

**皮膚せん断変形と振動の重畳による
触覚提示に関する研究**

中村拓人

電気通信大学大学院情報理工学研究科

博士(工学)学位申請論文

2019年3月

皮膚せん断変形と振動の重畳による
触覚提示に関する研究

博士論文審査委員会

主査	梶本 裕之	教授
委員	広田 光一	教授
	板倉 直明	教授
	野嶋 琢也	准教授
	水戸 和幸	准教授

著作権所有者

中村 拓人

2019 年

Haptic display using lateral skin stretch and vibration

Takuto Nakamura

Abstract

Haptic displays are expected to be used for information presentation in whole-body experiences such as haptic feedback in VR, assisting rehabilitation, and presenting motion. However, because conventional haptics devices for displaying force use a "physical force" for directly driving the body with an actuator, such devices become expensive, large, and consume a large amount of energy. In addition, conventional force displays have been developed for general applications with multiple degrees of freedom and strong forces that are presented by a single device. As a result, depending on the application, the performance of such devices is unnecessarily high and expensive. Therefore, the application of conventional force presentation devices has been limited to research applications and fields in which larger scale devices such as medical training devices are acceptable.

In the haptics research field, approaches have been proposed that present a "perceptual force" to the user through human perceptual characteristics. Because these approaches do not need to reproduce a "physical force," the device can be realized on a relatively small scale. A representative method of this approach is skin deformation. It is reported that a force sensation occurs when skin deformation is presented as compression or rotation. This phenomenon can be applied to various parts of the body such as the fingertips, wrist, and upper arm. In particular, the "hanger reflex" phenomenon occurs when a wire hanger is attached to the head. It presents such a strong rotational force sensation that the head is rotated involuntarily. Previous research has clarified that this phenomenon is caused by compression and the lateral skin stretch caused by a wire hanger attached on the head. Using skin deformation, it is hence possible to present a strong force sensation with a small device.

To present force sensations using perceptual characteristics with small and energy efficient devices, there are also methods based on vibration. When the user grips a vibrator with an asymmetric acceleration, a pulling force sense is generated. According to previous studies, this phenomenon is caused by perceptual nonlinearity. The user perceives a strong stimulus of short duration more strongly than a weak stimulus of long duration. Because this method employs a transducer, the time required to present the stimulus is shorter than that required for skin transformation, and the output is also easy to adjust.

This research aims to simplify haptic devices by utilizing the haptic illusions of "skin deformation" and "vibration superimposition." Moreover, it aims to provide compact and energy efficient haptic presentation to the whole body. The developed devices have been used in many fields. In detail, to simplify the device, the adjustments of the direction and output of the force sense were simplified, devices optimized for each body presentation site were developed. With respect to the applications of the device, the device was used to teach body posture in medical treatment, present information on mobile devices, and teach body movement in sports.

要旨

スポーツ，楽器演奏，リハビリテーションなどの分野において，正しい姿勢や動作を指導者から学習者に伝達するには，指導者からの口頭での教示，指導者が学習者へ見本の姿勢や動作を示す視覚的教示，学習者の身体を直接操作して正しい姿勢や動作を伝える力学的教示，などが行われる．このうち視覚的，聴覚的な教示に関しては，身体の狙った（時には複数の）身体部位に，狙ったタイミングで，狙った方向の運動を伝達することは難しいという問題があり，一方でこうした問題の比較的少ない力学的教示については，いかにマンツーマンの指導者なしに自動化するか，という課題があった．

こうした課題に対してヒューマンインタフェースの研究分野では，力覚提示装置を用いた教示手法が提案されてきた．本手法は身体が直接駆動されるため，教示内容の解釈を必要とせず正しい姿勢や動作を再現可能である．しかし力覚提示に用いられる装置はアクチュエータを用いて身体を直接駆動するため，作業範囲はアクチュエータの可動域に制限される．また，力覚提示装置は一般に大規模になる傾向があり，大規模装置が許容される研究分野や医療分野に応用が限定されてきた．

本論文の目的は，こうした力の教示が必要な場面で利用することができる装置の，原理提案および実装による検証である．本論文が着目するのは次の二点である．第一に従来の力覚提示装置が高忠実に物理的な力を再現することを目的としていたために装置が大規模になっていた点，第二に実際の教示の場面の多くでは，高忠実性よりも簡便性，携帯性が求められているという点である．そこで本論文ではこうした簡便なデバイスが必要な分野の教示に限定して用いることができる，簡素化した力覚提示装置の提案と検証を行う．

簡素化した力覚提示装置を実現するため，本研究では皮膚変形による力覚知覚という錯覚現象と，その錯覚現象に振動を重ねることで力覚が増強される現象に着目した．前者の「皮膚変形による力覚知覚」は，皮膚せん断変形によって強い力覚を生起させることが可能であり，従来は頭部で確認されてきたが，新たに手首，腰部，足首といった全身において発生することを確認した．後者の「振動重ねによる力知覚増強」も同様に身体各所に適用可能であることを確認した．さらに本現象の生起原因を考察した後，代表的な教示の場面として頭部姿勢異常に対するリハビリテーション，ゴルフパッティングのフォーム教示，モバイルデバイスにおける方向情報教示への応用を行い，一定の効果を確認した．

本論文は 10 章から構成される．

第 1 章では本研究の背景及び目的を示す．

第 2 章では力覚提示に関わる知見と関連研究についてまとめ，本研究の立ち位置を示す．

第 3 章では本研究で着目している皮膚せん断変形の身体全体への適用について述べる．

身体の周囲に沿った皮膚せん断変形を提示し回旋方向の力覚を生起させる「ハンガー反射」現象に着目し、楕円形状のデバイスを身体各所に装着し、回旋方向の力覚が生起することを、手首、腰、足首で確認した。手首及び腰においてはデバイス装着時の圧力分布と回転角度計測を行うことで効率的に力覚が生起する圧力分布を調査した。

第4章では第3章で確認した皮膚せん断変形による力覚を生起する部位に対して、振動刺激を重畳した際に力覚が増強される現象について述べる。本現象を頭部・手首・足首に適用し、力覚の増減を検証した。さらに刺激周波数と振幅に対する影響についても調査した。

第5章では第4章で確認された力知覚増強現象の機序解明について述べる。まず第4章の実験をもとに考察を行い、考えうる仮説として、皮膚感覚の関与する「知覚の非対称性」と深部感覚受容器の関与する「運動錯覚」の2つを挙げた。仮説の検証を行うため、皮膚せん断変形に対して振動の代わりに電気刺激を重畳する実験と、偏加速度振動を重畳する実験を行った。2つの実験の結果を総合すると、本現象では振動刺激が深部に伝わることによって、運動錯覚に類する現象が生じたことが少なくとも原因の一つとして考えられることが示唆された。

第6章では第3章と第4章で得られた知見を基にした、教示応用のための力覚提示装置の開発とその評価について述べる。静的な一方向の回旋力を提示するデバイスとしては、アルミフレームを用いた医療機器、および3Dプリント出力された各ユーザに適合した装置を提案した。動的に力の方向を変更できるデバイスとしては、アクチュエータにより皮膚変形の方法を変化させ、2方向に手首を回旋させる装置を提案した。さらに動的に力の方向と強さを提示できる装置として、DCモータによるベルト巻取り機構を用いた装置を提案した。

第7章では身体座標系における静的な教示応用の例として、第6章で開発したアルミフレームを用いた医療機器の臨床研究について述べる。頭部姿勢異常を伴う運動障害である瘻性斜頸患者に対し、提案装置を頭部に装着することで疾患の症状を緩和させるというものであり、全国4病院の医師の協力の下で臨床実験を行い、同時に患者の症状評価を客観的に行う評価システムも構築した。

第8章では身体座標系における動的な教示の例として、第6章で開発した手首用の力覚提示装置をゴルフのパッティングに応用した事例について述べる。被験者の両手首に装置を装着させ、パターを振りかぶり打つまでの間に振動を重畳することでボール到達地点に影響が生じることを示した。

第9章では世界座標系における教示の事例として、第6章で開発したベルト巻取り機構を用いたモバイルデバイスを用いた方向情報教示への応用について述べる。方向情報提示およびスクロールタスクに関する実験を行い、提案手法の有効性を示した。

第10章では本研究の結論と今後の課題及び展望について述べる。

以上のように本論文は、身体各所に力を教示する必要がある場面で利用することのできる、ウェアラブルな力覚提示装置の新たな手法の提案、検証、実応用を行ったものである。

目次

第1章 序論.....	1
1.1 背景.....	1
1.1.1 振動フィードバックを用いた教示.....	1
1.1.2 力覚を用いた教示.....	2
1.1.3 簡便な教示への応用.....	3
1.1.4 力覚提示を用いた簡便な教示を実現するための要件.....	3
1.1.5 「知覚としての力」を用いた簡便な力覚提示.....	4
1.2 目的.....	5
1.3 本論文の構成.....	5
第2章 触覚に関する知見と関連研究.....	7
2.1 触覚に関する知見.....	7
2.1.1 皮膚感覚.....	7
2.1.2 固有感覚.....	9
2.2 力覚提示の関連研究.....	10
2.2.1 「物理的な力」を提示する装置.....	10
2.2.2 「知覚としての力」を提示する装置.....	13
第3章 皮膚せん断変形の身体各所への適用.....	17
3.1 皮膚せん断変形による力覚提示の身体各所への適用可能性.....	17
3.2 手首への皮膚せん断変形の適用.....	18
3.2.1 手首用楕円形状デバイスによる皮膚せん断変形提示による力覚生起の確認 18	
3.2.2 皮膚せん断変形適用時の手首圧力分布計測.....	20
3.3 腰部への皮膚せん断変形の適用.....	22
3.3.1 腰部用楕円形状デバイスによる皮膚せん断変形提示による力覚生起の確認 23	
3.3.2 皮膚せん断変形適用時の腰部圧力分布計測.....	24
3.4 皮膚せん断変形の足首への適用.....	28
3.4.1 足首用デバイス.....	28
3.5 まとめ.....	28
第4章 振動重畳による力知覚増強現象.....	29
4.1 頭部への適用：重畳振動の周波数変化による影響調査.....	29

4.1.1	頭部デバイス	29
4.1.2	実験セットアップ	30
4.1.3	実験概要	31
4.1.4	実験手順	31
4.1.5	実験条件	31
4.1.6	データ処理	31
4.1.7	実験結果	32
4.1.8	考察	36
4.2	手首への適用：重畳振動の周波数変化による影響調査	36
4.2.1	実験セットアップ	37
4.2.2	実験手順	38
4.2.3	実験条件	39
4.2.4	結果・考察	39
4.3	手首への適用：重畳振動の振幅変化による影響調査	42
4.3.1	実験内容	42
4.3.2	結果・考察	43
4.4	足首への適用	46
4.4.1	足首デバイス	46
4.4.2	ユーザースタディ	47
4.5	まとめ	48
第5章	振動重畳による力知覚増強現象の機序	49
5.1	仮説	49
5.1.1	知覚の非線形性	49
5.1.2	運動錯覚	50
5.2	発生原因の調査：電気刺激による機械刺激を用いない振動刺激の重畳	51
5.2.1	実験で明らかにしたい事項	52
5.2.2	実験概要	52
5.2.3	電気刺激	52
5.2.4	手首デバイス及び計測システム	54
5.2.5	実験手順	54
5.2.6	実験条件	55
5.2.7	実験結果	55
5.2.8	考察	57
5.3	発生原因の調査：偏加速度振動重畳による影響調査	58
5.3.1	実験概要	58

5.3.2	実験セットアップ.....	58
5.3.3	実験手順.....	58
5.3.4	実験条件.....	59
5.3.5	実験結果.....	59
5.3.6	考察.....	63
5.4	仮説検証結果を踏まえた考察.....	64
5.4.1	他の箇所での考察.....	64
5.5	まとめ.....	65
第6章	皮膚せん断変形と振動重畳を用いた触覚提示装置.....	66
6.1	静的な教示デバイス.....	66
6.1.1	先行事例：FRP 素材フレームを用いたデバイス.....	66
6.1.2	アルミ製フレームを用いた医療機器「ラクビ」.....	67
6.1.3	3D プリンタを用いたオンデマンド設計によるデバイス（頭部・手首・足首）.....	68
6.1.4	手首デバイスの回転角度計測.....	72
6.2	動的な教示デバイス.....	74
6.2.1	皮膚せん断変形制御による方向提示デバイス.....	75
6.2.1	皮膚せん断変形への振動重畳を用いた提示力覚調整.....	77
6.2.2	ベルト巻取りによる皮膚せん断変形制御及び振動重畳.....	78
6.2.3	ベルト巻取りを用いた手首用デバイスの評価：知覚力覚の増強.....	81
6.3	ベルト巻取りを用いたスマートフォン用デバイスでの広帯域・省エネルギー振動提示.....	84
6.3.1	ベルト巻取りを用いた振動提示.....	84
6.3.2	関連研究.....	85
6.3.3	ハードウェア.....	86
6.3.4	実験：周波数特性計測.....	87
6.3.5	実験：既存振動子とのエネルギー比較.....	89
6.3.6	実験セットアップ.....	89
6.3.7	実験手順・条件.....	90
6.3.8	実験結果：ベルト上条件.....	91
6.3.9	実験結果：ベルト下条件.....	92
6.3.10	本手法の制限及びアプリケーション.....	93
6.4	まとめ.....	93
第7章	身体座標系での静的な教示：運動障害疾患へのハンガー反射デバイスの適用.....	96
7.1	痙性斜頸.....	96

7.1.1	瘻性斜頸の症状評価.....	97
7.2	3次元計測装置を用いた瘻性斜頸患者の評価システム.....	98
7.2.1	TWSTRS Severity 半自動評価システム.....	98
7.2.1	被験者.....	100
7.2.2	実験手順.....	100
7.2.3	結果・考察.....	101
7.3	瘻性斜頸患者へのラクビの適用.....	104
7.3.1	被験者.....	104
7.3.2	実験手順.....	104
7.3.3	実験結果・考察.....	105
7.4	まとめ.....	107
第8章	身体座標系での動的な教示：ゴルフパター動作中の運動教示.....	108
8.1	背景.....	108
8.2	実験概要.....	109
8.3	実験セットアップ.....	109
8.3.1	手首デバイス.....	109
8.3.2	ゴルフパター.....	110
8.3.3	パターグリーン.....	111
8.4	実験手順・条件.....	113
8.5	実験結果・考察.....	113
8.6	まとめ.....	114
第9章	世界座標系での教示：モバイルデバイスへの応用.....	115
9.1	ベルト巻取りを用いた手首への情報提示.....	115
9.2	背景.....	115
9.3	関連研究.....	116
9.3.1	通知提示のためのアプローチ.....	116
9.3.2	タッチスクリーン操作のためのアプローチ.....	116
9.4	プロトタイプ：ベルト型デバイス.....	117
9.4.1	力覚フィードバック.....	118
9.4.2	振動フィードバック.....	118
9.5	アプリケーション.....	119
9.5.1	アプリケーション：力覚提示による直感的な方向提示.....	119
9.5.2	触覚フィードバック付きの直感的なスクロール.....	119
9.6	実験：ハンドル回転タスク.....	121
9.6.1	被験者.....	121

9.6.2	振動子内蔵リストバンド.....	121
9.6.3	回転ハンドル.....	122
9.6.4	実験ソフトウェア.....	122
9.6.5	実験条件.....	123
9.6.6	実験手順.....	123
9.6.7	実験結果・考察.....	124
9.7	実験: スクロールタスク.....	126
9.7.1	被験者.....	126
9.7.2	腕時計型プロトタイプ.....	126
9.7.3	実験条件.....	127
9.7.4	実験手順.....	127
9.7.5	タスク遂行時間結果・考察.....	128
9.7.6	アンケート結果・考察.....	129
9.8	まとめ.....	131
第10章	結論.....	132
10.1	各章のまとめ.....	132
10.2	本研究の成果.....	134
10.3	今後の展望.....	135
参考文献136		
	本研究の関連文献.....	141

第1章 序論

1.1 背景

スポーツ, 楽器演奏, リハビリなどの分野において, 正しい姿勢, 動きを指導者から学習者へ伝達するには, 一般的に指導者による口頭での指摘, 指導者が学習者へ見本としての姿勢や動きを示す視覚的教示, 正しい姿勢や動きを指導者が学習者の身体を直接操作, などが行われる. しかしながら, スポーツにおいては周囲の環境を把握しながら競技や動作を進める必要があるため, 視覚・聴覚情報を新たに付加することは, 学習者の情報処理の負荷が大きくなる. 結果的に情報解釈及び再現の処理が動作中に間に合わず, 繰り返しの指導や反復練習が必要となる. 身体の直接操作では正しい姿勢や動作が再現できる可能性が比較的高いが, 学習者自ら動作を行っている主体性が失われ, 学習効率が落ちてしまう. また, 学習者が移動や激しい動きを伴う短距離走などにおいては, 実際の動きに合わせたフォームの操作は難しい.

1.1.1 振動フィードバックを用いた教示

ヒューマンインタフェースの研究分野では, より効果的な教示を実現させるため, 触覚を用いた教示手法が提案されている. Erp et. al.[1]はボートの漕ぐ行為であるローイングの動作を行う際に, 身体各所に配置した振動子が動かすべき場所, 時に振動することで教示を行った. また, 同様に身体各所に振動子を配置しバイオリン演奏をさせることで, 誤った動きをしている身体箇所を振動によって指摘する教示も提案されている[2]. これらは周囲の環境や情報把握に主に使用される視覚や聴覚以外の感覚チャンネルである触覚を用いているため比較的情報処理の負荷が低いと考えられるが, 振動から得られる場所やタイミングの情報解釈が残っている.

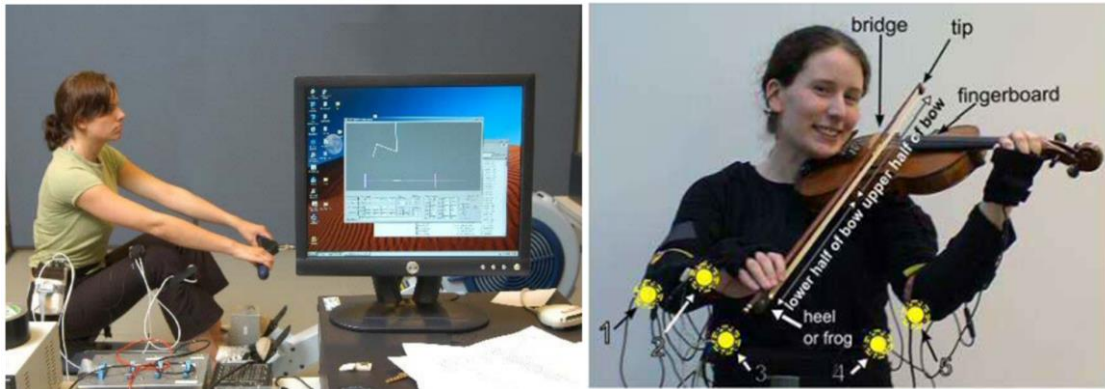


図 1.1 振動フィードバックを用いた教示. (左)ボートのローイングへの教示([1]より引用), (右)バイオリン演奏への教示([2]より引用)

1.1.2 力覚を用いた教示

振動以外の触覚では力覚を用いた教示手法も提案されている. ロボットアームを用いて書字の軌跡にユーザを導く手法[65]や, 正しい書字の反対方向に力覚を提示しユーザが力覚を打ち消す方向に力を加えて運動することで教示を実現する手法[66], 外骨格デバイスを装着することで人体の動作をサポートする手法[28]なども提案されている. これらの手法はアクチュエータを用いて接している身体部位を駆動することで力覚を提示し, ユーザに動かすべき箇所やタイミング, 力加減などを教示する. これらの手法は身体が直接駆動されるため, 教示を解釈する必要がなく, 人間の指導者からの操作よりも正確に教示が可能である. また, 提示力覚を打ち消す方向の運動を用いる手法[66]のように, 力覚提示を工夫することでユーザの運動の主体性を失わない教示を実現可能である.

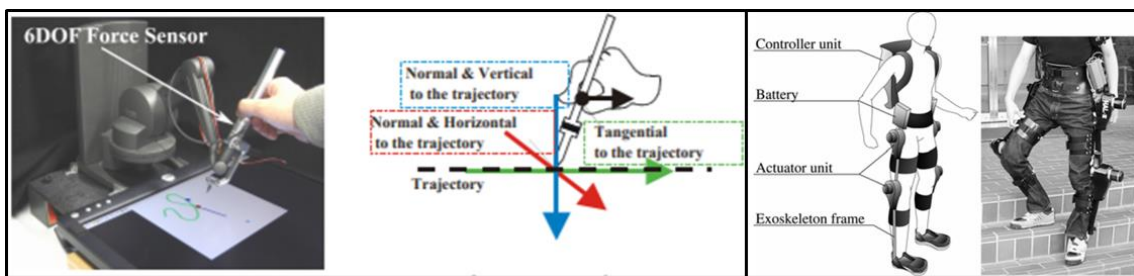


図 1.2 力覚を用いた教示. (左)提示力覚を打ち消す方向の運動を用いる手法([66]より引用), (右)外骨格デバイスを用いた人体サポート([28]より引用)

以上のように力覚提示を用いた教示は効果的であり, 従来行われてきた教示と比較しても一定の学習効果が得られる. しかし, 力覚提示による教示に用いられる力覚提示装置はアクチュエータを用いて身体を直接駆動するため, 教示に用いることができる作業範囲はアクチュエータの可動域に制限されてしまう. また力覚提示装置はアクチュエータを用いて「物理

的な力」を再現するため、装置が大規模(高価, 大型, 大量のエネルギー消費)となってしまう, 大規模装置が許容される研究分野や医療分野に応用分野が限られてきた。

1.1.3 簡便な教示への応用

従来の力覚提示装置は高忠実(多自由度, 高出力)に力覚を再現するため, 装置が大規模になっていた。これは1つの装置で複数の用途に対応させるためと考えられる。実際に装置の応用が考えられる分野によっては, これまでの高性能な装置よりも簡素な装置が求められている。例えば, リハビリでの僅かな支えや, スポーツのフォーム習得における動きのタイミングのみの提示や方向のみの提示, モバイルデバイスにおける進行方向提示などが考えられる。具体的に力覚を提示することで行う教示の応用先を分類する(図 1.3)。まず教示の対象とする座標系を自身の身体部位の位置や角度を教示する「身体座標系」と現実世界の位置や方向を教示する「世界座標系」に分類した。さらに, 身体座標系を教示方法によって姿勢などの静的な教示, 動きなどの動的な教示の2つに分類した。静的な教示の応用としては, 正しい姿勢を教示するリハビリ, 動的な教示の応用には適切なタイミングで動きを教示するスポーツのフォーム教示などが考えられる。

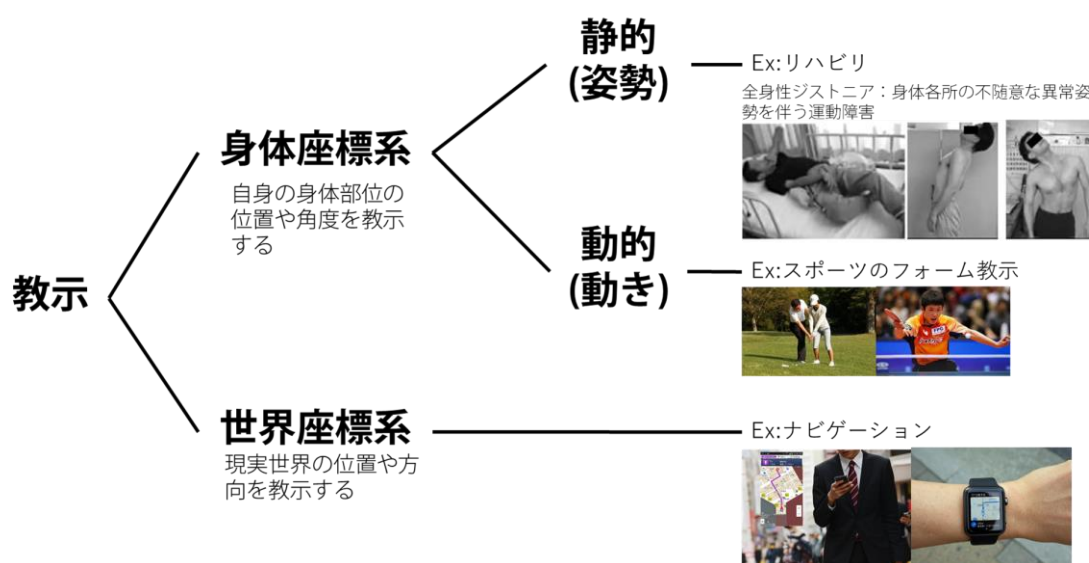


図 1.3 力覚提示を用いた教示の応用先の分類

1.1.4 力覚提示を用いた簡便な教示を実現するための要件

こうした力覚提示を用いた簡便な教示を実現するための必要要件をまとめる。まず, 「動作範囲を制限しないウェアラブルデバイスであること」, 「姿勢や動きを阻害しない簡便なデバイスであること」, 「同時に複数部位への適用可能な全身適用性」が考えられる。これらの要件を満たすために, 用途に合わせて簡素化を行う。具体的に簡素化するポイントとしては,

提示部位，提示方向，出力制御などがある。

1.1.5 「知覚としての力」を用いた簡便な力覚提示

このようなデバイスを実現するために，本研究では錯覚や人の知覚特性を利用する．特に強力な力覚が生起する錯覚現象を利用する．これまでの力覚提示装置に採用されてきた「物理的な力」と比較して，これらの「知覚としての力」は錯覚現象を発生させる装置のみで装置が完結するため，比較的小規模で装置を実現可能となる．本研究で利用する錯覚現象は2つの錯覚現象を利用する．1つ目は皮膚変形による力覚知覚，2つ目は皮膚変形部位への振動重畳による力知覚増強現象である．

1.1.5.1 皮膚変形による力覚知覚

1つ目の皮膚変形による力覚知覚は指や手首の皮膚などを変形させると，圧迫方向[1][4][5]や回転方向[6][7][8]の力覚が生起させ，指先，手首，上腕など身体の複数箇所において適用可能である．本手法は力覚提示を行うために皮膚変形を提示する構造のみ必要であるため，比較的小型なデバイスで力覚提示が可能である．特に強い力覚が生起する現象にハンガー反射現象がある．ハンガー反射現象は針金ハンガーを頭にかぶると，頭部を自ら回してしまうほどの回転方向の力覚が生起する[9](図 1.4)．本現象は頭部に装着したハンガーによる圧迫と回転方向の皮膚変形によって発生することが先行研究によって解明されている[10]．このように皮膚変形を用いた手法は身体に複数箇所に適用可能でありながら，小規模な装置で強力な力覚を提示可能である．

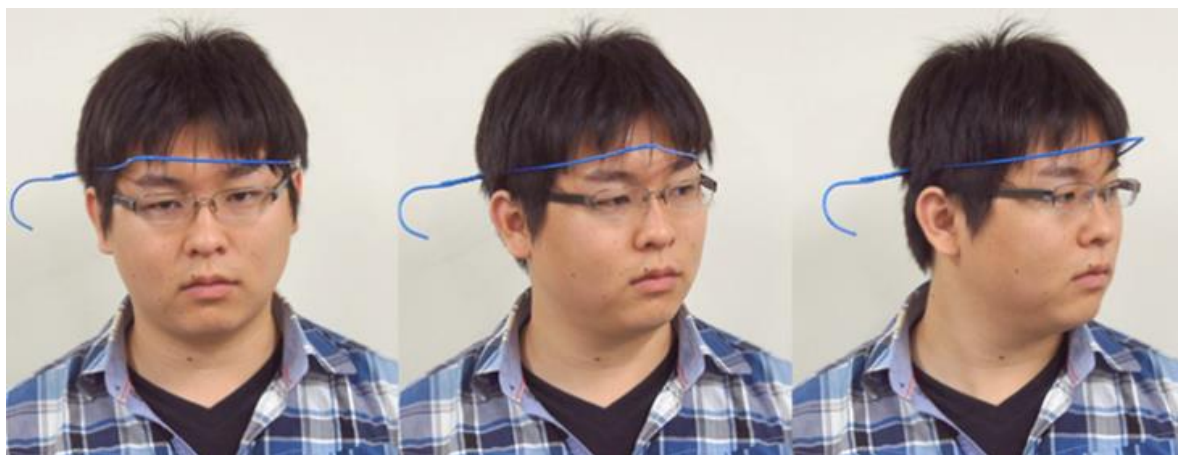


図 1.4 ハンガー反射

1.1.5.2 皮膚変形部位への振動重畳による力知覚増強現象

2つ目は皮膚変形部位への振動重畳による力知覚増強現象である．本現象はハンガー反射

のような圧迫と皮膚せん断変形が発生している部位へ振動刺激を重畳すると、知覚する力覚が増強されたように感じる現象である。本現象は筆者が発見した現象であるが、重畳する振動の振幅や周波数などパラメータを変化させると増強現象にも変化が確認され、出力力覚の調整などが期待できる。本手法での振動刺激の重畳には振動子を用いるため、刺激の提示までの時間は皮膚変形よりも短く、振動の強度調整も容易である。

錯覚現象による「知覚としての力」を利用した手法は小型・省エネルギーで力覚提示が可能な一方で制限も存在する。皮膚変形を用いる力覚提示は身体を思わず動かすほど強い力覚が生起するが、知覚する強さには個人差があり、力覚をより強くしようとすると圧迫や皮膚変形が強くなり痛みが生じる。また、力覚方向を変更するには適用部位への圧力分布を変更する必要があり、圧迫から現象発生までの時間がかかってしまう。このように皮膚変形による力覚の調整や高速な制御は困難である。

1.2 目的

本研究の目的は高忠実でなく簡便なデバイスが必要な分野の教示に対し、簡素化した力覚提示装置を適用し、それらの実応用可能性を示すことである。装置の簡素化は上述のような力覚によって運動を誘発または生起させる錯覚現象を用いて実現する。装置の適用対象となる教示を 3 種類に分類し、身体座標系の静的な教示では運動障害患者への姿勢教示、身体座標系の動的な教示ではゴルフパターンでの手首フォームの教示、世界座標系での教示ではモバイルデバイスでの方向情報教示への応用を行う。各教示での性能を評価することで、提案した装置の実応用可能性を示す。

1.3 本論文の構成

第 2 章では力覚提示に関わる生理学の説明と関連研究について述べる。生理学の説明として本研究で利用する皮膚せん断変形や振動などの触覚の中でも皮膚感覚に関する受容器、力覚などの固有感覚に関する受容器の説明をする。次に、既存の力覚提示技術を「物理的な力」と「知覚としての力」に分類しそれぞれの技術を用いた力覚提示装置やその応用について述べた後に、本研究の立ち位置を示す。

第 3 章では本研究で着目している皮膚せん断変形の身体全体への適用について述べる。回転方向の皮膚せん断変形を提示し力覚を生起させる「ハンガー反射」現象に着目し、楕円形状のデバイスを身体各所に装着させ、回転方向の力覚生起の有無を手首、腰、足首で確認する。手首及び腰においてはデバイス装着時の圧力分布と回転角度計測を行うことで効率的に力覚が生起する圧力分布を調査する。

第 4 章では第 3 章で確認した皮膚せん断変形による力覚生起部位に対して振動刺激を重畳した際に力覚が増強される現象について述べる。本現象を頭部・手首・足首において力覚増強の有無を検証し、頭部・手首においては被験者実験により主観的な力覚の強さや適用箇

所の回転角度の計測を行う。

第 5 章では第 4 章で述べた力知覚増強現象の発生原因の考察と調査について述べる。第 4 章での実験の結果をもとに考察を行い、発生原因の仮説を立てる。仮説の検証を行うため、皮膚せん断変形に対して、電気刺激を重畳する実験と偏加速度振動を重畳する実験を行う。

第 6 章では第 3 章と第 4 章で得られた知見を基に、各教示への応用のための皮膚せん断変形や振動刺激重畳を用いた力覚提示装置について述べる。一方向の皮膚せん断変形のみを用いたものではアルミフレームを用いた医療機器、3D プリント出力したユーザの装着箇所サイズに合わせた装置を開発する。2 方向の皮膚せん断変形を用いたものでは、アクチュエータにより皮膚変形の変化させ、2 方向に手首を回転させる装置を開発する。強さと方向を調整できる装置として、DC モータによるベルト巻取り機構を用いた頭部・手首・スマートフォン用装置を開発する。

第 7 章では身体座標系の静的な教示として第 6 章で開発したアルミフレームを用いた医療機器「ラクビ」の異常頭部姿勢が伴う運動障害である痙性斜頸患者への適用について述べる。患者の症状評価を客観的に行う評価システムを構築し、全国 4 病院・医師と協力し実験を行う。実験では被験者に 3 ヶ月間毎日 30 分「ラクビ」を装着させ、初診時と 3 ヶ月後の評価スコアと頭部角度を比較する。

第 8 章では身体座標系の動的な教示として第 6 章で開発した手首への皮膚せん断変形に対して振動刺激を重畳することによるゴルフパターへの影響について述べる。被験者の両手首に複数の回転条件で装置を装着させ、ゴルフパターを振りかぶり打つまでの間に振動を重畳することによる、ボール到達地点への影響を調査する。

第 9 章では世界座標系での教示として第 6 章で提案したベルト巻取り機構を用いたモバイルデバイスでの方向情報教示への応用について述べる。手首用デバイスをスマートウォッチ操作への応用し、方向情報提示及びスクロールタスクに関する実験を行い、デバイスの方向情報教示の評価を行う。

第 10 章では本研究の結論と今後の課題及び展望について述べる。

第2章 触覚に関する知見と関連研究

本章では簡便な力覚提示装置実現に関連する触覚に関する基礎的な知見と関連研究を示す。

2.1 触覚に関する知見

力覚とは皮膚への物理的な刺激による皮膚感覚(cutaneous sensation)と固有感覚(proprioception)の統合によって得られる感覚である。皮膚感覚は皮膚表面への刺激に対する刺激を知覚し、固有感覚は筋・腱・関節等の位置、長さ、回転角度などを知覚するものである。力覚を知覚する際は皮膚感覚、固有感覚、またはその両方が検知する外部刺激が与えられた際に得られる感覚である[17]。本節では力覚という感覚に関わる皮膚感覚と固有感覚についてまとめる。

2.1.1 皮膚感覚

2.1.1.1 触覚受容器の種類

皮膚には外力によって興奮する機械受容器がある。皮膚機械受容器には表皮の最深部に存在するメルケル細胞、真皮の最外部にあるマイスナー小体、深層にあるパチニ小体、ルフィニ終末の4種類がある。有毛部皮膚では、毛に自由神経終末がからみついた毛包受容器、メルケル細胞が集合してできた皮膚の隆起すなわち、ピンカスの毛盤などがある。これらの機械受容器は刺激の反応の順応速度によって分類される。全体の約44%は遅順応型(SA型:Slowly Adapting)で刺激の間ほぼ持続するタイプ、残りの約56%は速順応型(RA型:Rapidly Adapting)で刺激の最初と最後にのみ応答するタイプである。これらのタイプのユニットの皮膚上の有効範囲は限定的で、この有効範囲を受容野と呼ぶ。この受容野の大きさによって2分した受容器をさらに区別することができる。受容野が狭く、その境界が鮮明なのがI型(SA I, RA I)、受容野が広く境界が不鮮明なのがII型(SA II, RA II)である(図 2.1)。

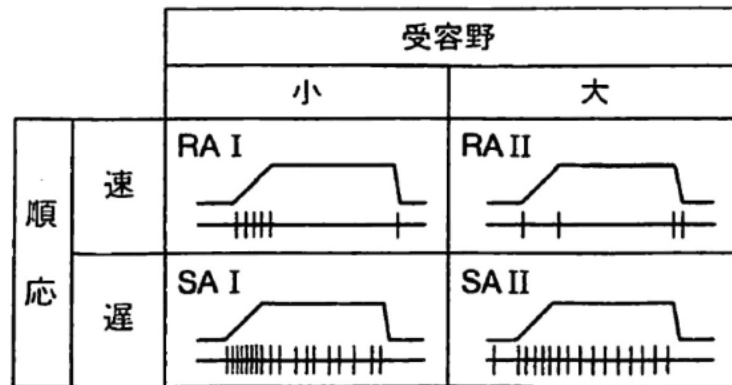


図 2.1 機械受容ユニットの 4 型[17]

以下は各機械受容器の構造や仕組み，知覚する刺激を紹介する．

- メルケル盤

メルケル盤は表皮に密に存在する．メルケル盤は他の 3 つの機械受容器とは構造がことなり，メルケル細胞と神経終末が狭い隙間を破産で対置する構造となっており，唯一の細胞性受容器である．静的な歪みに応答し，発火頻度はその大きさに比例する．単独の活動では純粋な圧迫を生成する．

- マイスナー小体

マイスナー小体は表皮に密に存在する．低周波振動(15-100Hz)に応答し，30Hz で共振する．単独の活動では振動感覚を生成し，パタパタ感を生じる．

- パチニ小体

パチニ小体は皮下組織にまばらに存在する．高周波振動(60-800Hz)に応答し，240Hz で共振する．単独の活動では音叉に触れたような振動感覚や指全体のしびれを生成する．

- ルフィニ終末

ルフィニ終末は真皮にまばらに存在する．静的な横ずれに応答し，発火頻度はその大きさに比例する．単独の活動では感覚を生じない．

マスキング刺激，皮膚の冷却，刺激プローブの形状変化などを巧妙に組み合わせた心理物理実験によって，4 つの振動閾検出曲線(図 2.2)が発見された[18]．4 種類の振動検出チャンネルがあるという意味で，4 チャンネル・モデルとも呼ばれるが，これらは前述の 4 つの機械受容ユニットに対応している．

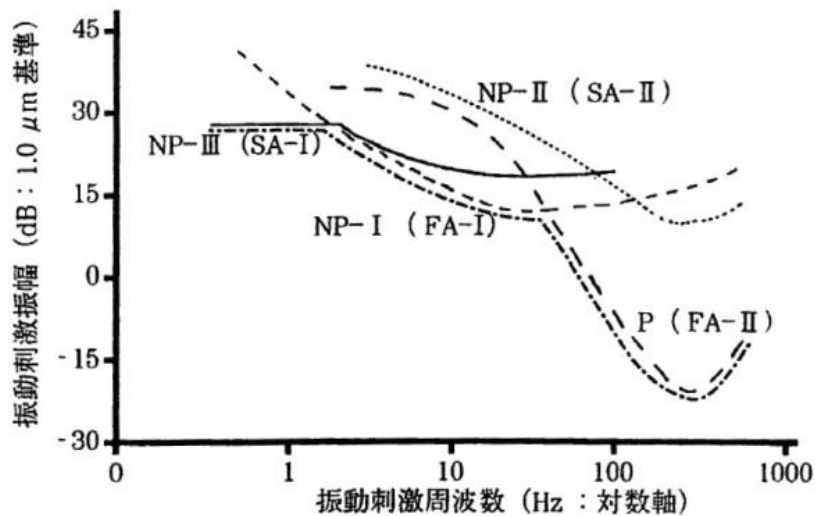


図 2.2 振動閾検出曲線[18]

2.1.2 固有感覚

固有感覚は筋感覚・自己受容感覚などとも言われる身体部位の位置や運動の速さを知覚する感覚である。また同義の単語に位置感覚・運動感覚などがあるが、これらは身体部位が静止している際のか動作している際のかで使い分けられる。また、固有感覚を知覚するための受容器が身体の深部に位置していることから深部感覚とも呼ばれる。固有感覚は主に人間の骨格筋にある筋・腱・関節にある受容器によって身体部位の位置や動きをセンシングする。

2.1.2.1 筋受容器

人体は約 400 個の骨格筋からなる。各筋は筋膜に包まれた多数の横紋筋線維からなる。骨格筋にはこれら通常の筋線維(錘外筋線維)にまじって筋内筋線維があり、そのなかに筋紡錘(muscle spindle)がある。筋紡錘は指など細かい運動に関する小さい筋に多い。例えば指筋では筋 1g 当たり 29 個あるが、闊背筋では 1.4 個しかない。

筋紡錘は被膜に包まれた 2-12 本の錘内筋線維と、これを支配する感覚性および運動性の神経とからなり、全体として長さ 6-8mm の紡錘形をなす。この錘内筋線維の中央部は収縮せず、両端の収縮によって引っ張られて変形がおこることにより、中央部に存在する感覚終末が興奮する。筋紡錘を支配する感覚線維には group I a と group II の 2 種類があり、前者は核袋線維、核鎖線維の両方に(一次終末)、後者は主として核鎖線維に終わっている(二次終末)。

筋が伸縮すると筋紡錘もひっぱられるため、一次、二次終末ともに興奮インパルスを発射

する。一次終末は筋の長さが増えるときに強く興奮し(動的反応)、伸ばされた筋が一定の長さに保たれるときに一定の発射を続ける(静的反応)。二次終末では動的反応はほとんどみられない。動的反応は、筋の長さの変化が比較的小さく急なとき強い。例えば筋腹を指先で軽くたたくななどの刺激によく反応する。筋紡錘は振動刺激にもよく反応する。筋が引っ張られると振動刺激に対する反応性が増す。

2.1.2.2 腱受容器

骨格筋の両端は腱となって骨に付着する。腱は鞘に入った線維の束である。筋と腱の移行部に知覚細かく枝分かれした神経終末が存在し、腱線維と絡み合っている。これをゴルジ腱器官という。ゴルジ腱器官は外力や筋自身の収縮により腱が引っ張られることにより興奮する張力受容器で、筋収縮のレベルをモニタリングしている。筋同様に振動刺激によっても興奮する。

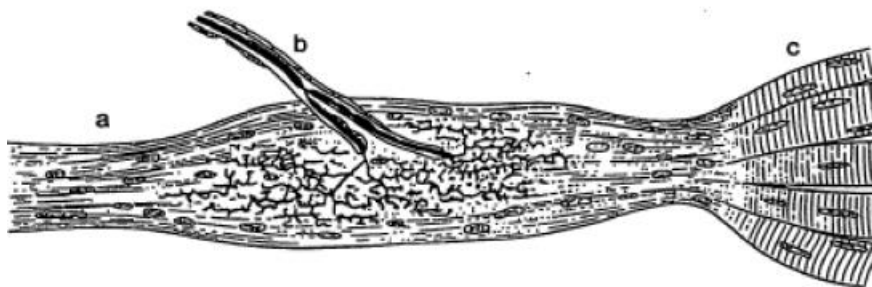


図 2.3 ゴルジ腱器官：aは腱, bは感覚神経とその終末, cは筋線維[17]

2.1.2.3 関節受容器

関節をつつむ関節包やその一部が強くなった靭帯には、関節の動きによって刺激される受容器が存在する。これらは関節の動きの角度、方向、速度の変化に反応する。ほとんどの固有感覚器の反応は順応が速い。しかし、我々が目を閉じて静止していても自分の手足の姿勢が分かるのは、関節角度を見積もるために関節の受容器からの情報と筋紡錘やゴルジ腱器官、そして皮膚感覚の情報を統合しているからと考えられている。

2.2 力覚提示の関連研究

本節ではこれまで提案されてきた力覚提示手法をまとめる。

2.2.1 「物理的な力」を提示する装置

一般的な力覚提示装置は提示対象となる人間の身体部位に対しアクチュエータの先などを用いて直接「物理的な力」を加える事で、ユーザに力覚を提示してきた。代表的な力覚提示装置に PHANTOM[19]がある(図 2.4)。これは接地したペン型のデバイスを把持し、デバ

イスを介して 6 自由度の触覚フィードバックをユーザに提示する。このようなペン先型の把持部を介して力覚を提示する接地型デバイスは医療トレーニングや軍事訓練目的で多く製品化されている[20][21][22][23][24][25]。また SPIDAR[26]はモータに繋がれた操作部を把持し、操作部の動きの入力と触覚フィードバックの出力をモータの回転によって実現したものである(図 2.5)。これらはデバイスの接触部を介してモータの抵抗力を感じることができる。上記の力覚提示装置はアクチュエータの抵抗力によりデバイスを介して物理的な力を把持部に提示することができるため、実際に外力を加えられた際の力覚が生じ、臨場感の高い触覚体験が可能である。しかし設備が接地しているために、アームの長さ限界などによって作業空間が限られてしまう。



図 2.4 PHANToM[19]：ペン型のデバイスを介して力覚を提示する

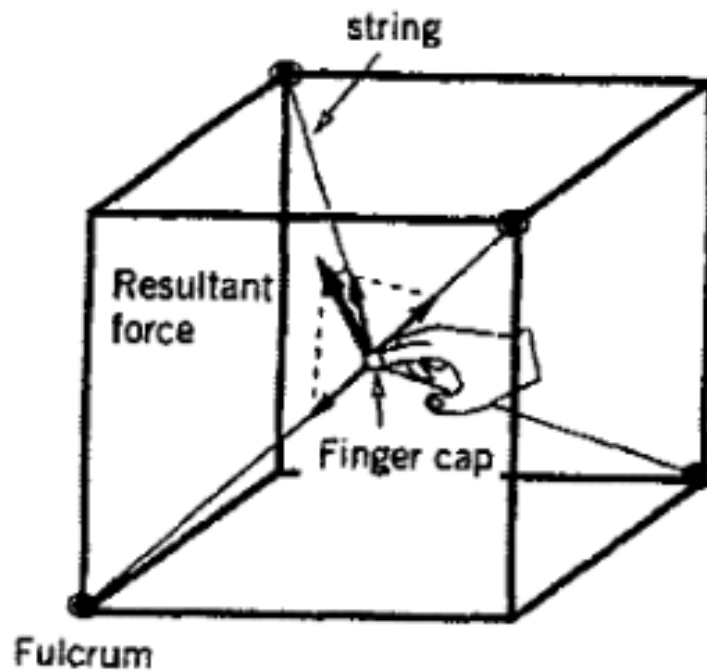


図 2.5 SPIDAR I [26] : モータによってワイヤーを引っ張ることで指に力覚を提示する

作業空間を限定しない手法として装着型のデバイスが提案された[27][31]. 発売されている製品としては CyberGrasp[27]がある(図 2.6). 本製品は外骨格グローブデバイスであり, 指を動かした際にアクチュエータによって抵抗感を返す. EXOS は執筆当初は開発者向けではあるが, 手や手首に対する力覚フィードバックを与えるアクチュエータが内蔵された装着型デバイスを開発している[32]. これらは手に装着して操作を行うため, 作業スペースを広く確保することができる. また HAL[28]は装着するロボットスーツのアクチュエータによって腕や足に力を加え, 荷物運搬や歩行の補助を行う. ロボットスーツ以外では空気圧を用いた人工筋肉を装着することで力覚提示を行う手法も提案されている[30][31].

こうした物理的な力を提示する装置は, 接地型・装着型共に強い力覚を提示しようとするだけで大きなアクチュエータや設備を用意する必要があり, 現実で受けるような強い力を求めれば求めるほど, デバイスが大型化し作業を阻害してしまう.



