

牽引力錯覚を利用した  
ハプティックインタフェースに関する研究

2019年3月

田 辺 健

牽引力錯覚を利用した  
ハプティックインタフェースに関する研究

田 辺 健

システム情報工学研究科  
筑波大学

2019年3月

## 概要

近年、モバイル機器が普及する現代において、視覚・聴覚に対する情報提示に続くものとして、触覚に情報を提示する技術が注目されており、これらはハプティックインタフェースと呼ばれる。特に一般普及が加速しているハプティックインタフェースの方式として、直動型の振動子を使用した方式が挙げられる。この方式では振動によって生じる触覚を振動子によって再現するものであり、振動パターンを変化させることで多様な触覚情報を生成することができる。また近年では、家庭用ゲーム機のコントローラや民生品のヘッドマウントディスプレイのコントローラにも振動子が搭載されており、振動子のハードウェア基盤が整いつつある。一般的に振動子を用いて提示できる感覚は皮膚感覚に由来する触覚が主であり、身体に加わる力を知覚する感覚である力覚の提示は困難である。

一方で、特殊な振動刺激を用いて力覚が生じているように錯覚させる手法が提案されている。人間は強い刺激には敏感に反応するが弱い刺激は知覚しづらい傾向を持ち、強い加速度と弱い加速度が交互に繰り返される非対称振動を指腹部に提示されたとき、人は弱い加速度を不鮮明に知覚することで振動を一方向に牽引されるような力として錯覚する。この錯覚現象は「牽引力錯覚」と呼ばれる。牽引力錯覚は小型の振動子を用いて誘発することもでき、この錯覚現象をハプティックインタフェースとして利用することでゲーム機やVRシステム、さらにはモバイル機器における新たな情報提示技術となる。

牽引力錯覚をハプティックインタフェースとして利用するには、まず牽引力錯覚を生起させ、次に錯覚される牽引力を任意の方向や強度で制御することではじめて利用できる。よって、「牽引力錯覚を生起させるための必要要件」と「錯覚される牽引力を制御するための必要要件」を明らかにする必要があるが、それらについては基礎的な知見を得られていない。そこで本研究では、牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースを構成するための必要要件を明らかにすることを目的とする。まず、牽引力錯覚における基本的な知覚特性を明らかにするために、振動子に入力する信号を操作した際の知覚特性を評価した。これにより、牽引力錯覚が生起する基本的な条件や牽引力を制御するための基本的な方法を示した。次に、非対称振動波形を設計する上での必要要件を明らかにするために、非対称振動の物理量に対応した知覚特性を評価した。その結果、2種類の周波数成分で構成された非対称振動で牽引力錯覚が生起することが示唆された。さらに2チャンネルの振動子を使用し、錯覚される牽引力のベクトルの組み合わせを変えることで牽引力に加えて回転力を提示できることを示した。最後に、得られた知見に基づき、牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースを構成するための必要要件として、「牽引力錯覚を生起させるための必要要件」、「錯覚される牽引力を制御するための必要要件」に分類し、体系化を行った。

# 目次

<b>第1章</b>	<b>序論</b>	<b>1</b>
1.1	本研究の背景	1
1.2	本研究の目的	4
1.3	牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースを構成するための必要要件の整理	4
1.4	本論文の構成	5
<b>第2章</b>	<b>ハプティックインタフェースの研究動向</b>	<b>7</b>
2.1	力覚提示	7
2.1.1	力覚提示の基本原理	7
2.1.2	接地型力覚提示	8
2.1.3	非接地型力覚提示	8
2.2	触覚提示	10
2.2.1	触覚の生理学的知見と触覚提示の概要	10
2.2.2	触覚提示のための振動アクチュエータ	11
2.2.3	振動アクチュエータを用いた触覚研究の動向	13
2.3	錯覚を利用した力覚提示	15
2.4	牽引力錯覚	17
2.4.1	牽引力錯覚の先行事例	17
2.4.2	多方向化	18
2.4.3	牽引力錯覚の応用例	19
2.5	ハプティックインタフェースの動向のまとめと課題	20
<b>第3章</b>	<b>基本的な知覚特性の評価</b>	<b>21</b>
3.1	概要と目的	21
3.2	実験装置の構成と入力信号の設計	21
3.3	基本特性	24
3.3.1	基本特性の概要	24
3.3.2	入力信号パターンと牽引力錯覚の関係	25

3.3.3	非対称振動の機械的特性	29
3.3.4	把持方法による影響	32
3.3.5	牽引力の主観的等価点の計測と強度の制御方法	35
3.3.6	振動子の姿勢の違いによる影響	37
3.3.7	把持部の幅の違いによる影響	39
3.3.8	基本特性に関する考察とまとめ	41
3.4	時間特性	42
3.4.1	時間特性の概要	42
3.4.2	最短刺激時間	43
3.4.3	長時間連続提示による主観的感度への影響	45
3.4.4	時間特性に関する考察	47
3.5	第3章のまとめ	49
<b>第4章</b>	<b>非対称振動の物理量に対応した知覚特性の評価</b>	<b>51</b>
4.1	目的と概要	51
4.2	非対称振動提示装置	52
4.2.1	非対称振動提示装置の設計指針	52
4.2.2	非対称振動提示装置の構成	53
4.2.3	非対称振動制御手法	55
4.2.4	非対称振動提示装置の評価	56
4.3	非対称振動の周波数成分に基づく知覚特性	59
4.3.1	目的	59
4.3.2	実験方法	59
4.3.3	実験結果と考察	63
4.3.4	追加実験	66
4.4	市販振動子を用いた牽引力錯覚の誘発	67
4.4.1	目的	67
4.4.2	実験方法	68
4.4.3	実験結果	70
4.5	周波数成分間の位相差に対する知覚特性	71
4.5.1	目的	71
4.5.2	実験方法	73
4.5.3	実験結果	75
4.5.4	考察	76
4.6	第4章のまとめ	81

<b>第 5 章</b>	<b>並進力・回転力提示手法の検討</b>	<b>83</b>
5.1	概要と目的	83
5.2	並進力・回転力提示手法	83
5.3	2チャンネルデバイスの構成	84
5.4	2チャンネルデバイスの機械的特性	86
5.5	知覚特性評価	88
5.5.1	概要	88
5.5.2	並進力・回転力方向弁別実験	88
5.5.3	並進力の主観的等価点	90
5.5.4	回転力の主観的等価点	93
5.5.5	2チャンネルデバイスにおける最短刺激時間	96
5.5.6	2チャンネルデバイスにおける長時間連続提示による主観的感度への影響	99
5.6	デバイスの展示	100
5.7	並進力・回転力提示手法に関する考察とまとめ	103
5.8	並進力・回転力提示手法を用いた上肢の動作教示	103
5.8.1	目的	103
5.8.2	上肢動作誘導実験	104
5.8.3	上肢動作誘導に関する考察	110
5.9	第 5 章のまとめ	111
<b>第 6 章</b>	<b>結論</b>	<b>113</b>
6.1	牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースを構成するための必要要件	113
6.2	本研究の貢献	117
6.3	今後の課題	118
6.4	牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースの応用先の検討	119
	謝辞	<b>123</b>
	参考文献	<b>125</b>
	公表論文リスト	<b>137</b>



# 目 次

1.1	Image of a pulling illusion by asymmetric vibrations. . . . .	3
2.1	Concept model of force feedback. . . . .	7
2.2	Basic principle of non-grounded force feedback. (a) Method 1: A method of providing a ground point on the user’s body. (b) Method 2: A method of changing physical quantity. (c) Method 3: A method using sensory illusion. . . . .	9
2.3	Tissue and mechanoreceptors of glabrous skin. . . . .	10
2.4	Actuators for vibrotactile feedback. (a) ERM. (b) Voice-coil type vibrator. (c) LRA. (d) Piezoelectric actuator. . . . .	12
2.5	Number of papers using vibration actuators out of the articles published in IEEE Transactions on Haptics. . . . .	14
3.1	Overview of the experimental equipment. . . . .	22
3.2	Devised waves. An asymmetric amplitude signal in which a two-cycle sine wave is inverted for a half cycle. . . . .	23
3.3	Frequency spectrum of devised wave. . . . .	23
3.4	Experiment environment. . . . .	26
3.5	The ratio of answer “to the right” in each input signal. . . . .	27
3.6	The result of the response time (n.s.: no significant). . . . .	29
3.7	Measurement method of a vibration (front view). . . . .	30
3.8	Average time series variation of the forces exerted on the index finger pad with the vibrator: (a) toward the pad and (b) away from the pad. (In section ①, the positive direction was applied. In section ②, the negative direction was applied.) . . . . .	31
3.9	Gripping conditions: (a) edge and (b) surface grips. . . . .	32
3.10	The correct answer rate in each gripping condition. . . . .	34
3.11	Test stimuli for Up-Down method: (a) Standard stimulus (a pulling illusion by asymmetric vibration). (b) Comparison stimulus (a physical force by string and weights). . . . .	36



3.12	A relationship between a PSE of pulling illusion by asymmetric vibration and amplitude voltage of input signals (*: $p < 0.05$ , **: $p < 0.01$ ). The broken line indicates the psychometric curve using a logarithmic function fitting ( $R^2 = 0.98$ ). . . . .	37
3.13	The gripping posture. . . . .	38
3.14	The developed grip. . . . .	40
3.15	Relationship between the width of the grip and pulling illusion. . . . .	41
3.16	A relationship between stimulation time and correct answer rate. . . . .	44
3.17	Time series data of vibration used in this experiment. . . . .	45
3.18	The time series variation of the subjective sensitivity of perceived force for each participant. . . . .	47
4.1	Dynamic model of the asymmetric vibration presentation device. (a) Conceptual model. (b) Equivalent model. . . . .	53
4.2	The developed asymmetric vibration presentation device (56(w)x49(d)x42(h) mm). (a) Overview. (b) The configuration diagram of our device. . . . .	54
4.3	Result of the simulated frequency response of $G_a(s)$ in each spring. . . . .	55
4.4	Control method of asymmetric vibrations. . . . .	55
4.5	Reference data of asymmetric vibration. (a) Reference data (broken line) and approximate curve (solid line). (b) Frequency spectrum of reference data. . . . .	56
4.6	Typical measurement result of asymmetric vibrations. The solid line and the broken line indicate the mean of the measured data and the target data of asymmetric vibrations, respectively, and an envelope indicates the standard deviation of measured data. . . . .	58
4.7	An improved asymmetric vibration presentation device (71(w)x34(d)x31(h) mm). (a) Overview. (b) The configuration diagram of our device. . . . .	60
4.8	Result of the simulated frequency response before and after improvement. . . . .	60
4.9	An example of time series data and frequency spectrum of asymmetric vibration stimulus used in this experiment( $f=75$ ). (a) w/o-1st condition( $k_{1,2,3}=0,1,1$ ). (b) w/o-2nd condition( $k_{1,2,3}=1,0,1$ ). (c) w/o-3rd condition( $k_{1,2,3}=1,1,0$ ). (d) reference condition( $k_{1,2,3}=1,1,1$ ). . . . .	61
4.10	Experiment environment. . . . .	62

4.11	Typical example of asymmetric vibration stimulus that presented to participants. The solid line and the broken line indicate the mean of the measured data and the target data of asymmetric vibrations, respectively, and an envelope indicates the standard deviation of measured data. (a) w/o-1st condition. (b) w/o-2nd condition. (c) w/o-3rd condition. (d) reference condition. . . . .	64
4.12	The correct answer rate for each asymmetric vibration stimulus (*: $p < 0.05$ , **: $p < 0.01$ ). . . . .	65
4.13	Result of the simulated frequency response before and after improvement for additional experiment. . . . .	66
4.14	The correct answer rate for each asymmetric vibration stimulus in additional experiment. . . . .	67
4.15	Reference data of the asymmetric vibration for this illusion. (a) Time series variation. (b) Frequency spectrum. . . . .	69
4.16	Typical measurement result of asymmetric vibrations that were generated by the three vibrators used in the experiment. The solid line and the broken line indicate the mean of the measured data and the target data of asymmetric vibrations, respectively. (a) vib.1; (b) vib.2; and (c) vib.3. . . . .	69
4.17	Gripping state of vibrators: (a) vib.1; (b) vib.2; and (c) vib.3. . . . .	70
4.18	Correct answer rates of all participants for each vibrator. . . . .	71
4.19	Asymmetric vibration profiles when changing the phase difference $\phi_0$ between the fundamental and the second harmonic. . . . .	72
4.20	Typical example of asymmetric vibration stimulus that presented to participants. The solid line and the broken line indicate the mean of the measured data and the target data of asymmetric vibrations, respectively, and an envelope indicates the standard deviation of measured data. . . . .	75
4.21	Relationship of target phase differences and measured phase differences. . . . .	76
4.22	The ratio of answer “to the right” in each participant and fitted psychometric functions. . . . .	77
4.23	Rise time and fall time of asymmetric vibrations ( $\phi_0 = -180$ and $0$ degrees, $A_1 = A_2 = 60 \text{ m/s}^2$ ). $T_r$ and $T_f$ mean the rise time and the fall time, respectively. $A_{pp}$ means the peak to peak value of the vibration acceleration. . . . .	78
4.24	Relationship between phase differences and rise and fall time. . . . .	78
4.25	Rise time and fall time of asymmetric vibrations ( $\phi_0 = -90$ degrees, $A_1 = A_2 = 60 \text{ m/s}^2$ ). . . . .	79

4.26	Relationship between phase differences and the peak-to-peak values of the vibration acceleration ( $A_1 = A_2 = 60 \text{ m/s}^2$ ). . . . .	80
4.27	Actual profile of devised wave that input to vibrators. . . . .	80
5.1	Basic concept. . . . .	84
5.2	2 channel device. . . . .	85
5.3	Typical example of time series variation of the exerted forces on the thumb and index finger with the device. . . . .	87
5.4	Experimental environment. . . . .	89
5.5	Correct answer rate of translational force and torque. . . . .	89
5.6	Experimental device for measurement of the PSE of translational force. . . . .	91
5.7	Relationship of the amplitude voltage of input signals and the PSE of translational force. . . . .	93
5.8	Experimental device for measurement of the PSE of torque. . . . .	94
5.9	Relationship of the amplitude voltage of input signals and the PSE of torque. . . . .	95
5.10	Typical example of vibration stimulation (Stimulation time: 120 ms, Direction: Forward, Finger: Index finger). . . . .	96
5.11	The correct answer rate for each stimulation time in each direction.: (a) Forward, (b) Backward, (c) Clockwise, and (d) Counter clockwise (*: $p < 0.05$ , **: $p < 0.01$ ). . . . .	98
5.12	The subjective point of the sensitivity of the perceived force in each direction.: (a) Forward, (b) Backward, (c) Clockwise, and (d) Counter clockwise. . . . .	101
5.13	Result of questionnaire. . . . .	102
5.14	The upper limb guidance system. (a) Overview, (b) Enlarged view of the 2ch device. . . . .	104
5.15	The route navigation system's map. . . . .	105
5.16	The routes that used in experiment. . . . .	107
5.17	Typical examples of the device's trajectory. . . . .	108
5.18	Average successful rate of guiding the routes (n.s.: not significant). . . . .	109
5.19	Average task completion time (*: $p < 0.05$ ). . . . .	109
5.20	Average time of rotations (*: $p < 0.05$ , **: $p < 0.01$ ). . . . .	110
5.21	Example of the rotation (target angle : $\theta_P = -45 \text{ deg}$ ). . . . .	111
5.22	3 ch device. (a) Overview. (b) Top view. . . . .	112

# 表 目 次

2.1	Comparison of common vibrotactile actuator types. . . . .	13
2.2	The power-to-weight ratio of non-grounded haptics interfaces. . . . .	16
2.3	Previous study of pulling illusion. . . . .	17
3.1	Comparison of answer rate and chance level for each input signal (**: $p < 0.01$ ). . . . .	27
3.2	Effective values of vibrations in each polarity of force (unit:N). . . . .	32
3.3	The correct answer rate in six directions (unit:%). . . . .	39
3.4	Coefficient for each amplitude voltage. . . . .	47
3.5	Spec of pulling illusion in this study. . . . .	48
4.1	R-squared value between target data and measured data. . . . .	58
4.2	R-squared value between target data and measured data in each asymmetric vibration stimulus and participant. . . . .	63
4.3	Comparison of correct answer rate and chance level for each condition (*: $p < 0.05$ , **: $p < 0.01$ ). . . . .	65
4.4	Comparison of correct answer rate and chance level for each condition (*: $p < 0.05$ , **: $p < 0.01$ ). . . . .	68
4.5	The identified parameters and spec in each vibrator. . . . .	69
5.1	Force vectors on index finger and thumb of right hand, and the direction of perceived force. . . . .	84
5.2	Effective values of vibrations in each polarity of force (unit:N). . . . .	86
5.3	The correct answer rate of each set (unit:%). . . . .	90
5.4	Coefficient for each direction. . . . .	101
5.5	Question of the questionnaire. . . . .	102

# 第1章 序論

## 1.1 本研究の背景

### ハプティックインタフェース

近年、モバイル機器が普及する現代において、視覚・聴覚に対する情報提示に続く方法として、五感の一つである触覚に情報を提示する方法が注目されている。その代表例としては、メールの受信などの情報を振動によって記号的に提示する方法が挙げられる。また、近年では比較的安価のヘッドマウントディスプレイ (HMD) が普及しており、一般家庭でもバーチャルリアリティ (VR) 体験が容易になった。VR 環境とのインタラクションを高めるためにバーチャルな物体に触れた際のテクスチャ [1,2] や形状 [3,4] などの情報を写実的に提示する手法が提案されている。これらの触覚に情報を提示する技術はハプティックインタフェースと呼ばれる。触覚は非言語であり、直感的に情報を取得できることから情報提示のための感覚器として極めて有用であると考えられる。そのため、触覚への情報提示技術は今後より一層需要が高まってくると予想される。しかしながら、多くのハプティックインタフェースが研究開発段階で留まっている。触覚は生理学的には体性感覚に分類され、受容器が全身に分布しており、身体と外界のインタラクションによって生じる機械刺激で感覚が生起する [5]。この機械刺激は皮膚に伝わる微弱な振動から硬い物体に触れた際等に伝わる大きな力まで非常に幅が広い。これらの機械刺激全てに対応したハードウェアを構成することは難しく、現状では様々な方式が提案されながら模索的にハプティックインタフェースの構成方法が検討されてきた。

一方、このような背景の中、一般普及が加速しているハプティックインタフェースの方式として、直動型の振動子を使用した方式が挙げられる。この方式では vibrotactile と呼ばれる振動によって生じる触覚を振動子を用いて再現するものであり、振動パターンを変化させることで多様な触覚情報を生成することができる。また、振動子は非常に小型であるため、様々な機器に内蔵することが可能で、近年では家庭用ゲーム機のコントローラ [6] や民生品の HMD のコントローラ [7] に搭載されている。そのため、vibrotactile を提示するという面で限定すれば、ハプティックインタフェースとしてのハードウェア基盤が整いつつある。よって、振動子は触覚に対する情報提示を

支えるアクチュエータになると予想される。

### 本論文での触覚の定義

ここまで、五感の一つである広義の触覚という語句を使用したが、触覚は日常生活や学問など文脈によってその呼ばれ方が異なってくる。そこで、本題に移る前にここで本論文での語句を定義する。

広義の触覚は生理学的には体性感覚に分類され、受容器が全身に分布する特徴を持つ [5]。体性感覚とは、人が持つ全ての感覚から視覚，聴覚，味覚，嗅覚，前庭感覚，内臓感覚を取り除いた感覚のことを指す [8]。また，受容器が分布する位置によって二種類に分類される。皮膚や皮下組織に表在する受容器や自由神経終末の応答によって生じる感覚として皮膚感覚が存在する。主に皮膚表面で生じる刺激を担当する感覚器である。それに対して，筋肉・腱・関節などの身体の深部に受容器が存在することから深部感覚と呼ばれる感覚がある。深部感覚は身体に加わる力などに反応するが，さらに自分自身の身体の状態を取得することから自己受容感覚とも呼ばれる。

本論文では，皮膚変形や皮膚に伝搬する振動など皮膚感覚に由来する感覚を狭義の「触覚」と呼ぶ。本論文ではこれまで触覚という語句は体性感覚全体を意味する広義の触覚を指したが，これ以降，特に断りがなければ触覚は皮膚感覚に由来する狭義の触覚を指す。また，日常生活において手で物体に触れるという行為 (Active touch) では，皮膚感覚だけではなく身体を動かすことから深部感覚も重要な働きを持つ。本論文では，このように自身の能動的動作によって生じる皮膚感覚と深部感覚の複合的な感覚に加えて身体に加わる力を知覚する感覚を「力覚」と呼ぶ。また，触覚と力覚を含めた感覚を触力覚 (Haptics) と呼び，本論文でのハプティックインタフェースという語句は触覚と力覚のいずれかまたは両方に情報を提示するものを指す。

### 牽引力錯覚を利用した力覚提示

一般的に振動子を用いて提示できる感覚は触覚である。力覚を提示する場合は，装置の一部を外部環境に固定した状態で，作用反作用の法則に従い，装置とユーザの操作部との間で反力を発生させる方法が用いられる。従来之力覚提示装置 [3,4] ではこのように装置を固定させる必要があり，使用環境の制限を受けるため，近年普及するモバイル機器への応用が困難とされていた。この課題に対して，特殊な振動刺激を用いて力覚が生じているように錯覚させる手法が提案されている。

刺激の物理量と人が感じる知覚量は非線形の関係であることが知られており，強い刺激はより強く，弱い刺激はより弱く知覚する傾向がある。この特性に着目した雨宮らは，瞬間的に強い加速度と逆方向に長時間の弱い加速度が繰り返される非対称振

動をユーザの指腹部に提示し、弱い加速度を不鮮明に知覚させることで振動を一方方向に牽引されるような力として錯覚させる手法を提案した [9,10]. 振動は加速度を1周期分積分すると0になり、ある特定の方向には力が働かない. しかし、人は知覚の非線形性によって非対称振動を牽引されるような力として錯覚する. この錯覚は現象を発見した雨宮らによって「牽引力錯覚」と名付けられた [9,10]. Fig.1.1 に牽引力錯覚のイメージ図を示す. 従来の力覚提示手法 [3,4] では使用環境の制限が課題であったが、錯覚現象を用いることで物理的な制約から解放され、空中(非接地)で連続的な力を提示することができる. また、牽引力錯覚は振動子を用いて誘発できることが報告されており [11-13], 振動子の表現力を高めることができる手法としても期待されている. 牽引力錯覚の具体的な応用例としては、バーチャルな物体に触れた際の感覚を提示する力覚フィードバック [14,15] や歩行時における経路誘導 [16-18] が挙げられ、その用途は非常に幅広い. さらに、指先でつまめるサイズの振動子 (Fig.1.1) で牽引力錯覚を誘発することができるため使用環境の制約も小さい. 特に昨今のVRブームにより、HMDやモーショントラッカが低価格で入手できるようになり、狭い空間から比較的広い空間でのVRコンテンツの体験へと変化したため、使用環境の制約が小さい力覚提示が求められるようになってきた. このような環境においても、牽引力錯覚を利用することができる. 以上の通り、モバイル機器やHMDが普及する現代において、牽引力錯覚は有用性が高い力覚提示手法になると予想される.

しかしながら、有用性が高いとされている牽引力錯覚だが、ハプティックインタフェースとして利用する上で考慮すべき必要要件は明らかにされていない. 特に振動子を利用して牽引力錯覚を誘発した先行研究 [11-13] では錯覚が生起する条件を模索しており、具体的に提示すべき非対称振動波形やその提示方法までは明らかにされていない. また、ハプティックインタフェースとして利用するには錯覚される牽引力を制御する必要があるが、それに関する方法も明らかにされていない. 牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースを構成するには、錯覚が生起する条件や錯覚される牽引力を制御する方法など基礎的な方法論を明らかにする必要がある.



Fig. 1.1 Image of a pulling illusion by asymmetric vibrations.

