

早稲田大学審査学位論文

博士（人間科学）

腱振動刺激による運動錯覚特性の
人間工学的評価

Ergonomic Evaluation
Regarding Property of Kinesthetic Illusion
by Vibration Stimuli on Human Tendon

2017年1月

早稲田大学大学院 人間科学研究科

梅沢 侑実

UMESAWA, Yumi

研究指導教員： 藤本 浩志 教授

摘要

ヒトの筋肉の腱に機械的振動を与えると、当該筋が伸張する方向に、関節が動くように錯覚する。例えば、上腕二頭筋の腱に振動提示を行うと、肘関節が伸展したように錯覚する。この腱振動刺激によって生起する運動感覚の錯覚(以下、運動錯覚)は、実際の動きはない状態で関節が動く感覚のみを提示でき、錯覚時に、実際の運動実行時と同様の神経活動がみられるという特徴がある。このことから、運動錯覚を工学的に利用し、任意の運動感覚を提示できるインタフェースデバイスが開発できれば、エンターテインメントやリハビリテーションの領域における応用が期待できる。しかし、腱振動刺激を用いた運動錯覚では、錯覚を工学的に利用するための基礎的知見が不十分であった。具体的には、錯覚生起に影響を与える刺激要因と錯覚生起に適したそれらの条件、刺激開始から錯覚生起までの反応時間や最大錯覚角度といった錯覚特性に関する知見は、運動錯覚の工学的利用において重要な知見であるが、詳細には調べられていなかった。また、先行研究では単関節の伸展、または屈曲運動錯覚に着目した研究が多い。単関節の単純な運動のみではなく、日常生活における実際の運動のように、複数の関節を協調させた複雑な運動錯覚を生起させることが可能であるかについても、運動錯覚の用途やインタフェースデバイスの仕様を決める際に必要となる知見である。

そこで本研究では、特に上肢の関節に着目し、腱振動刺激による運動錯覚について、人間工学的評価を行い、運動錯覚の工学的利用に向けた基礎的知見を取得することとした。そのために、3つの研究課題を設定した。1つ目の研究課題は、運動錯覚生起に影響を与える刺激要因と、錯覚生起に適したそれらの各条件を明らかにすることである。2つ目の研究課題は、刺激提示から錯覚生起までに要する反応時間や最大錯覚角度の錯覚特性を、上肢の各関節において明らかにすることである。3つ目の研究課題は、複数関節を協調させるような、複雑な運動錯覚生起の可否について、確認することである。

上述した3つの研究課題について明らかにするため、本研究においては、4つの実験を実施した。それぞれ1章に1つの実験を対応させたため、本論文は、序論と結論を含めて、全6章で構成される。

第1章では、本研究の背景として、触覚・運動感覚に関する生理学的な基礎知識と、その錯覚現象について述べた。次に、本研究で着目した腱振動刺激による運動錯覚の基礎知識をまとめた上で、運動錯覚の国内外の研究動向について整理し、運動錯覚の工学的利用に向けた研究課題を述べた。また、本論文の構成について述べた。

第2章では、複数の刺激要因が、運動錯覚の生起に与える影響を明らかにする実験を行った(研究課題1)。先行研究では、肘伸展錯覚に着目し、振動周波数が錯覚生起に影響を及ぼすこと、および肘伸展錯覚の生起に適した振動周波数条件が明らかになっていた。そのため、本実験では、振動周波数に加え、振動振幅、押し込み力が錯覚の

生起に及ぼす影響を明らかにするために、各条件を統制可能な実験装置を構成し、実験を実施した。また、錯覚を生起させる身体部位は、先行研究においても錯覚の生起が確認されている肘関節とし、条件を統制した振動刺激を上腕二頭筋の腱にランダムに提示し、条件ごとの錯覚生起率、明瞭度を比較した。その結果、運動錯覚の生起には、振動周波数が錯覚生起に適した帯域であれば、振動振幅、押し込み力の増加に伴い錯覚生起率、明瞭度が増加し、一定以上大きくなると錯覚生起率、明瞭度に変化がみられないことがわかった。さらに、錯覚生起率、明瞭度が高くなった各条件の組み合わせで、肘伸展錯覚の最大錯覚角度を計測したところ、約 30 度であることがわかった(研究課題 2)。また、振動周波数によって、最大錯覚角度が異なることが示唆された。第 2 章で得られたこれらの結果から、次章以降の実験においては、振動振幅と押し込み力は予め統制し、振動周波数のみを実験因子とすることにした。

第 3 章では、巧緻性の高い動作を行う手指の関節に着目して、運動錯覚の生起に適した振動周波数条件(研究課題 1)と錯覚特性(研究課題 2)を明らかにした。具体的には、総指伸筋の腱に振動周波数の異なる刺激を提示し、その際の錯覚生起率、明瞭度、反応時間、最大錯覚角度を調べた。その結果、70~130Hz の条件で錯覚生起率が 100%に近くなり、明瞭度も高まった。このときの反応時間は約 5 秒であり、錯覚角度は約 40 度であった。

第 4 章では、肩関節において運動錯覚の生起に適した振動周波数条件(研究課題 1)と、そのときの錯覚特性(研究課題 2)を明らかにした。具体的には、広背筋の腱に振動周波数の異なる刺激を提示し、その際の錯覚生起率、明瞭度、反応時間、最大錯覚角度を調べた。その結果、70~110Hz の条件で錯覚生起率が 100%に近くなり、明瞭度も高まった。このときの反応時間は 8 秒程度であり、最大錯覚角度は約 30 度であった。

次に、複数関節を協調させる複雑な運動錯覚の生起について確認するため、第 5 章では、肘・肩関節を協調させた運動錯覚生起の評価実験を実施した(研究課題 3)。具体的には、まず、肘・肩の二関節に同時に刺激提示を行うことを可能とするため、4 つの振動子を独立して制御可能な装置を開発した。次に、開発した装置を用いて、肘関節の伸展・屈曲錯覚、肩関節の水平伸展・水平屈曲錯覚を組み合わせ、二次元平面上に正円や正三角形等の図形を描くような錯覚を生起させた。その結果、提示図形によっては、肘・肩二関節を協調させて図形を描くような錯覚が、約 7 割の確率で生起可能であることを確認した。

第 6 章では、第 2~5 章で得られた研究成果を統括し、本研究によって得られた知見と意義についてまとめるとともに、今後の展望について論じた。

目次

第1章 序論	1
1.1 本研究の背景	2
1.1.1 触覚・運動感覚に関する基礎知識	2
1.1.2 触覚・運動感覚の錯覚現象	13
1.2 腱振動刺激による運動錯覚に関する基礎知識	21
1.2.1 腱振動刺激による運動錯覚生起のメカニズム	21
1.2.2 腱振動刺激による運動錯覚の特徴	21
1.2.3 腱振動刺激による運動錯覚時の生体反応	23
1.3 腱振動刺激による運動錯覚の実用化	23
1.4 腱振動刺激による運動錯覚の国内外の研究動向	24
1.4.1 運動錯覚に関する研究動向	24
1.4.2 腱振動刺激による運動錯覚の工学的利用に向けた知見	25
1.5 腱振動刺激による運動錯覚の工学的利用に向けた課題	25
1.6 本研究の目的	26
1.7 博士論文の構成	27
第2章 振動提示条件が肘伸展錯覚の生起に及ぼす影響	29
2.1 目的	30
2.2 方法	30
2.2.1 実験参加者	30
2.2.2 実験装置	30
2.2.3 実験条件	31
2.2.4 評価指標	33
2.2.5 手続き	33
2.2.6 データ分析	33
2.3 結果	35
2.3.1 振動周波数, 振動振幅, 押し込み力による肘伸展錯覚評価実験の結果	35
2.3.2 最大錯覚角度を計測する追加実験の結果	40
2.4 考察	40
2.4.1 振動周波数, 振動振幅, 押し込み力による肘伸展錯覚評価実験の考察	41
2.4.2 最大錯覚角度を計測する追加実験の考察	42
2.5 小括	42
第3章 手指関節における運動錯覚生起に適した振動周波数条件と錯覚特性	45

3.1 目的.....	46
3.2 方法.....	46
3.2.1 実験参加者.....	46
3.2.2 実験装置.....	46
3.2.3 実験条件.....	47
3.2.4 評価指標.....	49
3.2.5 手続き.....	50
3.2.6 データ分析.....	51
3.3 結果.....	52
3.4 考察.....	55
3.5 小括.....	57
第4章 肩関節における運動錯覚生起に適した振動周波数条件と錯覚特性.....	58
4.1 目的.....	59
4.2 方法.....	59
4.2.1 実験参加者.....	59
4.2.2 実験装置.....	59
4.2.3 実験条件.....	62
4.2.4 評価指標.....	64
4.2.5 手続き.....	64
4.2.6 データ分析.....	66
4.3 結果.....	66
4.4 考察.....	69
4.5 小括.....	72
第5章 二関節を協調させた運動錯覚生起の試み.....	74
5.1 目的.....	75
5.2 方法.....	75
5.2.1 実験参加者.....	75
5.2.2 実験装置.....	75
5.2.3 実験条件.....	80
5.2.4 評価指標.....	81
5.2.5 手続き.....	82
5.3 結果.....	83
5.4 考察.....	84
5.5 小括.....	85

第6章 結論.....	86
6.1 本研究のまとめ.....	87
6.2 本研究の意義.....	89
6.3 今後の展望.....	90
参考文献.....	94
謝辞.....	104

第1章

序論

- 1.1 本研究の背景
- 1.2 腱振動刺激による運動錯覚に関する基礎知識
- 1.3 腱振動刺激による運動錯覚の実用化
- 1.4 腱振動刺激による運動錯覚の国内外の研究動向
- 1.5 腱振動刺激による運動錯覚の工学的利用に向けた課題
- 1.6 本研究の目的
- 1.7 博士論文の構成

概要

第1章では、まず、ヒトの第5番目の感覚である触覚・運動感覚についての基礎知識と、触覚・運動感覚に関するヒトの錯覚現象についての知見を整理する。次に、本研究で着目した腱振動刺激による運動感覚の錯覚現象についての基礎知識を整理し、運動錯覚の実用化について検討する。続いて、腱振動刺激による運動錯覚の国内外の研究動向について整理した上で、運動錯覚の工学的利用に向けた課題を述べる。第1の研究課題は、運動錯覚を生起させる振動刺激について複数の要因について、錯覚生起に与える影響と、錯覚生起に適した条件を明らかにすることである。第2の研究課題は、上肢の各部位において、刺激条件に対する錯覚特性を明らかにすることである。第3の研究課題は、複数の関節を協調させた、複雑な運動についても、錯覚で生起させることが可能であるか確認することである。これらを踏まえた上で、本研究の目的を述べる。さらに、博士論文を構成する各研究の位置付けについても説明する。

第1章 序論

1.1 本研究の背景

本節では、本研究で着目している運動感覚と、運動感覚と同様に特殊化した感覚器を持たない体性感覚に分類される触覚について、その生理学的な基礎知識をまとめる。また、触覚・運動感覚において発見されている錯覚現象についてまとめ、それらを工学的に利用した事例について述べる。

1.1.1 触覚・運動感覚に関する基礎知識

ヒトの感覚は、感覚を受容するための特殊な器官を持つ特殊感覚と、受容器が身体全体に広がっている体性感覚にわけられる。特殊感覚には、視覚、聴覚、嗅覚、平衡感覚が含まれ、体性感覚は、皮膚感覚と自己受容感覚にわけることができる。身体の位置や運動に関する感覚は、自己受容感覚に分類される(図 1.1 参照)。

皮膚感覚は、触覚、圧覚、振動覚、温度覚、痛覚等を総称しており、これに対応して、機械受容器、温度受容器、痛覚受容器がある^[1-1]。なお、触覚、圧覚、振動覚の区分は、感覚点の研究に由来すると推測されている^[1-1]が、特に区別されず、総称して触覚と呼ばれる場合もある^[1-2]。本研究では、後者の触覚、圧覚、振動覚を総称した呼び方で、触覚を用いることとする。

自己受容感覚とは、主として身体の位置や運動に関する情報を提供する。自己受容感覚には、四肢の動きの感覚、四肢の位置の感覚、努力感、重さの感覚等が含まれ^[1-3]、自己受容感覚の受容器は、筋、腱、関節囊等の深部に存在する深部受容器に基づくものである。特に四肢の動きの感覚と位置の感覚を総称して、運動感覚と呼ぶ^[1-4]。狭義では、動きの感覚と位置の感覚を厳密に分ける場合もある^[1-5]が、ここでは特に断りがない限り、区別せずに用いることとする。

本項では、皮膚感覚の中でも、特にインタフェースデバイスへの利用が盛んな触覚と、本研究で着目した運動感覚について、これらの感覚に関わる受容器と情報処理についての知識を整理する。

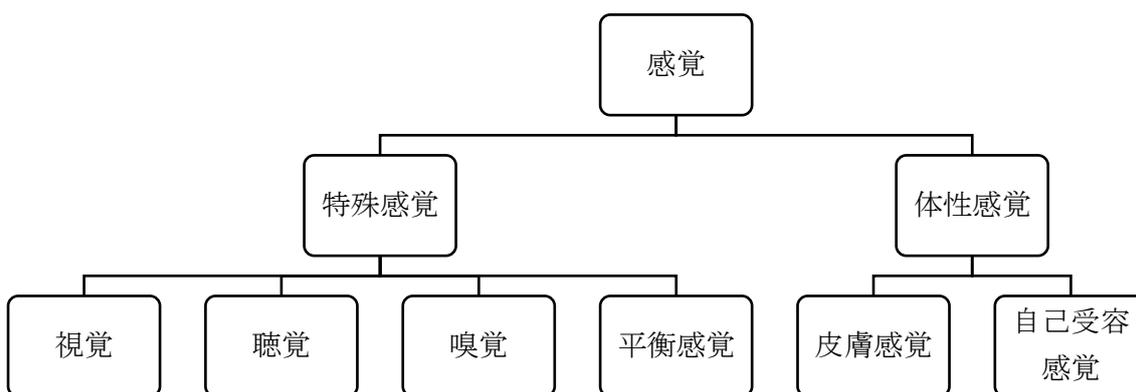


図 1.1 感覚の分類

(1)触覚・運動感覚に関わる受容器

触覚・運動感覚に関わる受容器について述べる。上述したように、触覚には機械受容器、運動感覚には深部受容器が関与する。また、身体の動きに伴い、機械受容器も骨格の動きに伴い興奮する^{[1-6][1-7]}ことから運動感覚に貢献することが指摘されている^[1-8]。

a.機械受容器

触覚は皮膚に力が加わり、皮膚に存在する受容器が機械的に変形されることで生じる感覚である。このときの受容器は機械受容器と呼ばれ、主に4種類の機械受容器が確認され、その形態や生理学的特性、機能について明らかにされつつある。4種類の機械受容器には、真皮の最外層にあるマイスナー小体、表皮の最深部にあるメルケル盤、皮膚の深層にあるパチニ小体、ルフィニ終末がある(図 1.2 参照)。それぞれの受容器の生理学的特性として、受容器につながる神経細胞から、刺激に対する応答特性が調べられている。具体的には、それぞれの受容器において、刺激に対する順応の速さ(速い⇒Rapidly Adapting : RA 型, 遅い⇒Slowly Adapting:SA 型)と、受容野の大きさ・境界の明瞭性(狭い・明瞭⇒I 型, 広い・不明瞭⇒II 型)に違いがある。マイスナー小体は RA I 型, メルケル盤は SA I 型, パチニ小体は RA II 型, ルフィニ終末は SA II 型である(図 1.3 参照)。また、機能的な特徴として、マイスナー小体、パチニ小体は主に皮膚に生じた圧力や振動を検出し、メルケル盤、ルフィニ終末は持続的な変位を検出する。

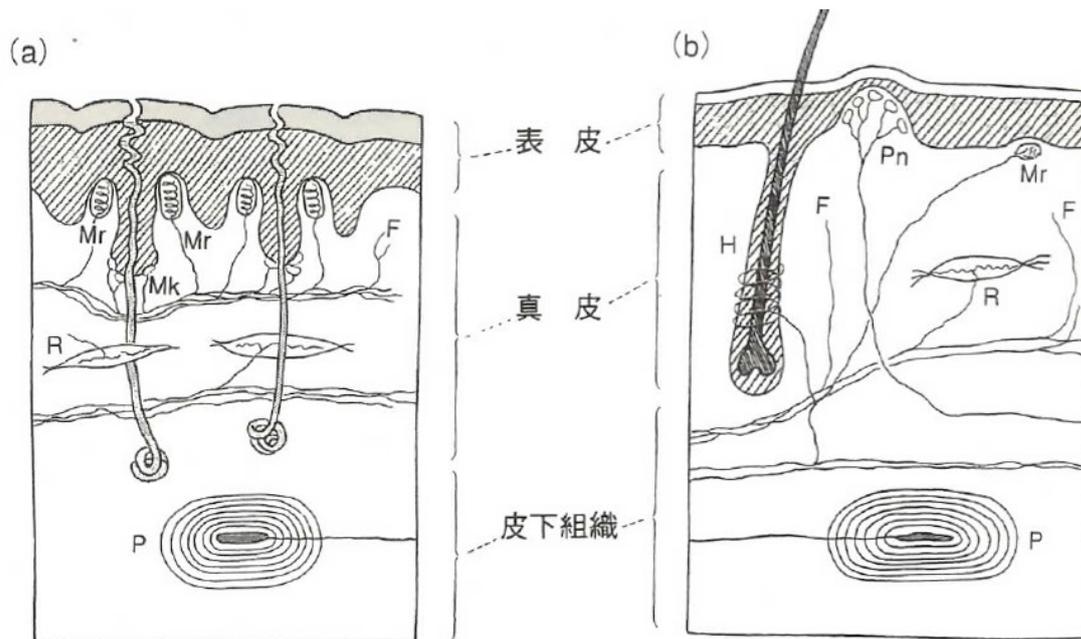


図 1.2 機械受容器

岩村(2001)¹⁾⁻⁸⁾p.209,図 8-1 より抜粋

		順 応	
		速	遅
受 容 野		 FA I (43%) Meissner	 SA I (25%) Merkel
		 FA II (13%) Pacini Golgi-Mazzoni	 SA II (19%) Ruffini

岩村(2001)¹⁾⁻⁸⁾p.27,図 2-1 より抜粋

図 1.3 機械受容ユニットの応答特性(無毛部)

第1章 序論

b. 深部受容器

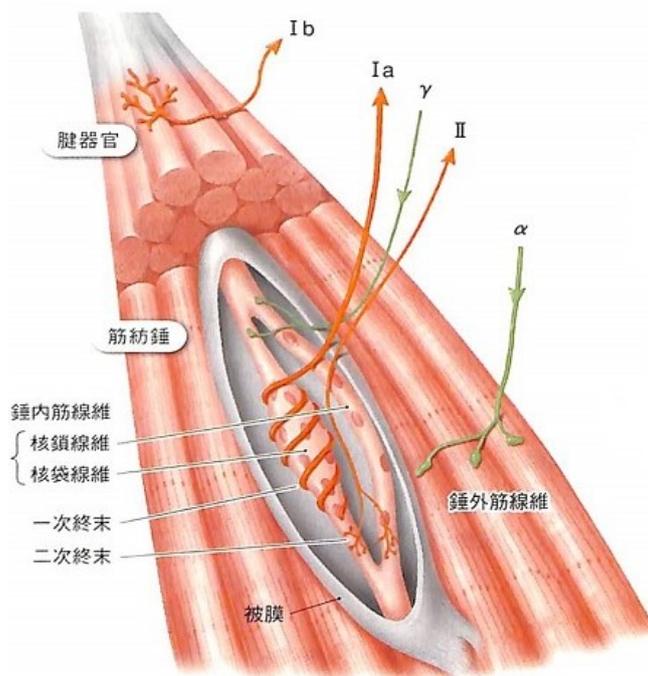
<筋紡錘>

ヒトの身体には、約 400 個の骨格筋が存在する。骨格筋には、筋力を発揮する等、通常の筋運動を行う筋繊維があり、これに並列に筋紡錘という受容器が存在する(図 1.4 参照)。筋紡錘は、直径 6-8mm の紡錘形で、被膜につつまれており、2-12 本の錘内筋繊維と、これを支配する感覚・運動神経から構成される^[1-8]。錘内筋線維は、比較的太い核袋線維と、細い核鎖線維にわけられる。さらに、核袋線維は、動的核袋線維と、静的核袋線維にわけることができる。筋紡錘は、骨格筋が伸張し、当該筋に含まれる筋紡錘が引っ張られることによって、信号を出力する。そのため、伸張受容器とも呼ばれる。

筋が伸張した際に発する信号の伝達は、I a、II 求心性神経線維の 2 種類の求心性神経線維が利用される。I a 求心性神経線維は、錘内筋線維全てと連絡し、II 求心性神経線維は、動的核袋線維以外の錘内筋線維と連絡している。I a 求心性神経線維は、錘内筋線維の中央部分とらせん状の一次終末を形成しており、II 求心性神経線維は、一次終末から少し離れたところに二次終末を形成している。I a 求心性神経線維では、筋が伸張した際に応答頻度が増加し、短縮すると応答頻度が減少する動的反応がみられる。II 求心性神経線維では、動的反応がほとんどみられず、筋が伸張して長さが保持されている際に応答頻度が増加したままになる、静的反応がみられる(図 1.5 参照)。

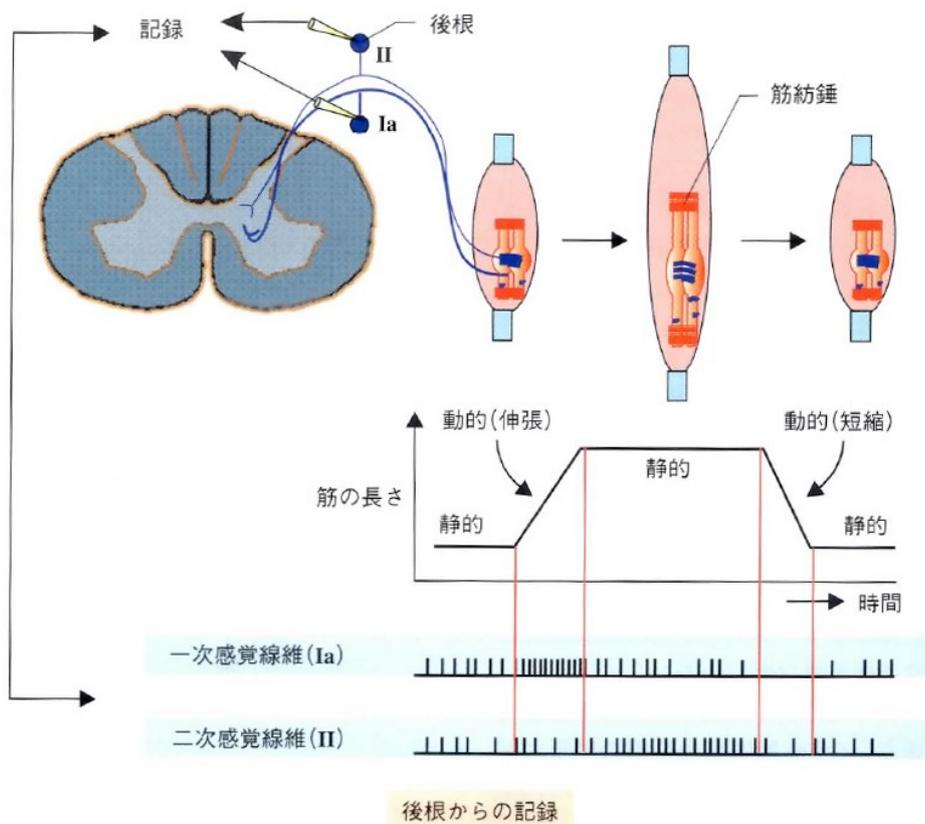
錘外筋線維が α 運動ニューロンで支配されているのに対し、錘内筋線維は、それよりも細い γ 運動ニューロンによって支配されている(図 1.4 参照)。先に述べたように、筋紡錘は錘外筋繊維が伸張する際に引き伸ばされることによって信号を発するが、錘外筋繊維が収縮しているときには、筋紡錘はゆるんでしまい、刺激に応答しなくなってしまう。これを防ぐために、 γ 運動ニューロンが錘内筋繊維を収縮させ、骨格筋が収縮していても、感度を保つことが可能になる(図 1.6 参照)。

また、足首を一定速度で動かしたときの筋紡錘一次終末における応答頻度を、マイクロニューログラフィックを用いて計測した研究では、関節が動く速度に応じて応答頻度が増加する^[1-9](図 1.7 参照)。また、一次終末、二次終末はともに、振動刺激に対してもよく応答する^[1-10]。特に、一次終末については、1~100Hz 振動周波数と筋紡錘の応答頻度が 1 対 1 に対応することが報告されている^[1-9](図 1.8 参照)。筋紡錘は、特に指等の細かい運動をする筋に多く存在し、例えば、指筋では筋 1g あたり 29 個であり、広背筋では 1.4 個である^[1-11]。



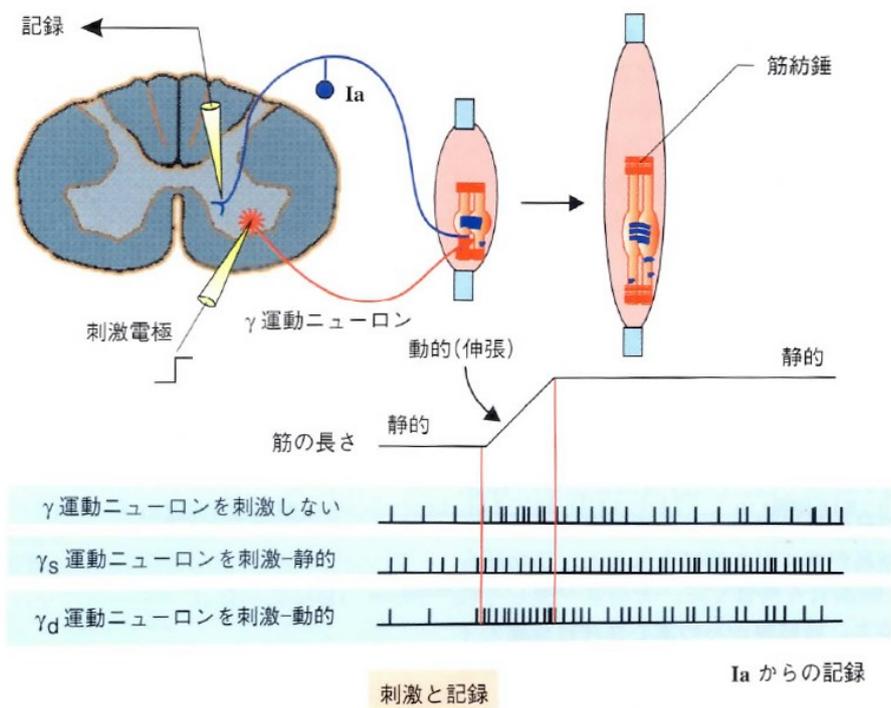
河田ら(2012)^[1-12] p.54 より抜粋

図 1.4 筋紡錘の構造



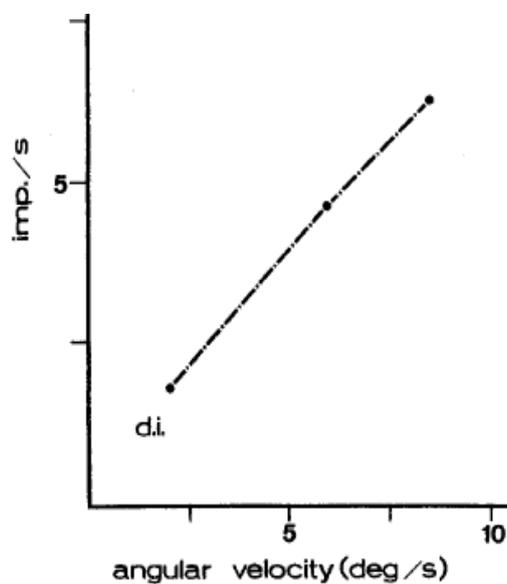
Greenstein B, et al (2001)^[1-13] p.145 より抜粋

図 1.5 筋紡錘の応答(I a/II 求心性神経線維)



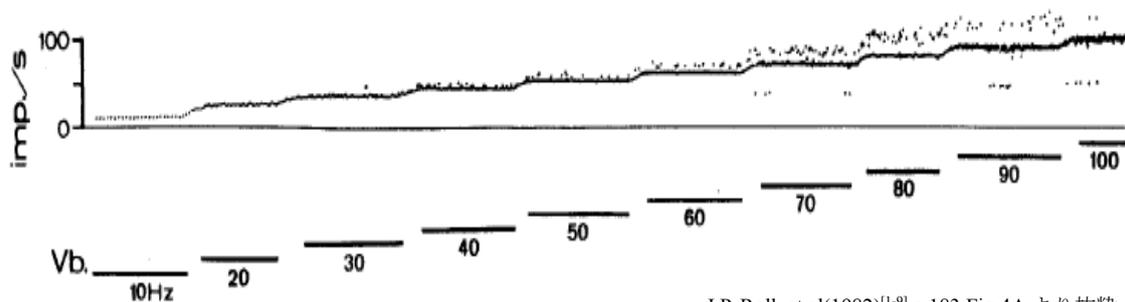
Greenstein B, et al (2001)^[1-13]p.145 より抜粋

図 1.6 筋紡錘の応答(γ 運動ニューロン)



J.P. Roll, et al(1982)^[1-9]p.186, Fig.7D より抜粋

図 1.7 足首関節の動作速度と筋紡錘一次終末の応答



J.P. Roll, et al(1982)^[1-9] p.183, Fig.4A より抜粋

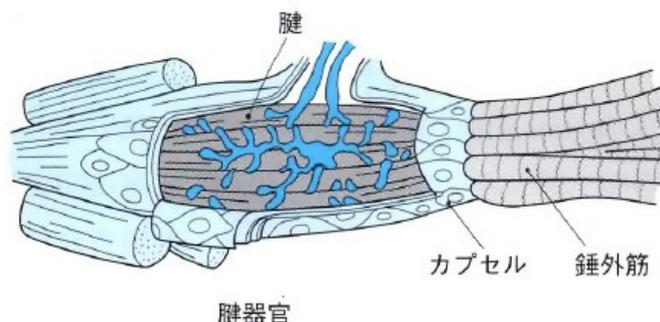
図 1.8 異なる振動周波数に対する筋紡錘一次終末の応答

<ゴルジ腱器官>

骨格筋の両端で、骨と筋繊維と接合している部分は腱とよばれ、鞘に入った繊維の束である。特に、筋と腱の移行部には、細かく枝分かれした神経終末が存在しており、腱繊維とからみあっている。この部分を、ゴルジ腱器官と呼び、筋の収縮によってこの部位に加わる張力をモニターする張力受容器である。ゴルジ腱器官は、長さが約1mm、直径0.2mmの紡錘形をなすカプセルに包まれており^[1-9]、筋紡錘が錘外筋線維と並列に配置されているのに対して、直列に配置されている^[1-14]。(図1.8参照)

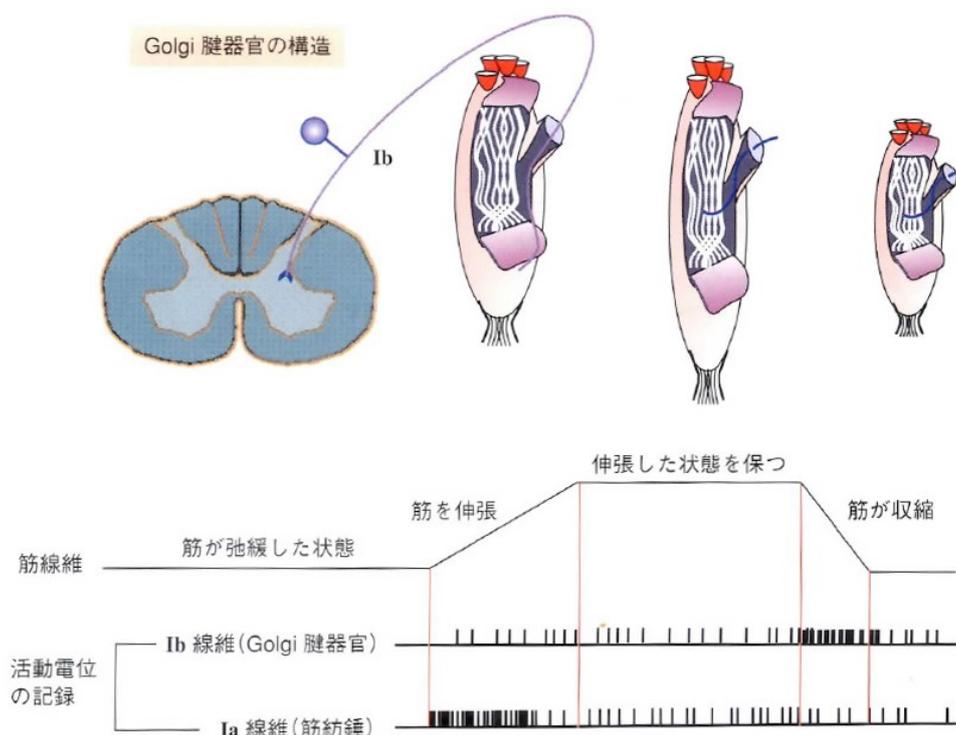
ゴルジ腱器官は、Ib求心性神経線維のみによって支配されており、筋の収縮時に興奮する(図1.9参照)。運動神経線維とは連絡していないため、受容器が存在する骨格筋が収縮していないときには、インパルスが発生しない。

