

博士論文

運動錯覚現象の誘発と制御を可能にする
振動刺激条件の確立

本多 正計

2015年 1月

名古屋大学大学院

情報科学研究科 複雑系科学専攻

目次

1. 序論	1
1.1 研究の背景および必要性	1
1.1.1 脳卒中片麻痺患者に対するリハビリテーションの現状	1
1.1.2 運動機能訓練用リハビリテーションシステム	5
1.2 新たなリハビリテーションシステムの提案	8
1.3 研究の目的と目標	10
1.4 本論文の構成	13
2. 運動錯覚現象と誘発のための刺激条件	14
2.1 緒言	14
2.2 錯覚現象	15
2.2.1 運動(固有)感覚における錯覚現象:運動錯覚	17
2.2.2 緊張性振動反射(TVR)	17
2.3 運動錯覚を誘発させるための振動刺激条件	20
2.4 結言	22
3. 運動錯覚誘発・評価装置の開発	23
3.1 緒言	23
3.2 装置設計	23
3.2.1 基本設計:錯覚誘発部位の選定と装置構成	24
3.2.2 詳細設計:装置デザイン	26
3.2.3 装置製作	28
3.3 開発装置の性能評価	31
3.3.1 振動遮蔽効果の検証実験 (実験 1)	32
3.3.2 腱へ提示可能な最大加速度特性 (実験 2)	36
3.3.3 錯覚誘発実験 (実験 3)	40
3.4 結言	43
4. 運動錯覚を誘発させる刺激閾値の推定	44

4.1	緒言	44
4.2	錯覚を誘発させる刺激閾値の推定	44
4.2.1	実験参加者および実験装置	45
4.2.2	実験方法	45
4.2.3	結果と考察	48
4.3	先行研究における振動刺激条件との比較	50
4.3.1	変位次元への変換	50
4.3.2	結果と考察	51
4.4	結言	55
5.	振動刺激条件の相違が誘発される錯覚量に及ぼす影響	57
5.1	緒言	57
5.2	錯覚量の定義	58
5.3	静的錯覚量	60
5.3.1	実験参加者および実験装置	61
5.3.2	実験方法	61
5.3.3	結果と考察	63
5.4	動的錯覚量	67
5.4.1	実験参加者および実験装置	67
5.4.2	実験方法	68
5.4.3	結果と考察	69
5.5	結言	73
6.	結論	74
6.1	まとめ	74
6.2	今後の展望	76
	参考文献	78
	謝辞	88

図目次

図 1.1	日本国内における脳卒中総患者数と死亡者数の推移	2
図 1.2	脳卒中発症後の障害の回復度合	3
図 1.3	脳卒中発症後の後遺症発生割合	4
図 1.4	粗大運動機能訓練用リハビリテーションシステム	6
図 1.5	手指の巧緻運動機能訓練用リハビリテーションシステム	7
図 1.6	研究計画(実用化までの流れ)	11
図 2.1	幾何学的錯視	16
図 2.2	運動錯視	16
図 2.3	運動錯覚と緊張性振動反射の誘発メカニズム	19
図 3.1	卓上型運動錯覚誘発・評価装置の制御・計測ブロック図	25
図 3.2	卓上型運動錯覚誘発・評価装置の最終デザイン	27
図 3.3	卓上型運動錯覚誘発・評価装置	29
図 3.4	手関節屈曲・伸展運動の主動作筋	30
図 3.5	振動遮断効果実験での加速度測定箇所	33
図 3.6	アームレスト部の振動(ベース一体型デザイン)	35
図 3.7	アームレスト部の振動(ベースセパレート型デザイン)	35
図 3.8	最大加速度特性の測定環境および測定箇所(腱)	37
図 3.9	最大加速度特性(FCR 腱)	39
図 3.10	振動提示デバイス内部の加速度に対する接触子先端の加速度比	39
図 4.1	階段法で用いる刺激系列と刺激パターン	46
図 4.2	刺激提示箇所と接触子の押し込み力	47
図 4.3	加速度次元における刺激閾値特性	49
図 4.4	変位次元における刺激閾値特性	53
図 4.5	先行研究の振動刺激条件と推定した刺激閾値特性との関係	54
図 5.1	錯覚肢の運動方向と運動軌跡曲線	59
図 5.2	運動錯覚量の定義	59
図 5.3	静的錯覚量特性実験に用いた刺激条件	62
図 5.4	静的錯覚量特性(押し込み力 0.3 N)	64
図 5.5	静的錯覚量特性(押し込み力 1.5 N)	64
図 5.6	静的錯覚量の累積回帰曲線	66
図 5.7	動的錯覚量特性実験に用いた刺激条件	69

図 5.8 運動錯覚時に知覚する手関節伸展方向の運動軌跡	71
図 5.9 動的錯覚量(最大運動角度)特性	72

表目次

表 2.1	先行研究における運動錯覚誘発のための振動刺激条件	21
表 3.1	図 3.2 中[1]～[7] 部の部材名	28
表 3.2	図 3.2 中 A～F 部の寸法	28
表 3.3	各振動刺激条件における運動錯覚の誘発率	42

1. 序論

1.1 研究の背景および必要性

本章では、脳卒中片麻痺患者に対するリハビリテーション分野の話題から、研究の必要性を探っていく。以下ではまず、当該分野の現状について触れ、そこでの潜在的、技術的ニーズを掘り起こす。その後 1.2 節で、それらニーズが、『運動錯覚』というヒトの錯覚現象を活用することで解決できる可能性があることを示し、同現象を工学的に応用するための技術的課題を洗い出す。続く 1.3 節では、前節までに論じた内容をもとに、本研究の目的と最終目標を明確に定める。また、最終目標達成までの研究計画を策定し、そこに至るまでの個別課題と目標を設定する。

1.1.1 脳卒中片麻痺患者に対するリハビリテーションの現状

日本人の死亡原因第三位である脳卒中は、図 1.1 に示すように、有効な治療法の登場、脳卒中専門病棟の整備などにより、死亡者数は年々減少傾向(2011年 123,867 人) [厚生労働省, 2011a] にある。しかし、総患者数は死亡原因トップである悪性新生物(がん)とさほど変わらず、2011 年には 1,235 千人(悪性新生物:2011 年 1,526 千人)もの脳卒中患者が継続的に医療を受けている [厚生労働省, 2011b]。また、1999 年頃よりその減少率は鈍化傾向にあり(図 1.1)、2020 年には有病者数が 288 万人に達するとの予想も出ている [日経メディカル, 2006]。このことは、脳卒中に罹患しても生き残れる確率が高まっていることを意味しているが、この現象が次の新しい問題を生み出している。

脳卒中を発症すると、高い確率で麻痺等の運動障害が発生する。これら障害は適切なリハビリテーション(運動機能訓練など)を実施することで、発症後 6 か月位までは急速に回復するが(図 1.2)、それ以降は維持期と呼ばれ回復しにくくなり [上田, 2000]、発症者の約 6 割の人が後遺症に苦しんでいる(図 1.3)。

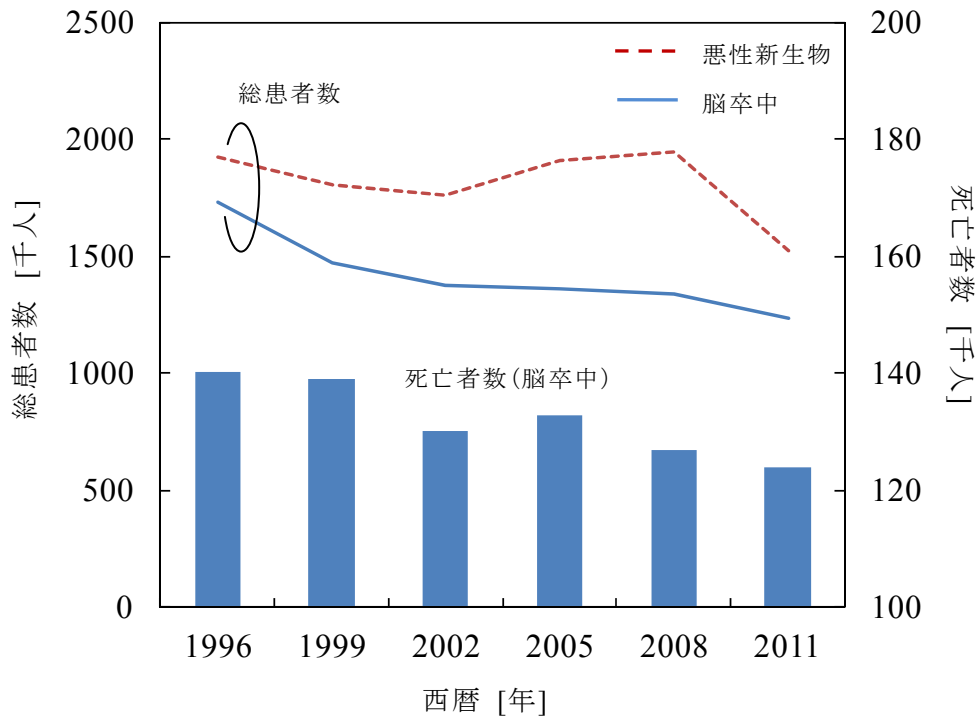


図 1.1 日本国内における脳卒中総患者数と死亡者数の推移

しかし、最近の脳科学の発展により、脳の可塑性が従来の定説よりはるかに大きく短期間で生じることが明らかにされ、大脳皮質の運動を司る領域の神経路を再建/強化(刺激)させることで、6 か月を過ぎた維持期の患者においても運動機能の回復が望めることが確認されてきた [里宇, 2005], [久保田, 2005], [原, 2012].

近年では、脳の可塑性に注目したリハビリテーションとして、反復促通療法 [Kawahira, 2004], [川平, 2010], CI療法 [Wolf, 1989], [Levy, 2001], HANDS療法 [Fujiwara, 2009], [Shindo, 2011] といった新しい療法が提唱されており、一定の治療効果(運動機能の回復)を上げている。これら療法は、脳神経科学の知見(科学的根拠)に基づいて行われているため、ニューロリハビリテーション [Krakauer, 2006], [久保田, 2007], [井上, 2010] と呼ばれており、今後の脳卒中医療において主流となるリハビリテーションの一つである。特にニューロリハビリテーションでは、急性期や回復期の患者のみならず、維持期の患者に対しても運動機能の回復を促せる可能性があるため、このような患者への活用が期待されている。

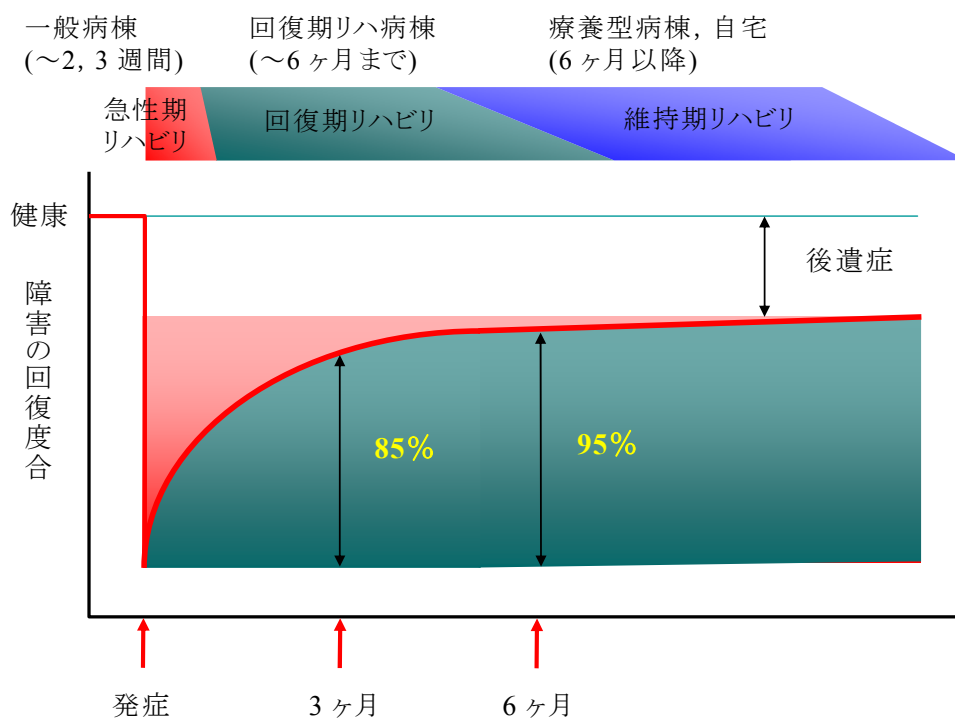


図 1.2 脳卒中発症後の障害の回復度合

道免和久, HP (http://www.bekkoame.ne.jp/~domen/faq_rehab.html) 内の図

”脳卒中のリハビリテーションの流れ”を一部改変

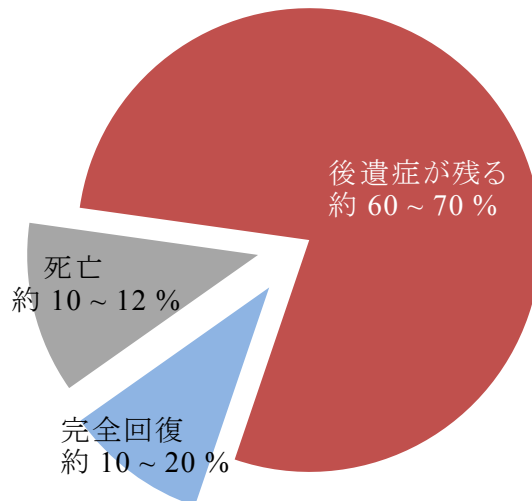


図 1.3 脳卒中発症後の後遺症発生割合

しかし、維持期のリハビリテーションは通常、自宅や介護施設など、医師やセラピスト(作業療法士や理学療法士)のサポートが受けられない環境で行われる場合が多い。そのため、特殊な手技や機器、専門的な知識を必要とするニューロリハビリテーションを、このような環境で実施することは難しい。また、運動障害の種類や程度は患者によって異なるため、これまでに提唱されているニューロリハビリテーション療法だけでは、多種多様な運動障害に対応することができない。

そこで、このような維持期の患者においても、ニューロリハビリテーションなどの科学的根拠に基づいた療法(訓練)を、自宅などで手軽に受けることができ、かつ、多種多様な運動障害にも対応できる、新たなリハビリテーション環境の整備が必要不可欠である。

1.1.2 運動機能訓練用リハビリテーションシステム

近年では、医師やセラピストのサポートが無くても一人で質の高いリハビリテーションが行えるように、ロボットなどを活用した運動機能訓練が考案されている。ニューロリハビリテーションにおいても、これらを活用した運動機能訓練が行われており、これまでに様々な運動機能訓練用リハビリテーションシステムが開発されてきている。しかし、その多くは上肢や下肢といった粗大運動機能訓練を行うものであり [Forrester, 2011], [Roy, 2011], [Furusho, 2014], 手・指を対象とした巧緻運動機能訓練用リハビリテーションシステムについては、開発が進められてはいるもののその数は少ない [川崎, 2006], [Kawasaki, 2007], [Ueki, 2012]。手・指の巧緻運動機能の回復には長い年月がかかるとされており、繰り返しの訓練が必要となる。そのため、自宅において、一人で手軽に訓練が行える巧緻運動機能訓練用リハビリテーションシステムの需要は非常に多い。

これら運動機能訓練用リハビリテーションシステムの多くは、モータなどのアクチュエータでリンク機構やワイヤを駆動させ、麻痺肢に力や動きを強制的に発生させることで、使用者(患者)に正常な運動(固有)感覚を誘発・提示させている。これは、バーチャルリアリティ分野で盛んに研究開発が行われている、ハプティックデバイスそのものである [Hayward, 2004]。そのため、ハプティックデバイスで生じている様々な問題が、これらリハビリテーションシステムにおいても同様に発生している。その一つにシステムの大型化、複雑化が挙げられる。

現状のハプティックデバイスでは、提示反力、動作領域、自由度はデバイスの大きさや構造に依存するため、より大きな提示反力、広い動作領域、複雑な動き(多自由度機構)を実現しようとする、デバイスの大型化、複雑化を招いてしまう。リハビリテーションシステムにおいても同様であり、特に大きな提示反力や広い動作領域を必要とする粗大運動機能訓練用リハビリテーションシステムでは、システムの大型化を招いている(図 1.4)。一方、巧緻運動機能訓練用リハビリテーションシステムの場合、粗大運動機能訓練ほどの大きな提示反力、広い動作領域を必要としないため、システムの大型化は免れている。しかし、巧緻運動機能訓練では、手・指の複雑な動きを再現させる必要があるため、多自由度の機構が必要と

なりシステムの複雑化を招いている(図 1.5).

これらリハビリテーションシステムの大型化・複雑化は、同時に高価格化といった問題も引き起こしており、ロボットなどを活用した運動機能訓練用リハビリテーションシステム普及の妨げとなっている。

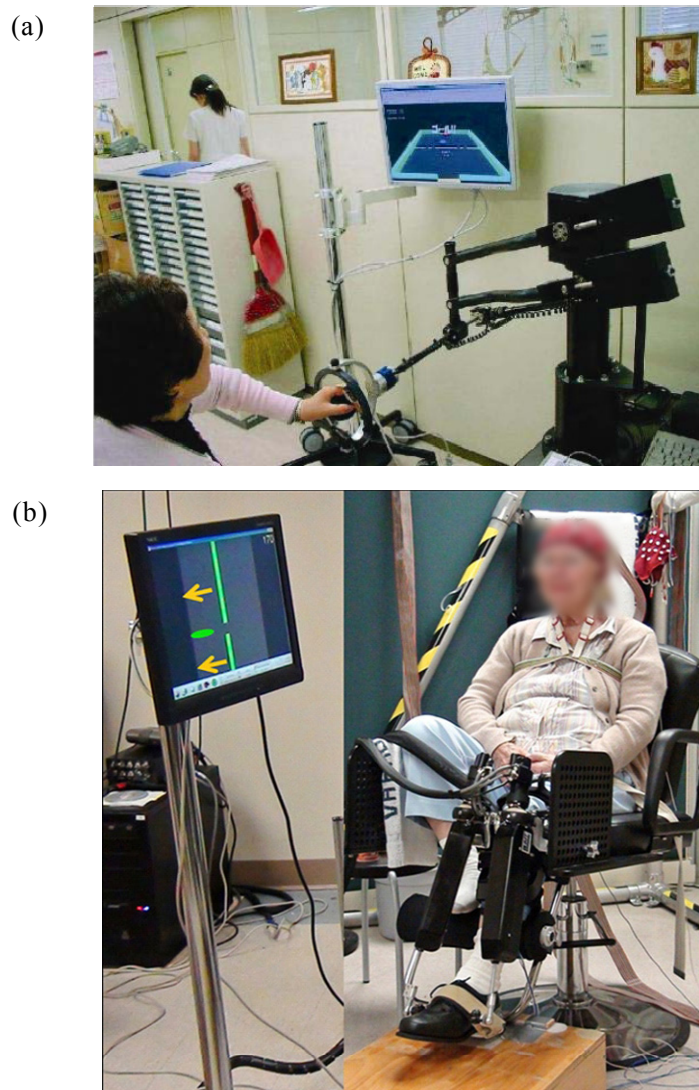


図 1.4 粗大運動機能訓練用リハビリテーションシステム

(a) 上肢用: EMUL* [Furusho, 2005]

(*EMUL: Exercise Machine for Upper Limbs)

(b) 下肢用: Anklebot [Forrester, 2011]



図 1.5 手指の巧緻運動機能訓練用リハビリテーションシステム
[Kawasaki, 2007], [Ueki, 2012]

1.2 新たなリハビリテーションシステムの提案

前節では、脳卒中片麻痺患者に対するリハビリテーション分野の現状を分析し、同分野では今後、医師やセラピストからの、サポートを受ける機会の少ない維持期の患者においても、ニューロリハビリテーションといった療法(訓練)を手軽に受けることができ、かつ、多種多様な運動障害にも対応可能な、新たなリハビリテーション環境の整備が必要であるということを説いた。また、このような環境を実現させるために、ロボットなどを活用した運動機能訓練に着目したが、現状のリハビリテーションシステムではシステムの大型化・複雑化などといった問題により、上記環境の実現は難しいとの結論に至った。しかし仮に、シンプルで安全かつ安価なリハビリテーションシステムが実現できれば、新たなリハビリテーション環境の整備は十分に可能であると考えられる。このようなリハビリテーションシステムを実現させるためには、運動感覚をなるべく簡単な方法・装置で誘発・提示させる必要がある。そこで、同様の原理・技術が使われている、バーチャルリアリティ分野におけるハプティックデバイス開発の現状に目を向け、そこでの研究開発動向から、運動(固有)感覚の容易な誘発・提示方法のヒントを得ることとした。

ここで運動(固有)感覚とは、①力の感覚(努力感、重さの感覚)、②位置の感覚、③動きの感覚などを含んだ複合的な感覚 [岩村, 2001], [Proske, 2009] のことを指す。

ハプティックデバイス開発においても、デバイスの大型化・複雑化といった問題は同様に生じている。同分野ではこのような問題を解決するために、近年、ヒトの錯覚現象を巧みに活用した新しいハプティックデバイスの開発を進めている。これまでに、①力の感覚については、固有感覚受容器以外の視覚や触覚受容器を刺激することで、疑似的に把持力や重量感を提示可能な小型のデバイスが開発されている [Lécuyer, 2009], [Minamizawa, 2010], [水野, 2010], [Okamoto, 2011]。一方、②位置や③動きの感覚については、友田ら [友田, 2009] や Kajimoto [Kajimoto, 2013] が、ヒトの運動錯覚現象を活用したデバイス開発に取り組んでいる。

運動錯覚とは、皮膚上から腱を刺激するだけで刺激部位の位置や動きの感覚

が誘発される現象である [Goodwin, 1972a], [Goodwin, 1972b], [Matthews, 1982], [Roll, 1982], [Naito, 1999], [Calvin-Figuière, 1999]. 刺激には主に振動が用いられるため, 刺激提示装置(振動発生装置)の設計・選定次第で小型かつ安全なデバイスを実現させることができる. 併せて, これまでの感覚情報処理研究によって, 運動錯覚中に活動する脳部位が, 実際に四肢等を動かす時に活動する部位と同じであるということがわかっている [Naito, 1999]. また, 軽度な感覚障害であれば, 脳卒中片麻痺患者においても錯覚が誘発されることが確認されている [湯川, 2012]. このことは, 脳卒中片麻痺患者に運動錯覚を誘発させることで, ダメージを負った大脳皮質運動野等が刺激でき, 脳の可塑的変化を促せる可能性があるということを示唆している.

このように, 現在バーチャルリアリティ分野で進められているこれら運動錯覚現象を活用した研究開発の意義は, 単に力・位置・動きの感覚を提示可能な, 新たなハプティックデバイスの実現が可能になるということだけではない. それと同時に, 我々が目指している新たなリハビリテーション環境の整備に必要な, 科学的根拠に裏打ちされた, シンプルで安全かつ安価なリハビリテーションシステムの実現につながる重要な意義もある.

そこで本研究では, 運動感覚の容易な誘発・提示方法として, 運動錯覚というヒトの運動(固有)感覚に関する錯覚現象に着目し, 同現象を応用したリハビリテーションシステム(ハプティックデバイス)の開発を目指す. しかし現状では, 運動錯覚現象を工学的に応用する場合, 振動刺激に対する錯覚現象の詳細な知覚特性が十分にわかっていないため, システムの小型化に必要な最適な振動発生装置を実現できない. そればかりか, 提示させる動きの感覚についても, その質や量を自在に誘発・制御させることが難しい. バーチャルリアリティ分野において, 運動錯覚現象を活用したハプティックデバイスが未だ提案段階にあり, 実用的なデバイスの開発に至っていない原因はここにある.