## 1.2 本研究の目的

本研究では、牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースを構成するための必要要件を明らかにすることを目的とする。ここで示す必要要件は、牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースを構成する際のハードウェアとソフトウェアの設計指針になると考えられる。本研究の位置付けは、牽引力錯覚に対して、錯覚が生起する条件や錯覚される牽引力を制御するための必要要件を明らかにする基礎的な研究として位置付ける。

## 1.3 牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースを構成するための必要要件の整理

本節では、牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースを構成する上で、現状で考えられる必要要件を明らかにし、それらにおける課題を整理する。牽引力錯覚をハプティックインタフェースとして利用するには、まず牽引力錯覚を生起させる必要がある。そして、単に錯覚を生起させるだけでは不十分で、錯覚される牽引力の方向や強度を任意に制御することではじめてハプティックインタフェースとして利用できる。よって、「牽引力錯覚を生起させるための必要要件」と「錯覚される牽引力を制御するための必要要件」を明らかにする必要があると考えられる。以下にその詳細を述べる。

現状で考えられる牽引力錯覚を生起させるための必要要件を述べる。牽引力錯覚を生起させるためには非対称振動を生成し、それを提示する一連の過程がある。それぞれの過程において、牽引力錯覚の生起の有無に関わる条件があると考えられる。非対称振動を生成する過程においては、非対称振動波形のパラメータによって錯覚の生起の有無は大きく変わると考えられる。しかしながら、非対称振動波形を設計する際に考慮すべき波形の形状や振動周波数などのパラメータは明らかにされていない。特に振動子を利用して牽引力錯覚を生起させた先行研究 [11–13] では振動子に入力する信号は操作しているが、出力される振動の物理量(加速度, 力など)までは厳密に制御されていない。振動子の特性をブラックボックスとして扱い、固有の振動子ごとに錯覚が顕著に現れる入力信号を実験的に選択していたため、提示すべき具体的な非対称振動波形は明らかにされていない。よって、非対称振動波形を設計する上での必要要件を明らかにする必要がある。

非対称振動を提示する過程においても、牽引力錯覚の生起の有無に関わる条件があると考えられる。先行研究では振動子を把持し、指腹に非対称振動を提示する方法が用いられていた [11–13]。よって、指腹と振動子(または非対称振動を発生する装置)



の接触が必要で、接触方法(指腹に加わる振動の方向・接触面積)に応じても錯覚生起の有無または錯覚される牽引力の明瞭度に影響があると考えられる。しかし、それらに関する知見は明らかにされていない。また、非対称振動を提示する時間に応じてもそれらに影響があると考えられる。仮に錯覚が生起しても振動刺激への順応 [19] が生起する可能性も考えられ、順応を考慮した牽引力錯覚が生起する条件を明らかにする必要がある。さらに、先行研究 [9,10] では刺激時間を一定にしていたため、時間に対する牽引力錯覚の特性は不明である。以上の通り、非対称振動を提示することで牽引力錯覚が生起することは明らかにされているが、その過程において錯覚生起の有無に関わる条件があり、それらに対する基礎的な知見を得られていないと考えられる。

次に、現状で考えられる錯覚される牽引力を制御するための必要要件を述べる。牽引力錯覚を力覚フィードバックに応用する場合、ユーザの操作量に応じた牽引力の強度の制御が求められ [20]、その強度のオーダーを示すことで適応できる応用先が明らかになる。また、ハプティックインタフェースとしての応用先を広げるには多方向に対しての力覚提示が求められる。先行研究では牽引力のベクトルの組み合わせで、並進2自由度の力覚提示が実現されている [16,17]。さらに、牽引力錯覚では通常は1自由度の並進力(牽引力)が錯覚されるが、先行研究において牽引力錯覚と同様の原理で回転力提示が実現された [18,21]。これらの手法は歩行時の経路誘導に応用されている [16–18]。よって、提示できる力の多方向化が実現できればハプティックインタフェースとしての応用先が広がる可能性がある。先行研究では並進力提示と回転力提示はそれぞれ専用のデバイスを使用しており、単一のデバイスで並進力と回転力の両方を提示できた例は報告されていない。よって、錯覚される並進力(牽引力)や回転力の方向や強度を任意に制御するための必要要件を明らかにする必要がある。

## 1.4 本論文の構成

本論文は全6章で構成されている。

第2章では関連研究として、従来のハプティックインタフェース、錯覚を利用した力覚提示、牽引力錯覚の研究動向について紹介し、それらが持つ課題を整理する。

第3章から第5章までは、1.3節で挙げた牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースを構成する上で現状考えられる必要要件に対して、次の3つの方法でアプローチし、具体的なパラメータを明らかにする。

1. 基本的な知覚特性の評価 (第3章)
2. 非対称振動の物理量に対応した知覚特性の評価 (第4章)
3. 並進力・回転力提示手法の検討 (第5章)

第3章では、第一段階として、牽引力錯覚の基本的な知覚特性を明らかにする。基本的な知覚特性を明らかにする方法として、振動子に入力する信号を操作した際の牽引力錯覚への影響を明らかにする。ここでは、入力信号を操作したことで生じる錯覚される牽引力の変化を明らかにすることで錯覚される牽引力を制御するための基本的な方法を示す。また、非対称振動の提示方法の検討や刺激時間に対する特性を明らかにし、牽引力錯覚が生起する基本的な条件を示す。

第4章では、非対称振動の加速度を制御した環境下で心理物理実験を行う。非対称振動のパラメータに対応した牽引力錯覚の特性の関係を明らかにすることで、牽引力錯覚を生起させるための非対称振動波形を設計する際の必要要件を示す。

第5章では、単一デバイスによる並進力・回転力提示手法の基本原則を提案し、錯覚される並進力と回転力の方向と強度を任意に制御するための方法を示す。さらに、端的な応用例として技能伝達のための動作教示を挙げ、本手法の有用性を検証する。

第6章では第3章から5章で得られた知見をもとに牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースを構成するための必要要件を体系化し、本論文の結論を述べる。

## 第2章 ハプティックインタフェースの研究動向

本章ではこれまで提案されたハプティックインタフェースについて力覚に情報を提示するもの (Force feedback) と触覚に情報を提示するもの (Tactile feedback) に分類して紹介し、さらに、牽引力錯覚を含めた錯覚を利用した力覚提示手法について述べる。そして、これらをまとめ、現状のハプティックインタフェースの動向と課題について議論する。

### 2.1 力覚提示

#### 2.1.1 力覚提示の基本原則

人が日常生活において物体に触れる場合、指などで物体を押すことで物体から反力が返ってくる。人は身体に加わる反力を知覚することで物の形状や硬さなどの情報を取得する。力覚提示ではこの身体に加わる反力を再現することが基本的な原理である

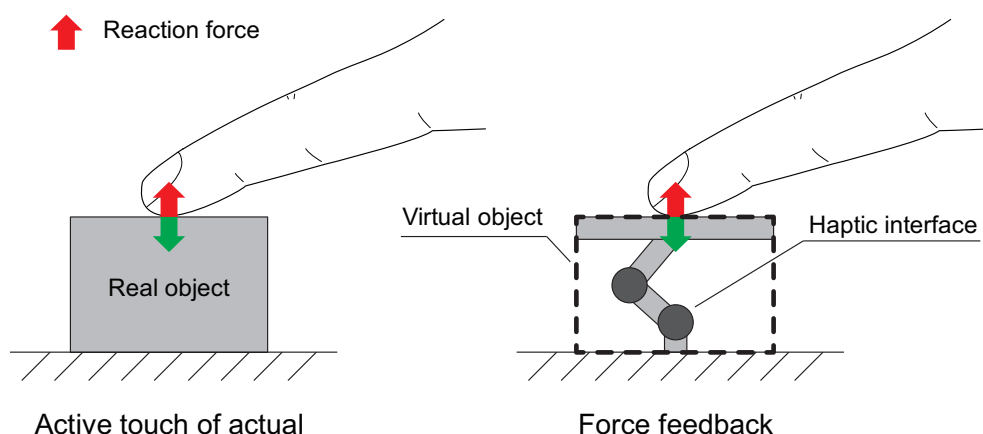


Fig. 2.1 Concept model of force feedback.

(Fig.2.1). また力覚提示において重要なことはユーザの操作量に応じて反力が変わる点である。そのため、力覚提示ではユーザの入力(力, 位置)をセンサによって取得し、物理モデルに基づいて反力を計算し、アクチュエータによって計算された反力をユーザに提示するという一連のフィードバックループが構成される [20]。これまで、力覚提示の分野では反力の生成の方法が議論されてきた。次に反力の生成方式を「接地型」と「非接地型」に分類して紹介する。

### 2.1.2 接地型力覚提示

接地型力覚提示では装置の一部を外部環境に固定した状態で、作用反作用の法則に従い、装置とユーザの操作部との間で反力を発生させる方式である。反力の生成方法は様々で、接地されたマニピュレータを利用する方式 [3,4], ワイヤの張力を利用する方式 [22] が提案されている。これらは装置の設計次第で強い反力を高い自由度で力覚を提示することができる。接地型力覚提示は主に VR 環境とのインタラクションを目的に開発されているものが多いが、技能伝達のための動作教示 [23–25] や手術シミュレータ [26,27] などにも利用されている。一方で、装置を固定させる必要があるため使用環境が制限される課題がある。また、力覚提示の基本原理は変わらないものの、身体動作の複雑さから様々な方式の装置が提案されており、ハードウェア構成については模索状態である。

### 2.1.3 非接地型力覚提示

本論文では、装置をユーザの身体に装着することで接地するものを含めて外部環境に接地点がないものを「非接地型」と呼ぶ。非接地型力覚提示では装置を外部環境に固定させる制約がないため、大規模空間やユーザが自由に移動する環境で使用することができる。特に昨今の VR ブームにより、HMD やモーショントラッカが低価格で入手できるようになり、狭い空間から比較的広い空間で VR コンテンツを体験するようになってきた。それに伴い、使用環境の制約が小さい非接地型力覚提示が積極的に用いられるようになったため、現在社会的ニーズが高まっている方式であると言える。非接地型は接地型と同様に VR 環境とのインタラクション [28–30] で使用されると共に、使用環境の制約が小さいという特徴を持ち、力ベクトルで方向を直感的に指示できるため、歩行時における経路誘導でも使用される [31,32]。そのため、非接地型力覚提示はモバイル・ウェアラブル機器における新たな情報提示手法としても期待されている。現在主流になっている非接地型力覚提示の方式は次の3種類に分類することができる (Fig.2.2)。

1. ユーザの身体に接地点を設ける方式 (方式 1)
2. 空中で何らかの物理量を発生させる方式 (方式 2)
3. 力を錯覚させる方式 (方式 3)

方式 1 では、基本原理は接地型と同じで、反力生成に外部環境との作用反作用を利用してユーザーの身体の中だけで完結させるものである。例えば、装置を装着することで接地点を設けて、操作点との間で反力を生成する [31,33,34]。また、近年では VR コンテンツを体験する際にコントローラを把持する行為に着目し、コントローラを把持した際に接触する掌を接地点とし、拇指(または他の指)との間で反力を発生させる方式が提案されている [28–30]。一方で、装着の手間や装置の重量の増大が課題として挙げられる。

方式 2 では、把持した装置内部で何らかの物理量を変化させ、力覚を提示する。その代表例がジャイロ効果を用いた方式である [35–37]。ジャイロ効果とは回転運動する円盤に外部から回転軸とは異なる軸回りで角速度を与え、その 2 軸に直交した方向にモーメントが発生する現象である。ジャイロ効果を用いることで接地点を設ける必要がなくなり、装置内部だけで反力を生成できる。また Walker et al. は 2 つのフライホイールを用いてそれぞれから発生するモーメントを打ち消すことで単一軸での回転力生成も実現している [37]。ジャイロ効果に近い方式として、仲田らの角運動量の変化を用いた方式 [38] が挙げられる。この方式ではリアクションホイールの原理でモーメントを発生させ、反力を生成する。一方でジャイロ効果を用いた方式 [35–37] と角運動量の変化を用いた方式 [38] は生成できる反力は回転方向のみの力で並進方向に対する反力の生成は原理的に難しい。また、長時間連続した反力生成も困難である。Heo et al. はプロペラが回転する際に生じる推力を利用した並進 3 自由度の力覚提示

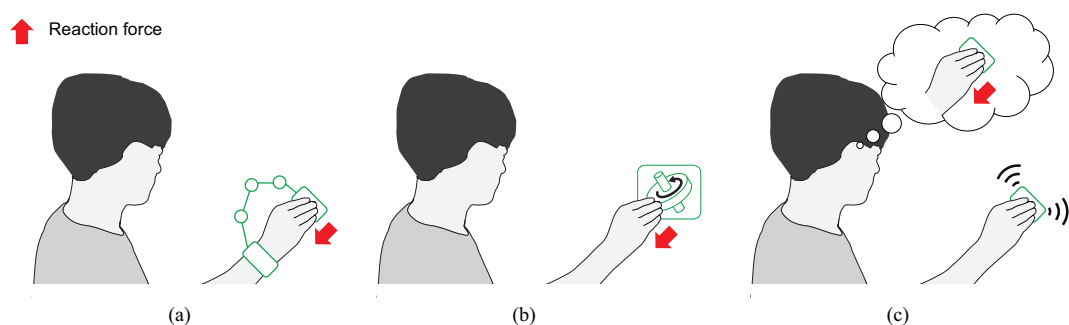


Fig. 2.2 Basic principle of non-grounded force feedback. (a) Method 1: A method of providing a ground point on the user's body. (b) Method 2: A method of changing physical quantity. (c) Method 3: A method using sensory illusion.

手法を提案した [39]. 一方でプロペラが加速する時間を要するため, 駆動命令から所望の反力の強度に達するまで 300 ms 程度の遅延が生じ, 応答性能は高いとは言い難い. 以上のように方式2では様々な物理量を制御し, 力覚提示を試みているが課題が多くあり, 有用な方法論が見出せていない.

方式3については, 前述の物理的な力を用いた2種類の方式とは異なり, 人の錯覚現象を積極的に用いた方式である. 牽引力錯覚を利用した力覚提示はこの方式に分類される. 詳細については, 2.3 節で説明する.

## 2.2 触覚提示

### 2.2.1 触覚の生理学的知見と触覚提示の概要

本節では触覚提示について説明する. 人は皮膚に機械的な刺激が加わった際の歪を機械受容器と呼ばれる受容器によって検出し, 神経発火が起き, 中枢に伝達することで触覚情報を取得することができる. 触覚提示の基本原理は人と外界(物体)の境界面で生じる機械的な現象をアクチュエータ等を用いて再現するものである.

機械受容器はメルケル細胞(SA I), ルフィニ終末(SA II), マイスナー小体(FA I), パチニ小体(FA II)の4種類あり [40], これらは有髄の神経線維である A  $\beta$  繊維によって中枢系に伝達される (Fig.2.3). 4種類の機械受容器は SA(Slow adapting) 型と FA(Fast

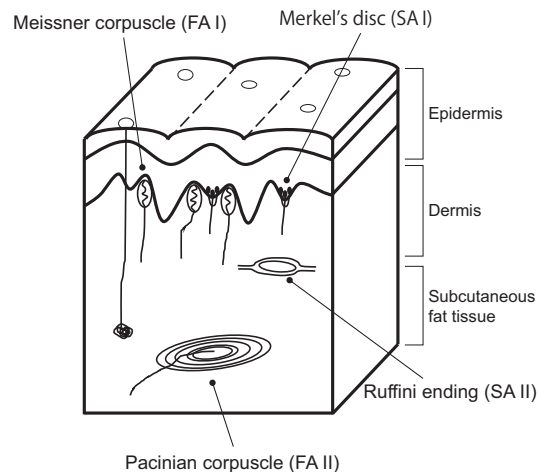


Fig. 2.3 Tissue and mechanoreceptors of glabrous skin.

adapting) 型に分類され [41], 刺激の時間的変化量, つまり刺激の時間周波数に対応し, SA 型は遅い刺激 (低周波), FA 型が早い刺激 (高周波) を担当する [42]. SA, FA の後の I と II は受容器のある位置の深さを表し, 深さに応じて受容野 (各受容器が反応できる範囲) の広さが変わる. I 型の受容野は直径数 mm 程度で狭く, 受容野の境界面は鮮明である [41]. それに対して II 型の受容野は広く, 境界面は不鮮明である. なお, 触覚の受容器には機械受容器以外にも自由神経終末 [43] があり, 痛みや冷覚を取得する A  $\delta$  繊維や遅い痛みや温冷覚, 人々の触れ合い等 [44] に寄与する C 繊維が挙げられるが, 本論文では扱わないため割愛する.

一般的に触覚提示装置は機械受容器の時間や空間の特性に基づいて設計されている. 空間特性に基づく方法として, Asamura et al. の皮膚の歪みの深さの制御によって I 型, II 型を選択的に刺激する手法が挙げられる [45]. この手法では 4 つの磁石をコイルによって振動させ, 隣り合う磁石間で振動を同相・逆相にすることで皮膚変形の深さを制御する. これにより, I 型と II 型を選択的に刺激する. また触覚の空間的な解像度に基づいて設計された触覚提示装置もあり, その代表例がピンアレイを用いた方式 [46,47] である.

時間特性に基づく方法としては皮膚変形の時間的変化を制御する手法が挙げられる. 皮膚変形の時間的変化は低周波成分と高周波成分に分類することができ, それぞれで刺激の生成方法が異なっている. 低周波の刺激の生成方法は, 接地型力覚提示または非接地型力覚提示の方式 1 と同様に作用反作用の法則に従って皮膚に応力を加えることで皮膚への圧刺激 [48] や剪断変形 [49] を引き起こし, 触覚を提示する. 高周波の刺激の生成方法は, 振動アクチュエータ等を用いて皮膚を振動させ, 触覚を提示する. 1.1 節でも述べたが振動によって生じる触覚は vibrotactile と呼ばれ, 近年では高性能な振動アクチュエータが入手しやすくなったことから vibrotactile に関する研究が盛んである. 詳細については以下で説明する.

### 2.2.2 触覚提示のための振動アクチュエータ

皮膚に加わる振動を再現するための振動アクチュエータとして, 偏心モータ (以下, ERM(Eccentric rotating mass)), ボイスコイル型振動子, リニア共振アクチュエータ (以下, LRA(Linear resonant actuators)), 圧電素子が主に使用される (Fig.2.4). 本節ではまずこれらのアクチュエータの原理を説明する.

ERM は DC モータのシャフトに重心が偏った錘が取り付けられたアクチュエータである (Fig.2.4(a)). モータが回転することで周期的に重心が変化し, 振動を発生させる. 直流の電圧を印可するだけで振動を発生することができ, また非常に安価で高出力であるため, 古くから携帯端末やゲーム機のコントローラに内蔵されてきた. その

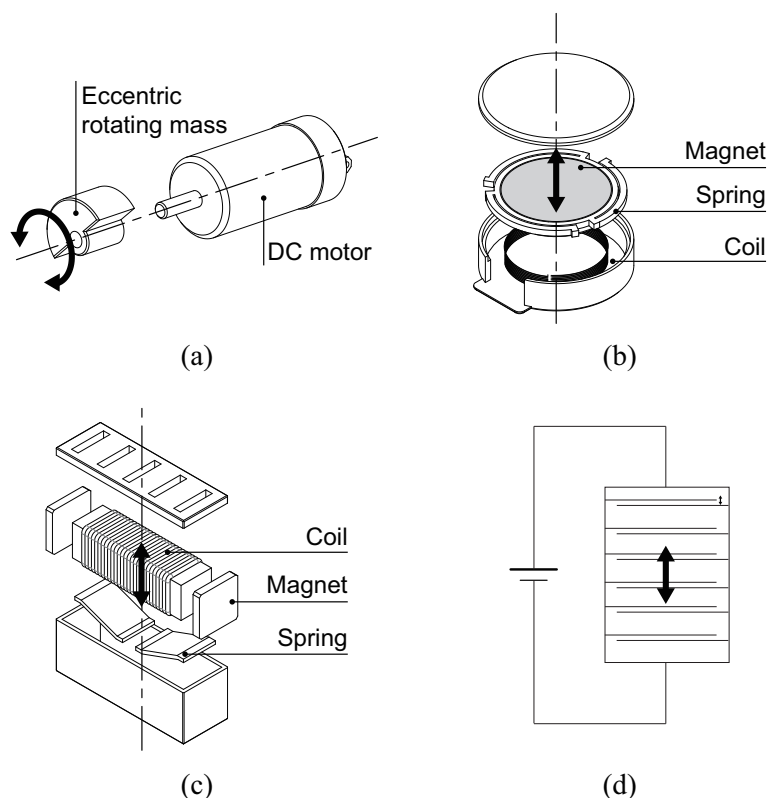


Fig. 2.4 Actuators for vibrotactile feedback. (a) ERM. (b) Voice-coil type vibrator. (c) LRA. (d) Piezoelectric actuator.

ため、最も普及している振動アクチュエータであると推察できる。しかし、モータの回転数に応じて振動周波数と振動強度が変化するため、周波数と強度の独立した制御はできず、生成できるのは単純な正弦波振動のみである。また、モータの加速に時間を要するため、駆動開始から定常状態になるまで遅延が生じ、時間応答性能は高くない。

ボイスコイル型振動子はコイルと永久磁石とバネで構成された直動型アクチュエータである (Fig.2.4(b))。コイルに電流を流すことでローレンツ力が発生し、バネで固定された永久磁石が移動する。コイルに周期信号を入力することでそれに合わせて永久磁石も周期的に移動し、振動を発生させる。ボイスコイル型振動子は線形システムで表すことができ [50]、正弦波信号を入力した場合、その周波数の正弦波振動を生成できる。バネの共振周波数を考慮して入力信号を設計すれば、入力信号と同じ形の振動を生成することができる。また、周波数と強度を独立に制御することもでき、高い表現力を持つことから数多くの触覚研究で使用されてきた。音響スピーカも同様の原理



となっており、ボイスコイル型振動子は音響信号で振動を制御することができる。

LRA はボイスコイルと同様にコイル・磁石・バネで構成される直動型アクチュエータである [51](Fig.2.4(c)). コイルに電流を流すとバネで支えられたコイルが移動し、電流を停止するとコイルが元の位置に戻ろうとするが、バネの共振によって自由振動をする。このバネの共振現象を積極的に利用することで小型かつ省エネルギーで高出力の振動を生成する。駆動信号には矩形波(デジタル信号)が用いられることが多く、共振周波数と同じ周波数の信号を入力することで高出力を確保できる。また、ハードウェア構成はほぼボイスコイル型振動子と同じであるため、ボイスコイル型振動子と同様に音響信号(アナログ信号)でも振動を制御することができる [52].

圧電素子は PZT などの電圧をかけることで変形する素材を利用したアクチュエータである (Fig.2.4(d)). 変形量は非常に小さいため、素子を積層する方法が用いられる。非常に薄い素子でありながら、高周波でも比較的高出力であり、ボイスコイル型振動子と同様に出力される柔軟に制御できる。一方で駆動には 100V 程度の高電圧が必要とされる。

以上、4種類の振動アクチュエータについて特徴をまとめたものを Table 2.1 に示す。なお、各項目については Choi et al. [53] を参考にした。

### 2.2.3 振動アクチュエータを用いた触覚研究の動向

振動アクチュエータを用いた触覚研究の動向について説明する。Fig.2.5 はハプティクスを専門とする学術雑誌である IEEE Transactions on Haptics 誌に 2008~2017 年の間に掲載された論文(合計 387 本)のうち心理物理実験やハプティックインタフェースの開発等で振動アクチュエータを使用した論文の数を表す。最も多く使用された振動アクチュエータはボイスコイル型振動子で次は ERM であった。ボイスコイル型振動子が多く使用される理由としては、リアルな触覚提示が可能なことと入手が容易で

Table 2.1 Comparison of common vibrotactile actuator types.

Actuator	Availability	Mechanical simplicity	Electrical simplicity	Expressiveness
ERM	High	High	High	Low
Voice-coil type vibrator	Medium	High	Medium	High
LRA	Medium	High	Medium	High
Piezoelectric actuator	Low	Medium	Low	High

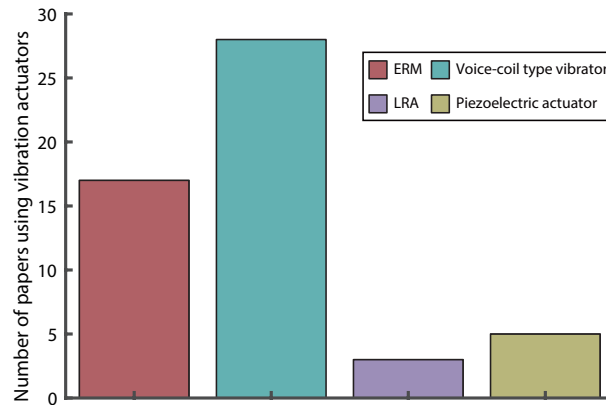


Fig. 2.5 Number of papers using vibration actuators out of the articles published in IEEE Transactions on Haptics.

あることが挙げられる。Yao et al. は筒の中で物体が転がる際の振動加速度を記録し、それをボイスコイル型振動子で再生することであたかも筒のなかで物体が転がるような感覚を提示できることを報告した [54]。Romano et al. はあらかじめ記録したテクスチャの加速度データをもとに、タブレット上のユーザの操作に合わせて触覚情報をリアルタイムにレンダリングし、ボイスコイル型振動子で再生する手法を提案した [55]。このようにボイスコイル型振動子はマイクロフォンで録音した音源を音響スピーカで再生するかのうのように使用でき、リアルな触覚情報の生成が容易である。触覚提示向けのボイスコイル型振動子を開発した Yao et al. は [56]、その後 Tactile Labs Inc. [57] を設立し、触覚提示の社会実装のための基盤を構築した。同社から発売される Haptuator シリーズ [57] は高性能であり、入手が非常に容易である。このような背景があったため、多くの研究でボイスコイル型振動子が使用されたと考えられる。

ERM は表現力に欠けるものの、機械的・電氣的に扱いやすいことから多チャンネルで使用されることが多い。例えば、Hogema et al. は自動車の運転時の方向指示を目的に座面に ERM をアレイ状に配置した装置を開発した [58]。座面上の振動させる部位の違いによって運転手に対して進行すべき方向を指示した。Flores et al. は視覚障害者向けの歩行経路誘導手法として、ベルト型デバイスに ERM をアレイ状に配置し、進行方向の位置にある ERM を振動させることで方向を指示した [59]。ERM はボイスコイル型振動子のようにリアルな触覚情報は提示できないが、視聴覚の代わりに触覚に対して記号的に情報を提示する場合には十分に利用できる。一方で多様な情報を提示する場合には不向きである。

圧電素子はボイスコイル型振動子や ERM に比べて使用頻度はそれほど高くない。薄い形状で高周波において高出力である特徴を持つため、高周波振動の生成 [60] や

タッチパネル上での触覚提示 [61] に使用される傾向がある。

最も少なかったのが LRA である。学術面での使用頻度は少なかったが、一方で産業面では非常に多く使用されている。Alps Electric Co., Ltd. から Haptic Reactor と命名された LRA が発売されており [62]、家庭用ゲーム機や市販の HMD で使用されている。公表はされていないが、Nintendo Co., Ltd. から発売される Nintendo Switch のコントローラ [6] や HTC Co. から発売させる HTC Vive のコントローラ [7] に Alps Electric Co. 製の Haptic Reactor と思われる振動アクチュエータが搭載されている。以上のことより、LRA は一般普及が加速している振動アクチュエータであると言える。また、仲谷らはマイクロフォンで取得した音響信号を LRA に入力することでリアルな触覚情報を生成することに成功している [52]。前述した LRA を利用した製品では仲谷らの手法と同様にボイスコイル型振動子的な使用がされており、多様な触覚情報を生成している。そのため、LRA はボイスコイル型振動子と同様のアクチュエータに分類することができ、ボイスコイル型振動子及び LRA(以下、これらの振動アクチュエータを総称し、振動子と呼ぶ) は触覚提示における学術面と産業面の両方を支える振動アクチュエータであると考えられる。

## 2.3 錯覚を利用した力覚提示

本節では 2.1.3 節で説明した非接地型力覚提示のうち、方式 3 について説明する。牽引力錯覚を利用した力覚提示もこの方式に分類されるが詳細は 2.4 節で説明する。2.1.3 節でも述べたが、非接地型力覚提示のニーズが高まっているが、物理的な力を利用する方式では様々な技術的な課題がある。そこで、近年では錯覚現象を利用して力覚を提示する手法が提案されている。

稲葉らは空中での VR 環境とのインタラクションにおいて、深部感覚を刺激せずに指腹への圧刺激のみで疑似的な力覚を提示することに成功している [65]。また、南澤らは指腹の剪断変形のみで重力の弁別が可能であることを示している [66]。滑りや荷重の急激な変化などでは深部感覚より皮膚感覚が優先的に反応することが知られており [67]、これらの疑似的な力覚はこの知見に基づいて生起していると考えられる。稲葉ら [65]、南澤ら [66] の装置は指先に装着できるサイズであった。Table 2.2 に非接地型力覚提示の各方式ごとの出力重量比(装置から提示される力を重量で割った値)を示す。ここでは、並進力提示を例に挙げる。錯覚を利用した力覚提示(方式 3)は他の 2 方式に比べて出力重量比が高いことが確認された。これは、錯覚現象を利用することで物理現象を忠実に再現する必要がなくなり、軽量の装置にも関わらず、強い力覚を提示できることを示唆する。よって、錯覚現象を利用することでハードウェアを簡素にできる。

Table 2.2 The power-to-weight ratio of non-grounded haptics interfaces.