なお、筋紡錘と同様に、振動刺激に対しても応答するが、筋が弛緩した状態では応答しない^[1-8]。



彼末,他(2011)^[1-14] p.292,図16.3より抜粋

図 1.9 ゴルジ腱器官の構造



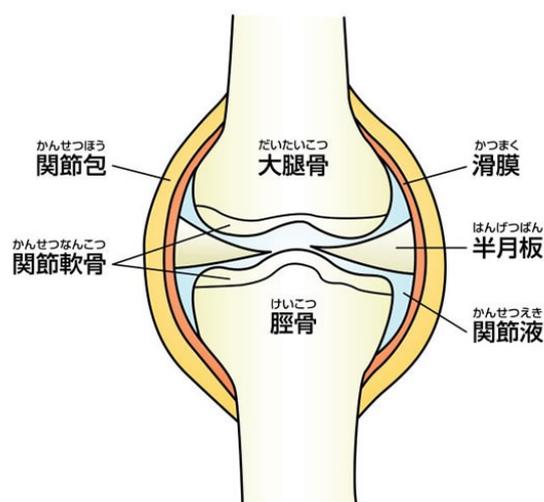
Greenstein B, et al (2001)^[1-13]p.147 より抜粋

図 1.10 ゴルジ腱器官の応答

<関節受容器>

関節受容器は、関節の動きによって刺激される受容器であり、関節をつつむ関節囊、または骨と骨とをつないで関節を作る靭帯に存在する(図 1.11 参照)。関節囊には機械受容器に分類されるルフィニ終末とパチニ小体があり、また、靭帯にはゴルジ腱器官に似た役割を示すゴルジの終末、ゴルジーマツオニ小体等が存在する。ゴルジ終末は、関節囊表面に垂直方向の圧迫に、ルフィニ終末は正接方向の力に応答する^[1-8]。先行研究から、関節受容器は、特に関節の伸展、屈曲の極端位において応答し続けることがわかっている^[1-15]。また、関節受容器の応答範囲である関節角度は、筋の収縮力によって影響される^[1-8]。さらに、特に親指における関節受容器では、動作が能動的か、受動的かによって、応答の仕方が逆になるという報告もある^[1-16]。しかしながら、関節受容器の神経を実験中に同定をすることは難しく、他の受容器と比較して、未解明な点が多い。

第1章 序論



たなかクリニック HP(2016.10.16 閲覧)^[1-17]より抜粋

図 1.11 関節の構造

筋・腱・関節受容器は、それぞれが運動感覚に貢献すると考えられている。また、運動感覚には、筋・腱・関節等の深部受容器のみではなく、皮膚の受容器や視覚によっても影響を受けることが分かっており、それら諸感覚を統合した複合的な感覚である。しかし、先行研究では、特に筋紡錘が最も重要な感覚を担っているとするものが多い。例えば、筋紡錘と関節受容器のどちらが運動感覚に貢献しているかを比較した研究では、ヒトの関節の動きを感知できないほどゆっくり動かすと、関節組織は機械的に平衡状態に保たれ刺激されないが、このようにして膝関節を動かしても、膝関節の位置を同定することができる^[1-18]。また、指関節を麻酔しても指の位置感覚が残る^[1-5]。さらに、腱を直接つまんで筋を引っ張ると、引っ張り方向に関節が動く感覚が想起される^{[1-19] [1-20]}ことが確認されている。これらのことから、関節受容器よりも筋受容器が運動感覚に貢献することを示している。さらに、指関節において、振動刺激を提示して筋受容器を興奮させた条件と、指関節屈曲時に伸張する皮膚を人工的に引っ張り皮膚受容器に刺激を与える条件の、どちらで指関節が動く感覚を想起させられるか比較をしたところ、筋受容器に刺激を与えた条件で動く感覚がはっきりと想起された^[1-21]。これらの先行研究の知見からも、身体位置・運動感覚において、筋紡錘が重要な役割を担っていることがわかる。

(2)触覚・運動感覚の情報処理

機械受容器、深部受容器から得た触覚・運動感覚に関する情報は、後索-内側毛帯路と呼ばれる神経経路を通り、二度ニューロンを乗り換えて、大脳皮質に伝達される(図 1.12 参照)。まず、受容器で受け取った刺激は感覚神経を介して同側の脊髄後索に入力され、延髄の後索核まで上行する。ここでニューロンを一度乗り換え、交差して内側毛帯を通り、視床に入力される。ここで、さらにニューロンを乗り換え、大脳皮質の一次体性感覚野に到達する。

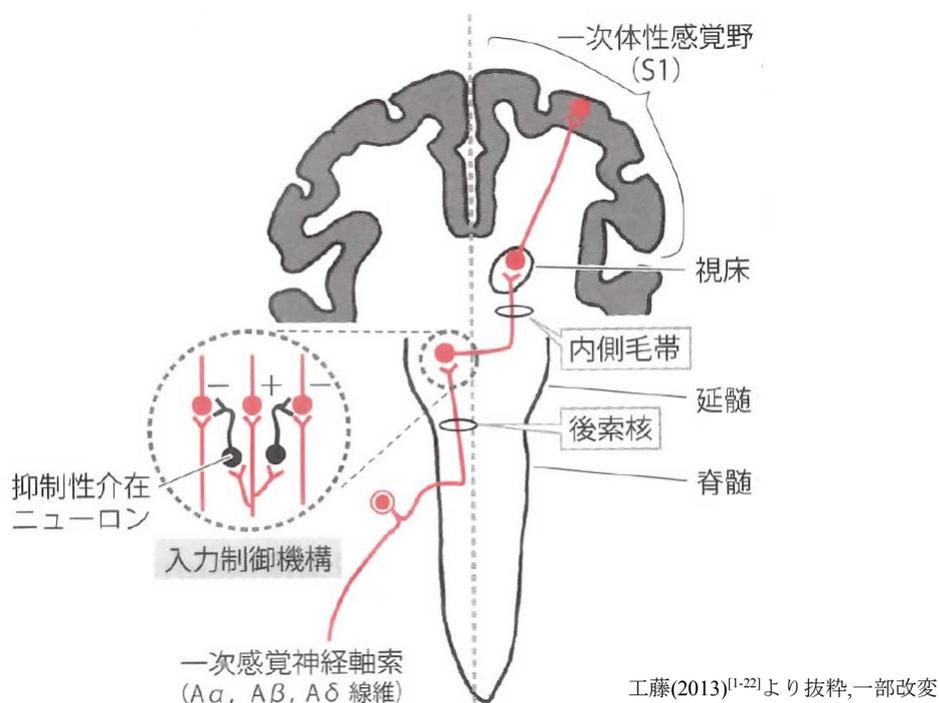
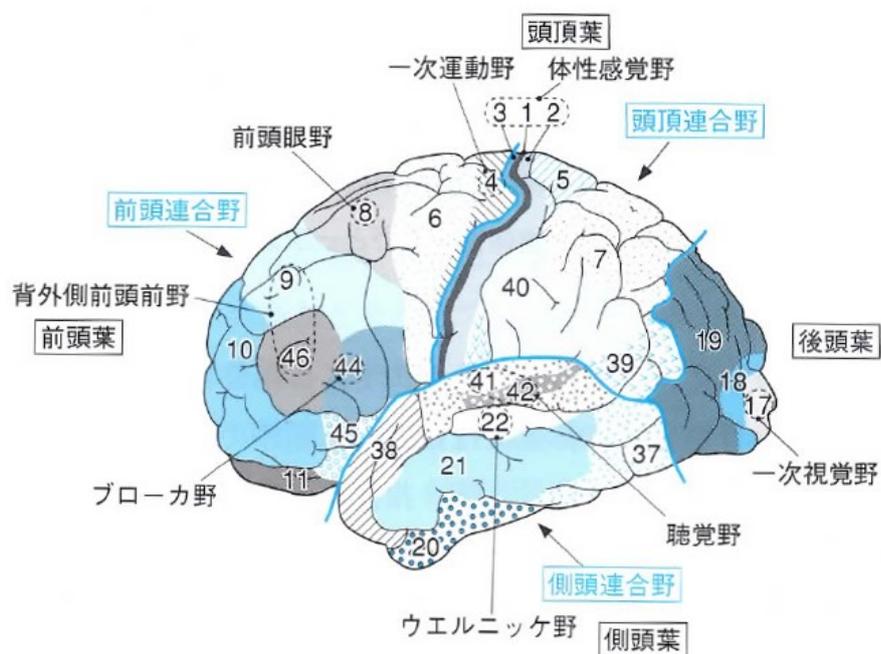


図 1.12 後索-内側毛帯路

触覚・運動に関する感覚情報は、一次体性感覚野上のブロードマンの脳地図(図 1.13 参照)で 3b 野と呼ばれる場所に入力される。さらに、刺激を受けた身体部位によって、情報処理が行われる大脳皮質上の位置が異なる。これを、体部位局在と呼び、このような処置によって、得られた刺激が身体の中のどの部位で感じたのかがわかるようになる。一次体性感覚野内における、感覚情報処理の担当部位の割合は、実際の身体各部位の大きさの割合とは、必ずしも一致していない。脳外科医である Penfield が、てんかん患者に一次体性感覚野を電気刺激して、感覚体験が生じる場所と体部位を詳細に調べ^[1-23]、体部位再現地図を作成した^[1-24]ところ、図 1.14 に示すように、体幹と比較して、手指や顔、

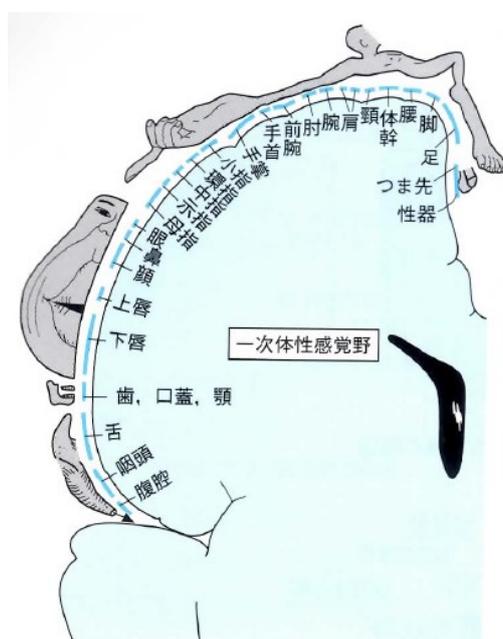
第1章 序論

唇等の面積が大きくなっている。面積が大きい部位は、より重要で多くの感覚神経を要することを意味する。なお、大脳皮質における体部位局在の割合には可塑性があり、例えば四肢麻痺や四肢の切断等によって、長期間身体を動かさないでいると、当該部位の情報処理を担当する大脳皮質上の面積が小さくなり、他の部位の領域に侵食される^[1-25]。また、反対に、例えばピアニストのように手指を多く用いるような場合は、一般の人と比較して、手指の面積が大きくなる^[1-26]。このように、一次体性感覚野では体部位局在があり、その担当領域の割合には可塑性があり、実際の運動と密接に関連している。



彼末,他(2011)^[1-14] p.249,図 14.4 より抜粋

図 1.13 ブロードマンの脳地図



彼末,他(2011)^[1-14] p.250,図 14.5 より抜粋

図 1.14 一次体性感覚野における体部位再現

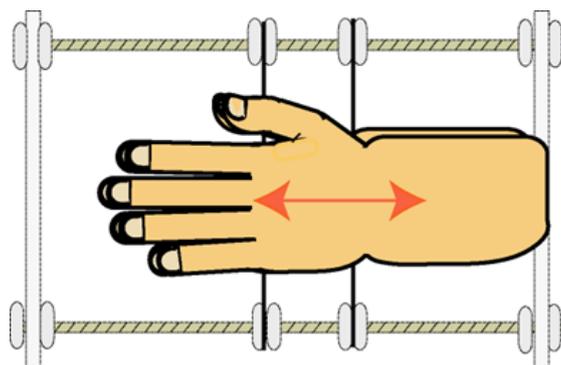
1.1.2 触覚・運動感覚の錯覚現象

これまでに、触覚・運動感覚に関する生理学的な基礎知識を述べてきた。通常、これらの感覚は、実際に何かに触れたり、四肢を動かしたりする際に、想起される。しかしながら、触覚・運動感覚について、実際とは異なる刺激で、触覚・運動感覚が想起される錯覚現象が起こることが報告されている。ここでは、触覚・運動感覚の錯覚現象について、確認されている事例を、触覚と運動感覚に分けて述べる。

(1)触覚の錯覚現象

a.ベルベットイリュージョン

2本の針金を平行にして、両端を動かさないように固定し、2本の針金を両手で挟みこむ(図 1.15 参照)。針金を挟んだ状態で、掌を前後させる動作を繰り返すと、実際には掌に何も挟んでいないが、ベルベットの布に触れているような、ぬめぬめとした触覚が掌に生じる。針金の間隔と移動距離の比^[1-27]や、掌の移動速度^[1-28]によって錯覚の発生率が異なる。また、能動触ではなく、受動触でも錯覚は生起する^[1-28]。



早稲田大学藤本研究室 HP, 研究テーマ紹介, 錯覚(2016.10.16 閲覧)^[1-29]より抜粋

図 1.15 ベルベットイリュージョン

b.ネジ山回転錯覚

両端を動かさないように固定したネジを複数個並べ、ネジの長軸方向に垂直に、つまり、ネジの目に沿って垂直に掌でさすると(図 1.16 参照)、実際にはネジ山と掌の皮膚との間に、相対運動が生じているにもかかわらず、ネジ山が回転しているように錯覚する^[1-30]。

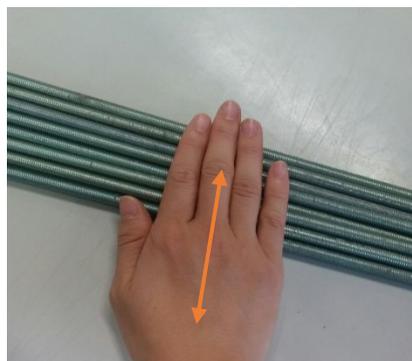


図 1.16 ネジ山回転錯覚

c.フィッシュボーンタクタイルイリュージョン

紙面に魚の骨の形を浮き出させ、指腹部で中心線を長軸方向になぞると、物理的には平な面である中心線が、くぼんで感じられる^[1-31](図 1.17 参照)。錯覚の生起には、中心部と比較して周辺部が粗いこと、指腹部中心に固着する面の有無が影響し^[1-32]、ヒトの凸知覚認知の解明に役立てられている。

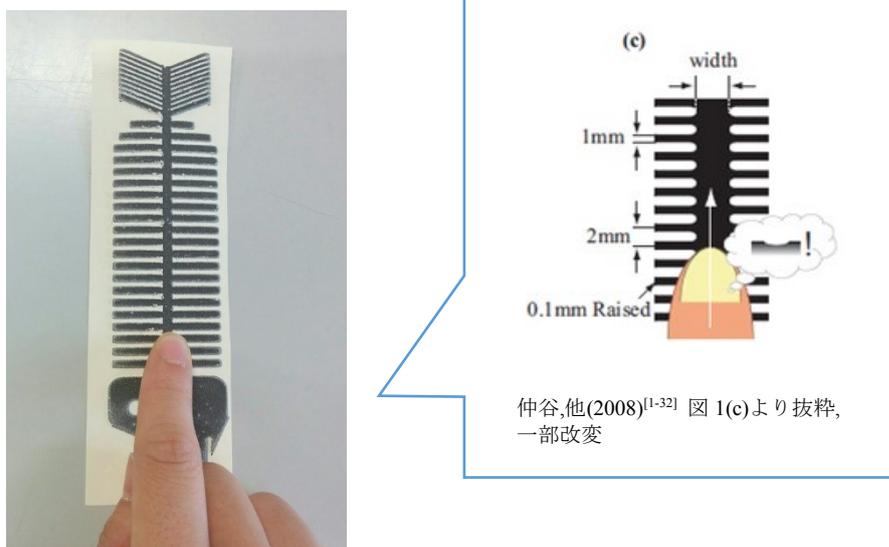
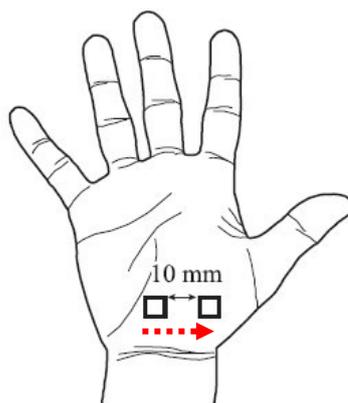


図 1.17 フィッシュボーンタクトイルイリュージョン

d. 仮現運動(振動, 温覚)

空間的に離れた皮膚表面に, 適切な時間差を置いて刺激をすることによって, 刺激が移動しているように錯覚する(図 1.18 参照). 振動刺激^[1-33]や温度刺激^[1-34]等, 複数の刺激の種類によって, 錯覚の生起が確認されている.



□ ペルチェ素子の接触位置

仲谷,他(2008)^[1-34] 図1(c)より抜粋,一部改変

図 1.18 仮現運動(温度感覚)

e.腹部貫通錯覚

腹部と背中に振動子を装着し、適切な強度、時間差で振動させると、腹部を何かが貫通したかのような感覚が生じる^[1-35](図 1.19 参照). d.で述べた仮現運動による刺激の移動が、皮膚上のみではなく、体内を移動するような感覚においても知覚されることがわかる事例である.



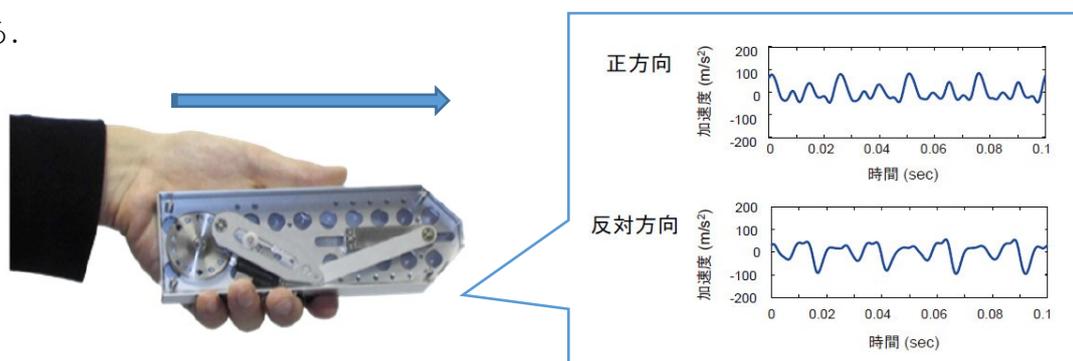
渡邊(2011)^[1-36] 図 1(d)より抜粋

図 1.19 腹部貫通錯覚

(2)運動感覚

a.牽引力錯覚

一方方向に素早く、反対方向にゆっくりとした振動を提示することによって、素早く動かしている方向に引っ張られる(牽引される)錯覚が生じる^[1-37](図 1.20 参照). NTT 科学基礎研究所において研究開発が進められており^[1-38], 手を引いて道案内をする歩行ナビゲーションシステムや, 5感を用いる没入型ゲーミングデバイス等への応用が期待される.



NTT コミュニケーション科学基礎研究所 HP(2016.10.15 閲覧)^[1-38]より抜粋, 一部改変

図 1.20 牽引力錯覚

b. ラバーハンドイリュージョン

自身の手は隠した状態で、目の前にある偽物の手と自身の手に同期された触覚刺激を与え続けると、偽物の手が自身の手のように感じる錯覚である^[1-39](図 1.21 参照)。ここで、実際の自身の手的位置がどこにあるように感じるかを計測すると、偽物の手の方に寄って感じられることが報告されている^[1-40]。

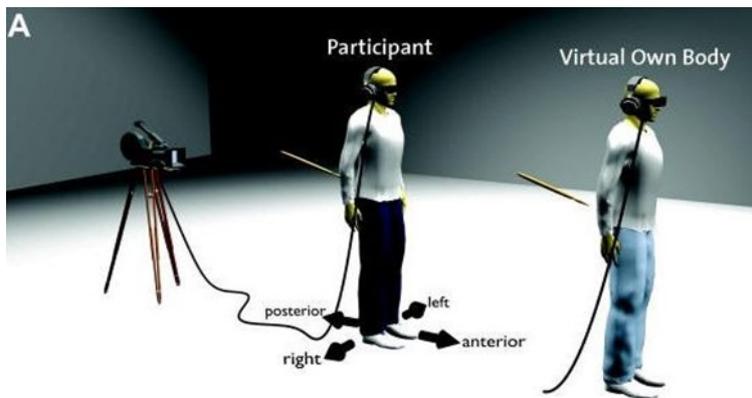


Kitagawa(2013)^[1-41]p.2, Fig.1 より抜粋

図 1.21 ラバーハンドイリュージョン

c. 幽体離脱

ヘッドマウントディスプレイを用いて、自分の身体を後方から見た状態で、棒で背を叩くと、自分の身体は前方にあるのに、意識は後方にあるという幽体離脱のような体験ができる^[1-42] (図 1.22 参照)。



Lenggenhager B, et al(2007)^[1-42]p.1097, Fig.1A より抜粋

図 1.22 幽体離脱錯覚

d.四肢関節の運動錯覚

筋肉の腱に振動周波数 100Hz 程度の機械的な振動刺激を提示すると、当該筋に含まれる筋紡錘が応答し、筋が伸張する方向に、関節が動くように錯覚する。例えば、図 1.23 示すように、肘関節を固定した状態で、上腕二頭筋の腱に振動提示を行うと、肘関節が伸展したかのような錯覚が生じる^[1-5]。なお、この際に実際に動いていない関節は見ないようにすることが必要である。筋肉の腱に機械的な刺激を提示する以外にも、筋紡錘神経^[1-43]や腱^[1-44]に直接電気刺激を与える方法、関節回りの皮膚を引っ張る方法^[1-21]により、錯覚の生起が確認されている。

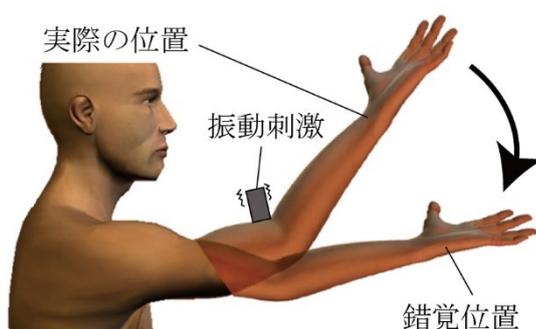


図 1.23 腱振動刺激による運動錯覚

また、同じく四肢の関節における運動錯覚として、視覚入力を用いる方法がある。具体的には、大きな箱の中央に垂直に鏡を置いてスペースを二つに区切り、各スペースに上肢をいれる。一方のスペースから鏡をのぞき込むと、片腕が鏡に映り、反対側の腕のように見える。その状態で、鏡に映っている方の腕を動かすと、あたかも反対側の腕も動いたかのように錯覚する^[1-45](図 1.24 参照)。なお、鏡を使うのではなく、撮影した動画をちょうど身体と同じ位置にモニターを置いて見せることによっても錯覚は生じる^[1-46]。しかしながら、映像が実際の身体位置とずれたところに提示されると錯覚は生じ難くなる^[1-47]。



(株)メディックス HP(2016.10.15 閲覧)^[1-48]より抜粋

図 1.24 鏡像を用いた運動錯覚

(3)触覚・運動感覚における錯覚の工学的利用

(1)(2)で述べたような、触覚・運動感覚における錯覚現象は、工学的に有効利用されている。例えば、触錯覚について、富士通(株)では超音波振動を制御することによって、摩擦感の高低を再現し、「つるつる」「ざらざら」といった手触りの違いや、タッチパネル上があたかも凸凹していたり、ボタンが出っ張っていたりするかのような感覚を提示するデバイスを開発した^[1-49](図 1.25 参照)。また、Disney Research ではタッチパネルに触れることで、スクリーン上の物体の立体感を感じられる、「Touch Surfaces」を開発した^[1-50](図 1.26 参照)。ここでは、電気振動を用いて摩擦感の違いを提示することで、立体感を創出している^[1-50]。さらに、Kurogi らは、振動子、ペルチェ素子、また、独自に開発した圧力提示装置を用いて振動覚、温覚、圧覚を組み合わせ提示することで、布や材質の触感の違いを提示可能とした^[1-51]。また、昆陽らは高分子ゲルアクチュエータを用い、振動刺激によって、あたかも布やタオル地を触っているかのような感覚を提示する装着型触覚ディスプレイを開発している^[1-52]。

また、運動感覚における錯覚の工学的利用については、上記で述べた牽引力の錯覚を利用した「ぶるなび^[1-38]」がある。一方方向に引っ張られるような錯覚を利用して、視覚障害者の歩行ナビゲーションへの利用が検討されている^[1-53](図 1.27 参照)。

このように、実際と同様の感覚刺激を提示することが、物理的、コスト的に困難であっても、ヒトの錯覚現象を工学的に利用することによって、その感覚刺激によって生じる感覚と同様の体験をさせることができる。



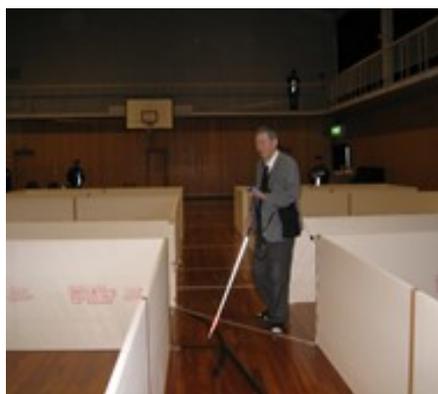
FUJITSU JOURNAL HP(2016.10.15 閲覧)^[1-49]より抜粋

図 1.25 触感を提示するタッチパネルディスプレイ(富士通(株))



Disney Research HP(2016.10.15 閲覧)^[1-50]より抜粋

図 1.26 Touch Surfaces (Disney Research)



雨宮,他(2009)^[1-53]より抜粋

図 1.27 ぶるなび(NTT 科学基礎研究所)

触覚・運動感覚における錯覚を工学的に利用した事例について述べてきた。とくに触覚については錯覚現象を利用し、疑似的に感覚を想起させるインタフェースデバイスの開発が盛んにおこなわれ、製品化された事例も多くある。しかし、ヒトの身体位置や運動に関する情報を提供する、運動感覚を利用したインタフェースデバイスについては研究開発があまり進められていない。任意の運動感覚を提示可能になれば、例えば、ゲーミングデバイスにおいて、新しい感覚体験を提供することができ、また、運動を学習する際に、運動感覚を用いた直観的でわかりやすい教示が可能になる。

そこで筆者は、上述した運動感覚の錯覚現象の中でも、四肢の関節が動く錯覚現象に着目し、運動錯覚の工学的利用の可能性について検討することとした。四肢の関節の運動錯覚を生起させる方法としては、腱振動刺激、電気刺激、皮膚の引っ張り、視覚入力の4つの方法がある(1.1.2(2)d 参照)。特に、指関節において、腱振動刺激、電気刺激、皮膚の引っ張りの各方法のいずれが運動錯覚を明瞭に生起させるか比較した研究^[1-21]があり、この研究では、腱振動刺激による運動錯覚が錯覚を明瞭に生起させることが確認されている。また、視覚刺激による方法では、該当の身体部位を注視している必要があり、インタフェースデバイスへの実装を検討する際、制約が大きい。

上述した事柄から、本研究では、運動錯覚の応用を検討していく上では、腱振動刺激によって錯覚を生起させることができると実用的であると考え、腱振動刺激により運動錯覚を生起させる方法に着目した。

第1章 序論

1.2 腱振動刺激による運動錯覚に関する基礎知識

本節では、本研究で着目した腱振動刺激による運動錯覚の基礎的知見として、錯覚生起の生理学的なメカニズムについて述べる。また、先行研究で確認されている運動錯覚生起の特徴と、錯覚生起時の生体反応について述べる。

1.2.1 腱振動刺激による運動錯覚生起のメカニズム

腱振動刺激による運動錯覚では、筋肉の腱への振動刺激の提示により、筋の伸張受容器である筋紡錘を刺激することで、生起するといわれている^[1-5]。つまり、筋肉の腱に機械的な振動を与えることで、筋が周期的に引き延ばされ、筋紡錘が応答すると考えられる。腱振動時における筋紡錘の応答を、タングステン電極を用いて記録した研究^[1-9]では、振動の周波数と筋紡錘が1対1の比率で対応しており、周波数を増加させた際の筋紡錘の応答は、筋が実際に伸張した際の応答と同様となる。このことから、振動刺激により、筋紡錘が実際に関節が動いて筋が伸張した際と同様の応答をするため、関節が動く知覚が生じると考えられる。多くの先行研究においては、錯覚の生起に貢献する受容器を筋紡錘としているが、最近では、腱に直接電気刺激を与え、筋紡錘は応答させない条件で刺激した場合においても、運動錯覚が生じることが報告された例もある^[1-44]。

1.2.2 腱振動刺激による運動錯覚の特徴

腱振動刺激による運動錯覚の特徴の一つとして、錯覚によって生じた身体の感覚は、実際の身体運動の物理的制約に制限されないことが挙げられる。例えば、肘関節を実際に少しずつ伸展させた状態で、上腕二頭筋の腱に振動刺激を与えると、肘関節が実際の可動域を超えて、過伸展するようになる^[1-54](図 1.28 参照)。

また、他の感覚モダリティの刺激があった場合でも、錯覚する運動を阻害する刺激でなければ、矛盾なく解釈される。例えば、鼻をつまんだ状態で、肘伸展錯覚を生起させると、肘の伸展感覚と、鼻に接触している皮膚感覚が統合され、ピノキオ錯覚と呼ばれる鼻が伸びるような錯覚が生じる^[1-55](図 1.29 参照)。これは、鼻に触れている触覚情報と、振動刺激により生じた肘伸展感覚が統合されて解釈した結果生じる錯覚であると考えられる。また、ボールをもった状態で刺激を受けると、ボールを持ったまま関節が動くように感じ^[1-56]、両手の掌を合わせた状態で、片方の手首の屈曲錯覚を提示すると、もう片方の手首も合わせて動くように錯覚する^[1-57](図 1.30 参照)。しかし、例えば、肘伸展錯覚を生起させる際に、動いていない腕を見たり^[1-58]、実際に肘関節を屈曲させた

第1章 序論

りするなど、錯覚する運動と矛盾する刺激が加えられると、錯覚は消失する。

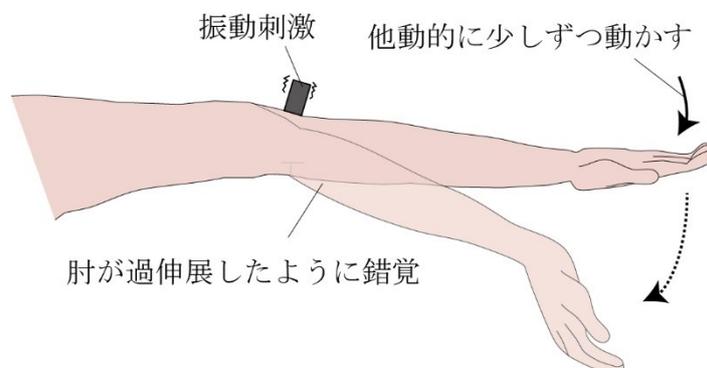
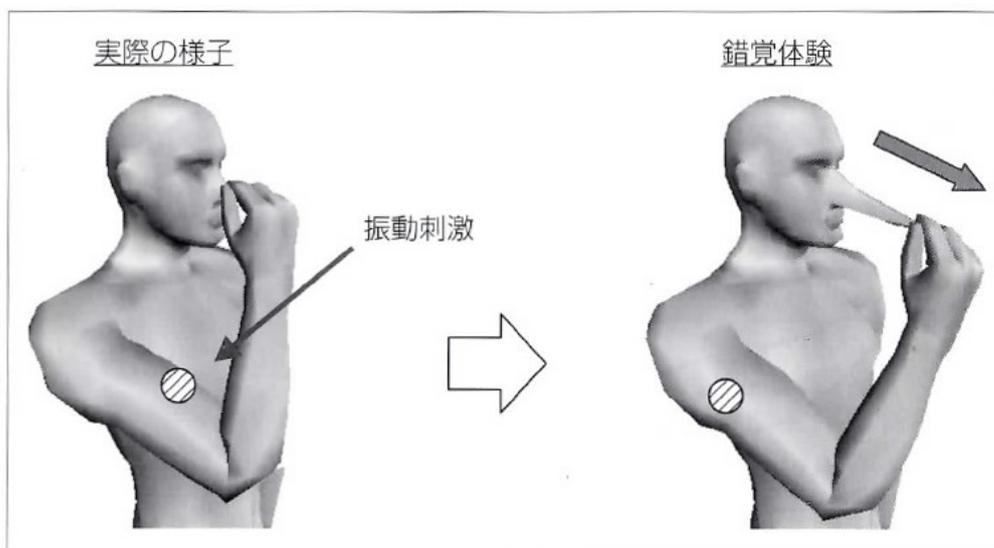
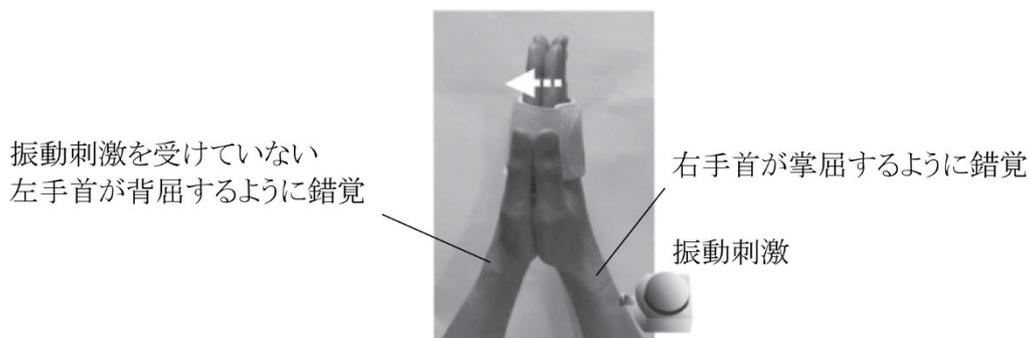