1.3 研究の目的と目標

前節までに論じた内容から、本研究の目的と最終目標を以下のように設定する。ここで最終目標とは、設定した目的を完遂するために、本研究内で目指す最終的な研究到達点を指す。

【研究目的】

科学的根拠に基づいたリハビリテーションを、自宅などでも手軽に受けられるような環境を実現させる。

【最終目標】

脳の可塑的变化を促すことができる、シンプルで安全かつ安価な運動機能訓練用リハビリテーションシステムを実現させる。

本研究では、最終目標に掲げたリハビリテーションシステムを実現させるために、運動錯覚というヒトの運動(固有)感覚に関する錯覚現象に着目する。運動錯覚は、皮膚上から腱に振動刺激を与えるだけで誘発できるため、研究の進展によっては、小型の振動発生装置を利用して、麻痺肢の腱上の皮膚にそれらを装着するだけで同肢の運動機能訓練が行える、シンプルで安全かつ安価なリハビリテーションシステムの実現が期待できる。

しかし、前節でも述べたように、現状では振動刺激に対する運動錯覚現象の詳細な知覚特性がわかっていないため、誘発に用いる振動発生装置の基本仕様も定まっておらず、小型の振動発生装置の開発はおろか、運動機能訓練時に必要となる動きの感覚についても、その質や量を自在に誘発・制御させることが難しい状況にある。そのため、最終目標である運動錯覚現象を応用したリハビリテーションシステムを実現させるためには、まず、同現象の知覚特性を詳細に調べ、運動錯覚現象の自在な誘発と制御を可能にする振動刺激条件の確立と体系化が必要不可欠である。

そこで本研究では、最終目標の実現に向け、図 1.6 に示すような三つの研究フ

フェーズからなる計画を策定した。各フェーズには目標と個別課題を設定し、設定した個別課題を解決していくことで最終目標の到達を目指す。また、各フェーズの実施期間は最長3年とし、2018年までのプロトタイプシステム完成を目指す。

なお、前節でも触れたように、手・指の巧緻運動機能の回復には長い年月がかかるとされており、繰り返しの訓練が必要となる。そのため、自宅などでも一人で手軽に訓練が行える、巧緻運動機能訓練用リハビリテーションシステムの需要は非常に多い。しかし、巧緻運動機能訓練用リハビリテーションシステムは、粗大運動機能訓練用に比べその数は圧倒的に少なく、また、個人で手軽に導入できるようなものではない。そこで本研究では、最終目標である運動錯覚現象を応用したシンプルで安全かつ安価なリハビリテーションシステムとして、手・指の巧緻運動機能訓練が行えるリハビリテーションシステムの開発を目指す。

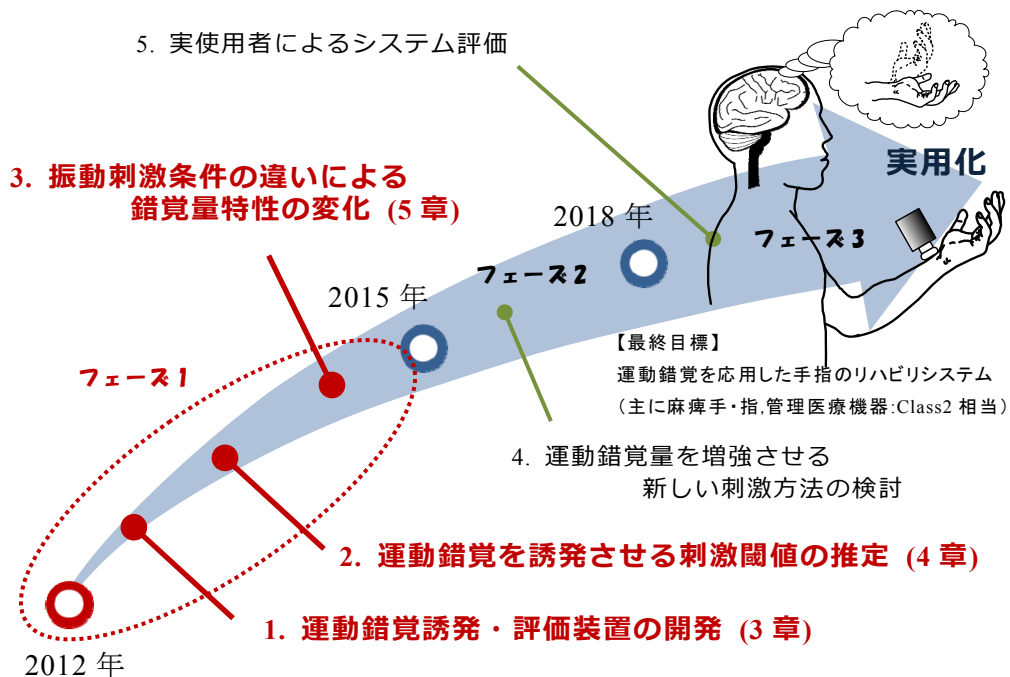


図 1.6 研究計画(実用化までの流れ)

本論文では次章以降, 第 1 フェーズの内容について論じていく. 第 1 フェーズでは, 錯覚現象の自在な誘発と制御を可能にする振動刺激条件の確立と体系化を目標に, 三つの個別課題を設定した. 以下に, 第 1 フェーズで設定した個別課題とフェーズごとの目標を示す.

- **フェーズ 1 目標 (2012 年～2014 年)**

運動錯覚現象の自在な誘発と制御を可能にする振動刺激条件の確立と体系化

【課題 1】 運動錯覚誘発・評価装置の開発

【課題 2】 運動錯覚の誘発刺激閾値の推定

【課題 3】 振動刺激条件の違いによる錯覚量特性の変化

- **フェーズ 2 目標 (2015 年～2017 年)**

運動錯覚量を増強させる新たな刺激方法の検討

- **フェーズ 3 目標 (2018 年～2020 年)**

プロトタイプシステムの開発と実使用者によるシステム評価

1.4 本論文の構成

本論文は6章より構成される。続く2章では、本研究で扱うヒトの運動錯覚現象について概観し、過去の研究で用いられてきた、運動錯覚を誘発させる振動刺激条件を整理する。また、同現象の工学的な応用を考えた場合に生じる、振動刺激条件に起因した問題点等について述べる。

3章では、運動錯覚に関する各種知覚特性の測定時に必要となる、振動刺激量の制御とモニタリングが行える、卓上型運動錯覚誘発・評価装置を開発する。ここでは、装置の提案から実現に至るまでの一連の設計・開発手順について述べるとともに、性能評価実験をとおして開発装置の基本性能および有効性を明らかにしていく。

4章、5章では、3章で開発した装置を使い、運動錯覚に関する二つの重要な知覚特性(刺激閾値と錯覚量特性)を調べる。まず4章では、運動錯覚を誘発させるための必要最小限の刺激値である閾値を明らかにしていく。ここでは、閾値推定のために行った具体的な実験方法や、実験によって得られた、加速度ならびに変位次元の閾値特性について述べる。

5章では、錯覚が誘発される閾値以上の振動刺激において、それらの条件を変化させた場合に生じる、運動錯覚の感覚尺度値の変化である錯覚量特性を明らかにしていく。ここではまず、本研究内で扱う運動錯覚の感覚尺度として、静的および動的錯覚量という2種類の特性を定義し、それぞれの錯覚量について解説する。次に、各錯覚量特性を求めるための具体的な実験方法や、実験によって得られた静的および動的錯覚量特性について述べる。

最後の6章では、本研究で得られた知見を総括し今後の展望や取り組みについて述べる。

2. 運動錯覚現象と誘発のための刺激条件

2.1 緒言

運動錯覚現象はこれまで、ヒトの運動感覚に関する感覚情報処理研究の中で多く活用されてきた、しかし近年、本研究のように、同現象を工学的に応用しようとする研究が試みられ始めている。そこで本章ではまず、工学系研究者には馴染みの薄いヒトの錯覚現象、とりわけ運動錯覚現象について概観する。次に、これまでに同現象を多く扱ってきた感覚情報処理研究分野の先行事例から、運動錯覚を誘発させるための刺激条件が未だ確立させていないということを明らかにし、本研究内で行う、運動錯覚現象に関する各種知覚特性実験の必要性や意義を明確にする。

以下 2.2 節では、ヒトの錯覚現象、とりわけ運動錯覚現象にフォーカスを当て、同現象の誘発メカニズムや誘発方法など、運動錯覚現象全体について概観する。また、同じ振動刺激によって誘発される、緊張性振動反射との違いについても述べていく。続く 2.3 節では、これまでの感覚情報処理研究内で用いられてきた、運動錯覚を誘発させるための振動刺激条件についてまとめ、そこから明らかとなる問題点について述べる。

2.2 錯覚現象

錯覚(さっかく, 英: illusion)とは, 感覚器に異常がないにもかかわらず, 実際とは異なる知覚を得てしまう現象のことであり, 対象の物理的特性と知覚体験との間のズレのことをいう.

我々は、『錯覚』という言葉を知ると, 図 2.1 や図 2.2 に示すような, 図形の幾何学的構造(大きさや角度, 形状)が歪んで見えたり, 静止画が運動して見えたりする『錯視』という現象を思い浮かべる. これら現象は全て視覚系で生じる錯覚であり, それぞれ『幾何学的錯視』, 『運動錯視』として広く認識されている [今井, 1960], [Tootell, 1995], [大山, 2003].

しかし, 錯覚現象は視覚系だけに現れるものではなく, その他の聴覚, 触覚・固有感覚, 味覚, 嗅覚などにおいても同様に生じることがわかっている [一川, 2012]. 例えば, 聴覚に関しては幻聴 [Johnsrude, 2002] が, 触覚・固有感覚に関してはベルベットハンドイリュージョン [Ohka, 2010] や幻肢 [Katz, 1990] などがある.

本研究では, 様々な感覚器官で生じる錯覚現象の中でも, 固有感覚系で生じる『運動錯覚』という現象に着目し, 同現象の工学的な応用を目指している. そこで, 以下ではまず, 運動錯覚現象の誘発メカニズムや誘発方法など, 運動錯覚現象全体について概観し, 同様の刺激方法によって誘発される緊張性振動反射との違いについて述べる.

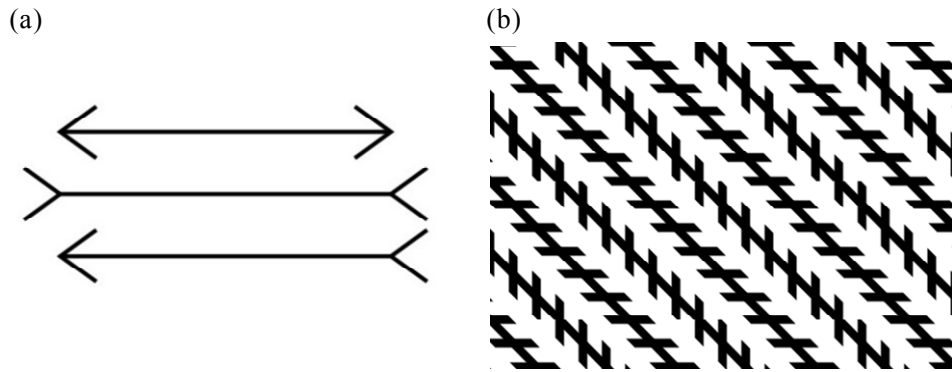


図 2.1 幾何学的錯視

(a) ミュラー・リヤー錯視 [島田, 1952], (b) ツェルナー錯視 [Zöllner, 1860]

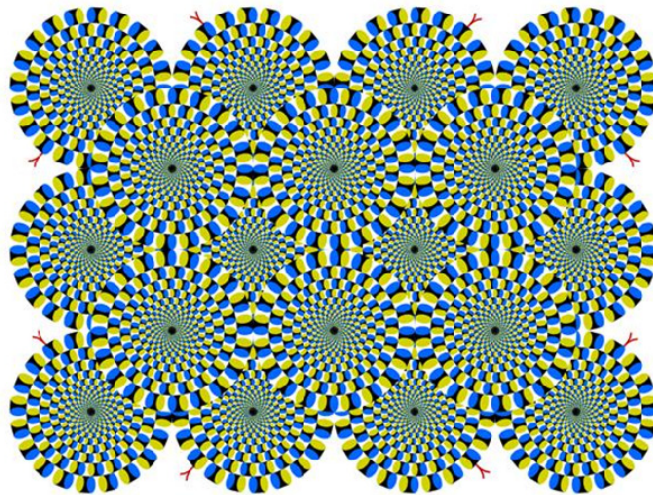


図 2.2 運動錯視

蛇の回転 [Kitaoka, 2003] 北岡明佳: <http://www.ritsumeimei.ac.jp/~akitaoka/>より転載

2.2.1 運動(固有)感覚における錯覚現象:運動錯覚

運動錯覚とは, Goodwinら [Goodwin, 1972a], [Goodwin, 1972b] によって初めて報告された運動(固有)感覚の錯覚現象であり, 皮膚の上から腱に振動刺激を与えることで位置や動きの感覚を誘発させることができる. この現象は, 骨格筋内にある筋紡錘(Ia 求心性線維)が振動刺激によって発火し [Burke, 1976], その信号が中枢神経系へ入力されることで生じるとされている [Vallbo, 1979]. 筋紡錘は, 筋肉が弛緩し伸張された時に発火する固有感覚受容器である. そのため, 筋収縮せずに刺激によって筋紡錘が強制的に発火させられると, 我々はその筋が弛緩し伸張しているかのような動きの感覚を感じてしまう. 例えば, 図 2.3 に示すように, 上腕二頭筋の腱を刺激すると, 関節運動が行なわれていないにも関わらず当該筋内の筋紡錘が発火する. この発火は肘関節伸展運動時の発火パターンと同じであるため, 我々は肘関節の伸展運動を錯覚してしまう. このように, 運動錯覚の誘発メカニズムや錯覚時の脳内活動部位に関しては, これまでの感覚情報処理研究 [Roll, 1982], [Roll, 1989], [Naito, 1999] により大方解明されつつある. しかし, 錯覚を誘発させるための振動刺激条件と, 知覚される錯覚量との間の関係については不明な点が多い.

2.2.2 緊張性振動反射(TVR)

前述のように, 運動錯覚は皮膚の上から腱に振動刺激を与えることで誘発させることができる. しかし, 皮膚上からの振動刺激は, 当該部位に運動錯覚を誘発させるだけでなく, 緊張性振動反射(TVR: Tonic vibration reflex)と呼ばれる反射運動を誘発させてしまう可能性もある.

緊張性振動反射とは, 腱や筋に 20 Hz から 200 Hz 程度の振動刺激を与えると, 刺激筋が持続的に収縮(同時に拮抗筋が弛緩)してしまう反射運動のことである [Eklund, 1966], [Hagbarth, 1966], [Desmedt, 1978], [Marsden, 1969], [Matthews, 1966].

例えば, 図 2.3 に示すように, 上腕三頭筋の腱や筋を刺激すると, 運動錯覚の時と同様, 関節運動が行なわれていないにも関わらず当該筋内の筋紡錘が発火する. 運動錯覚の場合, この時発火した求心性信号はそのまま脊髄を通り脳に達

するが、緊張性振動反射においては、この信号が脊髄レベルで直接刺激筋（上腕三頭筋）の α 運動ニューロンを発火させる。そのため、振動を与えた上腕三頭筋が収縮を起こし、同時にその拮抗筋である上腕二頭筋が弛緩する。この筋活動は実際の肘関節の伸展運動を誘発させることとなる。

このように、振動刺激を筋や腱に与えると、運動錯覚が誘発されるのではなく、緊張性振動反射が誘発される可能性がある。現状では、両者のいずれかのみを誘発させる振動刺激条件が確立されていないため、運動錯覚を確実に誘発させることは不可能である。しかし、以下に示すような点に留意すれば、高い確率で運動錯覚のみを誘発させることが可能である [木藤, 2006].

1. 振動刺激中は目を閉じるか、あるいは目を開けていても刺激されている四肢を見ない。
2. リラックスして振動を受ける。
3. 70Hz から 100Hz 程度の振動刺激が錯覚を誘発させやすい。
4. Ia 求心性線維の発火を促すために、刺激部位は筋腹ではなく腱とする。
5. 知覚を引き起こす関節の動きを制限するような固定や物体との接触を避ける。

● 運動錯覚

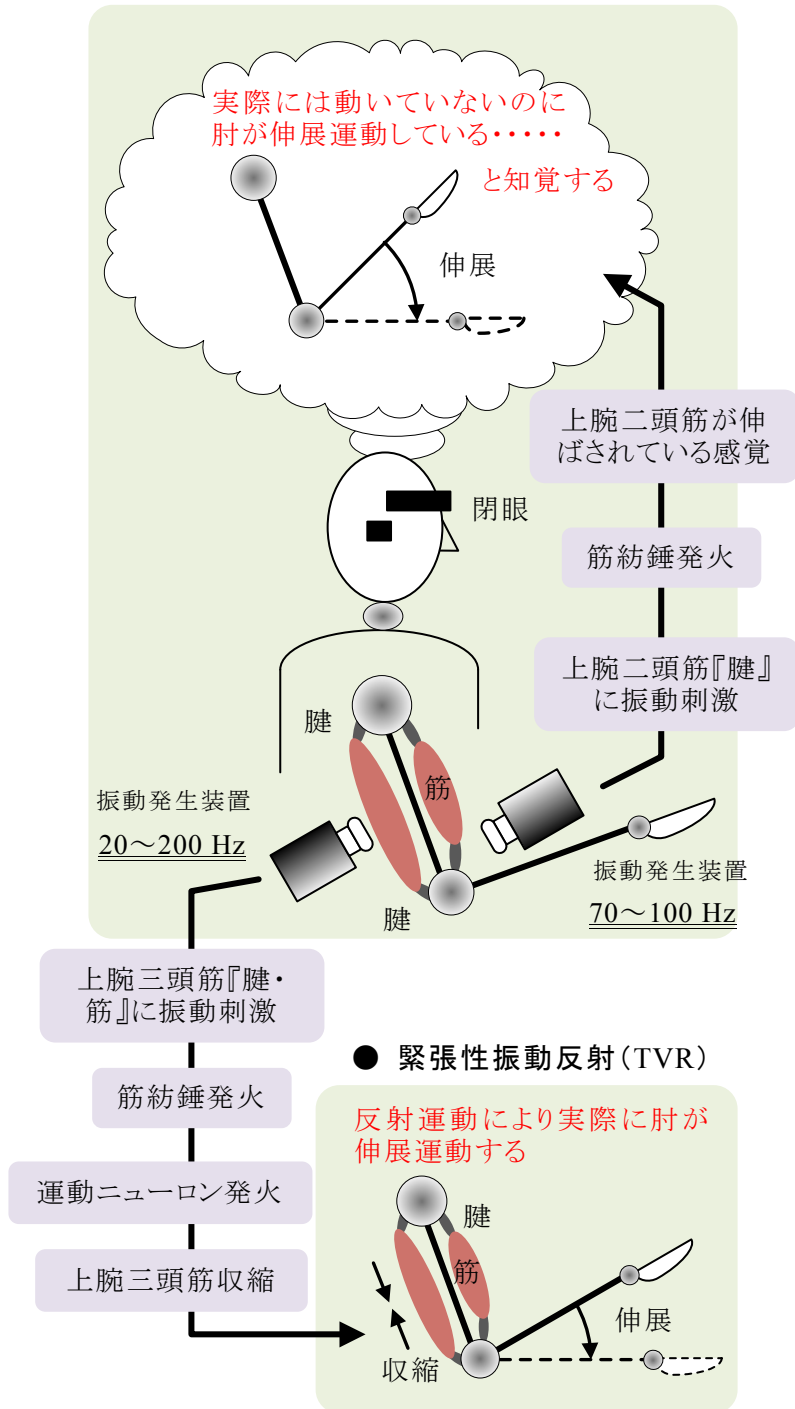


図 2.3 運動錯覚と緊張性振動反射の誘発メカニズム

2.3 運動錯覚を誘発させるための振動刺激条件

運動錯覚現象はこれまで、ヒトの運動感覚に関する感覚情報処理研究の中で多く活用されてきた。これら先行研究の多くでは、運動錯覚の誘発のために使われる振動刺激条件と、知覚される錯覚量との間の関係については不明な点が多い。

表 2.1 に、これまでの研究で使われてきた、運動錯覚を誘発させるための振動刺激条件の主要項目とその設定値を示す。ここで示した振動刺激条件は、一部の先行研究についての調査結果であるが、その他の先行研究においても、周波数と振幅については比較的明確に設定値が提示されているものが多い。

ここで、表中の振幅については、文献中からそれが全振幅 (peak to peak:p-p) を意味するのか、または片振幅 (zero to peak:0-p) なのかを判断できるものについては、明示的に p-p もしくは 0-p を表記した。

振動発生装置の小型化を実現させるためには、周波数や振幅以外に、装置の仕様に直接関連する接触子の形状や押し込み力、刺激を与える場所といった条件項目についても明確に設定値を規定しておく必要がある。さらに、これらの条件項目は触覚や痛みの感覚にも影響を与えるため、錯覚の誘発や錯覚量に対しても大きな影響を与える可能性がある。特に押し込み力は物理的的刺激量であるため、錯覚への影響が顕著である。しかし、これら条件項目の設定値が明確に提示されている研究は少なく、表 2.1 においても Albert らの研究だけである。さらに、周波数や振幅についても各研究間で大きな隔たりがあり、先行研究から周波数や振幅に関する最適な設定値を得ることは難しい。このような状況は、運動錯覚現象の工学的な応用を難しくさせる要因となるため、振動刺激に対する詳細な知覚特性の解明が必要不可欠である。

表 2.1 先行研究における運動錯覚誘発のための振動刺激条件

Authors	Waveform	Frequency	Amplitude	Contact head shape	Contact force	Stimulus point
友田ら [友田, 2009]	—	70~100 Hz	1~2 mm	—	—	BB※ ¹
Naito, E <i>et al.</i> [Naito, 1999]	Rectangular pulse	60~80 Hz	2.2 mm _{0-p}	—	Light pressure	BB※ ¹
Albert, F <i>et al.</i> [Albert, 2006]	Rectangular pulse (duration 5 ms)	20~100 Hz	0.25 mm _{p-p}	Φ1 cm	0.5 N	TA※ ² , EDL※ ³ etc
Cordo, P.J <i>et al.</i> [Cordo, 2005]	—	50 pps	0.5 mm _{0-p}	—	3 N	TB※ ⁴
Hagura, N <i>et al.</i> [Hagura, 2009]	—	110 Hz	3.5 mm _{0-p}	—	Light pressure	ECU※ ⁵
Yaguchi, H <i>et al.</i> [Yaguchi, 2010]	Rectangular pulse	100 Hz	1.0 mm _{p-p}	—	—	BB※ ¹

※1 Biceps Brachii: 上腕二頭筋, ※2 Tibialis Anterior: 前脛骨筋, ※3 Extensor Digitorum Longus: 長趾伸筋

※4 Triceps Brachii: 上腕三頭筋, ※5 Extensor Carpi Ulnaris: 尺側手根伸筋

2.4 結言

本章では、本研究で扱う運動錯覚現象について概観し、同じ振動刺激によって引き起こされる緊張性振動反射との違いについて述べた。また、これまでに運動錯覚現象を多く扱ってきた感覚情報処理研究分野の先行事例から、同現象を誘発させるための刺激条件が未だ確立させていないということを明らかにし、本研究の必要性や意義を唱えた。

以下に、本章で得られた要点として、緊張性振動反射との誘発メカニズムの違いや、振動刺激条件に起因した現状の問題点などを示す。

- 筋、腱への振動刺激によって引き起こされる筋紡錘の発火は、皮質下のレベルでは反射活動を、皮質上では運動錯覚をそれぞれ独立に誘発させる。
- 運動錯覚で知覚される運動方向は、緊張性振動反射で起こる運動方向とは逆である。
- 先行研究で使われている振動刺激条件は、周波数と振幅の設定値については比較的明確に示されているが、その他の設定値（接触子の形状や押し込み力、刺激を与える場所など）については不明確なものが多い。
- 明確に示されている周波数や振幅の設定値も、各研究間で大きな隔たりがあり、先行研究からこれらの最適な設定値を得ることは難しい。

次章以降では、本章で明らかとなった、運動錯覚現象を誘発させる振動刺激条件に関する問題点を解決するために、同現象の、振動刺激に対する詳細な知覚特性の解明を進めていく。

3. 運動錯覚誘発・評価装置の開発

3.1 緒言

本章では、運動錯覚に関する知覚特性を調べる上で必要となる、振動刺激量の制御とモニタリングが可能な、卓上型運動錯覚誘発・評価装置を提案・開発し、性能評価実験をとおしてその基本性能を明らかにする。また、同装置を用いて、実際に健常者の右手手関節伸展方向の運動錯覚の誘発を試みることで、開発装置の知覚特性評価装置としての有効性を確認する [本多, 2014a]。

