C, Farina D, "HyVE-hybrid vibro-electrotactile stimulation-is an efficient approach to multi-channel sensory feedback." 2014, IEEE Trans Haptics, 7(2): 181-90.
- [71] Dietrich C, Walsh KW, Preissler S, Hofmann GO, Witte OW, Miltner WH, Weiss T, "Sensory feedback prosthesis reduces phantom limb pain: proof of a principle." 2012, Neurosci Lett, 507(2): 97-100.
- [72] Wilke MA, Hartmann C, Schimpf F, Farina D, Dosen S, "The Interaction Between Feedback Type and Learning in Routine Grasping With Myoelectric Prostheses." 2020, IEEE Trans Haptics, 13(3): 645-654.

- [73] Dosen S, Ninu A, Yakimovich T, Dietl H, Farina D, "A Novel Method to Generate Amplitude-Frequency Modulated Vibrotactile Stimulation." 2016, IEEE Trans Haptics, 9(1): 3-12.
- [74] 梶本 裕之, 舘 暲, 「経皮電気刺激における振動知覚の電極サイズ依存性」 2005, 電子情報通信学会論文誌, 88(12): 2380-2387
- [75] 古川 正紘, 永谷 直久, 橋本 悠希, 常盤 拓司, 杉本 麻樹, 梶本 裕之, 稲見 昌彦, 「皮膚有毛部の体毛を介した振動感受特性」 2009, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, 14(4): 511-520.
- [76] 宮岡 徹, 間野 忠明, 「手指および手掌における振動感覚順応」 1986, 基礎心理学研究, 5(2): 63-69
- [77] Tsai CY, Tsai IL, Lai CJ, Chow D, Wei L, Cheng LP, Chen MY, "AirRacket: Perceptual Design of Ungrounded, Directional Force Feedback to Improve Virtual Racket Sports Experiences." 2022. In CHI '22, 185: 1–15.
- [78] SPIDAR-G, ArachnoForce, Japan, <http://arachnoforce.com/spidar-g.html>
- [79] 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」 1991, 電子情報通信学会論文誌, J74-D2(7): 887-894.
- [80] 一色 正晴, 林 理平, 赤羽 克仁, 佐藤 誠, 「User Generated Haptic Device, SPIDAR-mouse の開発」 2010, 情報処理学会シンポジウム論文集, 2010(4): 55-58
- [81] Kim S, Hasegawa S, Koike Y, Sato M, "Tension based 7-DOF force feedback device: SPIDAR-G" 2002, In Proceedings IEEE Virtual Reality 2002, 283-284.
- [82] Nagai K, Tanoue S, Akahane K, Sato M, "Wearable 6-DoF wrist haptic device "SPIDAR-W"" 2019, In SIGGRAPH Asia 2015, 19: 1–2.
- [83] Aoki Y, Tasaka Y, Odaka J, Yamamoto S, Sato M, Yamaguchi T, Harada T, "Analysis of Differences in the Manner to Move Object in Real Space and Virtual Space Using Haptic Device for Two Fingers and HMD" 2020, In HCII 2020, 291-301.

- [84]赤羽 克仁,「自然な把持操作を実現する 7 自由度ワイヤ駆動型力覚提示装置の開発」 2020, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, 25(4): 356-365.
- [85]田島 寛之, 赤羽 克仁, 佐藤 誠,「6 自由度力覚提示装置 SPIDAR-I の提示力等方性について」 2013, 信学技報, 112(483): 137-142.
- [86]chibani d, Achour N, Daoudi A, "SPIDAR-Welder a haptic interface for virtual welding training," 2020, In CCSSP 2020, Algeria, 293-297
- [87]Chardonnet JR, Ryard J, Secheppet M, Benezet C, Azema G, Leblanc S, "Design and Evaluation of a Novel Haptic Interface for Horse-Drawn Carriage Simulation." 2021, IEEE Trans Haptics, 14(3): 491-502
- [88]Jayasiri A, Ma S, Qian Y, Akahane K, Sato M, "Desktop versions of the string-based haptic interface — SPIDAR." 2015, In 2015 IEEE Virtual Reality (VR), 199-200.
- [89]浅田 春比古,「ロボットアーム動特性の幾何学的解析法」 1983, 計測自動制御学会論文集, 19(6): 500-505.
- [90]Desktop 6D, Haption, France, <https://www.haption.com/en/products-en/virtuose-6d-desktop-en.html>
- [91]Sture H, "A simple sequentially rejective multiple test procedure." 1979, Scandinavian journal of statistics, 65-70
- [92]Pylatiuk C, Kargov A, Schulz S, "Design and evaluation of a low-cost force feedback system for myoelectric prosthetic hands." 2006, JPO, 18(2): 57-61.
- [93]Cuppone AV, Squeri V, Semprini M, Masia L, Konczak J, " Robot-Assisted Proprioceptive Training with Added Vibro-Tactile Feedback Enhances Somatosensory and Motor Performance." 2016, PLoS One, 11(10): e0164511.
- [94]Goff GD, Rosner BS, Detre T, Kennard D, "Vibration perception in normal man and medical patients." 1965, J Neurol Neurosurg Psychiatry, 28(6): 503-509.
- [95]Cipriani C, Alonzo MD, Carrozza MC, "A Miniature Vibrotactile Sensory Substitution Device for Multifingered Hand Prosthetics" 2011, IEEE Trans Biomed Eng, 59(2): 400-408.