図 1.28 過伸展錯覚のイメージ図



樋口(2013)^[1-59]p.21 図 1-2-2 より抜粋

図 1.29 ピノキオ錯覚



内藤(2007)^[1-63]p.180 図 4a より抜粋, 一部改変

図 1.30 両手合わせ運動錯覚

第1章 序論

1.2.3 腱振動刺激による運動錯覚時の生体反応

上腕二頭筋の腱に振動刺激を提示し、その時の脳活動を、PET(陽電子放射断層撮影:Position Emission Tomography)を用いて調べたところ、運動錯覚時には、錯覚が生起している側とは反側の一次運動野、一次体性感覚野、背側運動前野、補足運動野等が賦活された^[1-60]。また、手首関節における錯覚でも同様に、運動実行時と同様の脳活動がみられた。つまり、腱振動刺激による運動錯覚時と、実際の運動時では、賦活される脳部位が共通していることを示している^[1-61]。また、同じ研究グループにおける研究で、一次運動野の賦活量と、運動錯覚の明瞭度が相関すること^[1-57]、一次運動野を損傷した患者では、運動錯覚を生じないこと^[1-62]等から、一次運動野が運動錯覚の知覚そのものに関与している可能性を指摘した^[1-63]。

また、腱振動刺激による運動錯覚の生起が、四肢不使用による大脳皮質の活動量の低下に及ぼす影響を調べるために、5日間手首・手指の関節を固定させた状態で、腱振動刺激によって運動錯覚を提示し続け、固定前後の脳活動を、fMRI(機能的磁気共鳴機能画像法:functional Magnetic Resonance Imaging)を用いて計測を行った研究が報告されている^[1-64]。実験の結果、刺激を提示しなかった群では、固定期間終了後に、一次体性感覚野、一次運動野、下頭頂小葉、補足運動野、運動前野背側部の活動量が、有意に低下したのに対して、刺激を提示しつづけ、錯覚を生起させた群では、それらの脳部位の活動量の低下がみられなかった。このことから、腱振動刺激による運動錯覚によって、四肢の不使用によるネガティブな脳の可塑的变化を防止できる可能性を示した。

1.3 腱振動刺激による運動錯覚の実用化

本節では、1.2 で述べた運動錯覚の基礎知識をもとに、腱振動刺激による運動錯覚を実用化できる可能性について、すでに実用化について検討を行っている先行研究を引用しながら述べる。

運動錯覚では、実際に関節が動かない状態でも、関節運動に関わる筋肉の腱に振動提示することによって、関節が動いた感覚を生じさせることができる。実際に四肢の関節を動かすデバイスを検討するとすれば、大出力のアクチュエータと、大きなスペースが必要になる。つまり、実際に四肢を動かすようなデバイス開発を想定した場合、運動錯覚では、より省電力、省スペース、で同様の感覚を提示させることができる。また、1.2 で述べたように、振動刺激以外の条件を付加することによって、物理的に困難な身体の運動や形状を知覚させることも可能である。これらのことから、腱振動刺激による運動

第1章 序論

錯覚の実用化の一つとしては、エンターテインメントの領域において、任意の運動感覚を提示するインタフェースデバイスとしての利用が考えられる。実際に、腱振動刺激による運動錯覚を利用し、健常者において、片麻痺の疑似体験をさせるシステムが開発されている^[1-65]。さらに、同じ研究グループで、肘関節を過伸展させるインタフェースデバイスの開発に向けた基礎研究も実施されている^[1-66]。また、実用化の可能性のある二つ目の領域として、四肢に麻痺を持った患者に対するリハビリテーションが考えられる。1.2.3 で述べたように、腱振動刺激による運動錯覚の生起中には、実際の運動時と共通の脳領域が賦活され^[1-61]、継続して刺激を付与することによって、四肢の不使用方法による脳活動の低下を防ぐ^[1-64]ことができる。そのため、脳卒中麻痺等の自宅のできるリハビリテーションシステムに、運動錯覚を利用しようとする試みもみられる^{[1-67][1-68]}。

今まで述べてきたように、腱振動刺激による運動錯覚は、その特徴から、エンターテインメントやリハビリテーションの領域において実用化できる可能性がある。実用化のためには、運動錯覚を容易に生起させることができる機器開発が必要であり、運動錯覚を工学的に利用するための基礎的知見がもとめられる。

1.4 腱振動刺激による運動錯覚の国内外の研究動向

本節では、腱振動刺激による運動錯覚に関して行われている国内外の研究動向について、特に多く行われている、運動錯覚を利用した感覚情報処理のメカニズム解明に関する先行研究を中心にまとめる。次に、本研究では、腱振動刺激による運動錯覚の工学的利用に着目しているが、その基礎的知見を、上述した先行研究から抽出してまとめる。

1.4.1 運動錯覚に関する研究動向

腱振動刺激による運動錯覚は、1972年に Goodwin らイギリスの生理学者によって発見されて以来、ヒトの運動知覚の情報処理のメカニズムの解明等、主に神経生理学の領域で研究対象とされてきた。Goodwin ら^[1-5]は、上腕二頭筋、三頭筋の腱に皮膚上から100Hzの振動刺激を提示し、肘関節の伸展、屈曲錯覚が生起することを確認した。このことから、筋の伸張受容器である筋紡錘の応答が、関節の運動知覚として意識にのぼることを証明した。さらに、フランスの研究グループでは、1980年代から筋紡錘一次終末の応答による、関節運動の符号化について、筋紡錘由来の求心性神経の応答を直接計測することによって明らかにしてきた^{[1-9][1-69][1-70]}。これらの研究によって筋紡錘一次終末

第1章 序論

の応答による関節運動の符号化のモデル式を作成し、振動周波数と筋紡錘の応答頻度が対応するという特性^[1-9]を利用して、任意の図形や数字を描かせる運動錯覚を生起させることが可能であったと報告している^{[1-71][1-72]}。さらに、国内では、内藤らの研究グループが、運動知覚の情報処理の解明のために、運動錯覚中の脳活動を計測した。肘関節^[1-60]や、手首関節^{[1-61][1-73][1-74]}を対象にして錯覚を生起させ、運動知覚の情報処理に、運動実行時と同様の神経基盤が関与していることを明らかにした。

1.4.2 腱振動刺激による運動錯覚の工学的利用に向けた知見

運動錯覚を工学的に利用するためには、運動錯覚を生起させるための刺激条件を詳細に知る必要がある。しかし、1.4.1 で述べたように、腱振動刺激による運動錯覚は、主に神経生理の領域で研究されてきており、詳細な刺激条件について検討した研究は見当たらない。接触子形状・サイズについては刺激する筋等によって様々であり、振動周波数については Goodwin が示した 100Hz 近傍の値が用いられている。振動振幅については、0.2mm_{p-p}^[1-71], 1-2mm^[1-66]程度まで、幅広い値が用いられている。なお、Goodwin らの研究^[1-5]においては、皮膚に振動子を押し込んで振動振幅が減衰した際の値も明記されているが、その他の研究において記載されている振動振幅は、皮膚に押し当てる前後のどちらの値であるかは明記されていない。接触子の皮膚に対する押し込み力は明記されているものが少なく、「light pressure^[1-60]」や「最大で約 20N までの荷重^[1-66]」という記述もあり、実験者の経験則によって調整されていると考えられる。

1.5 腱振動刺激による運動錯覚の工学的利用に向けた課題

1.3 で述べたように、腱振動刺激を用いた運動錯覚を、エンターテインメントやリハビリテーションの領域で用いようとする試みがみられ、運動錯覚を提示するデバイス開発が可能であれば、これらの領域において活用することが期待できる。しかしながら、1.4 で述べた先行研究において、運動錯覚を生起させる刺激条件については詳細な検討をした上で決定されておらず、研究者らの経験則によって決められている。運動錯覚の工学的利用を進めるには、刺激条件と錯覚特性の関係を定量的に示すデータの取得が望まれる。刺激条件と錯覚特性について調べた先行研究としては、Naito らが行った研究において、振動周波数を 10~240Hz の間で変更して肘伸展錯覚を生起させ、錯覚の生起率と明瞭性が高まる周波数が、70, 80Hz であったと報告されている^[1-60]。しかし、振動周波数以外の刺激条件については検討されていない。例えば、運動錯覚生起のためには、皮

第1章 序論

膚上から筋肉の腱に振動を伝える必要があるため、皮膚に対して振動子を押しあてる際の振動振幅や接触子の押し込み力についても適切な値に定める必要がある。また、先行研究においては、肘関節における錯覚に着目したものが多く、刺激後から錯覚生起までの反応時間や、錯覚角度といった錯覚の特性について、肘関節のみではなく、身体各部位別に明らかにしておく必要がある。さらに、運動錯覚の実用化を念頭におくと、実際に日常的に運動をする際には、各関節の運動ではなく、複数の関節を協調して最終的に動かしたい部位の運動に着目していると考えられる。例えば、体幹から少し離れたところにあるものを取ろうとする際には、肘関節、肩関節をどちらも動かしてリーチングを行う。ここでは、肘・肩各関節の運動ではなく、それらの関節を協調して動かした結果生じる手元の運動がどのように行われるかを着目することが重要である。そこで、単関節の伸展・屈曲錯覚のみではなく、複数の関節を協調させるような、複雑な運動錯覚の生起についても、明らかにしておきたいテーマである。先行研究では、Thyrión らが、振動周波数と筋紡錘の応答頻度が対応するという特性^[1-9]を利用して、肘・肩関節の伸展屈曲を組み合わせて、水平面上に任意の図形や数字を描かせる運動錯覚を生起させることが可能であったと報告している^[1-72]。しかし、Thyrión らは筋紡錘由来の求心性神経の応答特性の解明を目的としており、本研究で着目している運動錯覚の工学的な利用に向けて十分な知見を示しているとはいえない。具体的には、錯覚生起に適した刺激条件について詳細に述べられていない。例えば、腱振動刺激による運動錯覚は、刺激部位への振動子の固定の仕方等も、錯覚生起に大きく影響を与えるが、その点については記載されていない。また、刺激提示装置として、感覚障害の評価等に用いられる小型の加振機を組み合わせて利用しており、運動錯覚を生起させる刺激提示装置として、複数関節を協調させた運動錯覚の生起に特化した装置開発については未だ検討されていない。

1.6 本研究の目的

これまでに述べてきたように、ヒトの筋肉の腱への振動提示によって生起する運動錯覚について、特にエンターテインメントやリハビリテーションの領域での応用が期待される。しかしながら、腱振動刺激を用いた運動錯覚では、錯覚の生起率や明瞭性を最大化する刺激条件や、錯覚特性といった、運動錯覚を工学的に利用するために必要な知見が不十分であった。また、本研究の実施にあたり、理学療法士の方にご意見をいただいたところ、特に巧緻性の高い動作を行う上肢のリハビリの重要性を説明いただいた。これ

第1章 序論

らのことから、特に上肢の運動に着目し、単関節の運動のみではなく、複数関節を協調させるような運動錯覚の生起についても確認しておく必要があると考えた。そこで本研究では、上肢の関節について、腱振動刺激を用いた運動錯覚特性について、人間工学的評価を行うことを目的とした。具体的には、次の3つの研究課題について明らかにすることとした。1つ目、2つ目の研究課題は、単関節の伸展・屈曲錯覚の知覚に着目した課題である。具体的に、1つ目の研究課題は、運動錯覚生起に影響を与える刺激要因と、錯覚生起に適したそれらの各条件を明らかにすることである。2つ目の研究課題は、反応時間や錯覚角度等の錯覚特性を、上肢の各関節において明らかにすることである。3つ目の研究課題は、複数の関節の伸展・屈曲錯覚を組み合わせた結果生じる最終的な運動パターンの認知に着目した課題である。具体的には、単関節を対象にした実験から、錯覚の生起に特化し、複数関節を同時に刺激可能な装置開発を行い、複数関節を協調させる複雑な運動錯覚の生起について確認することである。

研究課題 1:

腱振動刺激による運動錯覚について、錯覚の生起に影響を与える刺激要因と錯覚生起に適したそれらの各条件を明らかにする。

研究課題 2:

振動刺激提示から、錯覚が生起するまでの反応時間と最大錯覚角度を上肢の各関節において定量的に評価する。

研究課題 3:

複数関節を協調させるような、複雑な運動錯覚生起について確認する。

1.7 博士論文の構成

博士論文は、全6章で構成される(図 1.31 参照)。

博士論文の第1章では、本研究の背景と目的、腱振動刺激による運動錯覚に関する基礎知識を整理する。

第2章では、複数の刺激要因が、腱振動刺激による運動錯覚の生起に与える影響を明らかにする(研究課題 1)。具体的には、肘関節に着目し、肘伸展の運動錯覚の生起に、振動周波数、振動振幅、押し込み力が及ぼす影響について明らかにする。さらに、錯覚が生起しやすい条件における、肘伸展錯覚の最大錯覚角度を明らかにする(研究課題 2)。

第3章、第4章では、上肢の各関節において、運動錯覚の生起に適した振動周波数条

第1章 序論

件(研究課題 1)と、錯覚特性(研究課題 2)を明らかにする。具体的には、指関節と肩関節に着目し、錯覚の生起率が高まる振動周波数条件と、そのときの反応時間、最大錯覚角度を明らかにする。

第5章では、二関節を協調させた運動錯覚生起の有無を確認する(研究課題 3)。具体的には、肘・肩関節に同時に刺激提示可能な装置を独自に開発する。開発した装置を用いて、先行研究^[1-72]で行われた実験に倣い両関節を協調させ、二次元平面上に任意の図形を描くような運動錯覚を生起させ、描いたように感じた図形の正答率、図形判別の容易性を評価する。

第6章では、第2~6章で得られた研究成果を統括し、本研究によって得られた知見と意義についてまとめるとともに、今後の展望について論じる。

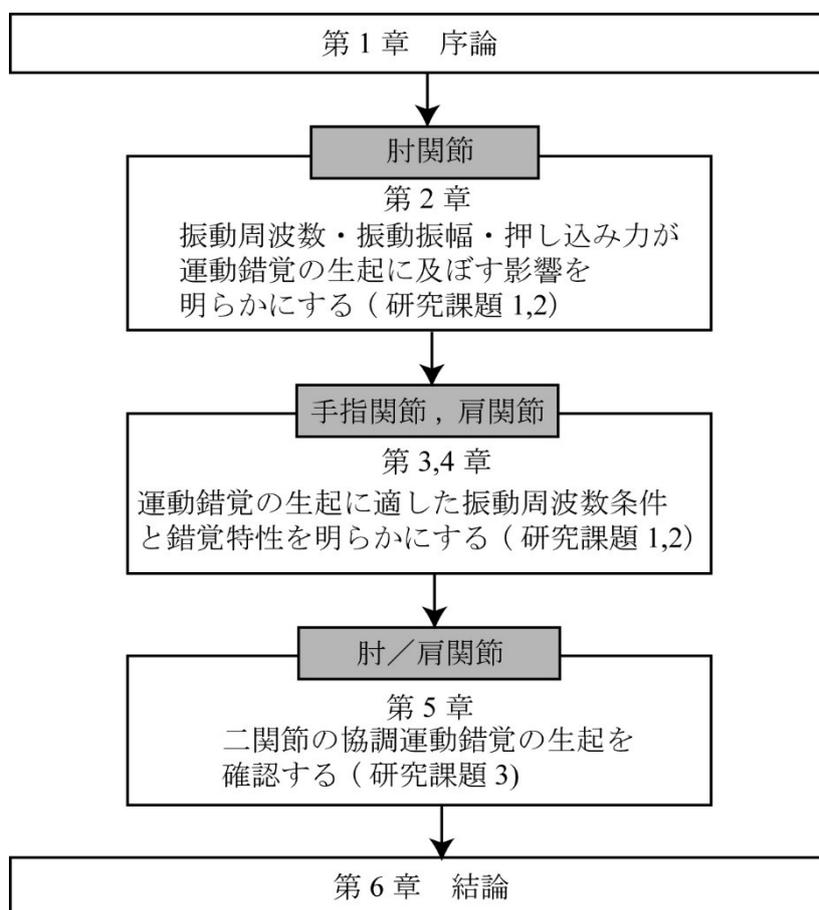


図 1.31 博士論文の構成

第2章

振動提示条件が肘伸展錯覚の生起に及ぼす影響

2.1 目的

2.2 方法

2.3 結果

2.4 考察

2.5 小括

概要

第2章では、腱振動刺激による運動錯覚の人間工学的評価の1つとして、振動提示条件が運動錯覚の生起に及ぼす影響を明らかにするために行った実験について述べる。具体的には、振動周波数、振動振幅、接触子の皮膚に対する押し込み力の3つの因子に着目して、肘伸展錯覚の生起に与える影響と、錯覚生起に適した条件を明らかにすることを目的とした。

本実験では、振動周波数と振動振幅を独立して制御可能な加振機を用いて、振動周波数・振動振幅・接触子の皮膚に対する押し込み力を変更し、肘伸展錯覚の生起率と明瞭度を評価した。その結果、振動周波数、振動振幅、接触子の初期の押し込み力のいずれもが運動錯覚の生起に影響を及ぼすことがわかった。また、振動周波数が低いと、振動振幅や押し込み力の大きさに関わらず錯覚生起率と明瞭度が低いこと、振動周波数が大きい条件では、振動振幅と押し込み力を大きくする程、錯覚生起率と明瞭度が高まる傾向があるが、一定以上大きくしても生起率や明瞭度に違いはなく、これらの値を大きくしすぎると、皮膚表面の振動自体の知覚が大きくなったり、痛みを生じたりすることから、適切な振動振幅、押し込み力の条件範囲があることがわかった。また、錯覚生起率、明瞭度が高い条件でも、振動周波数が異なると、最大錯覚角度が異なる可能性が示唆された。

第2章 振動提示条件が肘伸展錯覚の生起に及ぼす影響

2.1 目的

本章では、振動提示条件が運動錯覚の生起に及ぼす影響を明らかにするために行った実験について述べる。具体的には、振動刺激提示条件として、振動周波数、振動振幅、接触子の皮膚に対する押し込み力を考え、これらを実験因子として、肘伸展錯覚の生起率と明瞭度を評価指標として実験を行った。なお、錯覚生起率、明瞭度が高くなった条件については、動いたように感じた最大の錯覚角度を計測する追加実験を実施した。

2.2 方法

2.2.1 実験参加者

実験参加者として、上肢の皮膚や筋に外傷や関連既往歴のない大学生・大学院生の男女20名(男性13名、女性7名、平均年齢 23.0 ± 3.9 歳)の協力を得た。実験参加者は全員右利きであった。また、本実験は早稲田大学「人を対象とする研究に関する倫理審査委員会」の承認を得て行った(承認番号 2012-186(2))。なお、実験の前には参加者に対して実験内容についての十分な説明を行い、インフォームドコンセントが得た。

2.2.2 実験装置

本実験、追加実験で使用した実験装置の構成を、図2.1に示す。

振動発生機については、小型振動発生機(EMIC社製511-A)と専用のアンプ(EMIC社製,371-A)に、入力信号としてファンクションジェネレータ(Agilent社製,33220A)をつなぎ、振動周波数・振動振幅を任意に設定可能な機構とした。皮膚と接する接触子については、対象となる腱に接触子の振動刺激が適切に与えられるよう、事前に予備実験を行い、直径30mmの亚克力製円盤とした。

振動周波数、振動振幅の計測については、接触子にレーザ変位計(キーエンス社製,LK-H080)を照射し、計測した。レーザ変位計の計測データは専用の計測器(KEYENCE社製,LK-G5000)を介し、計測用のソフト(KEYENCE社製,LK-Navigator)を用いて、サンプリング周波数10kHzでPCに取り込んだ。

接触子の押し込み力は、振動子と加振機の軸の間に小型のロードセル(共和電業製,LUR-A50NSA1)を取り付け、計測用コンディショナ(共和電業製,WGA-710C-3)に接

第2章 振動提示条件が肘伸展錯覚の生起に及ぼす影響

続いて、接触子の皮膚への押し込み力を計測した。なお、計測用コンディショナのモニターに計測中の押し込み力の値を数値で表示できるようにした。

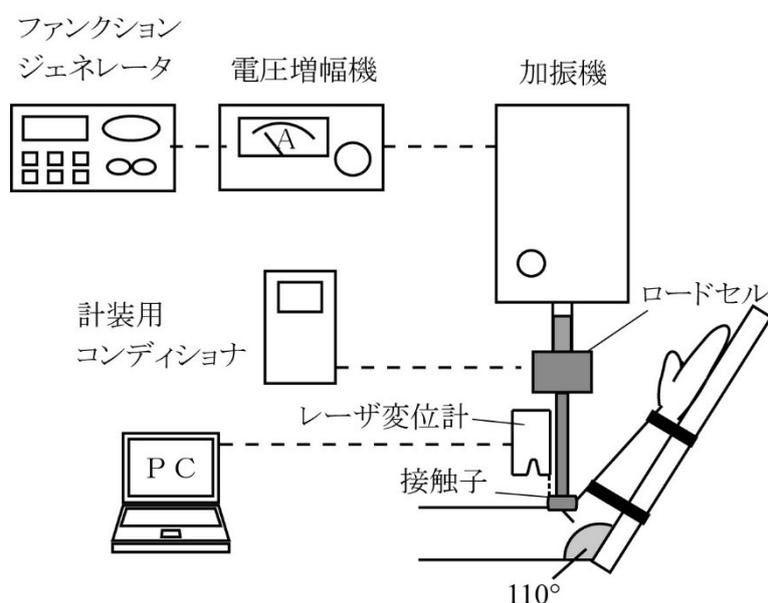


図 2.1 振動刺激提示装置の構成

2.2.3 実験条件

振動周波数、振動振幅、接触子の押し込み力の各条件について、表 2.1 のように設定した。

振動周波数は、最小のエネルギーで伸展の錯覚が生ずる周波数を明らかにするため、先行研究^[2,11]において錯覚が生起しやすいとされた 70Hz と、それよりも小さい周波数 2 条件を含んだ 30,50,70Hz の計 3 条件とした。

振動振幅は、加振機の最小振幅と最大振幅及びその中間値の 3 条件とし、振動周波数条件ごとに値が小さい条件から、MIN, MID, MAX で設定した。各周波数条件における、具体的な振動振幅の値は、表 2.1 に示した。

接触子の皮膚に対する押し込み力は、本実験に先立ち実施した予備実験において、10N 以上の力で接触子を押し込むと痛みを感じる参加者の割合が多かったことから、3,5,7,9[N]の 4 条件とした。

振動刺激を提示する位置については、肘伸展錯覚を生起させるには、実際の肘伸展時に主導筋となる筋の拮抗筋の腱に刺激を提示する必要がある。そのため、上腕二頭筋の

第2章 振動提示条件が肘伸展錯覚の生起に及ぼす影響

腱に対して刺激を提示する。さらに、上腕二頭筋の腱上で、予備実験の結果から肘伸展錯覚が最も生起しやすい、内・外側上顆を結ぶ線（肘屈曲線と呼ぶ）と腱中心線の交点（図 2.2）を刺激提示位置とした。なお、刺激を提示する腕は、左腕とした。

振動提示時の実験参加者の姿勢は、上腕と実験機が水平になるように椅子の高さを調節し、肘関節の伸筋、屈筋に力が入り難い角度として、肘関節を机に対して水平に伸展させた状態を 180°とすると 110°となる姿勢とした(図 2.1)。この姿勢は、予備実験において、筋に振動刺激を提示した際に生じる持続的な屈曲運動(緊張性振動反射)^[2-2]が生じにくい姿勢である。なお、振動刺激提示中に上肢が動かないようにするため、上肢固定台と前腕を伸縮しないバンドで固定した。

また、視聴覚情報が錯覚生起に影響を与える^[2-3]ため、実験参加者には振動提示中に閉眼してもらい、耳栓、ノイズキャンセリングのヘッドホン装着してもらい、それらの情報を遮断した。

振動周波数条件ごとに、振動振幅、押し込み力の各実験因子の条件を組み合わせ、合計 36 条件(周波数 3 条件×振幅 3 条件×押し込み力 4 条件)について各 3 試行、合計 108 試行実施した。各条件はランダムに提示した。

表 2.1 実験条件

	振幅 (mm)			
	MIN	MID	MAX	
周波数	30Hz	1.50	2.50	3.50
	50Hz	0.30	0.70	1.10
	70Hz	0.15	0.30	0.45
押しこみ力	3,5,7,9 (N)			

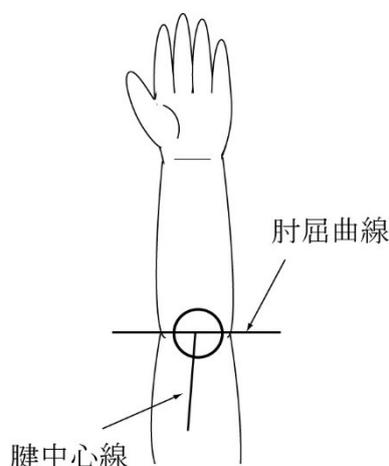


図 2.2 振動刺激提示位置

第2章 振動提示条件が肘伸展錯覚の生起に及ぼす影響

2.2.4 評価指標

実験参加者には、各条件の組み合わせによる振動刺激を提示した際に、肘伸展錯覚生起の有無を二肢強制選択にて回答してもらった。生起したと答えた割合を「錯覚生起率」とした。

また、錯覚が生起した場合には、錯覚の明瞭性を主観5段階評価で回答してもらった。明瞭度1が「腕が動いたような気がする」、明瞭度5が「腕がはっきりと動いた」として回答してもらい、これを錯覚の「明瞭度」とした。

2.2.5 手続き

実験参加者には実験着に着替えてもらい、椅子に座らせた。次に、上腕と机が水平になるように椅子の高さを調整し、左腕を肘固定台にのせ、肘関節の角度が110度となる姿勢をとらせ、振動刺激提示中(30秒間)はその姿勢を保持するよう教示した。また、振動刺激提示位置を特定するため、実験参加者の上腕二頭筋の腱と肘屈曲線の交点に印をつけた。振動刺激の提示は、まず接触子を振動提示位置に押し込み、計装用コンディショナに表示された押し込み力の数値が安定したところで、振動を開始した。なお、振動提示時間は30秒間とした。振動提示終了直後の30秒間で、錯覚生起の有無と、明瞭度を回答してもらった。

なお、休憩は15試行ごとに10分間設け、その他にも実験参加者の要望に応じて適宜設けた。実験時間は、およそ3時間であった。

2.2.6 データ分析

ここでは、振動周波数、振動振幅、押し込み力を実験因子として行った、肘関節伸展錯覚の評価実験で得られたデータの分析方法を示す。錯覚生起率について、実験参加者、刺激条件ごとに、全試行分に対して錯覚が生起したと回答した割合を算出し、これを実験参加者の錯覚生起率の代表値とした。錯覚生起率は、刺激条件ごとに全実験参加者分の平均を算出した。錯覚明瞭度については、まずは実験参加者ごと、振動刺激条件ごとに、平均値を算出し、これを実験参加者の錯覚明瞭度の代表値とした。さらに、振動刺激条件ごとに、実験参加者全員分の平均値を算出した。錯覚生起率、明瞭度ともに振動周波数、振動振幅、押し込み力を要因とした三要因分散分析を行った。また、各要因に主効果がみられた場合は、下位検定として、TukeyKramer法^[2-4]による多重比較を行った。

第 2 章 振動提示条件が肘伸展錯覚の生起に及ぼす影響

2.2.7 追加実験の概要

本実験において錯覚生起率，明瞭度が高まった振動周波数，振動振幅，押し込み力の条件で，錯覚角度を計測する追加実験を行った．追加実験では，本実験の参加者のうち 12 名(男性 8 名，女性 4 名， 22.6 ± 4.3 歳)の協力を得た．

実験装置は，2.2.2 で述べた振動刺激提示装置の他に，錯覚角度計測用の装置を用いた．実験装置の構成を，図 2.3 示す．錯覚した肘伸展角度は，振動提示を行わない方の腕(右腕)でリアルタイムに再現させる．その様子を計測するため，動作解析装置 (Natural Point 社製, OptiTrack)を用いた．具体的には，実験参加者の右腕の肩峰突起，右上腕骨外側上顆，橈骨茎状突起の合計 3 か所に貼付したマーカーの 3 次元座標を PC に取り込み，後で肘関節伸展角度を算出できるようにした．なお，動作解析装置のサンプリング周波数は 100Hz であった．また，実験時に振動刺激を提示し，錯覚を生起させる腕(左腕)と，錯覚角度を再現する腕(右腕)の初期位置を合わせるため，錯覚角度を再現する腕の左側に，刺激提示時の肘関節角度である 110° を示した表示板を配置した．なお，実験参加者には，最大錯覚角度の大小に優劣はなく，あくまで感じた動きを忠実に再現してもらうよう，教示した．試行数は 1 条件 3 試行とし，3 試行分の平均値を実験参加者の最大錯覚角度の代表値とした．

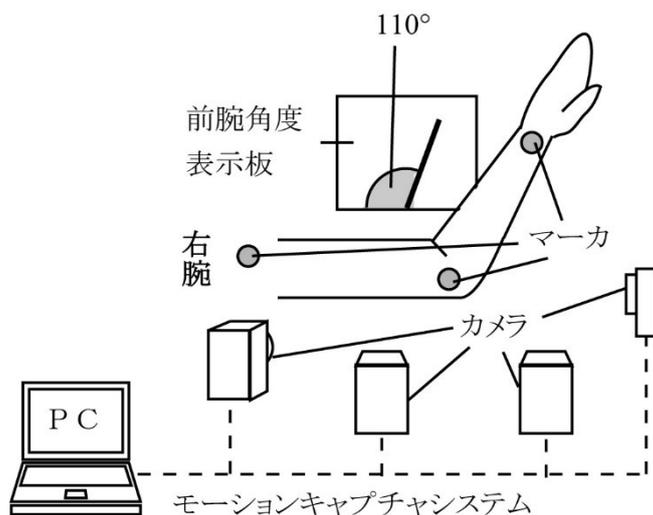


図 2.3 錯覚角度計測装置の構成

第2章 振動提示条件が肘伸展錯覚の生起に及ぼす影響

2.3 結果

ここでは、振動周波数、振動振幅、押し込み力を実験因子として行った肘伸展錯覚評価実験の結果と、その後に行った最大錯覚角度を計測した追加実験の結果を述べる。

2.3.1 振動周波数、振動振幅、押し込み力による肘伸展錯覚評価実験の結果

本実験で使用したデータ数 N は、錯覚生起率については、実験条件が 36 条件で、実験参加者 20 名分のデータであるため、合計 720 個である。また、明瞭度については、錯覚が生起した場合のみに取得するデータであるため、合計で 657 個となった。

振動周波数条件の組み合わせに対する錯覚生起率、明瞭度について、先行研究において錯覚生起に影響を及ぼすことがわかっている振動周波数^[2-1]ごとにわけて、図 2.4、図 2.5 に示した。ここでは、各条件による錯覚生起率、明瞭度の全体的な傾向を示すため、モザイク図を用いた。錯覚生起率、明瞭度共に 30Hz と比較して、50Hz、70Hz で高い値が得られた。50Hz では、振動振幅が MID (0.7mm) 以上において、押し込み力 7N の条件を除いて錯覚生起率 80% 以上、明瞭度が 3 以上となった。70Hz では、振動振幅 MID(0.3mm) において押し込み力 7N 以上、振動振幅 0.45mm において 5N 以上で、錯覚生起率 80% 以上、明瞭度が 3 以上と高い値となった。