図 2.6 CyberGrasp[26]：手に外骨格デバイスを装着し物を把持した際の抵抗感を提示する

2.2.2 「知覚としての力」を提示する装置

このように「物理的な力」を提示するデバイスは実際に提示部位に外力を加えるため現実で外力を受けた際の力覚を再現可能である。一方でより高品位なデバイスを作ろうとすると、デバイスが複雑・大型になりユーザの作業を阻害してしまう。そこで人間の知覚特性や錯覚現象を用いることで外力を直接提示せずとも、ユーザに「知覚としての力」を提示する手法が提案されている。「物理的な力」を再現する必要がないため、デバイスを簡便に作る事が可能でユーザの作業を阻害しない。

このコンセプトの例として、人間の知覚の非線形性を利用し、変化速度を提示することで牽引力を提示する手法が提案されている[11][12][13][14][15][16][73]。ぶるナビ[15]はクラック機構をポータブルデバイス内で駆動させることで、非対称な加速度を提示し牽引力を提示する(図 2.7)。これは人間の知覚の非線形性を利用し、速い加速度の後に遅い逆方向の加速度を提示することで速い加速度をより強くユーザに知覚させている。振動子を用いた手法では PWM[11]、ノコギリ波[73]、正弦波の一部を逆転させた波形[16]などを波形に対応した振動子に印加しユーザに把持させることで力覚を生起させている。先行研究によると[13]これらの振動子を把持した際に指先の皮膚が非対称に変形することで力覚が生起する、皮膚を方向によって非対称に変形させるために、各研究において振動子に合わせた波形が生成されていたと考えられる。また、振動子を用いた力覚生起は、非対称振動している振動子を把持している指先でのみ発生し、他の部位での力覚生起は報告されていない。



図 2.7 ぶるなび[15]：クランク機構により偏加速度を提示し牽引力を提示する

他の「知覚としての力」を提示する手法として、外力を受けた際の皮膚の変形などを再現することにより、実際の外力を用いずに力覚だけを生起させる手法がある。GravityGraber[1]は2つのDCモータによってベルトを駆動し指先に皮膚変形を提示することで、重量感などを提示することが可能である(図 2.8)。また手首への力覚提示には、前腕の皮膚を変形させることで力覚及び方向を提示するもの[6][7][8]などが提案されている。本手法は偏加速度振動を用いた手法と異なり、身体の複数の箇所へ適用可能であり、力覚知覚のノイズとなる振動感覚が生起しない。しかし、外力を用いないため強い力覚を生成することは困難であり、応用できる分野が限られていた。

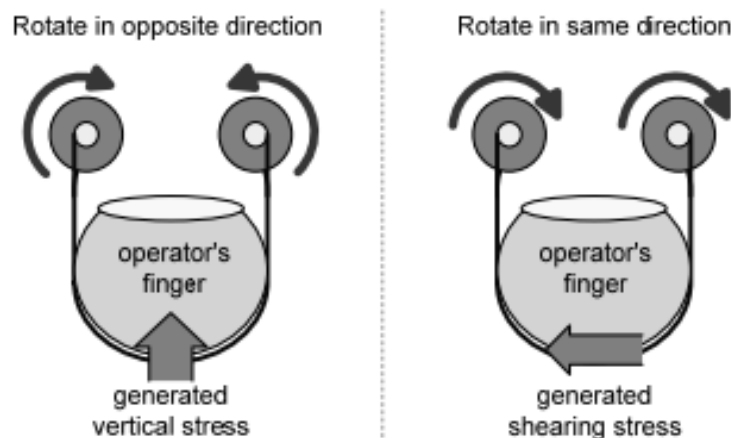


図 2.8 Gravity Grabber[1]：指先へ皮膚変形を提示することで重さ感などを提示

2.2.2.1 ハンガー反射

皮膚変形を用いた知覚としての力覚の中でも強力な力覚を提示する現象として前章で紹介した「ハンガー反射」現象がある。ハンガー反射とは針金ハンガーを頭部に装着すると不随意に頭部が回転してしまう現象である[9]。体験者はハンガーを装着することにより、「他

人から頭を回されている感覚」を知覚する。この「ハンガー反射」現象は健常者の約9割で起きることが確認されている[33]。また本現象の発生条件や発生原因についても研究されている[9][10]。佐藤ら[9]はハンガー反射時の頭部の圧力分布を計測し、その際の頭部圧力分布で重み付けすることで、ハンガー反射を効率的に発生させる“ツボ”が側頭部前方と対となる側頭部後方にあることを確認した(図 2.9)。また、発見した”ツボ”に対して想定される回転方向と逆方向の皮膚せん断変形によるバイアスを加えたところ、頭部回転が抑制されたことから、ハンガー反射の回転方向には、皮膚のせん断変形の方が寄与していることも実験によって確認された[10]。皮膚の変形が力覚を生起する知見は指先[34]や前腕[6]での先行研究で得られており、ハンガー反射はこうした現象が、特にウェアラブルなデバイスで特に回転という形で生じたものと考えられる。これらの知見を活かし、ハンガー反射を再現・制御する装置を開発し、頭部の姿勢制御を実現している[9][35]。

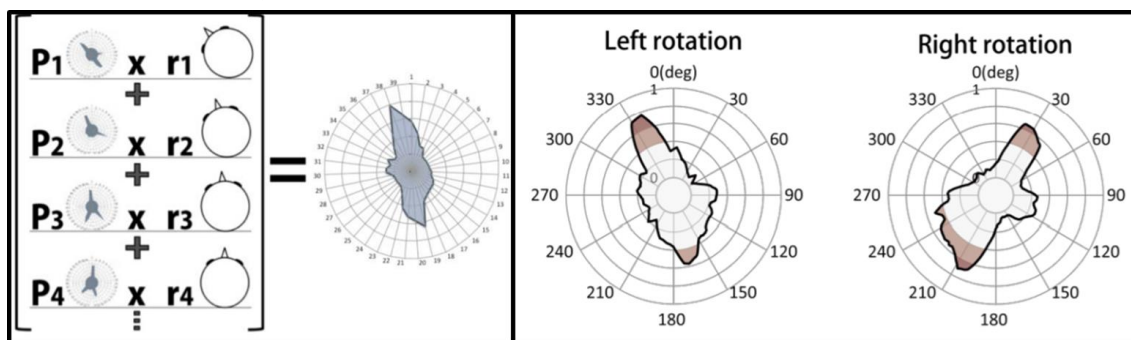


図 2.9 ハンガー反射の“ツボ”の位置([9]より引用)。(左)計測した頭部回転角度を圧力分布で重み付けをし足し合わせる処理、(右)解析後の各回転方向の“ツボ”

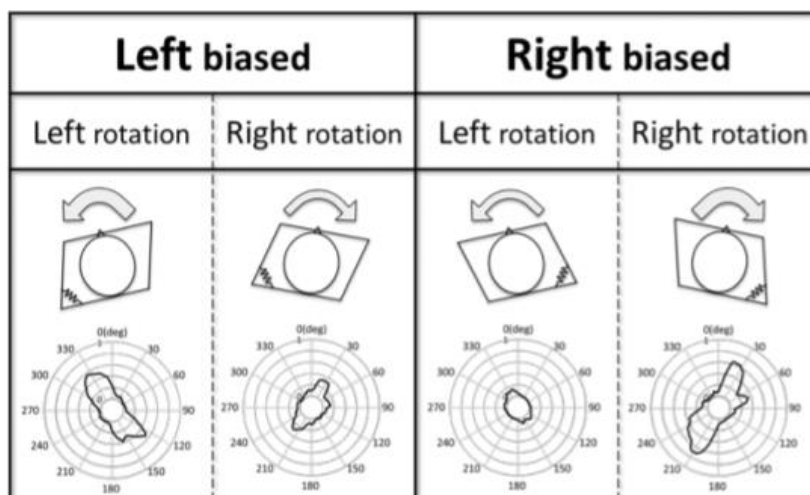


図 2.10 各バイアス条件における頭部回転に寄与する圧力分布([10]より引用)

2.2.2.2 運動障害患者へのハンガー反射の影響

ハンガー反射は現象を解明する研究のみならず、医療への応用も試みられている。これは頭部の異常姿勢を伴う運動障害である痙性斜頸の患者へのハンガー反射を適用するというものである[36]。痙性斜頸は頸部の異常緊張によって頭部が回転してしまう疾患であり、発症原因は不明である[52]。よって、現在は異常緊張部位への神経毒注射や選択的末梢神経の切断などの患者の肉体的・金銭的負担の大きい対症療法のみ行われている。そこで症状を相殺するようにハンガー反射を用いることで、非侵襲で負担の少ない治療方法の確立を目指している[36]。

また、痙性斜頸患者の頭斜筋の筋電を計測したところ、ハンガー反射を発生させている間のみ筋緊張が消失することが確認された[37]。これによりハンガー反射が頭斜筋に抑制的に働くことが証明された。また、健常者においてもハンガー反射時に頭部回転に関わる筋肉の一つである左右の胸鎖乳突筋の筋電を計測したところ、ハンガー反射の回転方向に合わせて各胸鎖乳突筋に抑制性・興奮性に働くことが確認された[37]。以上のようにハンガー反射は頭部を回転する際に駆動する筋活動をも誘発するほど強力であり、その作用は頭部異常姿勢を伴う患者においても確認された。

第3章 皮膚せん断変形の身体各所への適用

本章では前章で紹介した皮膚せん断変形による力覚提示手法を身体各所に適用する。その中でも特に非常に強力な力覚が生起した「ハンガー反射」現象[9]の回転方向の皮膚変形を採用し身体各所に適用し力覚提示を試みる。本章では手首・腰部・足首へ「ハンガー反射」現象で用いた圧迫による皮膚せん断変形[9][10]を適用し力覚生起の有無や発生条件について述べる。

3.1 皮膚せん断変形による力覚提示の身体各所への適用可能性

前章で紹介したようにハンガー反射現象は頭部を思わず回転させるほど、強力な力覚を生起させ、皮膚せん断変形によって発生していることが実験によって確認されている。皮膚せん断変形を用いた力覚提示手法は指先[34]や手首[6]などで提案されてきたが、ユーザが努力してあらがわなければ姿勢を保持することが難しいほどの力覚は生起しない。ではなぜハンガー反射現象がこれほど強力なのか考察すると、装置の装着方法が関連していると考えられる。従来の頭部回転を誘発させるハンガー反射のデバイスはユーザの頭周に医療用プラスチックギプス(キャストライト α , アルケア株式会社)を巻いて整形したものであった(図 3.1 左)[46][47]。このデバイスは頭の「型」を取ることであり、デバイスを装着した上で左右にずらすことで効率的にハンガー反射の“ツボ”へ圧迫を加える事が出来る。この時、デバイスによる圧迫を加える箇所とデバイスを固定する箇所が一致している。皮膚せん断変形を用いた他の力覚提示手法では、デバイスの皮膚変形提示箇所と固定箇所が異なるため、反作用による皮膚変形方向とは逆方向の力覚が固定箇所に発生するため、ハンガー反射よりも弱い力覚知覚となってしまう可能性がある。よって、他の身体箇所においてもデバイスによる皮膚せん断変形提示箇所とデバイス固定箇所が一致する手法を用いれば、強力な力覚を提示が期待できる。

本研究においてもハンガー反射デバイスの手法に倣い、デバイスによる皮膚せん断変形提示箇所と固定箇所が一致する手法を用いる。医療用プラスチックギプスによって手首と腰の型を取り、回転させることで圧迫による皮膚せん断変形の提示を行う。また、頭部用デバイスは医療用ギプス以外にアルミフラットバーを開放部がある楕円形状に湾曲させ、ベルクロで開放部を固定するものも提案された[48]。本手法は医療用ギプスよりも加工が容易であったため、腰部と足首への皮膚せん断変形提示に採用した。

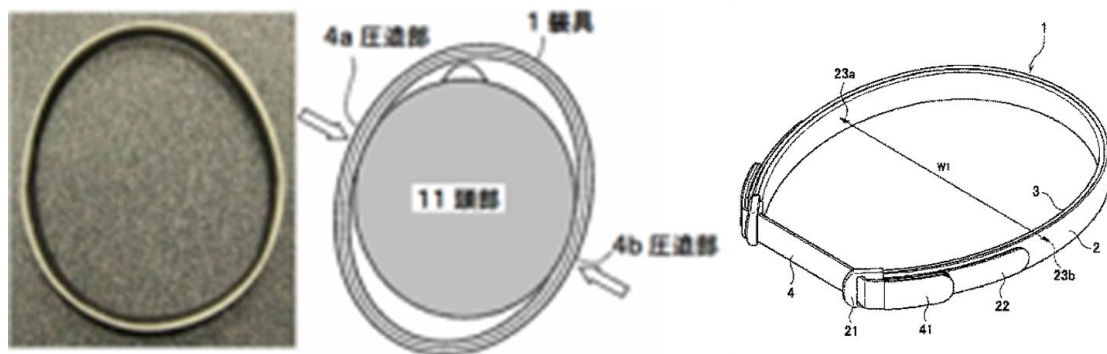


図 3.1 (左)頭部形状のプラスチックギプス[46], (中)ギプスによる圧迫[47], (右)開放部のある楕円形状[47]

3.2 手首への皮膚せん断変形の適用

本節では従来手法である医療用プラスチックギプスによって制作された手首用楕円形状デバイスを用いて手首へ皮膚せん断変形の適用を行う。デバイスを手首に装着した上で回しずらすことで圧迫と皮膚せん断変形を発生させ、力覚生起の確認を行う。また、効率的に力覚が生起する圧迫部位特定のために、複数角度でデバイスを装着した際の手首圧力分布と回転角度計測を行う。

3.2.1 手首用楕円形状デバイスによる皮膚せん断変形提示による力覚生起の確認

3.2.1.1 手首用楕円形状デバイス

図 3.2 に制作した手首用楕円形状デバイス及び装着時の様子を示す。デバイスは従来手法に倣い、医療用プラスチックギプス(キャストライト α , アルケア株式会社)により手首の「型」をとった。デバイス内側にウレタン材を貼り、ギプスの圧迫による腕への負担軽減を試みた(図 3.2)。断面は手首に合う楕円形に成形されており、デバイスを装着した上で回しずらすことでギプスが弾性変形し手首へ圧迫と皮膚せん断変形を発生させる(図 3.3)。



図 3.2 手首楕円形状デバイス



図 3.3 手首用楕円形状デバイス装着の様子

3.2.1.2 ユーザーテスト

制作したデバイスを被験者 10 名に装着させ、回しずらすことで手首の側面を圧迫し皮膚せん断変形を発生させた。装着させた結果、10 人中 9 人の被験者から「回転方向への力を感じた。」「腕がずっと回っていきそうだった。」といったコメントが得られた。このことから、手首への圧迫と皮膚せん断変形によって回転方向の力覚生起の可能性が示唆された。また「デバイスを回しずらす向きを変えることで、感じる回転方向が変わった」とのコメントも得られた。圧迫部位及び皮膚せん断変形方向変更による知覚力覚方向の変化は頭部でのハンガー反射でも確認されており、本現象がハンガー反射と類似した現象であることが示唆された。一方でデバイス装着によって回転方向の力覚が生起しなかった被験者は、腕の肌に摩擦が少なく、デバイスが滑り弾性変形しなかったことが原因と考えられる。

3.2.2 皮膚せん断変形適用時の手首圧力分布計測

佐藤ら[9]は複数角度で針金ハンガーを装着させた際の頭部圧力分布と回転角度を計測した。計測した圧力分布を頭部角度によって重み付けし加算することで、ハンガー反射に寄与する圧迫部位を調査した。本項では、佐藤ら[9]の手法に倣い、手首への皮膚せん断変形を発生させた際の手首圧力分布と回転角度を計測することで、力覚生起に寄与している圧迫点、いわゆる“ツボ”を調査する。

3.2.2.1 計測システム

本実験で用いた圧力分布及び手首角度計測システムについて述べる。本システムは圧力分布計測部、手首計測部、データを統合する PC から構成される。圧力分布計測部では先行研究での頭部圧力分布計測と同様のアレイ状力センサを用いた手法を採用した。フィルム状力センサ(Interlink Electronics 社製, FSR 400)をアレイ状に並べ手首に巻き、力センサの上からハンガー反射誘発デバイスを装着することで圧力分布の計測を行った(図 3.4)。手首角度計測部は、手のモーショントラッキングに特化した機器である Leap Motion(Leap Motion Inc.)を用いて手首の回転角度を用いた(図 3.4)。Leap Motion は、直立した被験者の手首を計測するためにクリアケースの内壁に設置し、被験者にはクリアケースに手を入れさせ計測を行った。計測された圧力分布はマイコン経由で PC 上の計測ソフトウェアによって記録され、LeapMotion による計測結果と統合した。

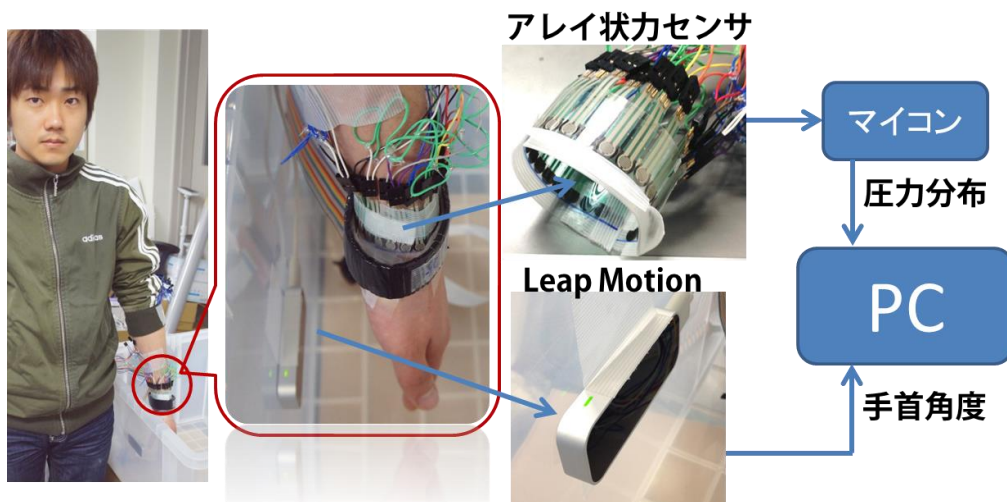


図 3.4 手首圧力分布計測システム

3.2.2.2 実験手順

被験者は実験前に手首用楕円形状デバイスを用いて手首において力覚が生起することが確認された 4 名 (22 歳から 29 歳,男性 4 名, 右利き) の学生であった。被験者はまず左手

首に圧力分布計測用のアレイ状力センサを装着した。使用するセンサの数は本来被験者の手首周長によって変化するが、今回は全被験者の手首周長が近い値となり、全被験者で 22 個の力センサを用いて計測を行った。次にハンガー反射誘発デバイスを左手首のアレイ状力センサの上から装着させた。計測はデバイスの楕円形状長辺が手首甲と平行になる位置から開始し、計測終了後に外旋方向へ 8 mm(力センサ 1 つ分の幅)回しずらし、デバイスが手首を半周する 11 回行った。またデバイスの装着方向は左回転、右回転の順で計測を行った。計測中被験者は脱力状態で直立し、手を Leap Motion が設置されているクリアケースに入れ、掌を開いた状態で待機するよう指示した。またハンガー反射による力覚を感じた場合は、力覚に逆らわないよう指示した。

3.2.2.3 データ処理

得られたデータに対して次のような処理を行った。

まず得られた各センサの値に対し、手首の回転角度をかけることで重み付けを行った(3.1)。ここで左回転、右回転とでデータを振り分けた。

$$P_r = \sum_{i: \text{trials of right turn}} r_i P_i \quad (3.1)$$

i は右回転(または左回転)の試行回数を表し、 r_i は回転角度、 P_i は圧力分布を表している。

重み付けで得られた値を 0 から 1 に正規化した。

正規化で算出された値を全被験者で加算し、再度正規化した。

左回転に寄与した値と右回転に寄与した値をそれぞれレーダーチャートで表す。

3.2.2.4 実験結果・考察

処理によって得られたグラフを図 3.5 に示す。図 3.5 左は左回転、図 3.5 右は右回転に関するグラフである。グラフの円周の数字はセンサ番号を示しており、半径は回転への寄与の度合いを示している。回転への寄与が高いほど大きい値となる。結果によると左回転にはセンサ 7 とセンサ 18 の位置からの圧迫が寄与していることが分かる。センサ 7 は手の甲側の橈骨外側、センサ 18 は小指根本の尺骨外側に位置している(図 3.6)。また右回転には、グラフよりセンサ 5 とセンサ 15 の位置からの圧迫が寄与していることが分かる。センサ 5 は親指根本の橈骨外側部分、センサ 15 は手の甲側の尺骨外側に位置している(図 3.6)。各回転に寄与している点は、皮膚と骨の間に腱や筋肉が少ないため、圧迫に加わった際に横ずれが発生しやすい箇所といえる。本実験ではデバイスからの圧迫のみを計測し、“ツボ”を調査したが、結果的に圧迫による皮膚のせん断変形量が大きい点を発見したと言える。皮膚せん断変形が効率的な力覚生起寄与に関連していることから、手首で発生している本現象も頭部で発生するハンガー反射現象と類似の現象であることが示唆された。

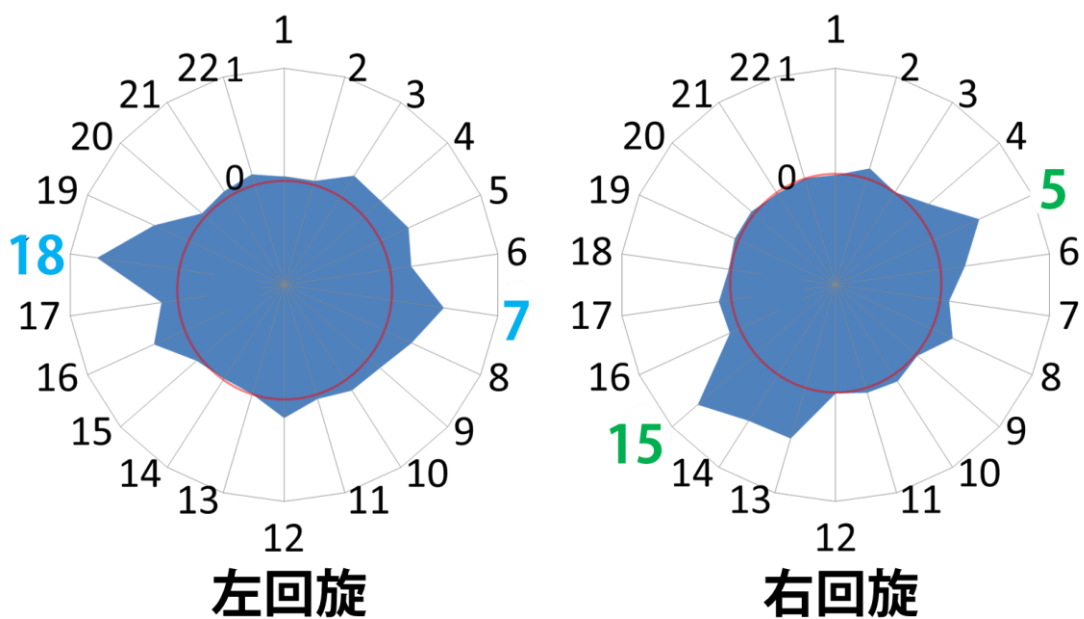


図 3.5 (左) 左回旋に寄与している圧力分布計測結果, (右) 右回旋に寄与している圧力分布計測結果

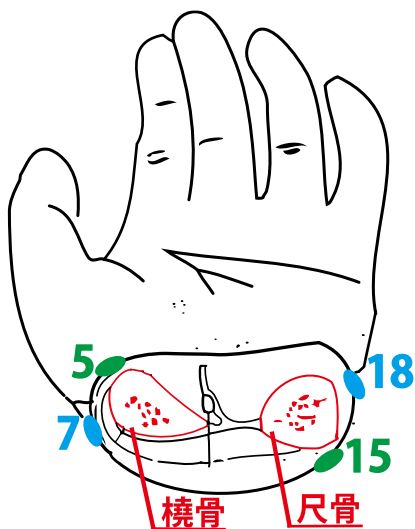


図 3.6 ハンガー反射の“ツボ”を示した手首の断面図

3.3 腰部への皮膚せん断変形の適用

本節では手首と同様に医療用プラスチックギプスを用いて腰部用楕円形状デバイスを制作し、腰部への皮膚せん断変形の適用を行う。デバイスによって発生した圧迫と皮膚せん断変形による力覚生起の有無の確認を行う。また、手首と同様に効率的に力覚が生起する圧迫部位の特定を行うために、複数角度でデバイス装着した際の腰部圧力分布と回転角度計測

する。

3.3.1 腰部用楕円形状デバイスによる皮膚せん断変形提示による力覚生起の確認

3.3.1.1 腰部用楕円形状デバイス

図 3.7 に制作した腰部用楕円形状デバイス及びデバイス装着時の様子を示す。手首用デバイスと同様，本デバイスは医療用プラスチックギプス(キャストライト α ，アルケア株式会社)によって腰部の「型」をとり成形した。デバイス内側にはウレタン材を貼り，ギプスの圧迫による胴体への負担を軽減させた。断面は楕円形に成形し，装着後にデバイスを回しずらすことでギプスが弾性変形し腰部へ圧迫と皮膚せん断変形を発生させる (図 3.8)。



図 3.7 腰部用楕円形状デバイス

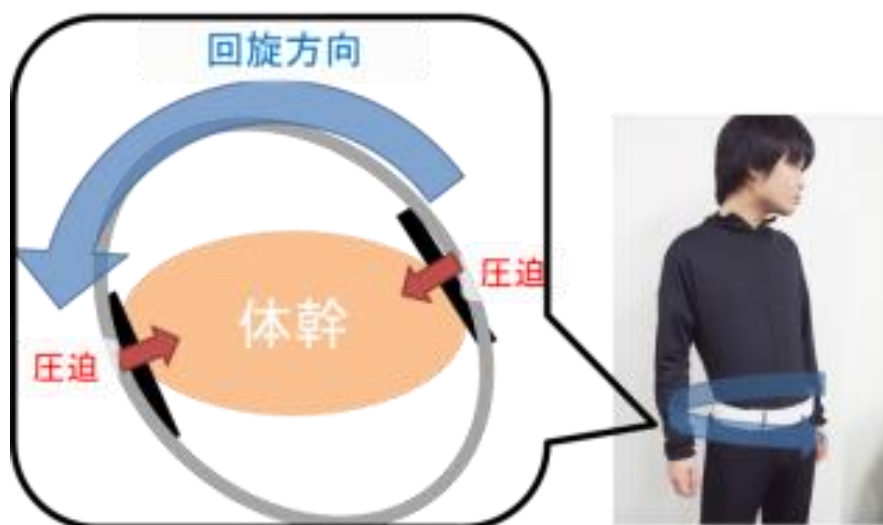


図 3.8 腰部用楕円形状デバイス装着の様子

3.3.1.2 ユーザーテスト

制作したデバイスを被験者 2 名の体幹に合わせて成形し装着させ、ギプスを回しずらすことで、腰側部前方と対となる腰側部後方から腰部に圧迫と皮膚せん断変形を発生させた。両被験者からは「回転方向へ力を感じた」「体が（ぞうきんのように）絞られているようだ」といったコメントが得られた。このことから、腰部の圧迫と皮膚せん断変形提示による力覚生起が示唆された。また「ギプスを回しずらす方向を変えることで、感じる回転の方向が変わった」とのコメントも得られた。頭部でのハンガー反射や手首での皮膚せん断変形提示と同様に皮膚せん断変形方向に力覚を知覚したことから、これらの現象が類似の現象である可能性がある。

3.3.2 皮膚せん断変形適用時の腰部圧力分布計測

腰部での皮膚せん断変形提示は前項では医療用ギプスを用いて制作されていたが、制作にコストや時間がかかり十分な被験者数の実験を行うことが困難であった。本項では制作しやすいステンレスフラットバーを U 字に変形させたデバイスにより腰部で圧迫と皮膚せん断変形を発生させ、効率的に力覚を生起させる圧迫点の調査を行った。実験手法は頭部・手首と同様に腰部の圧力分布と回転角度を計測し、結果を解析することで行った。

3.3.2.1 腰部用ステンレスデバイス

本実験で用いる腰部用ステンレスデバイスはバネ性のあるステンレスフラットバー（SUS304-CSPH 材）を用いたデバイスである。本デバイスは厚さ 1.5mm、幅 4.5cm、長さ 1.0m のステンレスフラットバーを U 字に湾曲させ、両端をベルクロで繋ぐことでサイ

ズ調整可能なデバイスとなっている。また、デバイスの内側には身体への過度な圧迫を防ぐためクッション材としてメスのベルクロを貼付している（図 3.9 左上）。Yaw 軸を中心とした回転方向の力覚を生起させる場合は、デバイスを装着した後、左右に回しずらすことで対向する 2 点に圧迫を提示し、デバイスの弾性による復元力によってせん断方向の皮膚変形が生じ、これが Yaw 軸を中心とした回転方向の力覚を生起させる（図 3.9 中、図 3.9 右）。

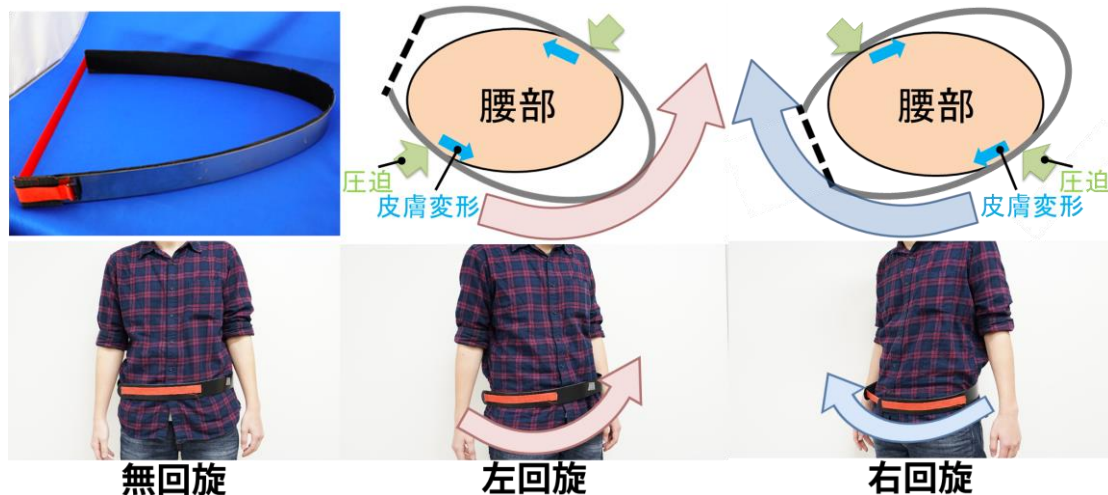


図 3.9 腰部ハンガー反射による回転力提示の様子

3.3.2.2 計測システム

腰部においても頭部と手首と同様に圧力分布と回転角度を計測した。

本実験で用いた圧力分布計測システムを図 3.10 に示した。フィルム状感圧センサ (SFE-SEN-09376, Interlink Electronics 社) をアレイ状に 22 個配置したベルト型の圧力分布計測デバイスを作成した。感圧センサは横幅が 43.7mm である。しかし、圧力分布計測デバイスをそのまま腰部に巻きつけるとフィルム状感圧センサが反り返り、センサが反応してしまふ。これを防ぐために感圧センサの裏面に 38.1mm×38.1mm の大きさの 2mm 厚アクリルを貼付することで感圧センサが反り返ることを防止した。また、腰部ハンガー反射デバイスが圧力分布計測デバイスに対して滑らないように 2mm 厚のアクリルの表面に 38.1mm×38.1mm の大きさの 3mm 厚天然ゴムスポンジ (M14-3100M, 株式会社イノアックコーポレーション) を貼り付けた。また、アレイ状に配置した感圧センサ間は約 2.5mm の間が空いている。圧力分布計測デバイスの全長は 1015mm である。

胸部角度と位置は被験者の胸部に再帰性反射材マーカを装着し、それを光学式モーションキャプチャーシステム (Optitrack Prime13, Natural Point, Inc) を用いて計測し、腰部の回転角度とした。胸部角度と位置の取得と同時に圧力分布データも取得した。

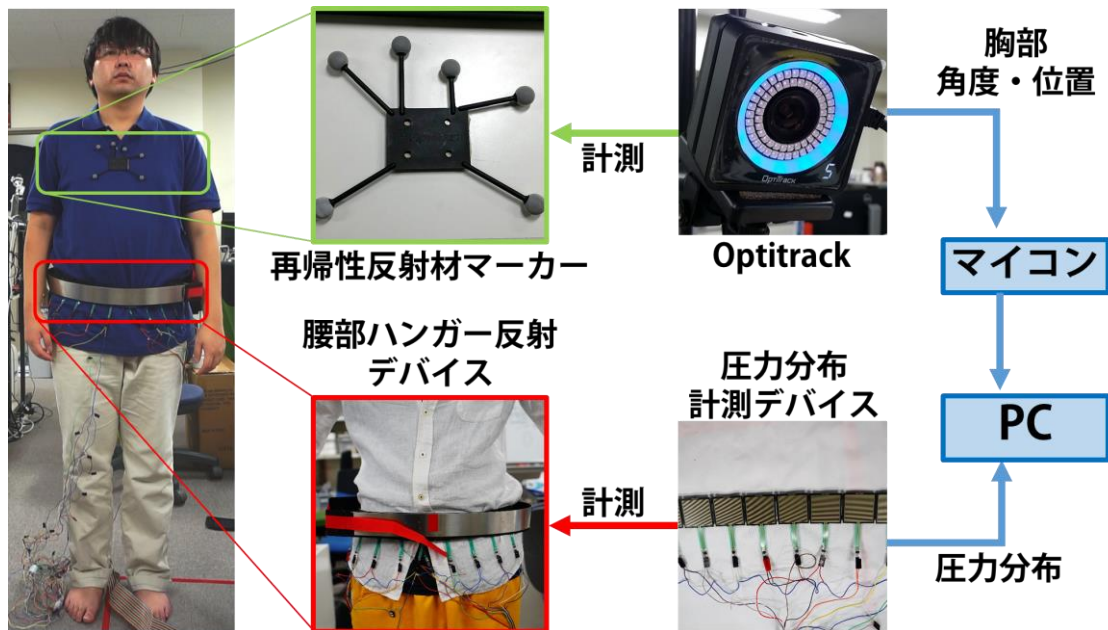


図 3.10 腰部圧力分布計測システム

3.3.2.3 実験条件・手続き

被験者は研究室メンバー6名(男性, 21-24歳)であった。実験開始前に被験者全員がYaw軸を中心とした回転方向の力覚が生起することを確認している。被験者の腰部に圧力分布計測デバイスと腰部用ステンレスデバイスを装着し、立位状態で計測を行った。感圧センサはへその下にセンサ番号1番の感圧センサが位置するように装着した。圧力分布計測デバイスに使用するセンサ数は本来被験者の腰回りの長さによって変化するはずであるが、今回の実験では全被験者の腰回りの長さがほぼ同じだったため全被験者で圧力センサ21個の圧力分布を得た。

計測はキャリブレーション計測と本計測を1セットとしており、キャリブレーション計測ではデバイスを装着せず、圧力分布計測デバイスのみを装着した状態で圧力分布と胸部の角度と位置を計測した。また、本計測では腰部ステンレスデバイスと圧力分布計測デバイスを両方装着し、圧力分布と胸部の角度と位置を計測した。デバイスは被験者の腰部に横から装着し、センサ1つずつ回し、圧力分布計測と身体計測を行った。計測はデバイスが腰部を半周するまで行った。実験中、被験者には閉眼するように指示し、力あるいは運動を知覚した場合は抗わずに自然でいるように指示をした。

3.3.2.4 実験結果

佐藤ら[9]の解析手法を参考に、得られたデータに対して次のような処理を行った。

本計測で得られた圧力と胸部の角度の値からキャリブレーション計測で得られた圧力と胸部の角度の値を引いた。

①で得られた圧力センサの値に①で得られた胸部の Yaw 軸方向の回転角度をかけることで重み付けを行った。また、この時に左回転・右回転のデータの振り分けを行った。

②で得られた値を加算し、正規化した。

①～③を全被験者について行った。

④で得られた全被験者のデータを加算し、正規化した。

左回転・右回転に寄与した値をそれぞれレーダーチャートで表示した。

処理によって得られたグラフを図 3.11 に示した。図 3.11 は左回転・右回転に関するグラフである。グラフの円周の数字はセンサの番号を示しており、半径は回転方向の力覚生起への寄与の度合いを示している。寄与が大きいほど大きな値となる。また、寄与が大きい順番に上から4つのセンサ番号を丸で囲った。

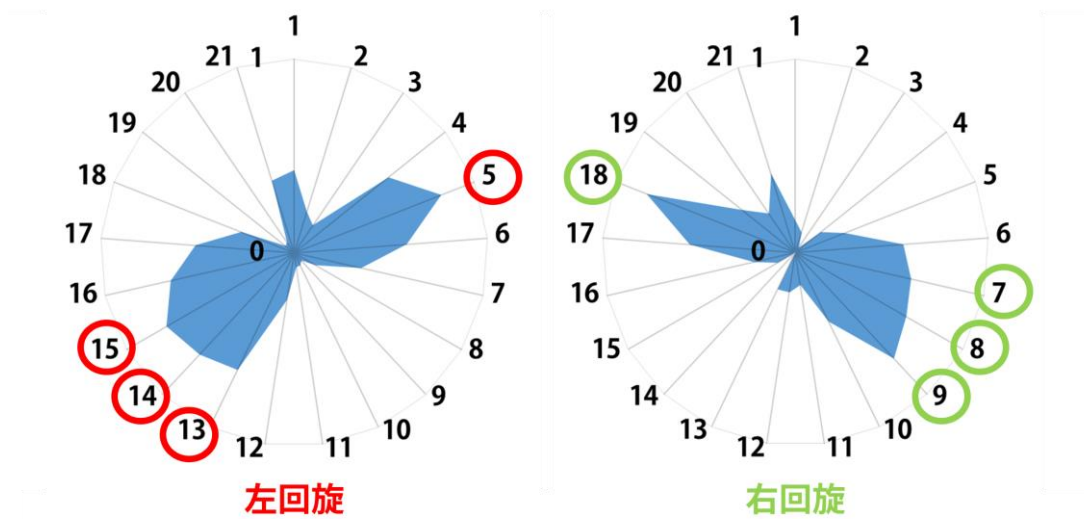


図 3.11 (左)左回転時の腰部圧力分布, (右)右回転時の腰部圧力分布

図 3.11 より、センサ 5, 13, 14, 15 の位置の圧迫が左回転方向の力覚生起に寄与しており、センサ 7, 8, 9, 18 の位置の圧迫が右回転方向の力覚生起に寄与していることが確認できる。

3.3.2.5 考察

図 3.11 より、腰部における Yaw 軸を中心とした回転方向の力覚生起は、頭部と手首における回転方向の力覚生起の圧力分布と同様の傾向を示した。すなわち左回転方向の力覚は身体右側面前方と身体左側面後方を圧迫することで生起し、右回転方向の力覚は身体左側前方と身体右側後方を圧迫することで生起することが確認された。

また、頭部ハンガー反射においてハンガー反射によって頭部が回転する向きは皮膚変形の向きが寄与していることが報告されている[10]. 本実験において頭部ハンガー反射と同様の圧力分布が腰部で得られたことから、腰部での力覚発生時に腰部においても皮膚変形が生じており、かつその回転方向は生じた皮膚変形の向きが寄与していることが予想される.

3.4 皮膚せん断変形の足首への適用

3.4.1 足首用デバイス

足首へ圧迫及び皮膚せん断変形を発生させるため、アルミフラットバーをベルクロで繋いだU字型デバイスを開発した(図 3.12 左). デバイスの内側にはウレタン材を貼り、デバイスから足首への過度な圧迫による損傷を防いだ. デバイスを装着し回しずらすことで、圧迫と皮膚せん断変形を発生させ力覚生起の有無を確認した. 足首上で皮膚圧迫及び皮膚変形を発生させた結果、足首でヨー軸の左右回転の力覚が生起すること確認した.



図 3.12(左)足首用デバイス, (中)デバイス装着の様子, (右)デバイスの構造

3.5 まとめ

本章では頭部皮膚せん断変形によって強力な回転方向の力覚が生起する「ハンガー反射」現象に基づき、2点の圧迫による皮膚せん断変形を手首、腰、足首に適用した. 各部位において楕円形状の装置を用意し、装置を回しずらし弾性変形させることで皮膚せん断変形を発生させ、同様の回転方向力覚が生起することを確認した. 頭部でのハンガー反射では効率的に力覚を生起させる圧迫点の調査が行われてきたため、同様の手法を手首及び腰部に適用した. 実験の結果、頭部で発生するハンガー反射と同じく、手首及び腰部においても楕円形状の対向する2点への圧迫が力覚生起に寄与していた.

第4章 振動重畳による力知覚増強現象

第3章では回転方向の皮膚せん断変形を手首、腰部、足首に適用したところ、回転力覚が生起することが確認された。しかし、皮膚せん断変形によって生起される力覚の強さは被験者によって異なり、回転方向に抵抗感を感じる程度から思わず適用部位を回転させてしまうほどの強さまであり個人差があった。また、第3章で用いたデバイスでは生起させる力覚の強さの調整は回しずらす量を調整する必要があり、細かな調整は困難であった。個人差による弱い力覚をより強くするために、皮膚せん断変形部位に対して他の感覚を重畳することを試みた。試行錯誤の中で、皮膚せん断変形による力覚が生じている部位に対して、振動刺激を重畳することで体験者が知覚する力覚が増強される現象を発見した。本現象では、重畳する振動振幅を変化させると力覚増強も変化したため、提示力覚の調整への応用も期待できる。

本章では発見した現象を頭部、手首、足首に適用した際の知覚力覚について述べる。頭部と手首においては、重畳する振動パラメータ最適化のために、振動周波数変化による現象への影響調査を行った。

4.1 頭部への適用：重畳振動の周波数変化による影響調査

発見された現象を頭部に適用するため、ハンガー反射が発生している頭部にデバイス越しに振動を重畳した。すると知覚する回転方向の力覚の増強が確認された。本現象での力覚増強を効率的に発生させるために、重畳振動パラメータの最適化を行った。まず、本実験では重畳する振動の周波数を変化させた際の現象への影響調査を行った。

4.1.1 頭部デバイス

本実験では頭部にハンガー反射を発生させた状態で振動刺激を重畳するためのデバイスを用意した。頭部デバイスは楕円形の FRP 製フレームに振動刺激用振動子2個(Vp2, Acouve Laboratory, Inc.)と頭部角度計測用再帰性反射材マーカを搭載したものである(図4.1左)。頭部デバイスはマーカが正面に来るように装着した後に、左右どちらかに回しずらすことで、フレームの変形による弾性力が圧迫と皮膚せん断変形を発生させる。回しずらす方向を変えることで皮膚せん断変形方向が変わり、生起する回転方向の力覚も変化する。振動子の搭載位置はフレームを回しずらした際に圧迫部位のおおよそ直上位置に配置した。振動刺激の重畳は PC 内の実験ソフトウェアによって司令がマイクロコントローラ(mbedLPC1768, NXP Inc.)へ送られ、マイクロコントローラからオーディオアンプ

(RSDA202, Rasteme Systems)を介して振動子へ信号が送られることで行われた。重畳する振動刺激の加速度振幅は $\pm 1.25G$ ($1G=9.8m/s^2$)とした。各周波数条件での振幅調整は図4.1 右のように頭部デバイスを装着状態で加速度センサ(MMA7361, Freescale Semiconductor Inc.)を振動子付近に貼り付け加速度を計測しながら行った。



図 4.1(左)頭部デバイス, (右)加速度計測時の加速度センサ位置

4.1.2 実験セットアップ

本実験で使用した実験セットアップを図 4.2 に示す。本実験のセットアップはモーションキャプチャカメラ(V120 Trio, OptiTrack Ltd.), PC, テンキーで構成される。実験試行中, PC内の実験ソフトウェアがモーションキャプチャカメラを用いて被験者のヨー軸頭角度と反応時間を計測し続けた。本実験内での反応時間とは振動重畳開始から頭部が3度回転するまでの時間とした。また, 各試行の開始タイミングは被験者が手元のテンキーのボタンを操作することで行った。



図 4.2 実験セットアップ：OptiTrackTrio を用いて頭部角度を計測し，テンキーのボタンによって被験者自ら試行を開始させた。

4.1.3 実験概要

本実験では重畳する振動パラメータの最適化を目的に、重畳振動の周波数を変化させた際に知覚する力覚にどのような影響があるかを調査する。手法としてはマグニチュード推定法を用いて、知覚している力覚を振動無し・有りで比較させた。

4.1.4 実験手順

被験者には実験開始前に頭部デバイスの装着方法の教示と、自らデバイスを装着した際に頭部ハンガー反射発生の有無の確認を行った。反応が見られた場合、被験者として採用した(今回の実験ではすべての被験者で反応がみられた)。

次にタスクの説明を行った。被験者はまず指示された方向に頭部デバイスを装着し自らハンガー反射を発生させた。次にハンガー反射に抗い、頭部を正面に向かせた。今回の実験ではディスプレイ前に被験者を座らせたため、ディスプレイの方向を向くことを“正面を向く”とした。

1 試行は以下の流れで行われた。被験者の準備が整ったら、手元にあるテンキーを操作し試行を開始させた。最初の2秒間は“正面を向く”姿勢を維持させた。2秒経った際にPCより短いビーブ音が出力された。被験者はビーブ音が聞こえたら、脱力しハンガー反射による力覚に抗うことをやめさせた。この時力覚により思わず頭部が回転する場合は、力覚に従い頭部を回転させるよう指示した。ビーブ音から5秒間は振動無し状態の力覚を知覚させた。5秒間の振動なし状態の後に再び短いビーブ音が出力され、振動刺激が5秒間振動子から出力された。このときの力覚を振動有り状態の力覚とした。振動刺激の出力が終了した際に振動無し状態の力覚を100とした時に、振動有り状態の力覚を数値で回答させた。力覚が増加した場合の回答は“110”や“120”，減少した場合の回答は“90”や“80”となる。

4.1.5 実験条件

本実験の条件を以下に示す。本実験の被験者は7名の学生(男性,20-24歳)であった。頭部デバイスを用いて重畳する振動刺激は4つの周波数(50Hz, 100Hz, 150Hz, 200Hz)の正弦波を用意し、ランダムに提示した。振動の加速度振幅は頭部デバイスの項目で解説した方法によってすべての周波数の波形において $\pm 1.25G$ ($1G=9.8m/s^2$)に調整した。頭部デバイスの装着方向は左右の2方向を用意した。すべての条件(4周波数・2装着方向)を10回繰り返したため、1人の被験者の試行数は合計80試行となった。実験では8試行毎に装着方向を変更し、2方向終わる毎に1分以上の休憩を設けた。

4.1.6 データ処理

本実験では被験者による回答以外にモーションキャプチャカメラによって実験中の頭部角度を計測した。計測結果を示すにあたり、計測対象となった項目に行った処理を以下に示す。

- ・振動無し回転角度：振動なしハンガー反射状態の最大頭部角度—正面姿勢 2 秒間の平均頭部角度
- ・振動有り回転角度：振動有りハンガー反射状態の最大頭部角度—正面姿勢 2 秒間の平均頭部角度
- ・反応時間：振動重畳が開始されて頭部が 3 度回転するまでに要した時間

4.1.7 実験結果

被験者の力覚に対する回答を図 4.3 と図 4.4, 各条件での頭部回転角度を図 4.5 図 4.6, 各条件での現象の反応時間を図 4.7 に示す.

4.1.7.1 被験者の回答

左回転ハンガー反射における被験者の回答を図 4.3, 右回転における回答を図 4.4 を示す. グラフの縦軸はマグニチュード推定法による振動無し状態のハンガー反射の力覚を 100 とした時の振動有り状態の力覚, 横軸を提示振動の周波数, エラーバーは標準偏差を表している. Wilcoxon の符号付き順位検定を基準値 100(振動無し状態)で被験者の回答に対して行ったところ, 左右のすべての条件において有意差が確認された(全て $p<0.01$). 次に左回転の条件間で Kruskal-Wallis 検定を行ったところ有意差が確認された($F(3,276)=24.27$, $p<0.01$). 事後検定として Tukey HSD 法による多重比較を行ったところ, 200Hz と {50Hz, 100Hz, 150Hz}, 150Hz と {50Hz, 100Hz} の間に有意差が確認された(全て $p<0.01$). また, 右回転の条件間で Kruskal-Wallis 検定を行ったところ有意差が確認された($F(3,276)=41.76$, $p<0.01$). 事後検定として Tukey HSD 法による多重比較を行ったところ, 200Hz と {50Hz, 100Hz}, 150Hz と {50Hz, 100Hz} の間 1%水準の有意差($p<0.01$)が確認され, 200Hz と 150Hz の間に 5%水準の有意差($p<0.05$)が確認された.