Method	Basic principle	Author(s)	Weight of device [kg]	Output force [kgf]	Power-to-weight ratio [kgf/kg]
Method 1	Grounded wire	Hirose et al. [33]	2.40	1.60	0.67
	Grounded manipulator	Iwata et al. [34]	0.50	0.20	0.40
Method 2	Propeller-induced propulsive force	Heo et al. [39]	0.69	0.41	0.59
Method 3	Pseudo-haptics using deformation of finger pads	Inaba et al. [65]	0.018	0.235	13.03
		Minamizawa et al. [66]	0.030	0.326	10.88
	Pulling illusion	Rekimoto [11]	0.005	0.029	5.58

錯覚現象とは少し異なるが疑似的な力覚が生起する現象としてハンガー反射が報告されている [68]. ハンガー反射は頭部に針金ハンガーを装着した際、外部から力を加えられたように不随意に頭部が回転する現象である。ハンガー反射はハンガーを装着した際に生じる皮膚の剪断変形の方に頭部が回転することが確認されており、また皮膚変形が生じている部位に振動刺激を重畳することで生起する力覚が増強することが報告されている [69]. 頭部以外にも腰部・手首・足首でも生じることが報告されている [70]. 不随意で運動が生じるため、情報の解釈を必要としない歩行時の経路誘導に応用される [71].

振動刺激によって力覚を錯覚させる手法も提案されており、その代表例として運動錯覚を用いた手法がある。運動錯覚とは、Goodwin et al. によって報告された錯覚現象であり、腱に対して皮膚上から振動刺激を与えることであたかも刺激部位が運動したかのように感じる現象である [72]. 運動錯覚は筋肉の伸張・収縮する際に反応する筋紡錘が振動刺激によって発火することで生じるとされており [73], 運動錯覚中は実際の運動時と同様の脳活動をすることが報告されている [74]. 以上の生理学的知見に基づき、近年では運動錯覚を感覚機能が低下した脳卒中患者に対してのリハビリテーション応用を目指した試みが行われている [75]. このように錯覚を用いることはハードウェアの技術的課題を解決するだけでなく、感覚機能が低下した人に対しても力覚提示ができるというメリットがある。

以上通り、錯覚現象を利用することでハードウェアの簡素化、不随意運動の誘発、感覚機能が低下した人に対しての力覚提示など物理的な力を用いた力覚提示では困難であることを可能にする。

## 2.4 牽引力錯覚

### 2.4.1 牽引力錯覚の先行事例

本節では牽引力錯覚の研究動向について説明する。牽引力錯覚の先行研究をまとめたものを Table 2.3 に示す。牽引力錯覚は 2006 年ごろより報告され始め、その当時は非対称振動を発生させるために独自に開発されたハードウェアが利用されていた。雨宮らはスライダクランク機構によって錘を可動させる装置によって非対称振動を生成した [9,10]。中村らは 2 つの ERM で構成されたデバイスを開発し、それぞれの振動の位相を制御することで牽引力錯覚を誘発できることを示した [76]。Tappeiner et al. は磁気浮揚型デバイスを用いて非対称振動を生成し、8 方位に対して牽引力を提示できることを示した [77]。その後も、様々な独自のハードウェアが提案され、牽引力錯覚を誘発できることが示されてきた [78–81]。本論文では、以上の牽引力錯覚を誘発するために独自のハードウェアを使用した方式を「独自ハードウェア利用型」と呼ぶ。独自ハードウェア利用型では主に振動刺激で牽引力を提示可能であることを示し、そ

Table 2.3 Previous study of pulling illusion.

Type	Author(s)	Year	Hardware	Size [mm]	Weight [g]	Frequency of asymmetric vibration
Proprietary hardware type	Amemiya et al. [9]	2006	Slider crank mechanism	200x70x50	250	5-40 Hz
	Nakamura et al. [76]	2006	Two ERMs	-	-	20 Hz (1200 rpm)
	Tappeiner et al. [77]	2009	Magnetic levitation device	-	-	2, 3, 6 Hz
	Nakamura et al. [78]	2009	Two ERMs	-	10	-
	Amemiya [79]	2009	Linkage-Cam mechanism	$\phi$ 120x36	430	5 Hz
	Niwa et al. [80]	2011	Four ERMs	20x25x42	30	10 Hz
	Shima et al. [81]	2012	Voice-coil motor	140x41.5x41.5	230	10 Hz
Commercial vibrator type	Rekimoto [11]	2013	LRA	35x5x7.5	5.2	125 Hz
	Amemiya et al. [12]	2014	Voice-coil type vibrator	$\phi$ 40x17	-	40, 125 Hz
	Culbertson et al. [13]	2016	Voice-coil type vibrator	-	-	40 Hz

れを実現するためのハードウェア設計論を示したことに貢献がある。一方でハードウェアを実装する難易度は高く、一部の技術を持つ人のみが牽引力錯覚を扱っていた。また、装置が比較的大型のものが多く、実用化に課題があった。

2013年にRekimotoは市販の小型振動子(Alps Electric Co., Ltd., Force Reactor)にデューティ比が異なる矩形信号を入力することで非対称振動を生成することができ、牽引力錯覚を誘発できることを発見した[11]。これまで牽引力錯覚を利用するには独自のハードウェアを開発する必要があったが、この研究によってハードウェア開発の敷居が下がり、ある程度の技術力を持つ人なら容易に牽引力錯覚を扱うことができるようになった。本論文ではこの方式を「市販振動子利用型」と呼ぶ。Rekimotoの報告以降は、振動子に入力する信号を操作した際の錯覚される牽引力への影響が研究されてきた。例えば、Amemiya et al.は2種類の振動子(Alps Electric Co., Ltd., Force Reactor, and Tactile Labs Inc., Haptuator)と入力信号の組み合わせによって錯覚される牽引力の明瞭度が変わることが示された[12]。Culbertson et al.は振動子(Tactile Labs Inc., Haptuator)に入力する信号から出力される非対称振動のシミュレーションをした[13]。市販振動子利用型では主にどのような信号を振動子に入力すれば良いかが議論された。

牽引力錯覚は非対称振動を発生させる装置(以下、振動ユニット)を把持することで生起する。振動ユニットから水平方向に振動する非対称振動を生成することで牽引力を提示できる。また、重力方向に非対称振動を提示した場合、把持物体の重力が増加して感じる[82]。このように、牽引力錯覚を利用することによって空中で手が引かれるような感覚や物体の重量が変化したような感覚を提示することができる。

### 2.4.2 多方向化

牽引力錯覚を応用し、多方向に対して力を提示する手法が提案されている。多方向化の手法として大きく分けて、力ベクトル合成方式、振動ユニット旋回方式、ERM位相制御方式の3種類に分類できる。

力ベクトル合成方式は多方向化の手法の中で最も使用されている方式である。振動ユニットを複数使用し、それぞれから提示される力ベクトルを合成することで多方向化を行う。2つの振動ユニットを直交させ、力ベクトル合成で合計8方位に牽引力を提示する[11, 79, 83, 84]。非常にシンプルなハードウェア構成で多方向化が実現できるが、一方でそれぞれの振動ユニットから生成される非対称振動を厳密に制御しなければ斜め方向(45 deg)の識別が困難である。

振動ユニット旋回方式は振動ユニットを旋回機構によって姿勢を変えることで任意の角度で牽引力を提示する方式である[85, 86]。角度分解能は力ベクトル合成方式

に比べて高く、Amemiya et al. が開発した装置は理論上 0.0044 deg の角度分解であった [86]。一方で旋回機構を有するため装置の大型になりやすい傾向があり、旋回動作に時間を要するため応答性能も高くないとされている。

ERM 位相制御方式では 2 つ ERM で構成された装置を使用し、それぞれの振動の位相を制御することで任意方向の並進力と ERM の回転軸回りの回転力を提示できる [76, 78, 80]。2 つの ERM で逆相・位相差任意の場合は並進力、同相・位相差 180 deg の場合は回転力の提示できる [78]。この方式では 1 つの振動ユニットで並進力と回転力を提示できる。なお、ここでの回転力提示の原理は非接地型力覚提示の方式 2 の中の角運動量の変化を利用した方式 [38] に近いものであり、錯覚によって回転力を提示しているわけではないと考えられる。ERM 位相制御方式は ERM の位相を制御するためのフィードバック系が必要になり、また ERM であるため振動の周波数と強度を独立して制御することは困難である。

多方向化とは異なるが牽引力錯覚と同様の原理で回転力の提示も実現されているためここで紹介する。並進力(牽引力)提示の場合は振動ユニットの錘を並進方向に非対称に振動させていたが、回転力提示の場合は回転方向に非対称に振動させることでねじられるような回転力を提示することができる [18, 21, 87]。これらの研究によって、牽引力錯覚は並進力に限定するものではないことが示された。一方で、ハードウェアの構成上、単一のデバイスで並進力と回転力の提示は困難である。

### 2.4.3 牽引力錯覚の応用例

本節では牽引力錯覚の応用例を紹介する。牽引力錯覚の最大の利点は空中(非接地)で連続的な力を提示できる点である。力は方向成分を有しており、非接地である利点を生かし、牽引力錯覚は歩行時の経路誘導に応用されている。雨宮らは振動ユニット旋回方式の装置を用いて歩行時の方向指示を行った [16]。また、Choinière et al. は牽引力錯覚を応用した回転力提示装置を用いて経路誘導実験を視聴覚が遮断された健常者 19 名に対して行った [18]。その結果、全実験参加者で誘導が成功し、「直感的に誘導されたか？」というアンケートに対して、18 名の実験参加者がポジティブな回答をした。Amemiya et al. は視覚障害者 23 名を対象に歩行経路誘導実験を実施した。その結果、21 名が事前訓練なしであらかじめ設定された経路を誘導でき、牽引力錯覚利用した経路誘導は視覚障害者にも有効であることが示された [17]。この研究では視覚に頼らない経路誘導が実現されているため、視覚障害者のみならず火災時の発煙等で視界が悪い環境化でも誘導可能であることを示唆している。以上の通り、牽引力錯覚を経路誘導に応用することで直感的に誘導が可能であることが示されつつある。

牽引力錯覚は通常非接地型力覚提示と同様に VR 環境とのインタラクションにも

利用される。高椋らは魚釣りのVRコンテンツを開発し、振動子に入力する矩形信号のデューティ比と振幅を変えることで魚の大きさやリアリティが変化することを報告した [14]。Choi et al. は2つの振動子を用いて重力方向に非対称振動を提示することでVR物体の重量を提示し、ブレーキ機構を用いたデバイスと併用することでVR物体を把持する感覚を提示する手法を提案した [15]。

### 2.5 ハプティックインタフェースの動向のまとめと課題

ハプティックインタフェースの研究動向について紹介したが、本節ではそれらをまとめる。力覚提示では大きく分けて「接地型」と「非接地型」に分類することができ、特に「非接地型」は昨今のVRブームで社会的ニーズが高まっている。一方で、反力生成のために様々な方式が用いられており、それに伴い各方式ごとに独自のハードウェアが開発されている。そのため、力覚提示においては模索的にハードウェアの構成方法が検討されてきた。

触覚提示では音響スピーカのように高い表現力を持つ振動子が学術的・産業的に利用頻度が高まっている。今後も振動子の需要は増加すると予想される。そのため、本研究で目的とする牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースを構成する際の必要要件を明らかにすることは、振動子から提示できる感覚情報の幅を触覚に加えて力覚まで広げることができ、触力覚に対する情報提示分野に貢献することができる。

力覚・触覚の両方を提示するのであれば、力覚提示装置と触覚提示装置を組み合わせるという方法 [63, 64] もあるが、新たにハードウェア基盤を構築する必要があり、これまでのハプティックインタフェースと同様に研究開発段階で留まる可能性がある。ハプティックインタフェースを研究開発段階から脱却するには、一からハードウェアの基盤を築くのではなく、今ある基盤を拡張する方が望ましい。牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースを構成するための必要要件を明らかにできれば、すでにハードウェア基盤が構築されている振動子にも適応できると考えられる。

牽引力錯覚を利用した力覚提示手法としては独自ハードウェア利用型から市販振動子利用型へと移り変わろうとしている。市販振動子利用型は小型かつ非接地で力覚を提示できるためVRブームの影響による社会的ニーズにもマッチした手法であると言える。また、2.2.3節で説明した通り振動子は学術・産業の両方で需要が高まっていることから、市販振動子利用型は今後より重要な力覚提示手法になると予想される。しかしながら、牽引力錯覚には1.3節で挙げた課題があるため、ハプティックインタフェースとして利用するにはまだ基礎的な知見を得られていないと考えられる。



## 第3章 基本的な知覚特性の評価

### 3.1 概要と目的

本章では牽引力錯覚をハプティックインタフェースとして利用する際の基礎知見となる知覚特性を評価した。これまで市販振動子利用型では Rekimoto によって牽引力の方向弁別と牽引力の主観的等価点が評価され [11], Amemiya et al. によって振動子と入力信号の組み合わせによる錯覚の明瞭度について評価された [12]. Teshima et al. は把持部にピンアレイを配置することで明瞭的に牽引力錯覚が生起することが報告された [88]. 一方で, 指腹に加わる振動の方向や把持部の接触面積に関する知見は明らかにされていない。これらの知見は牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースのハードウェアを構成する際の設計指針になると考えられる。また, 牽引力錯覚を力覚フィードバックに応用する場合, 錯覚される牽引力の強度の制御や時間応答性能が重要になってくるが, それに関する知見も明らかにされていない。

そこで, 本章ではまず牽引力錯覚における基本的な知覚特性を明らかにすることを目的に, 従来の市販振動子利用型と同様に振動子に入力する信号を操作した際の牽引力錯覚への影響を心理物理実験によって明らかにした。そして, ここで得られた知見を牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースを構成するための必要要件としてまとめる。本章では牽引力錯覚の特性として大きく分けて, 錯覚される牽引力の制御やハードウェア設計時に参照される基本特性 (3.3 節) と非対称振動の刺激時間と錯覚の関係を明らかにした時間特性 (3.4 節) の 2 項目について評価した。

### 3.2 実験装置の構成と入力信号の設計

牽引力錯覚の基本的な知覚特性を明らかにする前に, 予備的な検討としてボイスコイル型振動子を用いて牽引力錯覚の再現した。Fig.3.1 に本研究で使用した実験装置の外観を示す。振動子には Acouve Lab Inc., Vibro Transducer Vp210( $\phi$  43 × 15 mm, 35 g) を使用した。振動子を制御する信号は PC のイヤホンジャックから出力し, パワーアンプ IC(Texas Instruments Inc., LM386) を用いた増幅回路(最大出力電圧  $\pm$  4.5 V) で信号を増幅させて, 振動子に入力した。

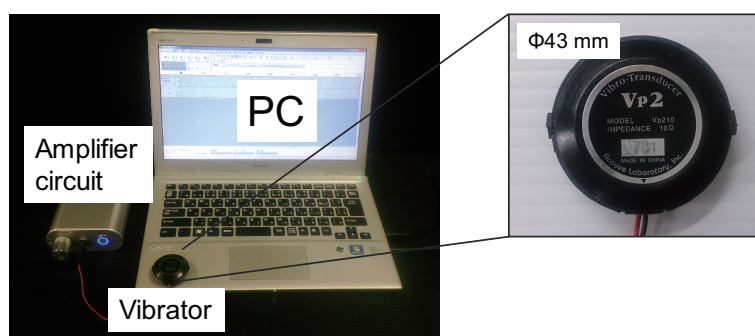


Fig. 3.1 Overview of the experimental equipment.

次に非対称振動を制御するための入力信号を設計した。先行研究 [11,12] では振動子に入力する信号に PWM 信号が使用されていた。PWM 信号はデジタル信号であり、信号の On と Off の時間比を非対称にすることで非対称振動を生成することができる。しかし、PWM 信号は高周波成分を多く含み、振動子の機械的特性や振動子を駆動させるための回路の電気的特性の影響を受け、振動子から出力される振動波形は入力信号のそれとは異なる。そのため、PWM 信号を利用した場合、振動子固有の機械的・電気的特性の影響を大きく受けた状態の知覚特性を評価することになる。一方で、ボイスコイル型の振動子は線形システムとして表すことができ [50]、低周波(数十から数百 Hz)であれば正弦波振動の生成が容易で利得と位相は周波数によって変わってくるが入力信号に近い形状の振動を出力することができる。そのため、正弦波を基本とする入力信号を用いて錯覚を議論することで得られた知見の普遍化につながる。また、非対称振動波形は周期信号であるためフーリエ級数展開で近似することができ、その際に少ない周波数成分で表現することができれば普遍的な波形の構成方法を示すことができると考えられる。そこで本研究では PWM 信号ではなく正弦波を基本に入力信号を設計する。

単純に正弦波の信号を振動子に入力した場合、その周波数の正弦波振動が出力される。正弦波振動は対称な振動であるため牽引力錯覚が生起しないと考えられる。よって非対称振動を生成するためには正弦波に対して何らかの波形の変形が必要となる。先行研究 [11,12] で使用された PWM 信号は On と Off の時間比が異なっていることから、非対称振動を生成させるには極性ごとに時間比が異なることが重要であると考えられる。そこで、正弦波の波形の 2 周期において、半周期分の振幅を反転させた非対称の振幅を持つ二波長半波反転正弦波(以下、考案波形)を考案した(Fig.3.2)。考案波形では全波整流された正弦波と通常正弦波が交互に繰り返される信号となっており、全波整流 1 周期と通常正弦波 1 周期で考案波形 1 周期分とする。本研究では考案波形のうち全波整流区間が正方向のものを「正非対称(Positive asymmetry)」, 負方

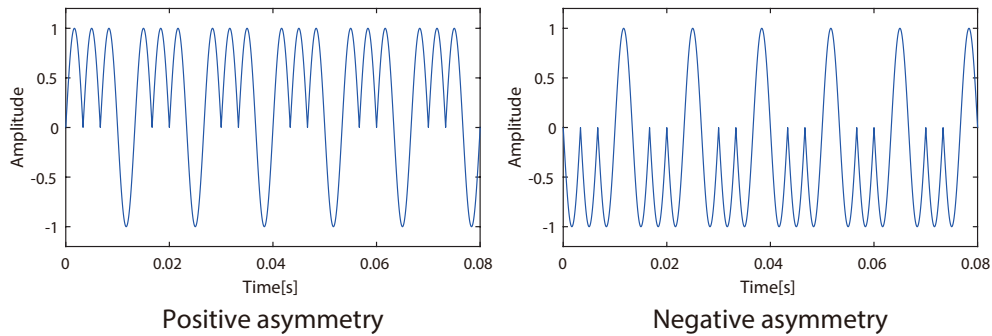


Fig. 3.2 Devised waves. An asymmetric amplitude signal in which a two-cycle sine wave is inverted for a half cycle.

向のものを「負非対称 (Negative asymmetry)」と呼ぶ。Fig.3.3 に考案波形の周波数スペクトルを示す。全波整流区間を設けているため高調波は含むが、矩形波に比べてれば比較的少ない周波数成分で構成されていることが確認された。これらの考案波形は音声編集ソフトである Audacity を用いて作成した。

予備実験を行ったところ、考案波形を振動子に入力し、Fig.1.1 に示すように指で振動子を挟むような状態で把持することで一方向に牽引されるような感覚が生じた。特に入力信号の周波数が 50～100 Hz の場合、牽引力錯覚が明瞭的に生じた。そこで、本研究ではこの周波数帯域を用いることとした。なお、示指の指腹だけに振動子を接触させる、または身体の別の部位に対して振動子を接触させるなどの提示方法も試みたが明瞭的に牽引力錯覚は生じなかった。先行研究 [11,12] においても指で振動子を把持する方法が用いられていたため、明瞭的に牽引力錯覚を生起させるのであれば振動子をつまむ方法が最適解の可能性はある。よって、本研究では先行研究 [11,12] と同様に振動子を指でつまむ方法を採用した。

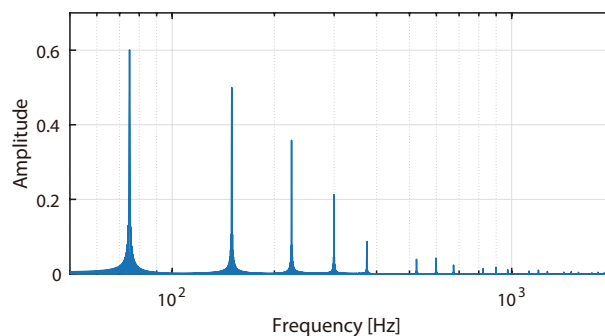


Fig. 3.3 Frequency spectrum of devised wave.

なお、考案波形はアナログ信号であり、振幅電圧の調整により錯覚される牽引力の強度の制御が可能であると考えられる。振動子は入力信号の振幅電圧を変化させることで電流量が変化し、それにもとないコイルが発生する磁界が変化し、結果として振動の強度が変化する。したがって入力信号の振幅を変化させることで振動の強度が変化するため錯覚される力の強度を制御できると予想される。

### 3.3 基本特性

#### 3.3.1 基本特性の概要

牽引力錯覚の基本特性として、以下の点について調査を行った。まず、Fig.3.2に示す波形を入力した際の振動を提示することで、牽引力錯覚の生起を検証する必要がある。また、入力信号のパターンによって生起する錯覚への影響を明らかにする必要がある。そこで、3.3.2節では振動子に入力する信号のパターンと牽引力錯覚の関係を明らかにした。

次に牽引力錯覚が生起すると仮定し、実際には指腹部に対して加わる機械的な刺激を明らかにする必要がある。そこで、3.3.3節では指腹部に加わる機械的振動特性の計測及び解析を行った。

上記に加えて、牽引力錯覚を利用したアプリケーション開発のための特性も明らかにする必要がある。振動子をデバイスなどに内蔵し、ハプティックインタフェースとして利用するためには指腹部との接触方法が重要である。つまりは振動子の把持方法が重要であり、効果的に牽引力錯覚が生起する方法を見出だす必要がある。そこで3.3.4節では把持方法の違いによる錯覚への影響を明らかにした。

VR環境とのインタラクションにおいて、牽引力錯覚を力覚フィードバックの応用する場合、錯覚される牽引力の主観的等価点 (point of subjective equality, PSE) を制御する必要がある。また、PSEのオーダーを明らかにすることで牽引力錯覚を用いて提示できるVR物体の範囲が明らかになる。考案波形はアナログ信号であるため、入力信号の振幅が可変である。そのため、振幅の変化によって牽引力のPSEが制御可能であると予想される。この仮説を実証するために3.3.5節では、入力信号の振幅電圧と錯覚される牽引力のPSEの関係を明らかにした。

2.4.2説明した通り、これまで牽引力錯覚を用いて多方向に力覚を提示する手法が提案されている。一方で市販振動子利用型では牽引力の方向間での知覚特性の差異については明らかにされていない。そこで3.3.6節では、振動子の把持姿勢を変化させ、牽引力の方向を変化させたときの知覚特性を明らかにした。

牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースのハードウェア設計をする際は、

把持部の形状に関する指針を必要になる。3.3.7 節では振動方向に対する把持部の幅を変化させた際の錯覚への影響を明らかにした。

### 3.3.2 入力信号パターンと牽引力錯覚の関係

#### 目的

考案波形を振動子に入力した際の振動を提示することで、牽引力錯覚の生起を検証する必要がある。また、先行研究で使用された入力信号パターンと考案波形の違いによって錯覚される牽引力がどのように変化するかを明らかにする必要がある。そこで、本節では振動子に入力する信号のパターンと牽引力錯覚の関係について明らかにした。

#### 実験方法

実験には右利きの成人男女 10 名 (21-25 歳, 女性 2 名) が参加し, 全員がこれまでにハプティックインタフェースの経験があることを報告した。

本実験で使用した入力信号は次の通りである。予備実験の結果, 考案波形の 50~100 Hz で明瞭的に牽引力錯覚が生起した。そこで, 50, 75, 100 Hz の正非対称と負非対称を使用し, コントロールとして, 対称な信号である正弦波 (50, 75, 100 Hz) を使用した。振動子と入力信号の組み合わせによって錯覚される牽引力の明瞭度が変わることが Amamiya et al. によって明らかにされており [12], 比較のために先行研究で使用された入力信号パターンを本実験での刺激として使用した。Rekimoto [11] が使用した信号 (PWM 信号, 125 Hz, デューティ比 : 6:2, 2:6, 4:4) と Amemiya et al. [12] が使用した信号 (PWM 信号, 40 Hz, デューティ比 : 18:7, 7:18, 12.5:12.5) も本実験での刺激として使用した。よって 15 種類の入力信号が本実験で使用された。入力信号間で刺激の強度を統制するために振幅電圧を  $\pm 4.5$  V, またはピークピーク値を 9 V に調整した。

次に実験の手続きについて説明する。実験参加者には着席させ, 利き手で振動子を把持させた (Fig.3.4)。把持方法は振動子の縁を拇指と示指でつまむように把持させ, 指腹に対して剪断方向に振動が加わるようにした。実験参加者は前述の入力信号の中からランダムに選択された信号を入力した際の振動刺激が提示され, 牽引されたと感じた方向を「右方向」または「左方向」の強制二択 (チャンスレベル : 50%) で解答させた。各入力信号ごとに「右方向」と解答した確率を求めることで牽引された力の方向を求めた。方向の解答には非利き手で把持させたゲームパッド (ELECOM Co., Ltd., JC-U3808TWH) を使用し, ゲームパッドの十字キーで解答を入力させた。視聴覚から

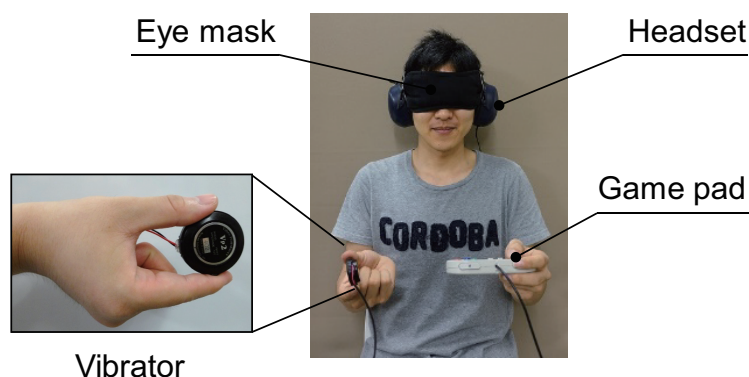


Fig. 3.4 Experiment environment.