まず 3.2 節では、振動刺激量の制御とモニタリングを可能にする、卓上型運動錯覚誘発・評価装置を実現させるための一連の設計・開発手順について述べ、実際に開発された装置の特徴などについて説明する。続く 3.3 節では、開発装置の基本性能および有効性を確認するために行った、三つの性能評価実験について述べる。

3.2 装置設計

本節では、卓上型の運動錯覚誘発・評価装置を実現させるための一連の設計手順について述べる。本開発ではまず、錯覚を誘発させるための部位を選定し、その部位の運動錯覚を誘発可能な卓上型運動錯覚誘発・評価装置の基本設計を行った。次に詳細設計として、装置の具体的なデザインおよび各部の寸法を決定した。最後に、これら設計内容を基に実用レベルの装置を開発した。以下では、各設計フェーズにおける詳細な設計内容について述べる。

3.2.1 基本設計: 錯覚誘発部位の選定と装置構成

本研究の最終目標は、運動錯覚現象を応用したシンプルで安全かつ安価な、手・指の巧緻運動機能訓練が行えるリハビリテーションシステムの実現である。そのため、運動錯覚に関する各種知覚特性も、手・指の運動に関連したものである必要があり、開発装置には必然的に、これら部位の運動錯覚の誘発と評価が行える機能が求められる。しかし、指関節の運動に関しては、関連筋が数十種類と多く、また、それら筋腱を正確に刺激するためには高度な解剖学的専門知識が必要となる。そのため、基本的な知覚特性の取得・蓄積を目的とする本研究においては、最適な部位であるとは言えない。

そこで本研究では、浅層に関連筋が多く存在し、体表からそれら筋腱を比較的容易に刺激できる、手関節を錯覚誘発部位として選定した。本節では、右手手関節の屈曲・伸展運動錯覚の誘発と、錯覚時に知覚する手関節の屈曲・伸展方向の運動が記録できる、卓上型運動錯覚誘発・評価装置を提案する。ここで手関節とは、橈骨手根関節と手根間関節を総称した呼び名で手首の関節を指す [中村, 2011]。

提案した卓上型運動錯覚誘発・評価装置の、制御・計測ブロック図を含んだ装置概要図を図 3.1 に示す。提案装置は、手関節屈筋群や伸筋群の腱に振動刺激を与え、伸展および屈曲運動の錯覚を誘起させる、右手側の振動刺激提示部と、錯覚誘発時に生じる右手手関節の屈曲・伸展方向の運動(動きの方向や角度)を実際の動きで再現させる、左手側の運動錯覚量計測部から構成することとした。

提示させる振動刺激は正弦波振動のみとし、装置構成を単純にするためフィードバック機構は設けず、信号発生器で刺激信号を生成する仕様とした。また、時間同期のとれた振動刺激量のモニタリングをリアルタイムで行えるように、各種センサからの信号は計測フロントエンドで一括して受ける仕様とした。

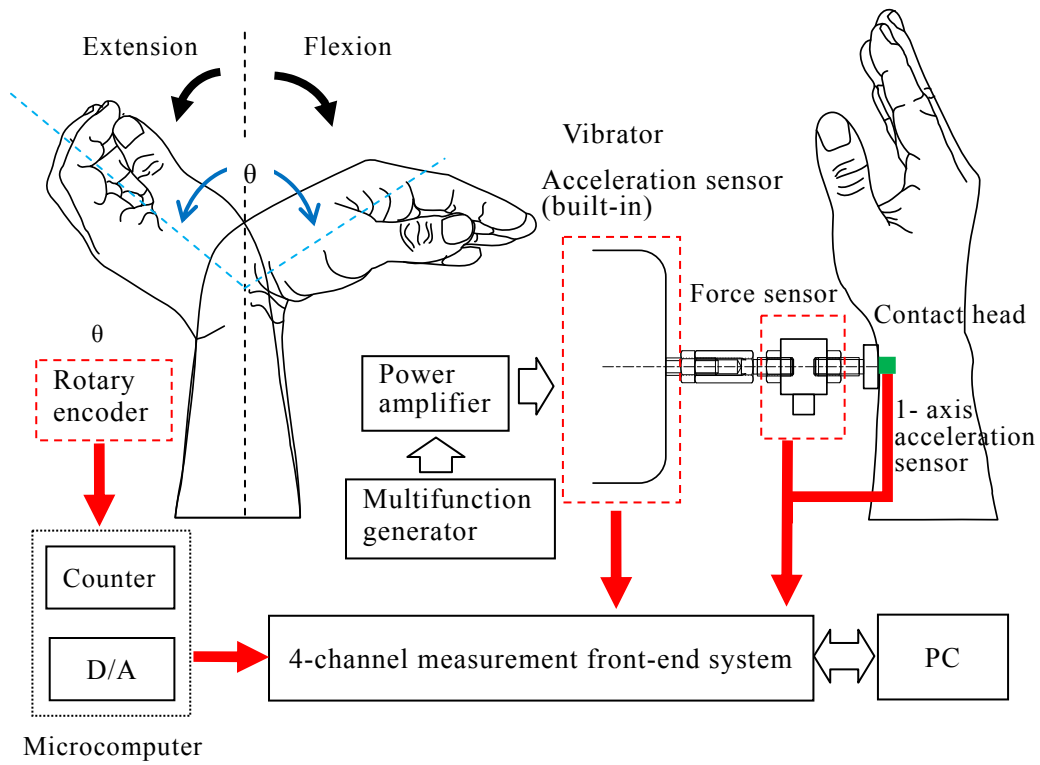


図 3.1 卓上型運動錯覚誘発・評価装置の制御・計測ブロック図

3.2.2 詳細設計:装置デザイン

運動錯覚を誘発させるためには、対象部位を完全にリラックスさせることが重要であるとされている [Naito, 1999], [Cordo, 2005]. 本研究で対象としている手関節は、運動自由度が2であり、掌屈(屈曲)と背屈(伸展), 橈屈(外転)と尺屈(内転)およびそれらを総合した分回し運動が可能である. また、屈曲・伸展に約 85 deg, 橈屈に約 25 deg, 尺屈に約 55 deg の可動域を有している [中村, 2011], [佐伯, 2011]. そこで本研究開発では、対象者が自然な姿勢・状態で振動刺激を受けられるように、これら手関節の解剖学的な知見を考慮した、ユーザ中心設計 [山岡, 2003] の考えに基づいて装置をデザインした.

その結果、基本姿勢として左右の前腕を机上的においた座位姿勢を採用することとした. 両前腕部については、机上に自然な形で腕を置いた時の姿勢を実現できるように、手関節を 30 deg 尺屈位, 肘関節を 106 deg から 110 deg 屈曲位, 前腕を半回内位の状態で固定できるようなアームレスト部をデザインし、アームレスト先端に取り付けた把持棒を握ることで、前腕の各関節を規定の角度で固定できるようにした. 振動刺激提示部のアームレスト先端は、手関節の運動を完全に拘束できるように可動機構は設けなかった. ただし、運動錯覚量計測部のアームレスト先端は、右手手関節に誘発される屈曲・伸展方向の運動錯覚を再現できるように、屈曲および伸展側に 90 deg の範囲で可動できる機構を採用した.

また、腱へ振動刺激を提示している最中、腱以外の部位に振動が伝わらないようにするため、振動提示デバイスを配置するベース(加振機ベース)とアームレストを配置するベース(アームレストベース)を分離させた、ベースセパレート型のデザインを採用した. 本開発装置の最終的なデザインを図 3.2 に、各部の部材名および寸法を表 3.1, 表 3.2 に示す.

なお、装置各部の寸法は、人体寸法データベース [山岡, 1993], [河内, 2005] を参考に決定した.

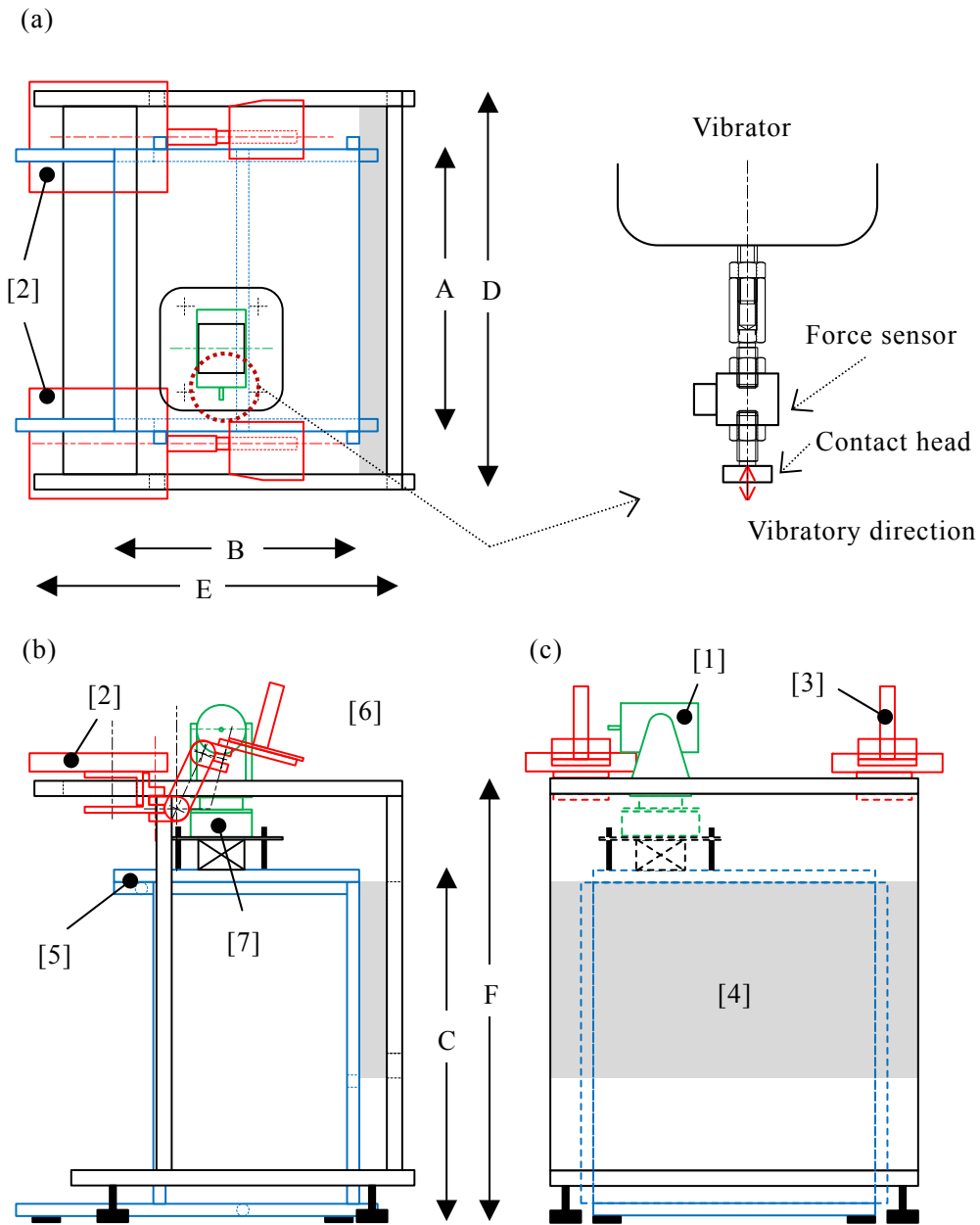


図 3.2 卓上型運動錯覚誘発・評価装置の最終デザイン

(a) 装置上面, (b) 装置側面, (c) 装置正面

表 3.1 図 3.2 中[1]～[7] 部の部材名

Part	Name
[1]	Vibrator
[2]	Arm rest
[3]	Grip bar
[4]	Polyurethane sheet
[5]	Vibrator base
[6]	Arm rest base
[7]	X,Y,Z precision stage

表 3.2 図 3.2 中 A～F 部の寸法

Part	Dimension [mm]
A	460
B	400
C	555
D	600
E	560
F	720

3.2.3 装置製作

装置デザインを基に製作した卓上型運動錯覚誘発・評価装置を図 3.3 (a), (b) に示す。図中右手側が振動刺激提示部(図 3.3 (c)), 左手側が運動錯覚量計測部(図 3.3 (d))である。また、開発装置で振動刺激を与えることができる、手関節伸筋・屈筋群の腱を図 3.4 に示す。振動刺激は、加振機ベースと、振動提示デバイスの加振機ベースへの取り付け位置を変えることで、右手手関節屈筋群(橈側手根屈筋: FCR, 長掌筋: PL, 尺側手根屈筋: FCU)および右手手関節伸筋群(長橈側手根伸筋: ECRL, 短橈側手根伸筋: ECRB, 尺側手根伸筋: ECU)の両方の腱 [佐伯, 2011] に提示できる構造とした(図 3.3 は屈筋群への刺激提示を行う場合の装置構成)。

振動刺激提示部の振動提示デバイスには、加速度センサ内蔵の小型振動発生機(EMIC Corp. 511-A)を使用し、パワーアンプ(EMIC Corp. 371-A)に接続されたマルチファンクションジェネレータ(NF Corp. WF1973)で信号を生成することで、様々な振動刺激パターンの提示が行えるような構成とした。小型振動発生機の可動部シャフトには、力センサ(DYTRAN 1051V2)を介してステンレス製の円

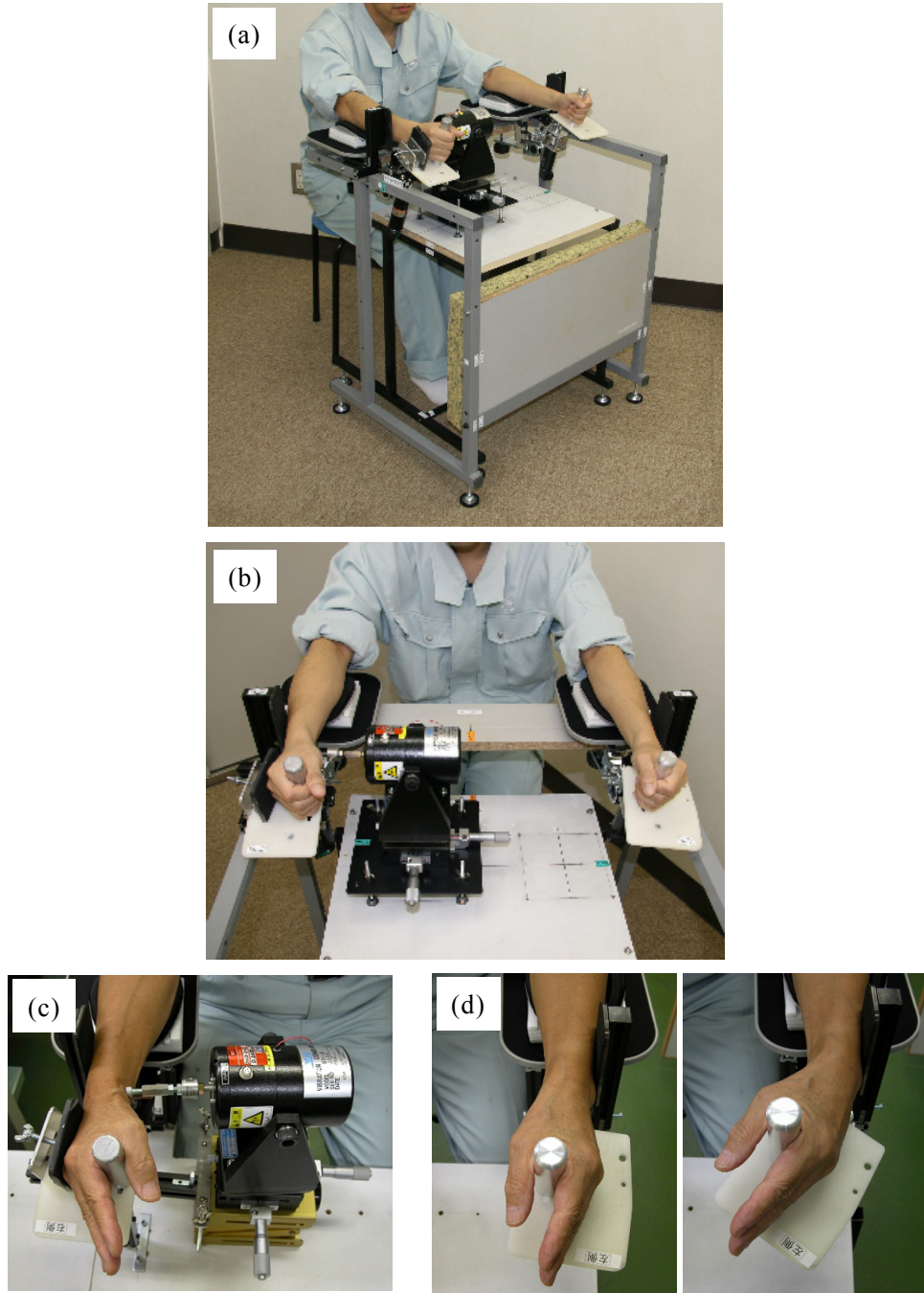


図 3.3 卓上型運動錯覚誘発・評価装置

(a) 装置全体, (b) 装置正面, (c) 振動刺激提示部, (d) 運動錯覚量計測部

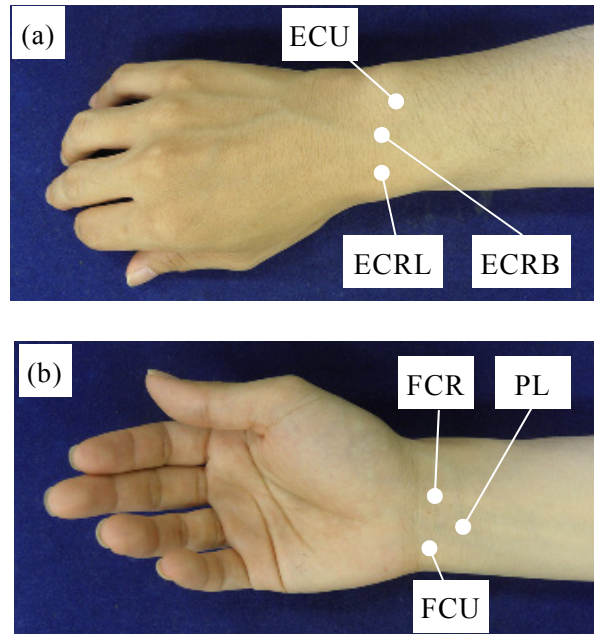


図 3.4 手関節屈曲・伸展運動の主動作筋
(a) 伸筋群, (b) 屈筋群

盤型接触子を先端に取り付けた。なお、接触子には 1 軸加速度センサ (ONO SOKKI. NP-2110: 0.6 g) を貼り付け、先端の加速度も計測できるような構成とした。また、小型振動発生機は、X, Y, Z 方向への移動が行える精密ステージ (SIGMA KOKI) 上に取り付け、接触子の腱への押し込み力や刺激ポイントへの正確な位置決めが行えるようにした。接触子は、力センサに直接接続できる構造とし、接触子の大きさ (皮膚への接触面積の違い) による影響や複数の腱を同時に刺激した場合の影響も調べられるように、先端径の異なる 5 種類 ($\Phi 5, 10, 15, 20, 25, 30$ mm) を用意した。ここで、最小径と最大径は、それぞれ痛みを生じない条件と複数の腱を同時に刺激できる条件から選定された。装置に取り付けられているセンサ類は、全て計測フロントエンド (A&D Company WCAmini) に入力され、時間同期の取れた状態で、時間および周波数領域でのリアルタイム解析が行える仕様と

した。

運動錯覚量計測部は、手関節可動部にロータリーエンコーダ (Maxon motor HEDS-5540) を取り付け、屈曲および伸展運動の可動量 (関節角度) を測定できる構成とした。ロータリーエンコーダの値はマイクロコンピュータで角度に変換され、D/A 変換器を介して計測フロントエンドに入力される。把持棒には温覚を刺激しないように、熱伝導率の小さいアクリル製丸棒を使用した。また、両ベースが接触する箇所には、加振機ベースからの振動を遮断させる目的で $600 \times 320 \times 45$ mm のチップウレタンフォームを間に設けた。

3.3 開発装置の性能評価

本節では、開発した装置の基本性能および有効性を明らかにするために、三つの性能評価実験を行う。以下ではまず、開発装置で採用したベースセパレート型デザインの振動遮断効果を調べ、採用デザインの有効性を検証する (実験 1)。続いて、腱に提示可能な最大加速度特性を調べ、開発装置で提示可能な最大振動刺激量を明らかにする (実験 2)。最後に、本開発装置を用いて、実際に手関節伸展方向の運動錯覚の誘発を試み、知覚特性評価装置としての有効性を確認する (実験 3)。

なお、本節で行った実験 2, 3 のヒトを対象とした実験では、本開発装置で刺激可能な 6 本の腱の内、皮膚上から腱の形が確認できる右手手関節の橈側手根屈筋 (FCR) 腱を対象に実験を行った。また、いずれの実験も、前もって名古屋大学大学院情報科学研究科の倫理委員会の承認を得るなど同研究科規定の手続きを経て実施した。

3.3.1 振動遮蔽効果の検証実験（実験 1）

臍へ振動刺激を提示するために振動提示デバイスを動作させると、その振動が様々な経路を経てアームレスト部（特に前腕部）に伝わる。この伝播振動は錯覚の誘発を阻害する不要な振動である。本装置では、このような伝播振動を遮断させる目的で、ベースセパレート型デザインを採用している。実験 1 では、採用したデザインの有効性を検証するために、振動提示デバイスを動作させた時のアームレストベース部の振動状態を調べる。

【実験方法】

開発装置の加振機ベースに取り付けられた振動刺激デバイスを、10 種類の周波数 (30, 40, 50, 80, 100, 200, 300, 500, 700, 1000 Hz) で 30 s 間加振させ、各周波数時のアームレスト部の振動を 3 軸加速度センサ (ONO SOKKI NP3230: 4.55 g) で計測した。なお、各周波数とも同じ加速度条件で実験が行えるように、実験加速度は、振動刺激デバイスの 30 Hz 時の最大提示可能加速度に合わせ 80 m/s^2 とした。加速度センサの値は 2.56 kHz のサンプリング周波数で計測フロンエンドに取り込み、分析周波数 1 kHz、フレームサイズ 2048 の条件で FFT 解析し、周波数ごと X, Y, Z 方向の Overall (O.A.) 値を求めた。

また、同様の実験を、振動提示デバイスとアームレストを同一ベース上に配置した、ベース一体型デザインの装置についても行った。両装置の 3 軸加速度センサの貼り付け位置とその座標系を図 3.5 に示す。