左回転

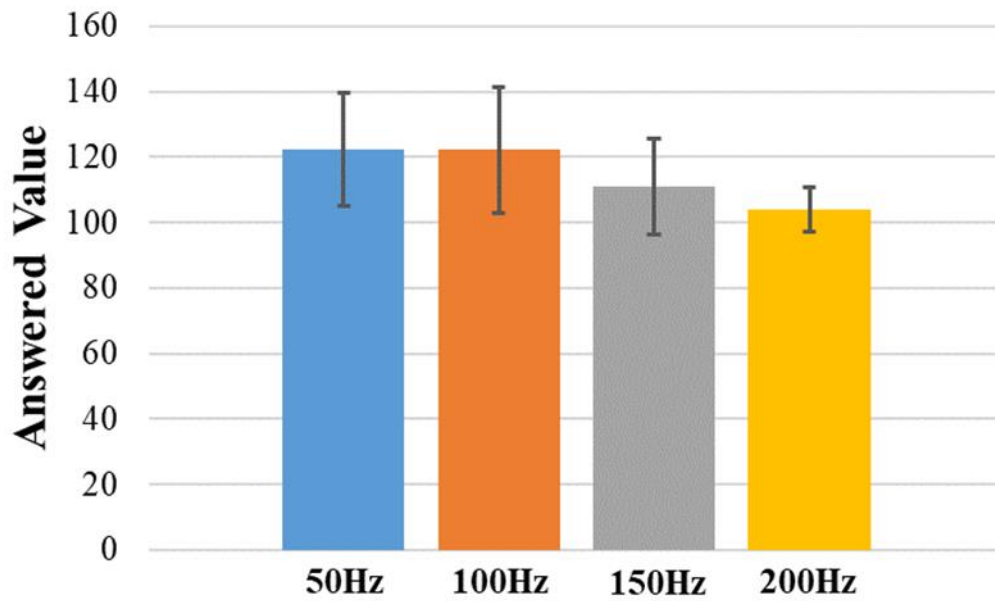


図 4.3 左回転ハンガー反射時の被験者の力覚回答結果

右回転

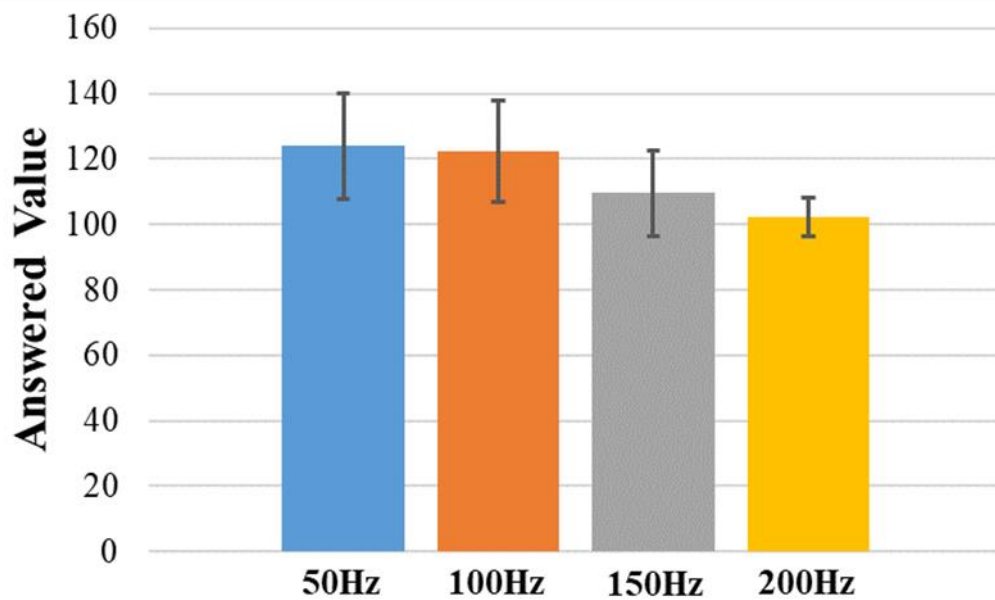


図 4.4 右回転ハンガー反射時の被験者の力覚回答結果

4.1.7.2 頭部回転角度

図 4.5 と図 4.6 は左回転と右回転での各条件の頭部回転角度の結果を表している。グラフの縦軸は頭部角度、横軸は周波数、エラーバーは標準偏差を表している。各周波数において振動無し状態の回転角度と振動有り状態の回転角度の計測結果を示している。対応のある t 検定を振動無し・有りの全ての条件に対して行ったところ、全ての条件において有意差を確認した。次に左回転の条件間で分散分析を行ったところ、有意差が確認された ($F(3,276)=9.55, p<0.001$)。事後検定として Tukey HSD 法による多重比較を行ったところ、200Hz と {50Hz, 100Hz} の間に 1%水準の有意差 ($p<0.01$)、150Hz と 100Hz の間に 5%水準の有意差 ($p<0.05$) を確認した。また右回転の条件間で分散分析を行ったところ、有意差が確認された ($F(3,276)=24.29, p<0.001$)。事後検定として Tukey HSD 法による多重比較を行ったところ、200Hz と {50Hz, 100Hz, 150Hz}、150Hz と {50Hz, 100Hz} の間に有意差が確認された ($p<0.01$)。

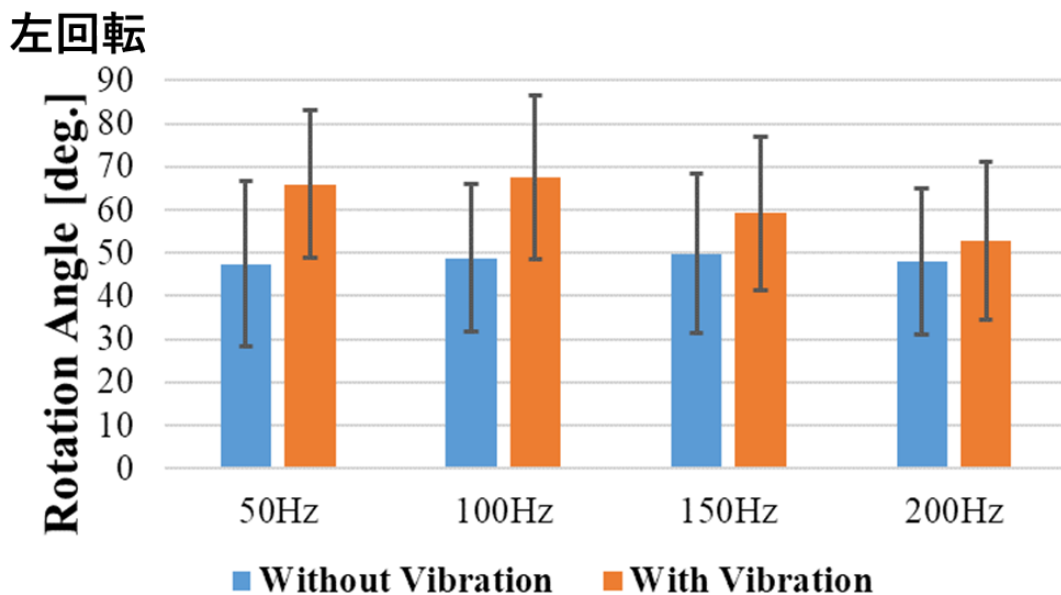


図 4.5 左回転ハンガー反射時の頭部回転角度：振動重畳無し・有り状態の角度比較

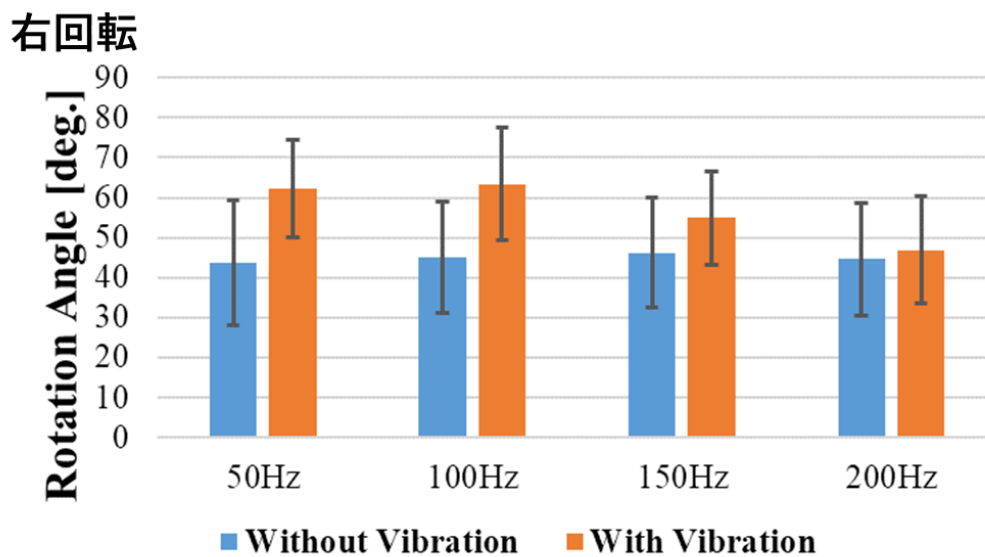


図 4.6 右回転ハンガー反射時の頭部回転角度：振動重畳無し・有り状態の角度比較

4.1.7.3 反応時間

図 4.7 は各条件での現象の反応時間(振動重畳開始から 3 度頭部が回転するまでの時間)である。左回転の条件間で分散分析を行ったところ、有意差が確認された($F(3,170)=3.39$, $p<0.05$)。事後検定として Tukey HSD 法による多重比較を行ったところ 200Hz と 50Hz の間に有意差が確認された。また右回転の条件間で分散分析を行ったところ、有意差が確認された($F(3,167)=7.77$, $p<0.01$)。事後検定として Tukey HSD 法による多重比較を行ったところ 200Hz と {50Hz, 100Hz} の間に有意差が確認された($p<0.01$)。

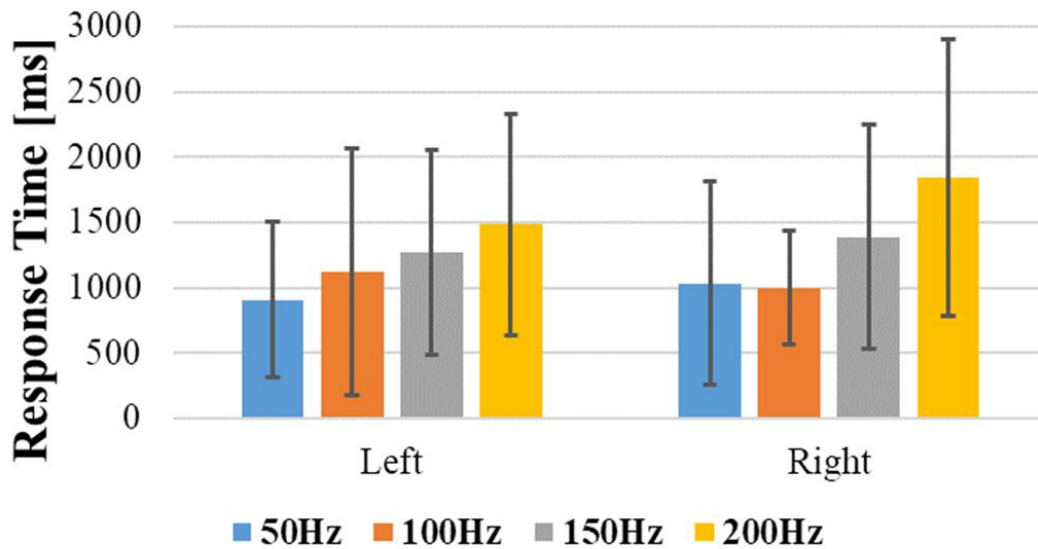


図 4.7 各条件での反応時間

4.1.8 考察

被験者の回答では検定結果により全ての条件において基準値 100 との間有意差が確認されたことから、全ての条件で振動重畳により力知覚の増強が示唆された。また条件間では 50Hz と 100Hz が他の周波数よりも有意に高い回答が得られた。以上より 50Hz~100Hz の周波数の振動がより効率的に力知覚増強が可能であることが示唆された。

頭部回転角度では検定結果により全ての条件において振動有り状態が有意に大きく頭部が回転したことが確認された。また周波数の条件間では、被験者の回答と同じく 50Hz~100Hz の周波数が有意に大きく頭部が回転したことが確認された。

反応時間は両方向で約 1 秒程度であった。検定の結果 200Hz は他の周波数と比較して有意に遅いということが確認された。また、本実験における反応時間を「振動重畳開始から頭部が 3 度回転した時間」としたが、150Hz や 200Hz の条件では 3 度回転しない試行が多かった。公平に周波数を比較するのであれば、閾値となる角度を 3 度よりも小さくするなどの工夫が必要となる。

4.2 手首への適用：重畳振動の周波数変化による影響調査

本節では手首で発生させた皮膚せん断変形へ重畳する振動のパラメータを変更し、現象への影響を調査する。特に本節では頭部と同様に重畳する振動の周波数を変化させた際の知覚力覚や回転角度への影響を調査する。

4.2.1 実験セットアップ

振動刺激による力知覚増強現象を手首において確認するため、新たにデバイスを用意した。手首デバイスは手首で皮膚せん断変形を発生させるフレーム(図 4.8)と 2 つの振動子 (Haptuator Mark II, Tactile Labs), オーディオアンプ(RSDA202, RASTEME SYSTEMS Inc.), マイクロコントローラ(mbed LPC1768, NXP Inc.)によって構成されている。フレームは U 字に湾曲させたアルミフラットバーであり、どのサイズの手首でも装着可能となるよう、デバイスを湾曲させることでサイズ調整可能とした。フレームとの直接の接触から皮膚を守るため、デバイスの内側にはウレタン材を貼り付けた。フレームは手首に装着した上で回しずらすことで皮膚せん断変形を発生させる。振動子はマイクロコントローラからの信号がオーディオアンプを介して入力され駆動される(図 4.9)。フレーム上の振動子はデバイス全体を振動させることが可能なため、ユーザは手首において皮膚せん断変形と振動を同時に知覚する。

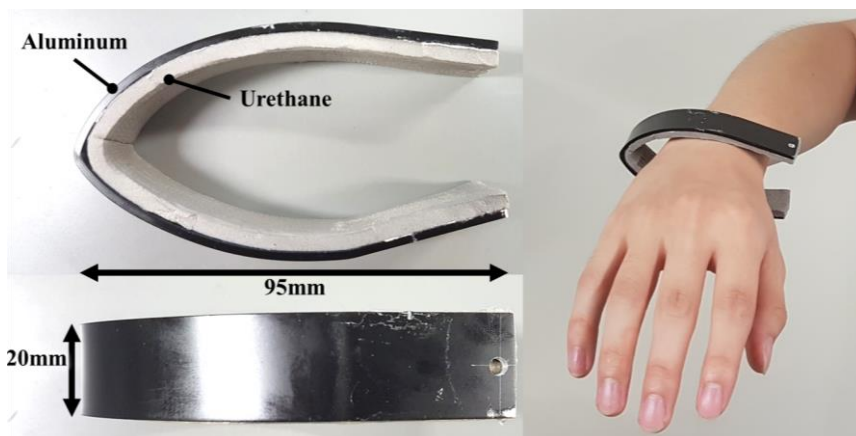


図 4.8 手首デバイスにおけるフレーム

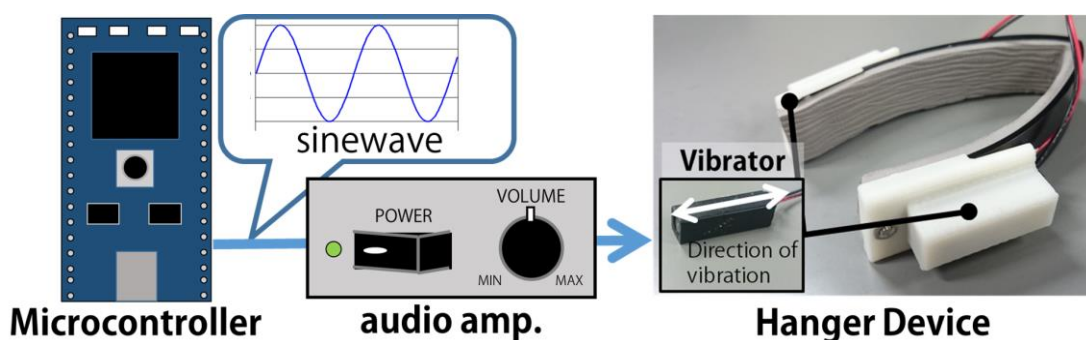


図 4.9 実験で用いた手首デバイスのシステム構成

本実験では、振動の加速度振幅を $0.20G(1G=9.8m/s^2)$ に統一した、周波数の異なる 4 種類の正弦波を用意した。本実験で用いるボイスコイル型振動子には共振周波数が存在し、入力電圧振幅が同じであっても出力振動加速度が周波数によって異なる。そこで本実験では実験前にデバイスを糸で宙吊りにした状態で各周波数の振動を出力し、デバイスに貼り付けた 3 軸加速度センサを用いて加速度振幅を計測することで各周波数での加速度振幅を調整した。すなわち前述の加速度振幅の統一は装着前に行ったものである。実験中の被験者の手の姿勢を計測するため、3 軸加速度、3 軸ジャイロ、3 軸地磁気を計測するモーションセンサ(MPU-9150, InvenSense Inc.)を被験者の手の甲に装着させた(図 4.10)。本現象では手首の回内・回外方向に力覚が生起するため、計測対象は回内・回外方向の回転角度とした。

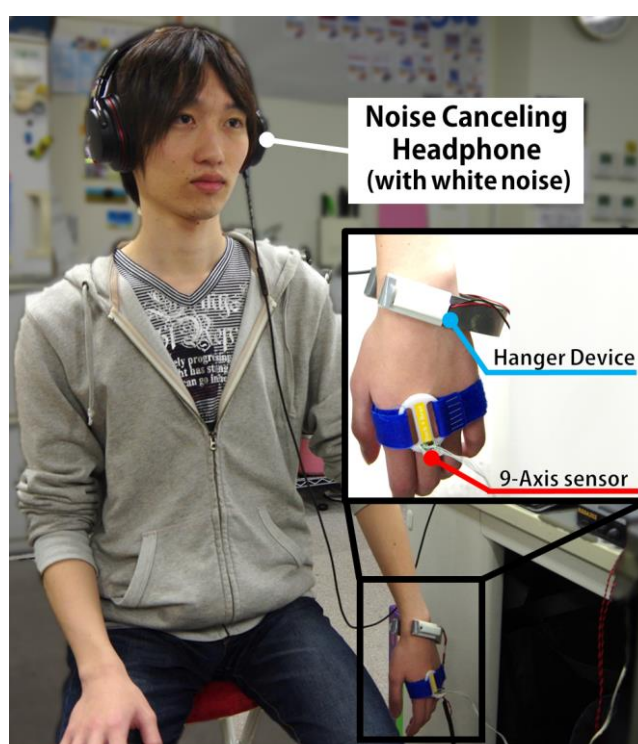


図 4.10 実験の様子及びデバイスの装着図

4.2.2 実験手順

本実験の被験者は 6 名の研究室メンバー(男性, 年齢:21-25 歳, 全員右利き)であった。実験開始前, 全ての被験者が手首デバイスによる皮膚せん断変形で力覚が生起することを確認した。確認はデバイスを被験者の左手首に装着させ, 回内方向と回外方向の圧迫条件に沿うようデバイスを回し, 各圧迫条件に合う回転方向の力覚生起の有無を口頭で確認した。次に被験者の左手首へ手首デバイス, 左手の甲にモーションセンサを装着させた。さらに聴覚を遮断するため, ノイズキャンセリングヘッドホン装着させ, 実験中はホワイトノイズを聞

かせた。実験中、被験者にはデバイスを装着した左腕を脱力状態で垂れ下げ、手元を見ないよう待機させた。振動重畳によって牽引力(引っ張られるような感覚)が生じた場合は、力覚に抗わずに身を任せて運動を行うよう指示した。実験説明及び機器装着後、実験者によって手首デバイスを回しずらし皮膚せん断変形を発生させ、振動を 6 秒間提示した。

振動提示後、被験者に知覚した力覚を回答させた。回答にはマグニチュード推定法を用いた。振動なし条件(初期状態)で知覚した力覚を“100”とし、振動あり条件で得られた力覚を数値で表現させた。例えば、力覚が振動なし条件より振動あり条件の方が強かった場合の回答は 110 や 120、弱かった場合の回答は 90 や 80 となる。

4.2.3 実験条件

本実験では 2 方向のハンガー反射(回内方向・回外方向)、4 周波数の正弦波の振動(50Hz, 100Hz, 150Hz, 200Hz)の条件を用意した。各被験者の試行回数は各条件 10 回繰り返したため、合計 80 試行となった。実験は「回内方向セッション」と「回外方向セッション」に分け、各セッション間は最低 2 時間の休憩を設けることで反対方向の力覚の影響を排除した。各セッションでは提示振動の周波数はランダムで提示された。6 名の被験者の内 3 名は回内方向セッション、回外方向セッションの順に行い、残りの 3 名は逆順で行った。被験者の振動刺激への順応を防ぐため、8 試行毎に 30 秒以上の休憩を設けた。

4.2.4 結果・考察

実験の結果を図 4.11, 図 4.12, 図 4.13 に示す。図 4.11 は各周波数における被験者の回答, 図 4.12 は各周波数における振動重畳間の平均回転角度, 図 4.13 は最大角度の 80% の角度を回転させるのに要した時間を示している。

4.2.4.1 被験者の比較回答

図 4.11 の縦軸は被験者の比較回答, 横軸は提示振動の周波数, エラーバーは回答の標準偏差を表している。各群で振動なし条件の力覚との比較を行う Wilcoxon の符号付き順位検定を行ったところ, 回内方向において 50Hz($p=0.0001$), 100Hz($p=0.0001$), 150Hz($p<0.0001$)で, 回外方向において 50Hz($p=0.0001$), 100Hz($p=0.0001$), 150Hz($p=0.0001$)で有意差が確認された。また, 各条件の間で Kruskal-Wallis 検定を行ったところ, 有意差が確認された(回内方向: $\chi^2=93.5564$, $p<0.01$, 回外方向: $\chi^2=36.9429$, $p<0.01$)。下位検定として Steel-Dwass 法による多重比較を行ったところ, 回内方向では 50Hz と {100Hz, 150Hz, 200Hz}, 100Hz と {150Hz, 200Hz}, 150Hz と {200Hz}の間で, 回外方向では 50Hz と {150Hz, 200Hz}, 100Hz と {200Hz}, 150Hz と {200Hz}の間において有意差を確認した(いずれも $p<0.05$)。検定結果より, 両方向において 50Hz, 100Hz, 150Hz 条件では初期状態の力覚と比較して有意に強い力覚を知覚していることから, これらの周波数条件において振動重畳によって力知覚が増強されたことが示唆された。また群間の検定に

よって回内方向では 50Hz, 回外方向では 50Hz-100Hz の振動がより強く力覚を知覚させることが示唆された. これらの結果より 50-100Hz の振動がより強く力覚を増強させることが考えられる.

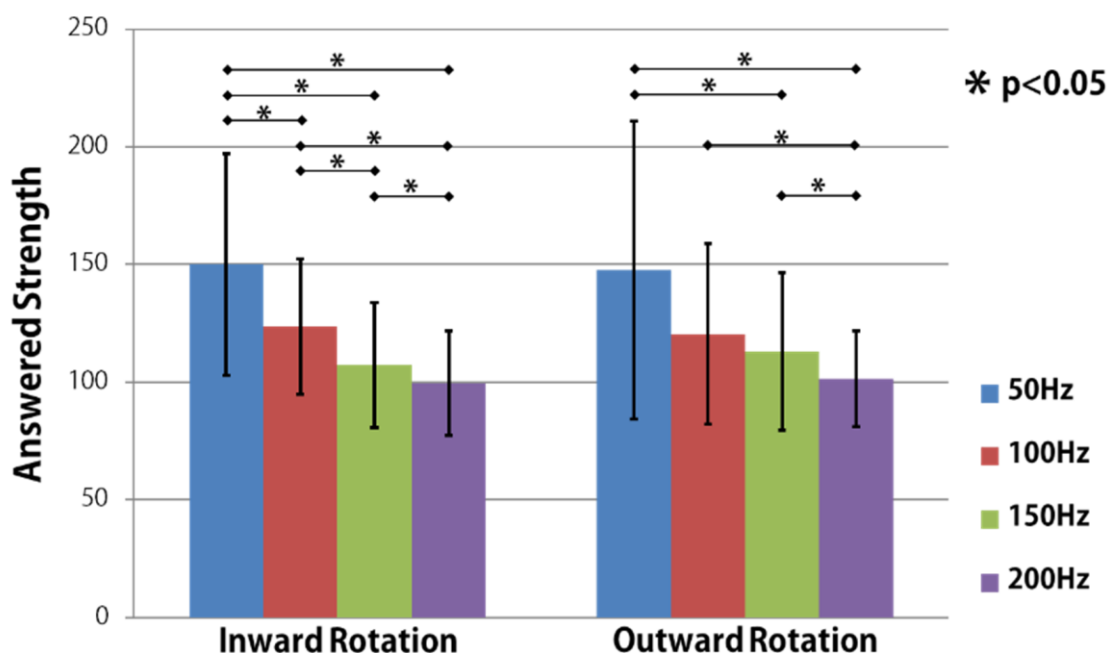


図 4.11 各振動周波数での回答平均値

4.2.4.2 回転角度及び応答時間

図 4.12 は 6 秒間の振動重畳の間, 手首が回転した角度の平均値を条件ごとに示したものである. 計測した手首角度は 6 秒間の振動重畳の間に到達した最大回転角度から振動重畳前の手首角度を減算した値を回転角度とした. よって本実験での回転角度とは振動なし状態生起した手首回転から, 振動重畳によって追加で生じた回転運動を計測したものである. 縦軸は手首の回転角度を表し, 横軸はデバイス装着方向, エラーバーは標準偏差を表す. 回転角度は回外方向を正の値, 回内方向を負の値とした. 各群において初期状態との間で Wilcoxon の符号付き順位検定を行ったところ, 回内方向においては有意差が確認されず, 回外方向においては 50Hz, 150Hz で有意差が確認され(50Hz では $p=0.002$, 150Hz では $p=0.037$), 100Hz では有意傾向が確認された($p=0.086$). また周波数の条件間で分散分析を行った結果, 有意差は確認されなかった(回内方向: $F(3,119)=1.017$, $MSe=52.60$, $p>0.05$, 回外方向: $F(3,119)=1.270$, $MSe=153.8$, $p>0.05$). 検定結果より回外方向においては振動重畳によって運動が生起することが示唆された. 回内運動の方向で有意差が確認できなかった原因として, 増強の強さに個人差があったためと考えられる. 振動を重畳した途端に腕可動域限界まで腕を思わず回転させてしまう被験者と, わずかに回転運動が生起するのみの被

験者が混在していた。今後はこうした個人差の原因も追求し、より普遍的にユーザに力覚提示ができるようにしていく必要がある。

図 4.13 は本現象への応答時間を表す。本実験では本現象への応答時間は最大回転角度の80%に到達するまでの時間とした。グラフの縦軸は応答時間、横軸は回転方向の条件、エラーバーは標準偏差を表す。周波数間で分散分析を行ったところ、有意差は確認されなかった(回内方向: $F(3,119)=1.558$, $MSe=51191$, $p>0.05$, 回外方向: $F(3,119)=0.183$, $MSe=5889.7$, $p>0.05$)。応答時間は全体平均でおよそ2秒であった。このことから本現象は振動周波数による影響を受けないことが示唆された。2秒という応答時間は触覚提示には遅く、例えばVR空間での力覚フィードバックに用いた場合、体験者に大きな違和感を与えてしまう。将来的な応用の際は応答時間の影響が少ない応用を行うか、力覚フィードバックのタイミングより早く振動重畳を開始することで遅延の影響を失くすなどの工夫が必要となる。

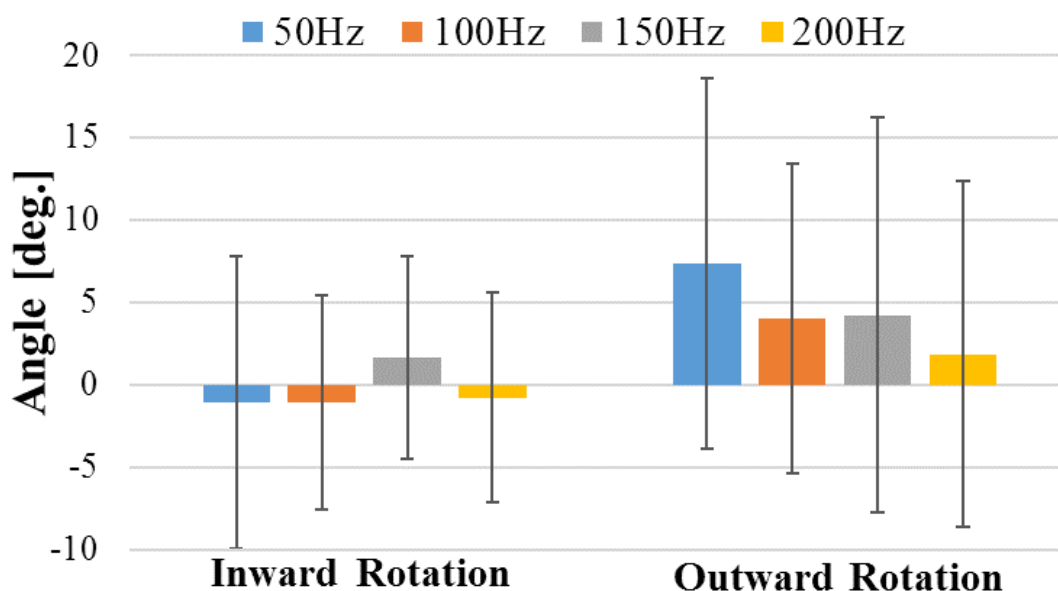


図 4.12 各周波数での最大回転角度の平均

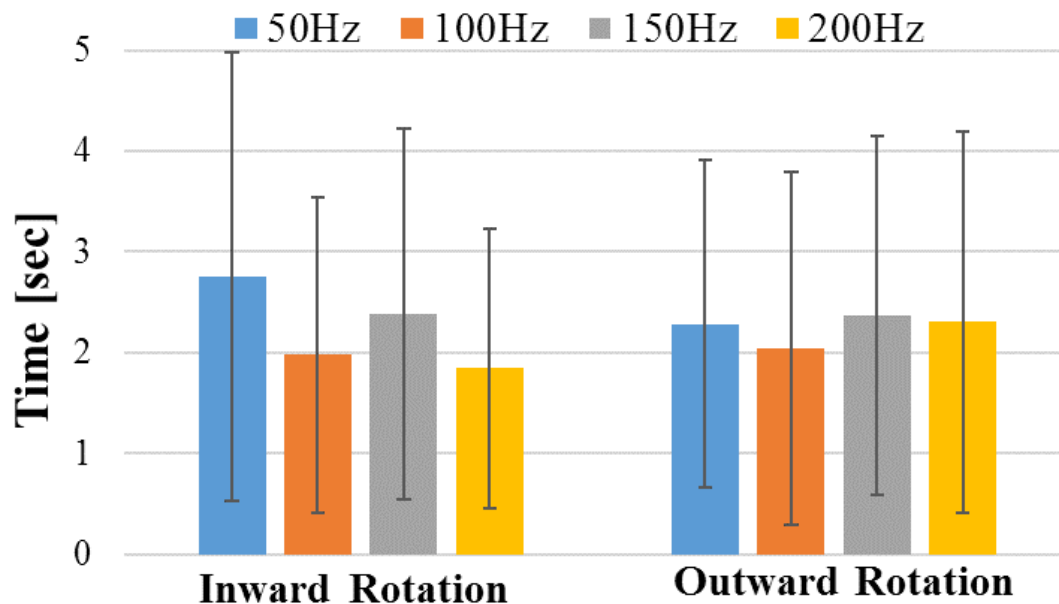


図 4.13 各周波数での最大角度 80%到達時間

4.3 手首への適用：重畳振動の振幅変化による影響調査

前節では、重畳振動の周波数変化の現象への影響を調査したが、本節では振動振幅を変化させた際の現象への影響を調査する。本実験では前節の周波数を変化させた実験と同様にマグニチュード推定法を用いて、被験者に振動なし条件の力覚と振動あり条件の力覚を比較させた。

4.3.1 実験内容

本実験は前節の実験と同じ実験環境及び手順で行った。被験者は 6 名の研究室メンバー(男性, 年齢: 21-24 歳)であり, 事前に手首で皮膚せん断変形により力覚が生起することを前節の実験と同様の方法で確認した。提示する振動の周波数は前節の結果より, 最も強く力覚が知覚された 50Hz を採用した。

本実験の条件として 2 方向のハンガー反射(回内方向・回外方向)と 7 振幅加速度(0.0625G, 0.0884G, 0.125G, 0.1768G, 0.25G, 0.3536G, 0.5G)を用意した。各条件を 5 回繰り返したため, 各被験者は合計 75 試行を行った。前節の実験と同じく, 実験を「回内方向セッション」と「回外方向セッション」に分け, セッション間は最低 2 時間以上の時間の休憩を設けた。各セッションにおいて, 振動振幅の提示順はランダムにした。振動刺激に対する順応を防ぐため, 8 試行毎に 30 秒以上の休憩を設けた。

4.3.2 結果・考察

実験結果を図 4.14, 図 4.15, 図 4.16 に示す. 図 4.14 は被験者が回答した各振幅での力覚量, 図 4.15 は被験者が振動刺激を重畳された際の手首の平均回転角度, 図 4.16 は現象の応答時間(回転角度が微小なため回転角度の 80%角度到達に要した時間)をそれぞれ表している.

4.3.2.1 被験者の比較回答

図 4.14 の縦軸は被験者が回答した比較結果, 横軸は提示振動の振幅, エラーバーは回答の標準偏差を表している. 各群内において初期状態の力覚との間で Wilcoxon の符号付き順位検定を行ったところ, 回内方向において全ての条件で有意差が確認され(0.0625G では $p=0.001$, 0.0884G では $p=0.002$, 他の条件では全て $p=0.0001$), 回外方向においても全ての条件で有意差が確認された(いずれも $p=0.0001$). また, 各条件間で Kruskal-Wallis 検定を行ったところ, 群間の代表値に有意差を確認した(回内方向において $df=6$, $\chi^2=58.0891$, $p < 0.01$, 回外方向において $df=6$, $\chi^2=34.7814$, $p < 0.01$). 下位検定として Steel-Dwass 法による多重比較を行ったところ, 回内方向では 0.5G と {0.0625G, 0.0884G, 0.125G, 0.1768G, 0.25G}, 0.3536G と {0.0625G, 0.0884G, 0.125G, 0.1768G}, 0.25G と {0.0625G} の間で, 回外方向では 0.5G と {0.0625G}, 0.3536G と {0.0625G, 0.0884G, 0.125G}, 0.25G と {0.0625G} の間で有意差が確認された(いずれも $p < 0.05$).

検定結果より, 全ての条件において有意に初期力覚より大きな力覚を知覚していることから, 振動刺激重畳によって知覚する力覚が増強されることが示唆された. また, より大きな振幅の振動を重畳すると, より大きな力覚を知覚することが示唆された. これらより重畳振動の振幅を変化させることで, ユーザへの出力力覚の調整可能性が示唆された.

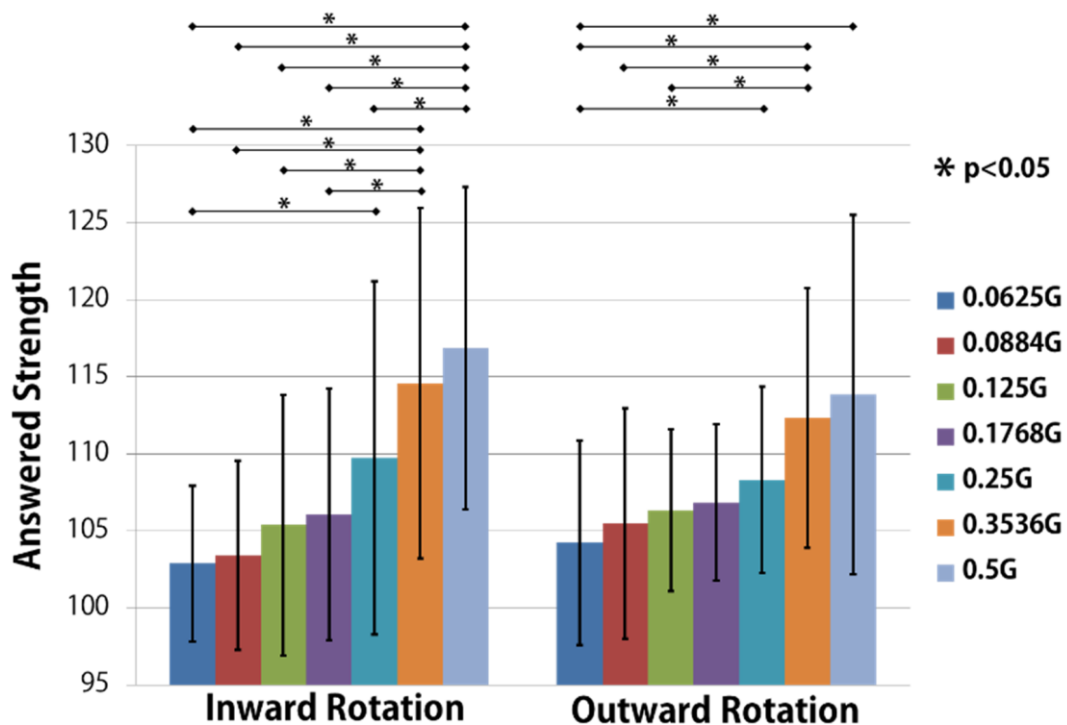


図 4.14 各振動振幅での回答平均値

4.3.2.2 回転角度及び応答時間

図 4.15 に 6 秒間の振動重畳での手首回転角度の平均を示す。手首回転角度は前節と同様に振動重畳中に到達した最大回転角度から、振動重畳前の手首角度を減算した値とした。縦軸は手首の回転角度、横軸はデバイス装着方向、エラーバーは標準偏差を表す。各群において初期状態との間で I サンプルの t 検定を行ったところ、回内方向においては 0.125G, 0.25G, 0.3536G, 0.5G で有意差が確認(0.125G では $p=0.01$, 0.3536G では $p=0.014$, 0.25G, では $p=0.001$)され、0.0884G において有意傾向が確認された($p=0.051$)。回外方向においては 0.1768G, 0.25G, 0.3536G, 0.5G で有意差が確認(0.1768G では $p=0.008$, 0.25G では $p=0.025$, 0.3536G では $p=0.0001$, 0.5G では $p=0.005$)され、0.0884G では有意傾向が確認された($p=0.072$)。また振幅の条件間で分散分析を行った結果、有意差は確認されなかった(回内方向: $F(6,209)=1.390, p>0.05$, 回外方向: $F(3,119)=8.346, p>0.05$)。検定結果より、初期状態の姿勢から角度が有意に増加しているため、有意差が確認された振幅の振動を重畳することで回転運動が生起することが示唆された。条件間では被験者間で生起する回転運動には個人差があり、分散が大きくなったため有意差が確認できなかったと考えられる。

図 4.16 は本現象への各振幅での応答時間を表す。本実験では前節と同様に応答時間を「最大回転角度の 80%に到達する時間」とした。グラフの縦軸は応答時間、横軸はデバイ

ス装着方向, エラーバーは標準偏差を表す. 分散分析を行った結果, 回内方向では振幅条件間で有意差が確認され, 回外方向では有意差が確認されなかった(回内方向: $F(6,209)=2.597$, $0.01 < p < 0.05$, 回外方向: $F(6,209)=0.364$, $p > 0.05$). 事後検定(Steel-Dwass 法)を行ったところ $0.00625G$ と $\{0.25G, 0.5G\}$, の間で有意差が確認された(いずれも $p < 0.05$). 応答時間は全体平均でおよそ 2 秒であった. 前節の結果と同様に応用の際には, 応答時間の遅延を考慮する必要がある.

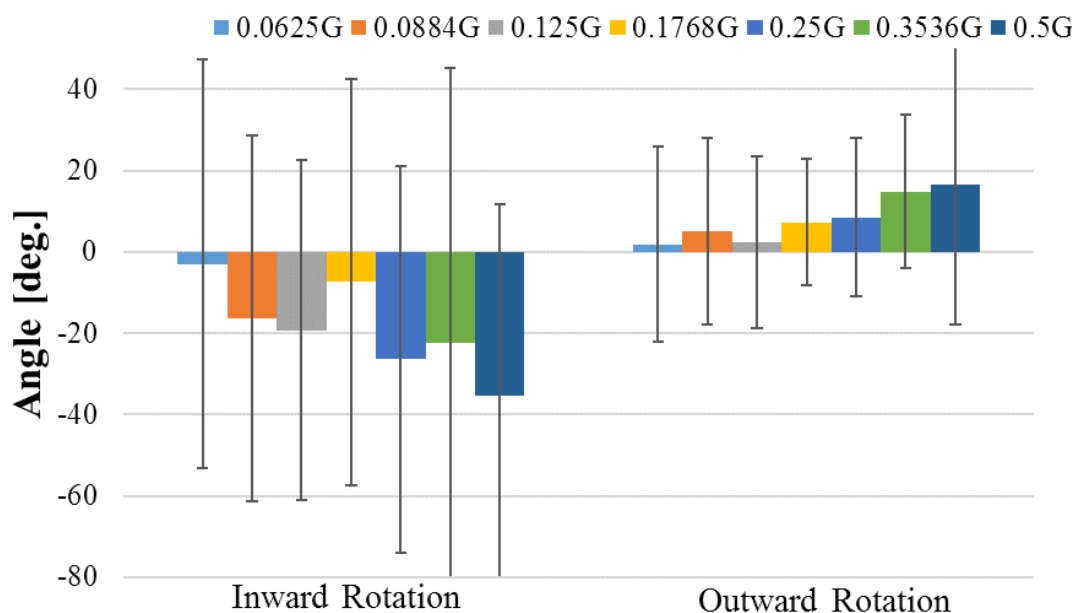


図 4.15 各振幅での平均回転角度

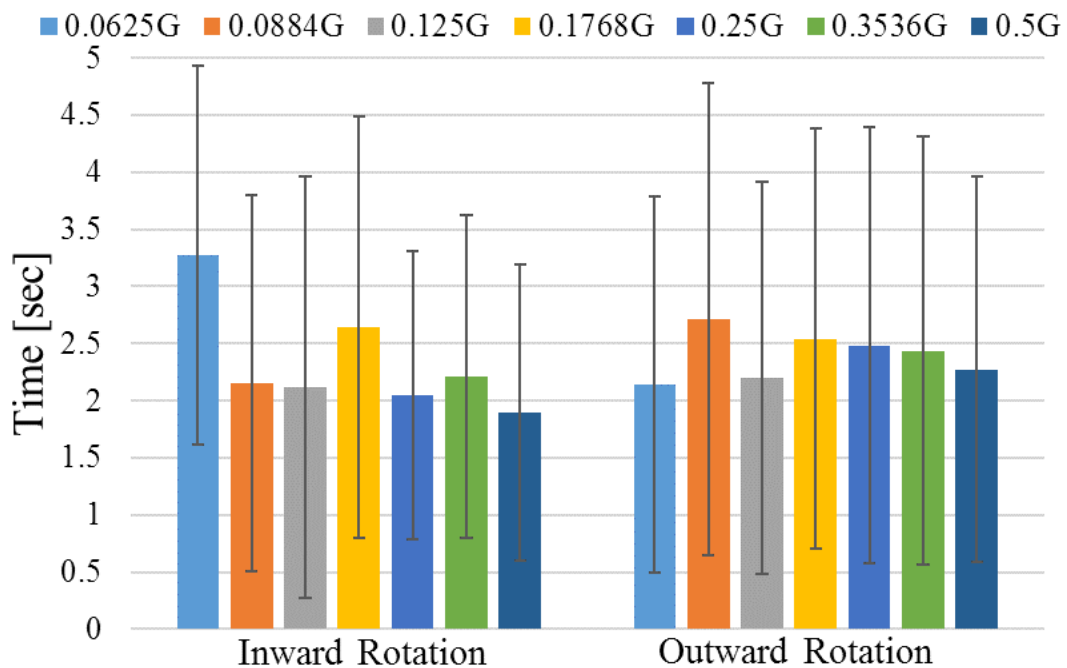


図 4.16 各振動振幅での応答時間

4.4 足首への適用

本節では足首への皮膚せん断変形及び振動刺激の重畳を適用する。皮膚せん断変形を発生させる装置を開発し、振動から振動刺激を重畳した。

4.4.1 足首デバイス

本現象の足首への適用を行うために足首デバイスを用意した。足首デバイスは3Dプリンタで出力されたABS製のフレーム、開放部を閉めるベルクロ、2つの振動子から構成される(図 4.17)。ABS製フレームは足首に密着する楕円形状であり、内側にウレタン材を貼り密着度を上げた。フレームは波形状部によって接続されており、波形状によってフレームを弾性変形させることで皮膚せん断変形を発生させる(図 4.17)。振動子はオーディオアンプを介してPCから音声信号が入力され振動する。足首デバイスの装着方法を示す。まず波形状が指側にくるようにデバイスを装着し、回しずらす。回しずらした後にベルクロによって開放部を閉じる。デバイスが弾性変形し、初期位置の方向に皮膚せん断変形が発生し力覚が生起する(図 4.18)。

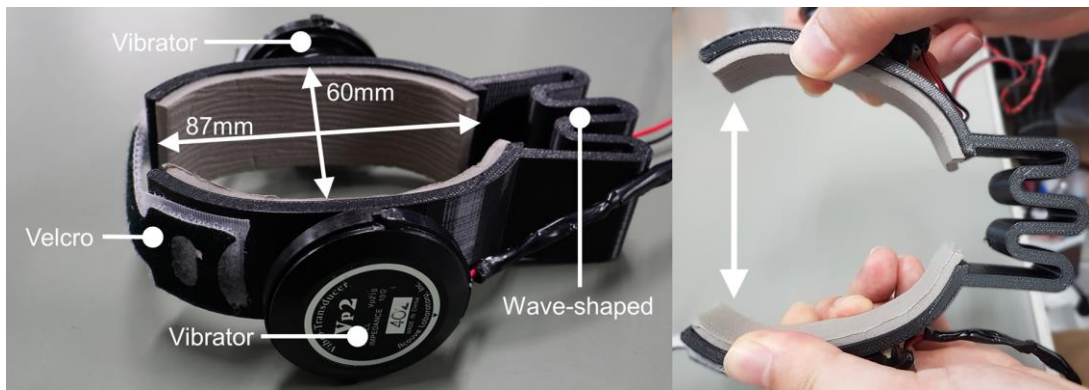


図 4.17 足首用デバイス：波型のバネ機構によってデバイスは弾性変形する



図 4.18 デバイスを用いたハンガー反射の誘発方法

4.4.2 ユーザースタディ

皮膚せん断変形を発生させた足首へ振動刺激を重畳による知覚力覚の変化を調査するため、ユーザースタディを行った。本ユーザースタディでは本現象に対してナイーブな研究室メンバー4名(男性, 21-23歳)を採用し行った。被験者は実験前に足首デバイスで発生させた皮膚せん断変形によって力覚が生起することを確認した。実験では被験者に足首デバイスを装着させ力覚が生起することを確認した後、振動を重畳した。重畳した振動は手首での実験を参考に 50Hz の正弦波を振動子から出力した。振動重畳は椅子に座った状態とデバイスを装着していない足で片足立ちの状態で行った。デバイス適用後、被験者には振動刺激重畳の有無によって知覚する力覚がどのように変化したかインタビューした。

ユーザースタディの結果、4人の被験者全員が足首用デバイスによって力覚が生起したと回答した。また振動刺激を重畳したところ、被験者全員が力覚の増強を知覚したと回答した。足首デバイスによる力覚及び振動重畳による力覚の増強のどちらも片足立ちの状態のほうが、より明確に知覚できたとの回答が得られた。これは姿勢による違いによって、足の可動

域の違いが生まれたことや、椅子との接触によって錯覚が弱くなってしまったことが考えられる。

4.5 まとめ

本章では新たに発見した皮膚せん断変形部位への振動刺激重畳により知覚する力覚が増強する現象について述べた。本現象を頭部、手首、足首に適用したところ全部位で力覚の増強が確認された。頭部及び手首では被験者実験も行い、知覚する力覚が有意に増強され、頭部回転角度にも有意差が確認された。被験者実験では周波数の異なる振動を重畳したところ、頭部及び手首においては 50-100Hz の振動において最も力覚が増強された。また手首において周波数を統一した異なる振幅の振動を重畳したところ、振幅が増加するにつれて知覚する力覚も増加していった。本現象に対する反応時間を計測したところ、頭部と手首において反応時間は約 2 秒であることが確認された。これらの結果から本現象は身体の各所へ適用可能であり、50-100Hz の周波数での振動で最も力覚が増強されることが示唆された。また、手首の実験結果より振幅を変化させることで、力覚増強を変化させることで、ユーザへ提示する力覚の出力調整の可能性も示唆された。

第5章 振動重畳による力知覚増強現象の機序

本章では、各部位での適用結果や実験結果をもとに、本現象の発生原因の考察を行った。考察をもとに機序の仮説を2つ挙げ、各仮説を検証する実験を行った。

5.1 仮説

5.1.1 知覚の非線形性

振動重畳によって知覚力覚が増強した原因として、振動を知覚する際に知覚の非線形性によってハンガー反射による皮膚歪み方向の刺激のみを強く知覚した可能性が考えられる。ハンガー反射が発生している部位は回転方向の皮膚せん断変形が発生している。そこへ振動を重畳すると、皮膚変形が増加する方向と減少する方向へ移動する(図 5.1)。この時の増加方向のみの刺激を知覚し、結果的に一方向の力覚と知覚したことが考えられる。

第2章で述べたように、このような「知覚の非線形性」を利用した手法は、クランク機構[15]や振動子[11][12][13]を用いて非対称な加速度を提示することで擬似的な力覚の提示を実現している例がある。また、偏加速度による非対称な皮膚変位が力覚生起に影響していることも報告されている[13]。先行事例[13]では使用する振動の周波数は70Hz以下が良いとされており、頭部と手首での実験結果の50-100Hzで強く増強された結果と一致している。先行事例では振動波形として加速度を一方向に偏らせるために特殊な波形を用いているが、本稿では正弦波を用いている。前述のように本稿での実験では、あらかじめ一方向への皮膚せん断変形が生じた状態での振動重畳であるために結果的に類似の効果が得られたと考えることが出来る。

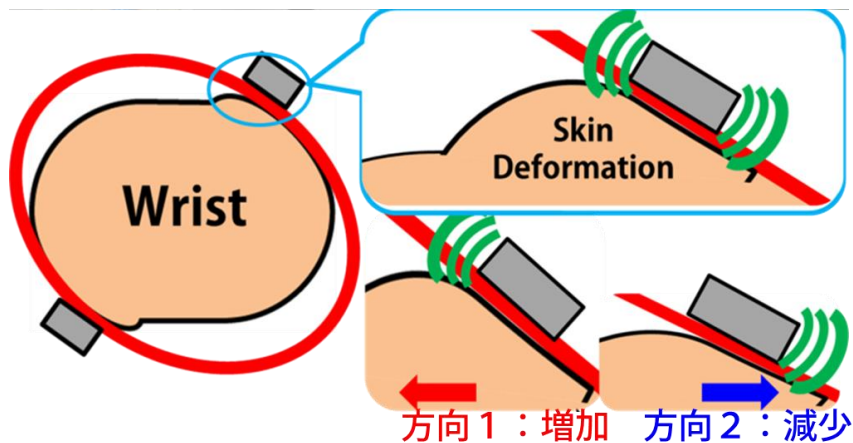


図 5.1 想定される皮膚変形方向

5.1.2 運動錯覚

次に考えられる発生原因は振動提示によって運動錯覚がハンガー反射と同時に誘発された可能性である。運動錯覚とは Goodwin et al.[38]によって報告された現象で、腱へ 100Hz 程度の振動刺激を与えた際に、あたかも提示部位が屈曲しているような感覚のみ生起するというものである(図 5.2)。肘だけでなく、膝や指においても 50Hz の振動刺激を与えることで運動錯覚が発生することが確認されている[39]。本現象では手首に振動提示を行っているが、手首には腕の回内運動に用いられる方形回内筋(図 5.3)が存在し、腱もその付近に存在する。よって、手首デバイスからの振動刺激が原因の回内方向の運動錯覚が発生した可能性が考えられる。また振動刺激のみを用いて生起させる運動錯覚の方向は一方向のものが多いが、対象部位の他動運動[40][41]や皮膚変形[34]を加えることで運動錯覚の方向変更が可能であることが報告されている。本現象では振動以外に皮膚せん断変形を事前に発生していたため、せん断方向によって振動のみとは異なる運動錯覚が発生した可能性も考えられる。手首以外にも本現象を適用した部位付近には腱が存在していることから、運動錯覚が本現象へ関与していることが予想される。



図 5.2 腱への振動刺激提示による運動錯覚([41]より引用)

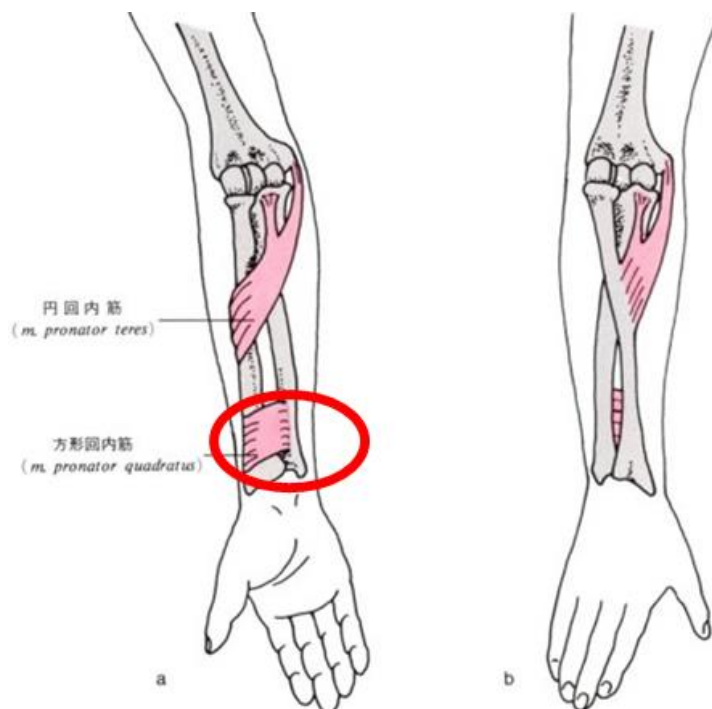


図 5.3 方形回内筋：手首を内側に回す回内運動時に使用([42]より引用)

5.2 発生原因の調査：電気刺激による機械刺激を用いない振動刺激の重畳

前節において本現象の発生原因を考察し、発生原因の仮説を2つ挙げた。どちらも振動が関わっているが、知覚の非対称性が原因であれば、皮膚感覚である皮膚変形が重要であり、

運動錯覚が原因であれば、皮膚よりも深部の受容器への刺激が重要と考えられる。そこで本節では、本現象で用いる振動を、皮膚を物理的に駆動して刺激を提示する機械刺激による振動から、電気刺激を用いた知覚としての振動に置き換えて実験を行った。電気刺激で用いる電極の配置距離を変化させることで、刺激を到達させる深さを調整し皮下の浅い部分と深い部分を選択して刺激した。本実験により、機械刺激以外の振動感覚による増強現象発生の有無、発生するのであれば、現象発生に関連する振動刺激の解明を目指す。

5.2.1 実験で明らかにしたい事項

本現象では機械刺激を用いて振動刺激を皮膚せん断変形に対して重畳している。現象の特性として、このときの振動刺激が機械刺激である必要があるのか、または振動刺激であれば電気刺激のような物理的に皮膚を駆動しない刺激による現象発生の有無を確認する。本事項を確認することによって、刺激の着目する点が異なる。もし、機械刺激の振動重畳でのみ増強現象が確認される場合は、その機械刺激をより詳細に計測及び解析していく必要がある。逆に、機械刺激以外の振動感覚重畳でも増強が確認された場合は、人に知覚や注意といった部分に着目して解明を進める必要がある。

もし、電気刺激のような機械刺激以外の振動感覚においても増強現象が発生するのであれば、その刺激の深度を変化させることで、前節で考察した2つの項目が関連しているかの確認が可能となる。知覚の非対称性が関連しているのであれば、皮膚感覚が関連していると考えられ、皮下の浅い部分への電気刺激による振動刺激で増強現象が発生するはずである。もう一つの運動錯覚現象が関連している場合は、皮下の深い部分への電気刺激による振動刺激で増強現象が発生するはずである。よって実験では皮下の浅い部分への電気刺激と深い部分への電気刺激を用意し、皮膚せん断変形へ重畳することによって、知覚力覚への影響を調査する。

5.2.2 実験概要

皮膚せん断変形部位への振動刺激重畳による力知覚増強現象の発生原因を解明するため、機械刺激でなく電気刺激による振動刺激を皮膚せん断変形へ重畳した際の知覚力覚への影響調査を行った。電気刺激は電極間隔が狭く皮下の浅い部分に刺激を伝える電気刺激と、電極間隔が広く皮下の深い部分に刺激を提示する電気刺激の2つを用意し、皮膚せん断変形が発生している左手首に重畳した。実験はマグニチュード推定法を用いて行い、電気刺激なしとありの状態の力覚を数値で回答させ、比較した。

5.2.3 電気刺激

5.2.3.1 電気刺激装置

本実験で用いる電気刺激装置について述べる。電気刺激装置は、マイクロコントローラ、

高電圧電源、電圧電流変換回路、高耐圧スイッチング回路からなる。マイクロコントローラからの指令値に任意の電圧が出力され、高電圧電源に接続された電圧電流変換回路に入力される。電圧電流変換回路はマイクロコントローラからの電圧に合わせた電流を出力する。電圧電流変換回路から出力された信号は高耐圧スイッチング回路に入力される。高耐圧スイッチング回路は出力先が電極に接続されており、最終的な電極の接続先をマイクロコントローラの司令によって決定する。電極の接続先は電気刺激の陽極、陰極、ハイインピーダンスに切り替えられる。電気刺激装置は電圧電流変換回路により、電極が貼り付けられた皮膚抵抗に関わらず、司令通りの電流を最大 10mA 流すことが可能となる。また、電圧電流変換回路によって出力電流が制限されているため、ソフトウェアのミスによって、人体に影響を与えるような大量の電流が出力されることを防ぐことが可能となる。

5.2.3.2 本実験で用いる電気刺激

本実験で用いる電気刺激は機械刺激を用いた振動刺激を再現するべく、周波数は機械刺激と同じく 50Hz を選択した。刺激の波形は双極のパルス信号を用い、刺激時間は $350\ \mu\text{sec}$ とした。つまり、時刻 0ms に正方向のパルス信号を出力し、周期の半分の時刻 10ms に負方向のパルス信号を出力した(図 5.4)。

上記の電気刺激の信号を2つの電極間で行った。本実験では、手首デバイスによる皮膚変形部位2点を2つの電極で挟むように配置(電極間隔 20mm)し皮下の浅い部分を刺激する浅い電気刺激と、手首デバイスによる皮膚変形部位2点到電極を配置(電極間隔は被験者の手首の大きさに依存)し皮下の深い部分を刺激する深い電気刺激を用意した(図 5.5)。

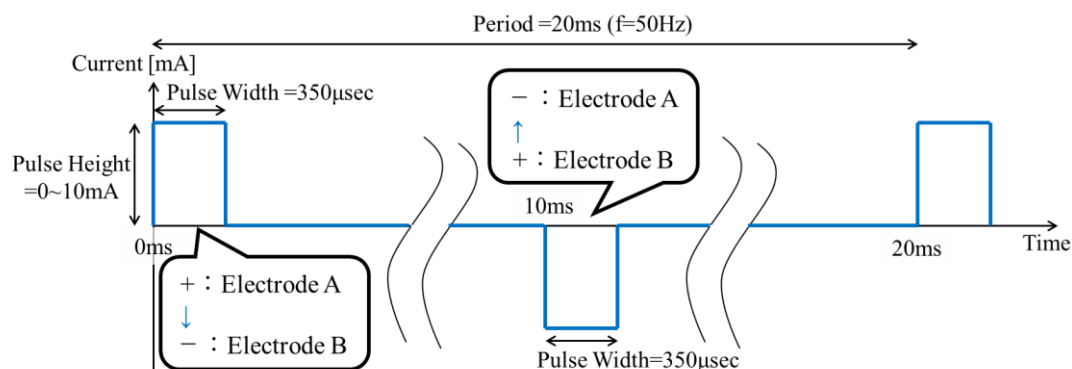


図 5.4 使用した電気刺激の波形



図 5.5 電気刺激の電極配置例. (左)深い電気刺激の電極配置, (右)浅い電気刺激の電極配置

5.2.4 手首デバイス及び計測システム

手首に皮膚せん断変形を発生させるために, ステンレスフレームを U 字に変形させた手首デバイスを用意した. デバイスの装着方法を以下に示す. 手首デバイスを U 字の開放部から手首に装着し, 提示したい方向と逆方向に回しずらすことで, 弾性変形による皮膚せん断変形が発生する. 皮膚せん断変形が発生し, 力覚が生起することを確認したら, ベルクロを閉じ, デバイスの位置がずれないように固定する.