の情報を遮断するために実験参加者にはアイマスクとホワイトノイズを流したヘッドホンを着用させた。入力信号1水準あたり18試行提示され、実験参加者一人あたり270試行(15水準×18試行)実施された。実験参加者の疲労を考慮し、全270試行を45試行ずつに6セットに分割し、各セットの間には1分間の休憩を設けた。各刺激は2sのインターバルの後、1s間提示され、方向を解答させた。この試行を所定の回数まで繰り返された。なお、実験参加者は方向が分かった時点で解答するように指示され、その時の反応時間が計測された。ここでの反応時間とは刺激の始めから解答までにかかった時間を表す。

### 実験結果

Fig.3.5に各入力信号ごとの「右方向」の解答率を示す。箱の中央線は全実験参加者の解答率の中央値を表し、箱の下部と上部は第一四分位数、第三四分位数を表し、ひげは最小値、最大値を表す。解答率が高い刺激は右方向に対する牽引力錯覚の生起確率が高く、解答率が低い刺激は左方向に対する牽引力錯覚の生起確率が高いことを意味する。全ての入力信号に対して、解答率とチャンスレベル(50%)を比較するために、 $t$ 検定を行った(Table3.1)。

まず、正非対称、負非対称、正弦波の結果から述べる。正非対称及び負非対称の全ての周波数において、解答率とチャンスレベルの間で有意差が認められた。正非対称を入力した場合は、全ての周波数において「右方向」と解答した確率がチャンスレベルに比べて有意に高かった。負非対称を入力した場合は、全ての周波数において「右方向」と解答した確率がチャンスレベルに比べて有意に低く、これは「左方向」と解答した確率が有意に高かったことを意味する。一方で、正弦波の場合は全ての周波数

において、解答率とチャンスレベルの間で有意差が認められなかった。以上の結果より、振動子に対して正非対称を入力した場合は右方向、負非対称の場合は左方向の牽引力錯覚が生起し、また正弦波を入力した場合は牽引力錯覚が生起しなかったことを意味する。よって、正非対称・負非対称を入力することで牽引力錯覚を誘発可能で、入力信号を操作することで錯覚される牽引力の方向を制御できることを示唆する。

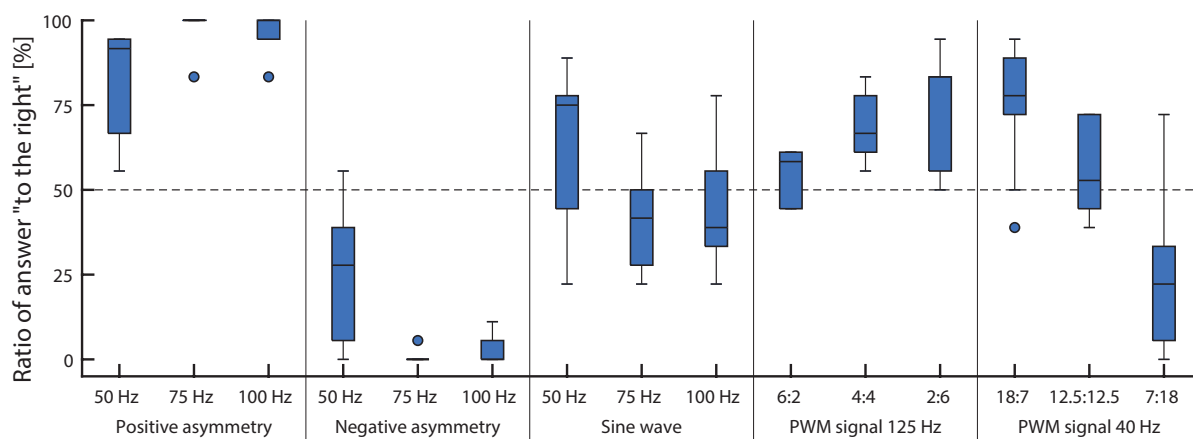


Fig. 3.5 The ratio of answer “to the right” in each input signal.

Table 3.1 Comparison of answer rate and chance level for each input signal (\*\*:  $p < 0.01$ ).

Input	$t(9)$	$p$ -value
Positive asymmetry	50 Hz	6.17 **
	75 Hz	29.00 **
	100 Hz	27.66 **
Negative asymmetry	50 Hz	4.21 **
	75 Hz	89.00 **
	100 Hz	38.90 **
Sine wave	50 Hz	2.11 0.06
	75 Hz	1.80 0.11
	100 Hz	0.66 0.52
PWM signal 125 Hz	6:2	1.48 0.17
	4:4	5.53 **
	2:6	4.84 **
PWM signal 40 Hz	18:7	4.36 **
	12.5:12.5	1.50 0.17
	7:18	3.60 **

続いて、考案波形において周波数間での比較を行った。正非対称と負非対称のそれぞれにおいて、周波数を要因とする one-way ANOVA (analysis of variance) を行った。その結果、正非対称における周波数の主効果 [ $F(2, 27) = 7.37, p < 0.01, \eta_p^2 = 0.35$ ] と負非対称における周波数の主効果 [ $F(2, 17) = 16.48, p < 0.01, \eta_p^2 = 0.55$ ] が認められた。次に Bonferroni 補正による多重比較検定を行った。その結果、正非対称では 50 Hz と 75 Hz の間で有意差 ( $p < 0.01$ )、50 Hz と 100 Hz の間で有意差 ( $p < 0.05$ ) が認められ、負非対称では 50 Hz と 75 Hz 及び 50 Hz と 100 Hz の間で有意差 ( $p < 0.01$ ) が認められた。正負非対称の 50 Hz の解答率は他の 2 つの周波数に比べてチャンスレベルに近いことから、50 Hz は 75 Hz と 100 Hz に比べて錯覚の生起確率が有意に低いことが示された。よって、考案波形の場合、50 Hz に比べて 75 Hz と 100 Hz を使用することで牽引力錯覚を効果的に生起させることができると考えられる。

次に Rekimoto [11] と Amemiya et al. [12] が使用した入力信号である PWM 信号について結果を述べる。各入力信号の解答率とチャンスレベルを比較するために  $t$  検定を行った結果、Rekimoto [11] が使用した PWM 信号 125 Hz ではデューティ比 4:4 と 2:6、Amemiya et al. [12] が使用した PWM 信号 40 Hz ではデューティ比 18:7 と 7:18 において、チャンスレベルとの間で有意差が認められた (Table 3.1)。一方で PWM 信号 125 Hz の場合、デューティ比 4:4 と 2:6 の両信号では「右方向」と解答した確率がチャンスレベルに比べて有意に高く、左右方向に対する牽引されるような感覚が生起しなかったことが示唆された。そのため、PWM 信号 125 Hz では左右方向に対する牽引される感覚を誘発することは困難であると考えられる。

Amemiya et al. [12] が使用した PWM 信号 40 Hz では、デューティ比 18:7 が「右方向」、7:18 が「左方向」と解答した確率がチャンスレベルより有意に高いことが認められた。よって、PWM 信号 40 Hz においては、デューティ比を変えることで左右方向の牽引されるような感覚を誘発できることが示唆された。次に、考案波形と PWM 信号 40 Hz の比較した。ここでは考案波形の中でも錯覚の生起確率が高かった 75 Hz と 100 Hz を比較対象とした。比較の際に入力信号ごとに牽引力の方向で分類した。PWM 信号 40 Hz デューティ比 18:7 と正非対称 75 Hz と 100 Hz の 3 水準を右方向の群、PWM 信号 40 Hz デューティ比 7:18 と負非対称 75 Hz と 100 Hz の 3 水準を左方向の群とし、各群ごとに入力信号を要因とする one-way ANOVA を行った。その結果、右方向の群における入力信号の主効果 [ $F(2, 27) = 12.33, p < 0.01, \eta_p^2 = 0.48$ ] 及び左方向の群における入力信号の主効果 [ $F(2, 27) = 11.19, p < 0.01, \eta_p^2 = 0.45$ ] が認められた。次に Bonferroni 補正による多重比較検定を行った。その結果、右方向の群ではデューティ比 18:7 と正非対称 75 Hz、デューティ比 18:7 と正非対称 100 Hz の間で有意差 ( $p < 0.01$ ) が認められ、左方向の群ではデューティ比 7:18 と負非対称 75 Hz、デューティ比 7:18 と負非対称 100 Hz の間で有意差 ( $p < 0.01$ ) が認められ、両方向の群にお



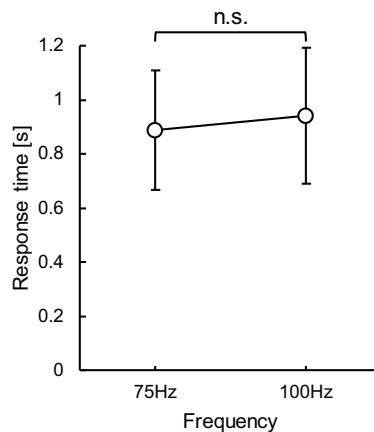


Fig. 3.6 The result of the response time (n.s.: no significant).

いて PWM 信号 40 Hz に比べて考案波形の方が錯覚の生起確率が高かった。よって、先行研究で使用された PWM 信号よりも考案波形を使用することで牽引力錯覚を効果的に生起させることができると考えられる。

正非対称と負非対称の両方において、75 Hz と 100 Hz 間での有意差は認められなかった。そこで、この2つの周波数間では反応時間で比較を行った。Fig.3.6 に考案波形 75 Hz と 100 Hz の反応時間を示す。点は全参加者の平均、エラーバーは標準偏差を表し、各周波数ごとに正負非対称はマージされた。周波数間で比較するために  $t$  検定を行った結果、有意差は認められなかった [ $t(9) = 1.68, p = 0.13, d = 0.23$ ]。一方で、小さいながらも効果量が認められたため、検出 75 Hz の方が 100 Hz より早く牽引力を検出できる効果があったと考えられる。よって、本章の以降の実験では考案波形 75 Hz を使用した。

### 3.3.3 非対称振動の機械的特性

#### 目的

3.3.2 節では考案波形を振動子に入力し、その振動を指腹部に対して提示することで牽引力錯覚が生起することが確認された。本節では、錯覚が生起している際に実験参加者の指腹に加わる振動の機械的特性を明らかにすることを目的とする。振動の機械的特性を明らかにすることで、牽引力錯覚を生起させるための必要要件を明らかにすることにつながると考えられる。

#### 実験方法

本実験には21歳から25歳までの健康成人男女10名(女性2名)が参加し、全員が右利きであった。

実験方法は、振動子を把持した際の示指に対して剪断方向に加わる力の時間的変化を力センサ(Touchence Inc., TSSI OD10)を用いて計測した。力センサは振動子と示指の指腹部との間に配置した(Fig.3.7)。振動によって参加者が振動子やセンサを滑り落とす可能性を考慮し、力センサを示指にテープで固定した。入力信号の周波数は75 Hz、振幅電圧を4.5 Vとし、力センサのサンプリング周波数は1 kHzとした。振動子を利き手(参加者全員が右利き)で把持させ、右方向(正非対称)と左方向(負非対称)に対して牽引力を提示した。

#### 実験結果

計測した3周期分(40 ms)の振動パターンを実験参加者ごとに10回分の加算平均を出し、全実験参加者の平均値を求めることで指腹部に加わる剪断力の典型例を求めた。Fig.3.8(a)に牽引力が右方向、Fig.3.8(b)に左方向の時の指腹部に対して剪断方向に加わる力の時間的変化を示す。グラフの縦軸は剪断力を表しており、正方向が参加者に対して右方向の力である。計測された時系列データはIIR(Infinite impulse response)フィルタによって平滑化された。非対称振動を3周期(40 ms)ごとに分割し、実験参加者ごとに10回分の加算平均を求め、各実験参加者ごとの典型例を求めた。Fig.3.8の実線が全実験参加者の典型例の平均値、破線は標準偏差を示す。

振動の人体への影響を評価する基準として振動加速度の実効値(二乗平均の平方根)が用いられる[89]。一方、本研究で扱う振動は非対称振動であるため、非対称性を一定時間の実効値で求めることが困難である。そこで、非対称振動を極性が異なる二方向に対して撃力が発生しているものと解釈し、剪断力の極性が正方向の区間(Fig.3.8

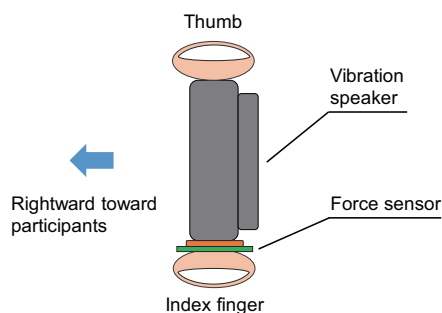
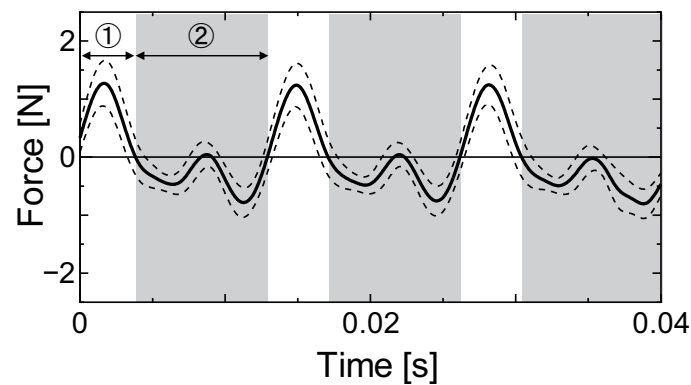
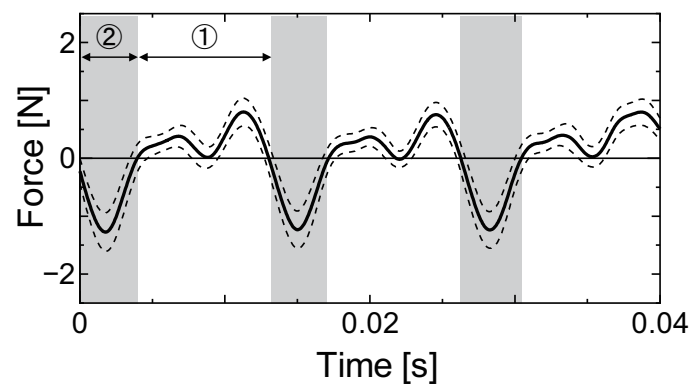


Fig. 3.7 Measurement method of a vibration (front view).

における①の区間)と負方向の区間(Fig.3.8における②の区間)に分割した。そして、剪断力の極性ごとに実効値を求めた。牽引力の方向における極性ごとの振動の実効値をTable 3.2に示す。牽引力が右方向の場合は、正方向(右方向)の実効値が負方向(左方向)に比べて大きく、左方向の場合はその逆となり、牽引力の方向に対する剪断力が大きくなっていたことが確認できる。以上の結果より振動子の質量が一定であることから、往復で加速度が異なる非対称振動が発生していたと言える。また振動パター



(a)



(b)

Fig. 3.8 Average time series variation of the forces exerted on the index finger pad with the vibrator: (a) toward the pad and (b) away from the pad. (In section ①, the positive direction was applied. In section ②, the negative direction was applied.)

Table 3.2 Effective values of vibrations in each polarity of force (unit:N).

Direction	Positive	Negative
Rightward	<b>0.839</b>	0.436
Leftward	0.413	<b>0.827</b>

ンを 1 周期分積分したところ積分値は 0 となり，物理的な力は発生していないことが確認された．よって，3.3.2 節で実験参加者が知覚した牽引力は錯覚であることが示唆された．

### 3.3.4 把持方法による影響

#### 目的

3.3.2 節では振動子の縁を拇指と示指でつまむように把持させたが，振動子の面をつまむような把持方法も可能である (Fig.3.9)．把持方法の違いによって指腹に加わる振動の方向が変わるため，錯覚される牽引力に何らかの影響を及ぼすと考えられる．把持方法の違いによる錯覚への影響を明らかにできれば，牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースを構成する際のハードウェアの設計指針につながる．そこで本実験では，把持する箇所が「縁 (以下, edge 条件)」と「面 (以下, surface 条件)」の違いによる錯覚への影響を明らかにした．

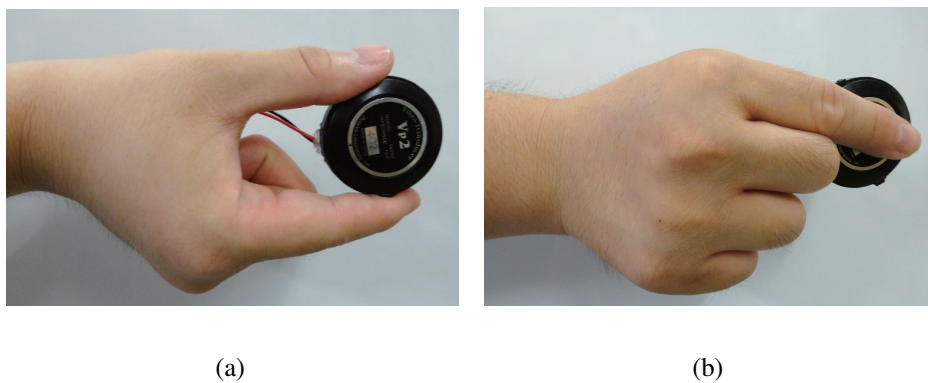


Fig. 3.9 Gripping conditions: (a) edge and (b) surface grips.

## 実験方法

本実験には21歳から25歳までの健康な成人男女10名(女性2名)が参加し、全員が右利きであった。

振動子を把持する箇所を「縁 (Fig.3.9(a))」と「面 (Fig.3.9(b))」2種類の把持状態で振動を提示し、知覚した牽引力の方向の正答率を求めた。牽引力の方向は左右方向とし、実験参加者には知覚した方向を「右方向」か「左方向」の強制二択(チャンスレベル:50%)で解答させた。著者による予備実験を行ったところ、入力信号の振幅電圧を増幅回路の最大出力電圧である4.5Vにした場合、把持方法の両条件における方向の正答率は100%であった。強度が強い場合、把持方法によって正答率に差が出ないと予想し、本実験では入力信号の振幅電圧の変化に伴う把持方法ごとの正答率の変化を検証した。予備実験では4.5Vから1V刻みで振幅電圧を低下させると surface 条件で正答率の低下が見られた。よって、0.5, 1.5, 2.5, 3.5, 4.5Vの5段階で可変させた。2方向と振幅電圧5水準を各3回ずつ合計30試行ランダムな順番で1s間提示し、方向の解答後に2sのインターバルを設けて次の振動を提示した。30試行を1セットとし、セットごとにランダムな順番で把持方法を変えさせた。なお、セットの始めに実験者から把持方法の指示を行った。2種類の把持状態で各4セットずつ行い実験参加者1人当たり8セット行い、240試行行わせた。1セット終わるごとに実験参加者を楽な姿勢で1分間休憩させた。実験環境、解答方法は3.3.2節の実験と同様の環境で実施した (Fig.3.4)。

## 実験結果

Fig.3.10に各把持方法における正答率を示す。グラフの縦軸は正答率、横軸は入力信号の振幅電圧、箱の中央線は全実験参加者の正答率の中央値を表し、箱の下部と上部は第一四分位数、第三四分位数を表し、ひげは最小値、最大値を表す。全条件の正答率に対して、チャンスレベルの50%と比較したところ全条件でチャンスレベルより有意に正答率が高いことが認められた。よって、全条件で錯覚が生起したことが示された。

次に把持方法、振幅電圧を要因とする two-way ANOVA を行った。把持方法の主効果 [ $F(1, 90) = 53.12, p < 0.01, \eta_p^2 = 0.41$ ], 振幅電圧の主効果 [ $F(4, 90) = 16.08, p < 0.01, \eta_p^2 = 0.37$ ], 交互作用 [ $F(4, 90) = 2.54, p < 0.05, \eta_p^2 = 0.10$ ] が認められた。交互作用が認められたため、下位検定として単純主効果の検定を行った。把持方法の各水準における振幅電圧の単純主効果の検定の結果、edge 条件における振幅電圧の単純主効果 [ $F(4, 90) = 10.86, p < 0.01, \eta_p^2 = 0.32$ ], surface 条件における振幅電圧の単純主効果 [ $F(4, 90) = 7.75, p < 0.01, \eta_p^2 = 0.26$ ] が認められた。次に把持方法の各水準

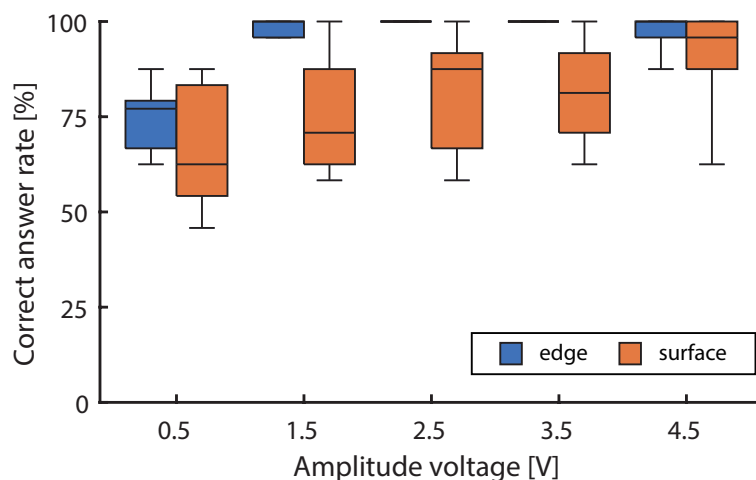


Fig. 3.10 The correct answer rate in each gripping condition.

ごとの振幅電圧に対して、Bonferroni 補正による多重比較検定を行った。その結果、edge 条件において 0.5 V と 1.5-4.5 V の全ての振幅電圧との間で有意差 ( $p < 0.01$ ) が認められた。つまりこの結果は、edge 条件において 1.5 V から 4.5 V にかけて正答率はほぼ 100%だったが、0.5 V から 1.5 V を境に正答率が有意に低下したことを意味する。surface 条件における振幅電圧の多重比較検定の結果、0.5 V は 2.5V, 3.5 V 間で有意差 ( $p < 0.05$ ), 4.5 V 間で有意差 ( $p < 0.01$ ) が認められ、1.5 V は 4.5 V 間で有意差 ( $p < 0.01$ ) が認められた。また、振幅電圧における把持方法の単純主効果の検定を行った結果、1.5 V, 2.5 V, 3.5 V における把持方法の単純主効果が認められた (0.5 V :  $[F(1, 90) = 3.21, p = 0.08, \eta_p^2 = 0.03]$ , 1.5 V :  $[F(1, 90) = 26.97, p < 0.01, \eta_p^2 = 0.23]$ , 2.5 V :  $[F(1, 90) = 15.52, p < 0.01, \eta_p^2 = 0.15]$ , 3.5 V :  $[F(1, 90) = 15.52, p < 0.01, \eta_p^2 = 0.15]$ , 4.5 V :  $[F(1, 90) = 2.05, p = 0.15, \eta_p^2 = 0.02]$ )。以上の結果より、振幅電圧が大きい 4.5 V では把持方法の両条件では錯覚の生起確率は大きく変わらないと考えられる。一方で edge 条件では振幅電圧を低下させても正答率は 1.5 V まで横ばいだったのに対して、surface 条件では振幅電圧を低下されることで正答率は緩やかに低下し、1.5 V 以下になると 4.5 V に比べて有意に低下した。つまり、edge 条件の方が振幅電圧の幅広いレンジで安定して牽引力錯覚が生起しており、surface 条件に比べて edge 条件の方が明瞭的に牽引力を知覚していたことが推測できる。

把持方法の違いで正答率に差が見られた理由として、指腹に対する振動の方向と把持力のオフセットが関与している可能性が考えられる。edge 条件では振動は指腹に対して接線方向だったのに対して、surface 条件では法線方向だった。Biggs et al. は指腹の法線方向に対する変形より接線方向に対する変形の方が小さい変位で皮膚変形が生じていることを知覚できると報告している [90]。つまり、接線変形の方が法線方向に

比べて感度が高いことを意味している。本実験の結果も Biggs et al. の報告 [90] と一致するため妥当な結果であると言える。また，surface 条件では把持力がオフセットとしてあらかじめ加わった状態になる。それにより，錯覚される牽引力の強度が相対的に小さくなったことで方向の弁別が困難になったと考えられる。市販振動子利用型の先行研究 [11–13] でも振動を指腹に対して接線(剪断)方向に提示していたため，牽引力錯覚を明瞭的に生起させるには指腹が剪断変形するような振動提示が求められる。

### 3.3.5 牽引力の主観的等価点の計測と強度の制御方法

#### 目的

錯覚される牽引力の強度のオーダーを明らかにすることで，牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースの適応範囲が明らかになる。さらに，牽引力錯覚を力覚フィードバックの応用する場合，錯覚される牽引力の強度を制御する必要がある。一般的に振動子に入力する信号の振幅電圧を制御することで電流量が変化し，振動の強度が変化する。そのため，振幅電圧を制御することによって牽引力の PSE が制御可能であると予想される。そこで，振動子への入力信号の振幅電圧と牽引力の PSE の関係を明らかにした。

#### 実験方法

本実験には 21 歳から 24 歳までの健康な成人男女 10 名(女性 2 名)が参加し，全員が右利きであった。

PSE の計測方法は錯覚される牽引力と物理的な牽引力と比較し，上下法によって求めた。物理的な牽引力を生成するために，糸と錘で構成された実験装置を使用した(Fig.3.11(b))。振動子の中央から糸を繰り出し，滑車を介して錘が重力方向に牽引されるようにすることで，振動子全体が水平方向に牽引されるようにした。物理的な牽引力は錘の重量を変化させることで調整した。

実験の手続きは次の通りである。まず，標準刺激として非対称振動(75 Hz)による牽引力が実験参加者に提示される。次に，比較刺激として物理的な牽引力が提示される。実験参加者は標準刺激に比べて比較刺激が「強い」または「弱い」の二択で回答するように指示された。上下法に従い，比較刺激は標準刺激に比べて十分に強い強度から開始した。実験参加者が「強い」と回答している間は，比較刺激の錘を一段ずつ降下させた。回答が「強い」から「弱い」に変化すると比較刺激を下降から上昇に変化した。反応が「強い」から「弱い」または「弱い」から「強い」に変化する点(以下，反応変化点)が 10 回観測されるとその試行を終了し，反応変化点のはじめ 2 回分

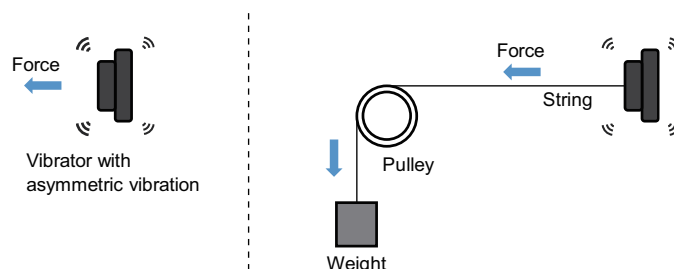


Fig. 3.11 Test stimuli for Up-Down method: (a) Standard stimulus (a pulling illusion by asymmetric vibration). (b) Comparison stimulus (a physical force by string and weights).