ここで O.A. 値とは、全周波数スペクトルを合成したパワーで、時間領域のパワーに一致する値である。

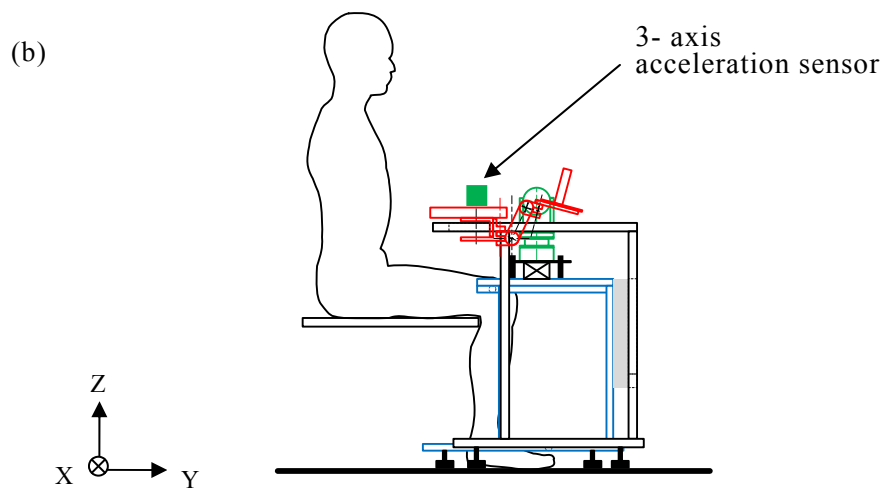
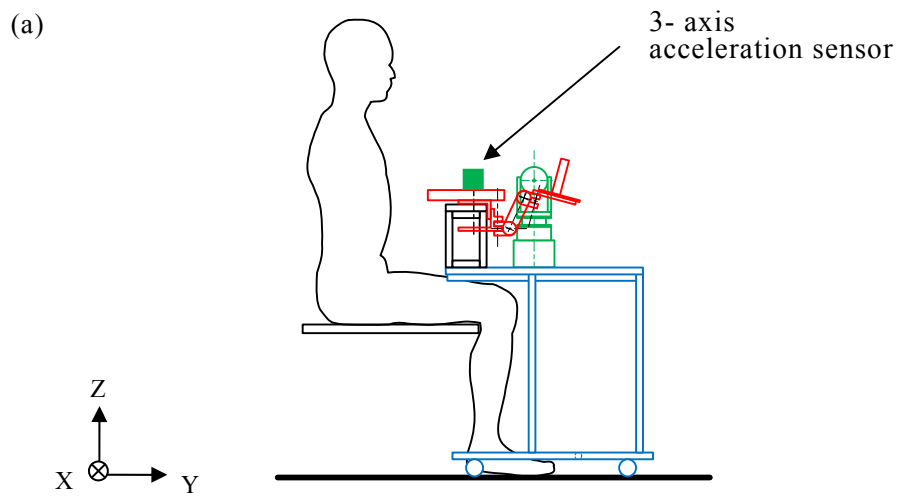


図 3.5 振動遮断効果実験での加速度測定箇所
 (a) ベース一体型デザイン, (b) ベースセパレート型デザイン

【実験結果および考察】

ベース一体型およびベースセパレート型運動錯覚誘発・評価装置における、振動提示デバイス動作時のアームレスト部の O.A. 値を図 3.6, 図 3.7 に示す。

ベース一体型では、特に 80 Hz 以下の低周波領域で O.A. 値が高くなっているのを見て取れる。これに対しベースセパレート型では、全ての周波数条件で O.A. 値が 0.5 m/s^2 を下回っており、振動提示デバイスからの不要な振動を遮断できていることが確認できる。実際にアームレスト部に前腕を置いた状態で加振実験を行ってみると、ベース一体型装置では、図 3.6 の赤枠内の周波数 (30 Hz から 80 Hz) で不快な振動を知覚した。この領域は、錯覚が誘発されやすい振動刺激周波数とされており、このような不快な振動は錯覚の誘発を阻害する要因となりうる。一方、ベースセパレート型では、全ての周波数条件で不快な振動を知覚することは無かった。

以上本実験により、アームレスト部の振動を O.A. 値で 0.5 m/s^2 以下に抑えることができれば、加速度 80 m/s^2 程度の振動刺激であれば、不快な振動を知覚しないことが判明した。また、本開発装置で採用したベースセパレート型デザインでは、O.A. 値を 0.5 m/s^2 以下に抑えることができおり、その振動遮断効果を確認することができた。

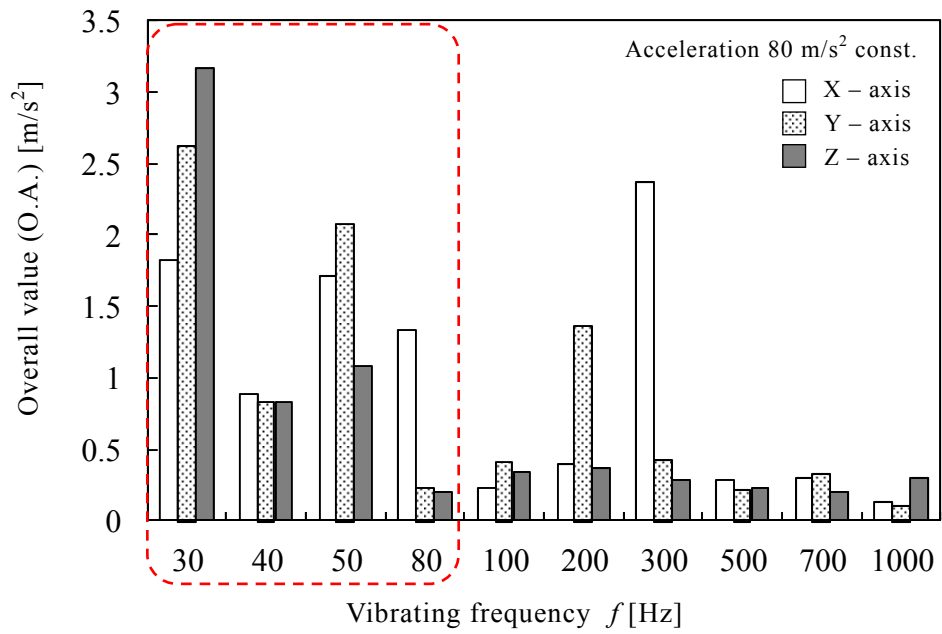


図 3.6 アームレスト部の振動(ベース一体型デザイン)

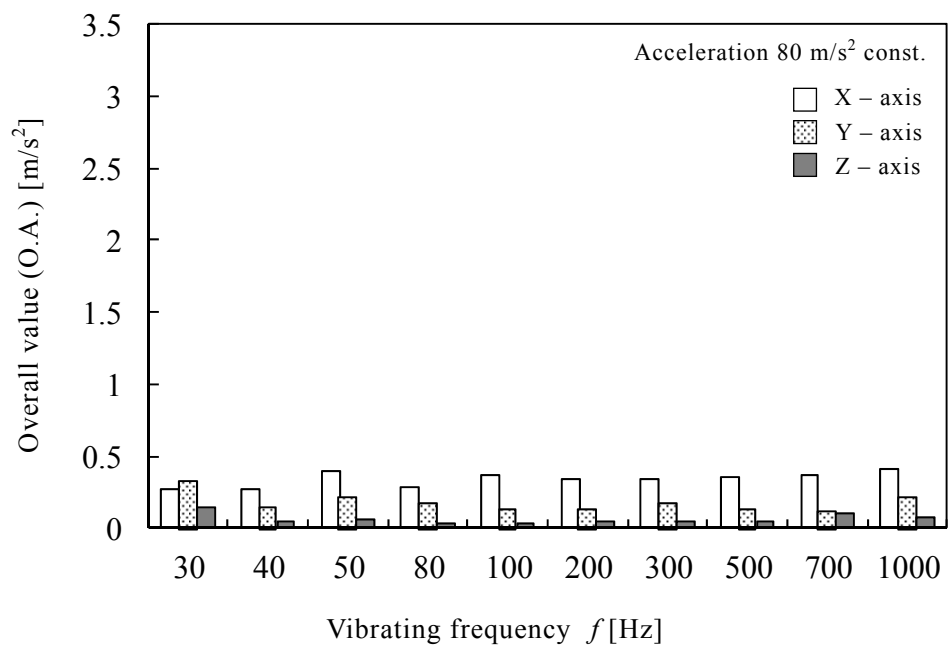


図 3.7 アームレスト部の振動(ベースセパレート型デザイン)

3.3.2 臍へ提示可能な最大加速度特性（実験 2）

振動刺激は、振動提示デバイス先端に取り付けた接触子を、臍に押し当てた状態で提示される。そのため、臍の硬さや形状などが振動提示デバイスの負荷となり、振動提示デバイスの加振特性に影響を与える。そこで実験 2 では、実際にヒトの臍を加振させた時の、振動提示デバイスの最大加速度特性を調べ、開発装置で提示可能な最大振動刺激量を明らかにする。

【実験方法】

最大加速度特性を調べるための実験環境および測定に使用した臍（測定箇所）を図 3.8 に示す。

実験には、上肢の感覚および運動に障害の無い 22 歳から 27 歳（平均年齢 24.2 歳、平均身長 170.2 ± 3.5 cm、平均体重 59.0 ± 5.1 kg、利き手：右）の男性 5 名が参加した。

測定箇所は、実験参加者の右手掌から 10 mm 離れた橈側手根屈筋 (FCR) 臍上とし、同箇所に、1 軸加速度センサ (ONO SOKKI NP-2110: 0.6 g) を貼り付けた $\Phi 10$ mm の接触子を、0.3 N および 1.5 N の力で垂直に押し当てた。

なお、皮膚上から観察できる FCR 臍の太さが 5, 6 mm であることから、接触子については臍全体を刺激できる最小径の接触子 ($\Phi 10$ mm) を使用した。刺激箇所は、全ての実験参加者間で同一箇所を刺激できるように、手掌と前腕の皮膚の境目を基準とし、 $\Phi 10$ mm の接触子が手掌に触れないよう、そこから 10 mm 前腕側に移動した FCR 臍上とした。また、押し込み力は予備実験により決定し、同箇所に接触子を押し当てた時に痛みを感じない 2.1 N (0.7 mm) 未満の力とした。

実験はそれぞれの押し込み力に対して行い、振動提示デバイスを 20 Hz から 1000 Hz までの周波数で加振させ、20 Hz から 100 Hz までは 10 Hz おきに、100 Hz から 240 Hz までは 20 Hz おきに、それ以降 300 Hz, 500 Hz, 700 Hz および 1000 Hz 時の、接触子先端と振動提示デバイス内部の最大加速度 (a_{out} および a_{in}) を測定した。

最大加速度は、振動提示デバイスに最大定格電流を流した時に発生する加

速度である。今回使用した振動提示デバイスの最大定格電流は 2 A であるため、本実験では、測定周波数ごと振動提示デバイスに流れる電流が 2 A になるようにファンクションジェネレータの出力電圧 (v_{out}) を調整し、この時発生する加速度を最大加速度とした。ただし、40 Hz 以下の周波数については、振動提示デバイスに 2 A の電流が流れる前に振幅制限である 5 mm_{p-p} に達してしまうため、振幅制限領域を超えない範囲での最大加速度を測定した。

接触子の押し込み力は、押し込み量を渦電流式変位センサ (KEYENCE EX-422V) で測定し、振動提示デバイスの支持バネ定数から求めた。なお、支持バネ定数は実験前に錘 (500 g と 250 g) と渦電流式変位センサを用いて測定され 3.00 N/mm であった。

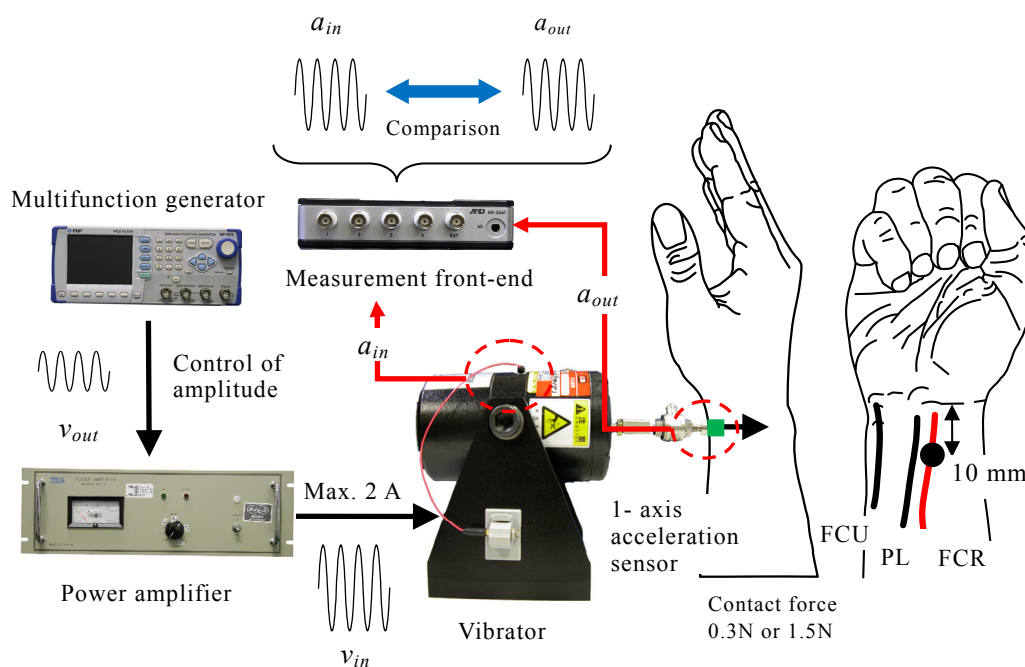


図 3.8 最大加速度特性の測定環境および測定箇所(腱)

【実験結果および考察】

押し込み力 0.3 N および 1.5 N 時の, 20 Hz から 1000 Hz までの接触子先端の最大加速度値 a_{out} を図 3.9 に, 振動提示デバイス内部の加速度 a_{in} に対する接触子先端の加速度 a_{out} の比を図 3.10 に示す. なお, いずれの値も実験参加者 5 名の平均値である. また, 図 3.9 赤点線は, 無負荷時(接触子を腱に接触させずに加振させた時)の最大加速度特性を示す. 図 3.9 より, 腱への押し込み力を増加させても最大加速度特性に変化は見られず, 無負荷時の最大加速度特性とほぼ同じであることがわかった. このことから, 本開発装置では, 接触子の押し込み力が 1.5 N 以下であれば, 40 Hz 以上の周波数で最大 100 m/s^2 の加速度を腱に提示可能であることが判明した. また, 図 3.10 の a_{in} に対する a_{out} の比をみると, 50 Hz から 300 Hz までの周波数で, 振動提示デバイス内部の加速度 (a_{in}) と接触子先端の加速度 (a_{out}) が同じであることがわかった. これは, この周波数範囲の振動刺激であれば, 振動提示デバイス内部の加速度をモニタリングすれば, 接触子先端に加速度センサを取り付けなくても接触子先端の加速度をモニタリングできることを意味している.

以上, 本実験 2 で得られた結果をまとめると, 本開発装置では, 腱への押し込み力が 1.5 N 以下であれば, 50 Hz から 300 Hz までの周波数範囲で最大加速度 100 m/s^2 の振動刺激を腱へ提示可能であり, その時の加速度値は振動提示デバイス内部の加速度センサでモニタリングできることがわかった. この周波数範囲は, これまでの感覚情報処理研究の中で用いられてきた, 運動錯覚を誘発させるための振動刺激周波数 50 Hz から 100 Hz [Roll, 1982], [Naito, 1999] をカバーしており, 本開発装置が運動錯覚誘発・評価装置として十分な振動刺激提示性能を有していることがわかった.

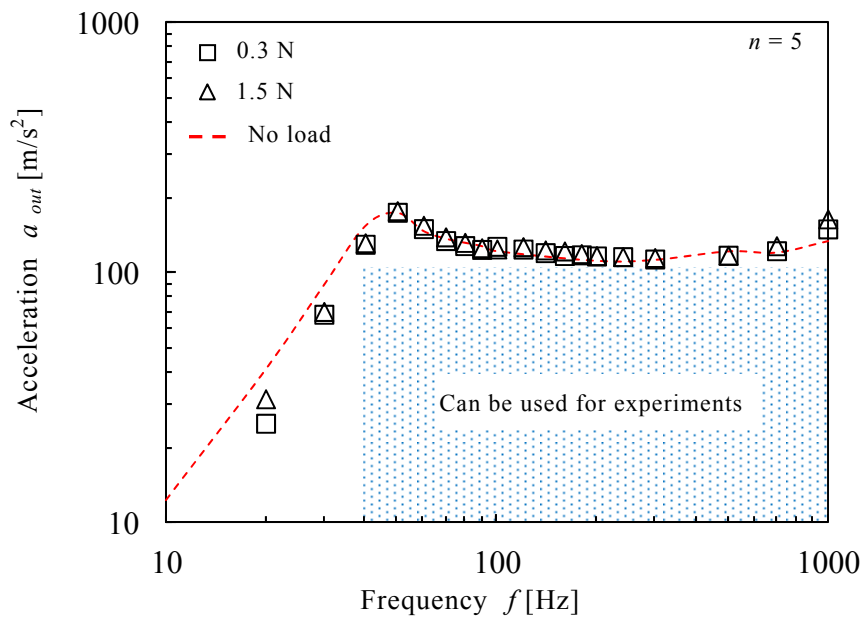


図 3.9 最大加速度特性 (FCR 腱)

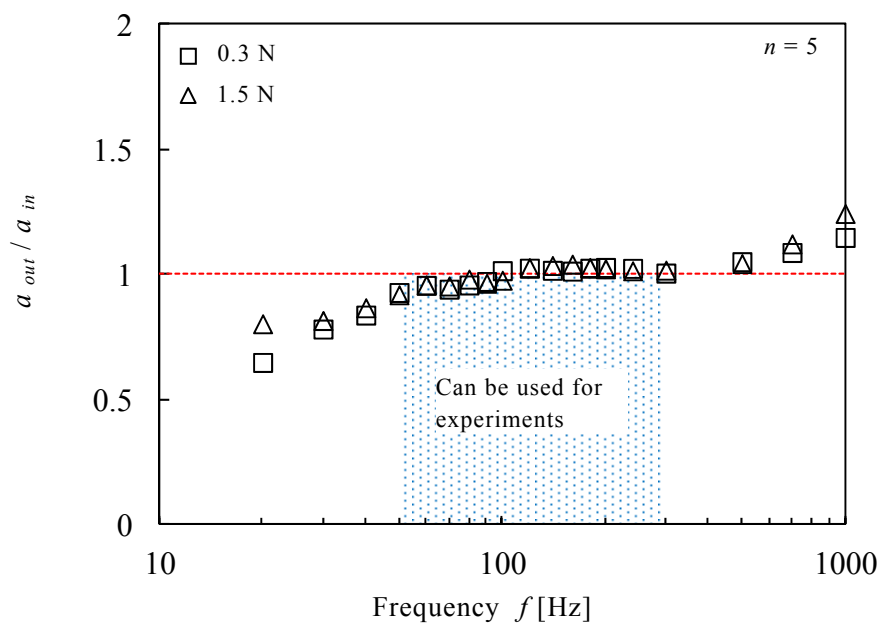


図 3.10 振動提示デバイス内部の加速度に対する接触子先端の加速度比

3.3.3 錯覚誘発実験（実験 3）

実験 1, 2 より, 本開発装置が運動錯覚誘発・評価装置として十分な性能を有しているということが確認された. しかし, 運動錯覚は腱に適切な振動刺激を与えても誘発されない場合もあり, また, 不明瞭である場合も多いとされている [Collins, 1996], [矢口, 2009]. そのため, 本開発装置が, 先行研究における振動刺激条件を十分にカバーするだけの振動刺激提示性能を有しているからといって, 必ずしも運動錯覚を誘発させられるとは限らない.

そこで実験 3 では, 本開発装置を用いて, 実際に手関節伸展方向の運動錯覚の誘発を試み, 知覚特性評価装置としての有効性を確認する.

【実験方法】

実験 2 と同じ参加者が本実験に協力した. 実験 2 同様, 参加者には事前に実験内容の説明を行い, 書面での同意を得た上で実験に協力してもらった.

実験に用いた刺激パターンは, 刺激を 15 s 提示した後, 60 s の休憩を設ける形を 1 試行とし, 周波数 4 条件 (50 Hz, 70 Hz, 90 Hz, 120 Hz) × 押し込み力 2 条件 (0.3 N, 1.5 N) の計 8 条件の刺激を提示した. なお, 刺激の振幅は, 各条件とも開発装置の最大加速度値である 100 m/s^2 とした.

実験は, 各実験参加者とも押し込み力 0.3 N の条件から開始し, 同一の押し込み力条件下で周波数をランダムに選定した.

なお, 休憩時間の 60 s は, 振動刺激に対する触感覚や運動感覚受容器の感度回復特性をもとに決定した [Berglund, 1970], [Ribot-Ciscar, 1998], [kito, 2006].

実験参加者にはアイマスクおよび耳栓を装着し, 外部からの情報を遮断した状態で実験を行った. 刺激は実験 2 と同様の箇所 (掌から 10 mm 離れた右手 FCR 腱) に, $\Phi 10 \text{ mm}$ の接触子を 0.3 N および 1.5 N の力で垂直に押し当てた状態で提示し, 右手手関節伸展方向の錯覚の誘発を試みた. なお, 押し込み力は実験 2 同様, 接触子の押し込み量を渦電流式変位センサ (KEYENCE EX-422V) で測定し, 振動提示デバイスの支持バネ定数から求めた.

実験参加者には試行ごとの 60 s 間の休憩中に、錯覚が誘発されたかどうかの回答を求めた。回答は、錯覚が誘発されていれば開発装置の運動錯覚量計測部でその方向を再現してもらい、錯覚が誘発されていなければ口頭でその旨を伝えてもらった。なお、伸展とは反対の、屈曲方向へ再現した回答は『運動錯覚の誘発なし』とした。

【実験結果および考察】

押し込み力 0.3 N および 1.5 N, 振動刺激周波数 50 Hz, 70 Hz, 90 Hz および 120 Hz 時の、実験参加者 5 名の錯覚誘発率を表 3.3 に示す。

2 種類の押し込み力とも、50 Hz, 70 Hz, 90 Hz の振動刺激で全実験参加者に錯覚が誘発された (錯覚誘発率 100 %)。ただし、120 Hz の振動刺激では押し込み力 0.3 N で 3 名 (錯覚誘発率 40 %), 1.5 N で 1 名 (錯覚誘発率 80 %) の実験参加者に錯覚が誘発されなかった。

運動錯覚は、腱に振動刺激を与えても誘発されない時もあり、また、不明瞭である場合も多いとされている [Collins, 1996], [矢口, 2009]。これに対して本実験では、50 Hz, 70 Hz, 90 Hz の振動刺激で全ての実験参加者に運動錯覚が誘発された。このことは、適切にデザインされた装置と振動刺激条件を用いれば、運動錯覚は比較的容易に誘発できることを示唆しており、同時に本開発装置の有効性を示すものでもある。

表 3.3 各振動刺激条件における運動錯覚の誘発率

Frequency [Hz]	Contact force	
	0.3 [N]	1.5 [N]
	Inducement rate [%]	Inducement rate [%]
50	100	100
70	100	100
90	100	100
120	40	80

3.4 結言

本章では、卓上型運動錯覚誘発・評価装置を実現させるための一連の設計手順について述べ、開発装置の基本性能評価実験をとおして同装置の基本スペックを明らかにした。その結果、本開発装置では以下に示す基本性能を有していることが確認された。

- 腱への押し込み力が 1.5 N 以下であれば、50 Hz から 300 Hz までの周波数範囲で最大 100 m/s^2 の振動刺激を腱に提示できる。
- 上記周波数範囲内であれば、腱にかかる加速度を振動提示デバイス内部の加速度センサでモニタリングできる。

また、本開発装置を使い、5 名の実験参加者に対して、右手橈側手根屈筋 (FCR) 腱を単独刺激した時の、手関節伸展方向の運動錯覚誘発実験を行った結果、加速度 100 m/s^2 の 50 Hz から 90 Hz の振動刺激で、全ての実験参加者に運動錯覚の誘発が確認された。これにより、本開発装置の知覚特性評価装置としての有効性も確認することができた。

次章以降では、本章で開発した装置を使い、運動錯覚に関する二つの重要な知覚特性について調査していく。ここで重要な知覚特性とは、一つは運動錯覚を誘発させる必要最小限の刺激値のことであり、もう一つは、振動刺激条件を変化させた場合に生じる、運動錯覚の感覚尺度値の変化である、静的および動的錯覚量特性のことである。前者の知覚特性は、運動錯覚現象の工学的な応用において、錯覚の誘発を制御するために必要となる。また、後者の知覚特性は、誘発させる錯覚の質や量を制御するために必要となる。

4. 運動錯覚を誘発させる刺激閾値の推定

4.1 緒言

本章では、前章で開発した卓上型運動錯覚誘発・評価装置を使い、運動錯覚に関する重要な知覚特性の一つである、錯覚を誘発させるための必要最小限の刺激値である閾値を推定する。

本研究では、測定の容易性、正確性などを勘案し、まずは周波数および接触子の押し込み力の変化に対する、加速度次元の刺激閾値特性を求める。次に、これら刺激閾値特性を変位次元の特性に変換し、先行研究における振動刺激条件との比較を行う [本多, 2014b], [Honda, 2014]。