なお、各周波数において振動振幅、押し込み力が大きい条件では、錯覚が明瞭に生起するが、振動によって皮膚にかゆみや痛みを感じるというコメントもみられた。

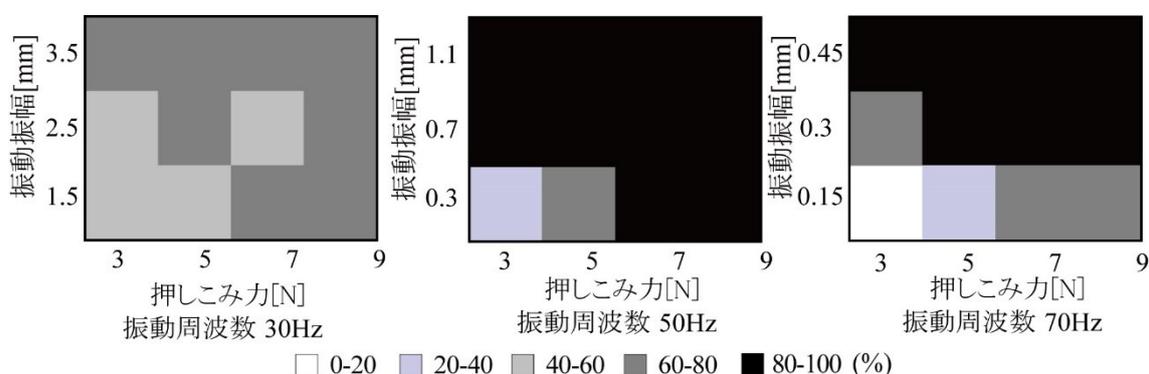


図 2.4 肘伸展錯覚生起率

第2章 振動提示条件が肘伸展錯覚の生起に及ぼす影響

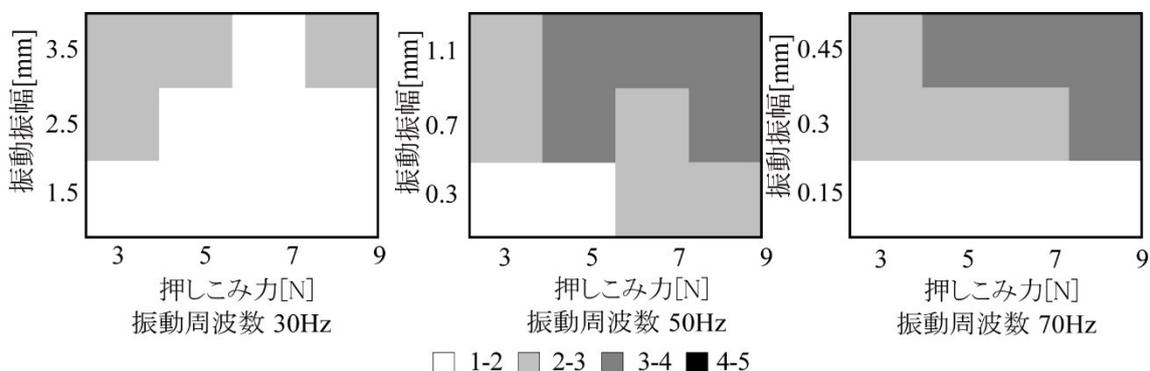


図 2.5 肘伸展錯覚明瞭度

(1) 錯覚生起率の結果

肘伸展錯覚の生起率について、振動周波数、振動振幅、押し込み力について三要因分散分析を行ったところ、いずれの要因でも主効果が有意であった(いずれも $p < 0.01$)。さらに、周波数×振幅 ($p < 0.01$)、周波数×押し込み力 ($p < 0.05$)、振幅×押し込み力 ($p < 0.01$)のいずれにおいても二要因の交互作用がみられた。周波数×振幅×押し込み力の三要因の交互作用はみられなかった。

そこで、二要因の交互作用について検討するため、図 2.6~2.9 のグラフを作成した。まず、周波数×振幅の交互作用について、図 2.6 では、横軸に振幅をとり、振動振幅による振動周波数ごとの生起率の推移を示す。振動振幅を要因とした多重比較を、振動周波数ごとに行ったところ、30Hz ではいずれの振幅条件とも有意差がなく、50Hz, 70Hz では、MIN と MID, MAX 条件間にいずれも有意差がみられた ($p < 0.01$)。しかし、50Hz, 70Hz では、MID-MAX 間に有意差はなかった。つまり、振動周波数 30Hz の際には振幅が錯覚生起率に影響を及ぼさないが、50, 70Hz と周波数が大きくなると、振幅によって生起率が高まるが、MID 以上では生起率が収束すると考えられる。

同様に、周波数×押し込み力の交互作用について、図 2.7 では、横軸に押し込み力をとり、振動周波数ごとの生起率の推移を示す。押し込み力を要因とした多重比較を、振動周波数ごとに行ったところ、周波数 30Hz, 50Hz では、いずれの押し込み力条件とも有意差がなかった。70Hz では、3N-9N の間にのみ、有意差がみられた ($p < 0.01$)。このことから、押し込み力は振幅と比較して、生起率に与える影響が小さいが、小さすぎると錯覚が生起しにくくなると考えられる。

第2章 振動提示条件が肘伸展錯覚の生起に及ぼす影響

最後に、振動振幅×押し込み力の交互作用について、図2.8では横軸に押し込み力を取り、振幅ごとの錯覚生起率の推移を示している。多重比較を行ったところ、振幅MINでは、3N-5N($p<0.01$)と、5N-9N($p<0.05$)の間に有意差がみられた。振幅MIDでは、3N-5Nの間にのみ、有意差がみられた($p<0.05$)。振幅MAXでは、押し込み力の条件間で、有意差がみられなかった。また、図2.9では横軸に振幅を取り、押し込み力ごとの錯覚生起率の推移を示している。押し込み力3Nでは、MIN-MID,MAX間に有意差があり($p<0.01$)、5Nでは、MIN-MID,MAX間に有意差がみられた。7N、9Nにおいては、振幅の条件間で有意差はみられなかった。これらのことから、振幅か押し込み力の値が小さいときには、どちらかの値を増加させることで、錯覚生起率が高まるが、いずれかが十分に大きい値である場合には、もう一方の条件の値を大きくしても、錯覚生起率に影響がないことがわかった。

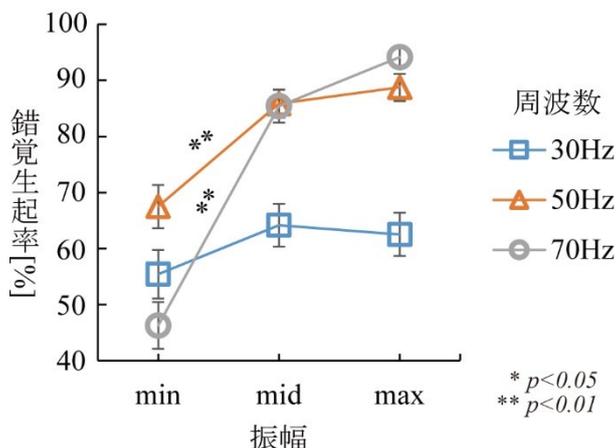


図2.6 肘伸展錯覚生起率(周波数×振幅)

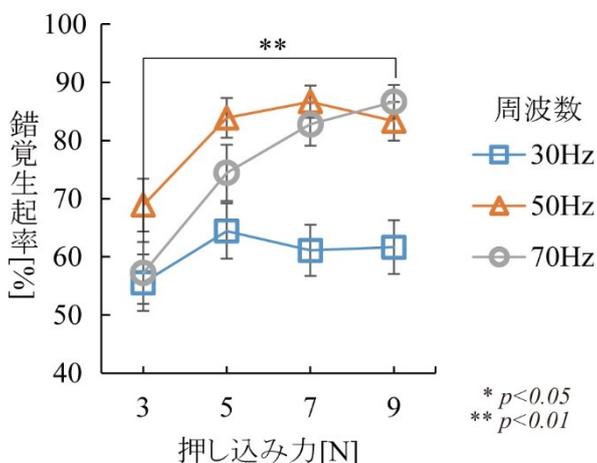


図2.7 肘伸展錯覚生起率(周波数×押し込み力)

第2章 振動提示条件が肘伸展錯覚の生起に及ぼす影響

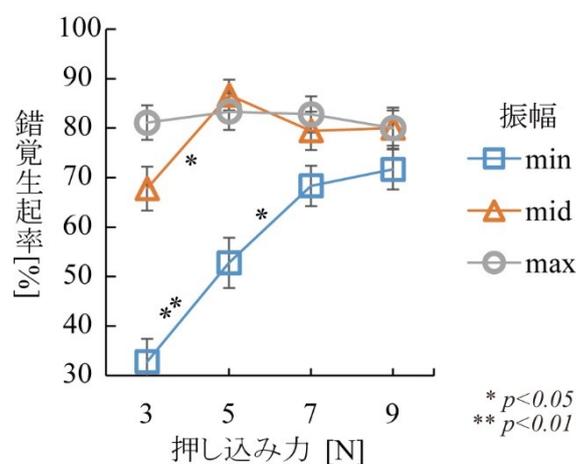


図 2.8 肘伸展錯覚生起率(振幅×押し込み力)

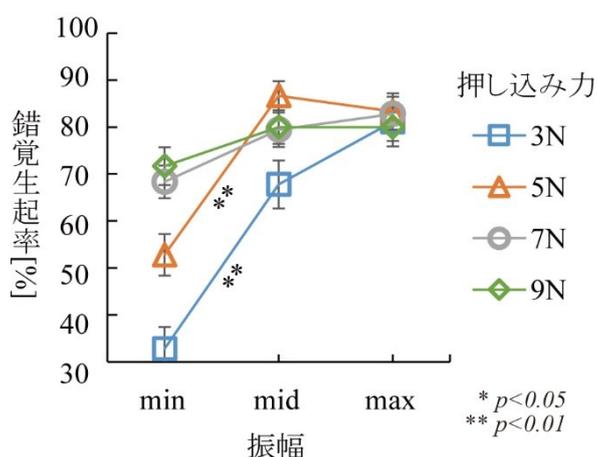


図 2.9 肘伸展錯覚生起率(押し込み力×振幅)

(2)明瞭度の結果

肘伸展錯覚の明瞭度について、振動周波数、振動振幅、押し込み力について三要因分散分析を行ったところ、いずれの要因でも主効果が有意であった(いずれも $p < 0.01$)。さらに、周波数×振幅($p < 0.01$)においてのみ、二要因の交互作用がみられた。周波数×振幅×押し込み力の三要因の交互作用はみられなかった。

そこで、周波数×振幅の交互作用について検討するため、図 2.10 のグラフを作成した。図 2.10 では、振動振幅を横軸に振幅をとり、振動周波数ごとの明瞭度の推移を示す。周波数、振動振幅を要因とした多重比較を行ったところ、30Hz の条件において、

第2章 振動提示条件が肘伸展錯覚の生起に及ぼす影響

振幅条件間では有意差がなく、50Hz, 70Hz では、MIN-MID, MAX 条件間にいずれも有意差がみられた($p < 0.01$)。しかし、50Hz, 70Hz では、MID-MAX 間に有意差はなかった。つまり、錯覚生起率と同様に、振動周波数 30Hz の際には振幅が明瞭度に影響を及ぼさないが、50, 70Hz と周波数が大きくなると、振幅によって明瞭度が高まるが、MID 以上では明瞭度が収束すると考えられる。また、交互作用に有意差がなかった押し込み力条件について、一要因分散分析を行ったところ主効果が有意であった ($p < 0.05$)。TukeyKramer 法による多重比較を行ったところ、3N と 9N の条件間のみ、有意差が生じた ($p < 0.05$) (図 2.11 参照)。

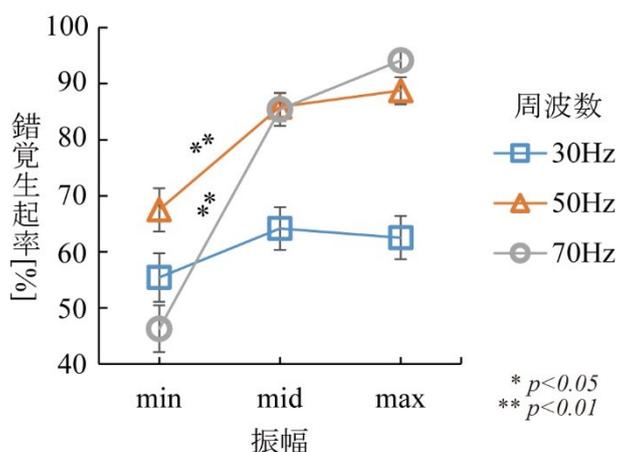


図 2.10 肘伸展錯覚明瞭度(周波数×振幅)

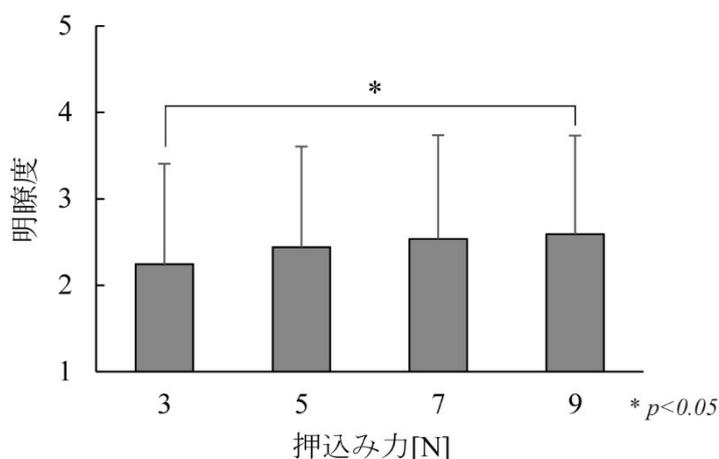


図 2.11 肘伸展錯覚明瞭度と押し込み力の関係

第2章 振動提示条件が肘伸展錯覚の生起に及ぼす影響

2.3.2 最大錯覚角度を計測する追加実験の結果

2.3.1より明らかになった、肘伸展錯覚の生起に適した50Hzと70Hzで、錯覚生起率・明瞭度の平均値が最も高い振幅と押し込み力の組み合わせを選び、その条件で刺激を与えた際の肘伸展の最大錯覚角度を計測した。具体的には、振動振幅がそれぞれ1.1mm(MAX), 0.45mm(MAX), 接触子の押し込み力をどちらも7Nに設定した場合の肘伸展錯覚角度を計測した。なお、錯覚角度は刺激を提示しない方の腕を用いて再現させたが、実際の肘関節の動きを再現させた際の誤差は、平均で1度(標準偏差5度)であった。実験参加者12名分の肘伸展錯覚角度の平均値を図2.12に示す。50Hzでは平均28度、70Hzでは平均33度肘が伸展したと錯覚した。スチューデントのt検定を行い、錯覚角度の平均値の比較を行ったところ、 $p=0.56$ で有意傾向であった。50Hz,70Hzどちらも同様に高い生起率・明瞭度が得られた振動刺激条件であったが、錯覚する角度は70Hzの方が5度程度大きくなる傾向がみられた。

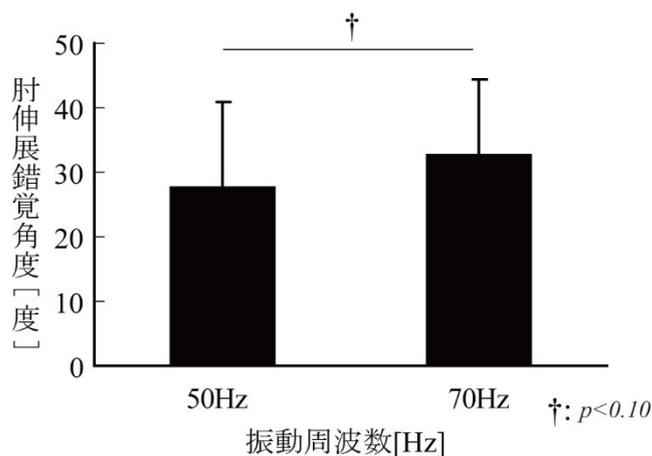


図 2.12 肘伸展錯覚角度

2.4 考察

ここでは、振動周波数、振動振幅、押し込み力を実験因子として行った、肘関節伸展錯覚の評価実験と、最大錯覚角度を計測した追加実験の結果について考察する。

第2章 振動提示条件が肘伸展錯覚の生起に及ぼす影響

2.4.1 振動周波数, 振動振幅, 押し込み力による肘伸展錯覚評価実験の考察

2.3 より, 肘伸展錯覚では, 振動周波数 50Hz では振動振幅 0.7mm・押し込み力 5N 以上, また, 70Hz では 0.3mm・9 以上, 0.45mm・5N 以上で錯覚生起率 80%以上, 明瞭度が 3 以上得られることがわかった. このように, 高い生起率と明瞭度で錯覚が生起する詳細な振動刺激条件の組み合わせ(周波数・振幅・押し込み力)が明らかになったことは, 今後, 関節の伸展・屈曲錯覚を用いたインタフェースデバイスの開発を行う上で有用な知見である.

錯覚生起率, 明瞭度が高くなった条件に着目すると, 50Hz, 70Hz の振動周波数において, 振動振幅と押し込み力を大きくすることにより, 肘伸展錯覚の生起率・明瞭度が高まった. このことは, 筋の伸張受容器である筋紡錘の感度が振動振幅と押し込み力に密接に関係していることを意味している. 筋紡錘は, 筋肉がより引き延ばされる状態で感受性が良くなる^[2-5]. つまり, 接触子を皮膚にしっかりと押し込み, 大きな振動振幅で振動を与えることにより, 上腕二頭筋を効率よく引き延ばし, 筋紡錘を興奮させることができたと考えられる. また, 振動周波数 70Hz で錯覚が生起しやすいことは Naito ら^[2-1]の先行研究と同じ結果であるが, 今回の実験結果から, 50Hz でも振幅が 0.7mm で押し込み力を 5N 以上にすると 70Hz と同様に十分に高い生起率と明瞭度が得られた. 先行研究より錯覚が生起しやすいとされる 70Hz の周波数が得られなくても, 振動振幅や皮膚への押し込み力を調整することで錯覚の生起率や明瞭度を高めることができる可能性が示唆された.

また, 統計分析の結果, 錯覚生起率, 明瞭度について, 三要因分散分析を行ったところ, 振動周波数, 振動振幅, 押し込み力の各因子に主効果があり, 二要因の交互作用がみられた. 特に, 振動周波数と振動振幅の交互作用は, 錯覚生起率, 明瞭度のどちらにもみられた. 多重比較の結果, 50Hz, 70Hz では振幅 MIN, MID 条件間で有意差がみられたが, 30Hz では有意差がなかった. つまり, 周波数 30Hz の場合には, 振動振幅を大きくして筋によく刺激が届くようにしても, 錯覚の生起率や明瞭度が増加しないといえる. 先行研究から, 振動周波数と筋紡錘の応答頻度が同期する^[2-6]ことが報告されており, 関節が動くような感覚を生起させるためには, 30Hz よりも大きい周波数で筋紡錘が応答する必要があることが示唆された. さらに, どの周波数条件についても, 振動振幅の MID, MAX 間では錯覚生起率, 明瞭度に有意差がみられず, 振動振幅, 押し込み力がともに大きい条件では, 皮膚のかゆみや痛みを感じる実験参加者もみられた. つまり, 腱振動刺激による運動錯覚生起のための振動振幅条件は大きくする程錯覚生起率や明瞭度が

第2章 振動提示条件が肘伸展錯覚の生起に及ぼす影響

高まるとはいえず、適切な範囲に設定することが重要である。また、錯覚生起率では、振動周波数と押し込み力、振幅と押し込み力においても交互作用がみられた。振動周波数 70Hz の際に押し込み力 3N と 9N の間でのみ有意差があり、押し込み力が小さ過ぎると錯覚の生起に適さないことがわかった。さらに、振動振幅が小さい条件、押し込み力が小さい条件においては、押し込み力と振幅の一方の値を増加させると、錯覚の生起率が増加することがわかった。

2.4.2 最大錯覚角度を計測する追加実験の考察

肘伸展錯覚角度について、50Hz では平均 28 度、70Hz では平均 33 度となり、振動周波数 50Hz と 70Hz では平均値で 70Hz の条件が 5°程度大きくなる傾向が見られた (t 検定, $p=0.056$)。このことにより、同様の錯覚生起率・明瞭度の刺激条件の組み合わせでも、振動周波数が異なることで錯覚角度が異なることが示された。

本実験において、錯覚生起に適した詳細な振動刺激条件が明らかとなり、そのときの最大錯覚角度がわかったことは、運動錯覚を利用したインタフェースデバイスの開発のための基礎的知見として、有用である。

2.5 小括

本章では、振動提示条件が運動錯覚の生起に及ぼす影響を明らかにするために、振動周波数、振動振幅、接触子の皮膚に対する押し込み力の 3 つの因子に着目して、肘伸展錯覚の生起率、明瞭度を評価した。さらに、錯覚が生起しやすい各条件の組み合わせにおいて、最大錯覚角度を明らかにした。その結果、以下のことが明らかになった。

(1)肘伸展錯覚の生起率、明瞭度には、振動周波数、振動振幅、押し込み力の全てが影響を与える。

(2)振動周波数が小さい場合には、振動振幅、押し込み力に関わらず、錯覚生起率、明瞭度は低くなる。

第2章 振動提示条件が肘伸展錯覚の生起に及ぼす影響

(3)振動周波数が大きい場合には、振動振幅、押し込み力が錯覚の生起に影響を及ぼし、振動振幅、押し込み力を一定以上大きくすると、錯覚が生起しやすくなる。具体的に、肘伸展錯覚では、振動周波数 50Hz では振動振幅 0.7mm・押し込み力 5N 以上、また、70Hz では 0.3mm・9 以上、0.45mm・5N 以上で錯覚生起率、明瞭度が高まる。

(4)振動振幅、押し込み力は一定以上大きくすると錯覚生起率、明瞭度の大きさは変わらないことがわかった。また、(3)で示した条件のうち、振動振幅、押し込み力が共に大きい条件では、錯覚は明瞭に生起するものの、皮膚のかゆみや痛み生じる場合があることから、腱振動刺激による運動錯覚を最大化するには、振動振幅と押し込み力を痛みやかゆみを生じない範囲で大きく設定する必要がある。

(5) 振動振幅が小さい条件、押し込み力が小さい条件においては、押し込み力と振幅のいずれか一方の値を増加させることで、錯覚の生起率が増加する。

(6)錯覚生起率、明瞭度が高い条件では、肘伸展錯覚の最大錯覚角度は、30 度程度であった。また、50Hz と 70Hz では、70Hz で最大錯覚角度がわずかに大きくなる傾向がみられ、振動周波数によって最大錯覚角度が異なる可能性が示唆された。

上述の通り、第1章で述べた腱振動刺激による運動錯覚に複数の刺激要因が与える影響を検討する研究課題について、肘伸展錯覚に着目して明らかにすることができた。また、錯覚生起に適したそれらの各条件に関する知見も得ることができた。さらに、刺激条件による錯覚特性を明らかにする課題について、肘伸展錯覚の最大錯覚角度を明らかにできた。

次章以降では、他の上肢関節において行った運動錯覚特性評価実験について述べる。本章で得られた結果より、振動振幅、押し込み力を一定以上大きくすると、錯覚が生起しやすくなることがわかった。また、振動周波数が低い条件では、振動振幅、押し込み力に関わらず錯覚が生起しにくくなること、振動振幅と押し込み力が一定以上大きくなると、錯覚生起率と明瞭度には変わりはなく、痛みやかゆみが生じる可能性があること、錯覚が生起しやすい条件でも、振動周波数によって最大錯覚角度等の特性が異なる可能性が示唆された。このことから、次章以降では、振動振幅、押し込み

第 2 章 振動提示条件が肘伸展錯覚の生起に及ぼす影響

力は事前に錯覚が生起しやすい条件で統制し，振動周波数のみを実験因子として実験を行うことにした．具体的には，手指関節と，肩関節について，運動錯覚生起に適した振動周波数条件と，錯覚特性を明らかにする実験を行った．

第3章

手指関節における運動錯覚生起に適した 振動周波数条件と錯覚特性

- 3.1 目的
- 3.2 方法
- 3.3 結果
- 3.4 考察
- 3.5 小括

概要

第3章では、第2章で着目した肘関節よりも関節が小さく、巧緻性の高い運動を担う手指関節において、運動錯覚の生起に適した振動周波数条件と錯覚特性を明らかにするために行った実験について述べる。なお、第2章で行った実験から、振動周波数の他に、振動振幅、押し込み力も錯覚の生起に影響を及ぼし、かゆみや痛みを感じず錯覚が最大化する範囲に両者の値を設定する必要があることがわかった。そのため、本実験では予備実験を通して錯覚が生起しやすい振動振幅と押し込み力条件に統制した上で、実験を実施した。

本実験では、5指の中で使用頻度が高い、人差し指 MP 関節の屈曲錯覚に着目し、振動周波数条件による錯覚生起率、明瞭度、刺激開始から錯覚が生起するまでの反応時間、動いたように感じた MP 関節の最大屈曲角度(錯覚角度)を計測した。その結果、70~130Hz の振動周波数において、高い生起率、明瞭度で屈曲錯覚を生起することがわかった。また、そのときの錯覚特性として、振動提示から錯覚が生起するまでの時間は約5秒であり、錯覚したと感じる角度は、約40度であることがわかった。

第3章 手指関節における運動錯覚生起に適した振動周波数条件と錯覚特性

3.1 目的

本章では、手指関節において運動錯覚の生起に適した振動周波数条件と錯覚特性を明らかにすることとした。具体的には、刺激対象として、5指の中でも使用頻度が高い人差し指で自然に曲げることが容易なMP関節に着目し、振動周波数を実験因子として、人差し指MP関節の屈曲錯覚の生起率、明瞭度、反応時間、最大錯覚角度を評価指標として実験を行った。

3.2 方法

3.2.1 実験参加者

実験参加者として、手指の皮膚や筋に外傷や関連既往歴のない大学生・大学院生 10名(男性6名・女性4名、平均年齢 22.2 ± 1.1 歳)の協力を得た。なお、実験参加者は全員右利きであった。また、本実験は早稲田大学「人を対象とする研究に関する倫理審査委員会」の承認を得て行った(承認番号 2014-264)。実験の前には、実験参加者に対して実験内容についての十分な説明を行い、インフォームドコンセントを得た。

3.2.2 実験装置

手指関節に振動刺激を提示する装置として、第2章で利用した加振機は、振動周波数と振動振幅をそれぞれ独立して調整することが可能であったが、振動力が大きく、細い手指関節の運動に関わる筋肉の腱を刺激するには、さらに小さな振動力で振動周波数、振動振幅を細やかに調整できる装置が必要であった。そこで、振動発生機には、第2章で利用した加振機よりも振動力が小さく、振動振幅を細かく調整することが可能な加振機(YSY MEDICAL 製, VIBRALGIC5)を利用した。本加振機では、振動周波数は 30~285Hz の間で調整可能であり、永久磁石と磁気コイルを利用した電磁アクチュエータを用いてリニア振動を発生する。皮膚との接触子については、対象となる腱に接触子の振動が適切に伝わる形状にするため、事前に予備実験を行い、直径 13mm の半球状(曲率半径 6.5mm, アクリル製)とした(図 3.1)。

実験装置の構成を、図 3.2 に示す。振動周波数・押し込み力計測機構については、第2章で行った実験と同様に、振動子先端部と接触子とカバーの間に力センサ(共和電業製, LMA-A-10N)を取り付け、アンプ(KEYENCE 製, NR-500)と AD 変換器(KEYENCE 製,

第3章 手指関節における運動錯覚生起に適した振動周波数条件と錯覚特性

NR-ST04)を介し、パソコンに取り込んだ。また、接触子を皮膚に押し込んだ際に、条件として設定した振動周波数が出力されていることを確認するため、力センサから得られた波形について、波形計測用ソフト(KEYENCE 製, WAVELOGGER)で、FFT による周波数解析を行い、リアルタイムで出力されている振動周波数の値をフィードバックできるようにした。

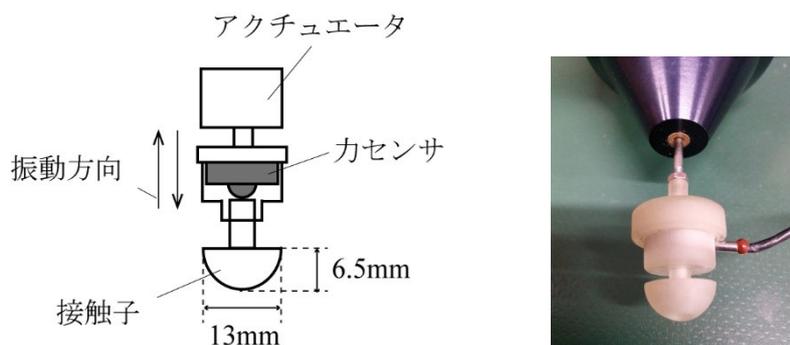


図 3.1 振動子の構造

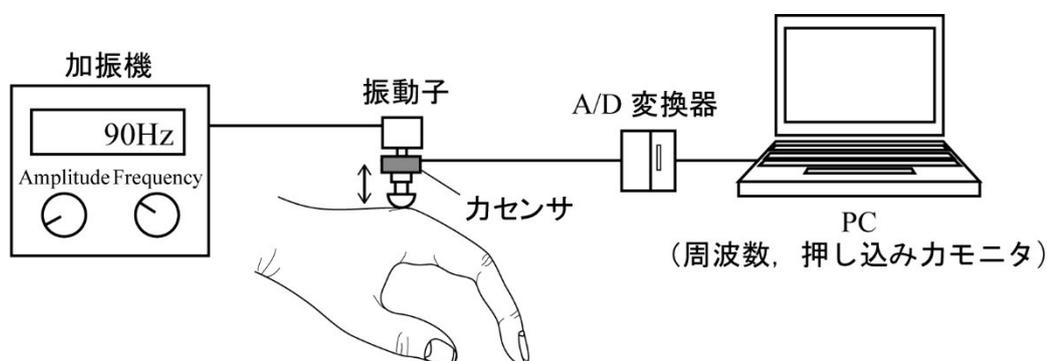


図 3.2 実験装置の構成

3.2.3 実験条件

振動周波数条件は、第2章で行った実験より、錯覚が生起しやすかった最小の周波数 50Hz から 190Hz まで 20Hz 刻みで 50,70,90,110,130,150,170,190[Hz]の8条件とした。

第2章より、振動振幅、押し込み力は痛みを感じない程度まで大きくすると錯覚が生起しやすくなる。そこで、本実験に先立ち行った予備実験の結果を踏まえ、痛みを感じない範囲で錯覚生起率が最大となった振動振幅と押し込み力の値で一定にした。振動周

第3章 手指関節における運動錯覚生起に適した振動周波数条件と錯覚特性

波数ごとの振動振幅の値は図 3.3 に示す。また、押し込み力は、1.0N で一定とした。

振動刺激提示位置は、指関節の伸筋である、総指伸筋、示指伸筋の腱上で、MP 関節の近位側とした(図 3.4)。

振動刺激提示時の実験参加者の姿勢を、図 3.5 に示す。肘置き台に左の前腕をのせ、手首から先を肘置き台からだし、掌を下側に向けてもらった。振動提示時の人差し指の関節角度は、前腕を手首から先が出るようにして肘置き台に置き、掌を下側に向け、手首から指先までリラックスさせた際に、人差し指に力をいれず自然ととれる角度を予備実験により調べ、MP 関節は 30 度、PIP (proximal interphalangeal)関節は 35 度とした。

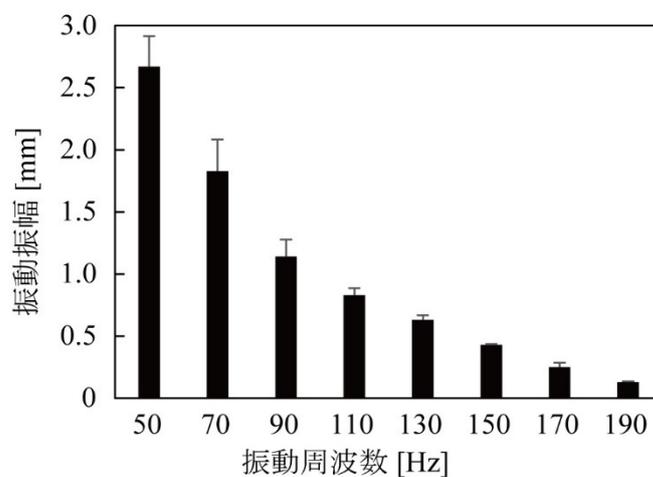


図 3.3 振動周波数と振動振幅の関係

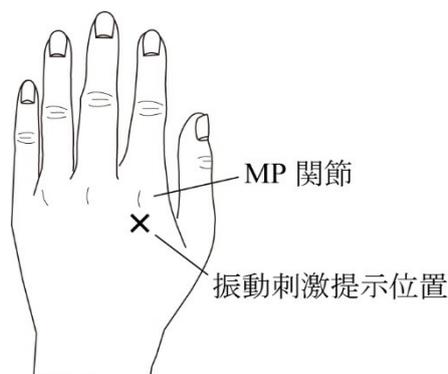


図 3.4 振動刺激提示位置

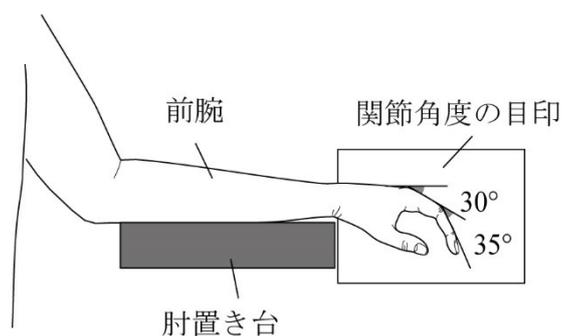


図 3.5 実験時の姿勢

3.2.4 評価指標

実験参加者には、各条件の組み合わせによる振動刺激を提示した際に、MP 関節屈曲錯覚生起の有無を二肢強制選択にて回答してもらい、錯覚が生起した割合を「錯覚生起率」とした。