を除く残り 8 回分の平均値を PSE とした。

以上の試行を入力信号の振幅電圧を変化させて行った。実験を円滑に進めるために標準刺激と比較刺激の振動子は別の同型のものに持ち替えさせた。実験で使用した錘は 1 つあたり 5 gf(0.049 N) となっており、最大 100 gf(0.980 N) であった。

牽引力錯覚では牽引力に加えて、振動も知覚される。そのため、比較刺激も標準刺激に近い条件で比較させるために力覚が生起しない正弦波振動 (75 Hz) を加えた。両刺激における振動刺激の有無は実験参加者自身によってキーボードで自由に操作できるようにした。実験参加者には牽引力を感じてもらうためにゆっくりと振動子を水平方向に往復させた。著者による予備実験の結果、振幅電圧を 1 V 以上変化させたときに PSE が錘一つ分 (5 gf) 以上変化することが確認された。よって、入力信号の振幅電圧は増幅回路の最大出力電圧が 4.5 V であるため、0.5, 1.5, 2.5, 3.5, 4.5 V の 5 段階とした。なお、順序による影響を排除するために、振幅電圧はランダムに変化させた。

## 実験結果

Fig.3.12 に入力信号の振幅電圧と牽引力の PSE の関係を示す。グラフの横軸は入力信号の振幅電圧、縦軸は牽引力の PSE で点が各振幅ごとの全実験参加者の平均値、エラーバーは標準偏差を示す。振幅電圧を要因とする one-way ANOVA を行った結果、主効果が認められた [ $F(4, 36) = 62.92, p < 0.01, \eta_p^2 = 0.88$ ]。主効果が認められたため、Bonferroni 補正による多重比較検定を行った。その結果、0.5 V と 1.5 V, 1.5 V と 2.5 V の間で有意差 ( $p < 0.01$ ) が認められ、2.5 V と 4.5 V との間で有意差 ( $p < 0.05$ ) が認められた。

低い振幅電圧では振幅電圧を 1 V ずつ上昇させた際に PSE も有意に上昇したが、2.5 V 以降は上昇が緩やかになり、入力信号の振幅電圧と牽引力の PSE の関係は非線形で



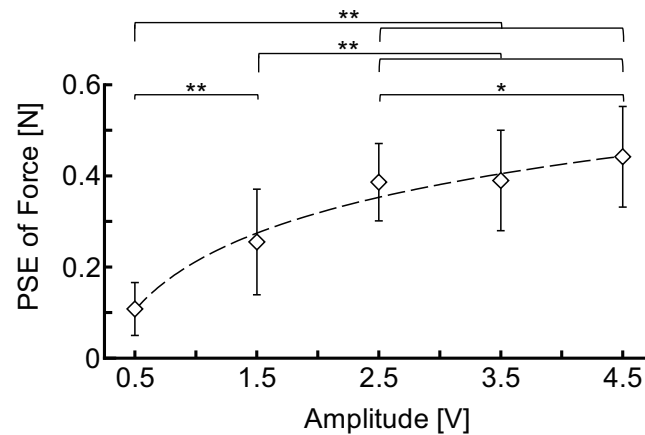


Fig. 3.12 A relationship between a PSE of pulling illusion by asymmetric vibration and amplitude voltage of input signals (\*:  $p < 0.05$ , \*\*:  $p < 0.01$ ). The broken line indicates the psychometric curve using a logarithmic function fitting ( $R^2 = 0.98$ ).

あった。そこで、振幅電圧と PSE の関係を対数関数で近似した。

$$F_{PSE} = 0.15 \ln(V_{amp}) + 0.12 \quad (3.1)$$

ここでの  $V_{amp}$  は入力信号の振幅電圧、 $F_{PSE}$  は牽引力の PSE である。Fig.3.12 の破線は Eq.3.1 の近似曲線を表す。Eq.3.1 を用いて任意に PSE を制御することが可能である。なお、振動子を駆動させるために使用したアンプ回路の最大出力電圧が 4.5V であったため、本実験装置から提示できる最大の PSE は 0.43 N である。また、出力重量比は 1.25 kgf/kg であった。

### 3.3.6 振動子の姿勢の違いによる影響

#### 目的

3.3.2 節では牽引力の方向は左右であったが、振動子の姿勢の違いによる影響までは明らかにされていない。振動子の姿勢を変えることで任意方向に牽引力を提示することができれば、牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースの応用先が広がる。そこで、本節では振動子の姿勢の違いによる錯覚される牽引力の差異について明らかにした。

#### 実験方法

本実験には 21 歳から 25 歳までの健康な成人男女 10 名 (女性 2 名) が参加し、全員が右利きであった。

実験方法は牽引力の方向の正答率によって評価した。牽引力の方向は実験参加者に対して、左右・前後・上下となるように振動子の姿勢を変えさせた。Fig.3.13 に各方向に提示する際の姿勢を示す。使用した振動子は面に対して法線方向に可動子が移動するため、錯覚される牽引力も面に対して法線方向である。振動子の姿勢の変化は提示方向に対して面の法線ベクトルが向くように変化させ、それに合わせて縁を拇指と示指で把持させた。試行回数は各 1 セットあたり 10 試行行い、各姿勢ごと 3 セット行った。振動提示時間は 1 s とし、解答の 2 s 後に次の振動を提示した。姿勢条件の試行はランダムな順番で行い、セットの始めに実験者から把持姿勢の指示された。10 試行を 3 セット行い、それを 3 姿勢で行ったため合計の試行回数は 90 試行 (各方向につき 15 試行) であった。入力信号の周波数は 75Hz で入力信号の振幅電圧は最大出力の 4.5 V とした。実験環境、解答方法は 3.3.2 節の実験と同様の環境で実施した (Fig.3.4)。実験参加者の疲労を考慮し、セットごとに 30 s の休憩を与えた。

#### 実験結果

Table 3.3 に各方向ごとの正答率を示す。平均の正答率が最も低いもので 98% であり、全ての方向で高い確率で牽引力錯覚が生起したことが示された。上下方向は、振動子の自重によって正答率が低下すると予想していたが、十分な牽引力を確保すれば振動子の姿勢による影響は小さいと考えられる。

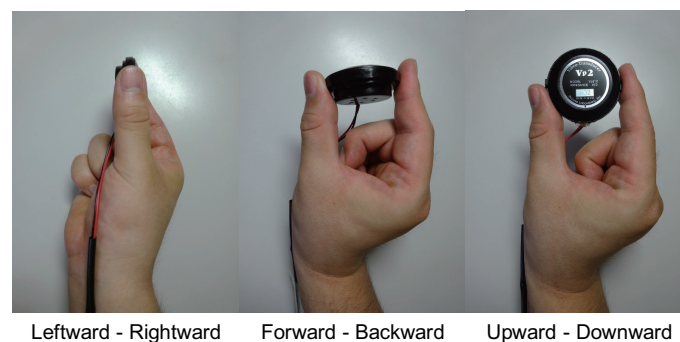


Fig. 3.13 The gripping posture.

Table 3.3 The correct answer rate in six directions (unit:%).

	Rightward	Leftward	Forward	Backward	Upward	Downward
mean	100.00	98.67	98.67	100.00	98.00	98.00
SD	0.00	4.00	4.00	0.00	3.06	3.06

### 3.3.7 把持部の幅の違いによる影響

#### 目的

牽引力錯覚は振動子と指腹の接触によって生起するため、把持部の形状が錯覚に影響する可能性がある。把持部の形状が錯覚に及ぼす影響を明らかにできれば、牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースのハードウェア設計をする際の設計指針になる。把持部の形状の中でも特に振動の方向の把持部の幅は指腹と振動子の剛性に影響すると考えられ、錯覚される牽引力に影響を及ぼすと予想される。そこで、本節では把持部の幅を変化させた際の錯覚への影響を明らかにした。

#### 実験方法

本実験には21歳から25歳までの健康な研究室内の学生男女10名(女性2名)が参加し、全員が右利きであった。

把持部の幅は、日本人の成人男女(男性327名、女性203名)の拇指の幅は平均で16.6 mm、標準偏差は1.5 mmであることが報告されている[91]。また、著者の研究室内の学生(男性11名、女性1名)の拇指の幅の平均は17.2 mm、標準偏差は1.1 mmであった。日本人の成人男女の平均に比べて研究室内の学生の平均の方が大きかったのは女性のサンプル数が少なかったためである。日本人の成人男性平均は17.4 mm、研究室内の男子学生の平均は17.3 mmであったため、研究室内の学生の拇指の幅は文献[91]のデータに従うと考えられる。文献[91]のデータをもとに日本人平均+標準偏差と概ね同じ幅である18 mmを最大とし、作製した把持部の強度を考慮し、最小は3 mmとした。標準偏差より十分に広い5 mm間隔で幅を変化させたため、把持部の幅は18 mm、13 mm、8 mm、3 mmの4水準となった。把持部の奥行き大きさは10 mm、拇指と示指の間隔は50 mmの一定値とした。把持部は3Dプリンタで作製したABS樹脂製のものを使用し、振動子にはめ込むようにして装着した(Fig.3.14)。把持方法は向かい合う同じ幅の把持部を拇指と示指で挟むようにし、把持部の奥行きの辺に対して示指の側面が平行になるように把持させた。

評価方法は2種類の異なる刺激を比較する Scheffe の一対比較法(浦の変法)を用い

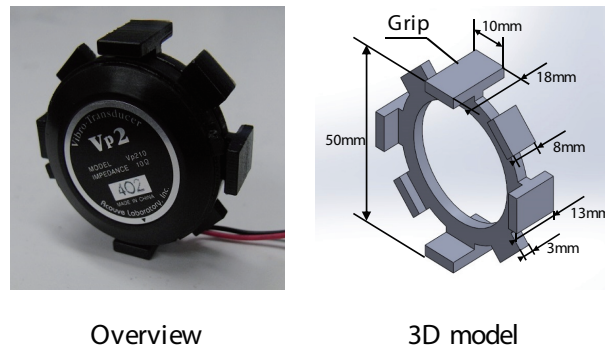


Fig. 3.14 The developed grip.

た．把持部の幅の 4 種類の中から選んだ標準刺激と比較刺激の 2 種類の刺激を用意し，比較刺激が標準刺激に比べて感じる牽引力が「非常に強い (+3 点)」，「強い (+2 点)」，「強い (+1 点)」，「どちらも同じぐらい (0 点)」，「やや弱い (-1 点)」，「弱い (-2 点)」，「非常に弱い (-3 点)」の 7 段階で回答をさせた．順序効果を考慮し， ${}_4P_2 = 12$  通りの比較を行わせ，往復判断を許可しなかった．牽引力が右→左→右→左に 1 秒ごとに切り替わる振動刺激を提示した．各把持部に色をつけ，液晶ディスプレイに刺激ごとの色を表示することで実験参加者に把持部の指示を行った．12 試行の比較を 1 セットとし，3.3.5 節で振幅電圧間での有意差が認められた 4.5, 2.5, 1.5V で振幅電圧を変化させて 3 セット実施した．なお，振幅電圧に応じて牽引力の PSE が変わること 3.3.5 節で明らかになっているため，本実験では振幅電圧間の比較は行わなかった．牽引力は実験参加者自身がキーボードを操作することで提示され，回答もキーボードによって行った．実験中はヘッドホンからホワイトノイズを流すことで聴覚情報を遮断し，把持部の持ち替えを円滑に行うため視覚情報の遮断は行わなかった．

### 実験結果

Fig.3.15 に結果を示す．横軸が尺度値を表しており，尺度値が高いほど牽引力の強度が大きいことを意味している．各振幅電圧ごとに把持部の幅を要因とする ANOVA を行った結果，2.5 V のみ主効果が認められた (4.5 V [ $F(3, 77) = 1.93, p = 0.13$ ], 2.5 V [ $F(3, 77) = 3.89, p < 0.05$ ], 1.5 V [ $F(3, 77) = 1.43, p = 0.24$ ])．次に信頼区間を算出した．Fig.3.15 上のエラーバーは 95% 信頼区間を表している．水準間の尺度値が 95% 信頼区間より離れていると有意差 ( $p < 0.05$ ) が認められたことを意味する．2.5 V の 3 mm と 18 mm, 8 mm 間で有意差 ( $p < 0.05$ ) が認められ，2.5 V と 4.5 V では 3 mm が最も錯覚される牽引力の主観的な強度が大きいことが確認された．一方で，1.5 V では 13 mm が最も尺度値が高いという結果となった．2.5 V で把持部の幅の主効果が

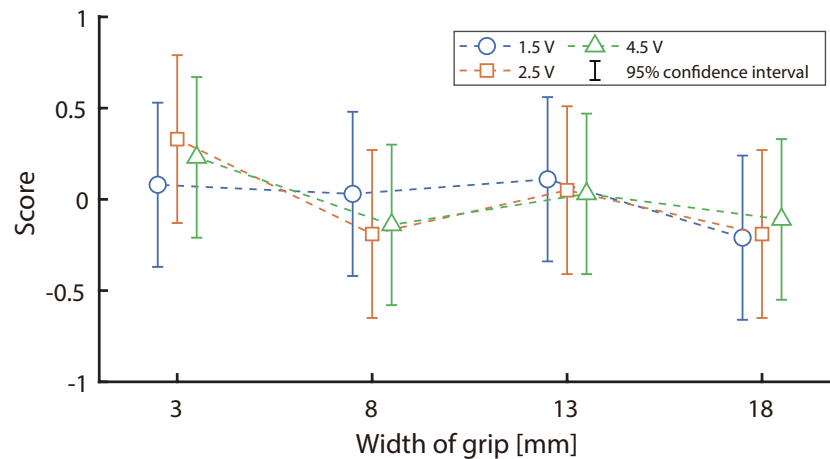


Fig. 3.15 Relationship between the width of the grip and pulling illusion.

認められたが，全体としては把持部の幅の尺度値配置が収束していることが確認できる．また各実験参加者の振幅電圧ごとの結果を確認したところ，実験参加者内でも回答がばらついていることが確認された．以上の結果より，把持部の幅の違いによる錯覚される牽引力の主観的な強度の関係性を示すことは困難で，錯覚への影響は少ないと考えられる．

### 3.3.8 基本特性に関する考察とまとめ

3.3節では，牽引力錯覚の基本特性と題し，牽引力の強度の制御方法やハードウェア設計時に参照される特性を心理物理実験によって明らかにした．3.3.2節では，振動子に考案波形を入力することで一方向に牽引されるような感覚を誘発できることが確認された．また，3.3.3節ではその時の振動を解析したところ，指腹に加わる剪断力の実効値が正負で異なる非対称振動が発生していたことが確認され，1周期分積分すると0となり，特定の方向に力が働いていないことが確認された．よって，3.3.2節で実験参加者が知覚した牽引力は錯覚であることが示唆された．さらに，振動子に入力する信号の全波整流区間を正または負にすることで錯覚される牽引力の方向が変化することが実験的に示された．3.3.5節では振動子に入力する信号の振幅電圧を制御することで錯覚される牽引力のPSEが変化することが示された．以上，2つの実験結果を踏まえると振動子に入力する信号を制御することで錯覚される牽引力を方向と強度をそれぞれ独立に制御可能で，本実験装置では $\pm 0.43$  Nの任意の牽引力を提示できることが示された．この結果は，振動子を力の方向と強度を任意に制御できるハプティックインタフェースとして利用できることを意味する．

牽引力錯覚を力覚フィードバックの応用する場合、ユーザの操作量に応じて振動子に入力する信号の振幅電圧を制御することでそれを達成できる。特にゴムボールやバネなど弾性変形をする物体では操作量に応じて反力が大きく変化するため、そのようなバーチャル物体の表現は可能である。しかしながら、本実験で使用した装置の場合は牽引力のPSEの最大は0.43 Nであるため、バーチャルな剛体は提示できない。バーチャルな剛体を提示する場合、ユーザの操作量を打ち消すだけの反力が必要になるが牽引力錯覚だけでは十分な反力を生成することはできない。そのため、牽引力の増強にはpseudo-haptics [92]のように視覚との相互作用が必要とされる。

3.3.4節では、edge条件の方が牽引力の方向の正答率が有意に高くなる結果となった。ここで重要なことは振動の提示方向は指腹に対して剪断方向であることである。そのため、ユーザが装置を把持した際に指腹に剪断方向に振動が加わるハードウェア設計が求められる。また、牽引力錯覚は振動子を把持することが前提であるため、道具を介するVRコンテンツ(ペン型装置を用いたCAD設計、メス型装置を用いたバーチャル手術)に応用することができる。

3.3.6節では、振動子の姿勢を変えた場合、姿勢に依存することなく並進6方向に対して牽引力を提示できることが確認された。特に上下方向においては、振動子の牽引力によってあたかも重量が変化したように錯覚されることができると示された。下方向に対して牽引することで重量が重たくなると錯覚させることは両宮らによって明らかにされているが[82]、本実験の結果から上方向に対しても牽引可能であることが示されたため重量が軽くなると錯覚させることも可能であることが示唆された。そのため、荷物の運搬時などの作業支援にも牽引力錯覚の応用が期待される。

3.3.7節では、振動の方向に対する把持部の幅を変化させても錯覚される牽引力に大きな影響がないことが示された。よって、3.3.4節の結果と合わせると把持部の設計指針としては次の通りである。指腹に対して剪断方向に振動を提示する方が錯覚される牽引力が明瞭的になるが、把持部の幅の影響は認められなかったため任意の幅にすることができる。

## 3.4 時間特性

### 3.4.1 時間特性の概要

先行研究[9,10]では刺激時間を一定にしていたため、時間に対する牽引力錯覚の特性は不明である。本節では牽引力錯覚における知覚特性のなかでも刺激時間と錯覚の関係性を明らかにする。3.4.3節では刺激時間を短くした条件、3.4.2節では長時間連続的に非対称振動を提示した条件での錯覚への影響を明らかにした。以上の2つの実験

によって牽引力錯覚が明瞭的に生起する刺激時間の範囲を示し、牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースを構成する際の刺激時間に関する必要要件を明らかにした。

### 3.4.2 最短刺激時間

#### 目的

力覚フィードバックにおいてユーザの操作からフィードバックまでの時間応答性能が体験の質に影響を与える。よって、牽引力錯覚をハプティックインタフェースとして利用する上で時間応答性能は重要なパラメータとなる。牽引力錯覚が生起する最短の刺激時間を明らかにすることで、牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースの時間応答性能を明らかにすることになり、さらにソフトウェアの設計指針になる。そこで、本節では方向弁別が可能な最短刺激時間を明らかにした。

#### 実験方法

本実験には22歳から25歳までの健康な成人男女10名(女性2名)が参加し、全員が右利きであった。

実験方法は次の通りである。振動刺激時間を短くした状態での実験参加者が知覚した牽引力の方向の正答率を求めた。刺激時間は入力信号の周波数を75 Hzとしたため、1周期(13.3 ms)を最小とし、1(13.3 ms)、2(26.7 ms)、3(40.0 ms)、4(53.3 ms)、5(66.7 ms)、6周期(80.0 ms)の6段階とした。入力信号の振幅電圧は3.3.5節において有意差が認められた1.5、2.5、4.5Vの3段階とした。よって18水準の(刺激時間:6水準、振幅電圧:3水準)の刺激を調査した。牽引力の方向は左右とし、「右方向」または「左方向」の強制二択(チャンスレベル:50%)で解答させた。解答後1sのインターバルを設けて、次の刺激を提示した。試行回数は1セットあたり18水準の刺激を2方向、各2試行ずつ行ったため72回で、順序による影響を排除するためにランダムな順番で提示した。72試行を1セットとし、全体で5セット行った(全試行回数:360試行)。実験参加者の疲労を考慮し、各セットごとに参加者に1分間楽な姿勢で休憩させた。実験環境及び解答方法は3.3.2節の実験と同様とした。

#### 実験結果

Fig.3.16に刺激時間と正答率の関係を示す。グラフの横軸は入力信号の周期、縦軸は正答率、箱の中央線は全実験参加者の正答率の中央値を表し、箱の下部と上部は第

一四分位数, 第三四分位数を表し, ひげは最小値, 最大値を表す. 各条件ごとの正答率とチャンスレベル (50%) と比較した結果, 全条件において正答率がチャンスレベルに比べて有意に高いことが認められた ( $p < 0.01$ ). この結果は全条件において牽引力錯覚が生じたことを示唆する.

次に正答率に対して刺激時間, 振幅電圧を要因とする two-way ANOVA を行った. その結果, 刺激時間の主効果 [ $F(5, 45) = 47, 38, p < 0.01, \eta_p^2 = 0.84$ ], 振幅電圧の主効果 [ $F(2, 18) = 3, 90, p < 0.05, \eta_p^2 = 0.30$ ] が認められ, 交互作用 [ $F(10, 90) = 1, 64, p = 0.11, \eta_p^2 = 0.15$ ] が認められなかった. 主効果が認められた要因に対して, 水準間での有意差を調べるために Bonferroni 補正による多重比較検定を行った. 刺激時間の水準間での多重比較検定の結果, 1周期と3-6周期の間で有意差 ( $p < 0.01$ ), 2周期と3周期の間で有意差 ( $p < 0.05$ ), 2周期と4-6周期の間で有意差 ( $p < 0.01$ ), 3周期と5-6周期の間で有意差 ( $p < 0.01$ ) が認められた. 以上の結果より, 刺激時間を増加させることで正答率が有意に上昇し, 4周期以降は水準間での有意差は認められなかった. 4周期以上の周期ごとの正答率の平均は4周期が88.3%, 5周期が92.7%, 6周期が93.3%であり, 4周期の時点で正答率は十分に高く, 刺激時間をさらに増加させた場合でも4周期に比べて有意に正答率が上昇する可能性は低いと考えられる. よって, 最短刺激時間は4周期 (53.3 ms) とした.

2.2節で説明した通り, ボイスコイル型振動子はコイルと永久磁石とバネで構成される. そのため, コイルに電流を流した直後は過渡応答が発生し, 定常状態になるまで一定時間が必要とされる. そこで, 本実験で使用した刺激について3.3.3節と同様の方法で非対称振動を計測した. Fig.3.17に各刺激時間ごとの非対称振動の時系列データを示す (振幅電圧: 4.5 V). 過渡応答は信号入力後, 1周期目で観測され, 2周期以降は定常状態が確認された. 過渡応答は牽引力の方向弁別に影響を及ぼすと考えられ

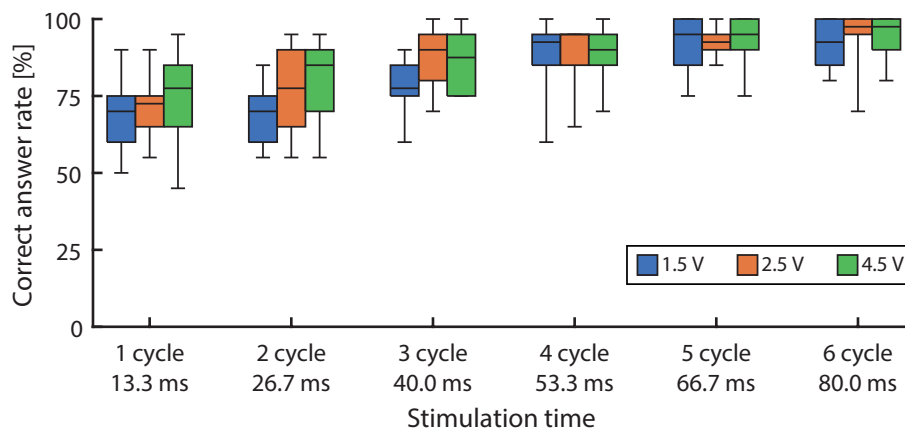


Fig. 3.16 A relationship between stimulation time and correct answer rate.



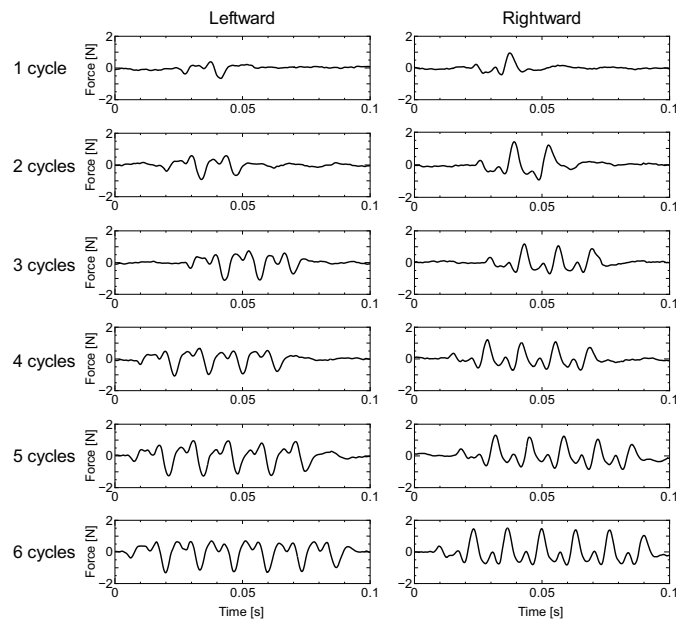


Fig. 3.17 Time series data of vibration used in this experiment.