4.2 節では、加速度次元の刺激閾値を推定するための実験方法について述べ、得られた刺激閾値特性について考察していく。続く 4.3 節では、前節で得られた加速度次元の刺激閾値特性を、変位次元の特性に変換する必要性や方法について述べ、変位次元変換後の刺激閾値特性について考察を加える。また、先行研究で使われている振動刺激条件(周波数と変位)と比較することで、両者の関連性について考察する。

なお、軽度の症例であれば脳卒中片麻痺患者でも運動錯覚を知覚することが可能であるが [湯川, 2012], 正常な動きの錯覚を誘発させるための刺激条件を得るための実験の実施, 解析の容易性を勘案して、本研究では健常者を実験の対象としている。

4.2 錯覚を誘発させる刺激閾値の推定

刺激閾値は、錯覚を誘発させるための必要最小限の振動刺激値であり、運動錯覚の誘発を制御するために必要となる重要な知覚特性の一つである。しかし、これまでにその特性を体系的に調べた研究は見当たらない。そこで本章では、適応的心理物理学的測定法の一つである階段法 [Gescheider, 1997], [原澤, 2003]

を使い、右手手関節伸展方向の運動錯覚を誘発させる、必要最小限の刺激値である閾値を推定する。

ここで階段法とは、閾値を測定するための心理物理学的測定法の一つである。古典的心理物理学的測定法である恒常法や極限法および調整法 [Gescheider, 1997], [東山, 2003a], [東山, 2003b] に比べ、少ない試行数で閾値の推定が行えるため、測定時間の短縮が図れるという利点がある。

なお、本章では、複数の条件項目の中から、運動錯覚に影響を与える度合いが大きいと考えられる、周波数、振幅および接触子の押し込み力の三つの項目に着目し、これら条件項目における設定値の相違が、運動錯覚を誘発させる刺激閾値に及ぼす影響について調査する。

4.2.1 実験参加者および実験装置

上肢の感覚および運動に障害の無い22歳から27歳(平均年齢24.2歳、利き手:右)の男性5名が実験に参加した。参加者には事前に実験内容の説明を行い、書面での同意を得た上で実験に協力してもらった。また、実験装置については3章で開発した卓上型運動錯覚誘発・評価装置を使用した。

なお、本章で行った実験は、前もって名古屋大学大学院情報科学研究科の倫理委員会の承認を得るなど、同研究科規定の手続きを経て実施したものである。

4.2.2 実験方法

実験に用いた刺激パターンおよび刺激系列を図4.1に示す。刺激パターンは、15s刺激を提示した後60sの休憩を設ける形式とし、刺激の振幅(加速度)と周波数を刺激系列および刺激条件に合わせて変化させた。なお、休憩時間の60sは、振動刺激に対する触感覚や運動感覚受容器の感度回復特性をもとに決定した [Berglund, 1970], [Ribot-Ciscar, 1998], [kito, 2006]。

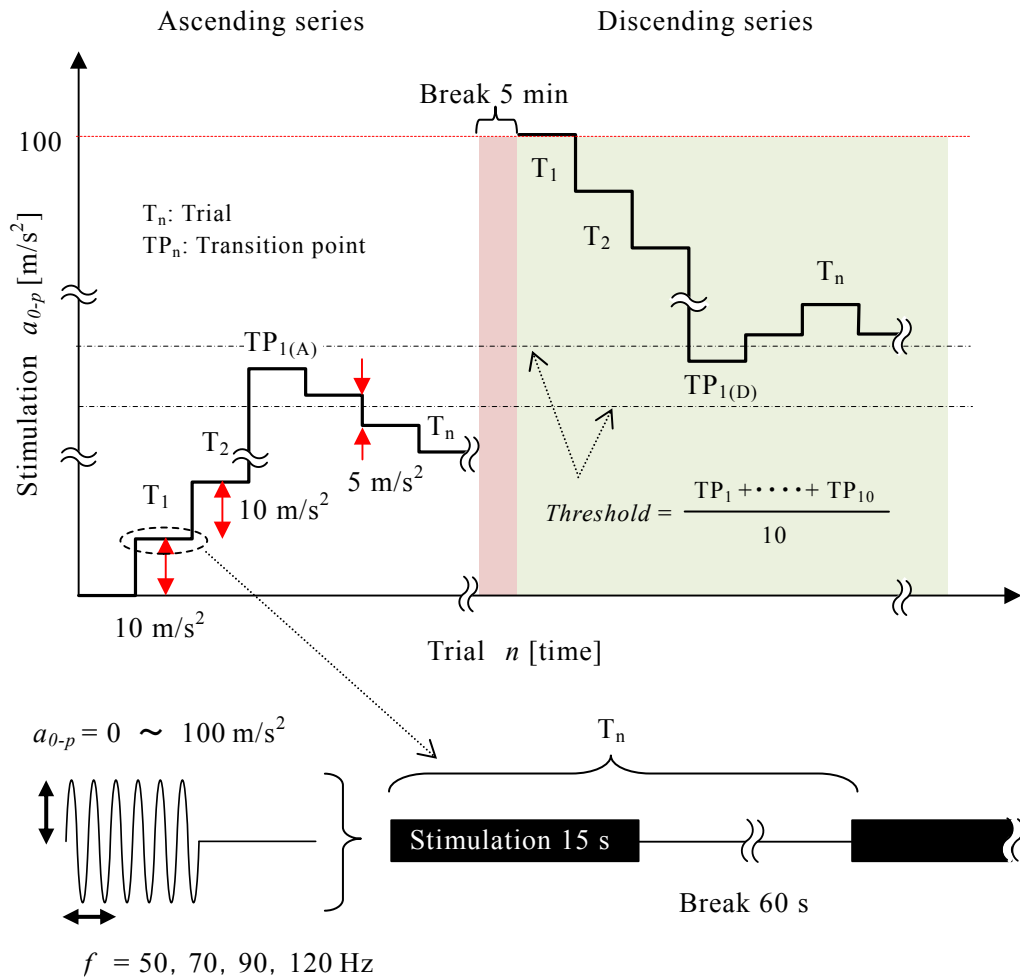


図 4.1 階段法で用いる刺激系列と刺激パターン

刺激系列は、反応バイアスの影響を防ぐために上昇系列と下降系列の二種類を用意した。上昇系列は刺激(加速度)の開始点を $0 m/s^2$ とし、そこから $10 m/s^2$ ステップ間隔で刺激を増加(上昇)させた。逆に下降系列は、刺激の開始点を $100 m/s^2$ とし、そこから $10 m/s^2$ ステップ間隔で刺激を減少(下降)させた。両系列とも、右手手関節に誘発される伸展運動の錯覚を、「知覚できる」から「知覚できない」に、あるいはその逆のように、実験参加者の反応が最初が変わったところ

(反応遷移点 TP_1)で刺激値を記録し、刺激の方向を上昇から下降へ(もしくはその逆へ)反転させた。ただし、一つ目の反応遷移点 TP_1 が得られた後は、刺激の増減を 5 m/s^2 ステップ間隔とし、実験参加者の反応が変わるたびに刺激の変化方向を反転させた。各ステップ間隔を 1 試行とし、両系列とも反応遷移点が 5 個得られるまで試行を繰り返した。刺激閾値は、両系列から得られた 10 個の反応遷移点の刺激値の平均とした。実験参加者にはアイマスクおよび耳栓を装着し、外部からの情報を遮断した状態で実験を行った。

振動刺激の提示箇所は、掌から 10 mm 離れた右手橈側手根屈筋 (FCR) 腱上とし(図 4.2)、同箇所に $\Phi 10 \text{ mm}$ の接触子を 0.3 N および 1.5 N の力で押し当てた状態で、腱に対して垂直方向に振動刺激を提示した。押し込み力は、接触子の押し込み量を渦電流式変位センサ (KEYENCE EX-422V) で測定し、振動提示デバイス (EMIC Corp. 511-A) の支持バネ定数から求めた。なお、支持バネ定数は実験前に錘 (500 g と 250 g) と渦電流式変位センサを用いて測定され 3.00 N/mm であった。

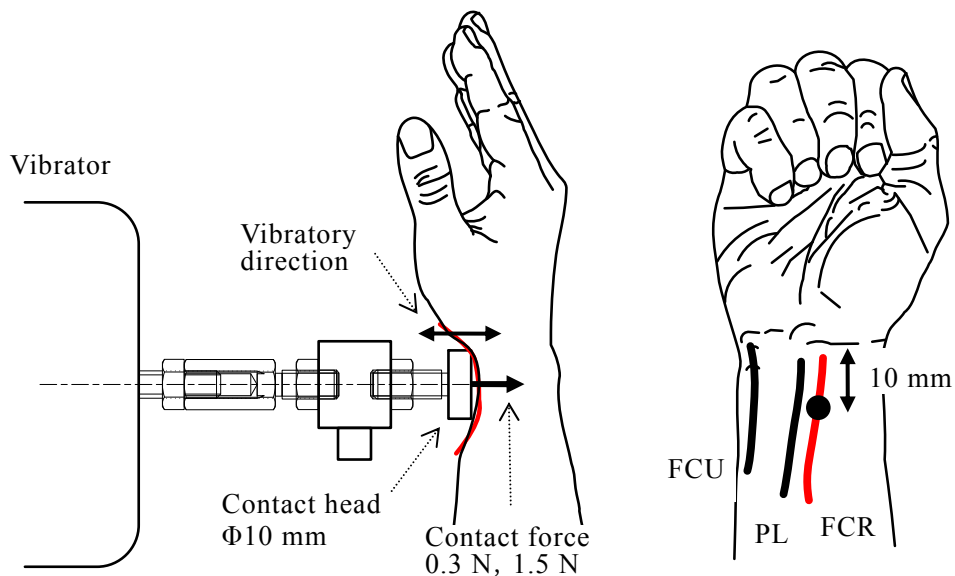


図 4.2 刺激提示箇所と接触子の押し込み力

実験は、周波数 4 条件 (50 Hz, 70 Hz, 90 Hz, 120 Hz) × 押し込み力 2 条件 (0.3 N, 1.5 N) の計 8 条件について行い、それぞれの条件下での刺激閾値を推定した。

なお、押し込み力と周波数条件は予備実験により決定した。押し込み力は、刺激提示箇所接触到押し当てた時に、実験参加者が痛みを感じない 3.0 N (1.0 mm) 未満の中から 0.3 N (0.1 mm) および 1.5 N (0.5 mm) の 2 条件を選定した。周波数は、実験装置の性能上の制限から下限周波数を 50 Hz に、上限周波数は予備実験時に錯覚が誘発された最高周波数 (120 Hz) とし、上、下限周波数を含めた 4 条件を選定した。各条件とも最初の刺激系列は実験参加者ごとランダムに割り当て、2 回目の刺激系列は 1 回目とは逆の系列を用いた。また、1 回目と 2 回目の刺激系列の間には 5 min の休憩を設け、1 条件終了ごと 30 min の休憩を設けた。

実験参加者には、試行ごとの休憩中 (60 s) に錯覚が誘発されたかどうかの回答を強制二肢選択で求めた。錯覚が誘発されていれば左手でその方向を再現してもらい、錯覚が誘発されていなければ口頭でその旨を伝えてもらった。なお、伸展とは反対の、屈曲方向へ再現した回答は『運動錯覚の誘発なし』とした。各実験参加者には、1 条件あたり平均 30.4 回の試行が繰り返された。

4.2.3 結果と考察

押し込み力 0.3 N および 1.5 N、振動刺激周波数 50 Hz, 70 Hz, 90 Hz および 120 Hz の時の、実験参加者 5 名の加速度次元における刺激閾値の平均と標準誤差を図 4.3 に示す。

図 4.3 より、刺激閾値特性は 2 種類の押し込み力で同じ形になることが確認できた。また、70 Hz の振動刺激で最小の刺激閾値を示し、その値は、押し込み力 0.3 N で 35.5 m/s^2 、1.5 N で 28.6 m/s^2 であった。そこで、これら押し込み力や周波数による効果を検証するため、全ての実験参加者に錯覚が誘発された 50 Hz, 70 Hz, 90 Hz の刺激閾値に対して、押し込み力と周波数を要因とした反復 2 元配置分散分析を行った。その結果、周波数の主効果 [$F(2, 24) = 20.933 \text{ } p < .05$] に有意差が認められた。ただし、押し込み力の主効果 [$F(1, 24) = 4.218 \text{ n.s.}$]

および交互作用 [$F(2, 24) = 0.002$ n.s.] については、統計的に有意差は認められなかった。また、主効果が認められた周波数に対して Bonferroni の多重比較を行った。その結果、全ての周波数群間で有意差は認められなかった。

以上、統計解析の結果を踏まえると、本実験では、それぞれの押し込み力で異なる刺激閾値特性を得たが、1.5 N 以下の力であれば、押し込み力が刺激閾値の変化に寄与する確率は非常に小さいことがわかった。一方、周波数は刺激閾値の変化に寄与するが、その効果は周波数群間に差が認められるほど大きいものでないこともわかった。これにより、刺激閾値は、接触子の押し込み力が 1.5 N 以下であれば押し込み力の影響を受けにくく、加速度次元で評価した場合 50 Hz から 90 Hz の振動刺激範囲内で、 40 m/s^2 から 50 m/s^2 付近に存在していると推測される。

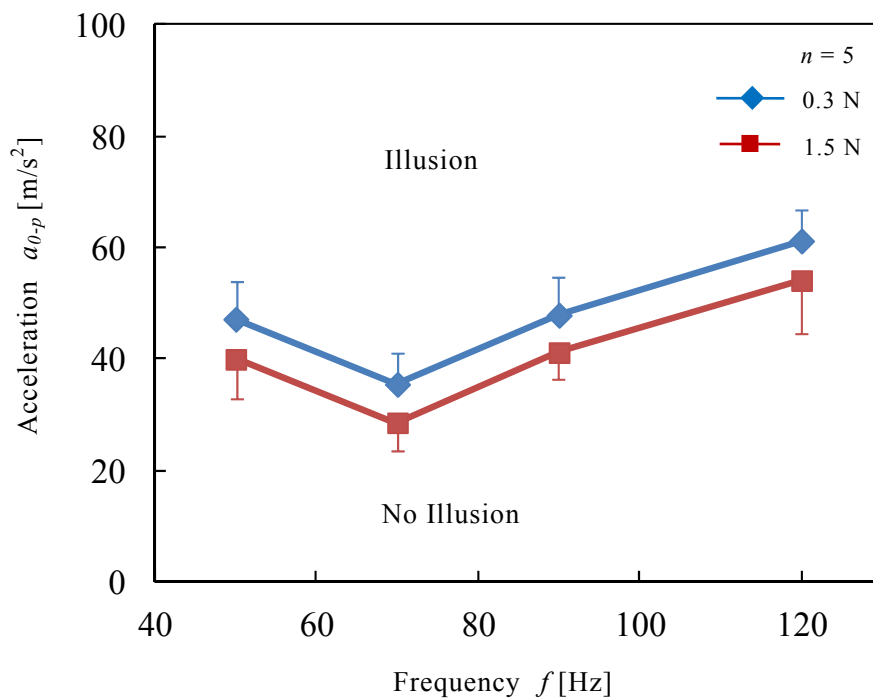


図 4.3 加速度次元における刺激閾値特性

4.3 先行研究における振動刺激条件との比較

運動錯覚現象は、これまでヒトの運動感覚に関する感覚情報処理研究の中で多く活用されてきた。これら先行研究の多くでは、運動錯覚の誘発に用いる振動刺激条件項目の振幅に、加速度ではなく変位が使われている。そこで本節では、先行研究における振動刺激条件項目との比較を容易にするため、前節で得られた加速度次元の刺激閾値特性を変位次元に変換し、加速度次元の時と同様の考察を加える。また、得られた変位次元の刺激閾値特性上に、先行研究における振動刺激条件項目の周波数と振幅の設定値をプロットし、これら振動刺激条件との関係を明らかにするとともに、本章で得られた刺激閾値特性の妥当性を検証する。

4.3.1 変位次元への変換

本研究では、変位を直接センサで測定するのではなく、加速度センサから得られた加速度値を変換することで変位を求めた。これは、変位センサが金属の検出対象物を必要とすることに起因している。変位を測定するためには、この検出対象物を実験装置の振動提示デバイス(EMIC Corp. 511-A)に取り付ける必要がある。しかし、検出対象物には、全長 130 mm, 質量 40 g のステンレス板が必要になるため、振動提示デバイスにとってはこの検出対象物が質量負荷となり、加振性能の低下を招いてしまう。

そこで本研究ではまず、比較的容易に、かつ高精度な値の取得が可能な加速度を振動提示デバイス内部の加速度センサで測定し、それらを、(4.1)式を用いて変位に変換することで変位次元の刺激閾値特性を求めた。

ここで x は変位 mm, a は加速度 m/s^2 , $\omega=2\pi f$ は角速度 rad/s を表わす。

$$x = \frac{a}{(j\omega)^2} = -\frac{a}{\omega^2} \quad (4.1)$$

4.3.2 結果と考察

前節で得られた加速度次元の刺激閾値特性を、(4.1)式を用いて変位次元に変換した、変位次元における刺激閾値の平均と標準誤差を図 4.4 に示す。

変位次元の刺激閾値特性では、70 Hz 以上の振動刺激に対してほぼ一定の刺激閾値を示し、その値は 0.15 mm から 0.2 mm 程度であった。そこで加速度次元の時と同様、押し込み力や周波数による効果を検証するため、実験参加者全員に錯覚が誘発された 50 Hz, 70 Hz, 90 Hz の刺激閾値に対して、押し込み力と加速度を要因とした反復 2 元配置分散分析を行った。その結果、周波数の主効果 [$F(2, 24) = 44.527$ $p < .05$] に有意差が認められた。ただし、押し込み力の主効果 [$F(1, 24) = 3.130$ n.s.] および交互作用 [$F(2, 24) = 0.462$ n.s.] については、加速度次元の時と同様統計的に有意差は認められなかった。また、主効果が認められた周波数に対して Bonferroni の多重比較を行った結果、50 Hz - 70 Hz, 50 Hz - 90 Hz の周波数群間で有意差が認められた。

以上、統計解析の結果を踏まえると、振幅を変位次元で評価した場合、70 Hz から 90 Hz の振動刺激では、0.15 mm から 0.2 mm 付近に刺激閾値が存在していると推測される。また、70 Hz 以下の周波数では閾値が上昇する特性が得られ、50 Hz 時には 0.4 mm 付近まで上昇すると推測される。

2 章の表 2.1 に示した、先行研究で用いられている多くの振動刺激条件では、運動錯覚を誘発させるために 20 Hz から 110 Hz の幅広い振動刺激周波数が用いられているが、その中でも 80 Hz から 100 Hz の振動刺激が特に運動錯覚を誘発させやすいとされている [Naito, 1999], [Roll, 1982], [Albert, 2006]。本実験で得られた変位次元の刺激閾値特性では、70 Hz 以下の周波数で閾値が上昇する特性が得られており、この領域では錯覚の誘発に大きな変位が必要となる。先行研究の多くは、このような刺激閾値特性を経験的に把握し、小さな変位で錯覚の誘発が行える 80 Hz から 100 Hz の振動刺激を使用していたのではないかと推察される。

先行研究における振動刺激条件(2 章の表 2.1)のうち、周波数と振幅の設定値を、本節で得られた変位次元の刺激閾値特性上にプロットし比較検討してみる

と(図 4.5), 一部の先行研究で振幅の設定値に正確性が欠けているが, ほとんどの先行研究で, 刺激閾値特性曲線より大きな振幅値が提示されており, 本実験で得られた刺激閾値特性は, 提示される振幅の最小限界値を示した点で重要である.

ただし, 2 章の表 2.1 の中で, 振幅の表現方法が全振幅, 片振幅のどちらかを判断できなかった友田ら [友田, 2009] の振幅については, 文献中に記載されている振動刺激装置の構造から, 変位値が片振幅表記であると推測して比較検討を行った. また, 本研究で得られた刺激閾値特性は, 橈側手根屈筋 (FCR) 腱についてのものであるため, 厳密には他腱を刺激している先行研究の条件とは比較することはできない. しかし, Roll ら [Roll, 1982] は, 上腕二頭筋 (BB) および上腕三頭筋 (TB) の腱を周波数 30 Hz から 110 Hz, 振幅 0.2 mm から 0.5 mm の振動で刺激し, 前腕の屈曲および伸展運動の錯覚を誘発させている. この振動刺激条件は, 本研究で対象としている FCR 腱の刺激閾値とほぼ同じである. よって本研究では, 刺激部位の違いによる振動刺激条件の差異は比較的小さいものと判断して両者間の比較を行った.

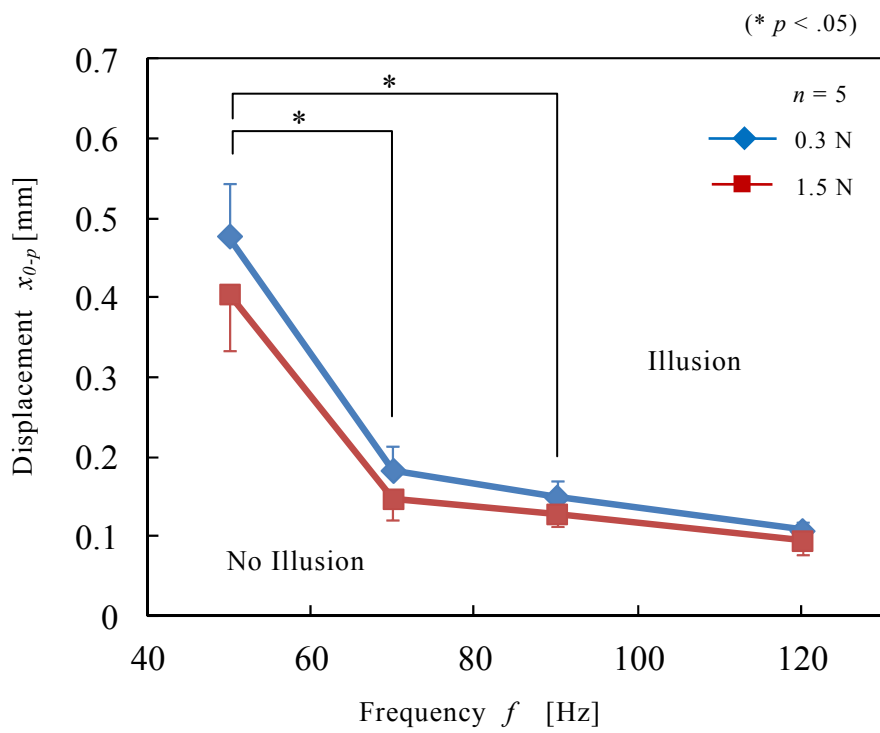


図 4.4 変位次元における刺激閾値特性

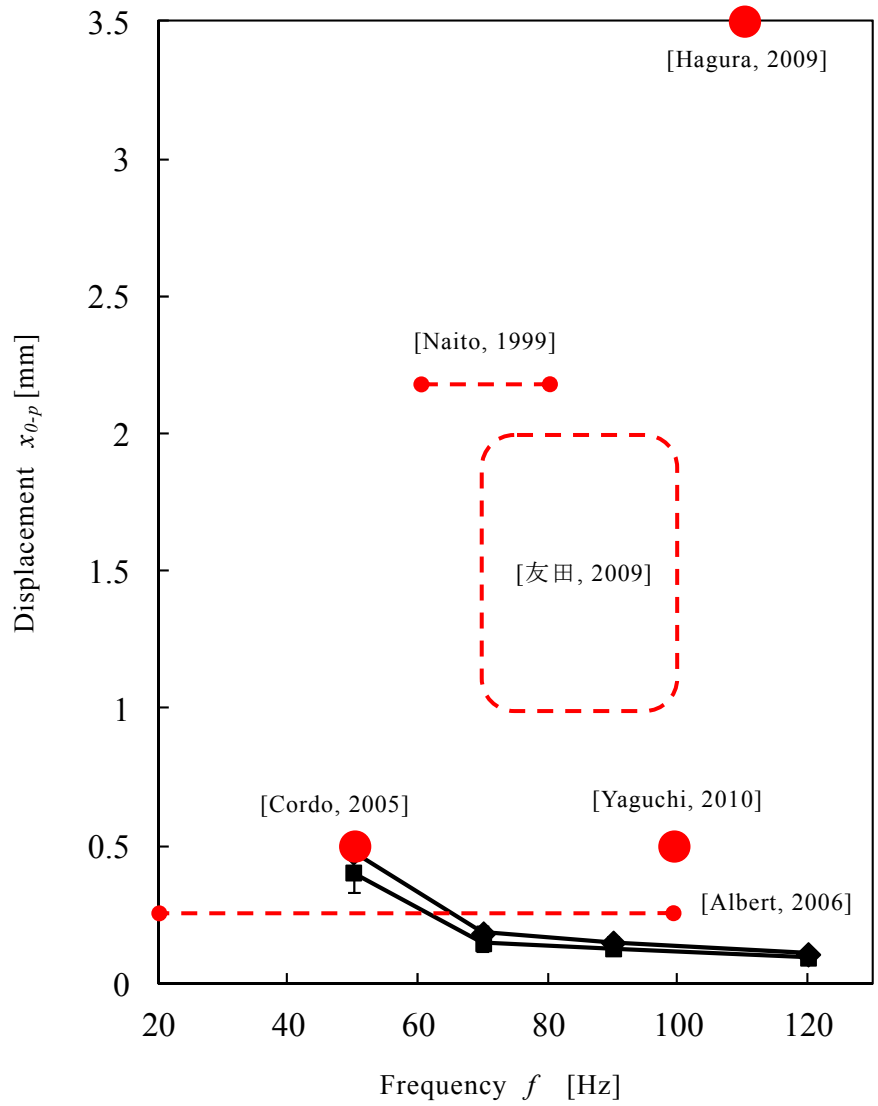


図 4.5 先行研究の振動刺激条件と推定した刺激閾値特性との関係

4.4 結言

本章では、運動錯覚に関する重要な知覚特性の一つである、加速度および変位次元の刺激閾値を、右手橈側手根屈筋 (FCR) 腱を刺激した時に誘発される、手関節伸展方向の運動錯覚から推定した。その結果、振動刺激の周波数および接触子の押し込み力を変化させた時の両次元の刺激閾値は、以下に示すような特性を有することが判明した。