錯覚が生起した場合には、錯覚の明瞭度、刺激提示から錯覚生起までの反応時間、振動刺激提示中に動いたように感じた MP 関節の屈曲角度を評価させた。

錯覚明瞭度は、主観 5 段階評価(1:ぼんやりと動いたように感じた～5:はっきりと動いたように感じた)で回答してもらい、これを錯覚の「明瞭度」とした。

反応時間は、実験参加者に、振動提示を行わない右手にストップウォッチを握らせ、振動の開始と共にスタート、錯覚が生起したと感じた瞬間にストップを押してもらい、このときの値を「反応時間」として記録した。

動いたように錯覚した最大の MP 関節屈曲角度は、振動提示終了後に刺激を受けていた左手人差し指で再現してもらい、屈曲角度を関節角度計(酒井医療株式会社製、三関節角度計)で計測し、「最大錯覚角度」とした(図 3.6 参照)。



図 3.6 最大錯覚角度計測の様子

第3章 手指関節における運動錯覚生起に適した振動周波数条件と錯覚特性

3.2.5 手続き

実験手順を、図 3.7 に示す。実験参加者を椅子に座らせ実験時の姿勢をとらせた。具体的には、実験参加者の左腕の前腕を、胸のすぐ下辺りの高さに設定した肘置き台の上に乗せ、手首から先が、肘置き台から出るように位置を調整した。手首、手指の力を抜いた状態で、実験参加者の左手人差し指の MP 関節、PIP 関節を、指を掌と水平になるように伸展させた状態を 0 度とし、そこから関節角度計を用いて、それぞれ 30 度、35 度に屈曲させた状態にし、振動提示中(20 秒間)はその角度を保持するよう教示した。振動提示中に関節を動かさず、規定した角度に保持できていることを確認するため、振動提示を行う人差し指の左側に、規定した手指の関節角度と同じ角度の目印をつけた紙を貼り(図 3.4)、振動提示を行う手指を挟んで角度の目印が書かれた紙、手指、ビデオが一直線上に並ぶようにそれぞれを配置した。この状態で、振動提示中に関節角度が目印から変化していないか、ビデオカメラの映像を実験者が目視で確認しながら実験を行った。なお、この間に手指の疲労を訴えた実験参加者はいなかった。

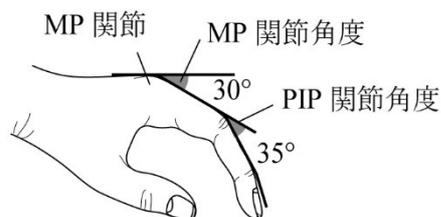
実験参加者の人差し指 MP 関節直下の総指伸筋、示指伸筋の腱に印をつけ(図 3.4)、印がある場所に接触子を押し込むようにした。ディスプレイに表示された押し込み力の値が 1.0N で安定したことを確認した後に、振動を開始した。なお、振動提示時間は 20 秒間とした。

実験参加者の右手にはストップウォッチを握らせ、振動提示開始と共にスタート、錯覚が生起した瞬間にストップしてもらい、振動の開始から錯覚生起までに要した時間を計測した。振動提示終了直後、錯覚生起の有無と錯覚が生起した場合にはその明瞭度を併せて回答してもらった。その後人差し指 MP 関節が屈曲したと感じた角度を振動提示した人差し指 MP 関節で再現してもらった。再現した関節角度は、関節角度計で計測した。実験参加者には、最大錯覚角度の大小に優劣はなく、あくまで感じた動きを忠実に再現してもらうよう、事前に教示した。なお、視聴覚情報が錯覚生起に影響を与える可能性があるため^[3-1]、実験参加者には振動提示中に閉眼してもらい、耳栓、ノイズキャンセリングのヘッドホンを着用してもらった。

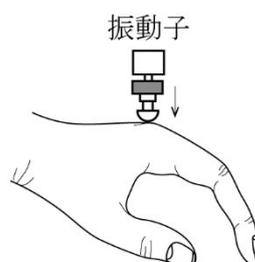
各振動周波数条件はランダムで提示し、同じ条件を 3 回ずつ行ったため、合計 24 試行であった。なお、休憩は 8 試行ごとに 10 分間設け、その他にも実験参加者の要望に応じて適宜設けた。実験時間はおよそ 1 時間半であった。

第3章 手指関節における運動錯覚生起に適した振動周波数条件と錯覚特性

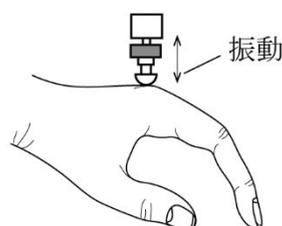
1) 人差し指の MP,PIP 関節の角度を規定する



2) 接触子を総指伸筋腱に押しあてる



3) 20 秒間振動を提示する



4) 錯覚角度を表現する



図 3.7 実験手順

3.2.6 データ分析

ここでは、振動周波数を実験因子として行った人差し指 MP 関節の屈曲錯覚の評価実験で得られたデータの分析方法を示す。錯覚生起率、明瞭度、反応時間、最大錯覚角度の各評価指標について、周波数条件ごとに 3 試行分の平均値を実験参加者の代表値とし、全実験参加者の平均値を算出した。また、各評価指標で振動周波数の一要因分散分析を行った。主効果がみられた場合は、下位検定として、TukeyKramer 法^[3-2]による振動周波数条件間の多重比較を行った。

3.3 結果

本実験で取得したデータ数は、錯覚生起率については、振動周波数 8 条件で被験者 10 名分のデータであるため、合計 80 個である。明瞭度、反応時間、最大錯覚角度については、錯覚が生起した場合のみに取得するデータである。実験参加者 1 名で、錯覚生起率が 0%であった条件が 1 つあったため、明瞭度、反応時間、錯覚角度のデータ数は合計 79 個であった。

振動周波数条件による人差し指 MP 関節の屈曲錯覚の生起率の推移を、図 3.8 に示した。一要因分散分析を行った結果、振動周波数に主効果がみられた($F(7,72)=14.23$, $p<0.01$)。下位検定を行った結果、50,60,70,80,90,110,130,150Hz の各条件において、170,190Hz と有意差がみられた($p<0.01$)。錯覚生起率は、50~150Hz の間の条件で 100%に近い値であった。170Hz からは、生起率が減少する傾向に転じ、70%以下であった。190Hz では、60%以下であった。

次に、錯覚明瞭度の平均値を図 3.9 に示す。一要因分散分析を行った結果、振動周波数に主効果がみられた($F(7,71)=15.54$, $p<0.01$)。下位検定を行った結果、70Hz では有意水準 5%以下で、90Hz と 110Hz では、有意水準 1%以下で、50Hz と有意差がみられた。また、70,90,110Hz では、いずれも 150Hz,170Hz,190Hz と有意差があった($p<0.01$)。また、130Hz では、170Hz, 190Hz と有意差があった($p<0.01$)。明瞭度の平均値は、50Hz,70Hz,90Hz の順に高くなる傾向であった。90Hz 条件では明瞭度の平均値で主観 5 段階評価中の 4 以上であった。90Hz よりも大きい周波数条件では明瞭度は低くなっていく傾向を示し、190Hz の条件では、5 段階中 2 以下の値であった。

振動提示から錯覚生起までにかかった時間(反応時間)の平均値を図 3.10 に示す。一要因分散分析を行った結果、振動周波数に主効果がみられた($F(7,71)=3.50$, $p<0.01$)。下位検定の結果、70Hz と 190Hz、また、90Hz と 170,190Hz との間に有意差がみられた。反応時間は明瞭度とは対照の傾向がみられ、50Hz,70Hz,90Hz の条件で反応時間が減少していった。90Hz の条件では、反応時間の平均値が最も小さく、5 秒以下であった。110Hz の条件から反応時間が長くなっていく傾向がみられた。170Hz,190Hz の条件では、反応時間は 8 秒以上となった。

振動周波数条件による最大錯覚角度の平均値を図 3.11 に示す。振動周波数を要因とした一要因分散分析を行った結果、最大錯覚角度においては振動周波数に主効果がみられず($F(7,71)=1.51$)、最大錯覚角度の全体の平均値は約 40 度であった。しかし、グラフ

第3章 手指関節における運動錯覚生起に適した振動周波数条件と錯覚特性

から読み取れる傾向としては、明瞭度と同様に、50Hz,70Hz,90Hz の順に値が大きくなり、110Hz よりも大きい周波数条件では最大錯覚角度は小さくなっていく傾向を示した。

また、錯覚生起率、明瞭度、反応時間、錯覚角度について、それぞれの評価指標との相関係数を算出した結果を、表 3.1 に示す。その結果、錯覚生起率と明瞭度、錯覚生起率と錯覚角度の間は正の相関を示し、相関係数はどちらも 0.75 であった。また、明瞭度と錯覚角度の間にも正の相関があり、相関係数は 0.97 であった。反応時間は、錯覚生起率、明瞭度、錯覚角度のいずれの間とも負の相関を示し、相関係数はそれぞれ、-0.76, -0.97, -0.94 であった。

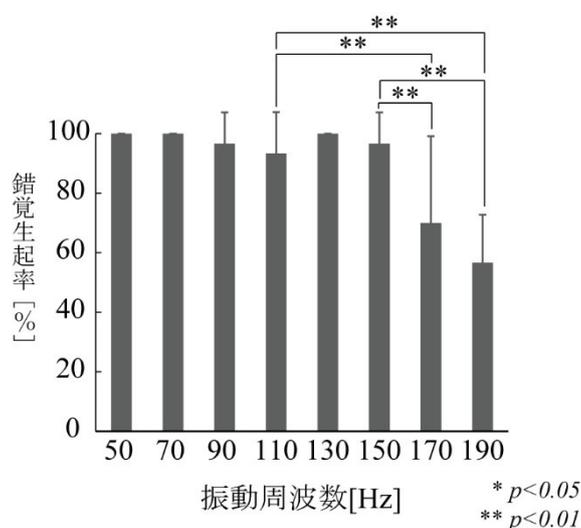


図 3.8 MP 関節屈曲錯覚生起率

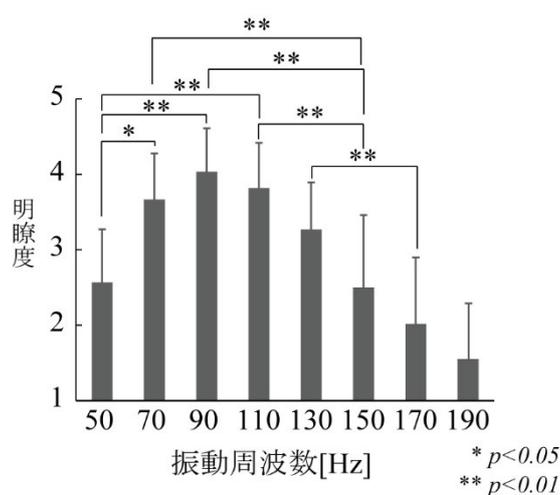


図 3.9 MP 関節屈曲錯覚明瞭度

第3章 手指関節における運動錯覚生起に適した振動周波数条件と錯覚特性

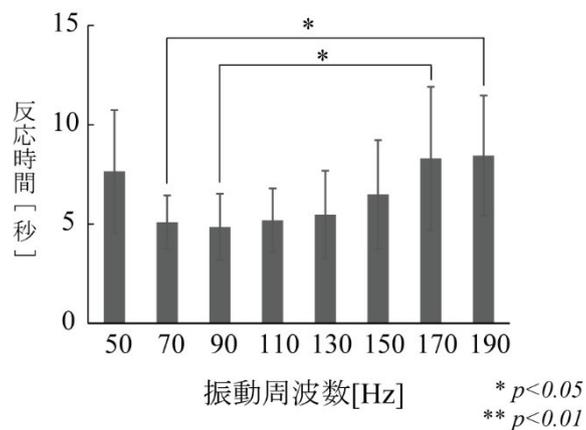


図 3.10 MP 関節屈曲錯覚の反応時間

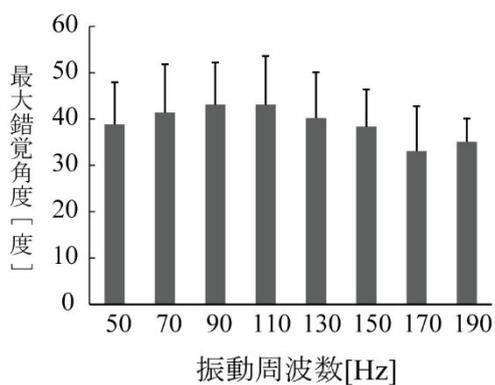


図 3.11 MP 関節屈曲錯覚の最大錯覚角度

表 3.1 評価指標間の相関係数

	生起率	明瞭度	反応時間	錯覚角度
生起率		0.75	-0.76	0.75
明瞭度			-0.97	0.97
反応時間				-0.94

3.4 考察

錯覚生起率は、50~150Hzの間で100%に近く、この条件の間では、錯覚生起率の値に有意差がみられなかった。さらに、明瞭度の平均値をみると、70~130Hzでは5段階評価の真ん中である3以上であり、これらの条件間に有意差がみられなかった。錯覚生起率、明瞭度の結果より、人差し指MP関節屈曲錯覚において、錯覚を高い確率で、明瞭に生起させるには、70~130Hzの振動周波数が適していることがわかった。このことは、70~130Hzの条件において、MP関節の伸筋である総指伸筋、示指伸筋の腱を最も良く刺激することができ、両筋に含まれる筋紡錘を興奮させることが可能であったためと考えられる。一方、10~240Hzの振動周波数条件において、肘伸展錯覚の明瞭性を調べたNaitoらの研究では、70, 80Hzで最大であったと報告されており^[3-3]、人差し指のMP関節屈曲錯覚においても、錯覚生起に適した振動周波数は共通していた。このことから、上腕二頭筋、総指伸筋・示指伸筋では筋の大きさが異なるが、どちらを刺激する場合でも、運動錯覚が生起しやすい振動周波数条件には大きな違いがないことがわかった。

また、錯覚特性として、反応時間は、錯覚生起率、明瞭度が高かった70~130Hzの条件は、他の条件と比較して短い傾向であり、平均で約5秒であった。反応時間と錯覚生起率、明瞭度の各指標間で強い負の相関(-0.76, -0.97)を示していることから、錯覚が生起しやすい条件においては、振動提示から錯覚生起までにかかる時間が短いと考えられる。肘伸展錯覚において反応時間を計測した先行研究^[3-3]でも、振動提示から錯覚生起までに最短でも4~5秒程度の時間を要した。このことから、肘関節/手指関節において運動錯覚を生起させる場合、振動提示の開始から錯覚生起までにかかる時間は同様で、約5秒かかることが示唆された。反応時間が約5秒かかる理由について、腱振動刺激による運動錯覚は、実際の関節運動時と同様に筋の伸張を検知する筋紡錘が応答することで生起する。筋肉の腱への振動提示の開始と、筋紡錘の応答の開始はほぼ同期しており^[3-4]、振動提示から筋紡錘の応答までには5秒もかからないと考えられる。しかし、本実験の結果では、振動提示から錯覚の生起までには約5秒の時間を要した。この理由としては、実際の関節運動の際には、関節の角度変化に伴い皮膚が引っ張られることによって皮膚受容器も応答すると考えられる。しかし、振動提示による運動錯覚では、実際の関節角度の変化による皮膚の引っ張りは生じない。実際の関節運動時と比較して、皮膚受容器の応答が不十分であるために、関節の運動と

第3章 手指関節における運動錯覚生起に適した振動周波数条件と錯覚特性

して脳で認識されるまでに時間がかかったと推測される。また、振動提示により皮膚を刺激されることで、まず皮膚表面の振動知覚に注意が集中してしまい、運動錯覚の知覚までに時間を要した可能性も考えられる。

最大錯覚角度は、振動周波数条件によらず約40度となった。人差し指MP関節の屈曲方向の可動域は、掌と水平になるように指を伸展させたときを0度として、90度である^[3-5]。振動提示時は、予めMP関節を30度屈曲させた状態であったため、振動提示により、関節可動域の約80%まで関節が屈曲したように錯覚したことがわかった。最大錯覚角度が、関節可動域の8割に留まった理由としては、実際の関節運動では、可動域の端に近い極端な伸展、屈曲位では、関節受容器が応答するといわれている^[3-6]。本実験においては、実際には関節角度の変化がなく、関節受容器の応答がないと考えられ、このことが、最大錯覚角度が関節可動域の8割に留まった要因であると推測される。また、屈曲錯覚生起率、明瞭度と錯覚角度の間で強い正の相関(0.75,0.97)がみられ、錯覚生起率と明瞭度が高い条件ほど錯覚角度が大きくなる傾向があることがわかった。さらに、人差し指MP関節の屈曲錯覚では、110Hzまで錯覚角度が増加していく傾向があったが、肘関節において振動周波数と錯覚角度との関連を調べた研究では、錯覚角度は80Hzで最大、100Hzで減少しており^[3-4]、肘関節における傾向と錯覚角度が最大となる振動周波数にやや違いがあった。この理由として、本実験で利用した永久磁石と磁気コイルを用いてリニア振動を発生する振動アクチュエータでは、高い振動周波数で振動させるほど同じ振動振幅で振動させるためには大きな電力が必要となるため、出力可能な最大振動振幅は振動周波数の増加に伴い減少する。上述の肘関節を対象として行った研究^[3-4]では、高い振動周波数の条件では十分な振動振幅を生成できず、肘関節の筋に適切に振動刺激が伝わっていなかったと考えられる。MP関節では、振動提示した筋(総指伸筋、示指伸筋)が肘関節の筋よりも小さく細く、また、腱上の皮膚が薄いことから、小さな振動振幅でも刺激が伝わりやすいと推測される。このことで、肘関節よりもやや高い振動周波数で最大錯覚角度が増加したと考えられる。

これらの人差し指MP関節の屈曲錯覚の生起とそれに適した振動提示条件は、手指関節を用いた屈曲運動錯覚を生起させる振動提示条件を決定する上で有用な知見となる。具体的には、例えば、物体を把持する等、手指関節を用いた運動錯覚をインタフェースデバイスとして応用することを検討する場合に、錯覚生起率と明瞭度が高い振

第3章 手指関節における運動錯覚生起に適した振動周波数条件と錯覚特性

動周波数を選定することで、そのときの反応時間と最大錯覚角度を考慮したシステム設計が可能となる。

3.5 小括

本章では、手指関節における運動錯覚の生起に適した振動周波数条件と錯覚特性を明らかにするため、特に人差し指 MP 関節の屈曲錯覚に着目して実験を行った。その結果、以下のことがわかった。

(1)70~130Hz の振動周波数において、100%に近い錯覚生起率、高い明瞭度で錯覚を生起させることができる。

(2)反応時間は、錯覚が生起しやすい条件で約5秒であり、最大錯覚角度は、約40度であった。

(3)錯覚が生起しやすい条件では、振動提示から錯覚が生起するまでの時間が短く、最大錯覚角度は大きくなる傾向がみられた。

以上の通り、第1章で述べた、錯覚が生起しやすい刺激条件と錯覚特性を明らかにする研究課題について、特に手指関節に着目して明らかにすることができた。

次章では、上肢の他の関節として、肩関節に着目し、本章と同様に、振動周波数を実験因子として、錯覚が生起しやすい振動周波数条件と錯覚特性を明らかにする。

第 4 章

肩関節における運動錯覚生起に適した 振動周波数条件と錯覚特性

- 4.1 目的
- 4.2 方法
- 4.3 結果
- 4.4 考察
- 4.5 小括

概要

第 4 章では、上肢の関節として最も大きい肩関節において、運動錯覚の生起に適した振動周波数条件と錯覚特性を明らかにするために行った実験について述べる。なお、肩関節は球状の関節であり、自由度が大きい。そこで、錯覚生起の有無や錯覚角度を一律の基準で評価するため、水平面上における肩関節の屈曲運動の錯覚に着目した。

本実験では、肩関節水平屈曲錯覚に着目し、振動周波数条件による錯覚生起率、明瞭度、刺激開始から錯覚が生起するまでの反応時間、動いたように感じた肩関節の最大水平屈曲角度(最大錯覚角度)を計測した。その結果、70~110Hz の条件で錯覚生起率が 100% に近くなり、明瞭度も高まることがわかった。また、錯覚特性として、振動提示から錯覚生起までにかかった時間は約 8 秒であり、最大錯覚角度は約 30 度であることがわかった。

第4章 肩関節における運動錯覚生起に適した振動周波数条件と錯覚特性

4.1 目的

本章では、肩関節において運動錯覚の生起に適した振動周波数条件と錯覚特性を明らかにした実験について述べる。具体的には、肩関節でも、特に肩関節水平屈曲運動を、錯覚として提示した。振動周波数を任意に設定可能な振動刺激提示装置を開発し、その装置を用いて、振動周波数を実験因子として、錯覚生起率、明瞭度、反応時間、最大錯覚角度を評価指標として実験を行った。

4.2 方法

4.2.1 実験参加者

実験参加者として、肩関節の皮膚や筋に外傷や関連既往歴のない大学生・大学院生20名(男性10名・女性10名、平均年齢 22.8 ± 5.7 歳)の協力を得た。なお、実験参加者は全員右利きであった。また、本実験は早稲田大学「人を対象とする研究に関する倫理審査委員会」の承認を得て行った(承認番号 2014-243)。実験の前には、実験参加者に対して実験内容についての十分な説明を行い、インフォームドコンセントを得た。

4.2.2 実験装置

実験装置の全体構成を、図4.1に示す。第2章で行った実験結果より、振動周波数、振動振幅、接触子の押し込み力が運動錯覚の生起に影響を及ぼし、振動振幅と押し込み力が一定以上大きい条件で錯覚が生起しやすかった。本実験で刺激提示を行う肩関節の筋肉の腱は、肘関節の筋肉の腱よりも大きく、皮膚も厚い。そのため、肩関節に振動刺激を提示する装置として、肘関節に提示した振動刺激よりも、大きな振動振幅を稼げる振動刺激提示装置が必要である。そこで、加振機よりも安価・小型で、振動振幅を大きく稼ぐことが可能なDCモーターを用いた振動刺激提示装置を開発した。また、錯覚時の反応時間、肩関節水平屈曲時の最大錯覚角度を計測する装置が必要となる。ここでは、(1)振動刺激提示装置と、(2)錯覚特性を計測する装置に分けて説明する。

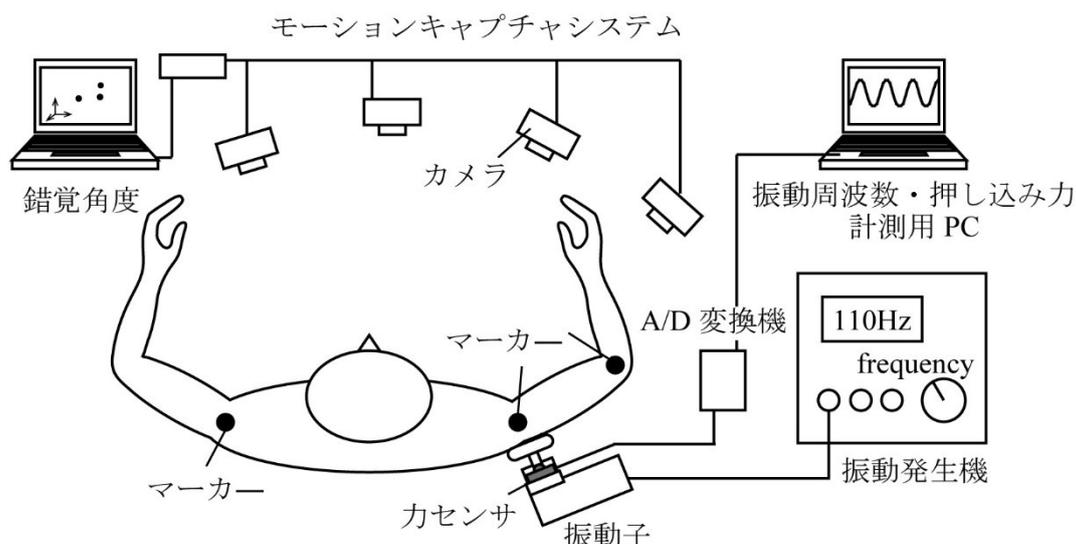


図 4.1 実験装置の構成

(1) 振動刺激提示装置

振動子は DC モーターの軸に偏心錘を取り付け、モーターの回転によって振動を発生させる(図 4.2)。ここで、振動子の振幅は、モーターの種類と偏心錘の組み合わせによって規定される。必要な振幅を出力できる加振力を持つモーターの種類と偏心錘の組み合わせを規定するための予備実験を行い、マブチモーター社製の DC モーター(RS-380PH)、質量 13g の偏心錘を用いることとした。なお、モーターの回転数が振動の周波数に対応するが、振動周波数を制御可能とするため、アナログ制御と比較して電力ロスが小さい PWM(Pulse Width Modulation)制御モジュールを接続した。これは、パルス幅の調整によって、モーターに印加する電圧値を調節し、振動周波数を制御する仕組みである。なお、パルス幅の比率(デューティ比)と振動周波数を対応させるため、特に、DC モーターの適正駆動電圧 7V の際の振動周波数とデューティ比の関係を調べた。具体的には、モーターに偏心錘、モーターカバーを取り付けた際の振動周波数を計測し(図 4.3)、両者の関係を式で表すため、指数関数近似を行い、以下の変換式を導出した。

$$DR = 98.9 \times e^{\frac{269.0}{f}} - 93.1 \quad (R^2 = 0.99) \quad \text{(式 4.1)}$$

DR: Duty Ratio[%]

f: Frequency[Hz]

この関係式に基づいて、ソフトウェア上から振動周波数を制御可能とした。

第4章 肩関節における運動錯覚生起に適した振動周波数条件と錯覚特性

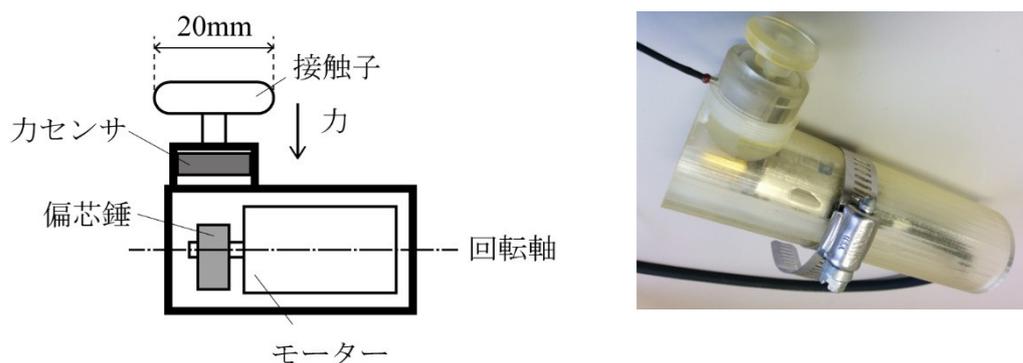


図 4.2 振動子の構造

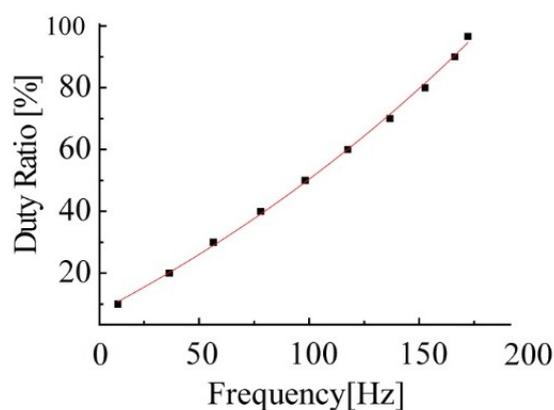


図 4.3 振動周波数と Duty 比の関係

皮膚と接する接触子については、対象となる腱に接触子の振動が適切に伝わる形状・サイズにするため、事前に予備実験を行い、直径 20mm の円板(アクリル製)を用いた(図 4.2).