る。市販振動子利用型では振動子を用いているため、この過渡応答の影響を避けることは困難である。よって、過渡応答を考慮した刺激時間の設計が求められる。

振幅電圧の水準間の多重比較検定の結果、全ての水準の組み合わせで有意差 ( $p < 0.05$ ) が認められた。3.3.5 節では振幅電圧を変化させることで牽引力の PSE が変化することが示されており、PSE の低下が正答率の低下につながったと考えられる。一方で刺激時間と振幅電圧の交互作用が認められていないため、振幅電圧が変わっても刺激時間に対する正答率の相対的な関係は大きく変化しないと考えられる。よって、本実験で得られた最短刺激時間は全ての振幅電圧に適応できることを示唆する。

### 3.4.3 長時間連続提示による主観的感度への影響

#### 目的

振動を長時間提示することで振動の主観的強度が低下することが報告されており [19]、これは振動刺激に順応したものであると考えられる。牽引力錯覚も振動提示によって生起するため順応が生じる可能性は十分に考えられ、非対称振動の長時間連続提示による影響を明らかにする必要がある。そこで、本節では牽引力の主観的感度の時系列変化を明らかにした。

## 実験方法

本実験には 22 歳から 25 歳までの健康な成人男女 10 名 (女性 2 名) が参加し、全員が右利きであった。

実験方法は次の通りである。実験参加者に振動子を把持させ、非対称振動を 60 s 間提示する。なお、実験参加者は 60 s 間把持力が一定になるように調整させた。実験参加者は 5 s ごとに錯覚される牽引力の主観的感度を 10 段階の尺度「(力を感じる (10 点)-感じない (1 点))」で回答させた。入力信号の振幅電圧は 1.5, 2.5, 4.5 V の 3 段階とし、1 分間同じ振幅電圧とした。実験参加者は振幅電圧が一定であることは事前に知らされなかった。牽引力の方向は左右とし、全部で 6 条件を行った。試行回数は各条件を 3 試行ずつ行ったため、18 試行であった。液晶ディスプレイに回答までのカウントダウンを表示し、0 s になると現在の牽引力の主観的感度を口頭にて回答させた。3.3.2 節で方向の弁別は概ね 100% の正答率で可能であることが示された。そのため、本実験ではタスクの増加による実験参加者の負担を考慮し、牽引力の方向の回答は指示されなかった。牽引力の方向が分からなければ低い尺度で回答するように指示された。実験中は聴覚による影響を排除するためにホワイトノイズを流したヘッドホンを着用させた。各試行が終わるごとに 1 分間の休憩を設けた。

## 実験結果

Fig.3.18 に実験の結果を示す。グラフの縦軸は主観的感度の尺度を表し、横軸は時間を表す。点は全実験参加者の主観的感度の平均、エラーバーは標準偏差を表す。尺度が大きいほど牽引力の主観的感度が高かったことを意味する。なお、左右間で大きな違いが確認されなかったため、左右方向の結果を振幅電圧ごとにマージした。全ての振幅電圧において、刺激時間が長くなるにつれて尺度が低くなる傾向が見られた。感度の低下の時定数を求めるために、主観的感度の時間的変化を全実験参加者の平均値を用いて Eq.(3.2) で関数近似した。

$$F_s(t) = F_{max} \exp\left(-\frac{t}{\tau}\right) \quad (3.2)$$

ここでの、 $F_{max}$  は牽引力の主観的感度の最大値、 $\tau$  は時定数を表す。Eq.(3.2) は宮岡らが用いた順応曲線 [93] を減少方向に改変したものである。各振幅電圧におけるそれぞれの係数の値を Table3.4 に示す。Fig.3.18 の破線は近似された曲線を表す。時定数  $\tau$  は牽引力の主観的感度の最大値  $F_{max}$  の 37% の感度になる時間である。つまり、長時間連続的に非対称振動を提示した場合、時定数  $\tau$  の変化量で主観的感度が低下することが示された。主観的感度が低下した理由は振動の強度は一定 (振動子に入力する信号の振幅電圧が一定) であったため、振動刺激への順応によるものであると考えら

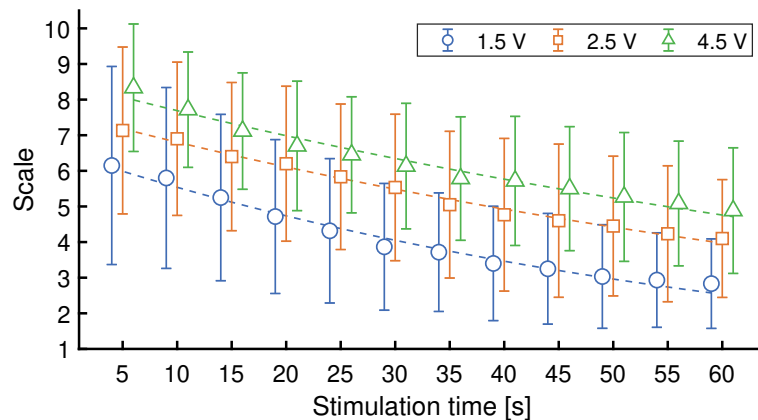


Fig. 3.18 The time series variation of the subjective sensitivity of perceived force for each participant.

Table 3.4 Coefficient for each amplitude voltage.

Voltage	$F_{max}$	$\tau$ [sec]	$R^2$
1.5 V	6.58	63.91	0.98
2.5 V	7.58	92.78	0.97
4.5 V	8.38	104.18	0.99

れる。また、振幅電圧によって時定数が異なっており、強度が弱いほど順応が早く生起することが示唆された。

### 3.4.4 時間特性に関する考察

時間特性を評価するために2つの実験を行った。3.4.2節では最短刺激時間を調査した結果、最短刺激時間は53.3 ms であった。つまり、わずかな刺激時間でも十分に力を知覚できることを示唆する。VR システムにおいて、一般的にユーザの操作(入力)からフィードバック(出力)までに200 ms 以上の時間が経過するとユーザは遅延が生じたと認識する [94]。牽引力錯覚はそれより短い時間でユーザに牽引力の方向を知覚させることができるため、力覚フィードバックに十分応用できる。力覚フィードバックに応用するにはユーザの操作量を計測するシステムと反力を計算するレンダリングシステムが必要になる [20]。牽引力錯覚では刺激から方向の認識まで50 ms 程度必要とされるため、操作量計測とレンダリングは残りの150 ms で処理しなければならない。計算機の性能などで以上の処理に150 ms 以上かかる可能性は十分に考えられる

Table 3.5 Spec of pulling illusion in this study.

Item	Spec
Environment of usage	Non-grounded
Input signal	Positive asymmetry and Negative asymmetry (Fig. 3.2)
Frequency	75 Hz
Maximum PSE of force	0.43 N
Grip	Pinching the edge of the vibrator with thumb and index finger
Method of vibration presentation	Shear to the finger pad
Shortest perceived time	53.3 ms (four cycles)
Adaptation time constant	63.91-104.2 s

ため、高い応答性能が求められる剛体の提示は困難である。Okamura et al. が提案する VR 物体との接触時に減衰正弦波振動を重畳させる手法 [95] を併用することでこの課題を解決できる可能性がある。一方で、牽引力錯覚の応用例の一つである歩行時の経路誘導では力覚フィードバックに比べて速い応答性能は必要ではないので十分に応用できる。

50 ms 程度の短い刺激時間で方向弁別ができたことから牽引力錯覚における力の方向の知覚は刺激の初期段階で行われている可能性が高い。また、長時間が振動を提示することで牽引力の主観的感度が低下することが確認されたことから、この仮説を支持できる。この理由として、指腹部に加わる相対的な力の変化量が考えられる。指腹部に加わる力が0の状態から、非対称振動を提示することで相対的な変化量が増加し、牽引力を知覚した可能性がある。しかしながら、アクチュエータの特性や人間の知覚の応答などによって 50 ms 程度の時間を要する。また、著者は本実験装置の実演展示をこれまでに複数実施した。多くの体験者は力の方向の切り替わり時に力を感じると報告した。これは切り替わり時では相対的な力の変化量が大きいため、力を感じたと推測される。以上のことからこの仮説を支持することができる。

3.4.3 節では、非対称振動を連続的に提示した場合、牽引力の主観的感度が低下したことから順応が生起したことが示唆された。Fig.3.18 の時定数  $\tau$  は主観的感度の低下量を予測することができる一つの指標である。牽引力錯覚を情報提示の手法として応用する場合、順応が生起することを念頭に入れて刺激を設計する必要がある。例えば牽引力錯覚を歩行時の経路誘導に応用する場合、常に振動を提示するのではなく、順応の影響を考慮し、方向転換直前に指示する方が効果的であると考えられる。

### 3.5 第3章のまとめ

本章の実験で得られた知見を Table 3.5 にまとめる。これらの知見は牽引力錯覚が生起する基本的な必要要件であり、ハプティックインタフェースとして利用する際の設計指針となると考えられる。本章で明らかにした知見の中で最も重要なことは振動子に入力する信号を操作することで錯覚される牽引力の方向と強度を独立に制御できる点である。これまでの市販振動子利用型 [11–13] では方向と強度を独立に制御する手法は明らかにされていなかった。本研究では振動子に入力する信号を正負のいずれかに偏らせることで錯覚される牽引力の方向を制御でき、入力信号の振幅電圧を制御することで錯覚される牽引力の強度を制御できることを示した。この知見は既存のハードウェアである振動子に対して入力信号を操作することで牽引力錯覚を誘発し、それを制御できることを意味する。つまり、既存のハードウェアに対してソフトウェアの実装のみで力覚提示が実現でき、この知見は振動子の表現力を高めることに貢献したと言える。それに加えて、振動の提示方法 (3.3.4 節) や刺激時間 (3.4 節) の知見は牽引力錯覚を明瞭的に生起させるために有効になると考えられる。

一方で、振動子は固有のもの (Acoupe Lab Inc., Vibro Transducer Vp210) で検証しているため、Table 3.5 は牽引力錯覚の局所的な特性である。牽引力錯覚の制御方法、振動の提示方法の基本的な原理は振動子が変わっても変化することはないと考えられるが、振動の周波数、牽引力の PSE の最大値、刺激時間のパラメータは使用する振動子の特性によって若干異なってくると予想される。そのため、Table 3.5 は牽引力錯覚のおおよその特性となっている。



## 第4章 非対称振動の物理量に対応した知覚特性の評価

### 4.1 目的と概要

従来の市販振動子利用型 [11–13] では固有の振動子ごとに牽引力錯覚が顕著に現れる入力信号を実験的に選択していた。そのため、牽引力錯覚を生起させるために提示すべき具体的な非対称振動波形は示されていない。また、本論文の第3章でも、牽引力錯覚のおおよその特性は明らかにすることができたが非対称振動波形の設計に必要な要件までは示していない。そこで、本章では牽引力錯覚を生起させるための非対称振動を設計する際の必要要件を示すために、指腹部に加わる非対称振動の物理量と牽引力錯覚の知覚特性の関係を明らかにする。非対称振動の物理量の中でも非対称な加速度によって牽引力錯覚が生起するという雨宮らの報告 [9, 10] に従い、本章で制御する物理量は振動加速度とする。まずは任意の加速度で非対称振動を生成できる振動子を開発し、定量的に牽引力錯覚を評価するための実験プラットフォームを開発した (4.2 節)。次に、その振動子を用いて心理物理実験を行うことで非対称振動の物理量に対応した知覚特性を明らかにした。非対称振動波形の必要要件を普遍的にするには、物理的に再現度が高い正弦波を基本とする必要要件を示すことでそれを達成できると考えられる。そこで、本章では非対称振動の周波数成分に着目した。まず、3.3.3 節で観測された少なくとも牽引力錯覚が生起する非対称振動を周波数成分に分解して、各周波数成分の有無で波形の形状を変化させた。その時の牽引力錯覚への影響を明らかにすることで、牽引力錯覚が生起する非対称振動の主要な周波数成分を明らかにした (4.3 節)。さらに、その主要な周波数成分で構成された非対称振動を3種類の市販の振動子で再現し、牽引力錯覚の誘発の可否について検証した (4.4 節)。最後に、周波数成分間の位相差を変化させた際の知覚特性を評価し、牽引力錯覚を生起させるための非対称振動波形の必要要件を明らかにした (4.5 節)。

## 4.2 非対称振動提示装置

### 4.2.1 非対称振動提示装置の設計指針

本節ではまず、牽引力錯覚を物理量に基づいた定量的な評価をするための独自のボイスコイル型振動子である非対称振動提示装置を開発する。牽引力錯覚の定量的な評価を実現するための非対称振動提示装置では以下の仕様が求められる。

- 1) 任意のパラメータ (周波数, 加速度) で設計した非対称振動を提示できること
- 2) 実験参加者間で同等の非対称振動を提示できること
- 3) 牽引力錯覚が生起する可能性がある周波数帯域においてフラットな周波数応答を持つこと

設計指針 1) について、非対称振動の物理量と牽引力錯覚の知覚特性の関係を明らかにするには目標とする非対称振動を生成し、周波数や加速度などを変化させた際の錯覚への影響を明らかにする必要がある。そのため、心理物理実験で刺激として使用する非対称振動をあらかじめ設計し、それを物理的に生成できる仕様とする。

設計指針 2) について、実験参加者間においても刺激を統制する必要があるが、振動子を把持した際に出力される振動は把持した指の影響を受ける。そこで実験参加者個人の指の特性に合わせて非対称振動を制御できる仕様とする。

設計指針 3) について、2.2 節で説明した通り、機械受容器は振動周波数に対して選択的に活動することが知られている [42]。特に高周波の振動刺激に対して選択的に活動するのがマイスナー小体 (FA-I) とパチニ小体 (FA-II) であり、それぞれは 40 Hz 付近と 250 Hz 付近で神経活動が高くなる。また FA-I が滑りの予兆を検出することが報告されており [96]、この知見に基づき Amemiya et al. は牽引力錯覚に FA-I が関与している可能性を考察した [12]。また、市販振動子利用型において、これまで牽引力錯覚生起が報告された非対称振動の周波数は最も低いものが 40 Hz [12, 13]、最も高いものが 125 Hz [11] であった。そのため、FA-I や FA-II が反応しやすい周波数帯域である 20 - 300 Hz [42] や牽引力錯覚が生起しうる可能性がある周波数帯域 (40 - 125 Hz) を積極的に調査していく必要がある。一方で、振動子はバネ成分を有することから共振周波数を必ず持ち、特定の周波数付近で出力が増大する。振動周波数間で統制した条件で錯覚を評価するには振動の強度 (加速度) を統制する、すなわち同等の強度で振動を生成する必要がある。また非対称振動は複数の周波数成分で構成されており、共振周波数の影響を受けることで特定の周波数成分が増大し、狙い通りの非対称振動を生成することの妨げになる。そこで、FA-I と FA-II の神経活動が高くなる周波数帯域



(20 - 300 Hz) や牽引力錯覚が生起しうる可能性がある周波数帯域 (40 - 125 Hz) には共振周波数を設けず、この帯域ではフラットな周波数応答を持つ仕様とする。

#### 4.2.2 非対称振動提示装置の構成

本節では非対称振動提示装置の構成について説明する。一般的にボイスコイル型振動子はボイスコイルモータ (以下、VCM) とバネで固定された可動子で構成されており、Fig.4.1(a) に示す通りバネ・ダンパ系の力学モデルで表すことができる [13, 50]. 振動子単体の運動方程式は

$$F_a = m_a \ddot{x}_a + 2c_a \dot{x}_a + 2k_a x_a \quad (4.1)$$

となり、ここでの  $m_a$  は可動子の質量、 $x_a$  は可動子の変位、 $c_a$  は減衰係数、 $k_a$  はバネ定数を表す。  $F_a$  は VCM から出力される推力を表し、VCM に入力する電流  $i$  との関係は、

$$F_a = k_p i \quad (4.2)$$

となり、ここでの  $k_p$  は VCM の推力定数を表す。 Eq.(4.1), (4.2) より、入力を VCM への電流  $i$ 、可動子の加速度  $\ddot{x}_a$  を出力とする伝達関数  $G_a(s)$  は、

$$G_a(s) = \frac{\mathcal{L}[\ddot{x}_a]}{\mathcal{L}[i]} = \frac{k_p s^2}{m_a s^2 + 2c_a s + 2k_a} \quad (4.3)$$

となる。このモデルに基づき、非対称振動提示装置を実装した。 Fig.4.2 に開発した非対称振動提示装置 (56(w)x49(d)x42(h) mm) の外観を示す。本装置は VCM(Technohands Inc., AVM20-10) とバネで構成されており、可動子をリニアブッシュとシャフトによって直動 1 自由度のみに動作を制限させた。なお、可動子の質量  $m_a$  は 0.0536 kg であっ

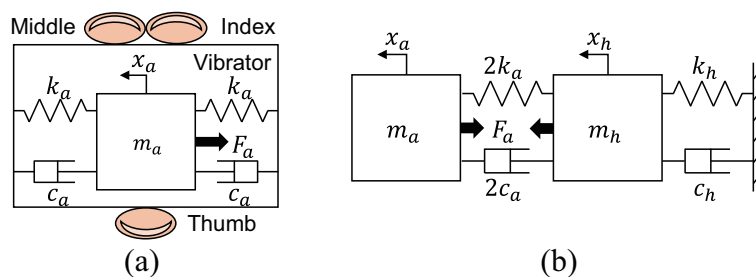


Fig. 4.1 Dynamic model of the asymmetric vibration presentation device. (a) Conceptual model. (b) Equivalent model.

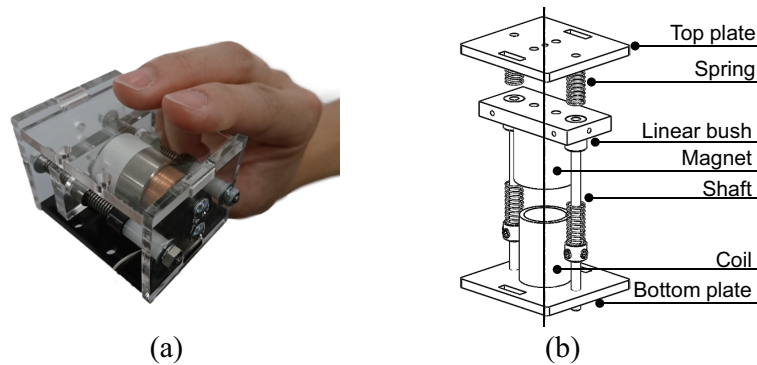


Fig. 4.2 The developed asymmetric vibration presentation device (56(w)x49(d)x42(h) mm). (a) Overview. (b) The configuration diagram of our device.

た.  $k_a$ ,  $c_a$ ,  $k_p$  は Matlab R2017a(Math Works Inc.) のパラメータ推定機能を用いて実測データから最小二乗誤差によって推定した. 推定に使用した実測データには 3 s 間に 10-1000 Hz に変化する正弦波スイープ信号を入力した際の装置の加速度  $\ddot{x}_a$  を用いた. 3 s 間の計測を 5 回行い, 合計 15 s 間の実測データを用いてパラメータを推定した. 正弦波スイープ信号は Matlab R2017a(Math Works Inc.) によって生成され, PC から USB オーディオアダプタを介して出力し, パワーアンプ IC(Texas Instruments Inc., LM3886) によって増幅された後に VCM に入力された. 加速度計測には加速度センサ (Analog Devices Inc., EVAL-ADXL001-70Z) とデータ・アキュイジション (Measurement Computing Inc., USB-1608FS) を使用した. 推定の結果,  $c_a=1.21$  Ns/m,  $k_p=1.45$  N/A であった. 本装置の共振周波数  $f_0$  は

$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{2k_a}{m_a}} \quad (4.4)$$

となり,  $k_a$  に依存する. 設計指針 3) で示した通り, 本装置は FA-I と FA-II の神経活動が高くなる周波数帯域 (20 - 300 Hz) や錯覚が生起しうる周波数帯域でフラットな周波数応答が求められる. そこでバネ定数が異なる 4 種類のバネ (以下, sp.1, sp.2, sp.3, sp.4) を使用し, それぞれを用いた際の  $k_a$  を推定し,  $G_a(s)$  の周波数応答をシミュレーションした. Fig.4.3 に各バネに対する周波数応答を示す. 20 - 300 Hz で最もフラットな周波数応答を見せたのは sp.1 であり,  $k_a=287.78$  N/m,  $f_0=14.70$  Hz であった. そこで, sp.1 を本装置のバネとして採用した.

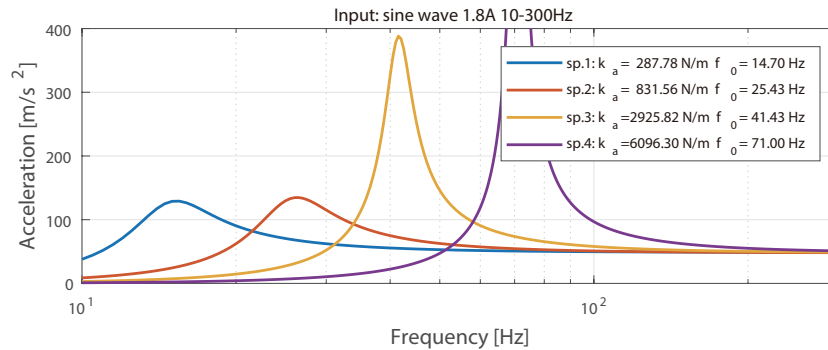


Fig. 4.3 Result of the simulated frequency response of  $G_a(s)$  in each spring.

### 4.2.3 非対称振動制御手法

設計指針 1) で示した通り，心理物理実験で刺激として用いる非対称振動をあらかじめ設計し，その振動の時系列データをリファレンスデータとして与えることで目標とする非対称振動が生成できる制御手法が求められる．また設計指針 2) で示した通り，実験参加者間で刺激を統制する必要があるため本装置を把持した指を含めた系での非対称振動制御が求められる．以上 2 つの設計指針をふまえた本装置での非対称振動制御手法のブロック図を Fig.4.4 に示す． $G_h(s)$  は Fig.4.1 のように実験参加者が本装置を把持した際の指を含めた系の伝達関数である．線形システムかつ把持力が一定であると仮定すると Fig.4.1(b) のモデルで表すことができ，運動方程式は

$$m_h \ddot{x}_h = F_a + 2c_a(\dot{x}_a - \dot{x}_h) + 2k_a(x_a - x_h) - c_h \dot{x}_h - k_h x_h \quad (4.5)$$

となる [13, 50]． $x_h$  は把持部の加速度で  $m_h$  は把持部と指の質量， $c_h$ ， $k_h$  は指のダンパとバネ定数である．把持部で指が滑らずに手が固定されていると仮定した場合，把持部の変位と指先の変位は等しくなる [13]．入力を電流，出力を指先の加速度とした

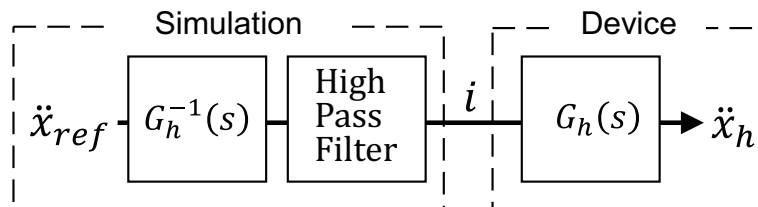


Fig. 4.4 Control method of asymmetric vibrations.

ときの伝達関数  $G_h(s)$  は

$$G_h(s) = \frac{\mathcal{L}[\ddot{x}_h]}{\mathcal{L}[i]} = \frac{k_p m_a s^4}{(m_a s^2 + 2c_a s + 2k_a)(m_h s^2 + (2c_a + c_h)s + (2k_a + k_h)) - (2c_a + 2k_a)} \quad (4.6)$$

である． $m_h$ ,  $c_h$ ,  $k_h$  を実験参加者ごとに推定することによって実験参加者間で刺激を統制する．

非対称振動の制御を次の流れで行う．目標の非対称振動の加速度データ  $\ddot{x}_{ref}$  をリファレンスデータとしてあらかじめ設計する． $G_h(s)$  の逆システムを使用し，リファレンスデータから入力電流をシミュレートする．その電流信号を装置に入力することで目標の非対称振動を生成する．なお，装置の周波数応答は Fig.4.3 のようになり逆システムを用いると低周波成分のゲインが増大するため，2次のバターワースハイパスフィルタ(カットオフ周波数： $\ddot{x}_{ref}$  の基本波の 1/4)を用いて低減させた．

#### 4.2.4 非対称振動提示装置の評価

##### 評価方法

本節では開発した非対称振動提示装置と制御手法によって目標とする非対称振動を生成し，本装置を評価した．目標とする非対称振動のリファレンスデータとして，3.3.3 節で観測された少なくとも牽引力錯覚が生起する非対称振動を使用した．3.3.3 節では指腹に加わる剪断力を計測したが，非対称振動波形の形状が重要であると考え，剪断力の時系列データを振動加速度に変換し，振動加速度のピークの値が  $1 \text{ m/s}^2$

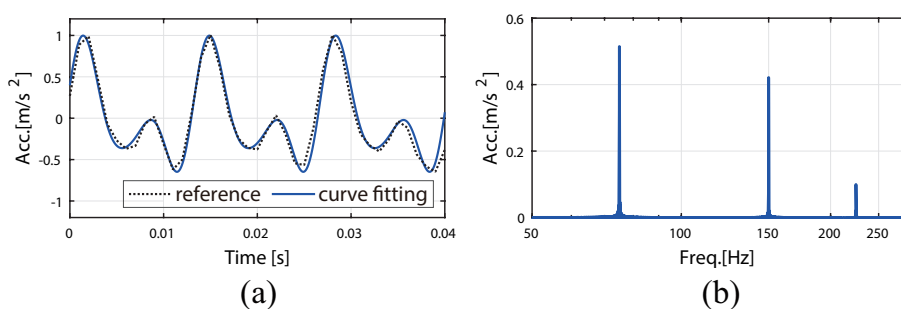


Fig. 4.5 Reference data of asymmetric vibration. (a) Reference data (broken line) and approximate curve (solid line). (b) Frequency spectrum of reference data.

になるように正規化した (Fig.4.5). リファレンスデータを扱いやすくするため3次のフーリエ級数展開を用いて関数近似した.

$$\ddot{x}_{ref} = \sum_{n=1}^3 (a_n \cos(2\pi nft) + b_n \sin(2\pi nft)) \quad (4.7)$$

関数近似した際のフーリエ級数は  $a_{1,2,3}=0.30, 0.06, 0.04$ ,  $b_{1,2,3}=0.35, 0.47, 0.10$  であり, リファレンスデータの計測値と近似式の適合度を表す決定係数は  $R^2 = 0.956$  であった. Eq. (4.7) の  $f$  は非対称振動の基本波の周波数を表す.