実験中の被験者の手首の回転角度計測システムについて述べる. 被験者の手首角度は被験者の横に設置した三脚にのせたモーションキャプチャカメラ(OptiTrack Trio)によって行う. 被験者の左手にマーカを装着させることで, 角度計測を行う. モーションキャプチャによって得られた被験者の手首角度は PC 内の中継ソフトウェア(Motive)を通じて, Unity の実験ソフトウェアに送信される. 計測対象とする軸は, 手首の回内運動と回外運動を行う Yaw 軸とした.

5.2.5 実験手順

本実験の 1 試行の手順は頭部デバイスを用いて行った実験手順 4.1.4 と同様に行った. 頭部での実験の違いはデバイスが頭部デバイスから手首デバイスに変更された点である. 以

前の実験と同様に、デバイスを装着させ、被験者自らボタンを押して試行を開始する。開始 2 秒間は正常姿勢を維持、ビープ音とともに 5 秒間脱力し、ビープ音と同時に電気刺激が重畳される。刺激重畳終了後、刺激なしと刺激なしで力覚を比較させ、数値で回答させた。

実験は深い電気刺激フェーズと浅い電気刺激フェーズを用意し、フェーズ間は 1 日以上以上の時間を設けた。

5.2.6 実験条件

本実験での被験者は 7 名の研究室メンバー(男性, 21-24 歳, 右利き)であった。電気刺激の条件は上記のように周波数を機械刺激に合わせて 50Hz, パルス幅を 350 μ sec とした。電気刺激の電流量は装着方向変更時に右手に振動子付きデバイスからの振動刺激(周波数 50Hz, 加速度振幅 \pm 1.5G)と刺激強度が同じになるように調整させた。手首デバイスの装着方向は皮膚せん断変形による力覚が外回転と内回転, そして無回転の 3 条件を用意した。各条件を 10 回繰り返したため, 1 名の被験者は合計 30 試行を行った。刺激の提示順は 5 試行内でランダムとし, 5 試行毎に装着方向をした。なお, 装着方向変更時には上記のように毎回振動デバイスを用いた電流量調整を行った。また, 15 試行毎に 1 分以上の休憩を設けた。1 被験者の実験時間は約 30-40 分であった。

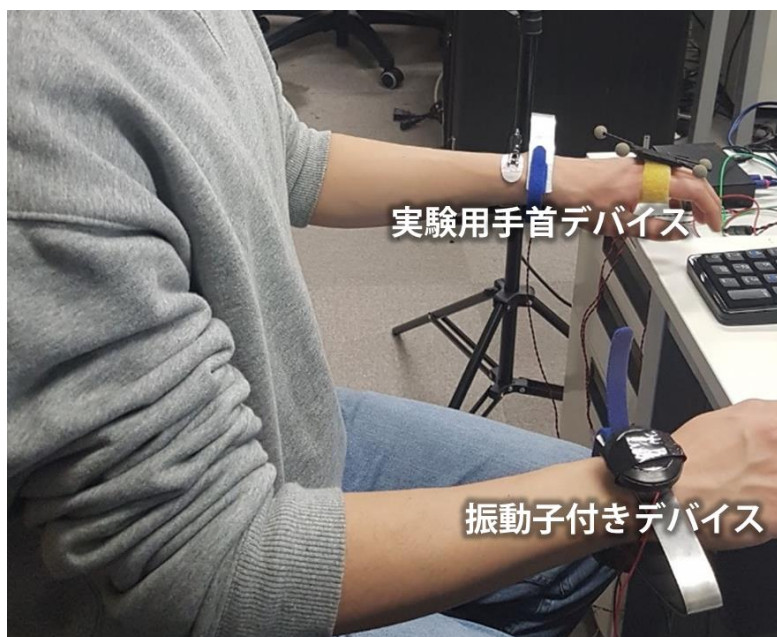


図 5.6 電気刺激強度調整の様子

5.2.7 実験結果

図 5.7 に実験結果を示す。グラフの縦軸は被験者の回答, 横軸は装着条件, 青色は深い電気刺激, 黄色は浅い電気刺激の条件を表している。各条件で Wilcoxon の符号順位検定(基準

値 100)を行ったところ、深い電気刺激での無回転条件以外のすべての条件で有意差が確認された($p<0.001$)。条件間の比較を行う 2 元配置分散を行ったところ、有意差が確認された ($p<0.001$)。事後検定(Bonferroni 法)による多重比較を行ったところ、無回転と外回転の装着条件において、深い電気刺激と浅い電気刺激との間に有意差が確認された($p<0.001$)。

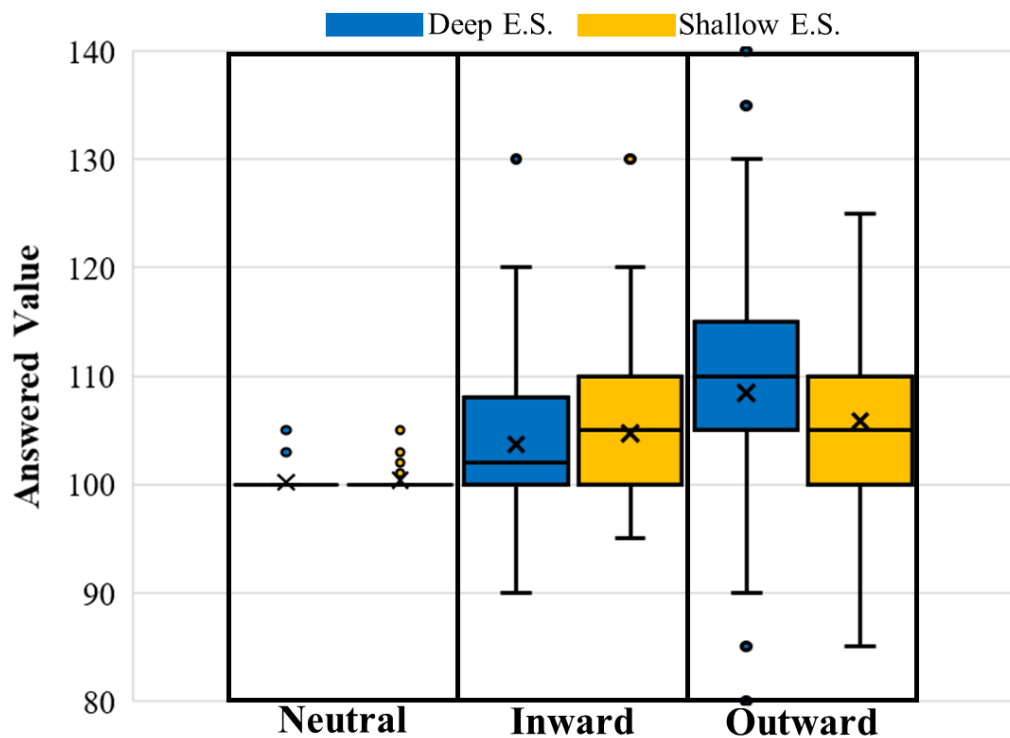


図 5.7 各条件での被験者の回答力覚

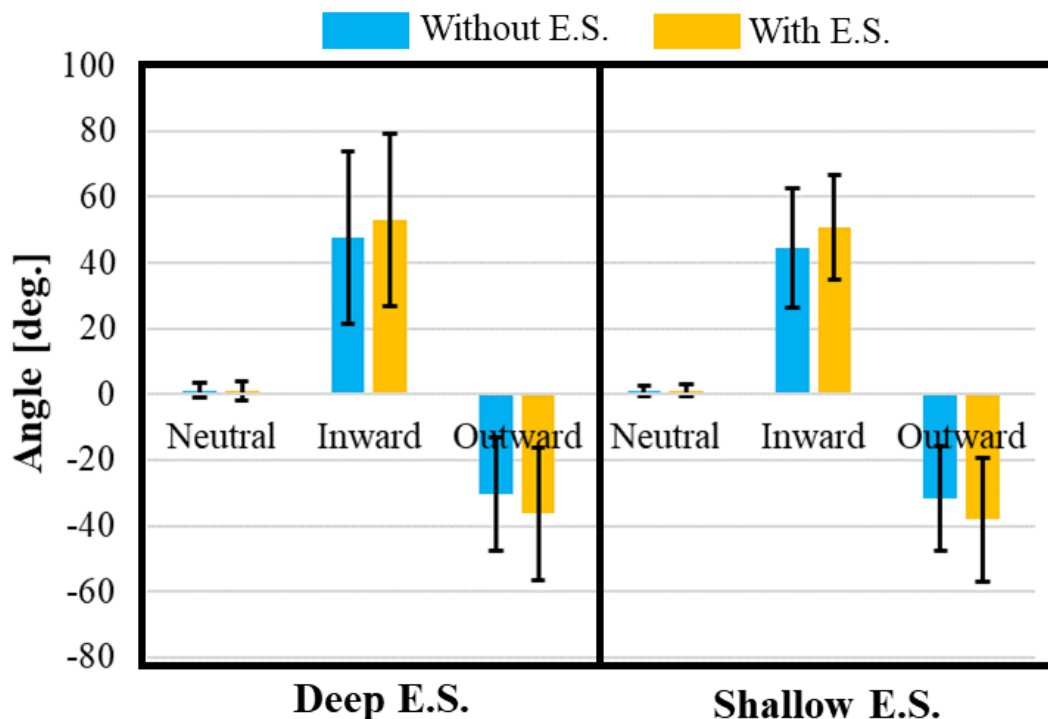


図 5.8 各条件での手首回転角度.(左)深い電気刺激条件, (右)浅い電気刺激条件

5.2.8 考察

検定結果によって深い電気刺激の無回転以外の条件で, 皮膚せん断変形への電気刺激重畳によって知覚力覚の増強が確認された. これにより, 本現象は機械刺激による振動刺激である必要がなく, 電気刺激でも発生することが確認された. さらに, 電気刺激間の検定結果では, 無回転と外回転で, 深い電気刺激が知覚力覚をより増強したことが確認された. 深い電気刺激がより強い力覚を知覚されたことを考えると, 深い電気刺激によって刺激されたとされる, 腱のゴルジ腱器官や筋肉の筋紡錘が刺激された可能性がある. 手首には手首を内側に腕を回転させる動きである回内運動に関わる方形回内筋がある. 有意差が確認されたのは回外方向である外回転であったため, Electrical Muscle Stimulation(EMS)による筋肉駆動による力覚知覚が関連しているとは考えにくい. 一方で, 手首の腱付近へ電気刺激を行うと押されるような力覚が生起すること[50]や, 肘に機械刺激でなく電気刺激による振動を提示することでも運動錯覚が生起する[51]ことが確認されており, 本実験の手首においても, 腱への刺激による力覚生起や運動錯覚が発生したことで, 類似の増強現象が発生した可能性がある. 電気刺激間の有意差と有意差が確認された回転方向の結果から, 本現象へのゴルジ腱器官や筋紡錘などの深部への刺激の関連が示唆された.

5.3 発生原因の調査：偏加速度振動重畳による影響調査

発生原因の仮説として、知覚の非対称性を挙げた。偏加速度振動している振動子を把持することで、牽引力覚を知覚する現象が報告されており、本現象においても事前の皮膚変形に対して正弦波を重畳したことで、結果的に類似した現象が発生している可能性を考えた。これは皮膚変形へ正弦波を駆動することで、皮膚変形が増加する方向と減少する方向に皮膚が駆動され、増強する方向のみを知覚したために、力覚が増強したと考えた。

そこで本仮説を検証するために、偏加速度振動を重畳する実験を行った。これまで皮膚変形に対して重畳してきたのは正弦波であった。一方で、知覚の非対称性が関わっているのであれば、先行研究で用いられてきた偏加速度を皮膚変形が増加する方向に用いれば、より強い力覚が生起すると考えられる。逆に、皮膚変形が減少する方向に偏加速度を用いれば、知覚する力覚が変化しない、または減少することも考えられる。本節では複数の偏加速度振動パターンを皮膚せん断変形部位に対して重畳することで、知覚力覚への影響を調査する。

5.3.1 実験概要

本実験では上記のように皮膚せん断変形に対して重畳する振動に偏加速度振動であるノコギリ波を用い、本現象への知覚の非対称性の関与を調査する。手法としてこれまでの実験と同様に、振動なしと振動ありで知覚力覚を数値で比較させる、マグニチュード推定法を用いた。本実験では実験対象を手首とした。

5.3.2 実験セットアップ

本実験において手首に対して皮膚せん断変形及び振動刺激を重畳するための手首デバイスを用意した。手首デバイスは U 字のステンレスフレーム、ベルクロ、2 個の振動子 (Haptuator Mk2, Tactile Labs Inc.) から構成される。振動は PC の実験用ソフトウェアから司令を受けたマイクロコントローラ (mbed LPC1768, NXP Inc.) から出力されたノコギリ波をオーディオアンプで増幅し、振動子に入力される。デバイスは被験者の左手首に装着され、実験を行った。

また、実験中の被験者の手首の角度計測も行う。被験者の左手に計測用マーカを装着させ、モーションキャプチャカメラ (OptiTrack Trio, OptiTrack Inc.) によって計測を行う。計測角度は中継ソフトウェア (Motive) を経由して実験用ソフトウェアに取り込む。

5.3.3 実験手順

実験手順は 4.1 と 5.2 と同様の手順で行った。実験前にデバイス装着方法や手順説明を行い、1 試行はデバイス装着、ボタン押下で開始、2 秒間正常姿勢維持、ビーブ音の後に脱力 5 秒 (刺激なし力覚)、ビーブ音の後に刺激重畳 5 秒 (刺激あり力覚)、比較結果回答という手

順で行った。8 試行毎に装着方向を変更し、24 試行毎に 1 分以上の休憩を設けた。

5.3.4 実験条件

本実験の被験者は 7 名の研究室メンバー(男性, 21-24 歳, 右利き)であった。被験者は実験前に手首デバイスによる皮膚せん断変形で力覚を知覚することを確認した。手首デバイスの振動子には 60Hz のノコギリ波を入力した。振動子からの出力は、手首デバイスに加速度センサを貼り付け、全パターンにおいても加速度振幅が 5G となるように出力を調整した。2 個の振動子に重畳する振動パターン 4 つとデバイスの装着時の振動子の配置を図 5.9 に示す。これらは 2 つの振動子から出力される全パターンであり、各条件における振動子と皮膚せん断変形方向との関係も示した。手首デバイスの装着条件は外回転、内回転、無回転の 3 条件を用意した。各条件は実験内で 6 回繰り返され、8 試行(4 振動パターン×2 回繰り返し)内でランダムに出力された。装着方向は 8 試行毎に変更し、24 試行ごとに 1 分以上の休憩を設けた。よって 1 人の被験者が行う合計試行回数は 72 回であった。

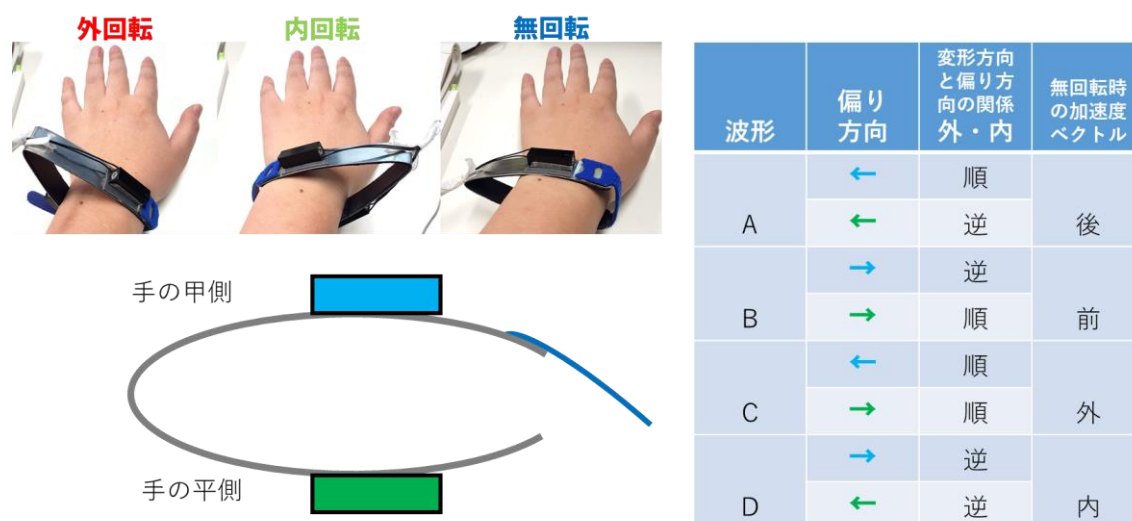


図 5.9 デバイス装着方向と振動子の位置関係

5.3.5 実験結果

図 5.10 に無回転条件、図 5.11 に内回転条件、図 5.12 に外回転条件での被験者の回答結果を示す。グラフの縦軸は被験者の回答、グラフの横軸は重畳する振動パターンを表している。無回転条件での各群で 1 サンプルの Wilcoxon の符号順位検定(基準値 100)を行ったところ、すべての群で有意差が確認された($p < 0.01$)。内回転条件での各群で 1 サンプルの Wilcoxon の符号順位検定(基準値 100)を行ったところ、すべての群で有意差が確認された($p < 0.01$)。外回転条件での各群で 1 サンプルの Wilcoxon の符号順位検定(基準値 100)を行

ったところ、すべての群で有意差が確認された($p < 0.01$)。次に装着方向と重畳振動条件で 2 元配置分散分析を行ったところ、内回転条件内と外方向条件内で有意差が確認された(内回転： $F(3,492)=5.51$ $p=0.001 < 0.01$ ，外回転： $F(3,492)=8.28$ $p=0.000 < 0.0001$)。事後検定で多重比較(Bonferroni 法)を行ったところ、内回転において波形 B と{波形 C, 波形 D}の間に有意差($p < 0.001$)，外回転において波形 A と{波形 C, 波形 D}，波形 B と波形 D との間に有意差($p < 0.001$)が確認された。

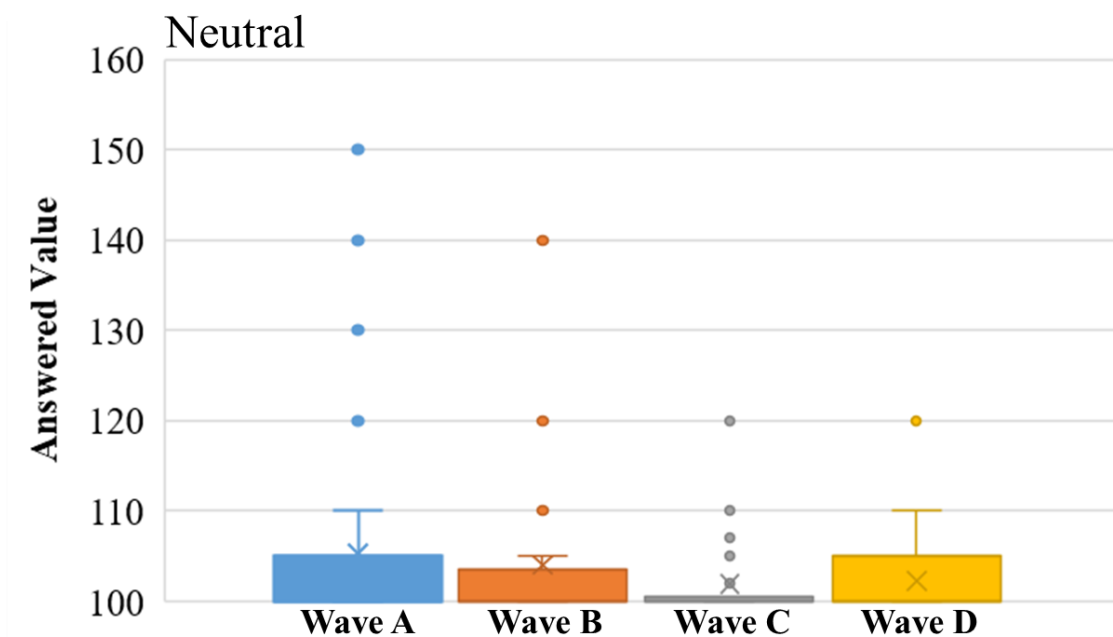


図 5.10 無回転条件での各回答

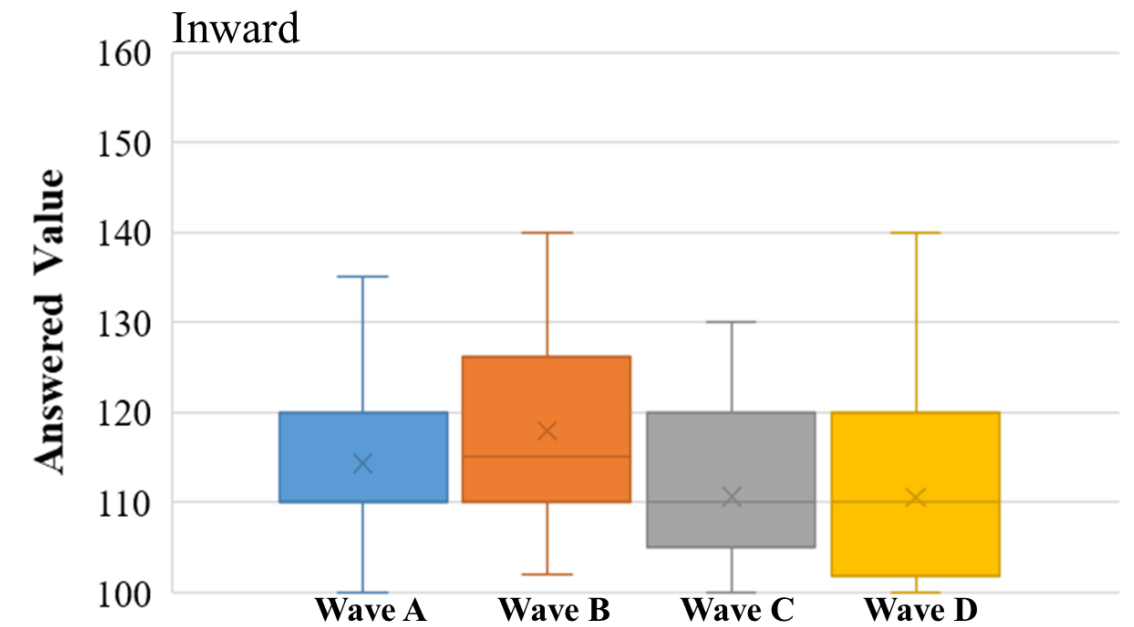


図 5.11 内回転条件での各回答

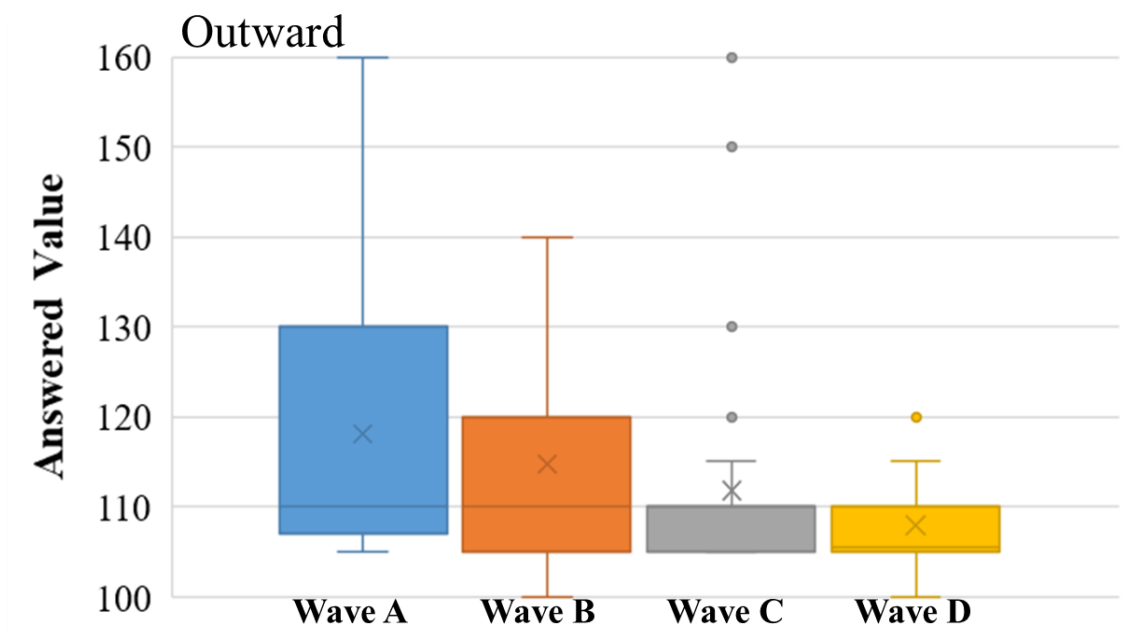


図 5.12 外回転条件での各回答

次に図 5.13, 図 5.14, 図 5.15 に各条件での手首回転角度計測結果を示す. グラフの縦軸は手首回転角度, 横軸は提示振動パターン, 青は振動なし条件, 橙は振動有り条件, エラーバーは標準偏差を表している. 多重比較(Bonferroni 法)によって各振動パターン内で振動

なし条件と振動あり条件の角度を比較したところ、無回転条件では全振動パターンで有意差が確認されず($p>0.05$), 内回転条件では全振動パターンで有意差を確認($p<0.01$), 外回転条件では全振動パターンで有意差を確認($p<0.01$)した。

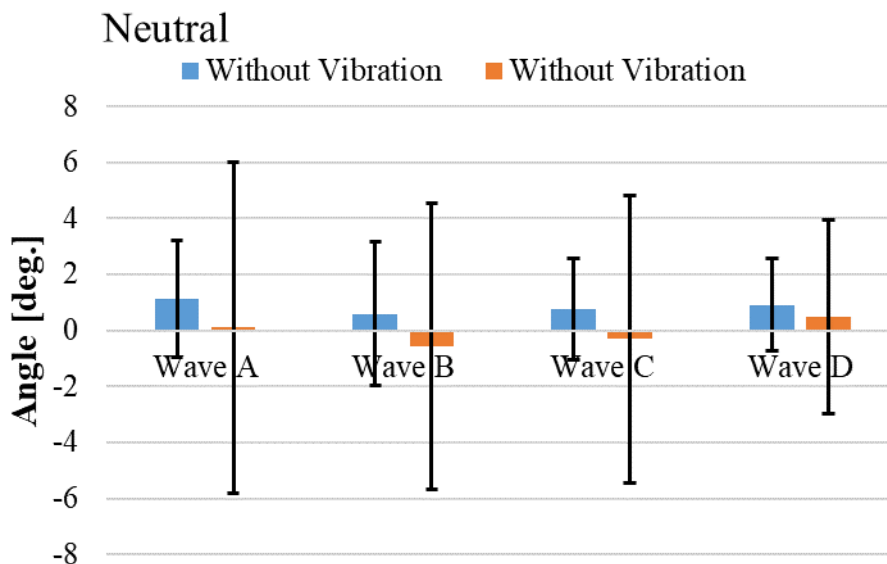


図 5.13 無回転条件での手首回転角度

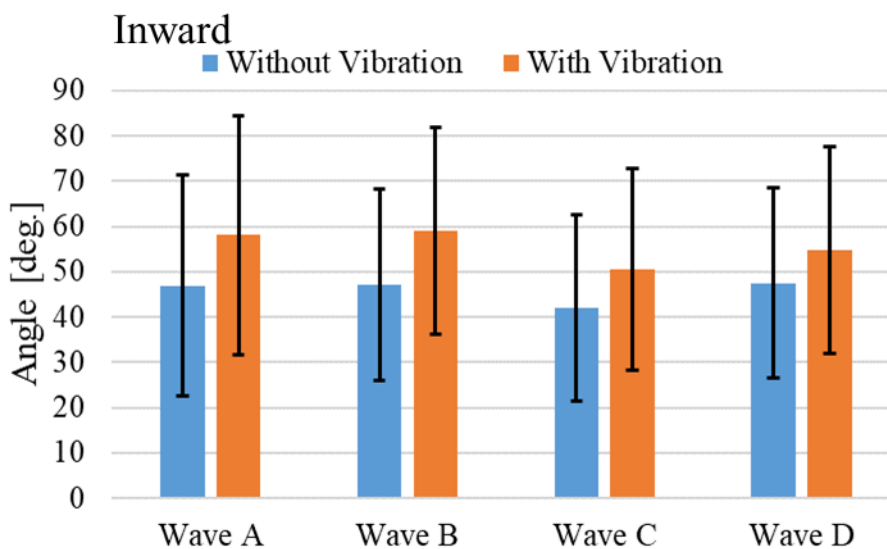


図 5.14 内回転条件での手首回転角度

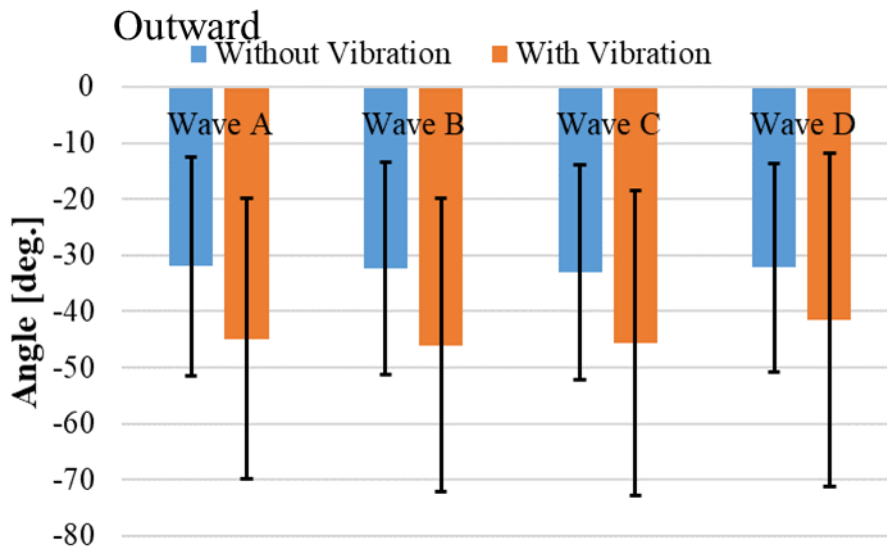


図 5.15 外回転条件での手首回転角度

5.3.6 考察

全装着条件において群内で有意差が確認されたこと、振動なし条件と振動あり条件で手首角度が有意に増加したから、ノコギリ波による偏加速度振動を重畳しても知覚力覚が増強されることが確認された。無回転条件でも力覚が生起していることから、偏加速度振動はデバイスを通して手首に提示した場合でも力覚が生起させることが確認された。

また知覚の非対称が関連している場合は、皮膚せん断変形方向と振動子による偏加速度方向が一致すると最も強く増強されると考えられる。図 5.9 に示したとおり、本実験での振動パターンでは波形 C が一致しており、波形 D が逆となっている。波形 A では手の甲側では一致しており、手の平側では逆となっている。波形 B は手の甲側では逆となっており、手の平側では一致している。

検定の結果、皮膚変形方向と振動パターンの方向が 2箇所とも一致している波形 C が、片方のみ方向が一致している波形 A や波形 B よりも有意に知覚力覚が小さいことが確認された。皮膚変形方向と偏加速度方向が一致している条件である波形 C が最も強い力覚知覚とならなかったことから、知覚の非対称性の関連は薄いと考えられる。偏加速度振動重畳でも増強現象が確認されたのは、重畳された振動刺激が筋紡錘やゴルジ腱器官などの皮下の深部にまで伝わったためと考えられる。波形 A と波形 B は 2つの振動子の振動方向の合成ベクトルは並進方向となり、波形 C と波形 D は回転方向であった。この振動の方向の違いによって、振動の到達深度に違いが生まれた可能性も考えられる。

5.4 仮説検証結果を踏まえた考察

本節では本章で行った 2 つの実験の結果をもとに、改めて力知覚増強現象の機序を考察する。

まず電気刺激を用いた実験では、深部への電気刺激が浅い電気刺激と比較して有意に強い力覚を知覚させた。この結果より、深部への電気刺激がより本現象に関わっており、その候補として筋紡錘やゴルジ腱器官への刺激到達による運動錯覚が関連していると考察した。

次に偏加速度振動を用いた実験では、皮膚せん断変形と偏加速度の方向が一致している条件はそれらが一致していない条件よりも有意に知覚力覚弱かった。仮説で述べた知覚の非線形性が関わっている場合、皮膚せん断変形と偏加速度の方向が一致していた場合、一致していない条件よりも知覚する力覚は強くなるはずである。以上より、本現象への知覚の非対称性の関連は薄いと考察した。

2 つの実験結果を総合すると、本現象には筋紡錘やゴルジ腱器官などへの刺激提示による運動錯覚が関与していると考えられる。皮膚せん断変形によって力覚を生起した状態で、運動錯覚が同時に発生したことで、ユーザは力覚が増強したと知覚したと考えられる。

5.4.1 他の箇所での考察

本章における機序の調査は手首においてのみ行った。知覚力覚増強現象は手首だけでなく、頭部、足首などでも確認されているため、手首での結果を踏まえ、各所での機序を考察する。

頭部の場合はハンガー反射デバイスに振動子が搭載されたデバイスによって現象が確認された。皮膚変形部位の直下を調べてみても、頭部回転に関わる筋肉や腱は確認できなかった。しかし、頭部回転に関わる筋肉である胸鎖乳突筋や頸板状筋などの筋肉及び腱は頭蓋骨に接続されている(図 5.16)ことから、提示した振動は皮膚変形部位直下の頭蓋骨を介してこれらの筋及び腱へ伝搬した可能性が考えられる。伝搬した刺激が運動錯覚や力覚知覚をハンガー反射と同時に発生させたために、被験者は力覚が増強したと知覚した可能性がある。

足首においては、皮膚せん断変形を発生させるフレーム型デバイスに振動子を搭載したデバイスを用いて力覚を生起させた。刺激を提示した足首付近を調べてみると、足首の回転運動に関係している筋肉の腱が密集している(図 5.16)。手首での機序を足首へ適用すると、デバイスによって足首へ刺激提示を行った際に、振動刺激が提示部位直下の腱に到達し、運動錯覚または力覚が発生したと考えられる。皮膚せん断変形による力覚生起と振動による運動錯覚が同時に発生したために、被験者は力覚が増強したと知覚した可能性が考えられる。

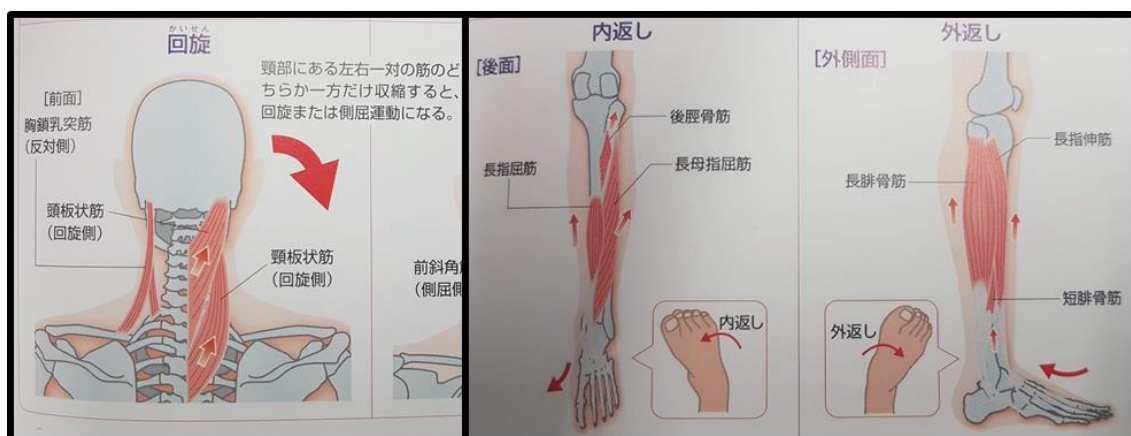


図 5.16 頭部及び足首の回転運動に関連している筋肉([42]より引用)

5.5 まとめ

本章では前章で確認した皮膚せん断変形部位への振動重畳による知覚力覚増強現象の発生原因の考察と調査を行った。まず、現象の発生条件から、発生原因の考察を行い2つの仮説を立てた。1つは知覚の非対称性によって、皮膚変形部位へ振動を重畳すると、結果的に皮膚変更方向のみの刺激を知覚したことから、力覚が増強したと感ずるというものである。もう1つの仮説が筋肉の長さや張力などの受容器である筋紡錘やゴルジ腱器官に振動刺激が伝わり、運動錯覚や力覚知覚が発生したことで、知覚力覚が増強したように感じたというものである。これらの仮説の検証するため実験を行った。1つ目の実験は重畳する振動刺激を機械刺激から電気刺激に変更し、皮膚感覚を提示する浅い電気刺激と深部を刺激する深い電気刺激を用意した。実験の結果、電気刺激によっても増強現象は確認された。また深い電気刺激による知覚力覚が浅い電気刺激による知覚力覚よりも有意に強かったことから、本現象が運動錯覚や腱刺激などの深部への刺激提示によって発生した可能性が示唆された。2つ目の実験は皮膚せん断変形部位へ偏加速度振動を重畳し、知覚する力覚へどのような影響があるか調査した。実験の結果、皮膚変形方向と偏加速度方向が一致している条件は一部一致している条件と比べて有意に弱い力覚を知覚することが確認された。このことから、知覚の非対称性の関連が薄いことが示唆された。2つの実験結果を総合すると、本現象は皮膚せん断変形部位に振動が重畳された際に、振動が深部の筋紡錘やゴルジ腱器官へ伝わり運動錯覚や力覚知覚が発生したことが原因であると示唆された。

第6章 皮膚せん断変形と振動重畳を用いた触覚提示装置

本章では第3章と第4章において確認した皮膚せん断変形による身体各所での力覚提示及び、振動刺激重畳による力覚増強現象を組み合わせた力覚提示装置について述べる。第1章で述べたように本研究では力覚提示装置を簡素化し教示へ応用する。本研究では教示の対象とする座標系を「身体座標系」と「世界座標系」に分類し、身体座標系では教示手法を「静的」と「動的」に分類した。本章では分類した各教示に適した力覚提示装置を第3章、第4章、第5章で得られた知見をもとに開発する。

6.1 静的な教示デバイス

本節では静的な教示への応用を目指した、皮膚せん断変形のみを用いた装置について述べる。第3章で確認した身体各所での皮膚せん断変形による力覚生起に関する知見を利用し、第3章の実験で用いた楕円形状のデバイスの質を向上させることで、非電源で簡便なデバイス実現を目指す。楕円形状デバイスはプラスチックギプスやアルミフラットバーなどのフレームと固定部のみで構成される簡便な装置でありながら、対象部位が回転してしまうほど強い力覚が生起する。静的な教示の応用先には、身体の正しい姿勢や方向を教示するリハビリが考えられる。先行研究においてハンガー反射は運動障害である頸部ジストニアに應用されている[36]。このジストニアは頸部だけでなく、全身で発症する疾患[52]であるため、手首や足首デバイスの適用による症状改善が期待できる。よって、ジストニアへの應用を鑑み、頸部以外にも手首や足首での皮膚せん断変形を用いた装置も開発する。

6.1.1 先行事例：FRP 素材フレームを用いたデバイス

従来ハンガー反射は針金ハンガーを頸部に装着して発生させていたため、頸部の大きさによっては針金が頸部の肉に食い込み強い痛みが伴っていた。また、針金が細い場合皮膚を十分にせん断方向に変形させることができず、ハンガー反射が発生しない場合もあった。そこで佐藤ら[46]は FRP 素材を楕円形状に成形したフレームとウレタン材の内張りからなるデバイスを開発した(図 6.1)。本装置はフレームの幅を約 20mm にしたことで、頸部への食い込みを防ぎ、内張りによって頸部皮膚との密着度を高め皮膚変形を大きくしている。これらの工夫により針金ハンガーよりも強力な力覚が生起するため、痛みが伴わないハンガー反射デバイスを実現した。本デバイスは非常に強力な力覚が生起するため、頸部の異常姿勢が伴う運動障害疾患である痙性斜頸の治療へ應用された[46]。



図 6.1 FRP 素材を用いたハンガーデバイス[46]

6.1.2 アルミ製フレームを用いた医療機器「ラクビ」

FRP 製ハンガーデバイスは強力な弾性力によって、非常に強力な力覚を生起させる一方で、サイズ調整ができないために複数サイズのデバイスを用意する必要がある、FRP 素材自体のコストが一般に売り出すには高いなどの課題が医療機器として発売するまでにあった。そこでフレームを U 字に成形しベルトでサイズ調整可能とし、材料をアルミにすることでコストを下げた「ラクビ」を開発した(図 6.2)。本デバイスは一般医療機器(クラス I)の非能動型簡易頭部牽引装置として登録され医療機器メーカー(株式会社 TSS)より販売されている。ラクビは従来の FRP 素材のハンガーデバイスと同様にデバイスを頭部に装着し、回しずらすことでハンガー反射を発生させる(図 6.3)。装着の際にユーザ自身によってベルトを調整することでサイズ調整を行うことで、より効率的にハンガー反射を発生させる。



図 6.2 医療機器「ラクビ」[49]



図 6.3 ラクビ装着方法：回しずらすことでハンガー反射を発生

6.1.3 3D プリンタを用いたオンデマンド設計によるデバイス ス（頭部・手首・足首）

ラクビではデバイスのサイズ調整を可能としユーザの頭部にフィットするデバイスを実現した。しかし、標準サイズから逸脱して大きいまたは小さい頭では、形状がベルト調整に

よって大きく変化するため、ハンガー反射を発生させるために必要な圧迫及び皮膚せん断変形が発生しない課題があった。そこで計測したユーザの頭部、手首、足首の縦横幅及び周囲を基に3Dプリンタでデバイスを出力し、ユーザに確実にユーザに合うデバイス設計手法を開発した。本手法で制作するデバイスはABS樹脂製であり、内側にウレタン材が貼り付けられた装着部位を覆うフレーム部とデバイス装着時に広がり密着させるバネ構造、固定用バンドによって構成される(図 6.6 上)。フレーム部は計測したユーザの適用部位形状や適用部位周を用いて形状を再現し、各部位にフィットする形状となる。バネ構造はフレームの開放部が締まる構造となっている。固定用バンドによりフレームを固定し各部位へ圧迫及び皮膚せん断変形を発生させ力覚を生起させる。装着方法は図 6.5 図 6.7 図 6.9 のようになる。開放部を広げデバイスを各部位に装着する。次に提示したい力覚の方向に対応した方向にデバイスを回しずらす。最後に固定バンドを引っ張りながら固定することで、フレームが弾性変形し皮膚せん断変形が発生し、回転方向の力覚が生起する(図 6.7)。