振動周波数・押し込み力計測機構について、振動提示中に実際に出力されている振動周波数と、接触子が皮膚を押し込む力を計測するため、接触子とカバーの間に力センサ(共和電業製, LMA-A-200N)を取り付けた。力センサを取り付ける機構は、設計した CAD データに基づいて 3D プリンタで作成した。具体的には、接触子が皮膚を押し込む力を一点で捉えることができるよう、力センサのサイズに合わせた円柱形の入れ物を作成し、3D プリンタで自作したモーターカバーと接続した(図 4.2)。力センサの計

第4章 肩関節における運動錯覚生起に適した振動周波数条件と錯覚特性

測データはアンプ(KEYENCE 製, NR-500)と AD 変換器(KEYENCE 製, NR-ST04)を介して, サンプリング周波数 10kHz で PC に取り込んだ。なお, 計測用のソフト (KEYENCE 製, WAVELOGGER)を用いて, 力センサの値を波形で見られるように設定した。また, 接触子を皮膚に押し込んだ際に, 条件として設定した振動周波数が出力されていることを確認するため, 力センサから得られた波形についてソフト上で FFT による周波数解析を行い, リアルタイムでフィードバックできるようにした。

(2)錯覚特性計測装置

振動刺激を提示してから, 肩関節水平屈曲錯覚が生起するまでの反応時間は, 実験参加者の刺激を提示しない方の腕(左腕)にストップウォッチを握らせ, 刺激開始と同時にスタート, 錯覚が生起したと感じたところでストップしてもらうことによって計測した。

また, 錯覚時に屈曲したように感じた最大の肩水平屈曲角度は, 振動提示を行った右腕で実際に再現させる。その様子を計測するため, 動作解析装置 (Natural Point 社製, OptiTrack)を用いた。具体的には, 実験参加者の左右の肩峰突起, 右上腕骨外側上顆の合計 3 か所に貼付したマーカーの 3 次元座標を PC に取り込み(図 4.1), 後で肩関節水平屈曲角度を算出できるようにした。

4.2.3 実験条件

振動周波数条件は, 第 2 章で行った肘伸展錯覚を対象とした実験において, 錯覚生起率・明瞭度が高まった 70Hz を中心とし, 30,50,70,90,110,130Hz の 6 条件とした。

振動振幅と押し込み力は, 第 2 章で行った実験より, 一定以上大きくすれば錯覚生起率が高まった。そこで, 本実験に先立ち行った予備実験の結果を踏まえ, 痛みを感じない範囲で錯覚生起率・明瞭度が最大となる値を設定した。振動振幅の値は図 4.4 に示す。また, 押し込み力は 15N で一定とした。

肩関節水平屈曲錯覚の生起に影響する筋として, 広背筋・三角筋・棘下筋・小円筋・大円筋が挙げられる。棘下筋・小円筋・大円筋は, 腱が肩の筋肉の中でも内側にあるために, 皮膚上から刺激を提示しても, 該当の筋に振動刺激提示することができないため, 腱が皮膚上から検知できる広背筋・三角筋のどちらかに絞った。ここで, それぞれの腱を単独で刺激する条件, また, 両方同時に刺激する条件で錯覚生起のしやすさを比較したところ, 錯覚生起率と明瞭度が最大となったのは, 広背筋の腱を単

第4章 肩関節における運動錯覚生起に適した振動周波数条件と錯覚特性

独で刺激したときであった。そのため、振動刺激を提示する腱は、広背筋の腱とし、
図4.5に示す位置を振動刺激提示位置とした。

振動提示時の実験参加者の姿勢は、図4.6で示すように、上腕を90度外転した状態
とした。肩関節と肘関節の角度は、関節の伸筋、屈筋に力が入りにくい角度として、
肩関節が150度、肘関節が105度になる姿勢で一定とした。

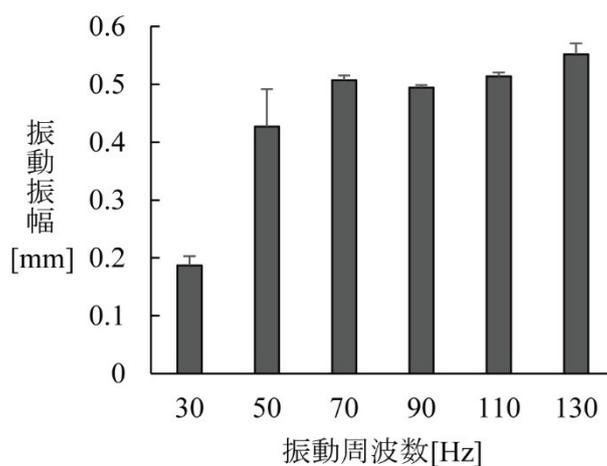


図 4.4 振動周波数と振動振幅の関係



図 4.5 振動刺激提示位置

第4章 肩関節における運動錯覚生起に適した振動周波数条件と錯覚特性

4.2.4 評価指標

実験参加者には、各条件の組み合わせによる振動刺激を提示した際に、肩関節水平屈曲錯覚生起の有無を二肢強制選択にて回答してもらった。錯覚が生起したと答えた割合を「錯覚生起率」とした。

錯覚が生起した場合には、錯覚の明瞭度、振動を提示してから錯覚生起までの反応時間、振動刺激提示中に動いたように錯覚した肩関節水平屈曲角度を評価させた。

錯覚明瞭度は、主観5段階評価(1:ぼんやりと動いたように感じた～5:はっきりと動いたように感じた)で回答してもらい、これを錯覚の「明瞭度」とした。

反応時間は、実験参加者に、振動提示を行わない左側の手でストップウォッチを握らせ、振動の開始と共にスタート、錯覚が生起したと感じた瞬間にストップを押してもらい、このときの値を「反応時間」として記録した。

動いたように錯覚した肩関節水平屈曲角度は、振動提示終了後に実際に右肩関節を動かして再現してもらった。このときの最大屈曲角度を「最大錯覚角度」とした。

4.2.5 手続き

実験手順を図4.6に示す。実験参加者には実験着に着替えてもらい、椅子に座らせた。次に、肩関節水平屈曲錯覚の、最大錯覚角度を計測するため、実験参加者の両側肩峰突起、右腕の上腕骨外側上顆の計3ヵ所にマーカーを貼付した。そして、上腕を90度外転した状態で、肩関節角度が150度、肘関節が105度になる姿勢をとらせ、振動提示中(20秒間)はその姿勢を保持するよう教示した。実験参加者の上肢の疲れを考慮し、振動提示後は腕を下してリラックスさせた。次の試行で、再度関節角度の計測を行い、上記の姿勢をとらせるようにした。なお、この間に実験参加者からの疲労の訴えはなかった。

実験参加者の広背筋の腱に印をつけ(図4.5)、印がある場所に接触子を押し込んだ。ディスプレイに表示された押し込み力の数値が15Nで安定したことを確認した後に、振動を開始した。なお、振動提示時間は20秒とした。

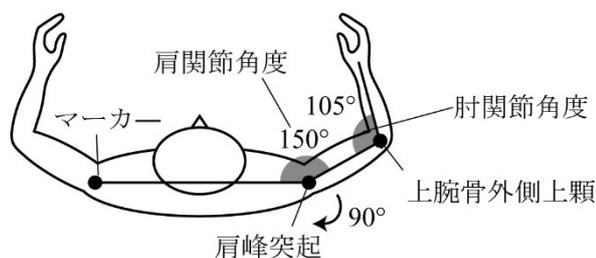
実験参加者の左手にはストップウォッチを握らせ、振動提示開始と共にスタート、錯覚が生起した瞬間にストップしてもらい、錯覚生起までに要した時間(反応時間)を計測した。振動提示終了直後、錯覚生起の有無を回答してもらった。その後、錯覚した肩関節水平屈曲角度を右腕で実際に再現してもらい、その様子を動作解析装置(Natural Point社製、FLEX:V100R2)を用いてサンプリング周波数100Hzで計測した。実験

第4章 肩関節における運動錯覚生起に適した振動周波数条件と錯覚特性

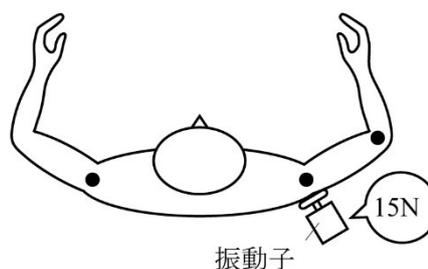
参加者には、最大錯覚角度の大小に優劣はなく、あくまで感じた動きを忠実に再現してもらうよう、事前に教示した。なお、実験参加者には振動提示中に閉眼してもらい、耳栓、ノイズキャンセリングのヘッドホン装着してもらった。

各振動周波数条件はランダムで提示し、同じ条件を3回ずつ行ったため、合計18試行であった。なお、休憩は6試行ごとに10分間設け、その他にも実験参加者の要望に応じて適宜設けた。実験時間はおよそ2時間であった。

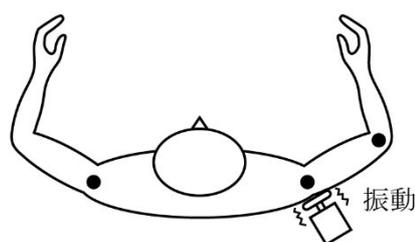
- 1) 肩関節の特徴点にマーカーを貼付し、肩、肘関節の角度を規定する



- 2) 接触子を広背筋の腱に15Nで押しあてる



- 3) 20秒間振動を提示する



- 4) 振動終了後、錯覚生起の有無、明瞭度を回答し、最大錯覚角度を再現する

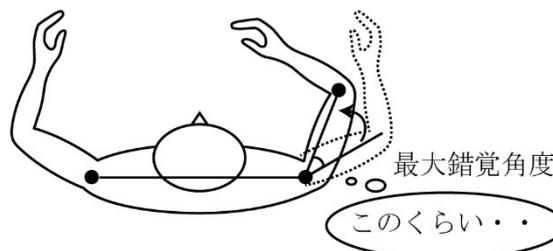


図 4.6 実験手順

第4章 肩関節における運動錯覚生起に適した振動周波数条件と錯覚特性

4.2.6 データ分析

ここでは、振動周波数を実験因子として行った肩関節水平屈曲錯覚の評価実験で得られたデータの分析方法を示す。錯覚生起率、明瞭度、反応時間、最大錯覚角度の各評価指標について、各周波数条件で3試行分の平均値を実験参加者の代表値とし、全実験参加者の平均値を算出した。また、錯覚生起率、明瞭度、反応時間、最大錯覚角度の各指標について、それぞれ振動周波数の一要因配置分散分析を行った。主効果が見られた場合は、下位検定として、TukeyKramer法^[4-1]による振動周波数条件間の多重比較を行った。

4.3 結果

本実験で使用したデータ数 N は、錯覚生起率については、振動周波数 6 条件の被験者 20 名分のデータであるため、合計 120 個である。明瞭度、反応時間、最大錯覚角度については、錯覚が生じた場合のみに取得するデータである。錯覚が生じなかった条件が全被験者含めて 10 個あったため、合計で 110 個となった。

まず、振動周波数条件による、肩関節水平屈曲錯覚の生起率の推移を、図 4.7 に示す。錯覚生起率について、振動周波数を要因とした一要因分散分析を行った結果、振動周波数に主効果が見られた($F(5,114)=8.89, p<0.01$)。下位検定を行った結果、30Hz と 70Hz, 90Hz, 110Hz の間では、有意水準 1%以下で有意差がみられ、30Hz と 130Hz の間では、有意水準 5%以下で有意差がみられた。さらに、50Hz と 70Hz, 90Hz, 110Hz の間にも有意差があった(いずれも $p<0.01$)。また、振動周波数 30Hz, 50Hz, 70Hz の順に生起率が増加していく傾向が見られた。30Hz では、条件内で錯覚生起率が最も低くなり、50%程度であったが、50Hz では生起率は 70%程度まで増加した。70Hz, 90Hz, 110Hz の条件においては、錯覚生起率は 100%に近い値まで高くなった。条件内で最も大きい振動周波数である 130Hz では錯覚生起率は 80%程度であり、やや減少する傾向がみられた。また、70Hz, 90Hz, 110Hz と 50Hz, 130Hz では有意差はみられなかったが、50Hz, 130Hz の条件で標準偏差が大きくなった。

次に、錯覚明瞭度の平均値の推移を図 4.8 に示す。振動周波数を要因とした一要因分散分析を行った結果、振動周波数に主効果が見られた($F(5,104)=5.19, p<0.01$)。明瞭度についても下位検定を行った結果、30Hz と 90Hz($p<0.05$)、110Hz($p<0.01$)、130Hz($p<0.05$) の間に有意差がみられた。また、50Hz と 110Hz の間にも有意差がみとめられた($p<0.05$)。

第4章 肩関節における運動錯覚生起に適した振動周波数条件と錯覚特性

明瞭度の平均値は、30Hz, 50Hz, 70Hz, 90Hz, 110Hz の順に、明瞭度が増加する傾向であった。具体的には、30Hz, 50Hz では明瞭度が小さく、主観5段階評価の内、中間の値である3よりも小さかった。70Hz以上の周波数条件では、明瞭度は3よりも大きい値となった。110Hzでは、錯覚明瞭度が条件内で最も高くなり、4に近い値であった。錯覚生起率と同様に、130Hzでは、110Hzと比較して明瞭度がやや下がる傾向であった。

振動提示から錯覚生起までにかかった時間(反応時間)の平均値の推移を図4.9に示す。振動周波数を要因とした一要因分散分析を行った結果、振動周波数に主効果は見られなかった($F(5,104)=0.12$)。全振動周波数条件を含めた反応時間の平均値は7.8秒であった。

振動周波数条件による最大錯覚角度の平均値を、図4.10に示す。振動周波数を要因とした一要因分散分析を行った結果、振動周波数に主効果は見られず($F(5,104)=0.95$)、全振動周波数条件における最大錯覚角度の平均値は26度であった。しかし、錯覚明瞭度と同様に、30Hz, 50Hz, 70Hz, 90Hz, 110Hzの順に最大錯覚角度が大きくなる傾向がみられ、錯覚生起率が高い70~130Hzでは、26~28度の最大錯覚角度であった。さらに、錯覚生起率、明瞭度と同様に130Hzでは、最大錯覚角度が減少傾向に転じた。

また、錯覚生起率、明瞭度、反応時間、最大錯覚角度について、それぞれの評価指標との相関係数を算出した結果を、表4.1に示す。表4.1より、錯覚生起率と明瞭度、錯覚生起率と最大錯覚角度の間は強い正の相関を示し、相関係数は0.89, 0.96であった。また、明瞭度と最大錯覚角度の間にも正の相関があり、相関係数は0.97であった。反応時間は、錯覚生起率とはほとんど相関がみられず、明瞭度、錯覚角度とはいずれも弱い負の相関を示し、相関係数は-0.41, -0.32であった。

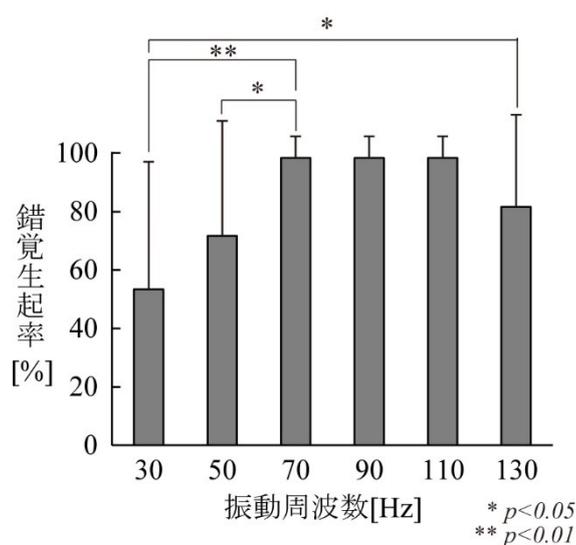


図 4.7 肩水平屈曲錯覚生起率

第4章 肩関節における運動錯覚生起に適した振動周波数条件と錯覚特性

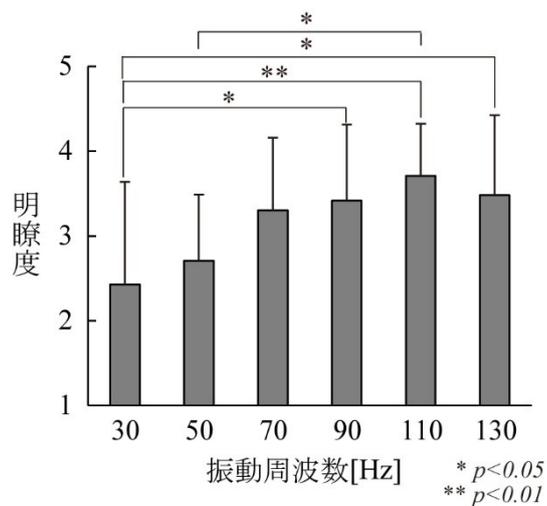


図 4.8 肩水平屈曲錯覚明瞭度

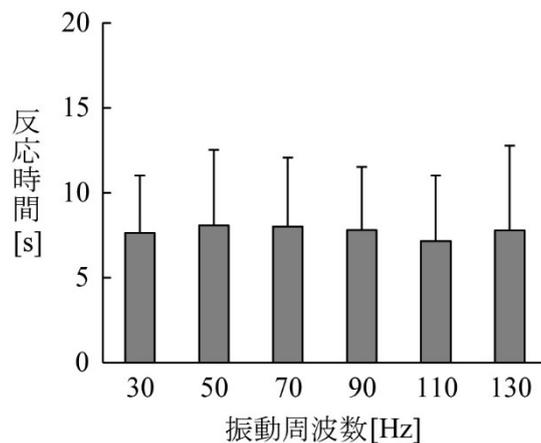


図 4.9 肩水平屈曲錯覚の反応時間

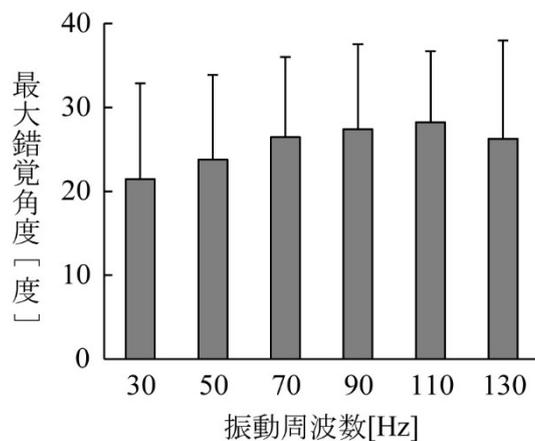


図 4.10 肩水平屈曲錯覚の最大錯覚角度

表 4.1 各評価指標間の相関係数

	生起率	明瞭度	反応時間	錯覚角度
生起率		0.89	-0.16	0.96
明瞭度			-0.41	0.97
反応時間				-0.32

4.4 考察

錯覚生起率は、70,90,110Hz の条件でほぼ 100%であった。さらに、これらの条件における明瞭度の平均値をみると、5段階評価の真ん中である 3 以上であり、条件間に有意差がみられなかった。錯覚生起率、明瞭度の結果より、肩関節水平屈曲錯覚において、錯覚を高い確率で、明瞭に生起させるには、70~110Hz の振動周波数が適していることがわかった。肘伸展錯覚と振動周波数の関係を調べた Naito ら^[4-2]の報告において、70,80Hz 程度の振動周波数で錯覚が生起しやすかった。また、第2章で述べた手指関節の屈曲錯覚においても、70~130Hz が錯覚生起に適した条件であると考えられ、肘・手指・肩関節の上肢関節において、同様の周波数帯域で錯覚が生起しやすいと考えられる。また、錯覚生起率について、50Hz,130Hz では標準偏差が大きくなった。50Hz, 130Hz では、実験参加者ごとの生起率が、最小値 0%、最大値 100%であった。このことから、50Hz, 130Hz の条件は実験参加者により錯覚生起の有無がわかる条件であり、一部の实验参加者で全く錯覚が生起しない場合があるといえる。50Hz で錯覚が生起しない实验参加者がいる理由は、錯覚生起に関与する筋紡錘の応答頻度が、振動周波数に対応する^[4-3]ことが関係していると考えられる。筋紡錘の応答頻度が高まることによって錯覚が生じるため、50Hz の周波数は、実験参加者によって、筋紡錘の応答頻度を高め錯覚を生起させるために十分な振動周波数ではなかったと考えられる。一方、振動周波数が高く、筋紡錘の応答頻度も高まると推測される 130Hz で錯覚が生起しない实验参加者がいる理由は、本実験で利用した振動刺激提示装置について、電圧制御によるモーターを振動子として使用したことにより、振動周波数の増加に伴い遠心力が増加したことが関与していると推測される。図 4.11 は、各周波数条件で振動提示中の押し込み力を力センサで計測した際の平均値を示す。Kruskal-Wallis の H 検定の結果、振動周波数に主効果が見られ($F(5,114)=72.1, p<0.01$)、下位検定の結果

第4章 肩関節における運動錯覚生起に適した振動周波数条件と錯覚特性

90Hz と 110Hz の組み合わせ以外は、全て隣り合う条件間で有意差がみとめられた。

130Hz では、振動提示中に受ける力がおよそ 25N で最も大きくなり、運動錯覚の知覚よりも、皮膚を圧迫される知覚が大きくなったことが一因として考えられる。錯覚明瞭度については、130Hz の条件で 70~110Hz の条件と差がなく、皮膚を圧迫される知覚が影響しない実験参加者の場合は、高い明瞭度で錯覚が生起すると考えられる。

また、錯覚特性として、反応時間は振動周波数の条件によって違いが見られず、平均で 7.8 秒であった。第 3 章で述べた手指の関節を対象とした実験では、平均で 5 秒程度であり、手指よりも 3 秒程平均値で遅くなった。この理由として、肩関節では手指関節よりも皮膚が厚いため、当該筋の腱に外部から振動を与える際、振動が腱に伝達されにくいことが考えられる。また、実際の肩関節水平屈曲運動時に筋が引き延ばされ、筋紡錘が興奮すると考えられる筋は、本実験で刺激提示を行った広背筋のみではなく、三角筋、棘下筋、小円筋、大円筋がある。つまり、実際の肩関節水平屈曲運動時には、これら複数の筋からの筋伸張情報を統合して、関節が動く感覚が生じていると考えられる。そのため、実際の運動よりも筋伸張情報を中枢に送る筋が少ない状態で錯覚を生起させている肩関節において、反応時間が長くなったと推測される。

最大錯覚角度は、第 2 章で述べた手指関節における評価実験と同様に、振動周波数の増加に伴わずかに増加していく傾向がみられたが、分散分析の結果、振動周波数による主効果がみられなかった。振動周波数に対応して筋紡錘の応答頻度が高まる^[4-3]ため、最大錯覚角度も周波数に応じて大きくなると考えられるが、本研究では振動周波数によって最大錯覚角度に明確な違いがみられなかった。このことについて、実験参加者からは「はっきりと動いているか動いていないかの違いはあるが、関節がどこまで動いているかについてははっきりと違いがわからない。」というコメントがあった。そこで、筋紡錘の応答特性を調べると、筋紡錘には「動的反応」と「静的反応」があり、筋紡錘と一次終末を形成する I a 求心性神経線維は、主に筋紡錘の動的反応を伝達し、筋がちょうど伸張している最中に発火頻度が高まる。反対に、筋紡錘と二次終末を形成する II 求心性神経線維では、主に静的反応を伝達するため、筋が伸張して長さが保持されている際に、発火頻度が高まる^[4-4] (第 1 章, 図 1.5 参照)。このことから、筋紡錘に由来する関節の運動感覚知覚について考察すると、筋紡錘の一次終末からの信号は、主に関節の動きの感覚を伝え、筋紡錘の二次終末からの信号は、主に関節位置の感覚を伝えると推測される。つまり、本研究で行った腱振動刺激による運動錯覚は、筋紡錘の一次終末の応答とそれにより想起される関節の動きの感覚に影響

第4章 肩関節における運動錯覚生起に適した振動周波数条件と錯覚特性

を与えており、二次終末の応答、もしくはそれにより想起される関節位置の感覚には大きく影響しない可能性が示唆された。

また、最大錯覚角度は錯覚生起率、明瞭度が高い条件で約30度であった。ここで、第2章で調べた肘関節伸展の最大錯覚角度は、約30度であり、第3章で調べた手指関節の最大錯覚角度は約40度であった。これらの結果から、腱振動刺激による運動錯覚では、上肢の肘関節、手指関節、肩関節のいずれの部位においても、最大錯覚角度は30~40度程度に留まることがわかった。これは、第3章で手指関節に対して行った実験結果の考察と同様に、腱振動刺激のみでは、極端な屈曲・伸展位で応答するはずの関節受容器は応答させられないこと、関節の運動に合わせて皮膚が引っ張られることによって応答する皮膚受容器が応答していないことが関係していると推測される。

また、第2章で着目した手指関節と同様に、肩関節においても、錯覚生起率、明瞭度と錯覚角度の間で強い正の相関がみられ、錯覚生起率と明瞭度が高い条件ほど最大錯覚角度が大きくなる傾向があることがわかった。また、手指関節においては、反応時間について、錯覚生起率、明瞭度、錯覚角度と強い負の相関があったが、肩関節においては、相関係数が負の値となったものの、値が小さかった。このことから、肩関節においては、錯覚生起率や明瞭度に関わらず、反応時間が8秒程度かかることがわかった。

これらの肩関節水平屈曲錯覚の生起に適した振動提示条件と、錯覚特性に関する知見は、肩関節を用いた運動錯覚を工学的に利用する際に振動提示条件を決定する上で有用である。具体的には、例えば、第2章で調べた肘関節における錯覚と組み合わせ、上肢全体を使ったダイナミックな運動錯覚を生起させるインタフェースデバイスを検討する場合に、錯覚生起率と明瞭度が高い振動周波数を選定し、そのときの反応時間と最大錯覚角度を考慮したシステム設計が可能となる。

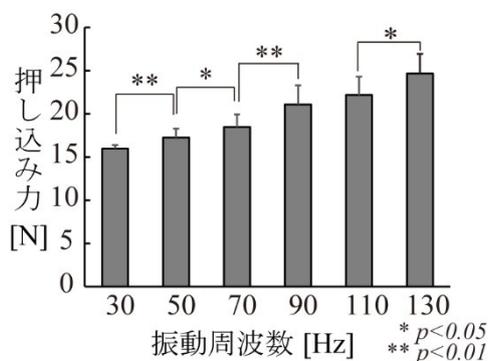


図 4.11 振動周波数ごとの最大押し込み力

第4章 肩関節における運動錯覚生起に適した振動周波数条件と錯覚特性

4.5 小括

本章では、肩関節における運動錯覚の生起に適した振動周波数条件と錯覚特性を明らかにするため、特に肩関節の水平屈曲錯覚に着目して実験を行った。その結果、以下のことが明らかになった。

(1)振動周波数 70~110Hz の条件で、広背筋の腱に振動刺激を提示すると、肩関節水平屈曲錯覚の生起率が 100%に近くなり、錯覚の明瞭度も高まる。

(2)錯覚特性として、振動提示から錯覚生起までにかかった時間は約 8 秒あり、最大錯覚角度は約 30 度である。

(3)肘、手指、肩関節で、錯覚が生起しやすい振動周波数条件は共通している。

(4)手指、肩関節では、肩関節で反応時間が 3 秒程遅く、皮膚や脂肪の厚みによって刺激が腱に伝達されにくいこと、肩関節水平屈曲運動には実際には広背筋のみではなく、複数の筋が関与することなどが、反応時間を要する原因として示唆された。

(5) 肘、手指、肩関節では、最大錯覚角度が共通して 30~40 度であり、これ以上の関節角度の変化には、筋紡錘以外の受容器が関与することが示唆された。

以上の通り、第 1 章で述べた、錯覚が生起しやすい刺激条件と錯覚特性を明らかにする研究課題について、特に肩関節に着目して、明らかにすることができた。

ここまで、肘関節、手指関節、肩関節に着目した運動錯覚特性評価実験について述べてきた。しかし、腱振動刺激による運動錯覚をリハビリやエンターテインメントの領域での用途を検討する上で、単関節の屈曲、伸展のみではなく、複数関節を協調させるような複雑な運動錯覚が生起可能であるかも、確認しておく必要がある。第 2 章から第 4 章で行った実験により、肘・指・肩関節において、高い生起率、明瞭度で錯覚が生起し、錯覚による関節可動域が 30~40 度程度確保できることがわかっている。

第4章 肩関節における運動錯覚生起に適した振動周波数条件と錯覚特性

そこで次章では、今までに得られた知見を元に特に肘／肩関節を組み合わせた運動錯覚を生起させる試行実験について述べる。

第5章

二関節を協調させた運動錯覚生起の試み

5.1 目的

5.2 方法

5.3 結果

5.4 考察

5.5 小括

概要

第5章では、第2~4章において、上肢の各関節(肘／手指／肩)において、単一関節であれば、錯覚がほぼ100%で生起し、錯覚による関節可動域も十分に確保できることを確認した。そこで本章では、上肢の関節を複数組み合わせ、協調させた運動錯覚を生起させる試みについて述べる。なお、複数関節を協調させる運動錯覚を生起させるにあたり、遠くにある対象物に手を伸ばしてリーチングをする際など、日常生活においても協調させて動かすことが多い肩と肘の二関節を組み合わせることとした。具体的には、まず、肘・肩の二関節を協調させた運動錯覚を生起させるために必要な装置を、独自に開発した。次に、開発した装置を用いて、肘関節、肩関節の伸展・屈曲錯覚を組み合わせ、2次元平面上に6種類の図形を描かせる錯覚を生起させ、錯覚した図形の正答率と、図形判別の容易性を評価した。その結果、図形判別の容易性は低いものの、任意の図形を描くような錯覚が、一部生起することを、この試行実験で確認した。

第5章 二関節協調させた運動錯覚生起の試み

5.1 目的

本章では、肘・肩の二関節を協調させた運動錯覚を生起させる試みについて述べる。具体的には、まず、二関節を協調させた運動錯覚生起のための装置開発を行った。次に、開発した装置を用いて、肘・肩の二関節を協調させた運動錯覚の生起が可能であるか確認するため、先行研究^[5-1]で行われた実験に倣い、評価実験を実施した。具体的には、肘関節、肩関節の伸展・屈曲錯覚を組み合わせることで、2次元平面上に6種類の図形を描かせる錯覚を生起させ、そのときの正答率と、図形判別の容易性を評価した。

5.2 方法

5.2.1 実験参加者

本実験には、大学生、大学院生の男女5名(男性2名、女性3名、平均年齢20.8±1.8歳)の協力を得た。実験参加者は、全員右利きであり、上肢に外傷や関連既往歴がないことを確認した。なお、本実験は、早稲田大学の「人を対象とする研究に関する倫理規定」に準拠して、実験参加者には事前に実験の内容について十分に説明を行い、同意を得た上で実施した。

5.2.2 実験装置

本実験では、二関節協調させた運動錯覚を生起させるため、複数個所に同時に刺激提示可能な装置を独自に開発した。本装置は、振動刺激提示装置と、振動子固定機構の2つから構成される。具体的に、振動刺激提示装置は、肘・肩関節を協調させた上肢の運動錯覚を提示するために、複数の振動子を持ち、振動周波数を個別で制御可能な振動刺激提示装置を製作した。振動子固定機構は、振動提示中、肘・肩関節の屈伸筋の腱に振動子を押し当てる際に、刺激する位置や押し込み力がぶれないようにするための機構とした。以下に、(1)振動刺激提示装置、(2)振動子固定機構に分けて説明する。

(1)振動刺激提示装置

本実験では、肩・肘関節屈伸筋の腱、計4か所に対して、同時に振動刺激を提示する必要がある。そのため、第4章で述べた振動発生機について、4つの振動子を持ち、そ

第5章 二関節協調させた運動錯覚生起の試み

れらを個別で制御できる振動刺激提示装置を開発した。

振動提示装置の本体は、電源ユニットと制御ユニットにわけ、電源ユニットは幅 350×高さ 55×奥行 250[mm]、制御ユニットは幅 240×高さ 180×奥行 290[mm]のアルミケースに格納した(図 5.1)。モーターの駆動電圧は、実験時は使用した DC モーターの適正電圧 (7V) で一定としたが、今後モーターを変更した際も利用できるよう、電源ユニットに設置したつまみで、1~12V の間で設定可能とした。

4つのモーターの回転数は、振動子の振動周波数に対応する。開発した装置では、振動周波数を独立して制御するため、各モーターに制御モジュールを接続した(図 5.2)。振動子の構造、接触子形状・サイズは、第4章で用いた、図 4.2 に示したものと同一である。振動子には、3D プリンタで自作したモーターカバーを取り付け、偏芯錘の近くに皮膚との接触子を作成した。4つの振動子の振動の ON/OFF、振動周波数の自動制御を可能にするため、振動子制御用のソフトウェアも開発した。振動周波数のプログラムは csv ファイル上で作成し、モーターのチャンネルごとに時系列で任意の周波数の値を入力することによって行う。開発したソフトウェア上でプログラム済みの csv ファイルを読み込むと、インターフェース上の各モーターのグラフにプログラムした振動周波数のパターンが表示され、スタートボタンを押すと、自動でプログラムした振動周波数のパターンが各モーターに出力される仕組みとした(図 5.3)。

以上述べてきたように、4つの振動子をもち、それぞれの振動の ON/OFF、振動周波数を PC 上で制御可能な振動刺激提示装置を開発した。



図 5.1 振動刺激提示装置の概観

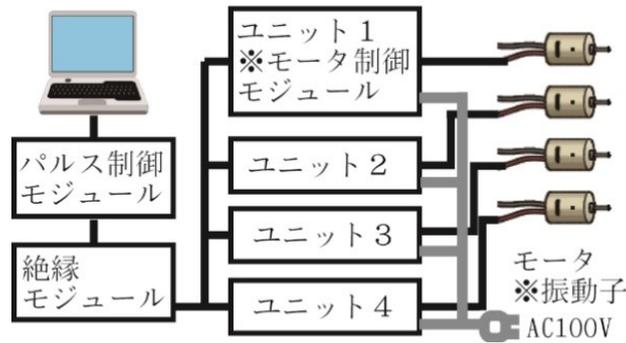


図 5.2 制御ユニットの構成

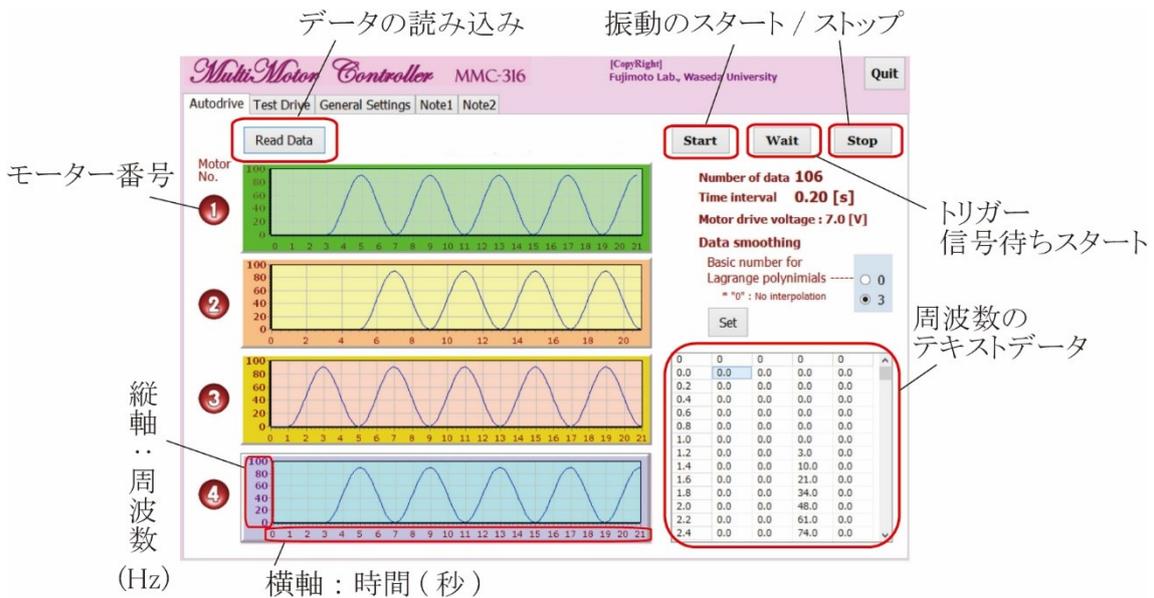


図 5.3 制御用ソフトウェアのインターフェース

(2)振動子固定機構

今回の評価実験では、図 5.4 に示すように、肩関節を 90 度外転させ 150 度水平伸展し、肘関節を 105 度伸展させた姿勢を保持した状態で、肩・肘の屈伸筋の腱、計 4 ヲ所に刺激提示を行う。各関節の屈筋、伸筋側に振動子を固定する機構を 2 セット開発した。本実験に先立ち行った予備実験から、上肢が刺激提示部位以外に、周辺の物と接触する面積が大きくなると、錯覚が生じにくくなることがわかっているため、振動子の接触子