計測の手続きは次の通りである. 4.2.2 節で述べた装置のパラメータを推定した同様手法で実験参加者の指のパラメータ ( $m_h, c_h, k_h$ ) を推定し, 実験参加者ごとに  $G_h(s)$  を同定した. 推定時における指の各パラメータの初期値は Culbertson et al. のモデル [13] の値とした ( $m_h=0.029$  kg,  $c_h=8.0$  Ns/m,  $k_h=509$  N/m). 次に Eq. (4.7) に基づき目標とする非対称振動  $\ddot{x}_{ref}$  を設計し, 実験参加者ごとに入力電流をシミュレートした. なお, 振動周波数を  $f=20, 40, 75, 100, 200, 300$  Hz に変化させ, 周波数間で強度を統制するためにピークの加速度を  $50$  m/s<sup>2</sup> とした. その後, 各周波数5回の振動加速度を計測した. 計測には4.2.2 節のパラメータ推定と同様に加速度センサとデータ・アキュイジションを使用し, 加速度センサは装置の把持部に取り付けた. サンプル周波数は  $20$  kHz であった. なお, Fig.4.1(b) のモデルは把持力が一定である仮定のもとモデル化されたため, 実験中に実験参加者の把持力が一定になるように調整させた. 実験参加者にあらかじめ本装置を Fig.4.2(b) のように拇指・示指・中指で落とさない程度に軽く把持させ, ベースラインとなる把持力を力センサ (SingleTact Inc., S8-10N) を用いて計測した. ベースラインの把持力は前述の状態ですら5 s 間把持させ, その時の平均値とした. 実験中には実験参加者の前方に液晶ディスプレイを配置し, ベースラインと現在の把持力を表示し, 現在の把持力がベースラインと同等になるように調整させた. 実験参加者は右利きの22~25歳の健康な成人男女6名(女性1名)であり, 計測は利き手で行った.

## 評価結果

Fig.4.6 に計測した非対称振動の時系列データの典型例を示す. 実線が計測値の5回の平均値を表し, 包絡線がその標準偏差を表す. また, 破線が目標値  $\ddot{x}_{ref}$  を表す. 全ての周波数において, 目標値と計測値が概ね一致することが確認された. また目標値と計測値の一致の度合を明らかにするために, 各周波数及び各実験参加者ごとに目標値と計測値の決定係数  $R^2$  を求めた (Table 4.1). その結果, 全ての条件において決定係数が高いことから目標値と計測値が高い精度で一致したことを示唆する. つまりこ

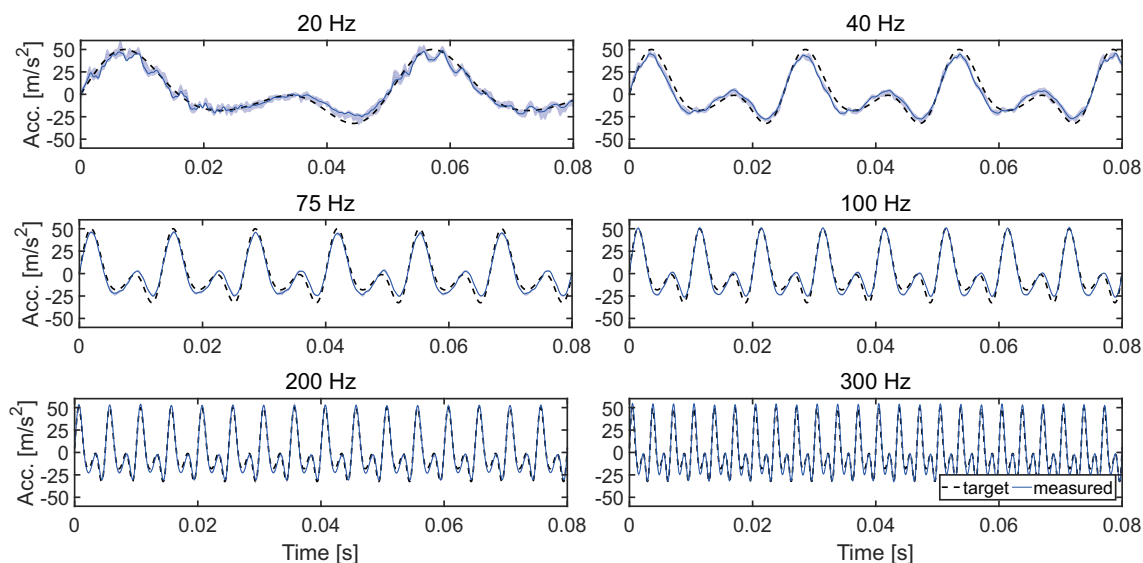


Fig. 4.6 Typical measurement result of asymmetric vibrations. The solid line and the broken line indicate the mean of the measured data and the target data of asymmetric vibrations, respectively, and an envelope indicates the standard deviation of measured data.

Table 4.1 R-squared value between target data and measured data.

Participant	20 Hz	40 Hz	75 Hz	100 Hz	200 Hz	300 Hz
P1	0.760	0.851	0.957	0.975	0.972	0.975
P2	0.927	0.936	0.976	0.985	0.990	0.990
P3	0.814	0.909	0.964	0.969	0.981	0.991
P4	0.894	0.913	0.961	0.982	0.984	0.986
P5	0.812	0.981	0.967	0.983	0.988	0.976
P6	0.936	0.910	0.946	0.964	0.986	0.978

の結果は、本装置を用いて非対称振動の基本波の周波数  $f$  が 20 - 300 Hz の間で任意の周波数の非対称振動を生成することが可能で、また振動周波数間で刺激を統制することが可能であることを示唆する。本装置の周波数のレンジは FA-I と FA-II の神経活動が高くなる周波数帯域 (20 - 300 Hz) [42] や牽引力錯覚が生起しうる可能性がある周波数帯域 (40 - 125 Hz) [11-13] を含んでいるため、牽引力錯覚を評価するために十分な周波数帯域を確保できたと言える。また、また全ての実験参加者で目標値と計測値が一致することが確認されたことは非対称振動刺激を実験参加者間で物理的に統制が取れることを意味する。以上より、4.2.1 節で示した設計指針を満たす装置が開発できた結論付ける。

## 4.3 非対称振動の周波数成分に基づく知覚特性

### 4.3.1 目的

Fig.4.5 は 3.3.3 節で観測された非対称振動をフーリエ級数展開で近似したもので、複数の周波数成分で構成されていることが確認された。また、単一の周波数成分で構成される単純な正弦波振動では牽引力錯覚が生起しないことも 3.3.2 節で確認しており、牽引力錯覚を誘発するには複数の周波数成分を持つ振動が重要である可能性が示唆された。しかし、牽引力錯覚に寄与する周波数成分は明らかにされていない。牽引力錯覚に寄与する周波数成分を明らかにすることができれば、最低限の正弦波振動の足し合わせで牽引力錯覚を誘発できる可能性を持つ。一般的に振動子は線形システムで表すことができ [50]、正弦波振動の生成は比較的容易である。そのため、正弦波振動の足し合わせで牽引力錯覚が誘発できれば、固有の振動子ごとに実験的に入力信号を選択する従来の市販振動子利用型 [11–13] に比べて実装が容易なり、非対称振動の設計方法につながると考えられる。そこで、本節では非対称振動の周波数成分に着目した牽引力錯覚の知覚特性を明らかにした。

### 4.3.2 実験方法

#### 実験装置

4.2 節で開発した非対称振動提示装置では狙い通りの非対称振動を生成できることを確認したが、予備的な実験をしたところ明瞭的に牽引力錯覚が生起しなかった。出力される振動の強度が十分ではないと考え、VCM を 4.2 節のものより高出力なもの (Moticont Inc., GVCM-019-022-02) に変更した (Fig.4.7)。装置の設計指針や非対称振動の制御手法は 4.2 節と同じとなっており、4.2 節と同様に幅広い周波数帯域で狙い通りの非対称振動が生成できることが確認された (Fig.4.8)。なお改良に伴い、装置のサイズ (71(w)x34(d)x31(h) mm) が増大したため、拇指・示指・中指・薬指の 4 本で把持する仕様とした。また、装置のパラメータは 4.2 節と同じ方法で推定した結果、 $m_a=0.08$  kg,  $c_a=1.02$  Ns/m,  $k_a=351.58$  N/m,  $k_p=2.08$  N/A で、共振周波数  $f_0=14.90$  Hz だった。本装置から生成される振動加速度を計測するために加速度センサ (Analog Devices Inc., EVAL-ADXL001-70Z) とデータ・アキュイジション (National Instruments Co., USB-6003) を使用した。また、本装置を把持した際の把持力を計測するために力センサ (SingleTact Inc., S8-10N) を取り付けた。

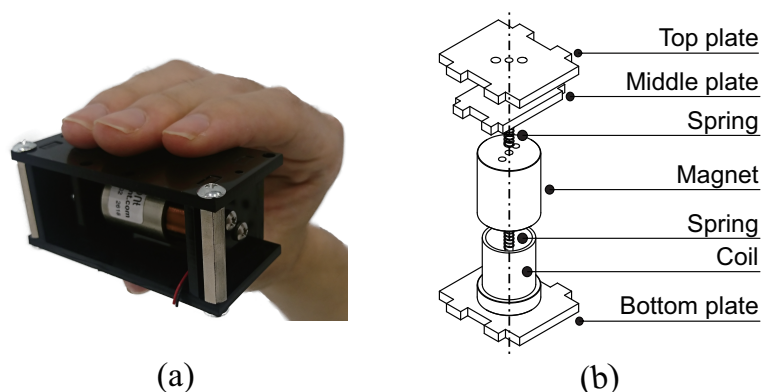


Fig. 4.7 An improved asymmetric vibration presentation device (71(w)x34(d)x31(h) mm). (a) Overview. (b) The configuration diagram of our device.

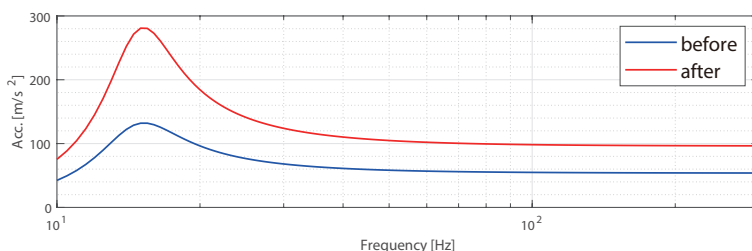


Fig. 4.8 Result of the simulated frequency response before and after improvement.

### 非対称振動刺激

本実験では、Eq. (4.7) の 3.3.3 節で観測された非対称振動を関数近似したものをリファレンスデータとして用いる。リファレンスデータの周波数成分を操作するために Eq. (4.7) の各周波数成分に任意のゲイン  $k_n$  をかけた式は

$$\ddot{x}_{ref} = \sum_{n=1}^3 k_n (a_n \cos(2\pi nft) + b_n \sin(2\pi nft)) \quad (4.8)$$

となる。

本実験では牽引力錯覚に寄与する周波数成分を明らかにするために、各周波数成分のゲイン  $k_n$  を変化させた際の錯覚への影響を調査した。周波数成分の条件としてはリファレンスデータの条件 ( $k_{1,2,3}=1,1,1$ , 以下, reference 条件) に加えてそこから基本波を取り除いた条件 ( $k_{1,2,3}=0,1,1$ , 以下, w/o-1st 条件), 第二次高調波を取り除いた条件 ( $k_{1,2,3}=1,0,1$ , 以下, w/o-2nd 条件), 第三次高調波を取り除いた条件 ( $k_{1,2,3}=1,1,0$ , 以下, w/o-3rd 条件) の計 4 水準を用意した (Fig.4.9)。なお、周波数成分条件の各水準



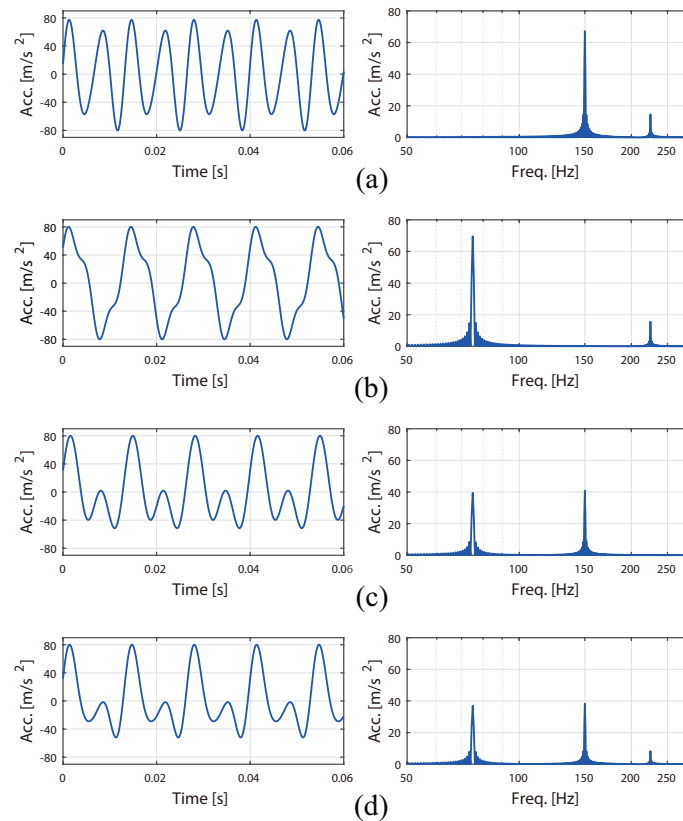


Fig. 4.9 An example of time series data and frequency spectrum of asymmetric vibration stimulus used in this experiment ( $f=75$ ). (a) w/o-1st condition ( $k_{1,2,3}=0,1,1$ ). (b) w/o-2nd condition ( $k_{1,2,3}=1,0,1$ ). (c) w/o-3rd condition ( $k_{1,2,3}=1,1,0$ ). (d) reference condition ( $k_{1,2,3}=1,1,1$ ).

間で強度を統制するために振動加速度のピークの値を  $80 \text{ m/s}^2$  とした。また基本波の周波数  $f$  はリファレンスデータのオリジナルの値である  $75 \text{ Hz}$  に加えて、Amemiya et al. [12] と Culbertson et al. [13] が報告した  $40 \text{ Hz}$  とした。

#### 手続き

21-26歳の健康な成人男性8名が本実験に参加し、全員が右利きだった。実験参加者がこれまでに体験したハプティックインタフェースとして、全員が携帯端末やゲーム機のバイブレーション機能を体験したことを報告し、さらにそのうち6名が研究開発段階のプロトタイプのもを体験したことを報告した。本実験は筑波大学システム情報系研究倫理委員会の承認(審査承認番号: 2018R213)を受け、実験参加者から

実験の参加への同意を得た。

Fig.4.10 に実験環境の外観を示す。実験参加者には着席させ、非対称振動提示装置を利き手で把持させた。Fig.4.1 のモデルは線形システムでかつ把持力が一定である仮定の下で成り立つため [13, 50]、実験中に実験参加者の把持力が一定になるように調整させた。実験参加者にあらかじめ本装置を Fig.4.2(b) のように拇指・示指・中指・薬指で落とさない程度に軽く把持させ、ベースラインとなる把持力を拇指の位置に取り付けられた力センサを用いて計測した。ベースラインの把持力は前述の状態です 5 s 間把持させ、その時の平均値とした。実験中には実験参加者の前方に液晶ディスプレイを配置し、ベースラインと現在の把持力を表示し、現在の把持力がベースラインと同等になるように調整させた。

心理物理実験を行う前に実験参加者ごとに指のパラメータ ( $m_h$ ,  $b_h$ ,  $k_h$ ) を推定し、本実験で使用する非対称振動に対応した入力電流を生成した。指のパラメータは Matlab R2018a(Math Works Inc.) のパラメータ推定機能を用いて実測データから最小二乗誤差によって推定した。3 s 間に 10-1000 Hz に変化する正弦波スイープ信号を実験参加者が装置を把持した状態で本装置に入力し、その時の振動加速度  $\ddot{x}_h$  を実測データとして用いた。3 s 間の計測を 5 回行い、合計 15 s 間の実測データを用いてパラメータを推定した。なお、推定の際の各パラメータの初期値として、Culbertson et al. のモデル [13] を参照し、 $m_h=0.029$  kg,  $b_h=8.0$  Ns/m,  $k_h=509$  N/m とした。パラメータ推定後、Fig.4.4 の流れで入力電流を生成した。

4.3.2 節の非対称振動刺激からランダムに選んだ 1 つの刺激を実験参加者に提示し、実験参加者は牽引されたと感じた方向を「右方向」または「左方向」の強制二択で解答させた。非対称振動の刺激時間は 1 s とし、解答後 2 s のインターバルを設けて次の刺激を提示した。各条件 (基本波の周波数 2 条件, 周波数成分 4 条件) 20 回ずつを左右二方向で行い、一人当たり合計 320 試行行わせた。なお、実験中の疲労や刺激への

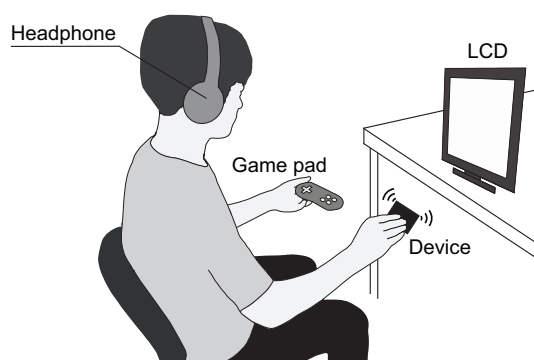


Fig. 4.10 Experiment environment.

順応を考慮し、全試行を 40 試行× 8 セットに分割し、セット間では楽な姿勢で 2 分間の休憩を設けた。方向の解答は非利き手で把持させたゲームパッド (ELECOM Co., Ltd., JC-U3808TWH) の十字キーを使用し、聴覚からの情報を遮断するためにホワイトノイズを流したノイズキャンセリングヘッドホン (Sony Corp., WH-1000XM2) を着用させた。

### 4.3.3 実験結果と考察

各実験参加者ごとに提示された非対称振動刺激の計測値と目標値の一致の度合を検証するために決定係数  $R^2$  を求めた (Table 4.2)。Fig.4.11 に実験参加者に提示された非対称振動刺激の振動加速度の典型例を示す。実線は各刺激ごとの計測値の平均、包絡線は標準偏差を表し、破線は目標値を表す。40 Hz の w/o-2nd 条件では決定係数が全体的に低いことが確認されたが、他の条件では計測値と目標値が概ね一致することが確認された。この結果は概ね狙い通りの刺激を実験参加者に提示できたことを示唆する。

Fig.4.12 に各非対称振動刺激において実験参加者が知覚した牽引力の方向の正答率を示す。箱の中央線は全実験参加者の正答率の中央値を表し、箱の下部と上部は第一四分位数、第三四分位数を表し、ひげは最小値、最大値を表す。各条件ごとの正答率とチャンスレベルを比較した結果、40 Hz における全周波数成分の条件でチャンスレベルより有意に正答率が高く、75 Hz における全周波数成分の条件でチャンスレベルとの間で有意差は認められなかった (Table 4.3)。そのため、40 Hz では牽引力錯覚の生起が認められたが 75 Hz では牽引力錯覚の生起は認められなかった。牽引

Table 4.2 R-squared value between target data and measured data in each asymmetric vibration stimulus and participant.

Participant	w/o-1st		w/o-2nd		w/o-3rd		reference	
	40 Hz	75 Hz	40 Hz	75 Hz	40 Hz	75 Hz	40 Hz	75 Hz
P1	0.96	0.96	0.78	0.93	0.89	0.88	0.93	0.93
P2	0.96	0.93	0.58	0.86	0.83	0.79	0.91	0.92
P3	0.97	0.95	0.88	0.95	0.90	0.90	0.94	0.95
P4	0.91	0.97	0.21	0.91	0.83	0.83	0.91	0.91
P5	0.94	0.95	0.88	0.94	0.86	0.86	0.93	0.95
P6	0.98	0.94	0.80	0.93	0.92	0.91	0.92	0.93
P7	0.92	0.95	0.57	0.96	0.85	0.85	0.95	0.95
P8	0.96	0.98	0.93	0.96	0.91	0.91	0.95	0.95

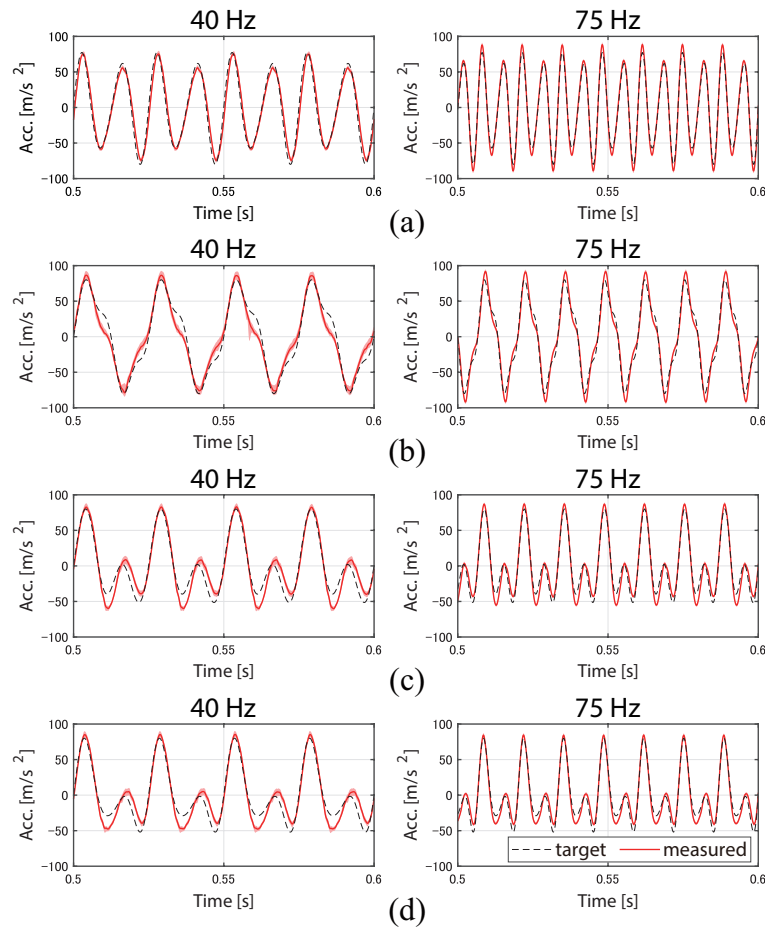


Fig. 4.11 Typical example of asymmetric vibration stimulus that presented to participants. The solid line and the broken line indicate the mean of the measured data and the target data of asymmetric vibrations, respectively, and an envelope indicates the standard deviation of measured data. (a) w/o-1st condition. (b) w/o-2nd condition. (c) w/o-3rd condition. (d) reference condition.

力錯覚の生起が認められた 40 Hz に対して，周波数成分の条件を要因とする one-way ANOVA を行った結果，主効果が認められた [ $F(3, 28) = 6.28, p < 0.01, \eta_p^2 = 0.40$ ]. 次に Bonferroni 補正による多重比較検定を行った．w/o-1st 条件と reference 条件の間で有意差 ( $p < 0.05$ ) が認められたため，基本波は牽引力錯覚に寄与する成分であると考えられる．w/o-2nd 条件と reference 条件の間では有意差は認められなかったものの，w/o-2nd 条件と w/o-3rd 条件の間に有意差 ( $p < 0.05$ ) が認められた．よって，第二次高調波も牽引力錯覚に寄与する可能性が考えられる．一方で w/o-3rd 条件と reference

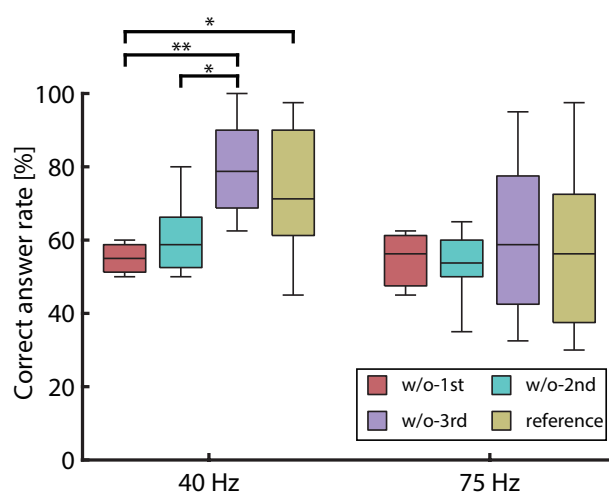


Fig. 4.12 The correct answer rate for each asymmetric vibration stimulus (\*:  $p < 0.05$ , \*\*:  $p < 0.01$ ).

Table 4.3 Comparison of correct answer rate and chance level for each condition (\*:  $p < 0.05$ , \*\*:  $p < 0.01$ ).

Frequency	Frequency component	$t(7)$	$p$ -value
40 Hz	w/o-1st	3.53	**
	w/o-2nd	2.91	*
	w/o-3rd	6.15	**
	reference	3.55	**
75 Hz	w/o-1st	1.83	0.11
	w/o-2nd	1.05	0.33
	w/o-3rd	1.37	0.21
	reference	0.93	0.38

条件との間で有意差が認められないが、reference 条件よりも正答率が高かった。この結果は第三次高調波を含まない非対称振動でも牽引力錯覚が十分に生起すると考えられる。以上の結果より、牽引力錯覚を誘発するための非対称振動は基本波と第二次高調波の二つの周波数成分で構成されている可能性が示唆された。

一方で、75 Hz では全ての周波数成分条件でチャンスレベルとの有意差は認められなかった。本実験で使用した非対称振動のリファレンスデータの周波数は75 Hzであったが開発した非対称振動提示装置でそれを再現したところ、錯覚が明瞭的に生起しな

かったことが確認された。FA-I が滑りの予兆を検出することが報告されており [96], この知見に基づき Amemiya et al. は牽引力錯覚に FA-I が関与している可能性を考察した [12]. この仮説が支持されるのであれば, 75 Hz は FA-I が得意とする周波数から若干ずれる可能性がある。そのため, 75 Hz では錯覚が生起する閾値に達しなかったと考えられる。そこで, 75 Hz のみに対して振動強度を増加させた条件で追加実験を行った。

### 4.3.4 追加実験

#### 実験方法

追加実験では 75 Hz のみに対して, 振動強度を増加させた条件での知覚特性を評価した。4.2.1 節の設計指針 3) では非対称振動提示装置は振動の周波数間で振動の強度を統制するために共振周波数を低周波 (14.90 Hz) に設け, フラットな周波数応答を持つようにした。一方で本実験では非対称振動の基本波の周波数は 75 Hz で行うため, 75 Hz 以降でフラットな応答になっていれば良い。そこで, 共振周波数を高周波にシフトさせ, 前述の実験で使用したものより高出力になるように改良した。改良するにあたり非対称振動装置のバネを変更し,  $k_a=1818.0$  N/mm となり,  $f_0=51.70$  Hz となった。改良前と改良後の周波数応答のシミュレーション結果を Fig.4.13 に示す。

実験の手続きは前述の実験と同じで, 基本波の周波数を 75 Hz のみ, 加速度のピークの値を前回の 2 倍である  $160$  m/s<sup>2</sup> とした。21-26 歳の健康な成人男女 8 名 (女性 1 名) が本実験に参加し, 全員が右利きだった。

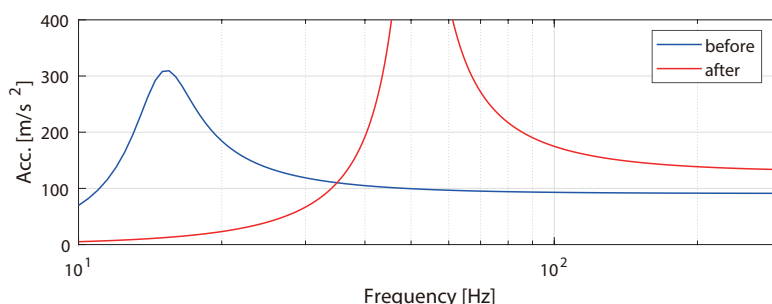


Fig. 4.13 Result of the simulated frequency response before and after improvement for additional experiment.