- [96] Myles K, Binseel MS, "The tactile modality: a review of tactile sensitivity and human tactile interfaces." 2007, DTIC Document.
- [97] Stevens SS, Galanter EH, "Ratio scales and category scales for a dozen perceptual continua." 1957, *J Exp Psychol*, 54(6): 377–411.
- [98] Forta NG, Morioka M, Griffin MJ, "Difference thresholds for the perception of whole-body vertical vibration: dependence on the frequency and magnitude of vibration." 2009, *Ergonomics*, 52(10): 1305-1310.
- [99] 田中 由浩, "振動に関わる皮膚特性, 触知覚, 運動特性" 2017, *バイオメカニズム学会誌*, 41(1): 21-26.
- [100] Witteveen HJ, Rietman HS, Veltink PH, "Vibrotactile grasping force and hand aperture feedback for myoelectric forearm prosthesis users." 2015, *Prosthet Orthot Int*, 39(3): 204-212.
- [101] Clemente F, Alonzo MD, Controzzi M, Edin BB, Cipriani C, "Non-Invasive, Temporally Discrete Feedback of Object Contact and Release Improves Grasp Control of Closed-Loop Myoelectric Transradial Prostheses." 2016, *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 24(12): 1314-1322.
- [102] Aboseria M, Clemente F, Engels LF, Cipriani C, "Discrete Vibro-Tactile Feedback Prevents Object Slippage in Hand Prostheses More Intuitively Than Other Modalities." 2018, *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 26(8): 1577-1584.
- [103] Weber EH, "De Pulsu, resorptione, auditu et tactu annotationes anatomicae et physiologicae." 1834, Leipzig.
- [104] Martini E, Cesini I, Abbraccio JD, Arnetoli G, Doronzio S, Giffone A, Meoni B, Oddo CM, Vitiello N, Crea S, "Increased symmetry of lower-limb amputees walking with concurrent bilateral vibrotactile feedback." 2021, *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 29: 74-84.
- [105] KIM S, Isii M, Koike Y, Sato M, "Haptic interface with 7 DOF using 8 strings: SPIDAR-G," 2000, In *ICAT '00*, 224-230.

- [106] Aoki Y, Tasaka Y, Yamamoto S, Sato M, Yamaguchi T, Harada T, "Analysis of Differences in the Manner to Move Object in Real Space and Virtual Space Using Haptic Device for Two Fingers and HMD." 2020, In HCII 2020, 291-301.
- [107] Walker JM, Blank AA, Shewokis PA, Malleyet MKO, "Tactile feedback of object slip facilitates virtual object manipulation." 2015, IEEE Trans Haptics, 8(4): 454-466.
- [108] Cappello L, Alghilan W, Gabardi M, Leonardis D, Barsotti M, Frisoli A, Cipriani C, "Continuous supplementary tactile feedback can be applied (and then removed) to enhance precision manipulation." 2020, J Neuroeng Rehabil, 17: 120.

7. 謝辞

研究の進め方の相談に乗ってくださり、実験や解析においても多くの助言をくださった、吉村奈津江先生と小池康晴先生に心より御礼申し上げます。また、神原裕行先生（東京工芸大学）、赤羽克仁先生（広島工業大学）、川瀬利弘先生（東京電機大学）には、頂いた技術的な御指導と激励に深い感謝の念を伝えたく思います。そのほか、日常面・研究面で支えてくれた小池・吉村研究室のスタッフ及び学生の皆様に感謝いたします。

反力提示精度向上手法の提案の研究では、装置作製に携わってくださった小原医科産業株式会社の小川様、小原様、様々な指針を示してくださった京都大学ヒト行動進化研究センターの井上謙一先生、木下君にも感謝いたします。

最後に、身体的な問題を特に支えてくれた、アレルギー専門の関東先生と東洋医学専門の板倉先生には感謝に堪えません。本当にありがとうございました。