第5章 二関節協調させた運動錯覚生起の試み

(直径 20mm のアクリル円板)のみが皮膚に触れるようにする必要がある。また、第2章の結果から、接触子の押し込み力が運動錯覚の生起に影響するため、振動刺激提示中に押し込み力が変化しないようにする必要がある。さらに、振動刺激中に上肢が多少動いてしまう場合があり、その際に刺激を提示する接触子が腱上から外れてしまう可能性がある。なお、実験参加者によって腕の太さが異なるため、屈筋、伸筋にあてがう振動子間の幅を調整できるようにする。

これらのことから、振動子固定機構は、次の仕様を満たすように設計した。

- ①上肢に触れるのは振動子の接触子部分のみにする。
- ②屈筋側と伸筋側のいずれも同等の押し込み力で振動子を押し当てることができる。
- ③上肢が少し動いた場合に、振動刺激提示位置、押し込み力が変化しないよう、その動きに追従して振動子が動く。
- ④実験参加者の腕の太さにより、同一関節における屈筋、伸筋にあてがう振動子の幅を調整可能である。

上記の①～④の仕様を満たすため、図 5.5 に示す機構とした。具体的には、ステンレス板の上にマグネットスタンドを立て、各スタンドには、それぞれスライダを取り付けた。この2個のスライダは、水平方向に、受動的に滑らかに動くことができる。スライダにネジ穴を空け、2つの振動子をバネで繋いだ。これによって、二つの振動子の接触子の間に関節を挟めば、接触子以外上肢に触れない。また、屈筋、伸筋の腱にあてる振動子の押し込み力を同等にすることが可能である。また、振動刺激中に上肢が動いた場合でも、スライダが動き、上肢の動きに追従するため、振動刺激提示位置や押し込み力は変化しない。さらに、蝶ネジを用いて、バネの長さの調節することによって、実験参加者の腕の太さに応じて2つの振動子の幅と押し込み力も調節である。

以上のように、振動子の接触子のみが上肢に触れ(①)、屈筋、伸筋にいずれも同等の押し込み力で振動子を押し当てることができ(②)、振動中に接触子の位置を腱上からずらさず、接触子の皮膚に対する押し込み力を一定に保ち(③)、実験参加者の腕の太さによって、振動子間の幅が調整可能(④)である機構とすることができた。

なお、完成した振動刺激装置と振動子固定機構を実験時と同様に用いている写真を図 5.6 に示す。

第5章 二関節協調させた運動錯覚生起の試み

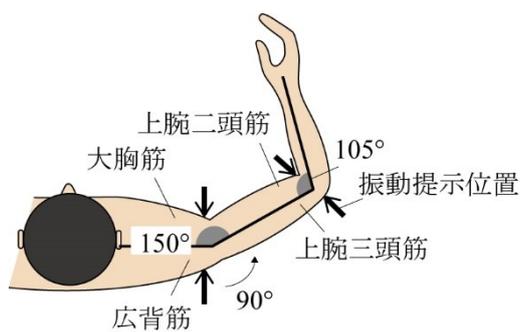


図 5.4 実験時の姿勢

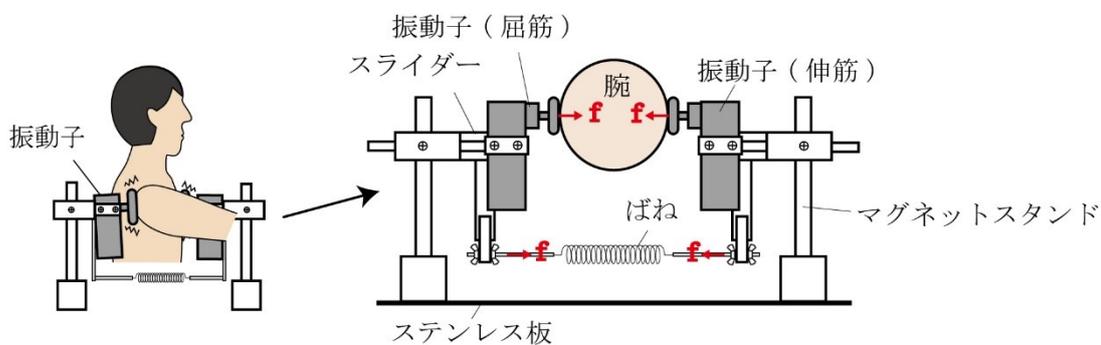


図 5.5 振動子固定機構の概念図

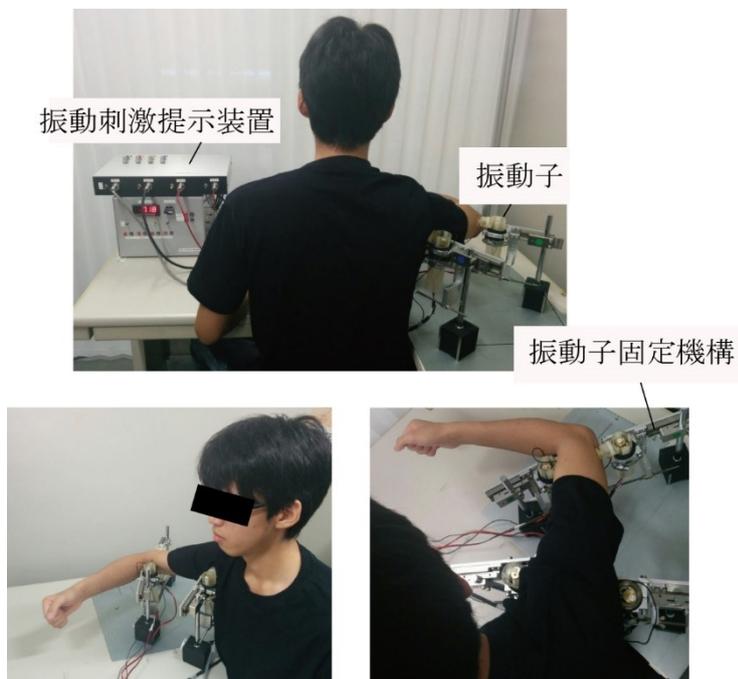


図 5.6 完成した装置

(3)提示する振動周波数パターンの作成

各筋に提示する振動周波数パターンの作成について述べる。先行研究^[5-2]において、振動周波数と、錯覚時の角速度は対応していることが報告されているため、錯覚として生起させたい動作を実際に行ったときの各関節の角速度を振動周波数に変換することで作成した。本実験では、まず、実験参加者の両側肩峰突起、上腕骨外側上顆、橈骨茎上突起の計4ヵ所にマーカーを取り付けた。肩関節を90度外転させ150度水平伸展し、肘関節を105度伸展させた姿勢を初期姿勢とし(図5.4)、その状態から、肘・肩関節の運動を組み合わせ、水平面上に手先で正円、正三角形、正四角形等の図形6種類(提示図形と記す、図5.7)を描く動作を行わせた。この様子を、モーションキャプチャシステムで計測した。各図形の大きさは、図5.8に示すように、縦横の最大幅が30cmになる大きさとした。図5.8に示す各錯覚図形の矢印は、1画目を示している。6種類の図形を描かせた際の肘関節、肩関節の運動について、モーションキャプチャで計測した各マーカーの時系列の座標から、肘関節、肩関節の角速度をそれぞれ伸展方向、屈曲方向にわけて算出した。その後、算出した角速度について、1試行中の最大値を、肘関節では80Hz、肩関節では100Hzとして、振動周波数に変換した。

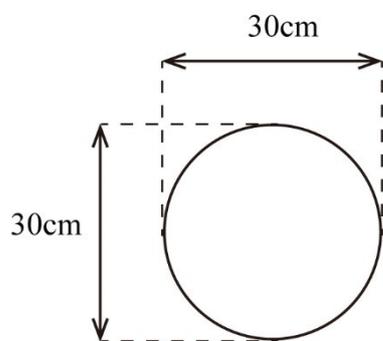


図 5.7 図形の大きさ

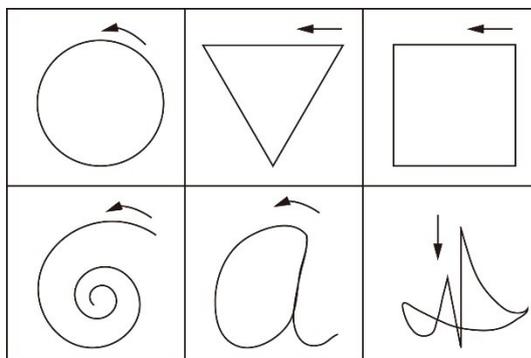


図 5.8 提示図形

5.2.3 実験条件

実験条件は、次の4つの要因について、すでに二関節を協調させた錯覚の生起を確認している先行研究^[5-1]に倣って条件設定を行った。1つ目は二次元平面上に図形を描く錯覚を生起させる点、2つ目は、描かせるようにする図形の種類、3つ目は、刺激を

第5章 二関節協調させた運動錯覚生起の試み

提示する筋，4つ目は，刺激時の姿勢である．なお，水平面上に図形を描いているように錯覚させる図形は，図 5.8 に示す正円，正三角形，正四角形，渦巻き，アルファベットの a，4 拍子の図形 6 種類(以下，提示図形)とした．このときの各筋に対する振動刺激の振動周波数パターンは，5.2.2(3)で作成したものである．次に，刺激提示を行う筋は，肘・肩関節の屈伸筋とし，それらの腱計 4 ヶ所とした．本実験では，肘関節については肘の伸展と屈曲の錯覚，肩関節については肩の水平伸展と水平屈曲錯覚を生起させたい．そこで，それらの運動に関与する筋の腱を刺激することとした．具体的には，大胸筋，広背筋，上腕二頭筋，上腕三頭筋の腱とした(図 5.4)．なお，先行研究^[5-11]においては，肩の水平屈曲錯覚を生起させるために，三角筋の腱を刺激しているが，本研究では 4.2.3 で示したように，予備実験において，三角筋よりも広背筋の腱を単独で刺激した場合に錯覚が明瞭に生起したため，広背筋の腱を対象にした．また，振動刺激提示中の実験参加者の姿勢は，図 5.4 で示したように，体幹と上腕のなす角度が 90 度，肩と上腕のなす角度が 150 度，上腕と前腕のなす角度が 105 度となるようにした．

接触子の皮膚に対する押し込み力については，第 2 章，第 4 章で調べた結果を元に，肘関節の筋は 5N，肩関節の筋は 15N で押し込むこととした．

また，視覚や聴覚からの情報が錯覚の生起に影響を与えるため^[5-3]，刺激提示中には閉眼してもらい，耳栓，ノイズキャンセリングヘッドフォンを装着し，他の感覚モダリティからの情報を遮断した．6 種類の図形を描く錯覚を生起させる振動提示は同一条件を 3 回行い，全試行数は，錯覚図形 6 条件×3 試行で，全 18 試行とした．

5.2.4 評価指標

実験参加者には，刺激提示を受けた後に，手先で描いたように感じた図形が，図 5.8 に示す図形(ここでは，見本図形と呼ぶ)のいずれであったかを，その都度回答してもらった．提示図形と回答した図形が一致した割合を「正答率」とした．

また，自身が描いたと錯覚した図形がどの程度判別しやすかったか(図形判別の容易性)を VAS(Visual Analog Scale)を用いて 0-100%で評価してもらった(図 5.9)．VAS は全長 100mm の水平な直線に，10mm ごとに垂線を引いたものであり，左端を「0%: (描いた図形は)図形の判別が不可能であった」，中央を「50%: 図形の判別が可能であった」，右端を「100%: 見本図形と完全に一致していた」として教示した．図形を回答した後に，自身で感じた判別のしやすさを表す箇所に縦線を引いて印をつけてもらい，左端から印

第5章 二関節協調させた運動錯覚生起の試み

のある位置までの長さを測り、各提示図形の条件で平均値を算出した。

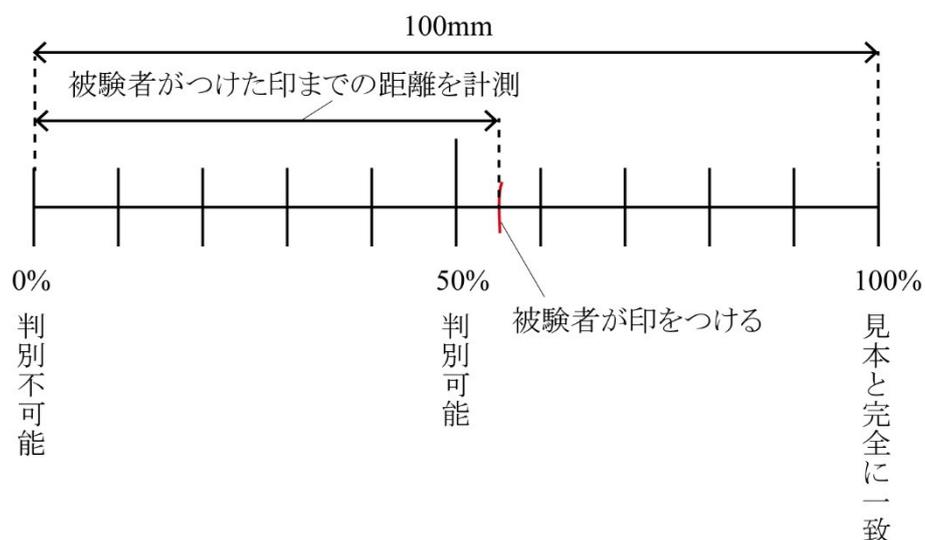


図 5.9 図形判別の容易性の評価に用いた VAS 指標

5.2.5 手続き

実験参加者には実験着に着替えてもらい、椅子に座らせた。次に、肩関節を 90 度外転させ 150 度水平伸展し、肘関節を 105 度伸展させた姿勢をとってもらった(図 5.4)。この状態で、5.2.2(2)で述べた振動子固定機構に設置した振動子の間に肩と肘を挟んでもらい、振動子の接触子が、肩・肘関節の屈伸筋の腱にちょうどあたるように調整した。振動子固定機構のバネの長さを調節することによって、振動子の皮膚に対する押し込み力を調整した。まず、練習試行として、今回提示した図形とは異なる錯覚を生起させ、実験手順をよく理解させた上で、実験を実施した。次に、本試行として、肩の屈伸筋、肘の屈伸筋の腱に、条件とした錯覚図形を描かせる振動刺激を提示した。1 回の刺激提示時間は約 20 秒間であった。刺激間のインターバルは、1 分程度とった。

刺激提示終了後、手先で描いたように感じた図形を、図 5.8 に示す 6 種類の見本図形の中から選択させた。さらに、描いたように錯覚した図形と、図形判別の容易性を、VAS を用いて評価させた。実験中はアイマスク、耳栓をさせ、視聴覚情報を遮断した。なお、見本図形にある 6 種類の図形は、何度でも選んでよいとした。また、実験中は適宜休憩をとった。実験時間は、練習試行を含めて 1 時間程度であった。

5.3 結果

ここでは、開発した装置を用いて、二関節を協調させた運動錯覚を生起させた実験の結果について述べる。正答率は、一つの提示図形条件について3試行、実験参加者5名分のデータを合わせた15個分のデータから、正答した割合を算出した。図形判別の容易性は、VAS指標の左端から印のある位置までの長さを測り、全試行で平均した長さを算出した。図形判別の容易性については、正答であった場合のみ、集計して平均値を算出した。

正答率と、図形判別の容易性に関する結果を、図5.10、図5.11に示す。全条件における正答率の平均は46%、図形判別の容易性は48%であり、条件によってばらつきがみられた。正答率は正三角形で最も高く、73%であった。このときの図形判別の容易性は60%であった。その他の図形では、渦巻き、アルファベットのaで正答率がどちらも53%となり、正三角形に次ぐ正答率の高さだった。そのときの判別の容易性に関するVASはそれぞれ55%、65%であった。4拍子、正四角形はそれぞれ正答率が47%、40%であった。このときの判別の容易性は45%、44%であった。正円は、正答率7%、図形判別の容易性は20%であり、正答率、図形判別の容易性ともに条件の中では最も低くなった。

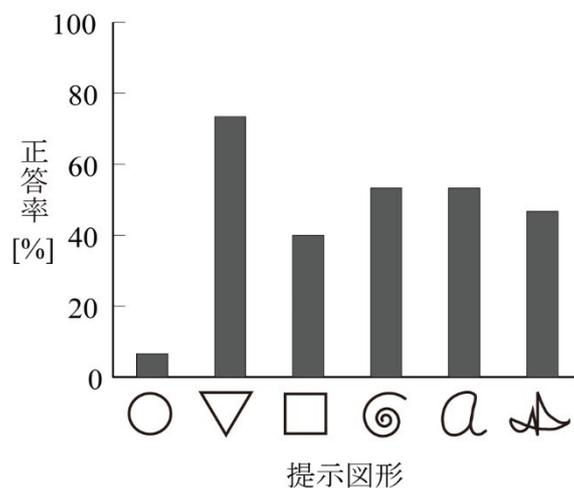


図 5.10 正答率

第5章 二関節協調させた運動錯覚生起の試み

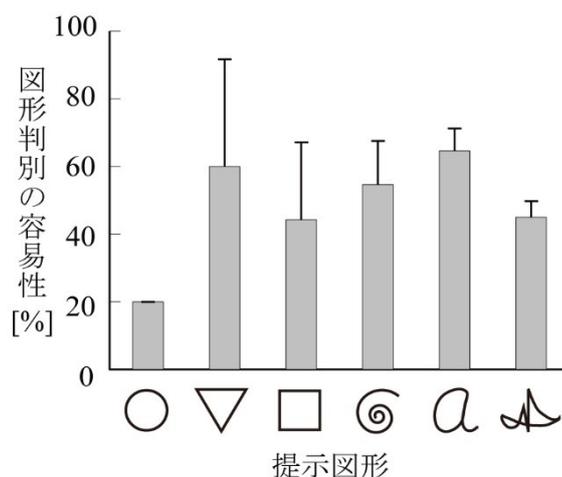


図 5.11 図形判別の容易性

5.4 考察

ここでは、二関節を協調させた運動錯覚を生起させる実験の考察について述べる。実験の結果、正答率の全体平均は46%、図形判別の容易性に関するVASは、48%であり、単関節と比較して明瞭な錯覚は生起できなかった。しかし、提示図形によって正答率、図形判別の容易性にばらつきがみられたため、特に正答率、図形判別の容易性が高くなった図形と低くなった図形について考察を行う。まず、正三角形を描く錯覚は、6種類の図形の中でも正答率、図形判別の容易性が高く、正答率は7割を超え、図形判別の容易性は全体の6割程度となった。正三角形の正答率、図形判別の容易性が高い理由は、肘、肩の関節が順に動く動作であったため、振動刺激による錯覚が知覚しやすかったことが考えられる。また、正円の正答率、図形判別の容易性は6種類の提示図形の中で最も低く、正答率は1割に満たなかった。この理由を考察するため、正円の刺激を提示した際、どの図形を選択したかを確認すると、正円を提示した際には、形状が似ているアルファベットのaと回答した割合が27%であるが、角がはっきりとしている正三角形が40%であり、回答の割合が最も高くなった。その他、正四角形と間違える割合も27%と、正答である正円を回答した割合より大きくなった。さらに、各試行の後に聞いた実験参加者のコメントでは、正円の刺激で、5名中4名が「角があるように感じた」としている。これらのことは、正円を形作る滑らかな曲線を描くためには、肘、肩の関節の運動が滑らかに連動する必要がある、その連動が振動刺激によってうまく提示できておらず、動きの切り替えが顕著に知覚されて角があるように感じ、正三角形や正四角形と間違ってしまったと考えられる。今後は、錯覚の内容を詳細に表現させる方法を検討し、見本図形を描く場合

第5章 二関節協調させた運動錯覚生起の試み

との動きのずれを、定量的に評価する必要がある。また、第2章～第4章において、単関節を対象にして調べてきたような、刺激条件と錯覚特性に関する基礎的な知見を、複数関節においても積み上げていく必要があると考えられる。

これらの肘・肩関節の二関節を協調させた運動錯覚の生起を確認する試行実験によって、一部ではあるが、協調運動錯覚の生起が確認できたことは、今後、複数関節を協調した運動錯覚を生起させるインタフェースデバイスの開発に寄与する知見となる。複数関節を協調させた複雑な運動錯覚が生起可能であれば、運動感覚を用いたわかりやすい運動学習方法の提案につながることを期待できる。

5.5 小括

本章では、筋肉の腱への振動刺激により生起する運動錯覚について、複数関節を協調させた運動錯覚の生起の有無を確認するため、肘・肩関節に同時に刺激提示する装置を開発し、二関節を協調させた運動錯覚の生起させる実験を行った。具体的には、二次元平面上に任意の図形を描くような錯覚を生起させ、描いたと感じた図形の正答率、図形判別の容易性を評価した。その結果、以下の成果が得られた。

(1)肘／肩の屈伸筋の腱に、同時に刺激提示可能な装置とソフトウェアを開発した。また、押し込み力や刺激提示位置を統制して刺激提示可能な機構とした。

(2)正答率、図形判別の容易性は図形によってばらつきがあり、最も正答率が高い図形は正三角形で正答率7割、図形判別の容易性が6割程度であった。最も正答率が低い図形は、正円であり、正答率は1割未満、図形判別の容易性は2割程度であった。

以上の通り、第1章で述べた、複数関節を協調させるような複雑な運動錯覚生起を確認する研究課題に対して、必要な装置開発を行い、二関節を同時に刺激提示可能な装置を開発した。開発した装置を用いて二関節協調運動錯覚を生起させる試行実験を行ったところ、全体的には明瞭性が低く、実用に耐えうる成果としては不十分であった。しかし、一部の動作においては、二関節を協調させた運動錯覚の生起を確認することができ、今後さらなる検討の必要があるものの、単純な運動のみではなく、複数の関節を協調させるような運動錯覚を提示できる可能性を示すことができた。

第6章

結論

6.1 本研究のまとめ

6.2 本研究の意義

6.3 今後の展望

概要

第6章では、第2～5章で述べた研究成果を統括し、本研究によって得られた知見と意義についてまとめるとともに、今後の展望について論ずる。これまでに、第1章で設定した研究課題に対して、第2章では肘関節、第3章では手指関節、第4章では肩関節、第5章では肘関節と肩関節を対象にして、腱振動刺激による運動錯覚の人間工学的評価について述べてきた。具体的には、第2章では、肘伸展錯覚の生起に、振動周波数、振動振幅、押し込み力が及ぼす影響について評価した。第3章、第4章では、第2章で得られた知見を元に、上肢の各関節において、運動錯覚の生起に適した振動周波数条件と、錯覚特性を明らかにするため、手指関節と肩関節に着目し、錯覚の生起率が高まる振動周波数条件と、そのときの反応時間、最大錯覚角度を評価した。第5章では、二関節を協調させた運動錯覚生起の有無を確認するため、肘・肩関節に同時に刺激提示可能な装置を開発し、両関節を協調させ、二次元平面上に任意の図形を描くような運動錯覚を生起させ、描いたように感じた図形の正答率、図形判別の容易性を評価した。

以上のことから、本論文では、腱振動刺激によって生起する運動錯覚の用途や、錯覚を用いたインタフェースデバイスの仕様を決める際に必要となる、基礎的知見を明らかにすることができた。本研究で得られた知見が、腱振動刺激による運動錯覚をインタフェースデバイスに実装する際の設計時の指標として活用され、運動感覚を伝達する新たなコミュニケーションツールの開発に近づくことを期待したい。

第6章 結論

6.1 本研究のまとめ

本研究では、リハビリテーションやエンターテイメントの領域で応用が期待される腱振動刺激による運動錯覚に着目し、錯覚をインタフェースデバイスに実装するために必要となる、刺激条件と錯覚特性の関係を示す知見の取得を目指した。具体的には、1つ目の研究課題として、腱振動刺激による運動錯覚の生起に影響を与える刺激要因と、錯覚生起に適したそれらの各条件を明らかにした。また、2つ目の研究課題として、刺激提示から錯覚生起までの反応時間や最大錯覚角度の錯覚特性を、上肢の各関節で明らかにした。さらに、3つ目の研究課題として、複数の関節を協調させるような、複雑な運動錯覚生起の可否について確認するため、肘・肩の二関節を協調させた運動錯覚の評価実験を行った。

本論文の第1章では、序論として、本研究の背景を述べた。具体的には、触覚・運動感覚の基礎知識と触覚・運動感覚における錯覚現象の事例を述べた。次に、本研究で着目した腱振動刺激による運動錯覚に関する基礎的知見を整理し、運動錯覚の実用化を試みた事例、運動錯覚に関する国内外の研究動向、運動錯覚の工学的利用に向けた課題についてまとめ、本研究の目的を述べた。また、第1章の最後に、本論文の構成について述べた。

第2章では、1つ目の研究課題である、複数の刺激要因が、腱振動刺激による運動錯覚の生起に与える影響を明らかにするため、実験を行い評価した。具体的には、肘関節に着目し、肘伸展の運動錯覚の生起に、振動周波数、振動振幅、押し込み力が及ぼす影響について明らかにする実験を行った。その結果、腱振動刺激による運動錯覚の生起には、振動周波数、振動振幅、押し込み力がそれぞれ影響し、特に振動周波数が大きい条件では、振動振幅と押し込み力を大きくする程、錯覚生起率と明瞭度が高まる傾向があった。しかし、振動振幅と押し込み力は一定以上大きくしても生起率や明瞭度に違いはなく、これらの値を大きくし過ぎると、皮膚表面の振動自体の知覚が大きくなったり、痛みを生じたりすることから、適切な振動振幅、押し込み力の条件範囲があることがわかった。このことは、腱振動刺激による運動錯覚を生起させるための振動条件を決定する上で、有用な知見である。また、2つ目の研究課題である錯覚特性を明らかにするために、錯覚生起率、明瞭度が高い各条件において、肘伸展錯覚角度を調べたところ、約30度であった。また、振動周波数によって最大錯覚角度が

第6章 結論

異なる可能性が示唆された。この知見は、肘関節の運動錯覚を生起させるインタフェースデバイス開発の際に、設計時の指針とすることができる。

第3章、第4章では、第2章で得られた知見を元に、手指関節、肩関節において、運動錯覚の生起に適した振動周波数条件(研究課題1)と、錯覚特性(研究課題2)を明らかにする実験を行った。具体的には、第2章より、振動振幅と押し込み力には錯覚生起に適した刺激強度の範囲があること、振動周波数によって、錯覚角度が異なる可能性があることから、第2章、第3章においては、振動振幅と押し込み力を予め錯覚が生起しやすい条件に設定しておき、振動周波数を実験因子として、錯覚の生起率、明瞭度が高まる条件を明らかにした。また、錯覚特性として、刺激提示から錯覚が生起するまでの反応時間と最大錯覚角度を調べた。なお、手指関節においては人差し指のMP関節の屈曲錯覚、肩関節においては、水平屈曲錯覚を生起させた。その結果、人差し指MP関節屈曲錯覚については、振動周波数が70~130Hzの振動周波数で、錯覚生起率が100%に近くなり、明瞭度も高まることがわかった。このときの、振動提示開始から、錯覚が生起するまでの反応時間は約5秒、最大錯覚角度は約40度になった。また、肩関節水平屈曲錯覚について、振動周波数70~110Hzで錯覚生起率が100%に近くなり、明瞭度も高まることがわかった。このときの反応時間は約8秒、錯覚角度は約30度になった。これらのことから、肘/肩/手指関節において、錯覚生起に適した振動周波数は同程度であったと考えられる。また、最大錯覚角度においても、関節によらず30~40度であった。このことから、30~40度以上の角度変化においては、筋紡錘以外の受容器で、特に皮膚受容器や関節受容器が関与することが示唆された。これら、第3章、第4章で得られた、刺激条件と錯覚特性に関する知見は、例えば、手指関節を用いた把持等の運動、肩関節を用いた粗大な運動錯覚を生起させるインタフェースデバイス開発を行う際に、設計時の基礎的知見として有用である。

第5章では、二関節を協調させた運動錯覚生起の有無を確認した(研究課題3)。第2~4章で行った実験から、肘・手指・肩関節において、適切な条件設定によって、高い生起率、明瞭度で錯覚が生起し、錯覚による関節可動域が30~40度程度確保できることが確認できたため、特に肘・肩関節を組み合わせた運動錯覚を生起させる実験を行った。具体的には、肘・肩関節に同時に刺激提示可能な装置を開発し、両関節を協調させ、二次元平面上に任意の図形を描くような運動錯覚を生起させ、描いたように感じた図形の正答率、図形判別の容易性を評価した。その結果、正答率、図形判別の容易性に関するVASの全体平均は5割未満となり、二関節協調運動錯覚を実用的に用

第6章 結論

いるには不十分な結果であった。しかし、正三角形の図形においては、正答率が7割程度、図形判別の容易性6割程度であり、動作によっては協調運動錯覚の生起が可能であることが示唆された。しかし、実際の運動と同様に複数の関節を適切に協調させる感覚を生起させるためには、第2章～第4章で単関節において調べてきたような、刺激条件と錯覚特性に関する基礎的な知見を、複数関節においても積み上げていく必要があると考えられる。

以上、本論文では、ヒトの腱振動刺激による運動錯覚について、人間工学的評価を行い、運動錯覚の工学的利用に寄与する基礎的な知見を得ることができた。具体的には、振動周波数、振動振幅、押し込み力が錯覚の生起に与える影響と、錯覚生起に適したそれらの各条件を明らかにした。また、刺激提示から錯覚生起までの反応時間や最大錯覚角度の錯覚特性を、上肢の各関節で明らかにした。これらの刺激条件と錯覚特性の関係を示した研究成果は、腱振動刺激による運動錯覚をインタフェースデバイスに実装する際に有用な知見となる。さらに、試験的な試みとして、複数の関節を協調させるような、複雑な運動錯覚生起の可否について確認するため、肘・肩の二関節を協調させた運動錯覚の実験を行った。この実験において、実際の運動と同様に、それらを適切に協調させた運動錯覚を明瞭に生起させることはできず、実用に耐えうる段階の成果をだすことはできなかった。しかし、特定の運動については、実際の運動に近い感覚を生起することができ、複数関節を協調させる運動錯覚についても、今後のさらなる検討によって、生起させることができる可能性を示せた。

6.2 本研究の意義

本研究で着目した腱振動刺激による運動錯覚は、実際の運動がないにも関わらず、関節が動いているような感覚だけを生じさせることができること、また、実際の運動時に近い生体反応が得られることから、エンターテインメントやリハビリテーションへの応用が期待されている。今までの研究においては、刺激条件と錯覚特性の関係が詳細に調べられておらず、運動錯覚を工学的に利用するにあたり必要となる人間工学的な評価を実施する必要があった。本研究で得られた運動錯覚に適した振動刺激条件と錯覚特性に関する知見は、運動錯覚の具体的な用途や、錯覚を用いたインタフェースデバイスの仕様を決める際の指標として活用することができる。本研究の成果は、ヒトの運動感覚を用いた新たな情報伝達手段の確立に寄与するものであり、この点につ

第6章 結論

いて意義がある。また、振動刺激に対する運動錯覚特性が明らかになったことは、ヒトの運動感覚特性の解明にも寄与すると考えられる。

6.3 今後の展望

ここでは、今後の展望として、本研究において残された課題とそれに対する次の研究について、また、本研究を足掛かりとした発展的な研究の可能性について述べる。

まず、本研究において残された課題と、それに対する次の研究について述べる。第2章～第4章において、肘／手指／肩関節における最大錯覚角度を計測した。その結果、部位によらず30～40度の角度変化となった。いずれも関節可動域よりも小さな値となり、今後はこの角度を広げていくために更なる検討が必要であると考えられる。例えば、実際の関節運動時と同様に、皮膚を引っ張る刺激を与えることで、錯覚を強化する方法が考えられる。また、友田ら^[6-11]は、実際に肘関節を他動的に、ゆっくりと小刻みに動かしながら、上腕二頭筋に振動刺激を提示すると、肘関節が過伸展するような錯覚が生起することを確認している。このように、関節を実際に少しだけ動かすことによって、錯覚上の関節角度変化量を増大させることができる可能性がある。

また、第2章～第4章で実施した実験においては、着目した因子による錯覚生起率や明瞭度、錯覚特性の違いを明らかにすることを目的としていたため、振動刺激は振動が無い状態から急激に指定した振動強度で振動出力をするステップ状の刺激を利用した。しかし、実際の関節運動時には、筋は徐々に伸張されていくため、筋紡錘の応答頻度も段階的に増加していくと考えられる。そのため、sin波状等、段階的に刺激強度をあげていくような刺激が、実際の運動時と近い筋紡錘の応答になると推測される。第5章で行った二関節協調運動錯覚を生起させる実験では、「二関節を協調させて水平面上に図形を描く」という、実際の運動に近い錯覚を生起させることを目的としたため、振動強度が段階的に増加するという刺激パターンを利用した。しかし、刺激を提示する際にステップ状と段階的に刺激強度をあげるパターンの違いによって、錯覚の生起に違いが生じる可能性も否定できない。振動周波数、振動振幅等を含めた刺激強度の変調が錯覚特性に与える影響については、検討すべき課題であると考えられる。

続いて、第5章では、二関節を協調させる運動錯覚を提示するため、肘・肩関節の屈伸錯覚を組み合わせ、二次元平面上に図形を描く錯覚を生起させる試みを行った。6つの提示図形のうち、正答率は最も高い図形でも7割程度であり、実用的に用