図 6.4 3D プリンタで出力した頭部デバイス



図 6.5 頭部デバイスの装着方法



図 6.6 3D プリンタで出力した手首デバイス

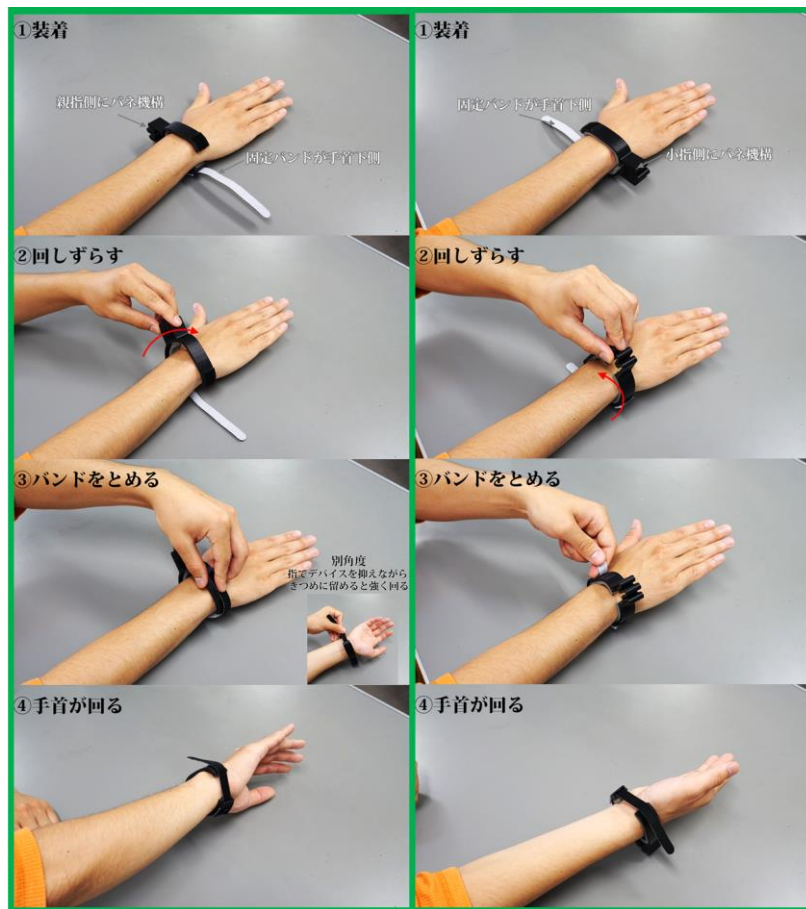


図 6.7 手首デバイスの装着方法



図 6.8 3D プリンタで出力された足首デバイス



図 6.9 足首デバイスの装着方法

6.1.4 手首デバイスの回転角度計測

前項において3D プリンタを用いた皮膚せん断変形及び回転力覚を生起させるデバイスを開発した。本項では被験者に開発した手首デバイスを装着させることで、デバイス評価を行う。

6.1.4.1 実験概要

本実験では、被験者に開発した3D プリンタ出力された手首用デバイスを装着させ、力覚提示した際の手首回転角度を計測する。

6.1.4.2 実験セットアップ

本実験では開発した手首用デバイスを用いる。デバイスは3D プリンタによって出力されたABS製のフレーム型デバイスである(図 6.6)。デバイスを適切に装着するために、3.2.2の計測結果で得られた圧迫点にフィルム状力センサアレイを配置し、デバイスによって各回転方向に対応した圧力分布になるようデバイスを装着させる。手首角度を計測するため、デバイス装着側の手に計測用マーカを装着させる。計測用マーカをモーションキャプチャ(OptiTrack Prime 13, OptiTrack Inc.)で計測することで、手首角度を計測する(図 6.10)。



図 6.10 実験セットアップ。(左)デバイス装着の様子、(右)実験の様子

6.1.4.3 実験手順

実験での1試行の手順を示す。まず、被験者は手首に圧迫確認用のフィルム状力センサアレイ、手首デバイス、手に計測用マーカを装着させる。デバイスを回しずらし、回転方向に合わせた圧力分布になっていることを確認した後に、実験を開始する。まず、開始2秒間は被験者に正常姿勢を保持させる。正常姿勢とは、デバイス装着側の手の平が、胴側面と平行になる姿勢とした。デバイスによって力覚が生起しても、2秒間は力覚に抗い、正常姿勢を保つよう指示した。2秒間経過すると、計測ソフトウェアからピープ音を鳴らす。被験者にはピープ音が聞こえたら、脱力し知覚力覚に従うように指示し、力覚によって手首が回転してしまう場合も、従うよう指示した。ピープ音の後に8秒間計測を行い、計測を終了する。計測データは正常姿勢時の手首角度と脱力後の最高到達角度の差とした。

6.1.4.4 実験条件

本実験での被験者は6名の研究室メンバー(男性, 21-35歳, 右利き)であった。実験前に手首デバイスに対して反応があるか確認を行ったが、今回参加した被験者は全員から反応が得られた。装着方向は内回転と外回転を用意し、装着対象は左右の手首とした。装着順は右手首内回転, 右手首外回転, 左手首内回転, 左手首外回転で行った。各装着条件は5回繰り返されたため、各被験者が行う合計試行回数は20回であった。

6.1.4.5 実験結果・考察

図 6.11 に各条件での計測手首角度を示す。グラフの縦軸は手首回転角度, 横軸は各装着条件, エラーバーは標準偏差を表している。詳細な計測結果を(平均角度±標準偏差)の形式

で示す。右手首における内回転条件では $61.5^{\circ} \pm 36.6$ ，外回転条件では $101.8^{\circ} \pm 53.3$ であった。左手首における内回転条件では $47.2^{\circ} \pm 27.4$ ，外回転条件では $37.9^{\circ} \pm 20.1$ であった。各条件で 1 サンプルの t 検定(基準値 0)を行ったところ，全条件で有意差が確認された($p < 0.01$)。検定の結果から，デバイスによって手首が各圧力分布にあった方向に回転していることが確認された。回転角度も最低でも平均値最小 37.9° ，最大 101° であり，手首回転運動の生起を確認でき，本デバイスの力覚生起による手首回転運動提示能力が示された。

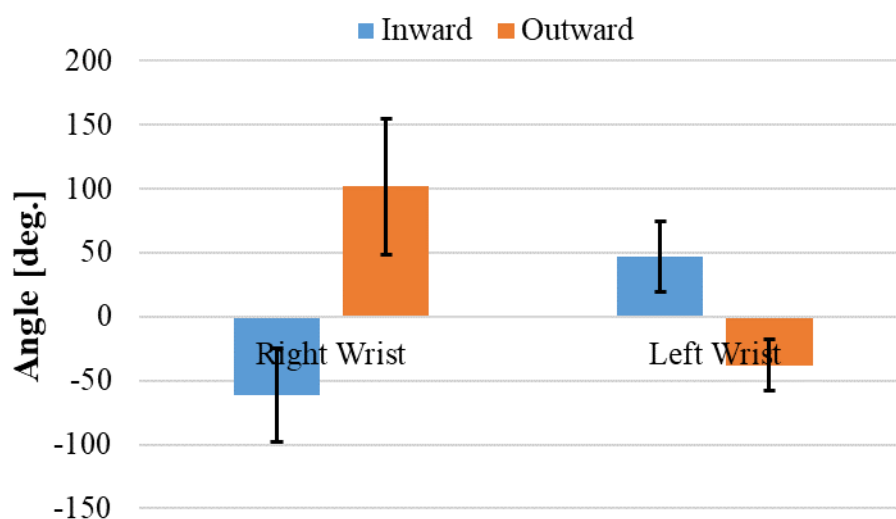


図 6.11 各装着条件での手首回転角度

6.2 動的な教示デバイス

前節ではリハビリなどの姿勢や方向を静的に教示するデバイスを開発したが，本節では動的に力覚提示の有無や方向，強度の変更などを行い応用につなげていく動的な教示デバイスを開発する。動的な教示は，身体座標系においてはスポーツのフォーム習得，世界座標系においては歩行ナビゲーションなどの応用先が考えられる。このような動的な教示を実現するために，第 3 章で得られた知見をもとに皮膚せん断変形制御によって力覚提示方向を変化させ，第 4 章の振動刺激重畳によって提示力覚の強度調整や，時間応答性の良い力覚提示を実現する。まず，リニアアクチュエータによって皮膚変形制御を行い，力覚生起の有無や方向制御の可能性の調査を行った。つぎに，第 4 章での実験で使用した振動子を搭載した頭部・手首・足首デバイスは，重畳する振動の振幅を変化させることで，提示力覚を調整可能とした。最後に 2 個の DC モータと軽量ベルトを用いて，皮膚せん断変形と振動を同時に提示するデバイスを開発し，提示力覚の方向変更と強度調整を同時に実現した。

6.2.1 皮膚せん断変形制御による方向提示デバイス

前節では非電源のフレーム型のデバイスで適用部位を思わず回転させてしまうほど強力な力覚を生起させた。一方で提示力覚の方向を変更するには手動でデバイスを回し直す必要があり、力覚の ON/OFF や提示力覚の変更などはできない。そこで第 3 章において調査した各回転方向における 2 ペアの圧迫点をアクチュエータによって圧迫することで皮膚せん断変形を制御し、力覚提示の ON/OFF や提示力覚の変更を実現する。

6.2.1.1 デバイス構成

本デバイスのシステムは 3D プリンタで出力された ABS 製デバイスフレーム、4 つのリニアアクチュエータ(Miniature Linear Motion series PQ12, Firgelli Technologies Inc.), リニアアクチュエータ先端に搭載したフィルム状力センサ(FSR400), デバイス制御用マイクロコントローラ(LPC8678, NXP Inc.), 電源用の AC アダプタによって構成されている(図 6.12)。リニアアクチュエータは第 3 章で確認された 4 点の圧迫点(図 3.6)付近に配置されており、アクチュエータ先端に取り付けた接触子によって圧迫点を圧迫する(図 6.12(a))。接触子にはフィルム状力センサが貼り付けられており、手首に加えている力を計測する(図 6.12(b))。計測された力を用いて、手首に過度な力が加わらないよう制御を行った。

6.2.1.2 力覚提示方法

本デバイスは手首にある圧迫点をリニアアクチュエータで圧迫することで手首上に皮膚せん断変形を発生させる。ユーザに力覚を提示する際はまず手首にデバイスを装着させる。ユーザがデバイスを手首に装着し終わると、4 つのアクチュエータを駆動しデバイスによってユーザの手首を掴む。リニアアクチュエータは手首の“ツボ”付近に配置されているため、2 ペアのツボを押していることになる。次に任意の回転方向に対応する圧迫が残るように、他のリニアアクチュエータ 2 つを戻す。すると、1 回転方向の皮膚せん断変形が発生し力覚が生起する(図 6.13)。回転方向を変更する際は再び 4 つのリニアアクチュエータで手首を掴んでから、回転に寄与しないアクチュエータを戻すことで回転方向を変更する。力覚提示を停止したければ、全てのアクチュエータを押し出す、または戻すことで皮膚せん断変形が働かず力覚が生起しなくなる。

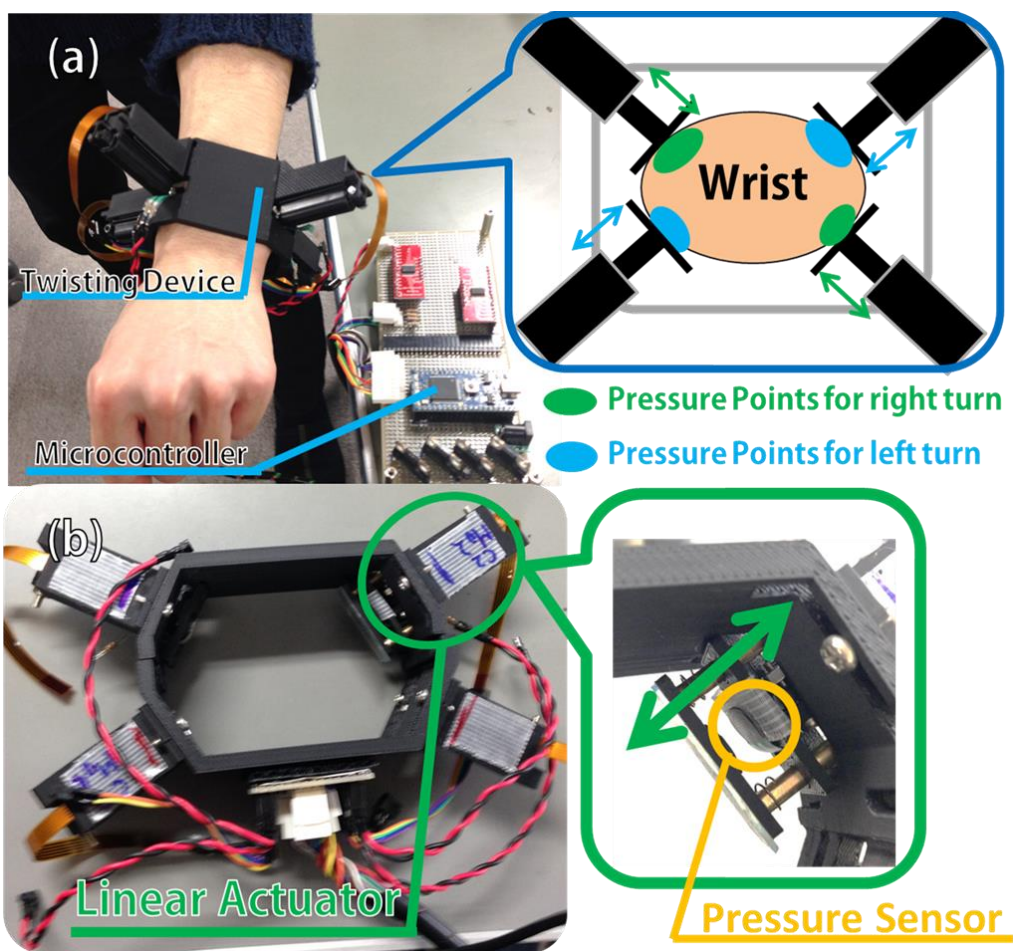


図 6.12 (a)デバイスの概観及び仕組み (b)デバイスの構造



図 6.13 デバイスによる力覚提示の様子

6.2.1.1 ユーザーテスト

本デバイスによって回転方向の力覚を提示及び方向変更の可能性を確認するためにユーザーテストを行った。国際会議 ACE2014 の参加者 25 名に本デバイスを体験させた。20 名の参加者が回転力覚を知覚したと回答した。また力覚を知覚しなかった参加者の特徴として、腕が細すぎてアクチュエータが届かない、腕の肌が瑞々しいまたは毛深かったために接触子が滑りうまく皮膚せん断変形を発生させられなかったことが考えられる。



図 6.14 デバイス体験中の様子

6.2.1 皮膚せん断変形への振動重畳を用いた提示力覚調整

第 4 章において頭部、手首、足首への皮膚せん断変形に振動刺激を重畳すると知覚する力覚が増強されることが確認された。本項では頭部、手首、足首で用いたデバイスの出力力覚調整の可能性について述べる。第 4 章では各適用部位に対して、2つの振動子が搭載された皮膚せん断変形を発生させるデバイスを用意した(図 4.1, 図 4.8, 図 4.17)。被験者実験の結果、頭部、手首においては 50-100Hz の周波数の振動が有意に強く力覚を増強した。このことより、頭部、手首においては同じ加速度振幅という条件下ならば、強い力覚提示をしたければ 50-100Hz を重畳し、それらよりも弱い力覚を提示したければ 150Hz や 200Hz を重畳すると提示力覚の調整ができることが分かる。また、手首における振幅を変化させる実験では加速度振幅を増加させると、知覚力覚も増加したことから、振幅調整による提示力覚の調整可能性が示唆された。

6.2.2 ベルト巻取りによる皮膚せん断変形制御及び振動重畳

これまでの2つの動的な教示デバイスはデバイスが簡便であった一方で、提示方向の変更または提示力覚の調整の一方しか実現できていなかった。そこで本項では2つのDCモータと軽量ベルトを用いたベルト巻取り機構により頭部、手首に対して皮膚せん断変形と振動刺激の重畳を行うデバイスについて述べる。先行研究では2つのDCモータに繋がれたベルトを指に装着し、2つのDCモータを同相または位相で駆動することで横方向の皮膚せん断変形や圧迫方向の皮膚変形を発生させた[4][5]。また、Yem et al.[73]はDCモータにAC信号を印加することで、DCモータを振動子のように利用した。本手法ではこの2つを頭部、手首に応用することで、皮膚せん断変形と振動刺激重畳を1つの機構で同時に行う。

6.2.2.1 デバイス構成

本手法ではDCモータによって駆動されているベルトにユーザが直接触れることで触覚を提示する。デバイスはデバイスフレーム、2つのDCモータとフィルム製ベルトで構成される。デバイスフレームは適用部位に応じて作成し、DCモータ及びベルトを搭載するマウントが用意されている。本節では頭部、手首の触覚提示のためのデバイスフレームを用意した(図 6.15 図 6.16)。本デバイスの駆動はPC、マイコン(mbed LPC1768, NXP Inc.), DAコンバータ(LTC1660CN, Linear Technology), オペアンプ(OPA2544, Burr-Brown Corporation)で構成されるシステムで行われる。PCからの制御信号に応じてマイコンが波形を出力し、DAコンバータ及びオペアンプを介してDCモータが駆動される。

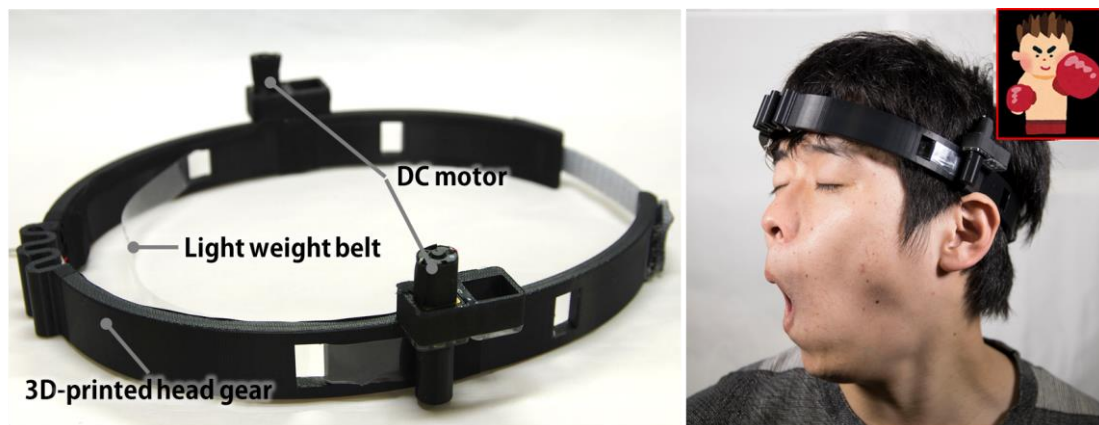


図 6.15 ベルト巻取りを用いた頭部用デバイス

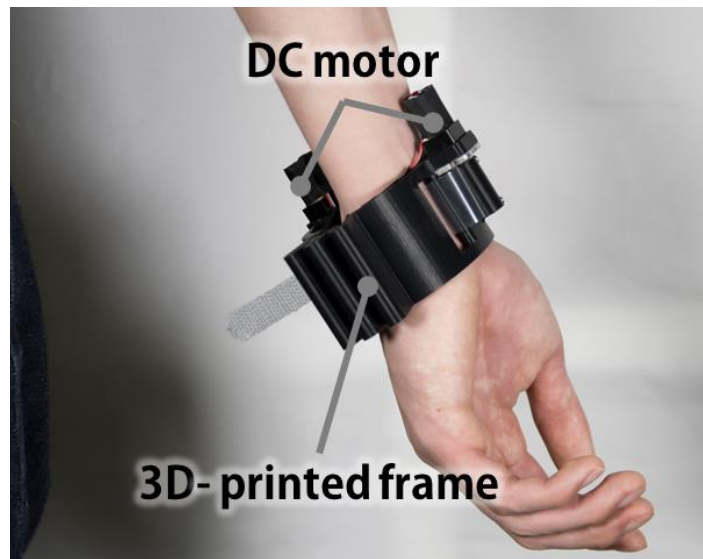


図 6.16 ベルト巻取りを用いた手首用デバイス

6.2.2.1 スマートフォン用デバイス

本項では頭部及び手首用デバイスなどのウェアラブルなデバイスを開発したが、本デバイスで用いたベルト巻取りは他のデバイスへも応用可能である。DC モータマウントを搭載したスマートフォンケースに DC モータ、軽量ベルトを搭載させることで、スマートフォン用デバイスを開発した(図 6.17)。デバイスは 3D プリントされた ABS 樹脂製のスマートフォンケース、スマートフォンのホットモック(Xperia Z2, 147mm×73mm×8.2mm, 161g)グリップリング(Banker Ring 3,i&PLUS, Japan), 2つの DC モータ(HS-V1S, S. T. L. JAPAN Inc, Japan), ベルト巻取りシャフト, PET フィルム製ベルトによって構成される。またベルトの移動を水平方向に限定するため、ガイドパーツを用いた。本デバイスでは DC モータへオーディオ信号をオーディオアンプ経由で印加しベルトを振動させる。振動提示はユーザが振動しているベルトに触れることで行われる。

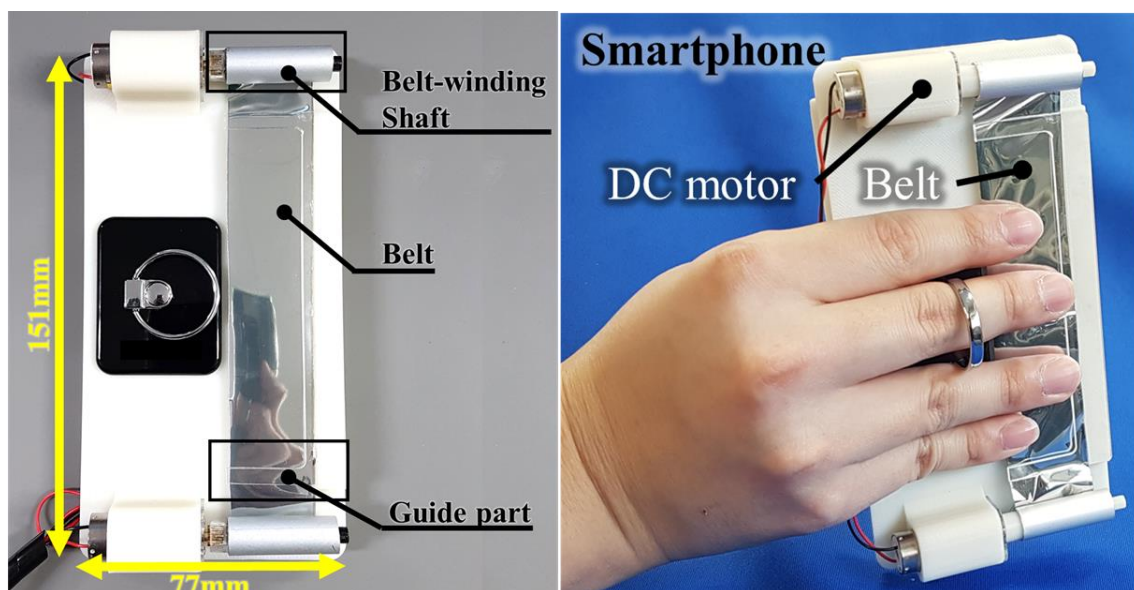


図 6.17 ベルト巻取りを用いたスマートフォン用デバイス

6.2.2.2 駆動パターン

本手法では身体回転方向及び圧迫方向の力覚や、幅広い周波数帯域の振動を提示可能である。それぞれの駆動パターンを以下に示す(図 6.18)。

本デバイスの力覚提示は同相または逆相の DC 信号を 2 つの DC モータに印加して、ベルトに触れている皮膚を駆動することで行う。逆相の信号を印加した場合は皮膚を垂直方向に変形させ、圧迫感を提示する。同相の信号を印加した場合は皮膚をせん断方向に変形させ、回転方向の力覚を提示する。

本デバイスの振動提示は同相または逆相の AC 信号を 2 つの DC モータに印加してベルトを振動させベルトに触れている皮膚を駆動することで行う。同相の信号を印加した場合は皮膚を横ずれ方向に駆動して振動提示を行う。逆相の信号を印加した場合は皮膚を圧迫方向に駆動して振動提示を行う。通常振動提示デバイスは筐体自体を振動させる必要があるため筐体の質量を駆動する分のエネルギーは無駄になるが、本手法ではベルトに接触した皮膚そのものを直接駆動するためエネルギー効率は極めて高い。本手法のエネルギー効率の詳細は第 9 章に示す。

また、本デバイスはモータに印加する信号を DC 信号と AC 信号を組み合わせることで、皮膚変形による力覚提示と皮膚振動による振動提示を同時に行うことができる。つまり第 4 章で確認した皮膚せん断変形への振動重畳を再現することができ、DC 信号によって皮膚変形方向を制御し、AC 信号によって出力力覚を調整可能とした。

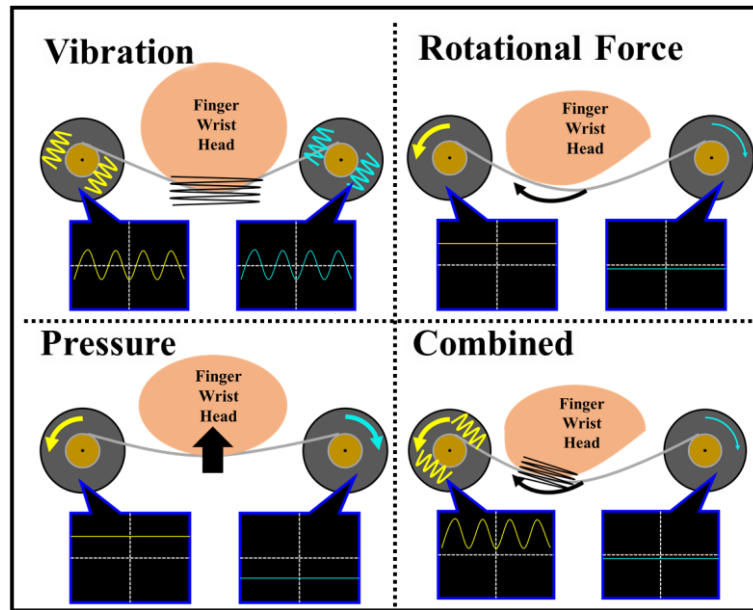


図 6.18 本手法の駆動パターン：振動・力覚の提示が可能であり，力覚と振動を組み合わせる提示も可能

6.2.3 ベルト巻取りを用いた手首用デバイスの評価：知覚力覚の増強

ベルト巻取りを用いたデバイスは，第 4 章で確認された皮膚せん断変形部位への振動刺激重畳による知覚力覚増強現象を再現する．本項ではベルト巻取りを用いた手首デバイスが増強現象を再現できるか確認を行った．

6.2.3.1 実験概要

本実験ではベルト巻取り機構を用いた手首デバイスを用いて，振動なし状態と振動あり状態での知覚力覚を比較した．手法はマグニチュード推定法を用いて，振動なし状態を数値の 100 と表現した際に，振動あり状態の力覚と比較，回答させた．

6.2.3.2 実験セットアップ

本実験では本章で開発したベルト巻取り機構を用いた手首用デバイス(図 6.19 左)を用いる．デバイスは 2つの DC モーター，PET フィルム製ベルト，ABS 樹脂製フレームから構成され，DC モーターは電圧電流変換回路とマイクロコントローラを含む制御回路によって制御される．デバイスは巻取り方向を変更することで，皮膚せん断変形方向を制御する．デバイスは被験者の左手首に装着させ，ベルトによって提示回転方向の皮膚せん断変形が発生するようにデバイスを制御した．巻取りを行う際の DC 信号は最大 350mA であり，振動を重畳

する際の AC 信号は振幅 4 V の正弦波を印加した。また、実験中はモーションキャプチャ (OptiTrack V120 Trio, OptiTrack Inc.)を用いて、計測用マーカを装着した被験者の手首角度を計測した(図 6.19)。



図 6.19 実験セットアップ。(左)手首デバイス及び計測用マーカ、(右)実験の様子とモーションキャプチャカメラの配置

6.2.3.3 実験手順

本実験は 5.2 や 5.3 と同様の手順を用いた。被験者に左手首にデバイスを装着させ、ボタンを自ら押下させて開始させた。ボタン押下後 2 秒間正常姿勢を保たせた。2 秒後にビーブ音を鳴らし、5 秒間力覚提示方向にベルトを巻き取り、力覚を生起させ、被験者には脱力させるよう指示した(振動なし状態)。5 秒後にビーブ音を鳴らし、印加信号に AC 信号を組み合わせることで、ベルト巻き取りと振動重畳を 5 秒間行った(振動あり状態)。5 秒間の刺激提示後に、振動なし状態と振動あり状態の力覚比較結果を回答させた。

6.2.3.4 実験条件

本実験の被験者は 6 名の研究室メンバー(男性, 21-24 歳, 右利き)であった。実験前に本章で開発した ABS 製の手首デバイスによる皮膚せん断変形で力覚が生起するか確認した(今回は全員が力覚生起を確認)。モータへの DC 信号印加によってベルトを巻き取る方向は、左手首に対して内回転と外回転を用意した。印加した DC 信号は最大最大 350mA(最大提示トルク 1.56mNm)であった。DC 信号と組み合わせる AC 信号には正弦波を採用し、周波数は 4.2 の実験結果を参考に、50Hz-100Hz の範囲内の 4 種類(40Hz, 60Hz, 80Hz, 100Hz)を用意した。各条件は 4 回繰り返され、8 試行内(4 周波数×2 回繰り返し)でランダムに出力された。8 試行を 1 セットとし、各回転方向で内回転セット 2 回、外回転セット 2

回用意した。よって各被験者が行う合計試行回数は 32 回であった。

6.2.3.5 実験結果・考察

図 6.20 と図 6.21 に各条件での被験者の回答結果を示す。グラフの縦軸は被験者の回答値、横軸は提示振動の周波数を表す。各周波数条件内において 1 サンプルによる Wilcoxon の符号付き順位検定(基準値 100)を行ったところ、内回転条件では全周波数条件で有意差を確認($p < 0.01$)、外回転条件では 40Hz, 60Hz, 100Hz の条件で有意差を確認($p < 0.05$)した。次に周波数条件間で Kruskal-Wallis 検定を行ったところ有意差は内回転条件($p = 0.35 > 0.05$)においても、外回転条件($p = 0.14 > 0.05$)においても確認されなかった。

各周波数条件内で有意差が確認されたことから、ベルト巻取りを用いた手首用デバイスは振動重畳によって知覚力覚増強を再現したことが分かる。重畳振動の周波数間で比較を行ったが、有意差が確認されなかったため、特に強く力覚増強を発生させる振動周波数の特定には至らなかった。

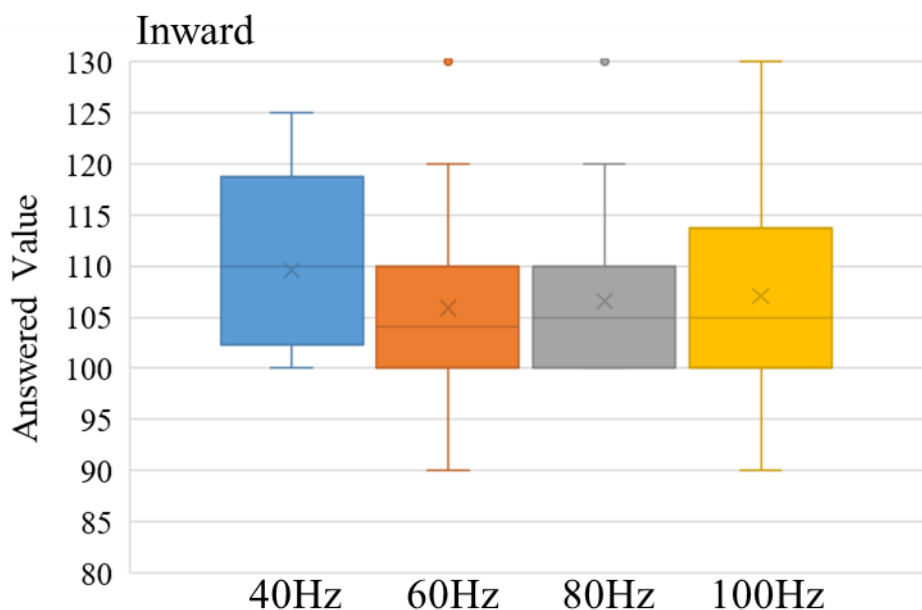


図 6.20 内回転条件における被験者の回答

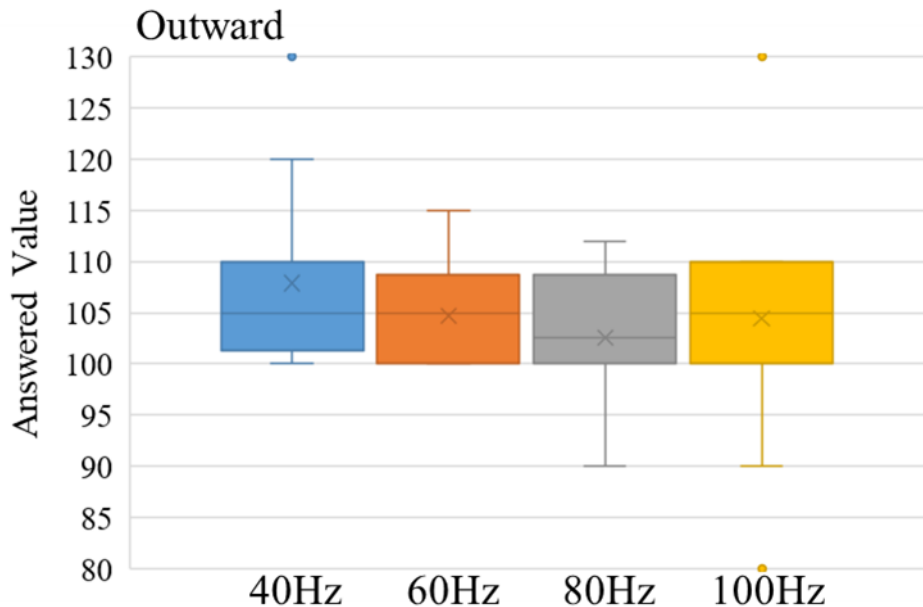


図 6.21 外回転条件における被験者の回答

6.3 ベルト巻取りを用いたスマートフォン用デバイスでの広帯域・省エネルギー振動提示

前節で開発されたベルト巻取りを用いたスマートフォン用デバイスは、本来力覚提示を行うことを目的とされていた。しかし、本デバイスは DC 信号によって皮膚せん断変形、AC 信号によって振動を提示可能であり、複数の触覚を提示できる触覚提示装置と捉えることができる。本節では特に本デバイスを振動提示装置として捉え、振動提示性能の評価を行う。評価は出力加速度の周波数特性の計測及び従来手法である振動子との振動提示に必要な電力の比較を行う。

6.3.1 ベルト巻取りを用いた振動提示

前節ではベルト巻取りを用いたデバイスは力覚提示を目的として開発された。しかし本節ではベルト巻取りを用いたスマートフォン用デバイスをモバイルデバイスでの省エネルギーな振動提示手法として捉え直す。本手法では PET フィルム製のベルトを DC モータによって巻き取ることでベルトを振動させ、ユーザにベルトを触れさせることで振動提示を行う。一般的なモバイルデバイスの振動提示は筐体内部のアクチュエータが筐体全体を駆動し振動を提示するが、本手法ではアクチュエータである DC モータはベルトとベルトに触れている皮膚のみを駆動させるため、設置するデバイスの大きさや重さに関係なく接触して

いる皮膚全体に振動提示が可能となる。なお本手法の本質は振動部分と筐体との分離であるため、例えばベルトではなく薄い振動板を用いる構成もありうる。しかし現在のところ振動伝搬が可能な板は重くなりがちで、板自体の振動モードも考慮しなければならない一方で、ベルトの場合にはこうした問題を生じないことから今回はベルトとモータの組み合わせを採用した。

6.3.2 関連研究

これまで手掌部や指先への振動提示を行う取り組みは多くなされてきた。本項では関連研究として既存の振動提示手法について述べた後、特に小型・省エネルギーが求められるモバイル環境へ応用を目的とした手法について述べる。

手や指への振動提示を行う手法には主に機械刺激によって皮膚を刺激する手法と電気刺激などにより直接神経を活動させる手法がある。機械刺激を用いた手法には、皮膚をピンアレイ[71][72]やベルト[1][5][43]によって駆動する手法、振動子を指[73]や爪上[74]に装着する手法など多く提案されている。しかしこれらはモバイルデバイスに向けた手法ではないため、提示振動の周波数帯域が狭い、多数のアクチュエータを駆動するため消費電力が大きい、指を用いた操作を阻害する、装着が必要であるなど、モバイル環境への応用には課題がある。神経を直接活動させる手法[68][75][76]では透明・薄型で設計可能なためモバイルデバイスへの応用[77][78]もされているが、感覚増加のために電流量を増加させれば感覚の増加に伴い痛みも増加してしまう課題がある。同様に透明電極を用いる手法として静電気による摩擦制御を用いる物が盛んに研究されている[79][80]。ただしこの方法は摩擦力の制御を用いているため指を動かして初めて触覚が提示されるものであり、用途は限られると考えられる。

モバイル環境への応用を目指した機械刺激を用いた振動提示[69][70]には、偏心モータやLRAが主に用いられているが、これらは高いエネルギー効率を持つ一方で、振動振幅と周波数を独立して制御できない、または提示振動の周波数帯域が狭いなど高品位な振動提示には課題がある。また広帯域の周波数を提示可能なボイスコイル型振動子[81][82]にはエネルギー効率に課題がある。例えば典型的な広帯域振動子である Haptuator mk II (Tactiles Labs.)は定格 1.5W であり、典型的なスマートフォンの電池容量が約 7Wh 程度であることを考えると、このエネルギー効率の問題は非常に大きいと考えられる。研究分野では、接触子に固定した糸を DC モータにより巻き取る手法[83][84]や、操作動作に合わせて振動しせん断力を提示する手法[85]などがある。これらはモバイルでの振動提示を実現しているが、提示対象が 1 本の指に限られてしまう課題がある。

モバイル環境での触覚提示にはデバイスのタッチスクリーン上での触覚提示が考えられるが、画面遮蔽を避けるために提示部を透明にする必要があり、一般に実装上の制約条件が多い。また映画鑑賞やゲームプレイに対する触覚フィードバックに画面表面を用いると画面

表面に触れる必要があり、画面遮蔽や誤操作につながる。そこで、画面側面[71][72]や背面[77]での触覚提示手法が提案されているが、これらの周波数特性やエネルギー効率に関する調査は行われていない。

そこで本手法は先行事例の装着型デバイス[1][4][5]で用いられてきたDCモータによるベルト巻取り機構をモバイルデバイスに搭載し振動提示を行う。本手法では先行事例と機構はほぼ同じながら、DCモータを振動子としても用いることで広帯域の振動提示を可能とする。先行事例ではベルトによる皮膚変形提示による力覚提示を主に行っているが、本手法ではユーザはDCモータにより駆動されているPETフィルム製ベルトに触れることで幅広い帯域の振動をも知覚する。本手法ではアクチュエータはベルト及び触れている皮膚のみを駆動するため省エネルギーで振動提示が可能である。また、今回用いたフィルムは薄く軽量なため、大きなタブレット端末においてもスマートフォンなどの小型デバイスと同様の強さの振動提示が可能である。このように本手法は振動させたベルトを介して振動提示を行うことで、モバイル環境において省エネルギーでの振動提示を実現する。

このような刺激提示部位の局所化を行った類似手法に、DCモータとベルトを箱に搭載し振動提示を行う展示[86]やタッチパネル状のプレートを介した触力覚提示手法[87]などが提案されているが、手法の周波数特性や消費電力の従来手法との比較は行われていない。またデバイス全体ではなく指が触れる一部の表面を振動させる手法は近年 Macbook (Apple Inc.)のタッチパッドで採用されている。薄い板を水平に振動させるという点で本提案手法に近いといえるが、これも周波数特性やエネルギー効率の面での利点は明らかにされていない。

6.3.3 ハードウェア

本節の実験では開発したスマートフォン用デバイスを用いて行う。本デバイスでは振動させたベルトへの異なる指接触方法によって指腹及び指の甲へ振動提示を行う。まずベルトの上に指腹を載せることで皮膚のせん断変形方向に振動提示を行う方法(図 6.22 上)がある。本指接触方法は、振動しているベルトによって触知覚が敏感な複数の指先へ振動提示することが可能であり、他の部位を刺激するよりも強い振動を知覚することが期待できる。

次に振動しているベルトとスマートフォンケースの間に指を入れることで、指の甲の皮膚へせん断方向の振動提示を行う方法(図 6.22 下)がある。本手法では軽量のPETフィルム製ベルトを振動させるが、ベルト上に指を載せる方法では指の重さによってベルトに負荷がかかり、振動が減衰することが予想される。本指接触方法ではベルト下に指を入れることで、刺激位置は指の甲のみを駆動するためベルトへの負担が少なく、減衰が抑えられることが期待できる。

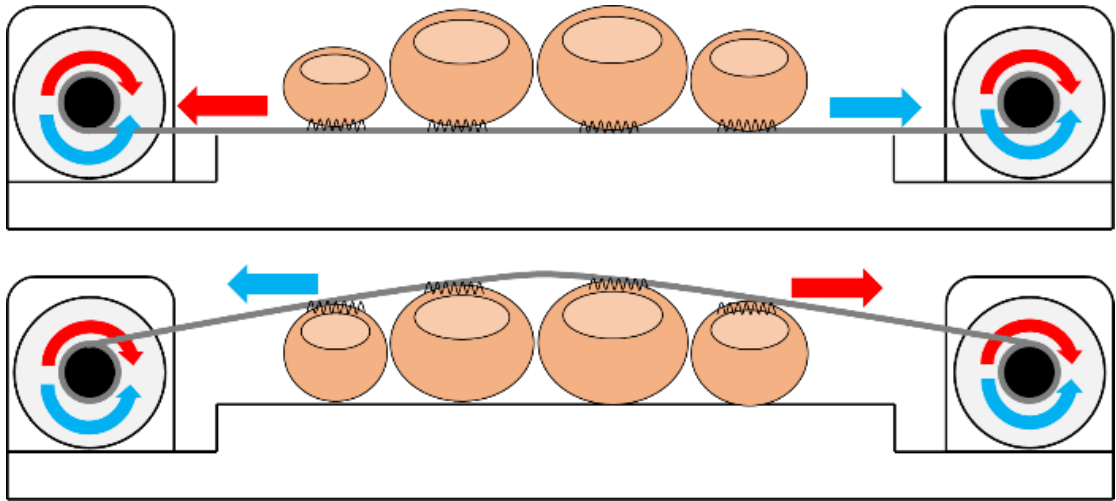


図 6.22 ベルトへの指接触手法。(上)ベルト上に指を載せ指腹へ振動提示を行う,(下)ベルト下に指を入れ指の甲へ振動提示を行う

6.3.4 実験：周波数特性計測

本デバイスの出力の周波数特性を調査するため、複数周波数の正弦波を出力した際のベルトの振動加速度の振幅を計測した。

本計測は以下の環境で行った。加速度計測は 3 軸加速度センサ(BMA180, Bosch)をベルト中央に貼り付け行った(図 6.23)。加速度センサは各軸の計測幅を $\pm 4G$ で設定し、センサ値はマイコン(mbed LPC1786, NXP Inc.)によってサンプリングレート 1kHz で取得し記録した。加速度計測は 3 秒間行い各軸で 1 周期毎に正負の最大振幅の差を記録し、計測後に平均を算出し各周波数での計測結果とした。

また、本計測では 2 つの DC モータに印加する電力は先行研究[73]と同じく合計 1W になるよう調整した。印加電力の計測手法は Yem ら[73][88]が用いた 1Ω 抵抗とオシロスコープを用いる手法を採用した。図 7 のように 1Ω 抵抗を組み込み、オシロスコープで各部位を計測することで、DC モータに印加される電圧と電流を計測した。計測された電圧及び電流波形をオシロスコープ内で乗算を行うことで電力波形を生成し、振幅が 1W になるよう出力を調整した。

計測条件は 2 つの指接触方法及び 20 種類の出力周波数を用意した。ベルトへの指の接触方法はベルト上に指を載せるベルト上条件とベルト下に指を入れるベルト下条件の 2 つの条件を用意した。出力周波数は 20Hz-400Hz の正弦波を 20Hz きざみで合計 20 周波数用意した。計測は著者の一人がデバイスを右手で把持し、右手中指を用いて各接触条件を行った。指を載せる条件ではベルト中央に中指を置くよう努めた(図 6.23)。

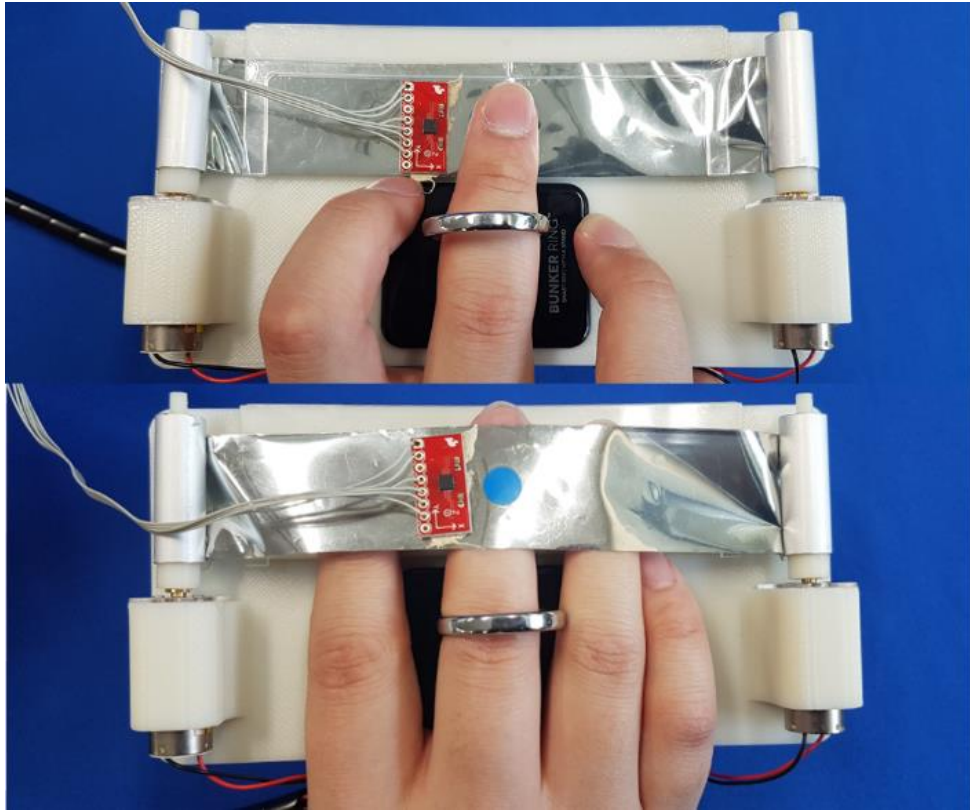


図 6.23 計測時の加速度センサ及び手の位置

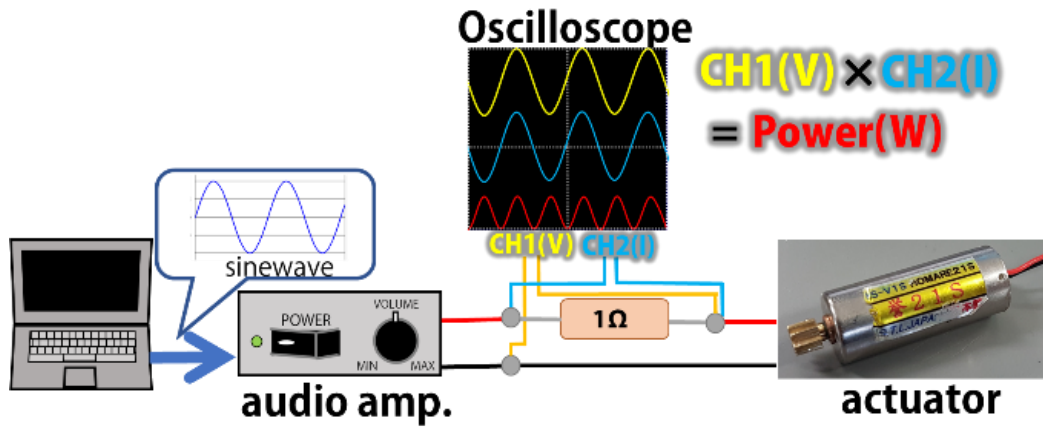


図 6.24 電力計測設備

計測結果を図 6.25 に示す。グラフの縦軸は計測加速度の平均振幅，横軸は出力周波数を表している。両指接触条件において 60Hz-100Hz の低周波で高い値を示し，250Hz 以降では低い値となっている。本デバイスでは先行研究[73]で指に装着する形で使用されていたも

のと同じ DC モータを用いたが、先行研究で得られている周波数特性計測と今回の結果は 50Hz 程度でピークを迎える点が類似しており、ベルトを介しても低周波を強く提示できていることがわかる。

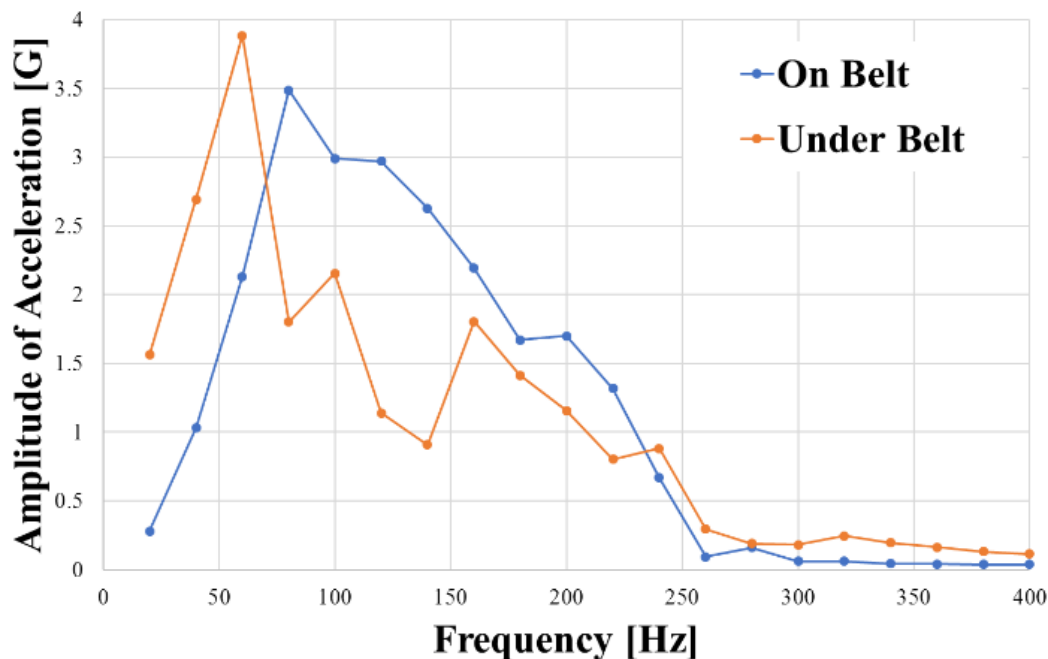


図 6.25 各周波数でのベルトの加速度

6.3.5 実験：既存振動子とのエネルギー比較

本デバイスが従来の振動提示手法と比較し省エネルギーで振動提示が可能か検証した。既存振動子を定電力で駆動させた比較用デバイスを用意し、被験者に提案デバイスからの感覚の強さが比較用デバイスと同じになるよう提案デバイスの出力を調整させ、振動提示に必要な電力を比較した。比較は前節で用いたベルト上に指を載せるベルト上条件とベルト下に指を入れるベルト下条件の 2 つの条件で行った。