【加速度次元の場合】

- 1.5 N 以下の力であれば、押し込み力が刺激閾値の変化に寄与する確率は非常に小さい。
- 70 Hz の振動刺激で最小の刺激閾値を示し、その値は、押し込み力 0.3 N で 35.5 m/s^2 、1.5 N で 28.6 m/s^2 である。
- 周波数は刺激閾値の変化に寄与するが、その効果は周波数群間に差が認められるほど大きいものでない。

以上の特性から、加速度次元における刺激閾値は、50 Hz から 90 Hz の振動刺激範囲内ではほぼ一定の値を示し、その値は 40 m/s^2 から 50 m/s^2 程度であることが判明した。

【変位次元の場合】

- 加速度次元同様、1.5 N 以下の力であれば、押し込み力が刺激閾値の変化に寄与する確率は非常に小さい。
- 70 Hz 以下の周波数では刺激閾値が上昇し、50 Hz の振動刺激では刺激閾値が 0.4 mm 付近まで上昇する。
- 周波数は刺激閾値の変化に寄与し、50 Hz - 70 Hz、50 Hz - 90 Hz の周波数群間で有意差が認められた。

以上の特性から、変位次元における刺激閾値は、70 Hz 以上の振動刺激で

はほぼ一定の値を示し、その値は 0.15 mm から 0.2 mm 程度であることが判明した。

なお、変位次元の刺激閾値特性では、加速度次元の時と一部異なる特性が観察されているが、これは、加速度次元における 70 Hz 以上の刺激閾値では、変位次元への変換時に、(4.1)式における分母の周波数項が支配的になることで生じる、加速度と変位間の関係に起因した現象であると考えられる。

5. 振動刺激条件の相違が誘発される錯覚量に及ぼす影響

5.1 緒言

4 章では、右手橈側手根屈筋 (FCR) 腱を刺激した時に誘発される、手関節伸展方向の運動錯覚の刺激閾値を、加速度および変位次元で推定した。その結果、加速度次元では 50 Hz から 90 Hz までの振動刺激において、刺激閾値が 40 m/s^2 から 50 m/s^2 付近に存在していることが確認された (変位次元では、70 Hz 以上の振動刺激ではほぼ一定の刺激閾値を示し、その値は 0.15 mm から 0.2 mm 程度)。

そこで本章では、錯覚が誘発される閾値以上の振動刺激において、それらの条件項目である周波数や振幅 (加速度, 変位), 接触子の押し込み力を変化させた場合に生じる、運動錯覚の感覚尺度値 (錯覚量) の変化を、前章と同様の部位 (右手 FCR 腱を刺激して手関節伸展方向の運動錯覚を誘発) に誘発される運動錯覚を使い調査する [本多, 2014b]。

続く 5.2 節では、本章で扱う運動錯覚の感覚尺度として、静的および動的錯覚量という 2 種類の特性を定義し、それぞれの錯覚量について解説する。5.3, 5.4 節では、各錯覚量特性を求めるための具体的な実験方法や、実験によって得られた静的および動的錯覚量特性について述べ、得られた錯覚量特性について考察していく。5.3 節では静的錯覚量について、5.4 節では動的錯覚量について述べる。なお本研究では、動的錯覚量の評価項目として、錯覚時に知覚する右手手関節伸展運動の最大運動角度を用いた。

5.2 錯覚量の定義

我々は、運動錯覚が誘発されると、誘発部位の運動をある鮮明さ(強さ)で知覚する。ここで錯覚の鮮明さ(強さ)とは、錯覚時に知覚する四肢などの動きが、どれだけ実際の四肢の動きのようにはっきりと感じられるかを表す評価項目である。例えば、本研究内で行っている実験では、各実験参加者には図 5.1 に示すような、右手手関節伸展方向の運動錯覚が誘発される。錯覚の鮮明さ(強さ)とは、この時感じる右手手関節伸展方向の運動感覚が、実際の右手手関節伸展運動時の感覚と比べ、どの程度同じように感じられたかを主観的に表わした値である。また、この時の運動を左手で再現し、再現手の関節角度情報を振動刺激と同期させて記録すると、図 5.1 に示すような運動軌跡を得ることができる。本研究内では、錯覚時に知覚する錯覚肢の運動の鮮明さを、錯覚量の静的特性と定義し、静的錯覚量と呼ぶ。また、運動軌跡から得られる錯覚肢の動きの運動情報(速度、最大角度、終了角度、方向)や時間情報(潜時、持続時間)を、錯覚量の動的特性と定義し、動的錯覚量と呼ぶ(図 5.2)。

これら錯覚量は、誘発させる運動錯覚の質や量を制御するために必要となる重要な知覚特性の一つである。

なお、本章では、複数の振動刺激条件項目の中から、まずは周波数、振幅および接触子の押し込み力の三つの項目に着目し、これら条件項目における設定値の相違が、静的および動的錯覚量に及ぼす影響について調査する。

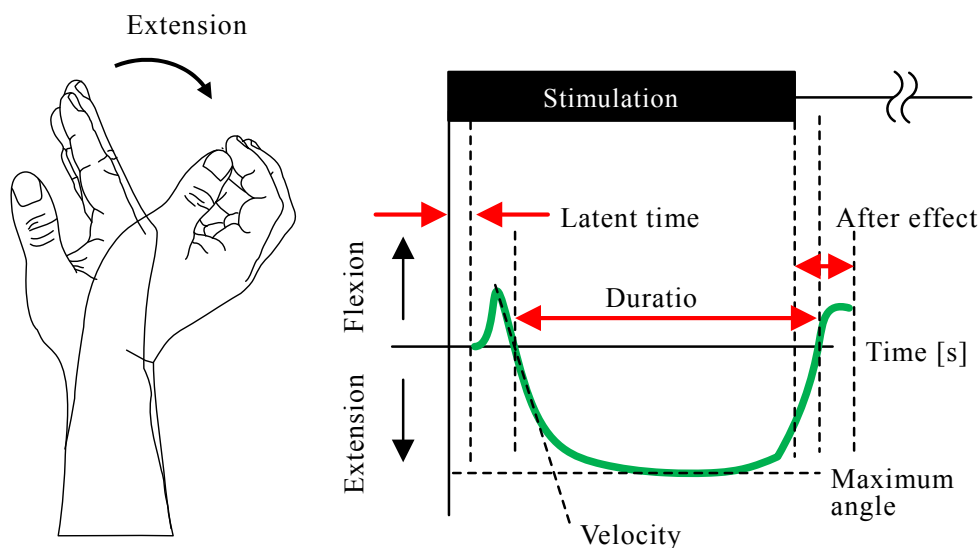


図 5.1 錯覚肢の運動方向と運動軌跡曲線

- 錯覚量
- 静的特性(時間に非依存)
 - ① 錯覚の鮮明さ(強さ)
 - 動的特性(時間に依存)
 - ① 錯覚肢の運動特性
(速度, 最大・終了角度, 方向など)
 - ② 錯覚の時間特性
(潜時, 持続時間など)

図 5.2 運動錯覚量の定義

5.3 静的錯覚量

運動錯覚に関する静的錯覚量については、Wierzbickaら [Wierzbicka, 1998] や Naitoら [Naito, 1999] が、カテゴリー尺度法を用いて振動刺激に対する心理尺度値(錯覚量:錯覚の鮮明さや強さ)を求めている。しかし、Wierzbickaらは、80 Hz, 0.2 mm の振動刺激を4箇所部位に提示した時に、それぞれの部位で誘発される錯覚の強さを3段階で評価しているが、周波数や振幅の設定値の変化に対する強さについては評価していない。また、Naitoらは、10 Hz から 240 Hz の刺激(振幅は各周波数ごと異なる)を単一部位に提示し、誘発される錯覚の鮮明さを10段階で評価しているが、振幅の設定値が周波数ごと異なるため、周波数間で鮮明さの比較が行えない。また、各周波数で振幅の設定値が固定されているため、振幅が変化した場合の鮮明さの変化については不明である。

そこで本節では、振動刺激条件項目の中から、まずは周波数、振幅および接触子の押し込み力の三つの項目に着目し、これら条件項目における設定値の違いによって生じる、右手手関節伸展方向の静的錯覚量(鮮明さ)の変化を、マグニチュード推定法 [Gescheider, 1997], [東山, 2004] により調査する。

ここで、マグニチュード推定法とは、物理量と心理量との関係を求めるために用いられる尺度構成法の一つで、ある刺激によって生じた感覚の強さを数値で直接推定し回答する方法である。本実験では、実験参加者に、振動刺激(物理量)によって誘発される錯覚の鮮明さ(心理量)を数値で回答してもらった。

5.3.1 実験参加者および実験装置

4章の刺激閾値推定実験に参加した4名に加え、新たに上肢の感覚および運動に障害の無い23歳から24歳(平均年齢23.2歳, 利き手:右)の男性6名の計10名が実験に参加した。参加者には事前に実験内容の説明を行い、書面での同意を得た上で実験に協力してもらった。また、実験装置については、3章で開発した卓上型運動錯覚誘発・評価装置を使用した。

なお、本節と続く次節で行った実験は、前もって名古屋大学大学院情報科学研究科の倫理委員会の承認を得るなど、同研究科規定の手続きを経て実施したものである。

5.3.2 実験方法

実験に用いた刺激パターンは、30 s 刺激を提示した後 60 s の休憩を設ける形とし、振動刺激の振幅(加速度)と周波数を刺激条件に合わせて変化させた。なお、休憩時間の 60 s は、振動刺激に対する触感覚や運動感覚受容器の感度回復特性をもとに決定した [Berglund, 1970], [Ribot-Ciscar, 1998], [Kito, 2006]。

実験参加者にはアイマスクおよび耳栓を装着し、外部からの情報を遮断した状態で実験を行った。

振動刺激の提示箇所は、掌から 10 mm 離れた右手橈側手根屈筋 (FCR) 腱上とし(図 5.3), 同箇所に $\Phi 10$ mm の接触子を 0.3 N および 1.5 N の力で押し当てた状態で、腱に対して垂直方向に振動刺激を提示した。

実験は、周波数 4 条件 (50 Hz, 70 Hz, 90 Hz, 120 Hz) \times 加速度 6 条件 (50 m/s^2 , 60 m/s^2 , 70 m/s^2 , 80 m/s^2 , 90 m/s^2 , 100 m/s^2) \times 押し込み力 2 条件 (0.3 N, 1.5 N) の計 48 条件について行い、それぞれの条件下で誘発される静的錯覚量をマグニチュード推定法により求めた。

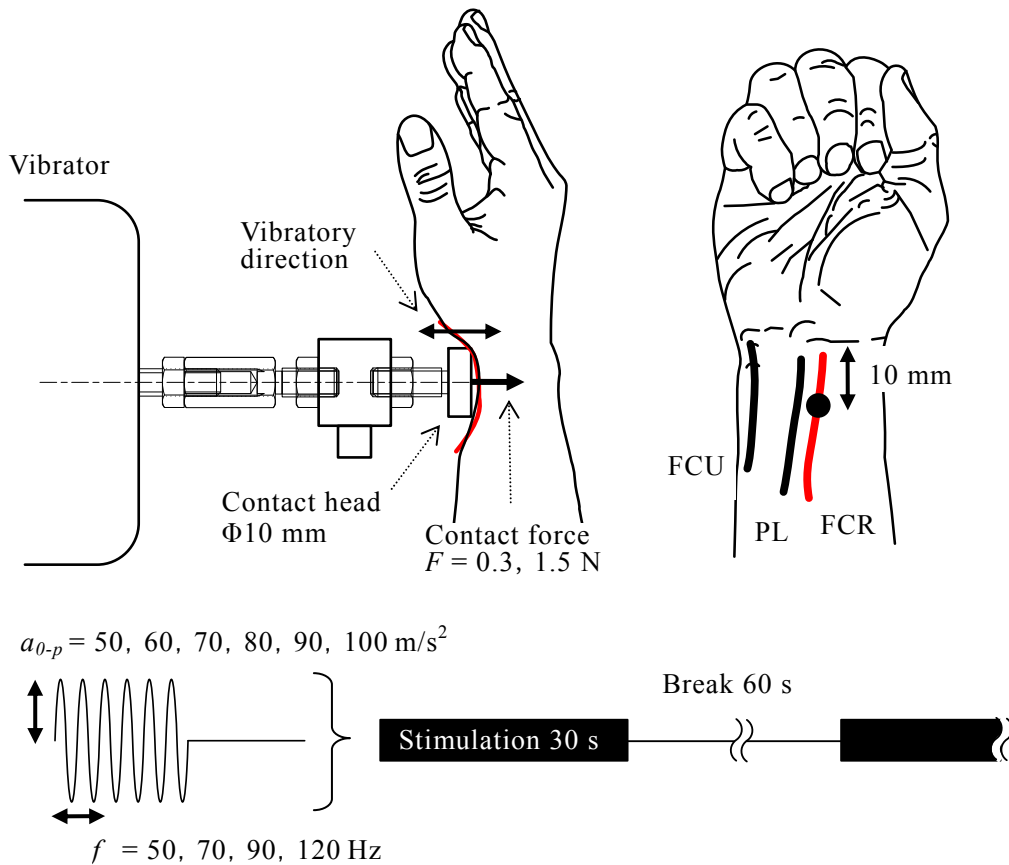


図 5.3 静的錯覚量特性実験に用いた刺激条件

全ての実験参加者は、押し込み力 0.3 N の条件から実験を開始した。周波数はランダムに選定し、同一の押し込み力および周波数条件下で、最小の加速度条件 (50 m/s^2) から順に実験を行った。6 種類の加速度条件が全て終了した時点で再び周波数をランダムに選定し、同様の実験を 4 種類の周波数条件が終了するまで繰り返した。

実験中の休憩は、2 条件終了する度に 10 min 間設けた。また、押し込み力 0.3 N の条件がすべて終了した時点で 60 min の休憩を設けた。

実験参加者は、刺激条件ごと設けられた 60 s の休憩時間中に、その刺激条件

で誘発された錯覚の、主観的な鮮明さ(静的錯覚量)に相当するような数値を回答した。なお、使用する数値の範囲は実験参加者が自由に選び、標準刺激に対する基準値(モデュラス)は設けなかった。また、全ての条件下で統一した基準の数値を使用してもらった。

5.3.3 結果と考察

周波数 50 Hz, 70 Hz, 90 Hz および 120 Hz 時の、加速度 50 m/s^2 から 100 m/s^2 までのマグニチュード推定値を図 5.4, 図 5.5 に示す。図 5.4 は押し込み力 0.3 N 時, 図 5.5 は 1.5 N 時を示し、両図中のマグニチュード推定値(静的錯覚量)は実験参加者 10 名の幾何平均を示す。

周波数に対する静的錯覚量の変化を調べるために、それぞれの加速度における周波数ごとの静的錯覚量に対して順位付けを行った。順位付けは静的錯覚量の大きさ順に行い、同一押し込み力内で各順位に占める周波数条件の割合を求めた。

その結果、押し込み力 0.3 N では、50 Hz と 70 Hz の振動刺激が錯覚を鮮明に誘発させ、周波数が高くなるにつれ鮮明さが失われることがわかった。一方、押し込み力 1.5 N では、50 Hz, 70 Hz, 90 Hz の振動刺激間で錯覚の鮮明さに大きな違いは無かった。また、2 種類の押し込み力とも、120 Hz の振動刺激が最も不鮮明であった。

次に、加速度に対する静的錯覚量の変化を調べるため、押し込み力 0.3 N および 1.5 N における 4 種類の周波数について Friedman 検定を行った。その結果、押し込み力 0.3 N では 50 Hz [$Q_0 = 13.217 p < .05$], 70 Hz [$Q_0 = 19.095 p < .05$], 90 Hz [$Q_0 = 15.938 p < .05$] の周波数で統計的に有意な差が認められた。また、押し込み力 1.5 N では、全ての周波数において統計的に有意な差は認められなかった。

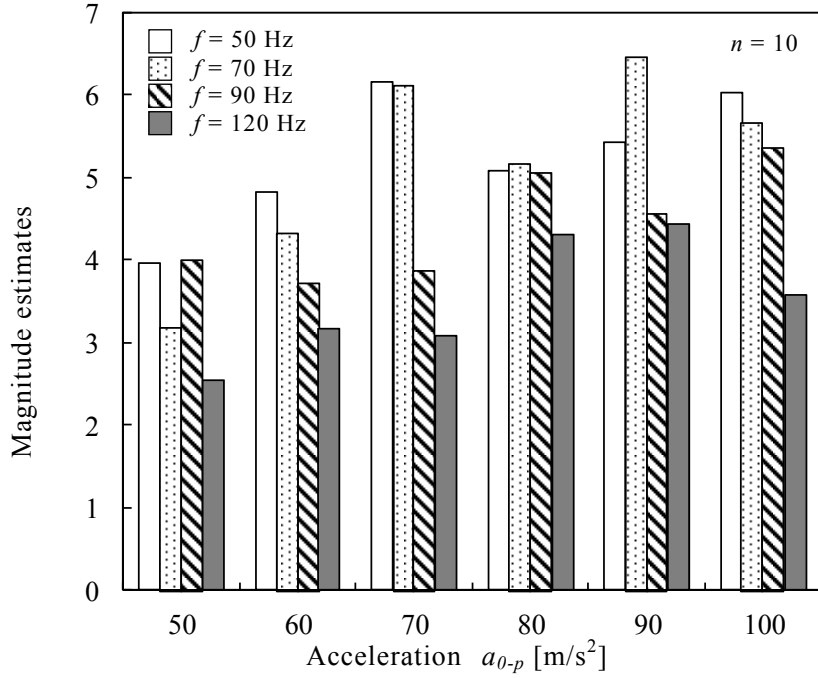


图 5.4 静的錯覚量特性(押し込み力 0.3 N)

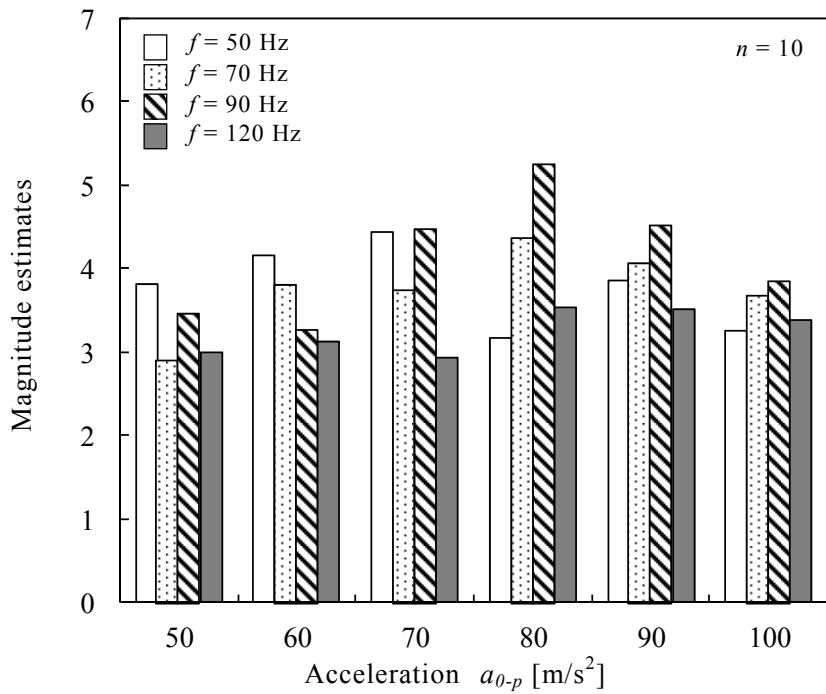


图 5.5 静的錯覚量特性(押し込み力 1.5 N)

そこで、有意差が認められた押し込み力 0.3 N 時の、50 Hz, 70 Hz, 90 Hz の静的錯覚量と、押し込み力 1.5 N 時の同じ周波数の静的錯覚量を、加速度を横軸にとってプロットし直し、近似的な累乗回帰曲線を求めた(図 5.6)。その結果、押し込み力 0.3 N 時の振動刺激では、加速度の増加に伴い静的錯覚量が増加する傾向が認められた。これにより、押し込み力 0.3 N 時の 50 Hz, 70 Hz, 90 Hz の振動刺激では、加速度により静的錯覚量を制御可能であることがわかった。ただし、その量は最大で 2 ポイント程度である。加速度の増加によりなぜ静的錯覚量が増えるのかは現時点では不明であるが、錯覚の誘発に関与している筋紡錘や皮膚感覚受容器の発火頻度が増えるからではないかと推察される。

一方、押し込み力 1.5 N 時の振動刺激では、加速度の増加に伴う静的錯覚量の変化は確認できず、静的錯覚量を制御できないことがわかった。押し込み力 1.5 N 時に静的錯覚量に変化しない原因として、圧覚や痛覚の影響が考えられる。本実験前に行った予備実験では、3.0 N の押し込み力では、全実験参加者が接触子を腱に押し当てただけで痛みを訴えた。また、1.5 N 時においても 40 Hz 以下の低い周波数の刺激を提示すると、一部の実験参加者で痛みや違和感を訴える者がいた。静的錯覚量(錯覚の鮮明さ)とは、心理学的には錯覚を知覚する頻度であると考えられる。このことから、押し込み力が 1.5 N 程度になると、圧覚や痛覚といった他の感覚が優位となり、マスキング効果によって錯覚を知覚する確率が減少するのではないかと考えられる。

以上の議論から、錯覚を誘発させるためには、0.3 N 程度の弱い押し込み力で腱を刺激するのが最適であることが判明した。第 2 章の表 2.1 に示した先行研究では、押し込み力の値が不明または定性的である研究もあるが、「light pressure」を文字通り 1 N 以下の比較的小さな値だとすれば、3 N とした Cordo らのもの以外は上述の結果を支持している。