第6章 結論

いるためにはさらに正答率，図形判別の容易性を高めるための次の研究が必要である．その一つとして，刺激と同時に動きをイメージさせる方法が挙げられる．例えば，今回は事前にどのような図形を描く錯覚であるか，実験参加者に伝えずに実験を行ったが，事前に錯覚の内容を伝え，刺激を受ける際にその動きを実験参加者にイメージしてもらう方法である．実際に，第5章と同一の実験被験者で，イメージをしながら刺激を受けてもらう予備的な実験を行ったところ，そもそも図形判別の容易性が6割程度と高かった正三角形の条件以外は，図形判別の容易性が高くなり，正円の条件については，図形判別の容易性が3倍程度高まった．このように，二関節を協調させるような複雑な運動の場合は，振動刺激によって筋紡錘を反応させるのみではなく，その運動をイメージさせることも必要である可能性がある．また，その他には，刺激を与える感覚の種類を増やすことが考えられる．例えば，正円や正三角形といった図形を描く映像を，振動刺激に合わせて提示するという方法も考えられる．このように，腱振動刺激のみではなく，運動感覚に寄与するその他の因子についても，錯覚を強化する因子として検討することが，今後の研究課題となる．

さらに，第4章，第5章では，安価で振動時に大きな振幅を出力可能な振動モーターを使って錯覚提示のための装置を開発したが，今後，さらに装置を改良する余地は残されている．例えば，第2章の実験結果から，機械的な刺激を筋にしっかりと伝えるためには，振幅と押し込み力はより大きい方が良いと考えられたが，大きくすると皮膚表面の振動が大きくなり，かゆみや痛みを生じることがあった．そのため，第3章以降では，それらの皮膚表面の振動が影響を与えない程度に振幅と押し込み力の値を設定したが，そのために，特に皮膚が厚い肩関節では，刺激提示をしたい筋に振動が伝わりにくくなり，生起率は100%に近かったものの，錯覚明瞭度が下がっていた可能性がある．したがって，皮膚表面の振動の知覚が小さくなるように刺激提示装置の改良することが望まれる．

次に，本研究を足掛かりとした発展的な研究の可能性について述べる．本研究では，腱振動刺激による運動錯覚を利用したインタフェースデバイスの用途や仕様を定めるための指標となる基礎的知見を取得することを目的とした．そのため，本研究において具体的なインタフェースデバイスの用途や仕様は検討していない．今後は，具体的な用途を定めた上で，応用に近い研究を行うことも考えられる．そのため，腱振動刺激による運動錯覚がどのような場面で実用的であるかについても，さらなる検討が望まれる．例えば，スポーツ選手の競技力向上を目的とした運動学習の現場において，

第6章 結論

その運動をした際の運動感覚のイメージを、明瞭に想起することが重要であるといわれている^{[6-2][6-3][6-4]}。また、このような運動感覚に関するイメージは、鮮明で且つ統御可能であることが効果的なイメージトレーニングを行うために有効であるといわれている^{[6-5][6-6]}。イメージの鮮明性は、課題についてのイメージ想起が現実体験と同じように鮮やかではっきりしているかどうかであり、統御可能性は、課題についてのイメージをいかに操作・変換できるかということである。運動錯覚を利用して、運動が正しく行われたときの感覚を提示したり、感覚を外部から制御したりすることが可能となれば、目標とする運動イメージを鮮明に持つためのトレーニングに役立つと考えられる。実際に、野寫らの研究グループでは、ボール回しのタスクにおいて、運動錯覚を誘発する視覚フィードバックを与える実験を行い、錯覚を生じさせた実験参加者では、タスクの成績が有意に向上したと報告している^[6-7]。また、我が国において、介護が必要となる生活習慣病の第1位は脳卒中である^[6-8]。脳卒中では、その多くに半身麻痺の症状が現れる。四肢の不使用が続くと、不使用であった部位の脳活動が低下し^[6-9]、このことがリハビリテーションに悪影響を及ぼす可能性が指摘されている^[6-10]。ここで、腱振動刺激による運動錯覚時には、実際の運動実行時と同様の脳部位が活動することが知られている^{[6-11][6-12]}。つまり、実際の運動がなくとも、実際の運動と同様の神経活動を得ることができるということである。また、著者がスポーツ科学部と共同で行った研究においても、運動錯覚時には、受動運動と比較して、随意運動に近い運動関連の神経活動がみられた^[6-13]。また、R.Rollらが、健常者に対して、手首・手指関節を数日間固定させ、固定前後で運動に関わる脳部位の活動を比較した研究では、手首・手指関節を実際には動かしていなくとも、振動刺激によって錯覚を生じさせた場合に、運動関連の脳活動の低下を防ぐことができた^[6-14]。脳卒中片麻痺の患者6名中4名に対して、運動錯覚を生起させることが可能であったという報告^[6-15]もされており、脳卒中片麻痺患者を対象として、リハビリテーションへの効果を検証する研究の実施が期待される。また、振動刺激ではなく、視覚入力を用いた運動錯覚によって、リハビリテーションへの有効性を検証した実験は、すでに行われつつある。例えば、鏡像を使った治療法であるミラーセラピーは、幻肢痛の治療のために開発された手法^[6-16]であるが、脳卒中麻痺に対しても一定の効果があると報告されている^{[6-17][6-18][6-19]}。また、金子らの研究グループでは、鏡像ではなく、動画を用いて錯覚を起こすことで、麻痺患者のリハビリテーションへの有効性を検討している^{[6-20][6-21]}。また、著者らが予備的に行った、急性期の脳卒中麻痺患者に対して運動錯覚を生起させる実験においては、関節可動域や上肢機能検査の

第6章 結論

得点が向上するなどの影響がみられた。しかし、これらの研究はサンプル数が少なく、運動錯覚が運動学習を促す効果について、神経生理活動やパフォーマンスの変化によって検討を重ねることが望まれる。

さらに、本研究においては、先行研究で錯覚の生起が確認されていた肘関節を含む上肢に着目したが、外部から機械的振動を提示する方法においては、筋肉の腱が皮膚上から刺激しやすい筋を主動筋に持つ関節を対象にすれば、錯覚が生起しやすくなると考えられる。例えば、腓腹筋、前脛骨筋を主導筋に持つ足関節、大腿四頭筋、大腿二頭筋を主導筋に持つ膝関節等、下肢の関節も該当すると考えられる。実際に、下肢を対象にして錯覚を生起させた先行研究もある^{[6-22][6-23]}。上述したように、運動錯覚を脳卒中麻痺の患者のリハビリテーションとして応用することを検討する場合、脳卒中片麻痺の患者の多くは、半身麻痺となり、歩行運動も障害される。そのため、運動錯覚のリハビリテーションへの応用を検討する上では、下肢の運動錯覚に着目し、検討をすすめることも有用であると考えられる。

参考文献

第1章 序論

- [1-1] 大山正, 今井省吾, 和氣典二: 新編 感覚・知覚心理学ハンドブック, 誠信書房, 1994.
- [1-2] 和氣典二: 触覚的記憶, 小谷津孝明(編), 現代基礎心理学4 記憶, 東京大学出版会, pp.164-179, 1982.
- [1-3] Gandevia SC: Kinesthesia: Roles for afferent signals and motor commands, In Rowell LB, Shepherd JT(eds), Handbook of Physiology, Section 12, Exercise, Regulation and Integration of Multiple Systems, Oxford University Press for Am Physiol Soc, pp.128-172, 1996.
- [1-4] 山鳥重: 神経心理学入門, 医学書院, 1985.
- [1-5] Goodwin GM, McCloskey DI, Matthews PB: The contribution of muscle afferents to kinaesthesia shown by vibration induced illusions of movement and by the effects of paralysing joint afferents, Brain, 95, pp.705-748, 1972.
- [1-6] Burke D, Gandevia SC, Macefield G: Responses to passive movement of receptors in joint, skin and muscle of the human hand, Journal of Physiology, 402, pp.347-361, 1988.
- [1-7] Hullinger M, Nordh E, Thelin AE, Vallbo AB: The responses of afferent fibres from the glabrous skin of the hand during voluntary finger movements in man, Journal of Physiology, 291, pp.233-249, 1979.
- [1-8] 岩村吉晃: タッチ, 医学書院, 2001.
- [1-9] Roll JP, Vedel JP: Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography, Experimental Brain Research, 47, 2, pp.177-190, 1982.
- [1-10] Burke D, Hagbarth KE, Löfstedt L, Wallin BG: The response of human muscle spindle endings to vibration of non-contracting muscle, Journal of Physiology, 261, 3, pp.673-693, 1976.
- [1-11] Matthews PBC: Mammalian muscle receptors and their central actions, Monographs of the Physiological Society, 23, Edward Arnold, London, 1972.

参考文献

- [1-12] 河田光博, 稲瀬正彦: 人体の正常構造と機能 IV 神経系(1), 坂井建雄, 河原克雅(編) 日本医事新報社, 第2版, 2012.
- [1-13] Greenstein B, Greenstein A: 神経の解剖と生理, 大石実(訳), メディカル・サイエンス・インターナショナル, 2001.
- [1-14] 彼末一之, 能勢博: やさしい生理学, 改訂第6版, 2011.
- [1-15] Ferrell WR: The adequacy of stretch receptors in the cat knee joint for signaling joint angle throughout a full range of movement, *Journal of Physiology*, 299, pp.85-99, 1980.
- [1-16] Edin BB: Finger joint movement sensitivity of non-cutaneous mechanoreceptor afferents in the human radial nerve, *Experimental Brain Research*, 82, 2, pp.417-422, 1990.
- [1-17] 医療法人悦康会 たなかクリニックホームページ: ひざの仕組み, <http://www.tanakacl-ekkoukai.com/original4.html> (2016年10月15日閲覧).
- [1-18] Horch KW, Clark FJ, Burgess PR: Awareness of knee joint angle under static conditions, *Journal of Neurophysiology*, 38, 6, pp.1436-1447, 1975.
- [1-19] Matthews PBC, Simmonds A: Sensations of finger movement elicited by pulling upon flexor tendons in man, *Journal of Physiology*, 239, 1, pp.27-28, 1974.
- [1-20] McCloskey DI, Cross MJ, Honner R, Potter EK: Sensory effects of pulling or vibrating exposed tendons in man, *Brain*, 106, pt1, pp.21-37, 1983.
- [1-21] Collins DF, Prochazka A: Movement illusions evoked by ensemble cutaneous input from the dorsum of the human hand, *Journal of Physiology*, 496, 3, pp.857-871, 1996.
- [1-22] 工藤佳久: もっとよく分かる! 脳神経科学—やっぱり脳はスゴイのだ!—, 羊土社, 2013.
- [1-23] Penfield W, Boldrey E: Somatic motor and sensory representation in the cerebral cortex of man as studied by electrical stimulation, *Brain*, 60, pp.389-443, 1937.
- [1-24] Penfield W, Jasper H: *Epilepsy and the functional anatomy of the human brain*, Little Brown, 1954.
- [1-25] Weiss T, Miltner WH, Huonker R, Friedel R, Schmidt I, Taub E: Rapid functional plasticity of the somatosensory cortex after finger amputation, *Experimental Brain Research*, 134, 2, pp.199-203, 2000.

参考文献

- [1-26] Elbert T, Pantev C, Wienbruch C, Rockstroh B, Taub E: Increased cortical representation of the fingers of the left hand in string players, *Science*, 270, 5234, pp.305-307, 1995.
- [1-27] Rajaei Nader, 大岡昌博, 小村啓: ベルベット錯触の発生メカニズムの解明とその制御に関する研究, 日本機械学会 2014 年度年次大会講演論文集, J1610104, pp.1-4, 2014.
- [1-28] 土井幸輝, 數藤貴, 藤本浩志: 受動触によって生起されるベルベット感の実験的検討, *バイオメカニズム*, 20, pp.125-134, 2010.
- [1-29] 早稲田大学藤本研究室ホームページ: 研究テーマ紹介, 錯覚, <http://www.waseda.jp/sem-fujimoto/theme-top.html#illusion> (2016 年 10 月 16 日閲覧).
- [1-30] 望山洋: 触の錯覚を求めて, *日本ロボット学会誌*, 30, 5, pp.478-480, 2012.
- [1-31] Nakatani M, Howe RD, Tachi S: The fishbone tactile illusion, *Proceedings of the Eurohaptics 2006 conference*, pp.69-73, 2006.
- [1-32] 仲谷正史, Howe RD, 舘暲: Fishbone Tactile Illusion を利用した触対象の凹知覚の研究, *日本バーチャルリアリティ学会論文誌*, 13, 1, 2008.
- [1-33] 月東充, 藤本浩志, 篠原正美: 触覚を用いた手掌への方向提示法の検討-刺激受容姿勢と応答規則が方向識別に及ぼす影響, *電子情報通信学会論文誌*, 82-A, 10, pp.1652-1656, 1999.
- [1-34] 西村崇宏, 唐澤洋之, 瀬尾明彦, 土井幸輝: ヒト手掌部での温度感覚による仮現運動において温度刺激の提示時間と SOA が発生率に及ぼす影響の評価, *日本感性工学会論文誌*, 11, 3, pp.475-481, 2012.
- [1-35] 渡辺淳司, 福澤恭, 梶本裕之, 安藤英由樹: 腹部を通過する仮現運動を利用した貫通感覚提示, *情報処理学会論文誌*, 49, 3, pp.3542-3545, 2008.
- [1-36] 渡辺淳司: 触れる感覚の質感・実感に着目したコミュニケーション, *NTT 技術ジャーナル*, pp.26-30, 2011.
- [1-37] 雨宮智浩, 五味 裕章: 牽引方向知覚における能動的探索の有効性を活用した屋内歩行ナビゲーションシステムの開発(ヒューマンコンピュータインタラクション), *電子情報通信学会論文誌*, J97-D, 2, pp.260-269, 2014.
- [1-38] NTT コミュニケーション科学基礎研究所 オープンハウス 2014 ホームページ: ぶるなび3—小さくてもパワフルな引っ張られ感—, <http://www.kecl.ntt.co.jp/openhouse/2014/exhibition/29/poster.pdf> (2016 年 10 月 13 日閲覧).

参考文献

- [1-39] Botvinick M, Cohen J: Rubber hands 'feel' touch that eyes see, *Nature*, 391, p. 756, 1998.
- [1-40] 山本耕資朗, 福村直博: ゴム手形状や手姿勢を変化させた場合の Rubber Hand Illusion の解析, *電子情報通信学会研究報告*, 109, 461, pp.173-178, 2010.
- [1-41] Norimichi Kitagawa: Link between hearing and bodily sensations, *NTT Technical Review*, 11, 12, pp.1-4, 2013.
- [1-42] Lenggenhager B, Tadi T, Metzinger T, Blanke O: Video ergo sum: Manipulating bodily self-consciousness, *Science*, 317, 5841, pp.1096-1099, 2007.
- [1-43] Gandevia SC: Illusory movements produced by electrical stimulation of low-threshold muscle afferents from the hand, *Brain*, 108, pt4, pp.965-981, 1985.
- [1-44] 梶本裕之: 腱電気刺激を用いたハプティックインタフェース, *日本バーチャルリアリティ学会大会論文集*, 17, pp.401-404, 2012.
- [1-45] Ramachandran VS, Rogers-Ramachandran D, Cobb S: Touching the phantom limb, *Nature*, 377, 6549, pp.489-490, 1995.
- [1-46] 柴田恵理子, 金子文成, 奥山航平, 木村剛英: 動画を用いた視覚刺激による自己運動錯覚中の脳波解析, *第49回日本理学療法学会大会抄録集*, 41, 2, セッションID1545, 2013.
- [1-47] Kaneko, F, Aoyama, T, Hayami, T: Masking of vision prevents loss of facilitator effect of self motion illusion on the corticospinal excitability during quasi-illusion induced by visual input, *7th Progress in Motor Control*, 2009.
- [1-48] 株式会社日本メディックス: ミラーボックス, http://www.nihonmedix.co.jp/products/details/prd_000005.php (2016.10.15 閲覧).
- [1-49] FUJITSU JOURNAL ホームページ: 「触感」が変える未来のインターフェース, <http://journal.jp.fujitsu.com/2014/04/15/01/>, 2014.4.15(2016.10.15 閲覧).
- [1-50] Disney Research ホームページ: Tactile rendering of 3D features on Touch Surfaces, <https://www.disneyresearch.com/project/3d-touch-surfaces/> (2016.10.16 閲覧).
- [1-51] Kurogi T, Nakayama M, Sato K, Kamuro S, Fernando CL, Furukawa M, Minamizawa K, Tachi S: Haptic transmission system to recognize differences in surface textures of objects for telepresence view document, *Proceedings of IEEE Virtual Reality*, pp.137-138, 2013.

参考文献

- [1-52] 昆陽雅司, 田所諭, 高森年, 小黒啓介, 徳田献一: 高分子ゲルアクチュエータを用いた布の手触り感覚を呈示する触感ディスプレイ, 日本バーチャルリアリティ学会論文集, 6, 4, pp.323-328, 2001.
- [1-53] 雨宮智浩, 杉山久: 牽引力錯覚を利用した牽引式羅針盤の開発と視覚障がい者の歩行誘導の評価, ヒューマンインタフェース学会論文誌, 11, 4, pp. 303-310, 2009.
- [1-54] Cordo PJ, Gurfinkel VS, Brumagne S, Flores-Vieira C: Effect of slow, small movement on the vibration-evoked kinesthetic illusion, *Experimental Brain Research*, 167, 3, pp.324-334, 2005.
- [1-55] Lackner JR: Some proprioceptive influences on the perceptual representation of body shape and orientation, *Brain*, 111, pt2, pp.281-297, 1988.
- [1-56] Naito E, Ehrsson HH: Somatic sensation of hand-object interactive movement is associated with activity in the left inferior parietal cortex, *Journal of Neuroscience*, 26, 14, pp.3783-3790, 2006.
- [1-57] Naito E, Roland PE, Ehrsson HH. I feel my hand moving: A new role of the primary motor cortex in somatic perception of limb movement, *Neuron*, 36, 5, pp.979-988, 2002.
- [1-58] Isumikawa M, Tsuge M, Akai L, Proske U, Homma I: The Illusion of changed position and movement from vibrating one arm is altered by vision or movement of the other arm, *Journal of Neurophysiology*, 588, 5, pp.2789-2800, 2010.
- [1-59] 樋口貴広: 運動支援の心理学—知覚・認知を活かす—, 三輪書店, 2013.
- [1-60] Naito E, Ehrsson HH, Stefan G, Zilles K, Roland PE: Illusory arm movements activate cortical motor areas: A positron emission tomography study, *Journal of Neuroscience*, 19, 14, pp.6134-6144, 1999.
- [1-61] Naito E, Ehrsson HH: Kinesthetic illusion of wrist movement activates motor-related areas, *NeuroReport*, 12, 17, pp.3805-3809, 2001.
- [1-62] Naito E, Matsumoto R, Hagura N, Oouchida Y, Tomimoto H, Hanakawa T: Importance of precentral gyrus in human kinesthesia and compensative roles of spinal cord for the kinesthetic function in recovery from its cortical damage, *Human Brain Mapping abstract*, 2006.

参考文献

- [1-63] 内藤栄一: 身体運動像の獲得に体性感覚入力果たす役割—ニューロイメージング研究から—, バイオメカニズム学会誌, 31, 4, pp.178-186, 2007.
- [1-64] Roll R, Kavounoudias A, Albert F, Legré R, Gay A, Fabre B, Roll JP: Illusory movements prevent cortical disruption caused by immobilization, *NeuroImage*, 62, 1, pp.510-519, 2012.
- [1-65] 上杉繁, 尾白大地, 川瀬元太, 玉地雅浩: 片麻痺歩行の擬似体験を目指した下肢関節への腱振動刺激に関する研究, 日本バーチャルリアリティ学会論文集, 19, 4, pp.605-614, 2014.
- [1-66] 友田達也, 上杉繁, 三輪敬之: 上腕への腱振動刺激と他動運動による過伸展錯覚の特性, 日本バーチャルリアリティ学会論文集, 14, 3, pp.361-369, 2009.
- [1-67] 静岡県工業技術研究所: 運動錯覚を利用したリハビリテーションシステムの提案, http://www.iri.pref.shizuoka.jp/issue_index/upfiles/H24jirei28numa04_kiden02.pdf (2016年8月15日参照) .
- [1-68] 仲田佳弘, 石黒浩, 他: 腱振動刺激による運動錯覚を用いた動作教示法の検討, 電子情報通信学会技術研究報告, NC,ニューロコンピューティング, 112, 480, pp.31-36, 2013.
- [1-69] Ribot-Ciscar E, Bergenheim M, Roll JP: The preferred sensory direction of muscle spindle primary endings influences the velocity coding of two-dimensional limb movements in humans, *Experimental Brain Research*, 145, 4, pp.429-36, 2002.
- [1-70] Roll JP, Albert F, Ribot-Ciscar E, Bergenheim M: "Proprioceptive signature" of cursive writing in humans: a multi-population coding, *Experimental Brain Research*, 157, 3, pp.359-368, 2004.
- [1-71] Roll JP, Albert F, Thyryon C, Ribot-Ciscar E, Bergenheim M, Mattei B: Inducing any virtual two-dimensional movement in humans by applying muscle tendon vibration, *Journal of Neurophysiology*, 101, 2, pp.816-823, 2009.
- [1-72] Thyryon C, Roll JP : Predicting any arm movement feedback to induce three-dimensional illusory movements in humans, *Journal of Neurophysiology*, 104, 22, pp.949-959, 2010.
- [1-73] Naito E, Ehrsson HH: Kinesthetic illusion of wrist movement activates motor-related areas, *NeuroReport*, 12, 17, pp.3805-3809, 2001.

参考文献

- [1-74] Naito E, Roland PE, Grefkes C, Choi HJ, Eickhoff S, Geyer S, Zilles K, Ehrsson HH: Dominance of the right hemisphere and role of area 2 in human kinesthesia, *Journal of Neurophysiology*, 93, 2, pp.2020-2034, 2004.

第2章 振動提示条件が肘伸展錯覚の生起に及ぼす影響

- [2-1] Naito E, Ehrsson HH, Stefan G, Zilles K, Roland PE: Illusory arm movements activate cortical motor areas : A positron emission tomography study, *The Journal of Neuroscience*, 19, 14, pp.6134-6144, 1999.
- [2-2] De Gail P, Lance JW, Neilson PD, Deggerential effects on tonic and phasic reflex mechanisms produced by vibration muscles in man, *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 29, 1, pp.1-11. 1966.
- [2-3] Lackner JR, Taublieb AB: Influence of vision on vibration-induced illusions of limb movement, *Experimental Neurology*, 85, 1, pp.97-106, 1984.
- [2-4] 山内光哉 : 心理・教育のための統計法, 第2版, サイエンス社, 1998.
- [2-5] Greenstein B, Greenstein A: 神経の解剖と生理, 大石実(訳), メディカル・サイエンス・インターナショナル, 2001.
- [2-6] Roll JP, Vedel JP: Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography, *Experimental Brain Research*, 47, 2, pp.177-190, 1982.

第3章 手指関節における運動錯覚生起に適した振動周波数条件と錯覚特性

- [3-1] Lackner JR, Taublieb AB: Influence of vision on vibration-induced illusions of limb movement, *Experimental Neurology*, 85, 1, pp.97-106, 1984.
- [3-2] 山内光哉 : 心理・教育のための統計法, 第2版, サイエンス社, 1998.
- [3-3] Naito E, Ehrsson HH, Stefan G, Zilles K, Roland PE: Illusory arm movements activate cortical motor areas : A positron emission tomography study, *The Journal of Neuroscience*, 19, 14, pp.6134-6144, 1999.
- [3-4] Roll JP, Vedel JP: Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography, *Experimental Brain Research*, 47, 2, pp.177-190, 1982.
- [3-5] 今田拓: 関節可動域表示ならびに測定法, *リハビリテーション医学*, 32, 4,

参考文献

pp.207-217, 1995.

[3-6] 岩村吉晃: タッチ, 医学書院, 2001.

第4章 肩関節における運動錯覚生起に適した振動周波数条件と錯覚特性

[4-1] 山内光哉: 心理・教育のための統計法, 第2版, サイエンス社, 1998.

[4-2] Naito E, Ehrsson HH, Stefan G, Zilles K, Roland PE: Illusory arm movements activate cortical motor areas: A position emission tomography study, *The Journal of Neuroscience*, 19, 14, pp.6134-6144, 1999.

[4-3] Roll JP, Vedel JP: Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography, *Experimental Brain Research*, 47, 2, pp.177-190, 1982.

[4-4] Greenstein B, Greenstein A: 神経の解剖と生理, 大石実(訳), メディカル・サイエンス・インターナショナル, 2001.

第5章 二関節を協調させた運動錯覚生起の試み

[5-1] Thyron C, Roll JP: Predicting any arm movement feedback to induce three-dimensional illusory movements in humans, *Journal of Neurophysiology*, 104, 22, pp. 949-959, 2010.

[5-2] Roll JP, Vedel JP: Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography, *Experimental Brain Research*, 47, 2, pp.177-190, 1982.

[5-3] Lackner JR, Taublieb AB: Influence of vision on vibration-induced illusions of limb movement, *Experimental Neurology*, 85, 1, pp.97-106, 1984.

第6章 結論

[6-1] 友田達也, 上杉繁, 三輪敬之: 上腕への腱振動刺激と他動運動による過伸展錯覚の特性, 日本バーチャルリアリティ学会論文集, 14, 3, pp.361-369, 2009.

[6-2] Harris DV, Robinson WJ: The effect of skill level on EMG activity during internal or external imagery. *Journal of Sports Psychology*, 8, 2, pp.105-111, 1986.

参考文献

- [6-3] 平田大輔: テニスのイメージ明瞭性に関する因子分析的研究. 日本体育大学紀要, 29, 1, pp.31-37, 1999.
- [6-4] 西田保: イメージとスキルの向上—ゴルフの指導—, 体育の科学, 41, 2, pp.122-127, 1991.
- [6-5] 西田保, 勝部篤美, 猪俣公宏, 小山哲, 岡沢祥訓, 伊藤政展: 運動イメージの明瞭性に関する因子分析的研究, 体育学研究, 26, 3, pp.189-205, 1981.
- [6-6] 西田保, 勝部篤美, 猪俣公宏, 岡沢祥訓, 伊藤政展, 小山哲, 鶴原清志, 吉沢洋二: 運動イメージの統御可能性テスト作成の試み, 体育学研究, 31, 1, pp.13-22, 1986.
- [6-7] 野寫一平, 川又敏男, 美馬達哉: 運動錯覚を誘発する視覚フィードバックを用いた運動学習方法の検討, 理学療法科学, 60, 2, pp.106-107, 2013.
- [6-8] 内閣府ホームページ: 平成 26 年版高齢社会白書全体版, 3 高齢者の健康・福祉, http://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2014/zenbun/s1_2_3.html (2016.10.17 閲覧)
- [6-9] 井上勲: 運動機能回復を目的とした脳卒中リハビリテーションの脳科学を根拠とする理論とその実際, 相澤病院医学雑誌, 8, pp.1-11, 2010.
- [6-10] 塚本陽貴, 小林康孝: 慢性期脳卒中片麻痺上肢に対する Constraint-induced movement therapy の効果の検討, 新田塚医療福祉センター雑誌, 8, 2, pp.7-14, 2012.
- [6-11] Naito E, Ehrsson HH, Stefan G, Zilles K, Roland PE: Illusory arm movements activate cortical motor areas: A positron emission tomography study, The Journal of Neuroscience, 19, 14, pp.6134-6144, 1999.
- [6-12] Naito E, Ehrsson HH: Kinesthetic illusion of wrist movement activates motor-related areas, Neuroreport, 12, 17, pp.3805-3809, 2001.
- [6-13] 中川剣人, 梅沢侑実, 戚維璜, 藤本浩志, 彼末一之: 周期的な運動の錯覚が対側肢筋の皮質脊髄路興奮性に与える影響, 第 120 回日本解剖学会総会・全国学術集会・第 92 回日本生理学会大会合同大会予稿集, p.S266, 2015.
- [6-14] Roll R, Kavounoudias A, Albert F, Legré R, Gay A, Fabre B, Roll JP: Illusory movements prevent cortical disruption caused by immobilization, NeuroImage, 62, 1, pp.510-519, 2012.
- [6-15] 武田正和, 竹林秀晃, 滝本幸治, 竹村記和, 橋本竜也: 脳卒中片麻痺患者における振動刺激が運動錯覚に与える影響. 理学療法科学, 37, P1-092, 2010.

参考文献

- [6-16] Ramachandran VS, Rogers-Ramachandran D, Cobb S: Touching the phantom limb, *Nature*, 377, 6549, pp.489-490, 1995.
- [6-17] Altschuler EL, Wisdom SB, Stone L, Foster C, Galasko D, Llewellyn DME, Ramachandran VS: Rehabilitation of hemiparesis after stroke with a mirror, *Lancet*, 353, pp.2035-2036, 1999.
- [6-18] Sathian K, Greenspan AI, Wolf SL: Doing it with mirrors: a case study of a novel approach to neurorehabilitation, *Neurorehabilitation Neural Repair*, 14, 1, pp.73-76, 2000.
- [6-19] 手塚康貴, 藤原求美, 菊池佳世, 小川真司, 徳永奈穂子, 市川章子, 松尾篤, 徳久謙太郎, 太田忠信, 勝山真介: 脳卒中後上肢運動麻痺に対する鏡像を利用した治療の効果—ランダムクロスオーバー研究—, *理学療法科学*, 33, 22, pp.62-68, 2006.
- [6-20] Kaneko F, Inada T, Matsuda N, Shibata E, Koyama S: Acute effect of visually induced kinesthetic illusion in patients with stroke: a preliminary report, *Neurorehabilitation*, 3, p.212, 2016.
- [6-21] 松田直樹, 金子文成, 柴田恵理子, 高橋良輔, 本澤征二, 稲田亨, 小山聡: 視覚誘導性自己運動錯覚が脳卒中片麻痺者の上肢運動機能回復に及ぼす影響—ABABシングルケースデザインによる検討—, 第51回日本理学療法学会抄録集, P-1-07, 2016.
- [6-22] 上杉繁, 尾白大地, 川瀬元太, 玉地雅浩: 片麻痺歩行の擬似体験を目指した下肢関節への腱振動刺激に関する研究, *日本バーチャルリアリティ学会論文集*, 19, 4, pp.605-614, 2014.
- [6-23] Roll JP, Albert F, Chloé T, Edith Ribot-Ciscar E, Bergenheim M, Benjamin M: Inducing any virtual two-dimensional movement in humans by applying muscle tendon vibration, *Journal of Neurophysiology*, 101, 2, pp.816–823, 2009.

謝辞

本研究を進めるにあたり、多大なご指導とご教示を賜りました早稲田大学人間科学学術院藤本浩志教授に深く感謝し、心より御礼申し上げます。また、学部4年生から博士後期課程まで6年間に渡り、研究活動以外の面においても温かくご指導、ご鞭撻を賜りましたこと、重ねて深く感謝し、御礼申し上げます。

また、本論文をまとめるにあたり、副査として適切なご指導、ご検討を賜りました早稲田大学人間科学学術院野嶋栄一郎教授、百瀬桂子准教授に深く感謝致します。そして、藤本教授と同じく、学部4年生から博士後期課程に至るまで、研究活動やそれ以外の面においても、多くのご指導、ご鞭撻を賜りました国立特別支援教育総合研究所教育情報部土井幸輝主任研究員に厚く感謝申し上げます。

また本研究を進めるにあたり、神経生理に関する知識が必要となる場面が多くありました。その際には、早稲田大学スポーツ科学学術院彼末一之教授、日本学術振興会特別研究員中川剣人先生にご指導をいただきました。記して感謝の意を申し上げます。

さらに、同時期に博士課程へ進学し、互いに切磋琢磨できた早稲田大学大学院人間科学研究科松森ハルミ氏に、深く感謝致します。また、研究について有意義な議論をして頂いた藤本研究室の皆様に深く感謝致します。

そして、本研究で着目した運動錯覚について、リハビリテーションへの有効性を検討する際には、早稲田大学大学院スポーツ科学研究科修士であり、理学療法士である諏訪さちこ氏、同じく理学療法士である木勢峰之氏に多大なご協力をいただきました。ここに、深く感謝申し上げます。

また、本研究において開発した様々な装置については、(有)安久工機の田中隆様、ルーセットストラテジー(株)福岡正和様に、構想段階から製作に至るまでご協力をいただきました。深く感謝申し上げます。

また、学会や研究会などで貴重なご意見を頂きました研究者の皆様、関係者の皆様、研究活動を応援していただき、いつも温かく励まして頂いた友人や先輩方に心より感謝申し上げます。そして、本研究の実験に対してご協力を頂きました多くの実験参加者の方々に感謝致します。

本研究の一部は、学術研究助成基金（研究種目：挑戦的萌芽研究，研究課題番号：26560312）の助成を受けております。記して感謝の意を表します。

最後に、筆者の研究活動を応援し、いつも支えてくれた父、母、2人の姉に、心より感謝致します。

2016年10月17日
梅沢 侑実