6.3.6 実験セットアップ

本実験では提案デバイスに加えて比較用デバイスを用意した。比較用デバイスは提案デバイスで用いたスマートフォンのホットモック及びケースに、研究用途で広く使用されている振動子(Haptuator Mark II, Tactile Labs)を 2 つ搭載したものである(図 6.26 左)。提案デバイスが指全体に対して振動を提示するため、アクチュエータと指との距離の条件を同じにするために、比較用デバイスでは振動子をデバイスの両端付近に配置した。本振動子はボイスコイル型振動子であり、幅広い帯域の振動提示が可能なデバイスとして代表的である。振動子選定には出力加速度で決定したが、他の候補として既にコンシューマ製品に内蔵されて

いる振動子であるアルプス社のハプティックリアクタが考えられた。しかし、ハプティックリアクタは既存の計測結果から 200Hz 以上程度の高い周波数で強い振動を出力するのに対し、100Hz 以下の領域での振動加速度が弱いという結果が得られているため、我々の今回の手法との比較し易い HaptuatorMk2 を採用した。提案デバイスと比較用デバイスにはオーディオアンプ(RSDA202, RASTEME SYSTEMS Inc.)で増幅されたオーディオ信号が印加される。また両デバイスに印加される電力は周波数特性計測で用いた手法で計測し、比較用デバイスは常に振動子の定格電力(1.5W)以下の 1W で駆動するよう調整した。

6.3.7 実験手順・条件

被験者はベルト上条件では 9 名(21-33 歳, 男性 8 名,女性 1 名), ベルト下条件ではベルト上条件の実験に参加した 4 名を含む 9 名(21-33 歳, 男性 8 名,女性 1 名)の研究室メンバーを採用した。提示する振動は 25Hz, 50Hz, 100Hz, 200Hz, 400Hz の正弦波 5 種類を用意し、1 周波数あたり 5 回、各被験者合計 25 試行を行った。本デバイスで使用した DC モータと既存振動子の低周波での特性を比較するために比較振動子の本来非推奨周波数の 50Hz 未満の周波数での比較を行った。

実験手順は以下のようにした。まず被験者はランダムに決定された周波数の振動を 1W で駆動している比較用デバイスを把持し、次に提案デバイスから得られる同周波数の振動感覚の強さが同じになるようオーディオアンプのボリュームを 0 の状態から調整させた(図 6.26 右)。被験者は感覚調整のためのデバイス把持は何回でも行ってよいこととした。実験に使用したオーディオアンプは 20W+20W の合計 40W を出力可能であり、DC モータの定格は 17W であったが、実験中に調整限界には達しなかった。



図 6.26 (左)実験で使ったデバイス, (右)実験の様子

6.3.8 実験結果：ベルト上条件

ベルト上条件での実験結果を図 6.27 に示す。グラフの縦軸は被験者が調整した提案デバイスへの印加電力の平均値，横軸は提示周波数，エラーバーは標準偏差を示している。各周波数の印加電力と基準となる比較用デバイスに加えた 1W の電力との間で Wilcoxon の符号付き順位検定を行った結果，400Hz では有意差は確認されなかった($p=0.286$)が，他の全ての周波数では有意差が確認された(全て $p<0.01$)。以上の結果から 25Hz,50Hz,100Hz,200Hz において提案デバイスは振動子よりも省電力で振動提示ができることが示唆された。

次に全周波数のデータで分散分析を行ったところ有意差が確認された($F(4,32)=23.608$, $p<0.0001$)。事後検定として Bonferroni の補正を用いた多重比較を行った。結果，100Hz と {25Hz, 50Hz}，400Hz と {25Hz, 50Hz, 200Hz} の間で有意差を確認した($p<0.0001$)。また 100Hz と 200Hz, 400Hz と 100Hz の間で有意傾向が確認された。

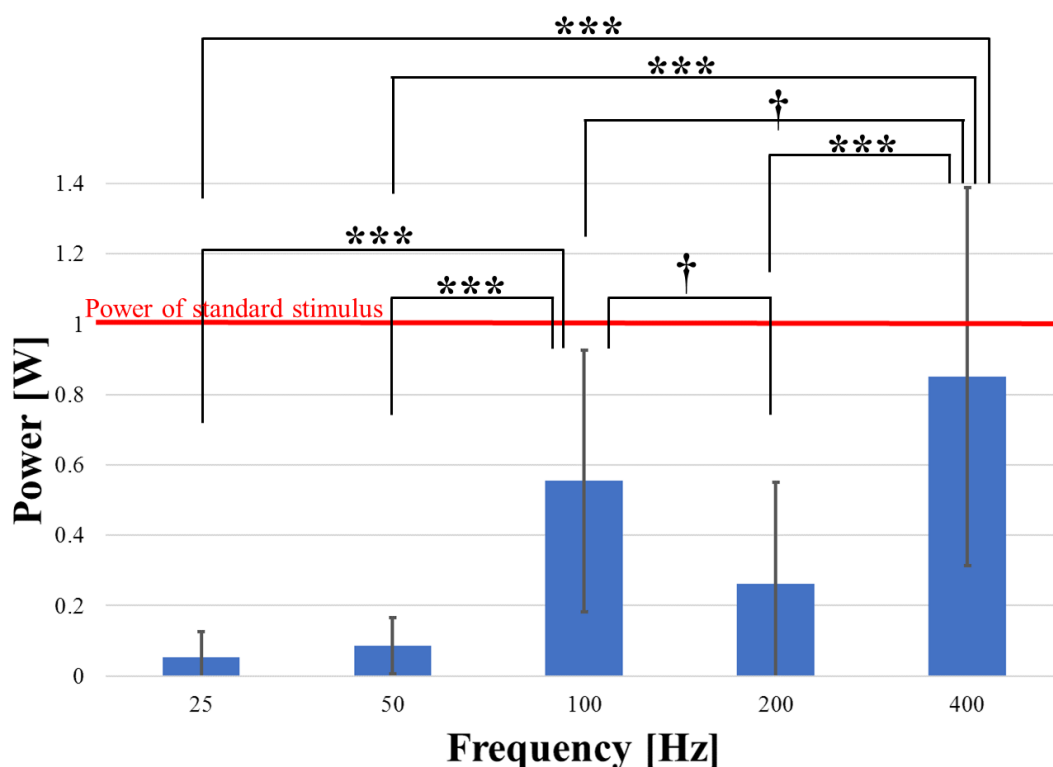


図 6.27 1W で駆動している振動子とベルト上条件での回答電力の比較(***) は $p<0.0001$ を表している)

各周波数の条件に着目すると，特に低周波(25Hz,50Hz)での条件では平均で 20%以下の電力で振動提示が実現された。また 100Hz において必要な電力は一旦増加し，200Hz で再度減少した。今回用いた DC モータと振動子は Yem ら[73]が比較したものの一つであるが，

この研究によると今回提案デバイスで採用した DC モータの共振周波数は 50Hz 周辺、比較用デバイスに採用した振動子の共振周波数は 100Hz 周辺であった。よって DC モータの共振周波数付近では DC モータが強く振動されたために必要な電力が比較的少なく、振動子の共振周波数付近では振動子が強く振動したために必要な印加電力が増加したことが考えられる。

6.3.9 実験結果：ベルト下条件

ベルト下条件での実験結果を図 6.28 示す。グラフの縦軸は被験者が調整した提案デバイスへの印加電力の平均値、横軸は提示周波数、エラーバーは標準偏差を示している。各周波数の印加電力と基準となる比較用デバイスに加えた 1W の電力との間で Wilcoxon の符号付き順位検定を行った結果、全ての周波数では有意差が確認された(全て $p < 0.01$)。以上により 25-Hz-400Hz において提案デバイスは振動子よりも省電力で振動提示可能であることが示された。

次に全周波数のデータで分散分析を行ったところ有意差が確認された($F(4,32)=12.102$, $p < 0.0001$)。事後検定として Bonferroni の補正を用いた多重比較を行った。検定の結果 100Hz と {25Hz, 50Hz, 200Hz, 400Hz} の間で有意差を確認した($p < 0.0001$)。

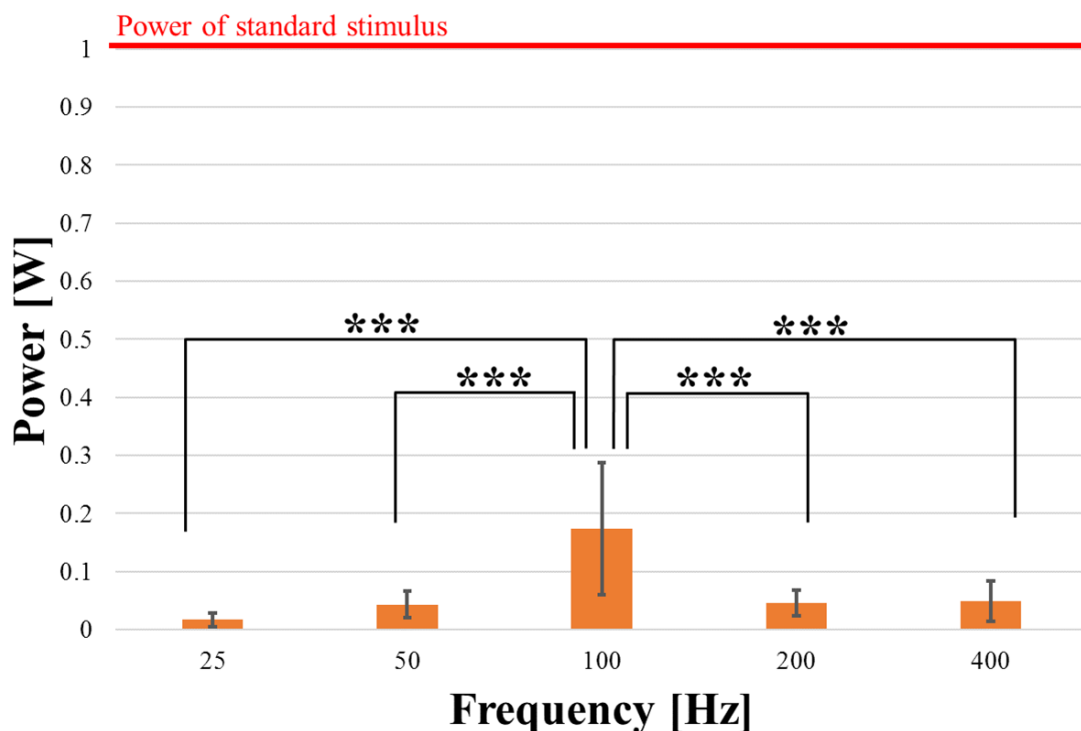


図 6.28 1W で駆動している振動子とベルト下条件での回答電力の比較 (***) は $p < 0.0001$ を表している)

他の周波数の条件と比較して 100Hz で多くのエネルギーが必要であったのは、前節の実験と同様に振動子の共振周波数が 100Hz 付近であったことが原因と考えられる。振動子からの振動が強かったため、同じ強さの振動感覚を得るために提案デバイスを多くのエネルギーで駆動する必要があった。

6.3.10 本手法の制限及びアプリケーション

本手法の制限として振動提示をする部位がデバイスの裏側に限定されることが挙げられる。本論文で作成したプロトタイプでは巻取り機構をデバイスの裏側に配置したため、操作を行う指が触れる表面での振動提示が困難である。また、プロトタイプで用いたベルトは透明ではないため、表面に適用した場合画面を遮蔽してしまう。よって本手法を表面に適用するには巻取り機構の配置に気をを使うことと、透明なフィルムのベルトを用意する必要がある。

また他に考えられる制限として提案デバイスがベルトを振動させる際のノイズがある。本手法ではオーディオ信号を用いて DC モータを駆動しベルトを振動させるため、接触している指だけでなく空気も振動させ音として出力されてしまう。既存の振動子でも同様の駆動音が発生するが、本手法は軽量なベルトを振動させ、振幅を稼いでいるため特にノイズが大きくなってしまう。体験によってはノイズが体験の妨げになることも考えられ、今後出力周波数をフィルタリングするなどの工夫が必要である。

本手法を用いたアプリケーションとして音楽鑑賞などの聴覚体験への振動刺激付与による体験向上が考えられる。近年のモバイルデバイスでの映画・音楽鑑賞の機会増加に伴い、振動提示を聴覚体験の向上に応用する試みが提案されている。触覚刺激付与による音楽体験の向上はデバイスに振動子を搭載させる [89]、または身体に振動デバイスを装着し [90][91][92]音楽信号を振動子から振動として出力することで実現されている。前章の実験により本手法は 25Hz-400Hz において従来手法である振動子よりも省エネルギーで振動提示が可能であることが示唆されたため、従来手法よりも省エネルギーで聴覚体験の向上が期待できる。

6.4 まとめ

本章では第 3 章及び第 4 章で得られた知見を基に、静的な教示デバイスと動的な教示デバイスの開発を行った。

リハビリなどの姿勢や方向を提示する静的な教示を行うデバイスとして、非電源のフレーム型デバイスを開発した。本デバイスはフレームと固定部のみで構成され、装着することで皮膚せん断変形を発生させ力覚を提示する。フレーム型デバイスとしてまず、アルミフレームを用いて装置のサイズ調整を可能とした医療機器「ラクビ」を開発した。本デバイスは頭部に装着し、回しずらすことでハンガー反射を発生させる。本デバイスは提示方向が 1 方向の回転方向に限られるが、装着者が思わず頭部を回転させてしまうほどの力覚を非電源

で実現している。本装置は留め具を調節することでサイズ調整が可能であるが、著しく頭部が大きいまたは小さい場合は装置が適切な圧迫及び皮膚せん断変形を発生させることができず、効果が弱まってしまう課題があった。そこで3Dプリンタを用いたユーザの頭部サイズに完全に合ったデバイスを出力する設計手法を開発した。デバイスは通常のフレーム部分と弾性を生むバネ機構部分で構成され、ユーザの頭部サイズを計測することでサイズが決定し3Dプリンタで出力可能とする。本手法は手首・足首などの他の身体部位用の装置にも適用可能であった。3Dプリンタで出力した手首デバイスによる力覚及び運動生起の有無を確認する実験を行った。実験の結果、手首での力覚及び回転運動の生起を確認し、手首デバイスの手首回転運動提示能力が示された。以上のように、非電源でユーザの身体部位に合うデバイスの設計が確立された。

次に身体座標系でのスポーツのフォーム習得や世界座標系での歩行ナビゲーションなどの動的な教示を実現するデバイスの開発を行った。動的にする項目として、提示の有無、提示方向、提示力覚の強度に着目した。リニアアクチュエータを用いた手首での皮膚せん断変形制御デバイスにより、皮膚変形による力覚提示の有無及び方向制御を実現した。本デバイスは第3章で調査した手首でのツボをリニアアクチュエータで圧迫し内回転と外回転方向の力覚提示を実現した。提示力覚調整は、皮膚せん断変形と振動刺激重畳を組み合わせて実現した。開発したデバイスは第4章の実験で用いたデバイスである。本デバイスは皮膚せん断変形を発生させるフレーム型デバイスに振動子を搭載したものであり、重畳する振動を調整することで提示力覚の強度調整を実現した。最後に提示方向と力覚強度調整を同時に実現させるデバイスとして、ベルト巻取りを用いた力覚及び方向提示装置を開発した。DCモータにDC信号を印可することで身体部位に密着している軽量ベルトを巻き取り、皮膚せん断変形を発生させる。また、DCモータにAC信号を印可することで軽量ベルトに触れている部位に振動提示を行う。本装置ではDC信号により提示方向を決定し、提示力覚の強さをAC信号によって調整する。本章では頭部、手首、スマートフォン用のデバイスを開発した。ベルト巻取りを用いた手首用デバイスによる皮膚せん断変形及び振動重畳によって、力覚生起及び増強現象を再現できるか確認を行ったところ、用意した複数の振動条件において力覚生起及び増強現象の再現が確認された。以上のように皮膚せん断変形と振動刺激の重畳を行い、現象を再現するデバイスを実現した。

ベルト巻取りを用いたスマートフォン用デバイスは本章では力覚提示を目的に開発されたが、デバイスを触覚提示装置として捉えても有用なデバイスであると考えられるため、触覚提示装置としても評価を行った。本デバイスは軽量なベルトを介して振動提示を行うため、筐体全体を駆動して振動提示を行う一般的なスマートフォンと比較して、広帯域または省エネルギーな振動提示が可能であると考えられる。まず、本デバイスによる提示振動の周波数特性計測を行い、先行研究と同様に低周波振動を比較的強く提示可能であることが確認された。次に振動提示に必要なエネルギーを既存振動子と比較した。複数の振動周波数条

件を用意し比較したところ、本デバイスが有意に省エネルギーで振動提示が可能であることが確認された。以上のように、ベルト巻取りを用いたスマートフォン用デバイスは振動を提示する触覚提示装置としても有用であり、広帯域・省エネルギーで振動提示が可能であることが確認された。

第7章 身体座標系での静的な教示： 運動障害疾患へのハンガー反 射デバイスの適用

本章では第6章で開発したアルミフレームを用いた一般医療機器「ラクビ」を静的な教示として頭部の異常姿勢が伴う運動障害疾患である痙性斜頸へ応用する。本疾患は先行研究においてもハンガー反射現象が適用されている点や、力覚提示によって異常姿勢から正常姿勢・方向へ導くことができると考え、本デバイスを適用した。また、被験者である患者が毎日自宅で装着することを想定しているため、サイズ調整可能・非電源・簡便な本デバイスが適切であると考えられる。本章ではまず、本章で扱う疾患である痙性斜頸について解説する。次に患者の症状変化を客観的に測定するために、医師の目視で行っていた既存の症状評価を半自動で行うシステムを開発する。開発した3次元計測装置を用いたシステムによる患者の評価スコアと訓練を受けた医師が算出した評価スコアを比較する。次にヨー軸方向の痙性斜頸の患者に対してラクビを適用し初診時と3ヶ月後の症状を比較する。回転方向の異常姿勢を伴う症状に対して、症状とは逆方向のハンガー反射を生起させることで正常な姿勢を長期的に教示し症状の改善を目指す。

7.1 痙性斜頸

本節では本章で扱う疾患である痙性斜頸について解説する。

痙性斜頸(頸部ジストニアとしても知られる)は頸部筋肉の異常緊張による頭部の異常姿勢や不随意的動きを伴う運動障害疾患である[52]。関連する筋肉によって現れる症状は異なり、ヨー軸(rotation)、ロール軸(tilting)、ピッチ軸(anterior flexion/posterior extension)または複数軸を組み合わせた方向に頭部が回転し、障害や痛みが伴う。また痙性斜頸にはセンサートリック(sensory trick)と呼ばれる現象があり、頬を自分の手で触れたりすると一時的に症状が改善することがある[52][53][54]。本疾患は日本では10万人あたり2.85人と報告されている[56]。

痙性斜頸の根本的な治療法は未だ確立されていないため、多くの対症療法が存在する。その中でも現在主にボツリヌス毒素局注[57][58]、選択的末梢神経遮断術[59]、脳深部刺激療法[60]などが行われている。しかしこれらの治療法は数ヶ月毎に打ち直す、日常生活に支障をきたす、一度症状が改善したとしても他の筋肉異常が発生する(もぐらたたき現象[52])などの課題があり、多くの患者が苦しめられている。



図 7.1 痙性斜頸の症状[52]

A:水平回転性の斜頸と顎部に手を当てることによって症状が軽減する sensory trick の例,
B: 側屈の例, C: 後屈の例, D-E: 複合型の例

7.1.1 痙性斜頸の症状評価

痙性斜頸の最も標準的に使用されている評価尺度に Toronto Western Spasmodic Torticollis Scale (TWSTRS)[53]がある。本評価尺度は痙性斜頸の治療や研究において、症状の重篤度を示すために広く使われている。本尺度は頭部姿勢や型の姿勢の症状重篤度を評価する Severity, 症状による日常生活への影響度を評価する Disability, 症状に起因する痛みを評価する Pain の 3つのサブスケールから構成される。

3つのサブスケールの中で、ハンガー反射を痙性斜頸患者に適用した場合、最も影響を与える可能性が考えられるのは TWSTRS Severity である。TWSTRS Severity は元来英語によって作成された尺度であるが、梶ら[54]によって翻訳された日本語訳によると TWSTRS Severity は評価項目が 10 項目ある TWSTRS のサブスケールである。評価項目は A-F までカテゴリ分けされており、A の頭部姿勢のカテゴリ内ではさらに 5 つの評価項目がある。以下に TWSTRS Severity の評価項目詳細を示す。

A1-A3 では患者の頭部が計測対象の 3 軸方向への回転の程度を計測、評価する。A4-A5 では、首の平行移動量を計測、評価を行う。B 偏倚持続割合では一定時間内で、症状の持続度と症状の最大偏倚が起きている割合を計測、評価する。C のセンソリートリックでは手な

どを使っての頭部正常姿勢への復帰能力を計測、評価する。D では、患者の肩の可動域に対する肩の偏倚を計測、評価する。E の首の可動域では、患者に頭部を回転させ、正中線より反対側への頭部回転領域を評価する。F の正常姿勢保持時間では、患者に正常姿勢をとってもらい、頭部が正常姿勢から 10° 以内の範囲に留まっていられる時間を計測し評価する。

TWSTRS の評価は運動障害の症状評価専門家によって作成された教則用ビデオによって評価基準などを細かく知ることができる[62]。しかし TWSTRS を用いた評価は目視による観察をもとにしているために訓練と経験が必要であり、複数施設を用いた臨床研究などでは各施設で評価者を準備する必要がある。特に TWSTRS Severity は評価者が異なる場合、同じ患者を評価したとしても差が生まれてしまうことが報告されている[63]。このように評価者によって評価制度が異なるため、得られた評価結果を比較することは難しい。

7.2 3次元計測装置を用いた痙性斜頸患者の評価システム

本節では複数施設での痙性斜頸患者へのラクビ適用の臨床実験を行う準備として、3次元計測装置を用いた TWSTRS Severity 半自動評価システムを開発する。評価をシステムが行うため、評価基準や精度が一定となり、複数施設で評価されたスコアを比較可能とする。開発したシステムの評価性能を検証するため、同じ患者を本システムと訓練を受けた神経内科医で評価し、スコアを比較した。

7.2.1 TWSTRS Severity 半自動評価システム

本項では開発した TWSTRS Severity 半自動評価システムについて述べる。本システムでは頭部や身体各所の姿勢や位置を計測可能な 3次元計測装置である Kinect v2 を用いて、各項目を評価する。

7.2.1.1 Kinect v2 による顔追跡

Kinect v2 は Microsoft 社から発売された三次元計測装置であり、Xbox One 用ゲームコントローラであった Kinect を一般の PC で利用可能としたものである。価格は 250USD と三次元計測装置としては大変安価であり、入手性も高い。

Microsoft 社は Kinect v2 開発者に向けて、Kinect の開発パッケージである Kinect SDK for Windows を配布している。また、それと同時に SDK を用いたサンプルプログラムとサンプルコードを Developer Toolkit Browser として配布している。本システムの評価ソフトウェアは、そこに含まれている Face Tracking Basic のコードを利用し作成した。Face Tracking Basic は Kinect で撮影された人物の顔の特徴点を三次元的に認識し、追跡するものである。

7.2.1.2 TWSTRS Severity 評価支援機能による計測及び評価手法

本システムでは、TWSTRS Severity の評価を支援する機能を搭載している。現在、A4 側方偏倚、A5 前後偏倚、C センソリートリックの項目以外は、専門的なトレーニングを受けることなく TWSTRS Severity を評価可能となっている。評価者はページに表示される説明に従い評価を行う。D 肩挙上、肩前後偏倚、E 首の可動域の項目では、患者が適切に頭部及び肩を動かす必要があるが、インストラクションを表示し動いてもらうことで対応した。

詳細な評価手順を以下に示す。

まず Kinect v2 を被験者の目線の高さに合わせ、被験者が座っている椅子から約 1.0m の距離の位置に設置する。被験者は Kinect v2 の前に座り、膝を揃えて Kinect v2 と平行になるようにさせる。次に評価システム内のソフトウェアを用いて、Kinect v2 から 100 個の計測データ（サンプリングレート 10Hz で 10 秒間計測）を取得する。この際取得するのは、頭部の 3 軸の角度、肩の角度、首の角度である。また、A1-A5 では、取得した角度の平均値を計測角度とし評価を行う。A1-A3 では、頭部の 3 軸の角度偏倚を評価対象としている。そこで体幹と首との相対的な角度を測定し、その平均角度を TWSTRS Severity の配点に適用し評価を行う。また、A4 側方偏倚と A5 前後偏倚は未対応のため、現時点では目視で偏倚の有無を判断する。B 偏倚持続割合は取得した 100 個の計測データを用いて、症状の持続度と最大偏倚が起きた割合を算出し、TWSTRS Severity の配点へ適用する。C センソリートリックは未対応のため、患者に首や頭部に手を当てるなどして正常姿勢をとらせ(図 7.2)、症状の改善度に応じてソフトウェア画面上の評価基準に準じて評価を行う。D 肩挙上、肩前後偏倚は画面に指示を表示し、上下および前後に肩を動かしてもらい、可動域を算出し最初に取得した 100 データに含まれる肩の傾き(図 7.3)を用いて TWSTRS Severity の配点へ適用する。E 首の可動域は症状による異常姿勢の反対方向へ動かし、首の可動域が正中線を超越するかの有無を計測し評価する。F 正常姿勢保持時間は患者に正常姿勢を取らせ、正常姿勢から 10° 以内を保持できる時間を計測し評価する。

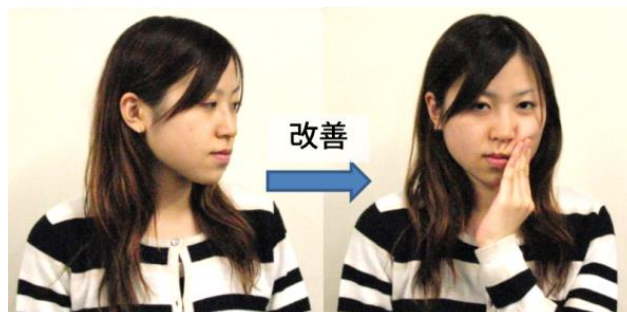


図 7.2 感覚トリックによる症状改善(写真では健常者が症状を模擬)

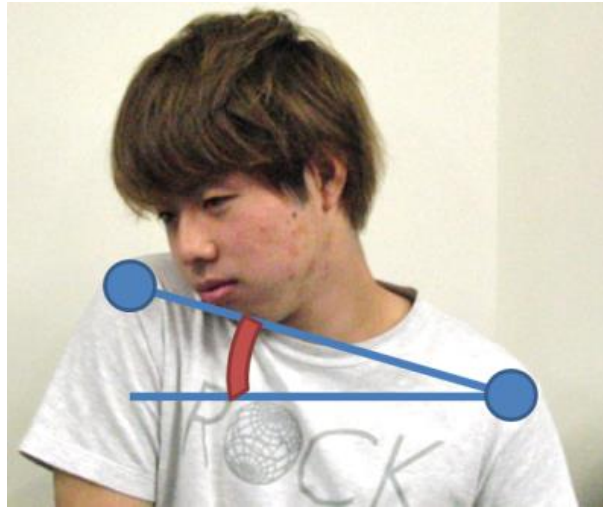


図 7.3 2点がなる肩挙上角度(写真では健常者が症状を模擬)

7.2.1 被験者

本実験ではボツリヌス毒素注射治療に訪れた痙性斜頸による頭部姿勢異常を伴う 30 人の患者を被験者とした。年齢が 20 歳以下または 80 歳以上の被験者は除外した。全ての被験者は実験参加にあたりヘルシンキ宣言に基づいた実験内容に関する同意書の説明を行い、署名を取得した。本実験内容は順天堂大学病院治験審査委員会によって承認された。

7.2.2 実験手順

被験者からの同意が得られた後、前述のように被験者を Kinect v2 の前に座らせた。実験者である神経内科医(International Parkinson and Movement Disorder(SS)の講座資料を基に訓練済み)は TWSTRS 半自動評価システムでの TWSTRS Severity 評価実行に関する説明を行った。システムでの評価と並行して、実験中の被験者の様子は正面と横からカメラにて動画を撮影した。TWSTRS severity 内の A1-3, B, D,E,F は計測データを用いてシステムにより自動でスコアが算出され、A4,A5,C は実験者によって評価された。システムとの比較を行うために、撮影された動画をもとに、実験の詳細を知らない神経内科医(International Parkinson and Movement Disorder Society (GO)の講座資料を基に訓練済み)に TWSTRS severity を評価させた。

7.2.2.1 データ解析

システムと動画をもとに神経内科医によって評価された TWSTRS severity のスコアの間相互相関解析を行った。ピアソンの r 相関が合計スコアに対して用いられ、2つの評価手法の相対的な一致を評価するために、スピアマンの相関が下位尺度に対して使用された。絶

対精度は級内相関係数(ICC3,2)及び 95%一致限界を用いて計測された。下位尺度に対しては、コーエンのカッパ係数(k)を算出した。また、 $p<0.05$ を有意とみなした。これらの統計分析には SPSS21 を使用した。

7.2.3 結果・考察

合計 30 名の患者が参加し実験を完了した。表 7.1 は実験に参加した被験者の詳細を表している。被験者の平均年齢は 52.3 ± 16.0 , 男性と女性の比率は 3:2, 平均罹患年数は 11.3 ± 12.7 年であった。全被験者はボツリヌス毒素注射を受けていた。

システムによる測定された頭部角度および計算された TWSTRS Severity スコアおよび専門家によるスコアを表 7.2 に示した。相関係数解析では、システムによる測定と専門家との間に有意な相関を示した($r = .596, p < 0.05$)。実験者の印象を含まない純粋にシステムによる自動化された部分の合計スコア(システムが自動で算出可能な下位尺度の合計: $A1+A2+A3+B+D+E+F$)において、システムと専門医の間には有意な相関が見られた($r=.655, p<0.05$)。TWSTRS severity の合計スコアについては、検者間信頼性 ICC(3,1)が 0.562 ($p<.001, 95\% \text{ confidence interval (CI) } .259-.765$)であった。自動化された部分の合計スコアでは検者間信頼性 ICC(3,1)が 0.617($p <.001, 95\% \text{ CI } .336-.798$)であった。各下位尺度におけるスピアマンの rho とコッヘンの kappa の結果を表 7.3 に示した。システムと神経内科医によって算出された TWSTRS severity の自動化された部分(実験者によって評価された部分を除外)のスコアを表 7.3 に示した。下位尺度の分析によりシステムと専門医の間以下の項目(A1:ヨー軸, A2:ロール軸, A5:前後変位, B:症状持続時間, C:センサートリック, F:正常姿勢保持時間)において有意な相関が確認された。カッパ係数によると以下の項目(A1:ヨー軸, A4:左右変位, A5:前後変位, B:症状持続時間, C:センサートリック, D:肩拳上)でシステムと専門医の間で有意な一致が確認された。

本節では Kinect v2 を用いて頭部角度を計測し TWSTRS Severity のスコアを半自動で算出するシステムを開発した。システムを用いて算出した TWSTRS Severity の合計スコア及び半自動化した部分の合計スコアは、良い相関及び相関係数が訓練された専門医によるスコアとの間に見られた。本結果は以前に報告された TWSTRS の ICC に匹敵するものであった。ICC(2,1)は神経内科医で 0.69 から 0.75,理学療法士で 0.82 であった[64]。したがって本節で開発した TWSTRS 半自動評価システムは訓練を受けた医師と同傾向の症状評価を実現し、複数施設による臨床研究での評価スコア比較を可能とした。

表 7.1 痙性斜頸を持つ各被験者の詳細

Patient	Age (years)	Gender	Disease duration (years)	Type of cervical dystonia
1	56	F	8	Rt-T, A
2	80	M	62	Rt-L, Lt-T
3	40	M	21	Rt-L
5	43	F	9	Rt-T, Rt-L
6	35	M	5	Rt-T
7	77	M	20	Rt-T
8	33	F	5	Rt-T, Rt-L, A
9	58	M	1	Rt-T, R
10	42	M	6	Lt-L
11	52	M	1	Lt-T, Lt-L, A
12	43	M	9	Rt-T, Rt-L
13	48	M	0.7	Rt-T
14	28	M	14	R-S
15	52	F	10	Rt-L
16	40	M	2	Lt-T, R
17	72	M	4	Rt-L
18	79	M	7	Rt-L, Lt-T
19	67	M	29	Rt-T, Rt-L, A
20	54	M	6	Lt-T, Rt-L, L-S
21	75	M	30	Rt-T, R
22	65	F	6	Lt-T, Rt-L, R
23	37	F	4	Rt-T, Rt-L
24	76	F	16	Lt-T
25	48	F	10	Rt-L
26	27	F	1	Lt-T, Rt-L
27	35	F	7	Rt-L, Lt-T
28	55	M	27	Rt-T, Rt-L
29	64	M	0.4	Rt-T, Lt-L
30	51	F	8	Rt-L, Rt-T

A: anterocollis (anterior flexion), L: laterocollis (lateral tilting), P: posterior extension (retrocollis), T: torticollis (rotation), S: shift, Lt: left, Rt: right, F: Forward, B: backward

表 7.2 神経内科医の評価とシステムによる算出による TWSTRS Severiy 内自動生成部分の生データ

Patient	A1 Rotation			A2 Laterocollis			A3 Antero/retro-collis			B: Duration		D: Shoulder		E: Range		F: Time	
	RA	S	N	RA	S	N	RA	S	N	S	N	S	N	S	N	S	N
1	-49.4	3	3	-19.3	2	1	-10.4	1	1	5	5	1	2	3	1	1	3
2	11.7	1	1	-13.1	1	2	-5.3	1	0	4	5	2	1	1	2	1	4
3	-1.7	0	0	-15.3	2	2	6.4	1	0	5	5	0	0	0	0	1	4
5	-27	2	4	-23.4	2	2	-22.6	2	0	4	4	1	1	3	0	0	4
6	-59.2	3	4	-14.5	1	0	-14	1	0	5	5	1	0	2	0	0	4
7	-26.6	2	2	-10.8	1	0	-13.8	1	0	5	5	2	1	3	0	1	4
8	-46.3	3	3	-16.3	2	1	-14.7	1	1	5	5	2	1	3	0	1	4
9	-44.6	2	4	-16.7	2	1	11.7	1	2	4	3	1	1	2	1	1	3
10	11.5	1	1	12.5	1	1	2.7	0	1	5	5	2	2	0	0	1	4
11	46.1	3	3	2.3	0	2	-33.5	3	2	5	5	2	2	0	3	1	4
12	-6.8	1	0	-8.6	1	1	-22.4	2	0	5	5	2	1	1	0	1	4
13	-33.1	2	2	25	2	2	-20.2	2	1	4	4	2	1	1	1	0	2
14	5.5	1	1	5.8	1	1	-4.5	1	1	4	5	2	1	1	0	0	0
15	-5.6	1	1	3.1	1	1	-4.5	1	0	4	5	2	1	1	0	1	0
16	31.6	2	2	10.1	1	1	34.4	3	2	5	5	1	1	0	2	1	4
17	-32.4	2	2	-21.3	2	2	-29.7	2	1	5	5	2	3	3	1	1	4
18	2.9	0	0	-34.9	2	3	-10.1	1	0	5	5	1	2	3	3	1	4
19	-33.4	2	3	-25.4	2	2	-13.2	1	1	5	4	2	1	2	3	1	3
20	6.6	1	1	3.2	1	0	-20	2	0	4	2	2	1	0	0	0	0
21	5.5	1	1	-7.1	1	1	-14.4	1	0	4	4	2	1	0	1	1	3
22	36.2	2	2	-2.1	0	2	15.3	2	1	4	4	1	1	1	0	1	4
23	-17.4	1	2	10	1	1	-19	2	1	5	5	1	1	1	0	0	3
24	16.1	1	1	6.4	1	0	-12.9	1	0	5	5	2	1	0	1	1	2
25	-19.3	1	0	-8.1	1	1	-16.1	2	0	5	5	2	1	2	1	1	0
26	18.4	1	1	-18.7	2	3	-17.4	2	1	4	5	1	1	1	0	1	4
27	13.8	1	1	-11.1	1	2	-8.2	1	1	5	5	1	0	0	0	1	0
28	-28.6	2	3	-2.4	0	1	-6.3	1	1	4	4	1	2	1	0	1	4
29	-10.6	1	1	4	1	1	-11.3	1	1	5	5	1	1	0	0	1	3
30	-4.8	1	1	4.5	1	1	-20.5	2	0	5	5	2	0	0	0	1	0

RA: raw angle by the system, S: system, N: neurologist

表 7.3 システムの妥当性と精度

Items	System***	Neurologist***	Correlation(r/ρ)	ICC/ κ
Total severity scale	19.0 (2.7)	17.5 (3.9)	.596*	.562*
Total automated scale**	20.6 (2.7)	18.8 (3.9)	.655*	.617*
A1: rotation	1.5 (0.8)	1.7 (1.2)	.902*	.624*
A2: laterocollis	1.2 (0.6)	1.3 (0.8)	.369*	0.227
A3: anterocollis/retrocollis	1.5 (0.6)	0.7 (0.7)	0.181	-0.095
A4: lateral shift	0.1 (0.2)	0.0 (0.2)	-0.5	-.047*
A5: sagittal shift	0.0 (0.2)	0.1 (0.3)	.557*	.474*
B: duration Factor	4.6 (0.5)	4.6 (0.7)	.589*	.444*
C: sensory trick	1.5 (0.6)	1.2 (0.6)	.450*	.312*
D: shoulder elevation	1.2 (1.1)	1.1 (0.7)	0.285	.196*
E: range of motion	0.8 (0.4)	0.7 (1.0)	0.285	0.109
F: time	3.6 (1.1)	2.7 (1.6)	.562*	0.204

*p<0.05

** Calculated by adding subscales the system can automatically analyze (A1+A2+A3+B+D+E+F)

*** Mean (standard deviation)

7.3 痙性斜頸患者へのラクビの適用

痙性斜頸の治療法は前述のように身体的・金銭的なリスクが高く、治療を行ってももぐらたたき現象の発生により症状が改善せず、多くの患者が苦しめられている。そこで非侵襲な治療法の提案として、ハンガー反射を痙性斜頸患者に適用する試みが行われた。楕円形状の FRP 製フレームを用いたハンガー反射デバイスを痙性斜頸患者へと適用しスコアの改善が確認された[36]。しかし、実験に用いたデバイスは予め用意したサイズの中から被験者である患者の頭部サイズに合うものを当てはめるという形式で決定されていたために、時には被験者の頭部に合わないデバイスを用いざるを得ない状況もあった。また、ハンガー反射による効果を確認するために用いた痙性斜頸の評価手法は従来用いられてきた TWSTRS を目視で行った。特に TWSTRS Severity は頭部角度に関する評価を行うが、目視での評価であったことと、スコアが 1 点変化するために最大 22 度の角度変化が必要となり、それ以下の頭部角度変化はスコア上では変化なしとの扱いとなる[53]。このように先行研究の評価では評価者が異なる目視評価による基準の違いや評価尺度の粗さによって改善を適切にスコアに反映させることができないなどの課題があった。

そこで本節ではこれまで開発したサイズ調整可能なハンガー反射デバイスである「ラクビ」を用いてハンガー反射の誘発効率を改善し、前節で開発し検証した Kinect v2 を用いた三次元計測をもとにした被験者の身体計測ベースのシステムによるより客観的な評価を行い、ハンガー反射による痙性斜頸への影響をより詳細に調査する。

(なお本研究は金沢脳神経外科病院 旭雄士先生との共同研究である。また、実験は以下の施設と医師の協力のもと各施設の倫理委員会に承認され行われた。協力施設・医師：金沢脳神経外科病院 旭雄士先生、富永病院 宮原淳一先生、竹島多賀夫先生、東京女子医科大学 堀澤士郎先生、福岡大学 樋口正晃先生)

7.3.1 被験者

協力施設を訪れた痙性斜頸患者 13 名を本実験の被験者とした。ハンガー反射による効果を観察するため、本実験の被験者になる条件として過去 3 ヶ月に主要な対症療法であるボツリヌス毒素注射を打っていない患者であることとした。

7.3.2 実験手順

本実験ではハンガー反射を誘発させるデバイスである「ラクビ」を痙性斜頸患者に装着させ、症状の変化を評価する。被験者は実験開始前に本実験に関する内容や個人情報の扱いに関する説明を受け、内容に同意し同意書に署名した場合のみ実験を開始した。

初回の計測では、まずラクビを装着する前に前節で開発したシステムにより患者の症状の評価を行う。症状の評価内容は頭部姿勢や角度計測を基に TWSTRS をスコアで評価する。

次に実験者の指示のもとラクビを装着し、ハンガー反射を発生させた状態でシステムによる症状評価を行う。次に、被験者にラクビの装着方法のインストラクションを行い、被験者自らラクビによってハンガー反射を発生させる練習をさせる。初回評価の後、被験者に毎日 30 分ラクビを装着する。被験者毎の生活リズムが異なるため、装着する時間帯や回数の指定はせず、1 日の合計装着時間が 30 分になれば良いこととした。初回評価から 3 ヶ月後、再度ラクビ非装着・装着時の症状をシステムによって評価した。計測終了後には臨床研究全体に関するアンケートを記入させ、実験を終了とした。なお本実験内容はヘルシンキ宣言に基づいており、各協力施設の倫理委員会に承認を受けている。

7.3.3 実験結果・考察

図 7.4, 図 7.5 に本実験の結果を示す。図 7.4 の縦軸はシステムによって半自動で算出した TWSTRS Severity スコア、横軸は被験者、色がスコアを算出した際の条件を表している。各条件間で分散分析を行ったところ有意差は確認されなかったが、初診デバイスなし条件と比較すると 7 人が 3 ヶ月後のデバイスなしまたはあり条件でスコアの現象が確認された。図 7.5 の縦軸はシステムによって計測された被験者の頭部角度(正の値が左回転角度、負の値が右回転角度)、横軸は被験者、色が計測した際の条件を表している。各条件間で分散分析を行ったところ有意差は確認されなかったが、初診デバイスなし条件と比較すると 9 人が 3 ヶ月後のデバイスなしまたはあり条件で頭部角度の改善が確認された。

実験結果からは有意差は確認されなかったが、症状が改善した患者が数名確認された。有意差が確認されなかったのは、被験者が少なくなってしまったことが考えられる。被験者が実験中に様々な理由により辞退したことから被験者の合計数が少なくなってしまった。また、スコア及び頭部角度の結果では改善が確認できなかった患者も頸部や肩の張りが改善したとの感想が得られた。また、本実験では被験者が毎日 30 分装着するよう指示したが、先行事例では装着時間に制限を設けていなかったために、1 日数時間装着している被験者もあり、装着時間の変更を検討する必要がある。

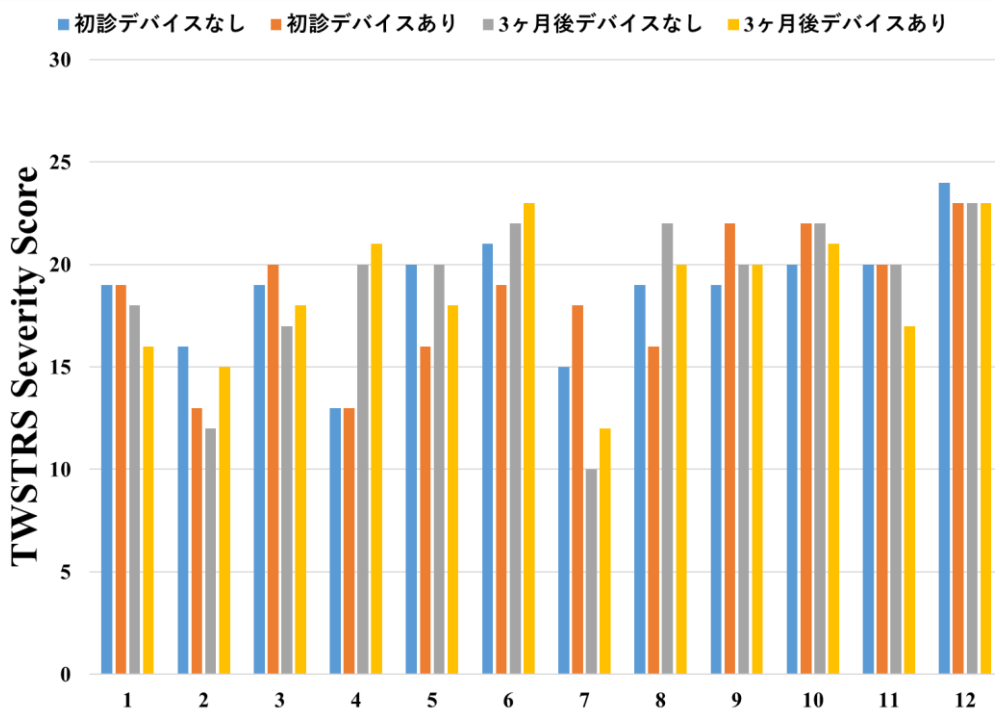


図 7.4 各条件での被験者の TWSTRS Severity スコア

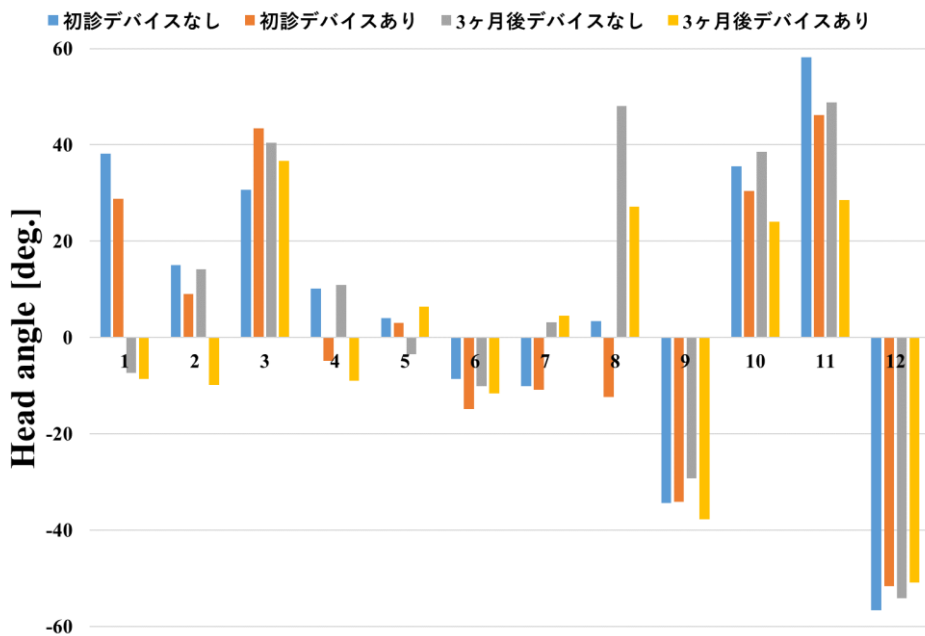


図 7.5 各条件での被験者の頭部角度

7.4 まとめ

本章では身体座標系の静的な教示として第 6 章で開発した「ラクビ」を頭部の異常姿勢を伴う痙性斜頸患者に適用し、治療効果の評価を行った。まず、目視で行われるために客観性が失われてしまうなどの課題があった TWSTRS Severity を 3 次元計測カメラである Kinect v2 を用いて半自動で評価するシステムを開発した。本システムは Kinect v2 を用いて人の身体位置や頭部角度を計測可能であり、計測した頭部姿勢及び身体位置を TWSTRS Severity の評価尺度に当てはめることでスコアを半自動で算出する。痙性斜頸患者を評価する特殊な訓練を受けた神経内科医と同一の患者の評価スコアを比較したところ、高い相関が確認され、本システムが訓練された神経内科医と同等の傾向で評価を行うことが可能であることが確認された。

次にラクビを痙性斜頸患者に 3 ヶ月毎日 30 分装着させる臨床実験を行い、初診日と 3 ヶ月後の評価スコアを比較した。本実験ではヨー軸回転方向の頭部異常の症状がある痙性斜頸患者を対象に実験を行った。被験者実験の結果、有意差は確認されなかったが、一部の患者に評価スコアや頭部角度に改善がみられた。

第8章 身体座標系での動的な教示： ゴルフパター動作中の運動教 示

本章では身体座標系の動的な教示として、第6章で開発した振動重畳による提示力覚調整が可能なデバイスのゴルフパターへの応用を行う。開発したデバイスは強力な力覚を生起させるが、刺激を提示してからユーザが力覚を知覚するまでおよそ2秒かかる。身体を速く動かす種類のスポーツの動作では、力覚生起が遅れてしまい適切なタイミングで教示を行うことが難しい。よって本章では教示対象とする動作を動作が比較的遅いゴルフのパターとした。装着するデバイスはグリップを握る姿勢を阻害しないために、最小限の構成である必要があるため、皮膚せん断変形と振動重畳による提示力覚調整が可能なデバイスを採用した。本デバイスは皮膚せん断変形を提示するフレームと振動を提示する振動子のみで構成される簡便なデバイスであるため適切と考えられる。

8.1 背景

ヒューマンインタフェースの研究分野では、動きのタイミングや力の入れ方を教えるために視覚による教示、聴覚による教示、振動などによる触覚による教示などが提案されてきた。しかしこれらは出すべき力を直接教えるわけではないため、教示内容を解釈する必要がある、フォームへ反映するまでに膨大な訓練が必要であるという課題は残されていた。より直接的に動的な情報を教示する手法として接地したロボットアーム[65]や機能的電気刺激[67]により身体を直接駆動することで正しいフォームや軌道を提示可能となるが、運動学習において重要な運動の主体性が損なわれる。また、複雑な装置を装着する必要もあり、動きの教示は可能となるが、実際に動かすとすると装置が動きを邪魔してしまい、とうてい一般に普及する手法とは言い難かった。