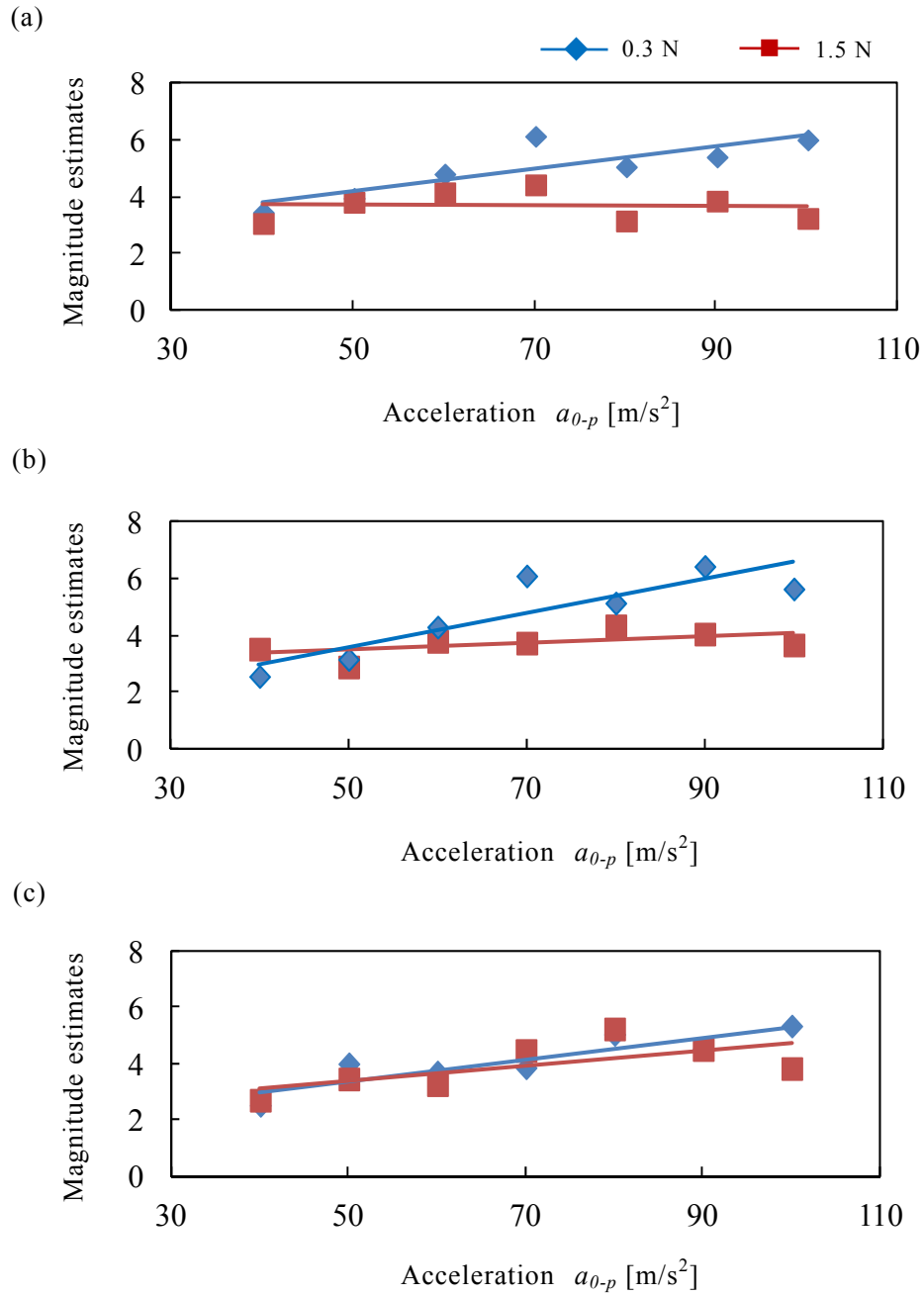


図 5.6 静的錯覚量の累積回帰曲線

(a) 50 Hz, (b) 70 Hz, (c) 90 Hz

5.4 動的錯覚量

5.2 節で述べたように、運動錯覚に関する動的錯覚量については多くの評価項目が存在する。その中で、錯覚肢の運動速度や角度に関しては、先行研究において運動錯覚を評価するための指標としてよく用いられている [Goodwin, 1972], [Cordo, 2005]. しかし、その多くは肘関節を対象としたものであり、本研究のような、手関節に誘発される運動錯覚の速度や角度について調べている研究は少ない。また、主に明瞭な運動錯覚を誘発させるための、最適な刺激部位や刺激方法を検討するための評価指標として用いられているため、本研究が目指しているような、刺激条件ごとの変化を定量的かつ体系的に求めようとしているものではない。

一方、時間特性である潜時や持続時間については、“運動錯覚は比較的短い潜時で起こり、刺激が続く限り持続する” [岩村, 2001] という定性的な知見が既に知られている。しかし、それらを刺激条件ごと定量的に評価している先行研究は見当たらない。

以上述べたこれまでの研究事例を踏まえ、本研究ではまず、動的錯覚量の評価項目として、比較的容易に解析が行え、これまであまり取り上げられていない、錯覚肢の最大運動角度を選定することにした。

そこで本節では、振動刺激条件の違いによって生じる右手手関節伸展方向の動的錯覚量(最大運動角度)の変化を、左手手関節で同様の動きを再現させる追従課題を使い調査する。

5.4.1 実験参加者および実験装置

上肢の感覚および運動に障害の無い 22 歳から 25 歳(平均年齢 23.4 歳, 利き手:右)の男性 5 名が実験に参加した。参加者には事前に実験内容の説明を行い、書面での同意を得た上で実験に協力してもらった。また、実験装置については、3 章で開発した卓上型運動錯覚誘発・評価装置を使用した。

5.4.2 実験方法

実験に用いた刺激パターンは、前節同様、30 s 刺激を提示した後 60 s の休憩を設ける形とし、振動刺激の周波数を 70 Hz 一定で、振幅(加速度)のみを条件に合わせて変化させた。実験参加者にはアイマスクおよび耳栓を装着し、外部からの情報を遮断した状態で実験を行った。

前節の実験において、押し込み力 1.5 N の条件では静的錯覚量に変化が認められなかった。そこで本節の実験では、振動刺激の提示箇所を掌から 10 mm 離れた右手橈側手根屈筋 (FCR) 腱上とし(図 5.7)、同箇所に $\Phi 10$ mm の接触子を 0.3 N の力で押し当てた状態で、腱に対して垂直方向に振動刺激を提示した。

実験は、周波数 1 条件 (70 Hz) \times 加速度 6 条件 (50 m/s^2 , 60 m/s^2 , 70 m/s^2 , 80 m/s^2 , 90 m/s^2 , 100 m/s^2) \times 押し込み力 1 条件 (0.3 N) の計 6 条件について行われ、それぞれの条件下で誘発される右手手関節伸展方向の運動錯覚を左手で再現させた。実験参加者には事前に、錯覚を知覚したら即座に錯覚肢の最大運動角度を意識しながら同じ動きを左手で再現するよう指示した。左手手関節の運動は、卓上型運動錯覚誘発・評価装置の運動錯覚量計測部で、角度情報を示すアナログ信号に変換されるため、この信号を 1.28 kHz のサンプリング周波数で計測フロントエンドに取り込み、錯覚時の運動軌跡曲線データとして PC 内に保存した。データの取り込みは、振動刺激が提示される数秒前から開始し、60 s 間サンプリングし続けた。本実験では、得られた 60 s の運動軌跡曲線データの中から、振動刺激開始直後から終了までの 30 s のデータを使い、その間に変化した伸展方向の最大角度値を動的錯覚量として評価した。

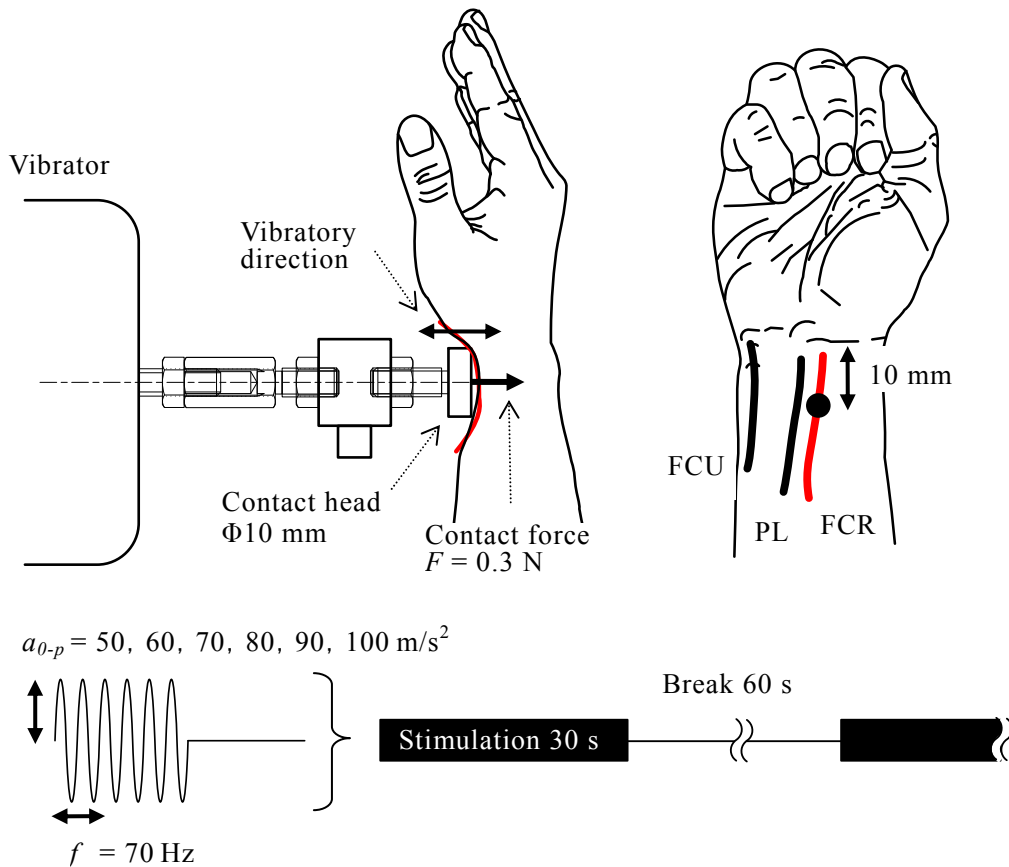


図 5.7 動的錯覚量特性実験に用いた刺激条件

5.4.3 結果と考察

実験参加者から得られた運動軌跡曲線の一例を図 5.8 に示す. この実験参加者の場合, 運動錯覚は振動刺激を提示した直後に誘発され, 刺激が持続する 30 s 間知覚され続けた. また, 伸展方向の最大運動角度は約 21 deg にまで達しており, 刺激開始後 10 s 程度で最大運動角度に到達した. 図 5.8 では, 刺激停止後に屈曲方向の運動軌跡が得られているが, 今回の実験では, 実験参加者に刺激停止後の錯覚肢の動きを意識するよう指示しなかったため, この軌跡が錯覚時の動きを表わしているものではないと判断し考察の対象からは除外した.

本実験では同様の運動軌跡曲線を, 全実験参加者における 6 つの刺激条件

から取得し、その曲線から伸展方向の最大運動角度を調べた。その他の実験参加者の運動軌跡曲線も、ここで示した曲線とほぼ同様の傾向を示した。

運動軌跡曲線から求めた押し込み力 0.3 N, 周波数 70 Hz 時の、加速度変化に対する動的錯覚量(伸展方向の最大運動角度)を図 5.9 に示す。なお、図中の動的錯覚量は、実験参加者 5 名の平均であり、エラーバーは標準誤差を表わす。

図 5.9 より、動的錯覚量は閾値付近の最小刺激 (50 m/s^2) 時に約 10 deg を示し、最大刺激 (100 m/s^2) 時の約 21 deg まで、加速度の増加に合わせてほぼ比例的に増大していくことが確認された。

そこで、加速度の変化が動的錯覚量に与える影響を調べるため、加速度を要因とした反復 1 元配置分散分析を行った。その結果、加速度の効果 [$F(5, 20) = 4.330 \text{ } p < .05$] に有意差が認められ、加速度の変化は動的錯覚量に影響を与えることが判明した。

以上、統計解析の結果を踏まえると、押し込み力 0.3 N, 周波数 70 Hz 時の振動刺激では、静的錯覚量の時と同様、加速度によって動的錯覚量(伸展方向の最大運動角度)を制御可能であることがわかった。また、その量は、今回の実験で用いた刺激範囲内 (50 m/s^2 から 100 m/s^2) では、約 10 deg から 21 deg までの 10 deg 程度であった。加速度の増加によりなぜ動的錯覚量が増えるのかは、前節で述べた静的錯覚量時の考察と同様であると考えられる。

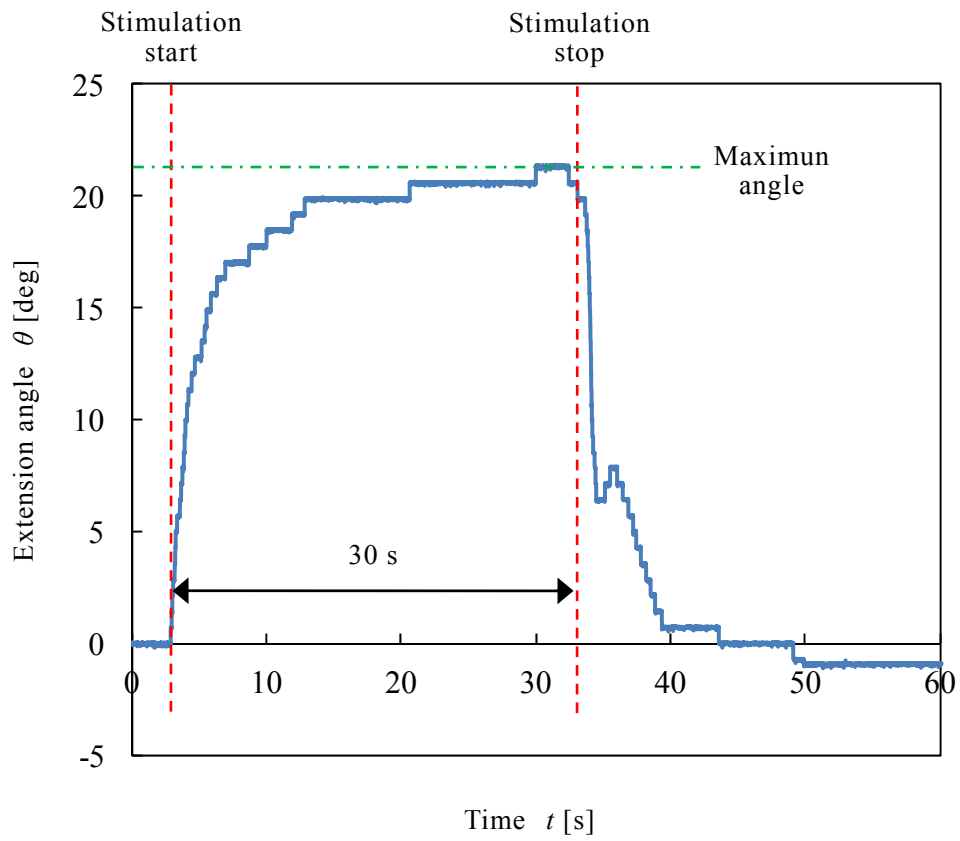


図 5.8 運動錯覚時に知覚する手関節伸展方向の運動軌跡

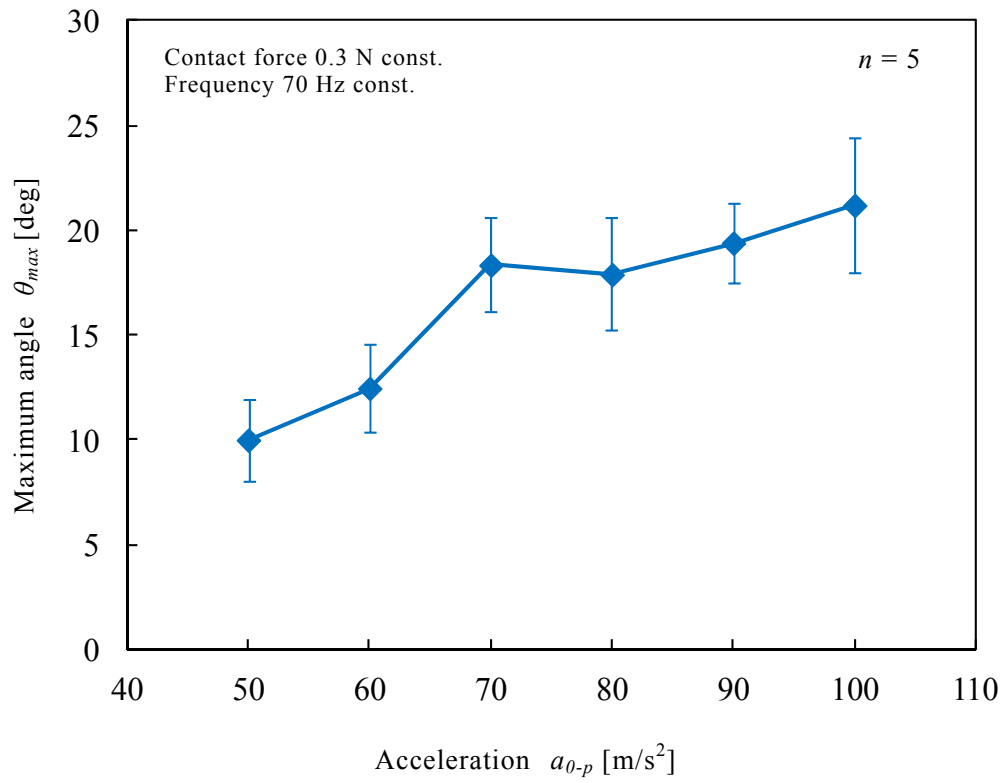


図 5.9 動的錯覚量(最大運動角度)特性

5.5 結言

本章では、誘発される運動錯覚の感覚尺度値を、静的錯覚量と動的錯覚量に分け、振動刺激条件の周波数や振幅(加速度, 変位), 接触子の押し込み力の変化が、それら錯覚量に与える影響を、前章と同様、右手橈側手根屈筋(FCR)腱を刺激した時に誘発される、手関節伸展方向の運動錯覚を使い調査した。その結果、静的錯覚量および動的錯覚量は、振動刺激条件の変化に対して、以下に示すような特性を有することが判明した。

【静的錯覚量】

- 押し込み力 0.3 N 時の 50 Hz, 70 Hz, 90 Hz の振動刺激では、加速度により静的錯覚量を制御可能である。
- 静的錯覚量の制御量は、 40 m/s^2 から 100 m/s^2 の振動刺激範囲内であれば、加速度の増加に合わせて最大 2 ポイント程度増加させることができる。
- 押し込み力 1.5 N 時の振動刺激では、静的錯覚量を制御できない。

【動的錯覚量】

- 押し込み力 0.3 N 時の 70 Hz の振動刺激では、加速度によって動的錯覚量(伸展方向の最大運動角度)を制御可能である。
- 動的錯覚量の制御量は、 50 m/s^2 から 100 m/s^2 の振動刺激範囲内であれば、加速度の増加に合わせて約 10 deg 程度増加させることができる。

6. 結論

本研究の最終目標は、麻痺肢の腱上の皮膚に、小型の振動発生装置を装着するだけで同肢の運動機能訓練が行える、運動錯覚現象を利用したシンプルで安全かつ安価な、手・指の巧緻運動機能訓練用リハビリテーションシステムの実現とその臨床応用である。

我々は最終目標の実現に向け、三つの研究フェーズを有した計画を策定し、2018年までのプロトタイプシステム完成を目指している。本論文では、策定した研究計画の内、『運動錯覚の自在な誘発と制御を可能にする振動刺激条件の確立と体系化』を目標に定めた第1フェーズの内容について論じた。

本章では本論文の総括として、第1フェーズ内で設定した三つの個別課題に対する成果を整理し、そこから導かれる本研究(第1フェーズ)の最終成果について言及する。また、残された課題についても整理し、第2、第3フェーズに向けた今後の展望や取り組みについて述べる。

6.1 まとめ

本研究計画における第1フェーズの目標は、運動錯覚現象の自在な誘発と制御を可能にする振動刺激条件の確立と体系化である。そこで本研究では、運動錯覚現象の知覚特性を詳細に調べ上げることを主眼に三つの個別課題を設定し、知覚特性を測定するための装置開発や各種実験を行った。以下に、本研究内で設定した三つの個別課題内容と成果を示す。

【課題1】

課題1では、運動錯覚現象の知覚特性を調べる上で必要となる、振動刺激量の制御とモニタリングが可能な卓上型運動錯覚誘発・評価装置の開発を行い、その基本性能ならびに知覚特性評価装置としての有効性を確認した。

その結果、本開発装置では、腱への押し込み力が 1.5 N 以下であれば、50 Hz から 300 Hz までの周波数範囲で最大 100 m/s^2 の振動刺激を腱に提示でき、この周波数範囲内であれば、腱にかかる加速度を振動提示デバイス内部の加速度センサでモニタリングできることを明らかにした。また、実際に 5 名の実験参加者の右手橈側手根屈筋 (FCR) 腱を刺激し、手関節伸展方向の運動錯覚を誘発させる実験を行った。この実験では、全ての実験参加者で運動錯覚の誘発が確認され、本開発装置の知覚特性評価装置としての有効性が確認された。

【課題 2】

課題 2 では、運動錯覚現象の誘発を制御するために必要な、同現象を誘発させるための必要最小限の刺激値、いわゆる閾値の推定を試みた。

その結果、FCR 腱を刺激した時に誘発される手関節伸展方向の運動錯覚の刺激閾値は、接触子の押し込み力が 1.5 N 以下であれば押し込み力の影響を受けにくく、刺激の振幅を加速度次元で評価した場合、50 Hz から 90 Hz の振動刺激範囲内では 40 m/s^2 から 50 m/s^2 付近に、変位次元で評価した場合、70 Hz から 90 Hz の振動刺激範囲内では 0.15 mm から 0.2 mm 付近に存在することを明らかにした。

【課題 3】

課題 3 では、運動錯覚の質や量を制御するために必要な、振動刺激条件を変化させた場合の感覚尺度値の変化を、錯覚量 (静的および動的錯覚量) 特性として求めた。

その結果、静的錯覚量については、押し込み力 0.3 N 時の 50 Hz と 70 Hz の振動刺激が運動錯覚を鮮明に誘発させられることが判明し、その刺激条件であれば、加速度を増加させることで静的錯覚量を最大 2 ポイント程度増加させられることを明らかにした。

また、動的錯覚量 (伸展方向の最大運動角度) についても、押し込み力 0.3 N 時の 70 Hz の振動刺激条件であれば、加速度を増加させることで約 10 deg 程度

増加させられることを明らかにした。

以上、本研究内で設定した三つの個別課題から得られた知見をまとめると、以下に示すような結論が導き出せる。

- 運動錯覚現象は、適切な振動刺激を用いれば自在に誘発・制御させることが可能である。
- 適切な振動刺激とは、周波数 70 Hz, 加速度 50 m/s^2 から 100 m/s^2 の範囲の正弦波振動である。また、その振動刺激は、腱に $\Phi 10 \text{ mm}$ の接触子を押し込み力 0.3 N の力で押し当て、腱に対して垂直方向に提示する必要がある

ただし、今回得られたこれら知覚特性は、複数の振動刺激条件項目の中から周波数、振幅、接触の押し込み力といった代表的な項目を三つ選定し、それぞれの項目の設定値を限定された範囲内で変化させた時に得られた、健常者の FCR 腱単独刺激時の特性である。本研究で対象としている手関節には、FCR 腱以外にも複数の腱が存在するため、より実用的な知覚特性を構築するためには、その他の振動刺激条件項目や FCR 腱以外の屈筋腱や伸筋腱に対する特性も同様に求めていく必要がある。また同時に、得られた知覚特性の精度および信頼性の向上にも努めていく必要がある。これら課題については、今後早急に取り組んでいく予定である。

6.2 今後の展望

前節でも述べたように、本研究によって明らかにされた知覚特性は、健常者から得られた限られた振動刺激条件項目に対しての特性である。よって、運動錯覚現象の自在な誘発と制御を可能にするためには、その他の振動刺激条件項目（例えば、多くの先行研究で設定値が規定されていない接触子形状や刺激提示箇所）や腱などに対して、更に多くの知覚特性を求めていく必要がある。

本研究で得られた、運動錯覚誘発・評価装置、運動錯覚を誘発させる刺激閾

値や動的・静的錯覚量特性といった成果は、このような知覚特性を調査・蓄積していく上での、標準的な指針となりうる重要な知見である。よって今後は、本研究で得られたこれら成果を基に、様々な振動刺激条件に対する知覚特性の調査を継続的に実施し、それらの精度および信頼性の向上を図りつつ、運動錯覚現象の自在な誘発と制御を可能にする振動刺激条件の確立と体系的を目指していく。