これに対して本研究で扱ってきた回転方向の皮膚せん断変形により力覚は、簡便な装置でありながら対象部位を思わず動かしてしまうほど強い力覚が生起する。また、力覚生起まで時間がかかる皮膚せん断変形に対して、振動刺激を重畳することにより力覚を増強しつつ、振動の調整による速い提示と出力調整を実現した。本現象では錯覚によってユーザ本人が自ら身体を駆動しているため、本章で行う運動教示においては主体性が保たれ、効率的な運動学習が期待できる。本章では動きが速くなく、身体が力まず、手首の姿勢が重要であるスポーツという条件の中からゴルフのパター動作に着目した。手首姿勢が重要なゴルフパター動作中に力覚提示による運動教示を行うことで、打球到達位置への影響を調査する。

8.2 実験概要

本実験は開発したデバイスの運動教示応用を目的に、その初期段階として手首皮膚せん断変形に対して振動刺激を重畳し力覚提示を行った際のゴルフパターの打球到達位置への影響調査を行う。被験者の両手首に振動子を搭載したデバイスを装着させゴルフパターを打たせる。パターを振りかぶっている間に振動刺激を重畳し、ボールの到達地点への影響を調査した。

8.3 実験セットアップ

本実験では手首皮膚せん断変形を発生させ振動刺激の重畳を行う手首デバイス、ゴルフパター、パターグリーンを用意した。以下で各項目を解説する。

8.3.1 手首デバイス

本実験では第 4 章で開発したデバイスからフレームと振動子を変更し、より強い皮膚せん断変形と振動を提示する手首デバイスを用意した。手首デバイスはステンレスフレーム、振動子(Vp2, Acouve Laboratory Inc.)、ベルクロで構成されている。ステンレスフレームは幅 20mm のステンレスバーを U 地に折り曲げ、内部にクッション材を貼り付けたものである。ステンレスフレームは手首装着し回しずらすことで手首において皮膚せん断変形を発生させる。回転方向は皮膚せん断変形によって決定され、デバイスを回しずらす方向を変えることで回転方向も変化させることができる。振動子は広帯域周波数の振動を出力可能なボイスコイル型振動子を 2 個搭載した。振動子は PC からの音声出力をオーディオアンプによって増幅された信号が入力され振動する。第 4 章において 50Hz~100Hz の周波数が効率的に力覚を増幅することを確認したため、本実験では 60Hz の正弦波を用いる。また、加速度振幅は $\pm 1.25G$ ($1G=9.8m/s^2$) に調整した。加速度振幅の調整は図 8.1 のようにクッション材の上で、ステンレスフレームに加速度センサ(KXR94-2050, Kionix)を搭載して、加速度計測をしながら PC の出力音量を調整した。



図 8.1 手首デバイス：クッション材の上で加速度センサを用いて加速度計測

8.3.2 ゴルフパター

図 8.2 に本実験で使用したゴルフパターを示す。ゴルフパター(TZP-001, アサヒゴルフ)にはパターの動きを計測するためのマーカが搭載されている(図 8.2 左)。本実験において振動刺激を重畳するタイミングは被験者がパターを振りかぶりボールを打つまでの間である。



図 8.2 (左)マーカ付きゴルフパター, (右)振動刺激重畳タイミング

8.3.3 パターグリーン

図 8.3 に実験で使用したパターのグリーンを示す。グリーンには $0.45\text{m} \times 4\text{m}$ 室内パター用マット(WGPM4540(GR), YAMAZEN)を 6 枚使用した。ボール初期位置はホールまで 5m 、グリーンの横幅を 1.35m とした。本グリーンの周辺にはパター位置を計測するためのモーションキャプチャカメラ(OptiTrack Prime 13, OptiTrack)が 6 台配置されている。被験者によって打たれたボールは、停止後に実験者によってモーションキャプチャ用マーカが搭載されている枠を用いて位置が計測した。枠を停止したボールにかぶせ、モーションキャプチャによって事前に登録しておいたホール位置との距離計測する。ボールの勢いが強すぎグリーンから飛び出した場合は、飛び出した部分に枠を置いて計測を行った。本実験では手首の左右回転方向に力覚によって作用しているため、結果処理において奥行方向は無視し、左右方向(dx)の距離のみ処理を行った(図 8.5)。

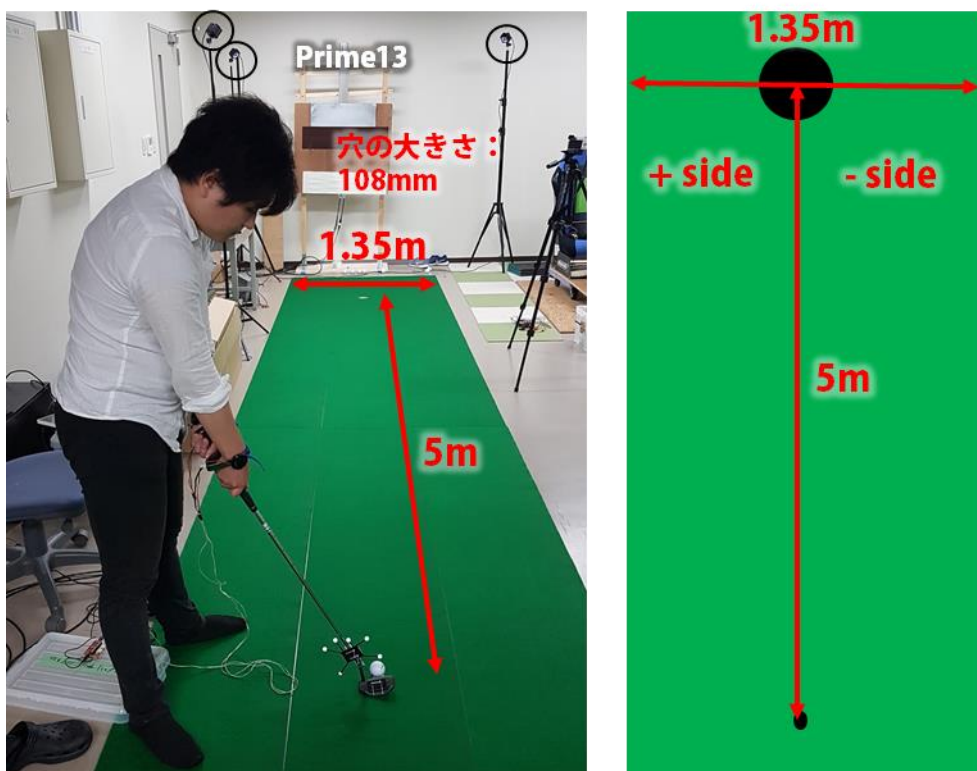


図 8.3 パターグリーン



図 8.4 ボール位置計測用のマーカ付きの枠

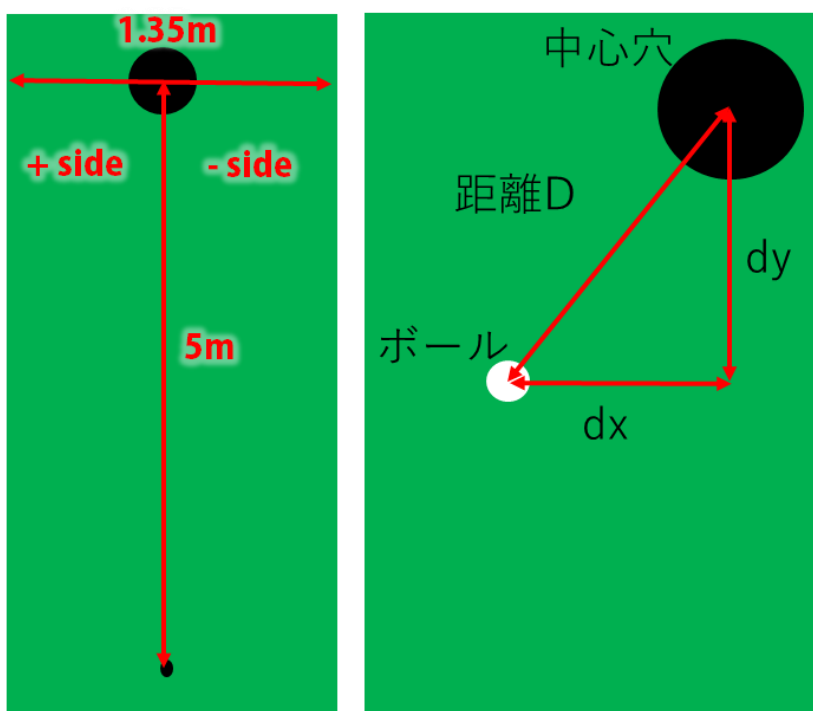


図 8.5 計測対象 dx の解説

8.4 実験手順・条件

本実験では被験者の両手首に手首デバイスを装着してパターを行わせた。被験者はゴルフ初心者の10名の学生(男性, 20~24歳)であった。被験者はまず手首皮膚せん断変形による力覚生起に反応があるか確認した。次に被験者に実験内容を説明した。実験では被験者は練習フェーズとしてデバイスを装着しない状態で20球パターを行わせた。次に手首デバイスを装着させパターを行わせた。装着条件は5種類用意しランダムに装着させ、各条件20球、合計100球パターを行わせた。装着条件はデバイスを回しずらさない(Neutral), 回内方向(Inward), 回外方向(Outward)を組み合わせ、N-N, I-I, O-O, I-O, O-I(左手首-右手首)の5種類用意した。パター中は1試行毎に前節の手法でボール位置を計測した。

8.5 実験結果・考察

実験結果を図8.6に示す。グラフの縦軸は図8.5で解説したボールとホールの横距離、横軸は装着条件、エラーバーは標準偏差を表している。装着条件間に対して分散分析を行ったところ有意差は確認されなかった($F(4,995)=1.286, p=0.274>0.05$)。また、1サンプルのt検定(基準値0mm)を各条件で行ったところO-I条件において有意差が確認された($p<0.01$)。

検定結果よりO-I条件では有意に被験者の左側(図8.5左の+side方向)にボール到達地点が偏っていたことが確認された。これは両手首の装着方向が身体を左回転させる方向であったことから、打球が左方向に偏ったと考えられる。

本実験の結果において被験者の学習効果と教示手法について考察する。本実験ではゴルフ初学者の被験者に対して合計100球パターを行わせた。被験者が初学者であったために学習効果が大きく結果に影響を表した可能性がある。装着条件はランダムに設定されたが、装着条件に関係なく後半の試行になるに連れて、横距離が短くなっているように感じた。教示手法として本実験では皮膚せん断変形に対して振動刺激を重畳し、パターを振りかぶっている間のみ知覚する力覚を増強した。しかし、振動刺激を重畳したことで、力覚のみならず振動刺激も知覚してしまい、打つ動作への注意が削がれてしまうとのコメントが得られた。

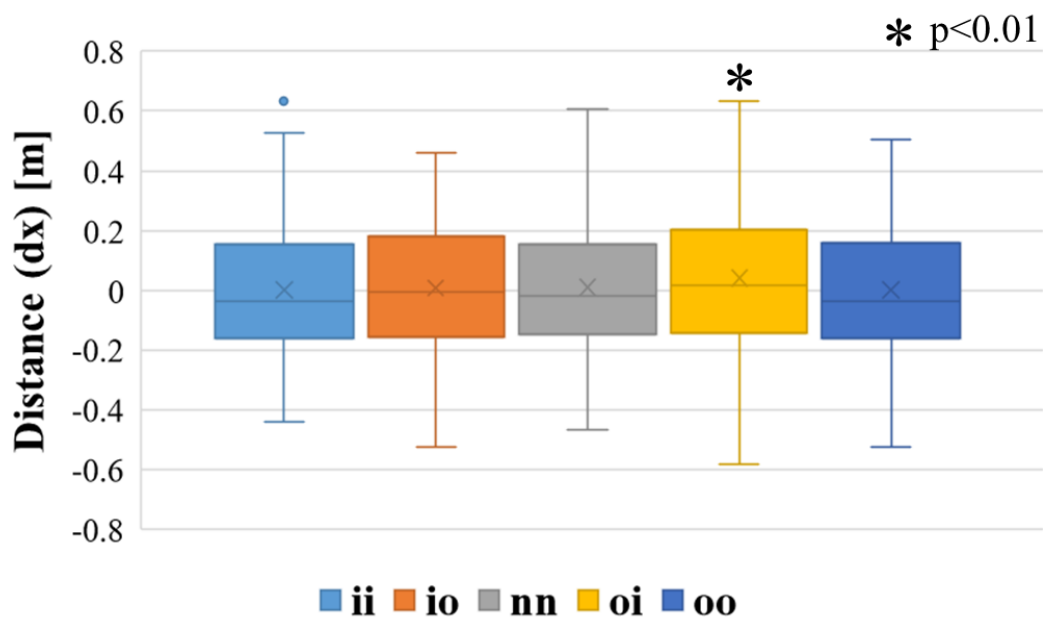


図 8.6 各条件における横距離(dx)

8.6 まとめ

本章では第 6 章で開発したデバイスを身体座標系の動的な教示としてゴルフパターへの応用を行った。採用したデバイスはグリップの握りを阻害せず、簡便な提示力覚が調整可能なものとした。本章ではゴルフパターでの運動教示への応用の初歩的な検討として、手首への皮膚せん断変形と振動刺激重畳によるゴルフパターの打球到達位置への影響を調査した。両手首に装置を装着させ、ゴルフパターを振りかぶり打つまでの間に振動刺激を重畳し、力覚を増強させることで手首に対して回転方向の力覚及び運動の教示を試みた。手首デバイスを複数の装着条件で装着させ、実験を行ったところ両手首が身体に対して左回転方向の力覚を提示する条件において有意に打球到達地点が左に偏ることが確認された。これにより、デバイスによる手首への運動教示が可能なが示唆された。

第9章 世界座標系での教示：モバイルデバイスへの応用

本章では世界座標系における教示として第 6 章で開発したベルト巻取り機構を用いたデバイスをモバイルデバイスに応用する。前章までは一方向の力覚提示または力覚増強であったが、本章ではベルト巻取り機構を活かした、2 方向力覚提示と振動提示を用いた応用を行う。そこで本章ではデバイスをスマートフォンでの振動提示とスマートウォッチでの情報提示へと応用する。まず開発したベルト巻取りデバイスは手法の特性として広帯域・省エネルギーで振動提示が可能であるため、その性能を示す。次に世界座標系での方向情報教示としてスマートウォッチでの方向情報提示とスクロール操作時の触覚フィードバックでの性能を示す。

9.1 ベルト巻取りを用いた手首への情報提示

本節では第 6 章で開発した手首用デバイスをスマートウォッチでの情報提示に応用した。本デバイスは力覚を提示するために開発されたが、DC モータを制御することでベルトをインタフェースと捉え、ベルト操作時にクリック感や操作に対する反力提示も可能である。そこで本節では本デバイスの皮膚せん断による力覚提示を方向情報提示、振動と反力提示をベルト操作によるスクロールに対する触覚フィードバックに応用する。

9.2 背景

近年スマートウォッチなどのウェアラブルデバイスによって情報の通知受信及びその確認を行うことが行われている。しかし、スマートウォッチはポータブル性能を維持させるために本体を小さくする必要があり、搭載できる機能が限られ画面も小さい。このことから通知は音声または単一周波数の振動のみに限られている。また入力手法には小さいタッチスクリーンを用いるが、指による遮蔽問題がある。また画面を遮蔽しないサイドのボタンを用いる手法も操作効率は高くない。

これらの課題に対して、近年では新たなデバイスや機構を搭載させる手法が提案されている。通知や情報の確認のために、複数の振動子を用いたデバイスや接触子の移動による皮膚変形を用いたデバイスなどが提案され、デバイスを用いて触覚の表現力の向上により情報通知の効率向上を図っている。入力効率を向上させるため、指位置や指による皮膚変形のセンシングや本体を傾ける機構の追加などが行われている。しかしこれらのデバイスは通知または入力の 1 つのみの体験を向上させるものである。

本節で扱うベルト巻取りを利用したデバイスは触覚を付与した通知及び入力を 1 つのデ

デバイスで実現するものである。2つのDCモータによるベルト巻取り機構により低周波・高周波振動及び回転力覚による通知、ベルト巻取り量をセンシングし入力を行う。本節では本デバイスを用いた2つのアプリケーションの提案及び評価を方向提示への反応時間とスクロールタスク遂行時間などを用いて行う。評価の結果をもとに、デバイスの潜在的な能力を検討する。

9.3 関連研究

9.3.1 通知提示のためのアプローチ

市販されているスマートウォッチでは通知を知らせるために振動提示のみが使用されているが、研究分野では触覚を利用したスマートウォッチための通知方法が提案されている。Lee et al.[93]はLRAアレイを使用しLRAの駆動パターンに基づいて方向とパターンを提示する手法を提案した。Ion et al.[94]は腕時計の背面に配置された接触しを利用してユーザの手首皮膚を変形させることで文字パターンを提示した。しかし、これらの手法は提示する通知を理解するために訓練を必要とし、提示された際にその通知を解釈するためにかかなりの時間を要する。

一方、触覚研究分野には、小さな装置で高い忠実度の触覚感覚を提示する多数の報告がある。その多くはボイスコイル型の振動子[81][82]を用いて広帯域周波数の振動を提示している。DCモータも振動子として利用され、音声信号を印加することで振動提示を実現している[88]。また指を包むベルトを巻き取り、圧迫と振動を提示する取り組みも提案されている[4][5]。力覚を提示する手法として前述のように回転[95]や並進方向[96][97]の皮膚変形も利用されている。これらの手法は手首に振動刺激や力覚を提示可能であるが、スマートウォッチに対して適用されていない。

9.3.2 タッチスクリーン操作のためのアプローチ

スマートウォッチ操作は、通常タッチパネルまたはサイドボタンを使用して実行される。しかし、タッチパネル上で操作を行うとき、スマートウォッチの小さな画面は操作を行う指によって遮蔽されてしまう。サイドボタンでの操作は、操作の種類によっては操作性が低下することがある。スマートウォッチの画面を遮蔽せず操作できるようにする手法もいくつか提案されている。スマートウォッチのバンド上[98][99]またはスマートウォッチ周辺[100][101]にセンサを搭載することで空中または皮膚上の指の動きを検出する方法が提案されている。また、画面をジョイスティックのように使用し操作を行う取り組みも報告されている[102]。

上記すべての操作では指の接触位置と画面は分離されているため、操作とシステムの応答を結びつける操作中の触覚手がかりが重要となります。モバイルデバイス用の触覚手がかり提示の研究は多くあるが、「画面表面以外のもの」への触覚提示は比較的少ない。スマー

トフォンの場合では電気刺激[77], ピンアレイ[103], 及び振動子アレイ[104]が装置の後部に搭載され, 触覚フィードバックが装置を保持する手のひたまたは指に提示される.

スマートウォッチの通知と操作のために, 本項では触覚フィードバックを提示し, 画面を遮蔽せずにスマートウォッチ操作する手法を提案します. デバイスはベルト巻取りを利用し, 広帯域振動および力覚提示と触覚フィードバックが付与されたスマートウォッチの操作である.

9.4 プロトタイプ：ベルト型デバイス

図 9.1 に本項で使用するデバイスを示す. デバイスは第 6 章で開発したデバイスを改良したものである. デバイスは2つのエンコーダ付き DC モータ(302792, 16 mm diameter, 4.5 W, 256-pulse encoder, Maxon Motor), 3D プリントされた ABS(acrylonitrile butadiene styrene) 樹脂製のデバイスボディ, DC モータの先に搭載するシャフト, PET(polyethylene terephthalate)フィルム製の軽量ベルトによって構成される. ユーザはナイロンベルトを用いて本デバイスを手首に装着する.



図 9.1 プロトタイプデバイスの構成

図 9.2 にデバイスの制御するシステムの構成を示す。システムはプロトタイプデバイス、マイクロコントローラ(LPC1768, NXP Inc.),モータドライバ(JW-143-2, Okatech Inc., Japan),AC アダプタによる 12V 外部電源, PC によって構成される。本デバイスの DC モータモータはマイクロコントローラとモータドライバによって電流制御されているため, 指令値に合わせたトルクが DC モータから出力される。

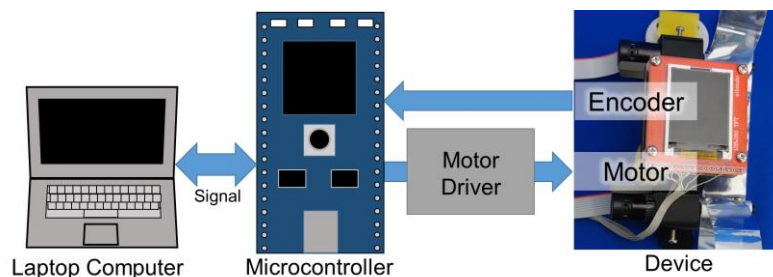


図 9.2 提案デバイスのシステム構成

9.4.1 力覚フィードバック

力覚フィードバックでは 2 つある DC モータの片方を巻き取ることでユーザの手首の皮膚をせん断変形させ, ユーザの手首に回転方向の力覚を提示する。本デバイスは 2 つの DC モータを搭載しているため, 内転方向と外転方向の 2 方向の力覚を提示可能である(図 9.3)。

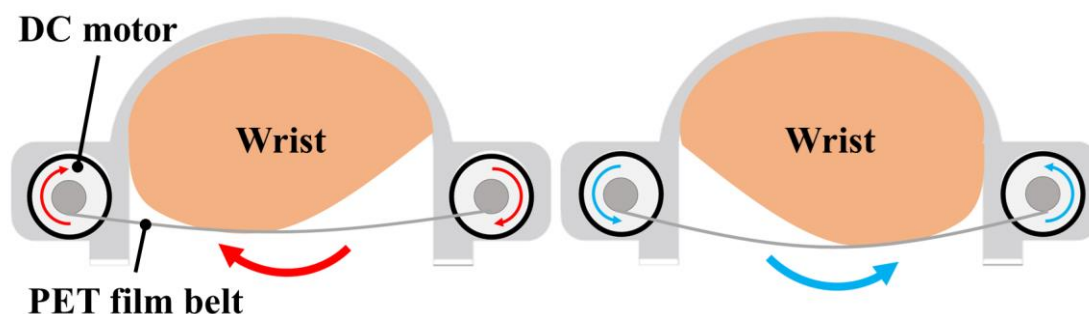


図 9.3 手首への回転力覚提示：DC モータでベルトを巻き取りユーザの手首に皮膚変形を発生させ, 回転方向の力覚を提示

9.4.2 振動フィードバック

本デバイスでは第 6 章や前節で述べたように音声信号などの AC 信号を DC モータに入力することシャフトを振動させ, 振動をベルトに伝搬させることで手首へと振動提示が可能である。さらに, AC 信号と DC 信号を組み合わせることでモータに入力することで, DC モータの巻き取りによる皮膚せん断変形と振動を同時に提示することが可能である。

9.5 アプリケーション

9.5.1 アプリケーション：力覚提示による直感的な方向提示

本デバイスを用いて左右方向を力提示によってユーザに伝えることで直感的なナビゲーションを実現する。従来のナビゲーションは地図アプリによって視覚・聴覚情報を提示し行うものが多い[105][106]。また振動子など方向を伝える手法も提案されている[107]。しかし、これらは提示情報をユーザが解釈する必要があり、歩行中では注意がそれてしまい危険である。そこで手首へ力提示を行うことで、手首を直接動かされるような感覚を提示することで解釈に必要な時間を限りなく短くする。図 9.4 のように 2 方向に道がある場所を歩いていると、デバイスが手首を回転させることで進行方向を教示する。



図 9.4 力覚提示を用いた直感的な方向提示：デバイスはベルト巻取りにより回転力覚を提示しユーザに進行方向を提示可能である

9.5.2 触覚フィードバック付きの直感的なスクロール

本デバイスは DC モータと軽量ベルトを用いて手首に対して触覚提示を行うだけでなく、

DC モータの回転量をセンシングすることで、シャフトやベルトを入力インタフェースとしても用いることが可能であり、スクロール時に DC モータによってクリック感や反力をフィードバックすることによって操作を支援する。これらは主にスマートウォッチ操作時のスクロール動作への使用が考えられ、どちらか一方を提示可能である。以下にクリック感と反力フィードバックの詳細を解説する。

マウスを用いた際のスクロール操作では、中央のホイールを回転させた際にクリック感のような感触がある。この感触によりユーザはホイールの回転量を知覚し、円滑なスクロールを行っている。本デバイスではマウスホイールのクリック感をベルト操作時に提示することで、スマートウォッチでのスクロール操作をより良くする。Saga et al.[84]は指を動かした際に DC モータによって指に対する抵抗感を制御することで凹凸感を提示している。本デバイスは Saga et al.[84]アルゴリズムを採用し、ベルト操作によるスクロール動作に合わせて凹凸感を提示することで、ホイール回転時のクリック感を再現する。本触覚フィードバックによってユーザは何行スクロールしたか知覚可能となる。

また、本デバイスはシャフトを回した際の反力フィードバックによる操作感向上も可能である。反力による力覚フィードバックモードでは、シャフトの回転量の増加に合わせて反力のトルクも増加し、画面上のスクロール速度も加速する。これは長距離スクロールが必要な場合、スクロール速度が定速であるベルト操作では時間がかかるため、スクロール速度の加減速を実装し、反力によって加減速度を知覚可能とすることでスムーズな長距離スクロールを目指す。

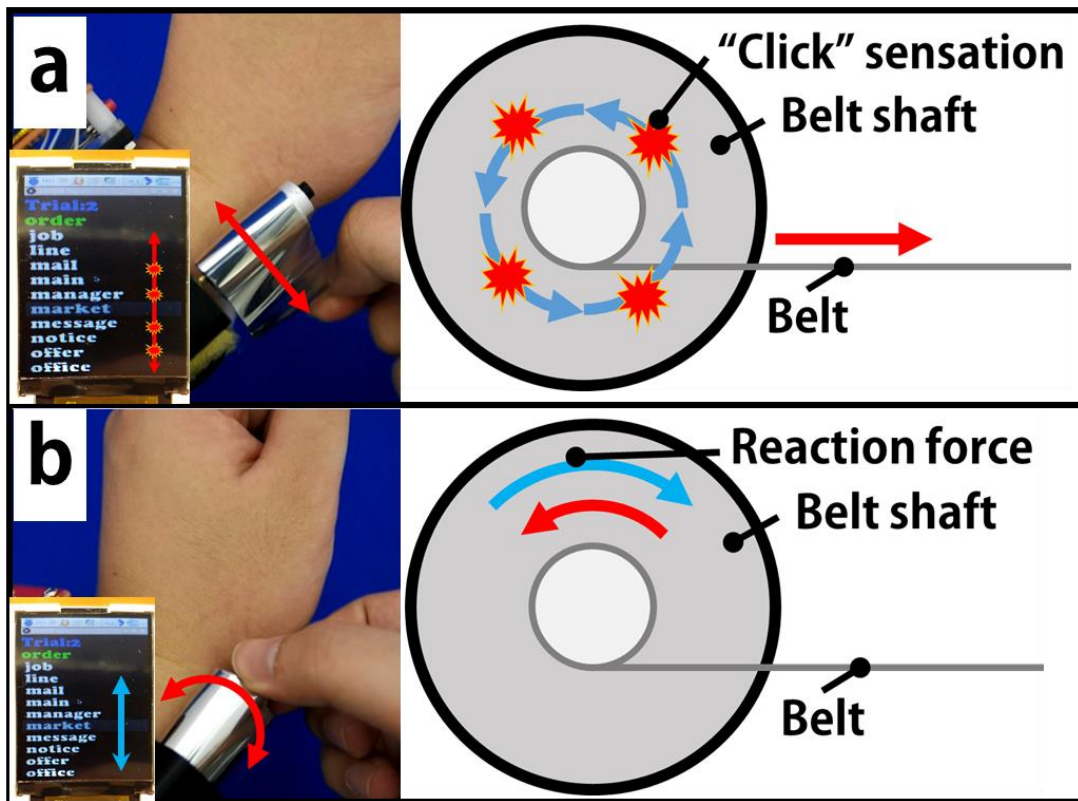


図 9.5 (a)“クリック”感付きコンテンツのスクロール, (b)力覚フィードバック付きのコンテンツのスクロール

9.6 実験: ハンドル回転タスク

本デバイスはベルト巻取りによって手首の皮膚を変形させることで方向情報をユーザに提示する。本デバイスによる方向知覚の効果を評価するため、実験を行った。実験では提案デバイスとリストバンドに内蔵された振動子を用いて方向情報を提示して比較した。被験者には知覚した方向を回答するよう指示した。実験システムにより被験者の回答までに要する時間とその正答率を計測した。

9.6.1 被験者

本実験では 14 名の研究室メンバー(男性, 年齢 20-35 歳, 右利き)が参加した。

9.6.2 振動子内蔵リストバンド

本デバイスと従来手法の性能を比較するため、従来手法として 6 個の振動子(LBV10B-009, Nidec Copal Corporation)を内蔵したリストバンドを用意した。振動子は 6 個すべてが手首の内側になるよう配置した。装着の際には中央 2 つの振動子が手首の中心になるよ

うに密着させた(図 9.6(a)(b)).

9.6.3 回転ハンドル

本実験では被験者は提示された方向情報を回答するが、回答方法は用意したハンドルを回転させることで回答させた。実験中、被験者にハンドルを握らせることで手首の角度を計測した。ハンドルは半径 60mm の半円パーツ、アルミ棒で構成されている。ハンドルはエンコーダ付きの DC モータ(258443, Maxon Motor)に接続され、エンコーダの値によってハンドルの回転角度を計測する(図 9.6(c))。エンコーダ(最大サンプリングレート 160kHz, 角度精度 0.35°)はマイクロコントローラ(mbed LPC1768, NXP Inc.)に接続されており、マイクロコントローラから PC に 10ms 毎にデータが送られる。

9.6.4 実験ソフトウェア

実験を被験者自身によって進行させるため、被験者が操作し実験を進行させる実験ソフトウェアを用意した。実験ソフトウェアはデバイスのモータを駆動させるマイクロコントローラと回転角度を取得するマイクロコントローラと通信する。実験中、被験者は現在の試行数を確認でき、試行終了後にボタンをマウスでクリックすることで次の試行を開始することができる(図 9.6(d))。

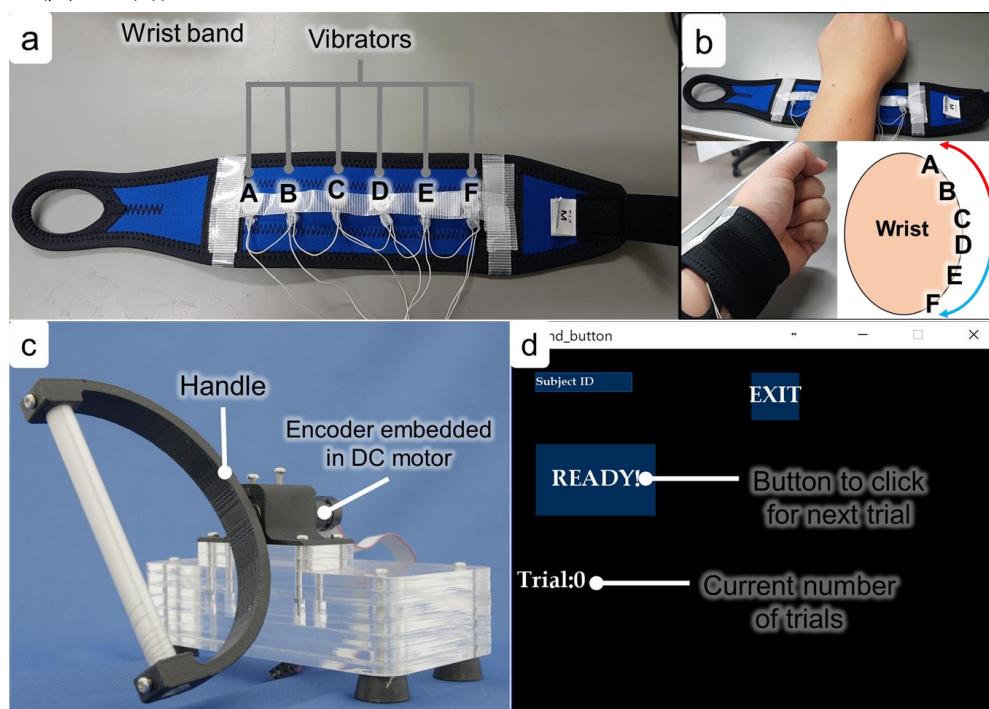


図 9.6 (a)振動子付きのリストバンドの構成, (b)リストバンドの装着図, (c)回転ハンドルの構成, (d)実験で使用した GUI

9.6.5 実験条件

本実験では前述のように 2 つの触覚デバイス(振動子搭載のリストバンドと提案デバイス)と各デバイスで後述する 2 つの提示アルゴリズム(動的提示と静的提示)を用意した。つまり、本実験では 4 つの触覚提示条件を用意したことになる。各条件を用いて方向提示に対する反応時間を調査する。

動的振動条件(DV: Dynamic Vibration)では回転方向に合わせた 3 つの振動子を 1 つずつ切り替えて繰り返し振動させ方向提示する。各被験者は左親指を上げた姿勢でリストバンドを装着する。外回転の条件では振動子を C-B-A の順番に切り替えて繰り返し駆動させた(図 9.6(a)(b))。内回転の条件では振動子は D-E-F の順番に切り替え繰り返し駆動させた(図 9.6(a)(b))。振動子の切り替え周期は 100ms とした。

静的振動条件(SV: Static Vibration)では回転方向に合わせた 3 つの振動子を同時に振動させる。外回転では上 3 つの振動子(A,B,C), 内回転では下 3 つの振動子(D,E,F)を振動させた。

動的力覚条件(DF: Dynamic Force)では回転方向に合わせたベルトの巻取りと解放を繰り返し、方向情報を提示した。本条件では 100ms の巻取り, 30ms の解放を繰り返した。

静的力覚条件(SF: Static Force)では方向に合わせて DC モータを用いてベルトを巻取ることによって方向情報を提示した。本条件では解放は行わず、巻取りのみ行う。

本実験ではこれらの 4 条件を用意し、各条件 20 試行を行った。各被験者は合計 80 試行を行った。方向はランダムに提示され、外回転と内回転の提示回数は各被験者で同回数になるよう調整した。本実験では被験者が方向を回答する際、ハンドルが 3 度回転した方向を回答方向とし正答率を集計し、提示から 3 度回転させるまでの時間を反応時間とした。

9.6.6 実験手順

まず被験者は聴覚遮断のためのノイズキャンセリングヘッドホンと左手首にデバイスまたは振動子内蔵のリストバンドを装着する。刺激提示が開始されるまでに被験者は左手首を正常姿勢で保持して待機するよう指示した(図 9.7)。被験者は右手を用いて画面上の実験ソフトウェアのボタンをクリックし試行を開始する。ボタンをクリックした後、被験者は閉眼し視覚を遮断する。2-5 秒幅のランダム時間経過後に方向情報を装着したデバイスから提示する。被験者は知覚した方向をハンドル回転により回答した。前述のようにハンドルを 3 度回転させた方向を回答として扱い、方向提示から回答までの時間を反応時間とした。ハンドルを 45 度以上回転させるとビーブ音が鳴り、刺激提示と試行を終了した。各デバイスを初めて装着した条件では、試行開始前に 10 試行分の練習フェーズを用意した。練習フェーズのあとは 1 セット 20 試行の計測フェーズ 2 セットを行い、その後はデバイスを変更して、練習フェーズ、2 セットの計測フェーズを行った。刺激への順応を防ぐためにセット間

に 3 分以上の休憩を設けた。



図 9.7 実験セットアップ

9.6.7 実験結果・考察

図 9.8 に各条件での平均反応速度の計測結果を示す。グラフの縦軸は情報提示から回答までの反応時間、横軸は方向情報提示に用いた条件、エラーバーは標準偏差を表している。Tukey 法による多重比較を行ったところ、DV と {SV, DF, SF}, SV と DF の間に有意差(全て $p < 0.05$)が確認された。反応時間の計測結果及び検定結果によると、提案手法の 1 つである DF が従来手法である DV と SV よりも有意に短い反応時間であることが確認された。またもう 1 つの提案手法である SF についても従来手法である DV よりも有意に短い反応時間であったことが分かる。これらのことから手首への情報提示においては提案手法が従来手法よりも有意に短い時間での反応が可能であることが示唆された。

図 9.9 に各条件での提示方向に対する回答の平均正答率を示す。グラフの縦軸は正答率、横軸は方向情報提示に用いた条件、エラーバーは標準偏差を表している。Tukey 法による多重比較を行ったところ、DV と {SV, DF}, SV と SF の間に有意差($p < 0.05$)が確認された。正答率の計測結果及び検定結果によると、提案手法の条件の 1 つである DF は従来手法である DV よりも有意に高い正答率であったことが分かる。一方でもう 1 つの提案手法の条件である SF は従来手法である SV よりも有意に正答率が低かった。

反応時間と正答率の結果を統合すると、提案手法である DF が従来手法よりも速く・正確に方向情報の提示が可能であることが示唆された。

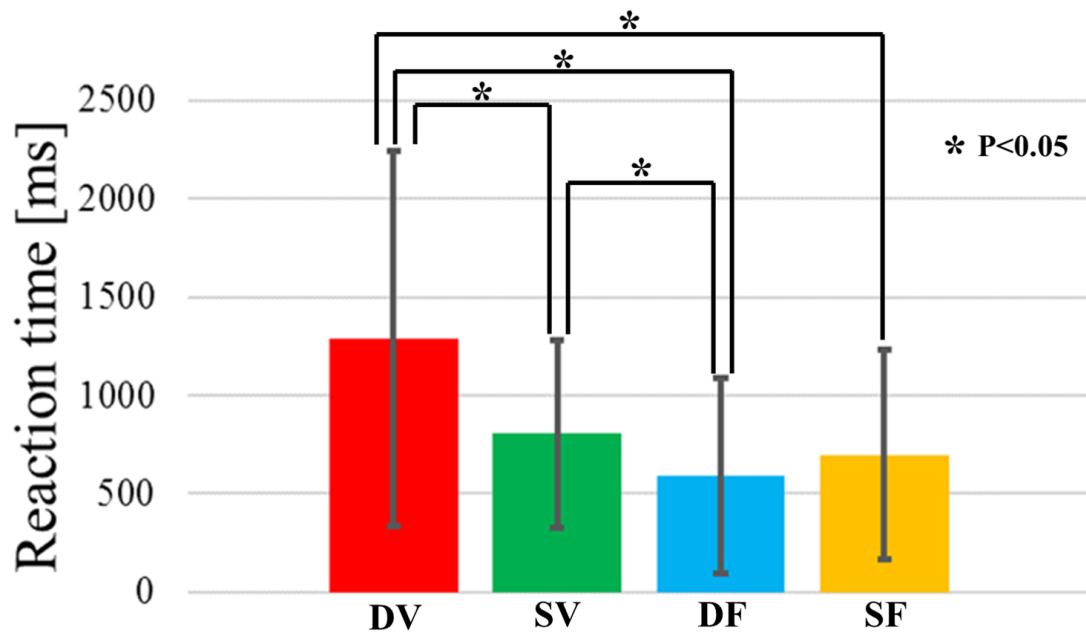


図 9.8 ハンドル回転タスクの反応速度

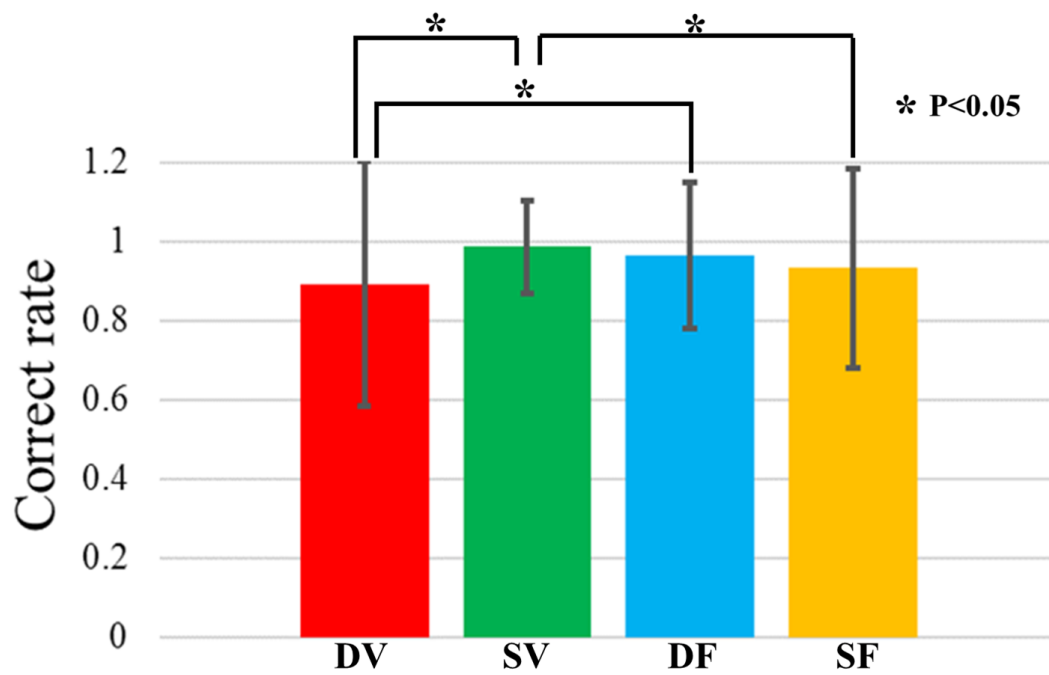


図 9.9 ハンドル回転タスクの正答率

9.7 実験: スクロールタスク

本デバイスはベルトやシャフトへの操作をコンテンツのスクロールへの応用が可能である。本デバイスのスクロールタスクでの性能を評価するため、スクロールタスク遂行時間計測やアンケートに回答させる実験を行った。実験では本デバイスを用いた手法と従来手法のサイドボタンを用意し、結果を比較した。

9.7.1 被験者

本実験の被験者は6名の研究室メンバー(男性, 21-35歳, 右利き)であった。

9.7.2 腕時計型プロトタイプ

本実験ではスマートウォッチでのコンテンツスクロールを想定する。実験で似た状況を再現するために、スマートウォッチ型の手首デバイスを用意した。デバイスはこれまで使用していたデバイス、小型LCD、サイドボタンによって構成される。図9.10にデバイスのシステム構成を示す。提案デバイスやサイドボタンはマイクロコントローラに接続され、制御や入力検知が行われる。マイクロコントローラはRaspberry Pi 3+と通信し入力情報をRaspberry Pi 3+上で起動している実験ソフトウェアに反映させる。実験ソフトウェアには実験条件に合わせた英単語が羅列されており、入力情報に合わせてスクロールされる。実験ソフトウェアはRaspberry Pi 3+から小型LCDに出力され、被験者に現在のスクロール状況を確認させた(図9.5)。

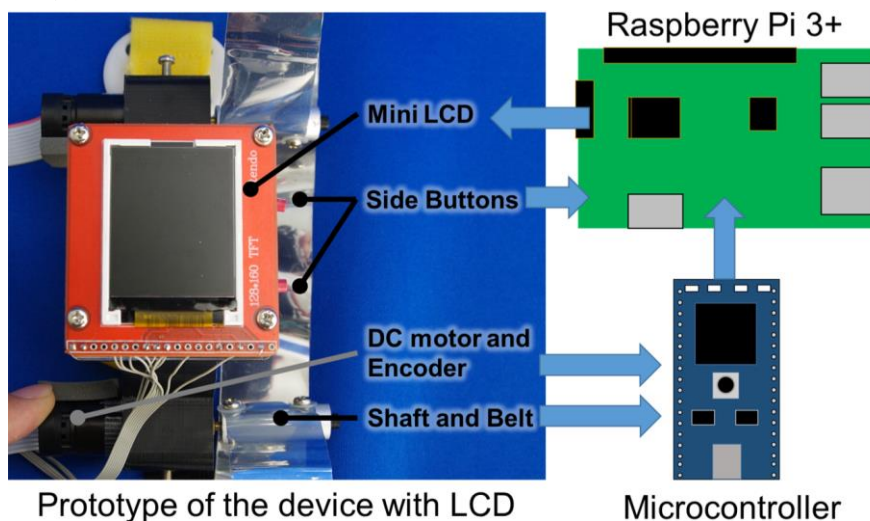


図 9.10 提案デバイスのプロトタイプ

9.7.3 実験条件

スクロールタスクを行うにあたり、英単語リストを用意し被験者にスクロールさせた。被験者は緑色で表示されるターゲット単語が選択エリアにくるように単語リストを各手法でスクロールする。本実験では4つのスクロール手法(サイドボタン、フィードバックなしベルトスクロール、クリック感付きベルトスクロール、反力フィードバック付きシャフトスクロール)を用意した。

サイドボタン(SB)条件ではデバイスに搭載されたサイドボタンを用いてスクロールを行う。上サイドボタンを押すと単語リストが1単語分上昇し、下サイドボタンを押すと単語リストが1単語分下降する。ボタンを長押しすると押されたボタンに合わせて定速で単語リストが移動する。ボタンの状態は150ms周期で監視しスクロールに反映される。

フィードバックなしベルトスクロール(BN: Belt scrolling with No feedback)条件では、ベルトを前後に操作することでスクロールを行う。試行開始されると被験者はベルトを掴み動かすことでスクロールを行うが、ベルトはたるまないようモータによる微量のトルクによって巻き取られている。スクロールはベルト操作によりシャフトが10.7度回転する毎に1単語移動する。

クリック感付きベルトスクロール(BC: Belt scrolling with “click” sensation)条件では、BN条件と同様にベルトを操作することでスクロール動作を行うが、単語移動時にクリック感を提示する。ベルト操作によりシャフトが21.3度回転する毎に1単語移動し、移動が発生するタイミングでクリック感の提示される。

反力フィードバック付きシャフトコントロール(SF: Shaft scrolling with Force feedback)条件では、シャフトを直接回転させることでスクロール操作を行い、シャフトの回転角度に応じて単語移動速度及び反力が変化する。

本実験では1つのスクロール条件毎に、10試行の練習試行を設けた後に本番の24試行を行った。実施するスクロール条件の順番は被験者間でランダムとした。開始時に表示される単語リストの位置はランダムに変更され、スクロールするべき距離は4つ(単語数:5, 10, 15, 20)用意し6回繰り返され、提示順番はランダムとした。よって各被験者は合計で96試行(4スクロール条件×4距離×6回繰り返し)となった。

9.7.4 実験手順

本実験での進行手順を示す。まず被験者はノイズキャンセリングヘッドホンからのホワイトノイズによる聴覚遮断及び左手首へのデバイス装着を行う。次に被験者は手元に用意したボタンを右手で押すことで試行を開始する(図9.11)。ボタンを押すと試行が開始され、ターゲットとなる単語が表示される。被験者はスクロールを行い、選択エリアに単語をスクロールし終わると、システムは2秒間待機の後試行を終了させる。タスク遂行時間は、試行

開始から終了までの時間から待機時間の 2 秒を除いた時間とした。

各スクロール条件後に触覚フィードバックと入力手法に関するアンケートを行った。アンケートでは質問を 5 問用意し、Q1 と Q2 は Yes/No で回答する質問、Q3-Q5 は Visual Analog Scale を用いて回答する質問とした。

Q1:BC 条件の実験中、触覚を感じていましたか？(Yes/No)

Q2:SF 条件の実験中、力フィードバックを感じていましたか(Yes/No)

Q3:直感的な操作でしたか？違和感なく操作できましたか？

(0:まったく直感的でない 10:とても直感的である)

Q4:デバイスの触覚フィードバックは心地よかったですか？

(0:不快だった 10:とても心地よかったです)

Q5:入力時の触覚フィードバックはタスクにどう働きましたか？

(0:まったく助けにならなかった 10:とても助けになった)

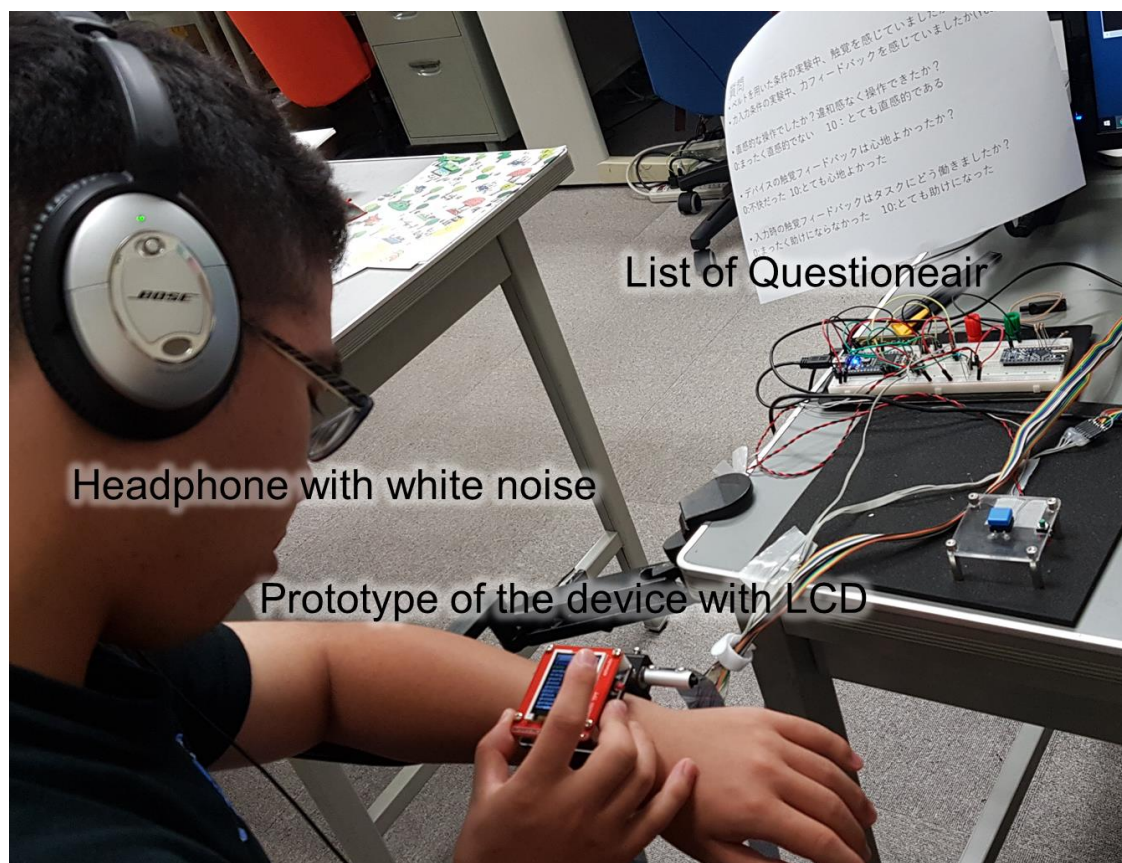


図 9.11 実験用セットアップ

9.7.5 タスク遂行時間結果・考察

図 9.12 に被験者のスクロールタスク遂行時間の平均を示す。グラフの縦軸はミリ秒で表

したスクロールタスク遂行時間, 横軸は初期位置から目標単語までの距離, 各色はスクロール条件, エラーバーは標準偏差を表している. 結果を用いて 2 元配置分散分析(対応のない因子と対応のある因子)を行ったところ, 単語距離($F(1,140)=26.3, p<0.01$)とスクロール条件($F(3,140)=6.91, p<0.01$)において有意差が確認された. 事後検定として Tukey 法による多重比較を単語距離とスクロール条件において行った. 単語距離間では単語距離 5 と{単語距離 15, 単語距離 20}の間に有意差(全て $p<0.01$)が確認された. スクロール条件間では SF と{SB,BN,BC}の間に有意差(全て $p<0.05$)が確認された. 計測と検定の結果により, ターゲット単語までの距離が長くなるとタスク遂行時間が有意に伸びることが確認された. また, スクロール条件間では SF 条件が有意差にタスク遂行時間が長くなることが確認された.

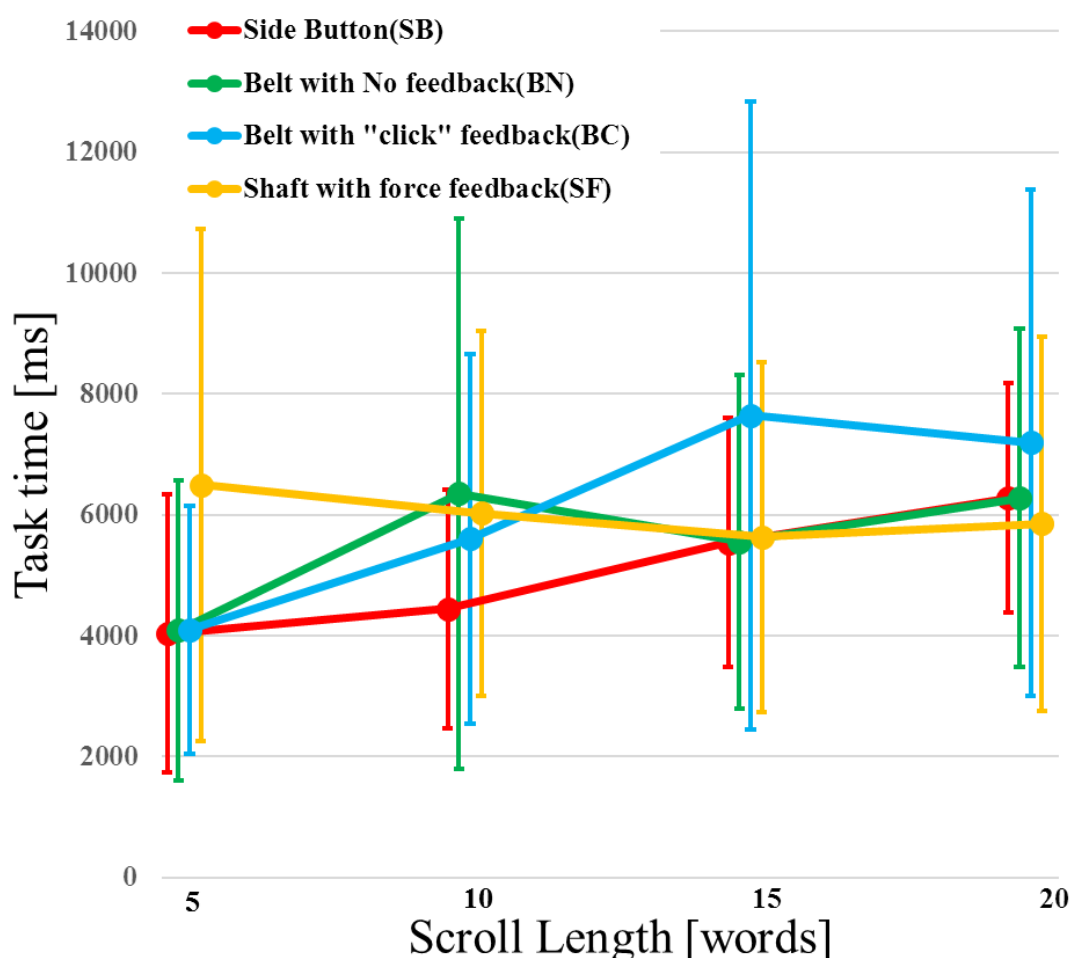


図 9.12 4 距離条件での各手法のタスク時間

9.7.6 アンケート結果・考察

Q1 と Q2 の質問には全被験者が実験中触覚または力覚フィードバックを感じたと回答した. 図 9.13 に Q3,Q4,Q5 で回答された VAS の平均値を示す. グラフの縦軸は VAS の値,

横軸は各質問，グラフ色はスクロール条件，エラーバーは標準偏差を表している。Q3において各スクロール条件で1サンプルのt検定(検定値=50)を行ったところ SB($t=4.33$, $df=5$, $p=0.008<0.01$), BN($t=9.19$, $df=5$, $p=0.0001<0.01$), BC($t=5.31$, $df=5$, $p=0.003<0.001$), SF($t=5.73$, $df=5$, $p=0.002<0.01$)において有意差が確認された。Q4において各スクロール条件で1サンプルのt検定(検定値=50)を行ったところ BC($t=3.10$, $df=5$, $p=0.027<0.05$), SF($t=4.12$, $df=5$, $p=0.009<0.001$)において有意差が確認された。Q5において各スクロール条件で1サンプルのt検定(検定値=50)を行ったところ BC($t=5.75$, $df=5$, $p=0.002<0.01$), SF($t=3.30$, $df=5$, $p=0.022<0.05$)において有意差が確認された。各質問内で分散分析を行ったところ，Q3($F(3,20)=0.22$, $p=0.88>0.05$), Q4($F(3,20)=1.60$, $p=0.22>0.05$)，においてスクロール条件間には有意差は確認されず，Q5($F(3,20)=2.89$, $p=0.06<0.1$) においては有意傾向が確認された。Q5内においてTukey法による多重比較を行ったところ，BNとBCの間に有意差($p<0.05$)が確認された。

アンケート結果より，全スクロール条件が直感的であることが確認された。また触覚フィードバックの心地よさに関する質問であるQ4では，BCとSFが有意に心地よいことが確認された。触覚フィードバックによる効果に関する質問であるQ5ではBCとSFが有意にタスク遂行の助けになったことが確認された。

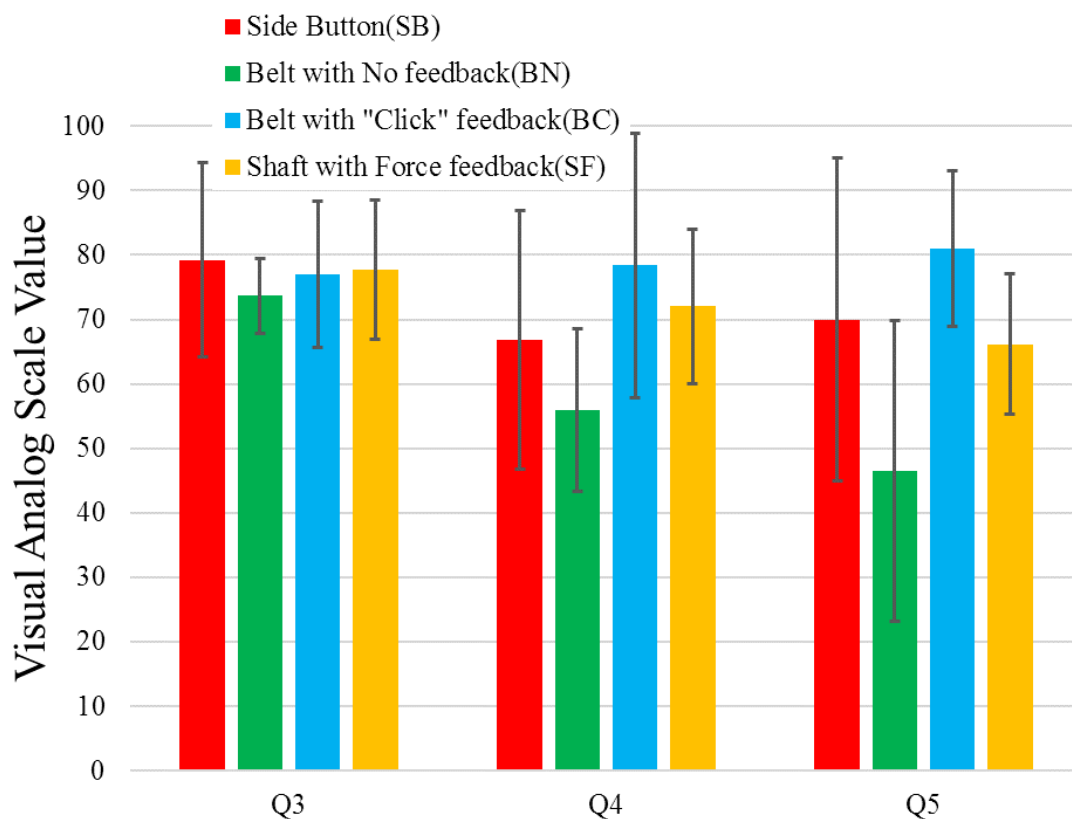


図 9.13 Q3-Q5 のアンケート結果

タスク遂行時間及びアンケートの結果を総合すると、提案手法である BC 従来手法よりもスクロールタスクでの性能が高いことが示唆された。スクロールタスク遂行時間においては提案手法である SF において有意差が確認され、タスク遂行時間が有意に長いことが確認されたが、もう 1 つの提案手法である BC と従来手法 SB との間には有意差は確認されなかった。触覚フィードバックに関するアンケートの結果では、提案手法である BC と SF が全ての項目で有意差があり、触覚フィードバックとしての性能が高いことが示唆された。

9.8 まとめ

本章では世界座標系での教示として第 6 章で開発したベルト巻取り機構を用いた装置のモバイルデバイスへの応用を行った。本章で採用したベルト巻取り機構を用いたデバイスは、皮膚せん断変形制御による提示方向制御と振動重畳による提示力覚強度の調整が可能であり、世界座標系での方向情報の教示実験を行った。実験の結果、本デバイスは既存手法である振動による教示よりも有意に早く情報提示が可能であることが確認された。このようにベルト巻取り手法は手首での情報提示において従来手法と同等以上の性能を持つことが確認された。

第10章 結論

本研究の目的は高忠実でなく簡便なデバイスが必要な分野の教示に対し、錯覚現象を利用して簡素化した力覚提示装置を適用し、それらの実応用可能性を示すことである。第3章、第4章、第5章において本研究で利用する2つの錯覚現象の詳細な発生条件及び機序の調査を行った。第6章において調査結果を用いた各教示に合わせた装置開発を行い、第7章、第8章、第9章では開発した装置を各教示へ応用・評価を行った。以下に各章のまとめ、本研究の成果、今後の展望を述べる。

10.1 各章のまとめ

第3章では頭部皮膚せん断変形によって強力な力覚が生起する「ハンガー反射」現象に基づき、2点の圧迫による皮膚せん断変形を手首、腰、足首に適用し同様の回転方向の力覚が生起することを確認した。手首及び腰部ではハンガー反射の先行研究と同様に、装置を複数角度で装着させた際の圧力分布を適用部位の回転角度で重み付けすることで力覚を効率的に発生させる圧迫点、いわゆる“ツボ”を調査した。腰部においては回転軸だけでなく、並進方向の“ツボ”調査を行い、左右方向では提示方向の腰部、前後方向では提示方向寄りの骨盤付近にツボがあることが確認された。

第4章では新たに発見した皮膚せん断変形部位への振動刺激重畳により知覚する力覚が増強する現象について述べた。本現象を頭部、手首、足首に適用したところ、全部位で力覚の増強が確認された。頭部及び手首では被験者実験もを行い、主観的力覚が有意に増強され、頭部回転角度にも有意差が確認された。被験者実験では周波数の異なる振動を重畳したところ、頭部及び手首においては50-100Hzの振動において最も力覚が増強された。また手首において周波数を統一した異なる振幅の振動を重畳したところ、振幅が増加するにつれて知覚する力覚も増加していった。これらの結果から本現象は身体の各所へ適用可能であり、50-100Hzの周波数での振動で最も力覚が増強されることが示唆された。また、手首の実験結果より振幅を変化させることで、力覚増強を変化させることで、ユーザへ提示する力覚の出力調整の可能性も示唆された。

第5章では第4章で新たに発見した皮膚せん断変形部位への振動重畳による知覚力覚増強現象の機序の考察と調査を行った。まず、現象の発生条件から、発生原因の考察を行い2つの仮説を立てた。一つは知覚の非対称性によって、皮膚変形部位へ振動を重畳すると、結果的に皮膚変更方向のみの刺激を知覚したことから、力覚が増強したと感ずるというものである。もう一つの仮説が筋肉の長さや張力などの受容器である筋紡錘やゴルジ腱器官に振動刺激が伝わり、運動錯覚や力覚知覚が発生したことで、知覚力覚が増強したように感じたというものである。これらの仮説の検証するため実験を行った。1つ目の実験は重畳する振動刺激を機械刺激から電気刺激に変更し、皮膚感覚を提示する浅い電気刺激と深部を刺

激する深い電気刺激を用意した。実験の結果、電気刺激によっても増強現象は確認された。また深い電気刺激による知覚力覚が浅い電気刺激による知覚力覚よりも有意に強かったことから、本現象が運動錯覚や腱刺激などの深部への刺激提示によって発生した可能性が示唆された。2つめの実験は皮膚せん断変形部位へ偏加速度振動を重畳し、知覚する力覚へどのような影響があるか調査した。実験の結果、皮膚変形方向と偏加速度方向が一致している条件は一部一致している条件と比べて有意に弱い力覚を知覚することが確認された。このことから、知覚の非対称性の関連が薄いことが示唆された。2つの実験結果を総合すると、本現象は皮膚せん断変形部位に振動が重畳された際に、振動が深部の筋紡錘やゴルジ腱器官へ伝わり運動錯覚や力覚知覚が発生したことが原因であると示唆された。

第6章では第3章及び第4章で得られた知見を基に、静的な教示デバイスと動的な教示デバイスの開発を行った。まずリハビリなどの姿勢や方向を提示する静的な教示を行うデバイスとして、非電源のフレーム型デバイスを開発した。フレーム型デバイスは適用部位にデバイスを装着しまわしめずらすことで皮膚せん断変形を発生させ、力覚を生起させる。6.1では本手法を頭部、手首、足首に適用しデバイスを開発した。次に身体座標系でのスポーツのフォーム習得や世界座標系での歩行ナビゲーションなどの動的な教示を実現するデバイスの開発を行った。動的にする項目として、提示の有無、提示方向、提示力覚の強度に着目した。リニアアクチュエータを用いた手首での皮膚せん断変形制御デバイスにより、皮膚変形による力覚提示の有無及び方向制御を実現した。提示力覚調整は、皮膚せん断変形と振動刺激重畳を組み合わせて、フレーム型デバイスに振動子を搭載し重畳する振動を調整することで提示力覚の強度調整を実現した。最後に提示方向と力覚強度調整を同時に実現させるデバイスとして、ベルト巻取りを用いた力覚及び方向提示装置を開発した。ベルトを巻き取るDCモータに印加するDC信号で提示方向を決定し、AC信号によって提示力覚の強さを調整する。デバイスは頭部、手首、スマートフォンへ適用し、皮膚せん断変形と振動刺激の重畳を行い、現象を再現するデバイスを実現した。また、スマートフォン用デバイスを触覚提示装置として捉え、振動提示性能の評価も行った。

第7章では身体座標系の静的な教示として第6章で開発した「ラクビ」を頭部の異常姿勢を伴う痙性斜頸患者に適用し、治療効果の評価を行った。患者への適用の前に、患者の症状評価を行うシステムの構築を行った。標準的な評価尺度とされているTWSTRSは目視で行われるために客観性が失われてしまう。そこでTWSTRS Severityを3次元計測カメラであるKinectを用いて半自動で評価するシステムを開発した。本システムはKinectを用いて人の身体位置や頭部角度を計測可能であり、計測した頭部姿勢及び身体位置をTWSTRS Severityの評価尺度に当てはめることでスコアを半自動で算出する。痙性斜頸患者を評価する特殊な訓練を受けた神経内科医と同一の患者の評価スコアを比較したところ、良い相関が確認され、本システムが訓練された神経内科医と同等の傾向で評価を行うことが可能であることが確認された。次にラクビを痙性斜頸患者に3ヶ月毎日30分装着させる臨床実験

を行い、初診日と 3 ヶ月後の評価スコアを比較した。本実験ではヨー軸回転方向の頭部異常の症状がある痙性斜頸患者を対象に実験を行った。被験者実験の結果、有意差は確認されなかったが、一部の患者に評価スコアや頭部角度に改善がみられた。

第 8 章では身体座標系の動的な教示として第 6 章で開発した皮膚せん断変形への振動刺激重畳によって力覚増強を用いた装置をスポーツの運動教示へ応用した。ゴルフパターでの運動教示への応用の初歩的な検討として、手首への皮膚せん断変形と振動刺激重畳によるゴルフパターの打球到達位置への影響を調査した。両手首に装置を装着させ、ゴルフパターを振りかぶり打つまでの間に振動刺激を重畳し、力覚を増強させることで手首に対して回転方向の力覚及び運動の教示を試みた。手首装置を複数の装着条件で装着させ、実験を行ったところ両手首が身体に対して左回転方向の力覚を提示する条件において有意に打球到達地点が左に偏ることが確認された。

第 9 章では世界座標系の教示として第 6 章で開発したベルト巻取り機構を採用したモバイルデバイスでの方向情報教示への応用を行った。ベルト巻取り機構での回転力覚による方向情報提示と振動子を内蔵したリストバンドを比較したところ、本手法が有意に早く情報提示が可能であることが確認された。また、スクロールタスク時の触覚フィードバックに本手法を応用し従来手法と同等のタスク遂行時間が計測され、提示した触覚フィードバックは主観的な評価により心地よかったという結果が得られた。このように手首での情報提示において従来手法と同等以上の性能を持つことが確認された。

10.2 本研究の成果

本論文の成果は大きく 4 つある。

1 つ目はこれまで指や頭部でのみ確認されてきた皮膚せん断変形による力覚生起を手首、腰部、足首など身体各所に適用したことである。これはハンガー反射が頭部 2 点圧迫による皮膚せん断変形が強力な回転方向の力覚を生起させることを他の身体箇所にも適用した結果である。手首と腰部において頭部のハンガー反射と同様に効率的に力覚を生起させる圧迫点の調査を行ったところ、身体の楕円形状部位に対して対向する 2 点が力覚生起に寄与していることを明らかにした。

2 つ目は皮膚せん断変形部位に対して振動刺激を重畳すると知覚する力覚が増強することを示したことである。本現象を身体各所に適用したところ、頭部、手首、足首において知覚力覚の増強を確認した。頭部と手首においては重畳する振動の周波数を変化させると 50-100Hz の振動により効率的な増強が確認された。本現象により生起可能な力覚がより強力になり、さらに重畳する振動を調整することにより提示力覚の調整も可能とした。本現象の機序の考察・調査を行ったところ、本現象は振動刺激が筋紡錘やゴルジ腱器官などの深部の受容器へ伝わり、運動錯覚や力覚知覚が発生し、皮膚せん断変形による力知覚と同時に発生したためと考えられる。

3つ目は上記2つの現象を用いた力覚提示装置の開発である。アルミフレームや3Dプリンタを用いたデバイスによって、ユーザの適用部位に合うデバイス設計を確立した。2つのDCモータによるベルト巻取り機構を採用することで、皮膚せん断変形と振動提示を同時に身体各所で実現した。これによりデバイスによる提示力覚の方向と強さ調整を実現した。

4つ目は開発したデバイスを医療、スポーツ、モバイルデバイスという複数の分野へ応用、評価を行うことで、デバイスの実応用可能性を示したことである。痙性斜頸患者への応用では客観的な評価手法を準備し、更に患者の頭部サイズに調整可能なハンガー反射デバイスの適用を行い、一部の患者で症状の改善が見られた。ゴルフパターへの応用では手首デバイスにより一方向に打球到達地点を偏らせることができた。スマートウォッチの応用では力覚提示を用いることで、従来手法よりも有意に速い方向情報提示を可能とした。

以上のように、本論文は皮膚せん断変形による力覚生起の身体各所への適用、振動重畳による力知覚増強現象の発見と機序解明、2つの錯覚現象を用いた簡便な装置の開発、開発した装置の医療、スポーツ、モバイルデバイス分野への応用・評価を主な成果とする。

10.3 今後の展望

本節では本論文内では取り扱わなかった関連事項や実験結果の考察などから生まれた今後の展望などについて述べる。

第5章では複数の力覚提示装置を開発したが、触覚の錯覚現象を利用しているため提示した物理量に対して知覚する力覚の強さには個人差がある。提示力覚の強さをユーザ間で統一するには各ユーザでキャリブレーションを行う対策が考えられるが、ユーザ間で知覚可能な最大力覚が異なるため、提示する力覚の調整は、弱、中、強のような段階的な提示にとどまる。これに対しては、提示する皮膚せん断変形のどのパラメータ(変位、総面積、特定の分布)が力覚生起に関与しているかを調査することで提示力覚を最大化することが考えられる。提示する力覚の最大値が上がれば、提示する力覚の調整もより繊細にできる。

ベルト巻取りを用いたデバイスでは、応用においては振動を出力力覚の調整のみに用いている。しかしDCモータは広帯域の振動を再生することが可能であり、デバイスをコンテンツと組み合わせた際の衝撃や接触時の振動提示にも使用可能であるため、このようなコンテンツへの触覚フィードバックへ応用することで、体験の向上が期待できる。

ゴルフパターへの応用では、手首への運動教示を試みたが、結果として一方向への打球の偏りのみ確認された。これに対しては振動重畳を行う時間や提示タイミングを変更するなど結果に変化生まれる可能性がある。また、本論文ではゴルフの特にパター動作のみにデバイスを応用したが、他のスポーツへの応用も考えられる。

参考文献

- [1] J. B. F. van Erp, I. Saturday, C. Jansen: Application of tactile displays in sports: where to, how and when to move, Eurohaptics 2006, pp.105-109, 2006.
- [2] J. van der Linden, R. Johnson, J. Bird, Y. Rogers, E. Schoonderwaldt: Buzzing to Play: Lessons learned from an in the wild study of real-time vibrotactile feedback, CHI2011, pp.533-542, 2011.
- [3] K. Minamizawa, S. Fukamachi, H. Kajimoto, N. Kawakami, S. Tachi: Gravity grabber: wearable haptic display to present virtual mass sensation, ACM SIGGRAPH 2007 Emerging Technologies, p.8, 2007.
- [4] 南澤孝太, 深町聡一郎, 梶本裕之, 川上直樹, 館暲: バーチャルな物体の質量および内部ダイナミクスを提示する装着型触力覚ディスプレイ, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol.13, No.1, pp.15-24, 2008.
- [5] K. Minamizawa, D. Prattichizzo, S. Tachi: Simplified design of haptic display by extending one-point kinesthetic feedback to multipoint tactile feedback, Haptics Symposium 2010, pp.257-260, 2010.
- [6] Y. Kuniyasu, M. Sato, S. Fukushima, H. Kajimoto: Transmission of forearm motion by tangential deformation of the skin, 3rd Augmented Human Int. Conf., 2012.
- [7] V. Yem, H. Kuzuoka, N. Yamashita, S. Ohta, Y. Takeuchi: Hand-skill learning using outer-covering haptic display, EuroHaptics '14, Lecture Notes in Computer Science, pp. 201-207, 2014.
- [8] K. Shikata, Y. Makino, H. Shinoda: Inducing Elbow Joint Flexion by Shear Deformation of Arm Skin, World Haptics Conference 2015, WIP30, 2015.
- [9] 佐藤未知, 松江里佳, 橋本悠希, 梶本裕之: ハンガー反射 - 前側頭部圧迫に誘発される頭部回転運動 -, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol.19, No.2, pp.295-301, 2014.
- [10] 佐藤未知, 中村拓人, 梶本裕之:ハンガー反射における皮膚せん断変形による触錯覚と運動誘発, 第5回レイグジスタンス研究会, 2014.
- [11] J. Rekimoto: Traxion: a tactile interaction device with virtual force sensation, 26th ACM Symposium User Interface Software and Tech. (UIST2013), pp.427-432, 2013.
- [12] T. Amemiya, H. Ando, T. Maeda: Directed force perception when holding a nongrounding force display in the air, EuroHaptics 2006, pp.317-324, 2006.
- [13] H. Culbertson, J. M. Walker, A. M. Okamura: Modeling and design of asymmetric vibrations to induce ungrounded pulling sensation through asymmetric skin displacement, IEEE Haptics Symposium (HAPTICS) 2016, pp.27-33, 2016.
- [14] H. Culbertson, J. M. Walker, M. Raitor, A. M. Okamura: WAVES: a wearable asymmetric vibration excitation system for presenting three-dimensional translation and rotation cues, CHI Conference on Human Factors in Computing Systems 2017, pp. 4972-4982, 2017.
- [15] 雨宮智浩, 安藤英由樹, 前田太郎: 非接地型力覚提示装置を中空で把持したときの効果的な牽引力錯覚の生起手法, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 11, No. 4, pp. 545-556, 2006.
- [16] T. Tanabe, H. Yano, H. Iwata: Evaluation of the Perceptual Characteristics of a Force Induced by Asymmetric Vibrations, IEEE Transactions on Haptics, Vol.11, No.2, pp.220-231, 2018.
- [17] 大山正, 今井省吾, 和気典二, 菊地正: 新編感覚・知覚心理学ハンドブック, 誠信書店, pp.1169-1315, 1994.
- [18] 内川恵二, ”講座<感覚知覚の科学>3 聴覚・触覚・前庭感覚”, 朝倉書店, pp102-177, 2008.
- [19] T. H. Massie, J. K. Salisbury: The PHANTOM Haptic Interface: A Device for Probing Virtual Objects, 3rd Symp. on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, pp. 295-300, 1994.
- [20] Falcon, Novint Technologies
- [21] Geomagic Touch, 3DSystems: <https://ja.3dsystems.com/haptics-devices/touch>
- [22] Virtuouse 6D, Haption: <https://www.haption.com/>
- [23] Virtuouse 6D Desktop, Haption: <https://www.haption.com/>

- [24] Omega.6, ForceDimension
- [25] HapticMaster VR, Motek Medical: <https://www.motekforcelink.com/product/hapticmaster-vr/>
- [26] M. Sato: SPIDAR and Virtual Reality, World Automation Congress, IFMIP-043, pp. 1-7, 2002
- [27] Immersion Co.: The CyberGrasp: Groundbreaking haptic interface for the entire hand, 2003.
- [28] T. Hayashi, H. Kawamoto, Y. Sankai: Control method of robot suit HAL working as operator's muscle using biological and dynamical information, Intelligent Robots and Systems, 2005.
- [29] D. Tsetserukou, K. Sato, S. Tachi: FlexTorque: Exoskeleton Interface for Haptic Interaction with the Digital World, Haptics: Generating and Perceiving Tangible Sensations, pp.166–171, 2010.
- [30] 栗田雄一, 岸下 優介, ダス スワガタ,ベガ アントニオ: 空気圧人工筋を利用したウェアラブル力覚提示スーツ, CEDEC2018.
- [31] N. Takahashi, H. Takahashi, K. Suzumori, H. Koike: 指屈筋と指伸筋の構造を模倣したソフトロボットグローブ, 第36回日本ロボット学会学術講演会 (RSJ2018) , 2018
- [32] EXOS, exiii inc.: <https://exiii.jp/>
- [33] T. Asahi, S. Michi, H. Kajimoto, M. Koh, D. Kashiwazaki, S. Kuroda: Rate of Hanger Reflex Occurrence: Unexpected Head Rotation on Fronto-temporal Head Compression. Neurologia medico-chirurgica, Vol.55, No.7, pp.587-591, 2015.
- [34] B.B. Edin, N. Johansson: Skin strain patterns provide kinaesthetic information to the human central nervous system, J. Physiol., Vol. 487(1), pp. 243–251, 1995.
- [35] M. Sato, R. Matsue, Y. Hashimoto, H. Kajimoto: Development of a Head Rotation Interface by Using Hanger Reflex, IEEE RO-MAN2009, pp. 534-538, 2009.
- [36] T. Asahi, M. Sato, T. Nakamura, Y. Kon, H. Kajimoto, G. Oyama, A. Hayashi, K. Tanaka, S. Nakane, T. Takeshima, M. Fuji, S. Kuroda: Pilot Study of a Device to Induce the Hanger Reflex in Patients with Cervical Dystonia, Neurologia medico-chirurgica, Vol.58, No.5, pp.206-211, 2018.
- [37] 相場彩子, 旭雄士, 梶本裕之, 佐藤未知, 大山彦光, 平孝臣, 林明人: 携帯筋電計の音フィードバックを用いた痙性斜頸に対するボツリヌス治療およびハンガー反射の応用, 日本運動障害研究会機関誌, Vol.24, No.1, pp.13-18, 2014
- [38] G. M. Goodwin, D. I. McCloskey, P. B. C. Matthews: The contribution of muscle afferents to kinesthesia shown by vibration induced illusions of movement and by the effects of paralyzing joint afferents, Brain, Vol. 95, pp.705-748, 1972.
- [39] P. J. Cordo, V. S. Gurfinkel, S. Brumagne, C. Flores-Vieira: Effect of slow, small movement on the vibration-evoked kinesthetic illusion, Experimental Brain Research, Vol.167, pp.324- 334, 2005.
- [40] D. F. Collins, K. M. Refshauge, G. Todd, S. C. Gandevia: Cutaneous receptors contribute to Kinesthesia at the index finger, elbow, and knee, Journal of Neurophysiology, Vol.94, No.3, pp.1699-1706, 2005.
- [41] 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, Vol.14, No.3, pp361-369, 2009.
- [42] 川島敏生, 栗山節郎: ぜんぶわかる筋肉・関節の動きとしくみ事典一部位別・動作別にわかりやすくリアルに徹底解説, 成美堂出版, 2012.
- [43] 稲葉豪, 藤田欣也: 指先圧迫による擬似反力提示装置の提案と試作, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol.12, No.1, pp.95-102, 2007.
- [44] K. Minamizawa, S. Kamuro, S. Fukamachi, N. Kawakami, S. Tachi: GhostGlove: Haptic existence of the virtual world, ACM SIGGRAPH 2008 new tech demos, p. 18, 2008.
- [45] V. Yem, M. Otsuki, Hideaki Kuzuoka: Development of Wearable Outer-Covering Haptic Display using Ball-Effector for Hand Motion Guidance, Asia Haptics 2014, 2014.
- [46] 佐藤未知: 触覚入力に誘発される不随意頭部回転の原理と応用, 電気通信大学 学位論文, 12612 甲第 783 号, 2014
- [47] 旭雄士, 佐藤未知, 梶本裕之, 特許:「装具」, 出願番号: 特願 2010-047789, 登録番号: 特許第 5552844 号
- [48] 梶本裕之, 佐藤未知, 井口竹喜, 旭雄士, 特許:「装具」, 出願番号: 2016-552014, 公開番号: WO2016-052400
- [49] 頭部回転牽引器具「ラクビ」, 株式会社 TSS.

- [50] A. Takahashi, K. Tanabe, H. Kajimoto: Investigation on the cutaneous/proprioceptive contribution to the force sensation induced by electrical stimulation above tendon, VRST 2018, Article No.100, 2018.
- [51] H. Kajimoto: Immobile Haptic Interface Using Tendon Electrical Stimulation, ACE 2012, pp.513-516, 2012.
- [52] 平孝臣, 堀智勝: ジストニアに対する脳神経外科治療, 脳神経外科ジャーナル, Vol.13, No.5, pp. 353-362, 2004.
- [53] M. Naumann, S. Magyar-Lehmann, K. Reiners, F. Erbguth, K. L. Leenders: Sensory tricks in cervical dystonia: Perceptual dysbalance of parietal cortex modulates frontal motor programming, *Annals of Neurology*, Vol.47, No.3, p.322-328, 2000.
- [54] 梶龍兒, 大澤美貴雄, 柳澤信夫.: 痙性斜頸患者における Toronto Western Spasmodic Torticollis Rating Scale (TWSTRS) の評価者間信頼性の検討, *Brain and nerve*, Vol. 61, No.1, pp.65-71, 2009.
- [55] Greene PE, Bressman S: Exteroceptive and interoceptive stimuli in dystonia, *Movement Disorders*, Vol.13, pp.549-551, 1998.
- [56] K. Nakashima, M. Kusumi, Y. Inoue, K. Takahashi: Prevalence of facial dystonia in the western area of Tottori Prefecture in Japan, *Movement Disorders*, Vol.10, pp440-443, 1995.
- [57] 梶龍兒, 目崎高広: ジストニアとボツリヌス治療, 診断と治療社, p. 82-102, 1996.
- [58] 梶龍兒, 坂本崇: ボツリヌス治療総論: ボツリヌス毒素製剤の基礎知識, 診断と治療社, 2009.
- [59] B. Ford, E. D. Louis, P. Greene, S. Fahn: Outcome of selective ramisectomy for botulinum toxin resistant torticollis, *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, Vol.65, pp. 472-478, 1998.
- [60] 服部信孝, 大山彦光, 下泰司, 梅村淳: 運動障害診療マニュアル 不随意運動のみかた, 医学書院, 2013.
- [61] E. S. Consky, A. E. Lang: The Toronto Western Spasmodic Torticollis Rating Scale (TWSTRS): assessment of validity and inter-rater reliability, *Neurology*, Vol.40, No.1, pp. 445, 1990.
- [62] C. L. Comella, G. T. Stebbins, C. G. Goetz, T. A. Chmura, S. B. Bressman, A. E. Lang.: Teaching tape for the motor spection of the Toront Western Spasmodic Torticollis Scale, *Mov. Disord.* , Vol. 12, pp.570-575, 1997.
- [63] P. Salva, O. Champagne, V. Feipel, M. Rooze, D. Z. de Beyl: Clinical and goniometric evaluation of patients with spasmodic torticollis, *Clin Biomech(Bristol, Avon)*, Vol. 21, pp.323-329, 2006.
- [64] M. J. Boyce, C.G. Canning, N. Mahant, J. Morris, J. Latimer, V. S. Fung: The Toronto Western Spasmodic Torticollis Rating Scale: reliability in neurologists and physiotherapists, *Parkinsonism & related disorders*, Vol.18, No.5, pp.635-637, 2012.
- [65] C.L. Teo, E. Burdet, H. P. Lim: A robot teacher of Chinese handwriting, *Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems 2002*, pp.335-341, 2002.
- [66] S. Saga, N. Kawakami, S. Tachi: Teaching using opposite force presentation, *IEEE World Haptics Conference 2005*, 2005.
- [67] E. Tamaki, M. Takashi, J. Rekimoto: PossessedHand: techniques for controlling human hands using electrical muscles stimuli, *SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems 2011*, pp.543-552, 2011.
- [68] H. Kajimoto: Skeletouch: transparent electro-tactile display for mobile surfaces, *SIGGRAPH Asia 2012 Emerging Technologies*, p. 21, 2012.
- [69] M. Fukumoto, S. Toshiaki: Active click: tactile feedback for touch panels, *CHI 2001 Extended Abstracts*, pp.121-122, 2001.
- [70] P. Ivan, S. Maruyama, J. Rekimoto: Ambient touch: designing tactile interfaces for handheld devices, *15th annual ACM symposium on User interface software and technology*, pp.51-60, 2002.
- [71] S. Jang, L. H. Kim, K. Tanner, H. Ishii, S. Follmer: Haptic Edge Display for Mobile Tactile Interaction, *CHI 2016*, pp.3706-3716, 2016.
- [72] J. Luk, J. Pasquero, S. Little, K. MacLean, V. Levesque, V. Hayward: A Role for Haptics in Mobile Interaction: Initial Design Using a Handheld Tactile Display Prototype, *CHI 2006*, pp.171-180, 2006.
- [73] V. Yem, R. Okazaki, H. Kajimoto: Vibrotactile and pseudo force presentation using motor rotational acceleration, *Haptics Symposium (HAPTICS) 2016*, pp. 47-51, 2016.

- [74] 安藤英由樹, 渡邊淳司, 稲見昌彦, 杉本麻樹, 前田太郎: Augmented Reality のための爪装着型触覚ディスプレイの研究, 電子情報通信学会論文誌, Vol.87, No.11, pp.2025-2033, 2004.
- [75] K. A. Kaczmarek, M. E. Tyler, P. B. Rita: Electrotactile haptic display on the fingertips, Preliminary results, 16th Annu. Int. Conf. IEEEEng. Med. Biol. Soc, pp. 940-941, 1994.
- [76] H. Kajimoto, N. Kawakami, T. Maeda, S. Tachi: Tactile Feeling Display using Functional Electrical Stimulation, 9th International Conference on Artificial Reality and Telexistence(ICAT99), pp.133, 1999.
- [77] S. Khurelbaatar, Y. Nakai, R. Okazaki, V. Yem, H. Kajimoto: Tactile Presentation to the Back of a Smartphone with Simultaneous Screen Operation. Conference on Human Factors in Computing Systems 2016, pp. 3717-3721, 2016.
- [78] H. Kajimoto, M. Suzuki, Y. Kanno: HamsaTouch: Tactile vision substitution with smartphone and electro-tactile display. CHI 2014 extended abstracts, pp. 1273-1278, 2014.
- [79] O. Bau, I. Poupyrev, A. Israr, C. Harrison: TeslaTouch: electrovibration for touch surfaces, 23rd annual ACM symposium on User interface software and technology, pp. 283-292, 2010.
- [80] K. A. Kaczmarek, K. Nammi, A. K. Agarwal, M. E. Tyler, S. J. Haase, D. J. Beebe: Polarity effect in electrovibration for tactile display, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.53, No.10, pp.2047-2054, 2006.
- [81] Tactile Labs Inc.: <http://tactilelabs.com/>
- [82] Alps Electric Co. : <http://www.alps.com/e/>
- [83] M. Toshima, K. Akahane, M. Sato: SPIDAR-S: Haptic Device Attached to the Smartphone, Haptic Interaction 2015, pp. 127-129, 2015.
- [84] S. Saga, R. Raskar: Simultaneous geometry and texture display based on lateral force for touchscreen, World Haptics Conference (WHC) 2013, pp. 437-442, 2013.
- [85] S. Tsuchiya, M. Konyo, H. Yamada, T. Yamauchi, S. Okamoto, S. Tadokoro: Virtual Active Touch II: Vibrotactile representation of friction and a new approach to surface shape display, Intelligent Robots and Systems (IROS) 2009, pp. 3184-3189, 2009.
- [86] ドラえもんの科学みらい展, “遠く, 遠くに手がとどく!?(Gravity Grabber/テレイドジスタンス研究)”, http://www.miraikan.jst.go.jp/spexhibition/doraemon/index_2.html
- [87] 則枝真, 佐藤誠: パネル駆動型力覚提示タッチパネルとその力覚制御手法の提案, インタラクション 2012, pp. 373-378, 2012.
- [88] V. Yem, R. Okazaki, H. Kajimoto: Low-Frequency Vibration Actuator Using a DC Motor, International Conference on Human Haptic Sensing and Touch Enabled Computer Applications 2016, pp. 317-325, 2016.
- [89] 岡崎龍太, 栗林英範, 梶本裕之:分周刺激を用いた聴触覚変換手法による音楽体験向上, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol.21, No.2, pp.335-343, 2016.
- [90] R. Sakuragi, S. Ikeno, R. Okazaki, H. Kajimoto: CollarBeat: Whole Body Vibrotactile Presentation via the Collarbone to Enrich Music Listening Experience, International Conference on Artificial Reality and Telexistence - Eurographics Symposium on Virtual Environments 2015, pp.141-146, 2015.
- [91] Basslet, Lofelt: <https://lofelt.com/>
- [92] Y. Yamazaki, H. Mitake, S. Hasegawa: Tension-Based Wearable Vibroacoustic Device for Music Appreciation, EuroHaptics 2016: Haptics: Perception, Devices, Control, and Applications, pp.273-283, 2016.
- [93] J. Lee, J. Han, G. Lee: Investigating the information transfer efficiency of a 3×3 watch-back tactile display, 33rd Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI 2015), pp.1229-1232, 2015.
- [94] A. Ion, E. J. Wang, P. Baudisch: Skin drag displays: dragging a physical factor across the user's skin produces a stronger tactile stimulus than vibrotactile, 33rd Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI '15), pp.2501-2504, 2015.
- [95] A. A. Stanley, K. J. Kuchenbecker: Evaluation of tactile feedback methods for wrist rotation guidance. IEEE Trans Haptics, Vol.5, No.3, pp.240-251, 2012.
- [96] F. Chinello, C. Pacchierotti, N. G. Tsagarakis: Design of a wearable skin stretch cutaneous device for the upper limb, Haptics Symposium (HAPTICS) 2016, pp.14-20, 2016.
- [97] V. Yem, H. Kuzuoka, N. Yamashita, R. Shibusawa, H. Yano, J. Yamashita: Assisting hand skill transfer of tracheal intubation using outer-covering haptic display, 30th Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI 2012), pp.3177-3180, 2012.

- [98] S. T. Perrault, E. Lecolinet, J. Eagan, Y. Guiard: Watchit: simple gestures and eyes-free interaction for wristwatches and bracelets, SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems 2013, pp.1451–1460, 2013.
- [99] I. Oakley, C. Lindahl, K. Le, D.Y. Lee, M. D. R. Islam: The Flat Finger: Exploring Area Touches on Smartwatches, CHI Conference on Human Factors in Computing Systems 2016, pp.4238–4249, 2016.
- [100] M. Ogata, M. Imai: SkinWatch: skin gesture interaction for smart watch, 6th Augmented Human International Conference, pp.21–24, 2015.
- [101] Z. Yang, J. Zhou, G. Laput, and C. Harrison: Skintrack: using the body as an electrical waveguide for continuous finger tracking on the skin, 34th Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI 2016), pp.1491–1503, 2016.
- [102] R. Xiao, G. Laput, C. Harrison: Expanding the input expressivity of smartwatches with mechanical pan, twist, tilt and click, SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI2014), pp.193–196, 2014.
- [103] S. Jang, L. H. Kim, K. Tanner, H. Ishii, S. Follmer: Haptic edge display for mobile tactile interaction, Conference on Human Factors in Computing Systems 2016, pp.3706–3716, 2016.
- [104] K. Yatani, K. N. Truong: Semfeel: A user interface with semantic tactile feedback for mobile touchscreen devices, UIST2009, pp.111–120, 2009.
- [105] W. Narzt, G. Pomberger, A. Ferscha, D. Kolb, R. Müller, J. Wiegardt, H. Hörtner, C. Lindinger: Pervasive information acquisition for mobile AR-Navigation systems, Fifth IEEE Workshop on Mobile Computing Systems and Applications, pp.13–20, 2003.
- [106] S. Holland, D. R. Morse, H. Gedenryd: AudioGPS: spatial audio navigation with a minimal attention interface, Personal and Ubiquitous Computing, Vol.6, No.4, pp.253–259, 2002.
- [107] K. Tsukada, M. Yasumura: Activebelt: belt-type wearable tactile display for directional navigation, International Conference on Ubiquitous Computing 2004, pp.384–399, 2004.

本研究の関連文献

査読付きジャーナル論文

- [1] T. ASAHI, M. SATO, T. NAKAMURA, Y. KON, H. KAJIMOTO, G. OYAMA, A. HAYASHI, K. TANAKA, S. NAKANE, T. TAKESHIMA, M. FUJII, S. KURODA: Pilot Study of a Device to Induce the Hanger Reflex in Patients with Cervical Dystonia, *Neurologia medico-chirurgica*, Vol.58, No.5, pp.206-211, 2018.
- [2] 中村, ヤヱム, 梶本: ベルト巻取りを用いた広帯域省エネルギー振動提示, *情報処理学会論文誌*, Vol.59, No.5, pp.1386-1393, 2018.
- [3] 中村, 梶本: ハンガー反射下の手首への振動重畳による力知覚増強現象, *日本バーチャルリアリティ学会論文誌*, Vol.23, No.1, pp.35-43, 2018.

査読付き国際会議

- [4] M. Miyakami, Y. Kon, T. Nakamura, H. Kajimoto: Optimization of the hanger reflex (I): Examining the correlation between skin deformation and illusion intensity, *EuroHaptics2018*, pp.36-48, Italy, 2018.6.
- [5] T. Nakamura, V. Yem, H. Kajimoto: HapBelt: Haptic display for presenting vibrotactile and force sense using belt winding mechanism., *ACM SIGGRAPH ASIA 2017 Emerging Technologies*, Article No. 7, 2017.11.
- [6] T. Nakamura, V. Yem, H. Kajimoto: Energy-Efficient Vibrotactile Presentation for Mobile Devices Using Belt Winding, *IEEE World Haptics Conference 2017*, Munich, Germany, 2017.7.
- [7] Y. Kon, T. Nakamura, M. Sato, T. Asahi, H. Kajimoto: Hanger Reflex of the Head and Waist with Translational and Rotational Force Perception, *AsiaHaptics 2016*, pp.217-223, Kashiwanoha, Japan, 2016.11.
- [8] T. Nakamura H. Kajimoto: Enhancement of Perceived Force from the Hanger Reflex on Head and Ankle by Adding Vibration, *AsiaHaptics2016*, pp.275-280, Kashiwanoha, Japan, 2016.11.
- [9] T. Nakamura, N. Nishimura, T. Hachisu, M.Sato, V. Yem, H. Kajimoto: Perceptual Force on the Wrist under the Hanger Reflex and Vibration, *EuroHaptics 2016*, pp.462-471, London, United Kingdom, 2016.7.
- [10] Y. Kon, T. Nakamura, M. Sato, H. Kajimoto: Effect of Hanger Reflex on Walking, *IEEE Haptics Symposium 2016*, pp.313-318, Philadelphia, USA, 2016.4.
- [11] T. Nakamura, V. Yem, and H. Kajimoto: Enhancement of Perceptual Force by Presenting Vibration to the Strained Skin of the Finger, *IEEE HapticsSymposium 2016*, pp. 369-371, Philadelphia, USA, 2016.4.
- [12] T. Nakamura, N. Nishimura, T. Hachisu, M. Sato, H. Kajimoto: Controlling the Strength of the Hanger Reflex on the Wrist by Presenting Vibration, *IEEE World Haptics Conference 2015*, Chicago, USA, 2015.6.
- [13] T. Nakamura, N. Nishimura, T. Hachisu, M. Sato, H. Kajimoto: Pressure Threshold of the Hanger Reflex at the Wrist. *Asia Haptics 2014*, pp.121-125, Tsukuba, Japan, 2014.11.
- [14] T. Nakamura, N. Nishimura, M. Sato, H. Kajimoto: Development of Wrist-Twisting Haptic Display Using the Hanger Reflex, *ACM ACE 2014*, p.33, Funchal, Portugal, 2014.11.
- [15] T. Nakamura, N. Nishimura, T. Asahi, G. Oyama, M. Sato, H. Kajimoto: Kinect-based Automatic Scoring System for Spasmodic Torticollis, *IEEE 3DUI 2014*, pp.155-156, Minneapolis, USA, 2014.3.
- [16] T. Nakamura, N. Nishimura, M. Sato, H. Kajimoto: Application of Hanger Reflex to wrist and waist. *IEEE VR 2014*, pp.181-182, Minneapolis, USA, 2014.3.
- [17] T. Nakamura, M. Sato, T. Asahi, G. Oyama, H. Kajimoto: Semi-automatic Scoring Method for Torticollis by Using Kinect, *17th International Congress of Parkinson's Disease and Movement Disorders*, Sydney, Australia, 2013.6.

国内会議

- [18] 中村, Yem, 梶本 : HapBelt: ベルト巻取り機構を用いた広帯域振動及び力覚提示装置, CEDEC2018.
- [19] 中村, Yem, 梶本 : モバイルデバイスのためのベルト巻取り機構を用いた省エネルギーでの振動提示, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2017, 福島, 2017.5.
- [20] 今, 中村, 梶本 : 腰部ハンガー反射発生時の圧力分布の計測, 第 16 回 SICE SI2016, 札幌, 2016.12.
- [21] 今, 中村, 梶本 : ハンガー反射を用いた腰部への回転・並進力提示デバイス, 第 21 回日本バーチャルリアリティ学会大会, 茨城, 2016.9
- [22] 中村, 今, 佐藤, 旭, 梶本 : 身体全体でのハンガー反射, 第 16 回力触覚の提示と計算研究会, 滋賀, 2015.11.
- [23] 中村, 西村, 蜂須, 佐藤, 梶本 : 手首ハンガー反射時の振動提示による力知覚増強, インタラクション 2015, 東京, 2015.3.
- [24] 佐藤, 中村, 梶本:ハンガー反射における皮膚せん断変形による触錯覚と運動誘発, 第 5 回トレイグジスタンス研究会, 東京, 2014.
- [25] 中村, 西村, 佐藤, 梶本:ハンガー反射を用いた前腕への回転力提示デバイス, 第 19 回日本バーチャルリアリティ学会大会, 名古屋, 2014.9.
- [26] 中村, 西村, 佐藤, 梶本 : 手首でのハンガー反射発生時の手首圧力分布の計測, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2014, 富山, 2014.5.
- [27] 中村, 西村, 旭, 大山, 佐藤, 梶本 : 痙性斜頸患者に対する Kinect を用いた姿勢評価システム, インタラクション 2014, 東京, 2014.3.
- [28] 中村, 西村, 佐藤, 梶本 : 手首と体幹部におけるハンガー反射, インタラクション 2014, 東京, 2014.3.
- [29] 中村, 西村, 旭, 大山, 服部, 佐藤, 梶本 : Kinect を用いた痙性斜頸患者の姿勢評価システムの開発, 第 18 回日本バーチャルリアリティ学会大会, 大阪, 2013.9.