今後の研究では、このような第 1 フェーズの内容を継続して行いつつ、当初の計画通り研究の主路線は第 2 フェーズに移行させる。第 2 フェーズでは、運動錯覚量を増強させるための新たな刺激方法を検討していく。

第 1 フェーズの研究では、運動錯覚現象を誘発させるために振動刺激 [Goodwin, 1972], [Naito, 1999], [Roll, 1982] を使用し、錯覚量を制御するための振動刺激条件の確立を目指してきた。しかし、振動刺激で制御できる錯覚量は僅かであり、実用的な制御量を得ることは難しい。そこで、運動錯覚量を増強可能な新たな刺激方法を見つけ出す必要がある。

運動錯覚は、振動刺激以外にも、皮膚感覚受容器 [Collins, 1996], [Collins, 2005], [Cordo, 2011] や視覚受容器 [Tardy-Gervet, 1982], [Tardy-Gervet, 1984], [Kaneko, 2007], [Aoyama, 2012] を刺激することでも誘発できることがわかっている。また、運動錯覚を知覚している間に、他動的に錯覚肢を動かしたり [Cordo, 2005], 錯覚肢の動きをイメージ [Kitada, 2002], [Thyrion, 2009], [Shibata, 2013] したりすることで錯覚量の増強が望める。そこで第 2 フェーズでは、このような種々の刺激方法や増強のためのテクニックを組み合わせることで、運動錯覚量の増強が望める新たな刺激方法の構築を行っていく予定である。また、健常者での刺激条件がある程度蓄積された段階で、実使用者である脳卒中片麻痺患者に対する実験も予定している。

参考文献

- [Albert, 2006] Albert, F., Bergenheim, M., Ribot-Ciscar, E., & Roll, J. P.: The Ia afferent feedback of a given movement evokes the illusion of the same movement when returned to the subject via muscle tendon vibration.; *Experimental brain research*, 172(2), pp.163-174 (2006)
- [Aoyama, 2012] Aoyama, T., Kaneko, F., Hayami, T., & Shibata, E.: The effects of kinesthetic illusory sensation induced by a visual stimulus on the corticomotor excitability of the leg muscles.; *Neuroscience Letters*, 514(1), pp.106-109 (2012)
- [Berglund, 1970] Berglund, U., & Berglund, B.: Adaptation and recovery in vibrotactile perception.; *Perceptual and Motor Skills*, 30(3), pp.843-853 (1970)
- [Burke, 1976] Burke, D. A. V. I. D., Hagbarth, K. E., Löfstedt, L., & Wallin, B. G.: The responses of human muscle spindle endings to vibration of non-contracting muscles.; *The Journal of physiology*, 261(3), pp.673-693 (1976)
- [Calvin-Figuière, 1999] Calvin-Figuière, S., Romaguère, P., Gilhodes, J. C., & Roll, J. P.: Antagonist motor responses correlate with kinesthetic illusions induced by tendon vibration.; *Experimental brain research*, 124(3), pp.342-350 (1999)
- [Collins, 2005] Collins, D. F., Refshauge, K. M., Todd, G., & Gandevia, S. C.: Cutaneous receptors contribute to kinesthesia at the index finger, elbow, and knee.; *Journal of Neurophysiology*, 94(3), pp.1699-1706 (2005)
- [Collins, 1996] Collins, D. F., & Prochazka, A.: Movement illusions evoked by ensemble cutaneous input from the dorsum of the human hand.; *The Journal*

- of Physiology, 496(Pt 3), pp.857-871 (1996)
- [Cordo, 2011] Cordo, P. J., Horn, J. L., Künster, D., Cherry, A., Bratt, A., & Gurfinkel, V.: Contributions of skin and muscle afferent input to movement sense in the human hand.; Journal of neurophysiology, 105(4), pp.1879-1888 (2011)
- [Cordo, 2005] Cordo, P. J., Gurfinkel, V. S., 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)
- [Desmedt, 1978] Desmedt, J. E., & Godaux, E.: Mechanism of the vibration paradox: excitatory and inhibitory effects of tendon vibration on single soleus muscle motor units in man.; The Journal of physiology, 285(1), pp.197-207 (1978)
- [Eklund, 1966] Eklund, G., & Hagbarth, K. E.: Normal variability of tonic vibration reflexes in man.; Experimental neurology, 16(1), pp.80-92 (1966)
- [Forrester, 2011] Forrester, L. W., Roy, A., Krebs, H. I., & Macko, R. F.: Ankle training with a robotic device improves hemiparetic gait after a stroke.; Neurorehabilitation and neural repair, 25(4), pp.369-377 (2011)
- [Furusho, 2014] Furusho, J., & Haraguchi, M.: Development of Rehabilitation Systems for the Limbs Using Functional Fluids.; Journal ref: Journal of Robotics and Mechatronics, 26(3), pp.302-309 (2014)
- [Fujiwara, 2009] Fujiwara, T., Kasashima, Y., Honaga, K., Muraoka, Y., Tsuji, T., Osu, R., Hase, K., Masakado, Y., & Liu, M.: Motor improvement and corticospinal modulation induced by hybrid assistive neuromuscular dynamic stimulation (HANDS) therapy in patients with chronic stroke.; Neurorehabilitation and neural repair, 23(2), pp.125-132. 2009
- [Gescheider, 1997] Gescheider, G. A.: Psychophysics.; Lawrence Erlbaum, (1997) (宮岡徹 監訳, 心理物理学, 北大路書房, 2002)
- [Goodwin, 1972a] Goodwin, G. M., McCloskey, D. I., & Matthews, P. B. C.: The

- contribution of muscle afferents to kinaesthesia shown by vibration induced illusions of movement and by the effects of paralysing joint afferents.; *Brain*, 95(4), pp.705-748 (1972)
- [Goodwin, 1972b] Goodwin, G. M., McCloskey, D. I., & Matthews, P. B.: Proprioceptive illusions induced by muscle vibration: contribution by muscle spindles to perception?.; *Science*, 175(4028), pp.1382-1384 (1972)
- [Hagbarth, 1966] Hagbarth, K. E., & Eklund, G.: Tonic vibration reflexes (TVR) in spasticity.; *Brain research*, 2(2), pp.201-203 (1966)
- [Hagura, 2009] Hagura, N., Oouchida, Y., Aramaki, Y., Okada, T., Matsumura, M., Sadato, N., & Naito, E.: Visuokinesthetic perception of hand movement is mediated by cerebro-cerebellar interaction between the left cerebellum and right parietal cortex.; *Cerebral Cortex*, 19(1), pp.176-186 (2009)
- [Hayward, 2004] Hayward, V., Astley, O. R., Cruz-Hernandez, M., Grant, D., & Robles-De-La-Torre, G.: Haptic interfaces and devices.; *Sensor Review*, 24(1), pp.16-29 (2004)
- [Honda, 2014] Honda, M., Karakawa, H., Akahori, K., Miyaoka, T. & Ohka, M.: Estimation of vibration stimulus threshold for inducing kinesthetic illusion.; In *Micro-NanoMechatronics and Human Science (MHS), 2014 International Symposium on* (pp. 21-22). IEEE. (2014)
- [Johnsrude, 2002] Johnsrude, I. S., Giraud, A. L., & Frackowiak, R. S.: Functional imaging of the auditory system: the use of positron emission tomography.; *Audiology and Neurotology*, 7(5), pp.251-276 (2002)
- [Kajimoto, 2013] Kajimoto, H.: Illusion of motion induced by tendon electrical stimulation.; In *World Haptics Conference (WHC) 2013*, pp. 555-558 (2013)
- [Kaneko, 2007] Kaneko, F., Yasojima, T., & Kizuka, T.: Kinesthetic illusory feeling induced by a finger movement movie effects on corticomotor excitability.; *Neuroscience*, 149(4), pp.976-984 (2007)
- [Katz, 1990] Katz, J., & Melzack, R.: Pain 'memories' in phantom limbs: review

- and clinical observations.; *Pain*, 43(3), pp.319-336 (1990)
- [Kawahira, 2004] Kawahira, K., Shimodozono, M., Ogata, A., & Tanaka, N.: Addition of intensive repetition of facilitation exercise to multidisciplinary rehabilitation promotes motor functional recovery of the hemiplegic lower limb.; *Journal of Rehabilitation Medicine*, 36(4), pp.159-164 (2004)
- [Kawasaki, 2007] Kawasaki, H., Ito, S., Ishigure, Y., Nishimoto, Y., Aoki, T., Mouri, T., Mouri, T., Sakaeda, H., & Abe, M.: Development of a hand motion assist robot for rehabilitation therapy by patient self-motion control.; In *Rehabilitation Robotics, 2007. ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on* (pp. 234-240). IEEE. (2007)
- [Kitada, 2002] Kitada, R., Naito, E., & Matsumura, M.: Perceptual changes in illusory wrist flexion angles resulting from motor imagery of the same wrist movements.; *Neuroscience*, 109(4), pp.701-707 (2002)
- [Kitaoka, 2003] Kitaoka, A.: Phenomenal characteristics of the peripheral drift illusion.; *Vision*, 15, pp.261-262 (2003)
- [Kito2006] Kito, T., Hashimoto, T., Yoneda, T., Katamoto, S., & Naito, E.: Sensory processing during kinesthetic aftereffect following illusory hand movement elicited by tendon vibration.; *Brain research*, 1114(1), pp.75-84 (2006)
- [Krakauer, 2006] Krakauer, J. W.: Motor learning: its relevance to stroke recovery and neurorehabilitation.; *Current opinion in neurology*, 19(1), pp.84-90 (2006)
- [Levy, 2001] Levy, C. E., Nichols, D. S., Schmalbrock, P. M., Keller, P., & Chakeres, D. W.: Functional MRI evidence of cortical reorganization in upper-limb stroke hemiplegia treated with constraint-induced movement therapy.; *American Journal of physical medicine & rehabilitation*, 80(1), pp.4-12 (2001)
- [Lécuyer, 2009] Lécuyer, A.: Simulating haptic feedback using vision: A survey

- of research and applications of pseudo-haptic feedback.; Presence: Teleoperators and Virtual Environments, 18(1), pp.39-53 (2009)
- [Marsden, 1969] Marsden, C. D., Meadows, J. C., & Hodgson, H. J. F.: Observations on the reflex response to muscle vibration in man and its voluntary control.; Brain, 92(4), pp.829-846 (1969)
- [Matthews, 1982] Matthews, P. B. C.: Where does Sherrington's "muscular sense" originate? Muscles, joints, corollary discharges?.; Annual review of neuroscience, 5(1), pp.189-218 (1982)
- [Matthews, 1966] Matthews, P. B. C.: Reflex activation of the soleus muscle of the decerebrate cat by vibration.; Nature, 209, pp.204-205 (1966)
- [Minamizawa, 2010] Minamizawa, K., Prattichizzo, D., & Tachi, S.: Simplified design of haptic display by extending one-point kinesthetic feedback to multipoint tactile feedback.; In Haptics Symposium, 2010 IEEE, pp.257-260 (2010)
- [Naito, 1999] Naito, E., Ehrsson, H. H., Geyer, S., Zilles, K., & Roland, P. E.: Illusory arm movements activate cortical motor areas: a positron emission tomography study.; The Journal of neuroscience, 19(14), pp.6134-6144 (1999)
- [Okamoto, 2011] Okamoto, S., Konyo, M., & Tadokoro, S.: Vibrotactile Stimuli Applied to Finger Pads as Biases for Perceived Inertial and Viscous Loads.; Haptics, IEEE Transactions on, 4(4), pp.307-315 (2011)
- [Ohka, 2010] Ohka, M., Kawabe, Y., Abdullah, C., Nader, R., Yussof, H. B., & Miyaoka, T.: Investigation on velvet hand illusion using psychophysics and FEM analysis.; International Journal on Smart Sensing & Intelligent Systems, 3(3), pp. 488-503 (2010)
- [Proske, 2009] Proske, U., & Gandevia, S. C.: The kinaesthetic senses.; The Journal of physiology, 587(17), pp.4139-4146 (2009)
- [Ribot-Ciscar, 1998] Ribot-Ciscar, E., Rossi-Durand, C., & Roll, J. P.: Muscle

- spindle activity following muscle tendon vibration in man.; *Neuroscience letters*, 258(3), pp.147-150 (1998)
- [Roll, 1989] Roll, J. P., Vedel, J. P., & Ribot, E.: Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study.; *Experimental Brain Research*, 76(1), pp.213-222 (1989)
- [Roll, 1982] Roll, J. P., & Vedel, J. P.: Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography.; *Experimental Brain Research*, 47(2), pp.177-190 (1982)
- [Roy, 2011] Roy, A., Forrester, L. W., & Macko, R. F.: Short-term ankle motor performance with ankle robotics training in chronic hemiparetic stroke.; *J Rehabil Res Dev*, 48(4), pp.417-29 (2011)
- [Shibata, 2013] Shibata, E., & Kaneko, F.: Kinesthetic perception based on integration of motor imagery and afferent inputs from antagonistic muscles with tendon vibration.; *Neuroscience letters*, 541, pp.24-28 (2013)
- [Shindo, 2011] Shindo, K., Fujiwara, T., Hara, J., Oba, H., Hotta, F., Tsuji, T., Hase, K. & Liu, M.: Effectiveness of Hybrid Assistive Neuromuscular Dynamic Stimulation (HANDS) therapy in patients with subacute stroke—A randomized controlled trial.; *Neurorehabilitation and neural repair*, 25(9), pp.830-837 (2011)
- [Tardy-Gervet, 1984] Tardy-Gervet, M. F., Gilhodes, J. C., & Roll, J. P.: Perceptual and motor effects elicited by a moving visual stimulus below the forearm: An example of segmentary vection.; *Behavioural brain research*, 11(2), pp.171-184 (1984)
- [Tardy-Gervet, 1982] Tardy-Gervet, M. F., Gilhodes, J. C., & Roll, J. P.: Demonstration of an illusory limb movement and associated motor activities induced by a moving visual stimulus in man. A descriptive study.; *Neuroscience letters*, 28(2), pp.187-192 (1982)
- [Thyrion, 2009] Thyrion, C., & Roll, J. P.: Perceptual integration of illusory and

- imagined kinesthetic images.; *The Journal of Neuroscience*, 29(26), pp.8483-8492 (2009)
- [Tootell, 1995] Tootell, R. B., Reppas, J. B., Dale, A. M., Look, R. B., Sereno, M. I., Malach, R., Brady, T.J., & Rosen, B. R.: Visual motion aftereffect in human cortical area MT revealed by functional magnetic resonance imaging.; *Nature*, 375(6527), pp.139-141 (1995)
- [Ueki, 2012] Ueki, S., Kawasaki, H., Ito, S., Nishimoto, Y., Abe, M., Aoki, T., Ishigure, Y., Ojika, T., & Mouri, T.: Development of a hand-assist robot with multi-degrees-of-freedom for rehabilitation therapy.; *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, 17(1), pp.136-146 (2012)
- [Vallbo, 1979] Vallbo, A. B., Hagbarth, K. E., Torebjörk, H. E., & Wallin, B. G.: Somatosensory, proprioceptive, and sympathetic activity in human peripheral nerves.; *Physiol Rev*, 59(4), pp.919-957 (1979)
- [Wierzbicka, 1998] Wierzbicka, M. M., Gilhodes, J. C., & Roll, J. P.: Vibration-induced postural posteffects.; *Journal of neurophysiology*, 79(1), pp.143-150 (1998)
- [Wolf, 1989] Wolf, S. L., Lecraw, D. E., Barton, L. A., & Jann, B. B.: Forced use of hemiplegic upper extremities to reverse the effect of learned nonuse among chronic stroke and head-injured patients.; *Experimental neurology*, 104(2), pp.125-132 (1989)
- [Yaguchi, 2010] Yaguchi, H., Fukayama, O., Suzuki, T., & Mabuchi, K.: Effect of simultaneous vibrations to two tendons on velocity of the induced illusory movement.; In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*, pp.5851-5853 (2010)
- [Zöllner, 1860] Zöllner F.: Ueber eine neue Art von Pseudoskopie und ihre Beziehungen zu den von Plateau und Oppel beschriebenen Bewegungsphaenomenen.; *Annalen der Physik und Chemie*, 186(7), pp.500-523 (1860)

- [一川, 2012] 一川誠.: 錯覚学—知覚の謎を解く.; 集英社新書 (2012)
- [井上, 2010] 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)
- [今井, 1960] 今井省吾.: 幾何学的錯視に関する研究の現状.; 心理学研究, 30, pp.365-375 (1960)
- [岩村, 2001] 岩村吉晃.: タッチ(神経生理学コレクション).; 医学書院, (2001)
- [上田, 2000] 上田敏.: 目でみる脳卒中リハビリテーション.; 東京大学出版会, (2000)
- [大山, 2003] 大山正, 今井省吾, 和気典二.: 新編 感覚・知覚心理学ハンドブック.; 誠信書房, (2003)
- [川崎, 2006] 川崎晴久, 木村宏樹, 伊藤聡, 西本裕, 林浩之, 栄枝裕文.: 手指リハビリテーション支援システムの研究 (第 1 報 概念と 1 例試験報告).; 日本機械学会論文 C 編, 72(720), pp.228-233 (2006)
- [川平, 2010] 川平和美.: 片麻痺回復のための革新的リハビリテーションを目指して—効率的な神経路再建/強化の理論と実際— : —効率的な神経路再建/強化の理論と実際—.; リハビリテーション医学, 47(5), pp.315-319 (2010)
- [木藤 2006] 木藤友規.: 運動感覚の知覚と大脳皮質内処理に関する研究.; 順天堂大学大学院スポーツ健康科学研究科博士学位論文, (2006)
- [久保田, 2007] 久保田競.: 脳科学の進歩とニューロリハビリテーション.; 理学療法, 24, pp.1523-1531 (2007)
- [久保田, 2005] 久保田競, 宮井一郎.: 脳からみたリハビリ治療.; 講談社, (2005)
- [厚生労働省, 2011a] 厚生労働省.: 平成 23 年(2011)人口動態統計(確定数)の概況 .: 厚生労働省, <<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/jinkou/kakutei11/index.html>>
- [厚生労働省, 2011b] 厚生労働省.: 平成 23 年(2011)患者調査の概況.; 厚生労働省, <<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/kanja/11/index.html>>
- [河内, 2005] 河内まき子, 持丸正明.: AIST 人体寸法データベース.; 産業技術

- 総合研究所, H16PRO 287, (2005)
- [佐伯, 2011] 佐伯由香, 黒澤美枝子, 細谷安彦, & 高橋研一編.: トートラ 人体解剖生理学 原著 8 版.; 丸善出版, (2011)
- [里宇, 2005] 里宇明元, 才藤栄一, 出江紳一.: 先端医療シリーズ 36 リハビリテーション医学の新しい流れ.; 先端医療技術研究所, (2005)
- [島田, 1952] 島田一男.: Survey of the studies on müller-lyer illusion.; 心理学研究, 23(2), pp.111-123 (1952)
- [友田, 2009] 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誌, 14(3), pp. 361-369 (2009)
- [中村, 2011] 中村隆一, 齋藤 宏, 長崎 浩.: 基礎運動学 第 6 版.; 医歯薬出版, (2011)
- [日経メディカル, 2006] 日経メディカル
2006.8.30<<http://medical.nikkeibp.co.jp/leaf/mem/pub/hotnews/int/200608/501261.html>>
- [原, 2012] 原寛美.: 脳卒中運動麻痺回復可塑性理論とステージ理論に依拠したリハビリテーション(<特集>ニューロリハビリテーションの進歩).; 脳神経外科ジャーナル, 21(7), pp.516-526(2012)
- [原澤, 2003] 原澤賢充.: 適応的心理物理学的測定法による閾値の推定.; VISION, 15(3), pp.189-195 (2003)
- [東山, 2004] 東山篤規.: 精神物理学実験入門 第 4 回 サーストンの間接法とスティーブンスの直接法.; ヒューマンインタフェース学会誌, 6(1), pp.31-38 (2004)
- [東山, 2003a] 東山篤規.: 精神物理学実験入門 第 1 回 恒常法と極限法による閾値の測定.; ヒューマンインタフェース学会誌, 5(2), pp.125-130 (2003)
- [東山, 2003b] 東山篤規.: 精神物理学実験入門 第 2 回 ウェーバ・フェヒナーの法則と判断の原理.; ヒューマンインタフェース学会誌, 5(3), pp.195-202 (2003)

- [本多, 2014a] 本多正計, 唐川裕之, 赤堀晃一, 宮岡 徹, 大岡昌博.: 卓上型運動錯覚誘発・評価装置の開発.; 日本機械学会論文集, 80(820), pp.1-12 (2014)
- [本多, 2014b] 本多正計, 唐川裕之, 赤堀晃一, 宮岡 徹, 大岡昌博.: 振動刺激条件の相違が運動錯覚の誘発と知覚量に及ぼす影響.; 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, 19(4), pp.457-466 (2014)
- [水野, 2010] 水野統太, 佐藤充晃, 木村瑞生, 久米祐一郎.: 振動刺激を用いた誘発される指先の力覚.; 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, 15(4), pp.595-601 (2010)
- [矢口, 2009] 矢口博彬, 深山理, 鈴木隆文, 満渕邦彦.: 腱振動刺激により生成される運動感覚の明瞭化のための刺激条件の検討.; BPES 2009 第 24 回生体・生理工学シンポジウム論文集, 2A1-05, pp.167-168 (2009)
- [山岡, 1993] 山岡俊樹.: 座位姿勢における身体デザインモデルの検討.; 第 10 回姿勢シンポジウム, pp.8-10 (1993)
- [山岡, 2003] 山岡俊樹, 岡田明.: 応用人間工学の視点に基づく ユーザインタフェースデザインの実践.; 海文堂出版, (2003)
- [湯川, 2012] 湯川善裕, 富永孝紀, 河野正志, 谷口博, 森岡周.: 脳卒中片麻痺患者における振動誘発運動感覚錯覚中の脳活動 ～機能的近赤外分光装置 (fNIRS) 研究～.; 作業療法, 31, pp.41-51 (2012)

謝辞

本論文に記した一連の研究は、著者が在職のまま名古屋大学大学院情報科学研究科博士後期課程に籍を置き、業務として取り組んでいた研究開発の一部課題を、学術的な側面から執り行ったものです。よって本研究は、多くの方々の援助や理解が無ければ決して完遂できるものではありませんでした。まずは、本研究の遂行に理解を示し、直接または間接的に援助して下さった全ての方々に心よりお礼申し上げます。

本研究の推進および論文の執筆にあたり、終始丁寧かつ適切な御指導をして下さった、名古屋大学大学院情報科学研究科 複雑系科学専攻 複雑系計算論講座 大岡昌博教授に深く感謝の意を表します。先生には、社会人である著者に対して、研究が円滑に遂行できるよう様々な面で配慮をして頂きました。ありがとうございました。

また、ご多忙のなか副査を快諾して下さると共に、本論文をまとめる上で貴重な御助言を下された、同講座 畔上秀幸教授ならびに渡邊崇教授に深く感謝します。

本研究は、名古屋大学大学院 情報科学研究科博士前期課程 唐川裕之君（平成 25 年度 同研究科修了）、工学研究科博士前期課程 赤堀晃一君、ならびに情報科学研究科博士前期課程 加藤祐規君らの協力なしでは完遂させることはできませんでした。彼らには、実験環境の整備や実験作業などにおいて多大な協力をして頂きました。深く感謝します。併せて、実験に協力して下さった多くの実験参加者の皆様に感謝します。

大学院での研究活動の機会を与えて下さると共に、3 年もの間職務との掛け持

ちを寛容して下さった現職場の歴代所属長はじめ、上司・同僚・後輩に感謝します。本研究は、皆様の理解と協力が無ければ決して完遂させることはできませんでした。この場を借りて厚くお礼申し上げます。

そして最後に、社会人でありながら学生という 2 足のわらじを履いた生活を、3 年間に渡って物心両面から支えてくれた家族に深く感謝します。特に妻には、様々な面で苦勞を掛けたと思います。本当にありがとうございました。

平成 27 年 1 月

本多 正計