## 実験結果

Fig.4.14 に錯覚生起有無ごとの正答率を示す。箱の中央線は各群の正答率の中央値を表し、箱の下部と上部は第一四分位数、第三四分位数を表し、ひげは最小値、最大値を表す。周波数成分の条件ごとの正答率とチャンスレベルとの比較を行うために  $t$  検定を行った (Table 4.4)。その結果、w/o-1st 条件と w/o-2nd 条件はチャンスレベルとの間には有意差は認められず、w/o-3rd 条件と reference 条件はチャンスレベルに比べて有意に正答率が高い結果であった。この結果は、基本波と第二次高調波がリファレンスデータから取り除かれると錯覚が生起しなくなったことを示唆する。よって、牽引力錯覚が生起する非対称振動は基本波と第二次高調波で構成されていることが必要要件であると考えられる。

## 4.4 市販振動子を用いた牽引力錯覚の誘発

### 4.4.1 目的

4.3 節の実験によって 2 種類の周波数成分で構成された非対称振動によって牽引力錯覚を概ね誘発できることが示された。4.3 節の実験では独自の振動子を利用したが、市販の振動子においても 2 種類の周波数成分で構成された非対称振動を生成することができれば牽引力錯覚を誘発可能であるという仮説を立てた。この仮説を明らかにす

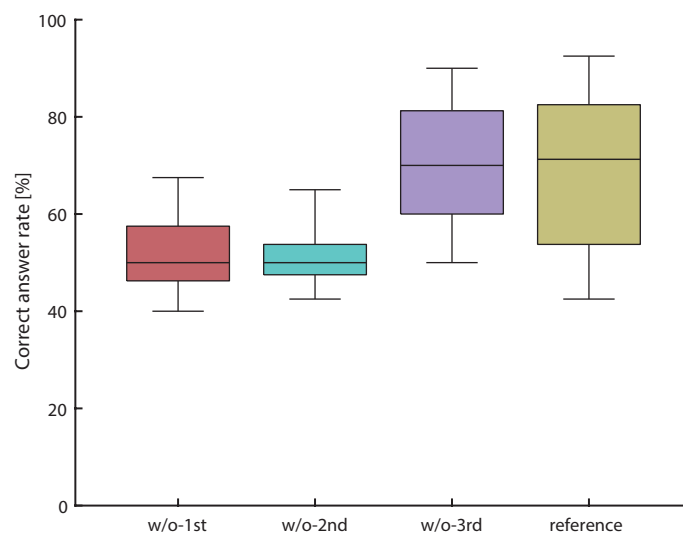


Fig. 4.14 The correct answer rate for each asymmetric vibration stimulus in additional experiment.

Table 4.4 Comparison of correct answer rate and chance level for each condition (\*:  $p < 0.05$ , \*\*:  $p < 0.01$ ).

Frequency component	$t(7)$	$p$ -value
w/o-1st	0.61	0.56
w/o-2nd	0.53	0.61
w/o-3rd	4.21	**
reference	2.86	*

ることができれば従来の市販振動子利用型 [11–13] のように固有の振動子ごとに錯覚が顕著に現れる入力信号を実験的に選択する必要はなくなる．そこで，本節では 3 種類の市販のボイスコイル型振動子を用いて牽引力錯覚の誘発の可否について検証した．

## 4.4.2 実験方法

### 非対称振動刺激と実験装置

4.3 節の実験によって 2 種類の周波数成分で構成された非対称振動が重要であることが示された．よって本実験では，3.3.3 節のリファレンスデータから第三次高調波を取り除いた非対称振動を刺激として使用した．この非対称振動刺激は

$$\ddot{x}_{ref} = \sum_{n=1}^2 a_n \cos(2\pi nft) + b_n \sin(2\pi nft) \quad (4.9)$$

で表すことができる．ここでのフーリエ級数は  $a_{1,2}=0.32, 0.07$ ， $b_{1,2}=0.38, 0.51$  であり，加速度のピークの値は  $1 \text{ m/s}^2$  になるように正規化された．基本波の周波数  $f$  はリファレンスデータのオリジナルの値である  $75 \text{ Hz}$  とし，加速度のピークの値は  $120 \text{ m/s}^2$  とした (Fig.4.15)．また，牽引力の方向は左右方向とした．

本実験では Tactile Labs Inc. 製 [57] の 3 種類のボイスコイル型振動子を使用した (Haptuator BM1C (以下, vib.1), Haptuator Mark II (以下, vib.2), Haptuator MM3C (以下, vib.3))．これらの振動子を用いて Fig.4.15 の非対称振動刺激を生成した (Fig. 4.16)．非対称振動の制御方法は 4.2.3 節で提案した手法をこれらの振動子に適応した．振動子ごとに計測値から各パラメータを推定し (Table 4.5)，指を含めた系の伝達関数の逆システムから入力信号を生成した．入力信号は MATLAB R2018a (Math Works Inc.) によって生成され，PC から USB オーディオアダプタを介して出力し，オーディオアンプ (Lepy, LP-2024A +) によって増幅された後に振動子に入力された．



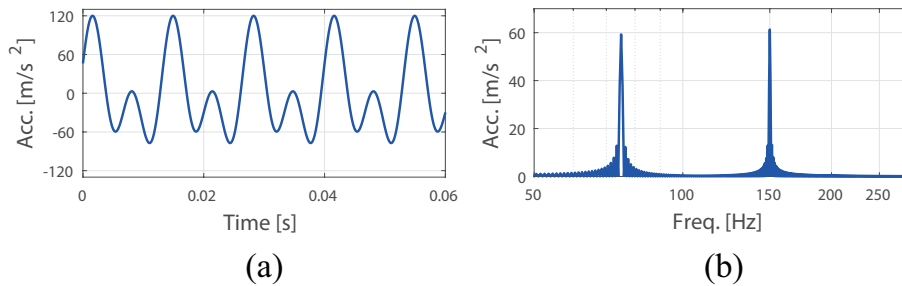


Fig. 4.15 Reference data of the asymmetric vibration for this illusion. (a) Time series variation. (b) Frequency spectrum.

### 手続き

本実験には22歳から25歳までの健康な成人男女6名(女性1名)が参加し、全員が右利きであった。本実験は筑波大学システム情報系研究倫理委員会の承認(審査承認番号:2018R213)を受け、実験参加者から実験の参加への同意を得た。

実験参加者には着席させ、3種類の振動子のうちランダムで選択されたものをFig.4.17のように利き手で把持させた。実験参加者は実験中の把持力を一定に保つように指

Table 4.5 The identified parameters and spec in each vibrator.

Vibrator ID	Identified				Measured	
	$m_a$ [g]	$b_a$ [Ns/m]	$k_a$ [N/m]	$k_p$ [N/A]	Size[mm]	Weight[g]
vib. 1	24.5	0.70	3386	2.19	31.5x20x20	18.1
vib. 2	10.7	0.51	2722	2.19	34x9.5x9.5	9.2
vib. 3	9.9	0.33	2736	1.84	36x9.5x9.5	9.5

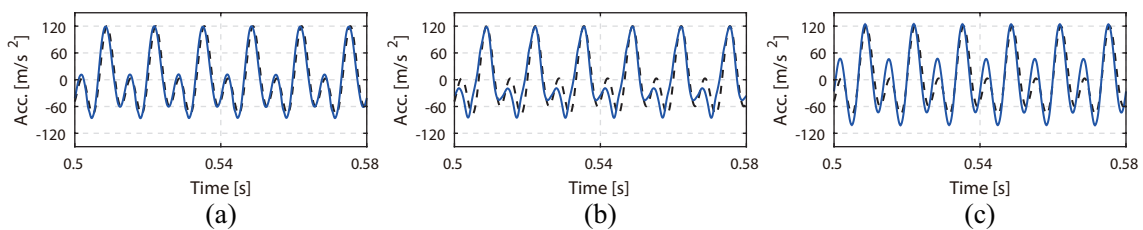


Fig. 4.16 Typical measurement result of asymmetric vibrations that were generated by the three vibrators used in the experiment. The solid line and the broken line indicate the mean of the measured data and the target data of asymmetric vibrations, respectively. (a) vib.1; (b) vib.2; and (c) vib.3.

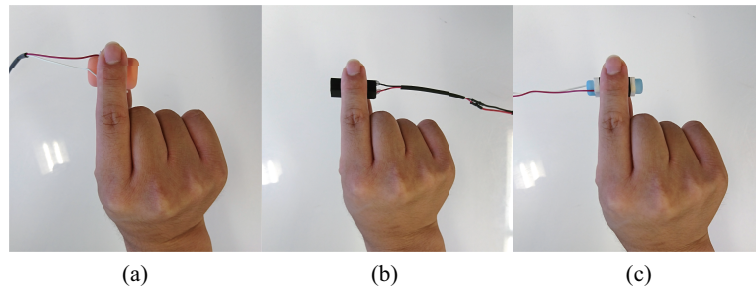


Fig. 4.17 Gripping state of vibrators: (a) vib.1; (b) vib.2; and (c) vib.3.

示された。右方向または左方向に牽引される非対称振動刺激がランダムに提示され、実験参加者は牽引されたと感じた方向を「右方向」または「左方向」の強制二択で解答させた。提示した方向と実験参加者が知覚した方向を比較し、正答率を求めた。非対称振動の刺激時間は 1 s とし、解答後 2 s のインターバルを設けて次の刺激を提示した。各方向 (2 水準) につき 15 試行実施したため、1 セットあたり 30 試行行われた。また、各振動子につき 2 セット行い、それを 3 種類の振動子で実施した。よって、実験参加者 1 名につき 180 試行実施された。実験参加者の疲労を考慮し、各セットの間は 1 分間の休憩を設けた。解答には非利き手で把持したゲームパッド (ELECOM Co., Ltd., JC-U3808TWH) を使用し、十字キーによって方向を解答させた。視聴覚からの情報を遮断するために実験中は閉眼及びホワイトノイズを流したノイズキャンセリングヘッドホン (Sony Corp., WH-1000XM2) を着用させた。

#### 4.4.3 実験結果

Fig.4.18 に振動子ごとの全実験参加者の正答率を示す。箱の中央線は全実験参加者の正答率の中央値を表し、箱の下部と上部は第一四分位数、第三四分位数を表し、ひげは最小値、最大値を表す。各振動子ごとの正答率とチャンスレベルを比較した結果、全ての振動子においてチャンスレベルに比べて正答率が有意に高い結果となった (vib.1 [ $t(5) = 11.56, p < 0.01$ ], vib.2 [ $t(5) = 5.29, p < 0.01$ ], vib.3 [ $t(5) = 3.20, p < 0.01$ ]). この結果より、実験参加者は牽引力の方向を正しく知覚したと考えられる。よって、市販の振動子においても基本波と第二次高調波で構成された非対称振動を生成することで牽引力錯覚を誘発できることが示唆された。

振動子の種類を要因とする one-way ANOVA を行った。ANOVA の結果、振動子の種類の主効果は認められなかった [ $F(2, 15) = 0.77, p = 0.48, \eta_p^2 = 0.09$ ]. この結果は、振動子の方向の違いは錯覚される牽引力には有意に影響しないことが示唆された。

振動子の主効果が認められなかったものの、正答率の分散は振動子によって異なっ

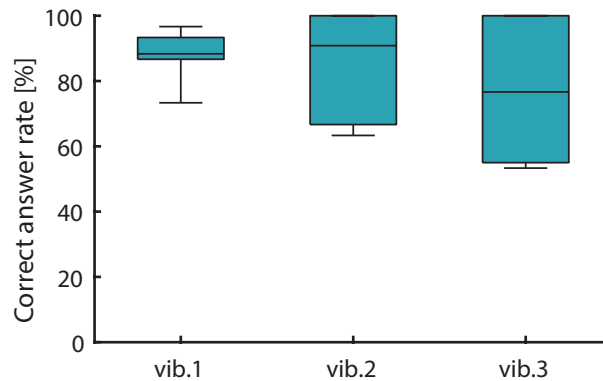


Fig. 4.18 Correct answer rates of all participants for each vibrator.

ていた。本実験では牽引力錯覚の発案者である雨宮らのコンセプト [9, 10] に従い、非対称振動の加速度を制御した。一方で振動子の重量は vib.1 が 18.1 g, vib.2 が 9.2 g, vib.3 が 9.5 g とであり、vib.1 が最も重かった。そのため、出力される振動加速度が振動子間で同じであっても重量などのパラメータが変わると、有意に変化することはないが錯覚には少なからず影響があると考えられる。

## 4.5 周波数成分間の位相差に対する知覚特性

### 4.5.1 目的

4.3 節では基本波と第二次高調波で構成された非対称振動で牽引力錯覚が生起することが明らかになり、さらに 4.4 節ではその非対称振動を市販の振動子を用いて同様に生成した場合においても錯覚が生起することが確認された。このことから、少なくとも錯覚を生起させるためには基本波と第二次高調波で構成された非対称振動が必要であると言える。この知見に基づくと非対称振動波形の基本モデルは

$$\ddot{x}_{ref} = a_1 \cos(\omega t) + b_1 \sin(\omega t) + a_2 \cos(2\omega t) + b_2 \sin(2\omega t) \quad (4.10)$$

で表すことができる。ここでの  $\omega$  は角周波数を表し、基本波の周波数  $f$  との関係は

$$\omega = 2\pi f \quad (4.11)$$

である。Eq.(4.10) を三角関数の合成公式を用いると、

$$\ddot{x}_{ref} = A_1 \sin(\omega t + \phi_1) + A_2 \sin(2\omega t + \phi_2) \quad (4.12)$$

となり、ここでの  $A_n = \sqrt{a_n^2 + b_n^2}$ ,  $\phi_n = \tan^{-1} \frac{a_n}{b_n}$  である。非対称振動を複数の周期提示することで牽引力錯覚が生起することが3.4.2節の実験で明らかになっている。よって、初期位相の値よりも基本波と第二次高調波の相対的な位相差が重要になってくる。基本波と第二次高調波の位相差  $\phi_0 = \phi_2 - \phi_1$  であり、基本波の位相を基準 ( $\phi_1 = 0$ ) とすれば Eq.(4.12) は

$$\ddot{x}_{ref} = A_1 \sin(\omega t) + A_2 \sin(2\omega t + \phi_0) \quad (4.13)$$

となる。Eq.(4.13) は牽引力錯覚を生起させるための非対称振動波形の暫定的なモデルである。非対称振動波形を設計する際の必要要件を明らかにするには、Eq.(4.13) におけるそれぞれの係数である振動加速度の振幅  $A_1, A_2$  と位相差  $\phi_0$  に対応した牽引力錯覚の知覚特性を明らかにする必要がある。

まず、振動加速度の振幅  $A_1, A_2$  について検討する。Eq.(4.13) は周波数が異なる2つの正弦波で構成されており、これは対称振動の足し合わせで非対称振動を構成していることを意味する。そのため、基本波または第二次高調波のいずれかの振幅が増大または減少した場合、対称な正弦波振動に近づくと考えられる。よって、非対称振動を構成するには  $A_1$  と  $A_2$  の値は同程度であることが求められる。

次に位相差  $\phi_0$  について検討する。Fig.4.19 に位相差  $\phi_0$  を変化させた際の非対称振動波形を示す。位相差が変化することで波形の形状が変化することが確認された。波形の形状が変化すれば錯覚される牽引力に影響を与えると予想され、振幅  $A_1, A_2$  よりも位相差  $\phi_0$  の方が重要なパラメータになると考えられる。そこで、本節では周波数成分間の位相差に対応した牽引力錯覚の知覚特性を心理物理実験によって明らかにすることを目的とする。

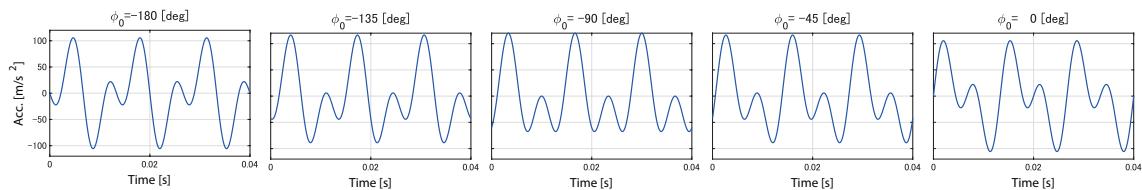


Fig. 4.19 Asymmetric vibration profiles when changing the phase difference  $\phi_0$  between the fundamental and the second harmonic.

## 4.5.2 実験方法

### 刺激

Fig.4.19 に示す通り、位相差  $\phi_0$  を変化させていくことで非対称振動波形の形状が変化する。また、Eq.(4.13) は周期信号の足し合わせであるため、位相差  $\phi_0$  を  $-180 \sim 180$  deg の範囲で変化させることで波形の形状が 1 周して元の形状となる。さらに、 $-180 \sim 0$  deg と  $0 \sim 180$  deg は非対称振動波形の符号が異なるだけで波形の形状は同等になる。符号が変われば錯覚される牽引力の方向が変化するだけで、波形の形状は同じであることから錯覚の生起確率は変化しないと考えられる。よって、周波数成分間の位相差が錯覚に及ぼす影響を明らかにするために評価すべき最低限の範囲としては  $-180 \sim 0$  deg または  $0 \sim 180$  deg であり、本実験では位相差  $\phi_0$  を  $-180 \sim 0$  deg に変化させた。

位相差の分解能は予備実験で得られた結果に基づき 15 deg とした。よって、位相差  $\phi_0$  の条件としては、 $-180, -165, -150, -135, -120, -105, -90, -75, -60, -45, -30, -15, 0$  deg の計 13 水準が使用された。Eq.(4.13) のその他のパラメータとして、基本波の周波数  $f$  はこれまでの実験と同様に 75 Hz (第二次高調波は 150 Hz) とした。振動加速度の振幅である  $A_1$  と  $A_2$  は予備実験の結果に基づき  $60 \text{ m/s}^2$  とした。

### 実験装置と非対称振動制御方法

非対称振動刺激を提示するために、4.3 節の実験で使用した非対称振動提示装置を小型に改良したもの ( $51(\text{w}) \times 32(\text{d}) \times 32(\text{h}) \text{ mm}$ ) を使用した。本装置から生成される振動加速度を計測するために加速度センサ (Analog Devices Inc., EVAL-ADXL001-70Z) とデータ・アキュイジション (National Instruments Co., USB-6003) を使用した。また、本装置を把持した際の把持力を計測するために力センサ (SingleTact Inc., S8-10N) を取り付けた。

4.2.3 節では非対称振動の制御手法として、実験参加者の指のダイナミクスを推定することで指と装置を含めた系の伝達関数  $G_h(s)$  を同定し、非対称振動のリファレンスデータから入力すべき電流信号を求める手法を提案した。この手法は幅広い周波数の非対称振動に対応させるために提案したが、本実験で使用する非対称振動刺激は 75 Hz と 150 Hz で構成されているため、 $G_h(s)$  におけるこれらの周波数の応答が明らかになっていれば入力すべき電流信号を求めることができる。よって、それぞれの周波数の正弦波の電流信号を入力した際に出力される振動加速度との利得と位相を計測し、Eq.(4.13) をこれらのパラメータで補正した Eq.(4.14) で電流信号  $i_{ref}$  を求めることができる。

$$i_{ref} = \frac{A_1}{|G_h(j\omega)|} \sin(\omega t - \angle G_h(j\omega)) + \frac{A_2}{|G_h(j2\omega)|} \sin(2\omega t - \angle G_h(j2\omega) + \phi_0) \quad (4.14)$$

本実験ではこれらのパラメータは実験のはじめに各実験参加者ごとに計測し、Eq.(4.14)に基づき電流信号を生成した。

### 手続き

22-23 歳の健康な成人男性 6 名が本実験に参加し、全員が右利きだった。実験参加者がこれまでに体験したハプティックインタフェースとして、全員が携帯端末やゲーム機のバイブレーション機能を体験したことを報告し、さらにそのうち 5 名が研究開発段階のプロトタイプのもを体験したことを報告した。本実験は筑波大学システム情報系研究倫理委員会の承認 (審査承認番号：2018R213) を受け、実験参加者から実験の参加への同意を得た。

本実験は 4.3 節の実験と同様の環境で行った (Fig.4.10)。実験参加者には着席させ、非対称振動提示装置を利き手で把持させた。実験中の把持力を統制するために、実験参加者に把持力の調整をさせた。実験参加者にあらかじめ本装置を拇指・示指・中指で落とさない程度に軽く把持させ、ベースラインとなる把持力を拇指の位置に取り付けられた力センサを用いて計測した。ベースラインの把持力は前述の状態です 5 s 間把持させ、その時の平均値とした。実験中には実験参加者の前方に液晶ディスプレイを配置し、ベースラインと現在の把持力を表示し、現在の把持力がベースラインと同等になるように調整させた。

次に非対称振動制御用の電流信号を生成するために 75 Hz と 150 Hz における利得と位相を計測した。計測の際は、実験参加者には前述した把持方法で装置を把持させ、75 Hz と 150 Hz の正弦波の電流信号を 1 s 間入力し、そのときの振動加速度を加速度センサによって計測した。各周波数ごとに 5 回の利得と位相の計測を行い、5 回分の平均値をその周波数における利得と位相の値とした。非対称振動制御用の電流信号の生成には Matlab R2018a(Math Works Inc.) を用いた。

把持力の計測と電流信号の生成をした後に心理物理実験を開始した。本実験で設定した位相差の 13 水準のうちランダムに選んだ 1 つの刺激を実験参加者に提示し、実験参加者には牽引されたと感じた方向を「右方向」または「左方向」の強制二択で解答させた。各位相差ごとに「右方向」と解答した確率を求めることで位相差と錯覚の関係を明らかにした。非対称振動の刺激時間は 1 s とし、解答後 2 s のインターバルを設けて次の刺激を提示した。位相差の各水準につき 24 試行を行ったため、一人当たり合計 312 試行であった。なお、実験中の疲労や刺激への順応を考慮し、全試行を 52 試行× 6 セットに分割し、セット間では楽な姿勢で 2 分間の休憩を設けた。方向の解答は非利き手で把持させたゲームパッド (ELECOM Co., Ltd., JC-U3808TWH) の十字キーを使用し、聴覚からの情報を遮断するためにホワイトノイズを流したノイズキャンセリングヘッドホン (Sony Corp., WH-1000XM2) を着用させた。

### 4.5.3 実験結果

Fig.4.20 に実験参加者に提示された非対称振動の典型例を示す。破線が目標値，実線が計測値を表し，目標値と計測値が概ね一致することが確認された。Fig.4.21 に基本波と第二次高調波の位相差の目標値と実験参加者に提示された非対称振動の計測値から算出された位相差の関係を示す。点は全実験参加者の平均，エラーバーは標準偏差，実線は位相差の目標値を示す。全ての位相差において，目標値と計測値が概ね一致していることが確認され，また平均平方二乗誤差の全体平均は 4.38 deg であった。本実験では以上の精度の刺激が実験参加者に提示された。

Fig.4.22 に実験参加者ごとの基本波と第二次高調波の位相差と解答率の関係を示す。横軸は基本波と第二次高調波の位相差を表し，縦軸は「右方向」と解答した確率を表す。点は各位相差ごとの解答率を表し，これらの解答率は最小二乗法によって心理測定関数(累積正規関数)に近似された。実線は近似された心理測定関数を表す。全実験

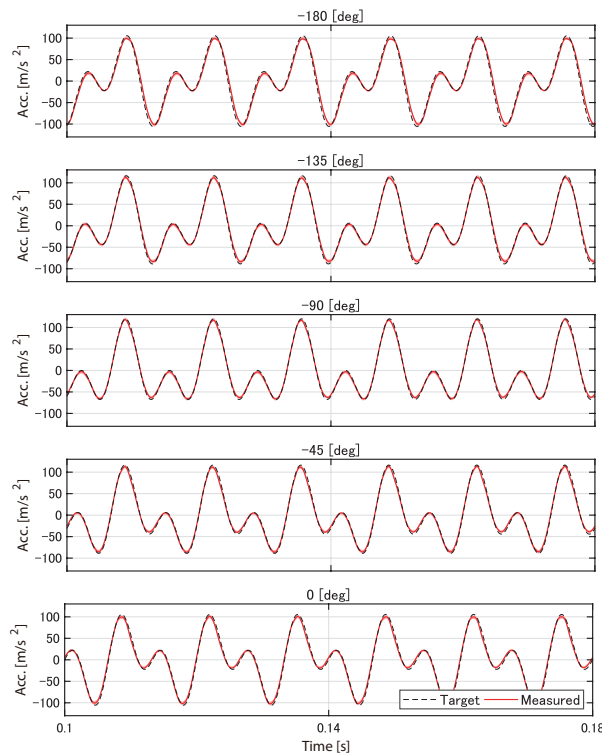


Fig. 4.20 Typical example of asymmetric vibration stimulus that presented to participants. The solid line and the broken line indicate the mean of the measured data and the target data of asymmetric vibrations, respectively, and an envelope indicates the standard deviation of measured data.

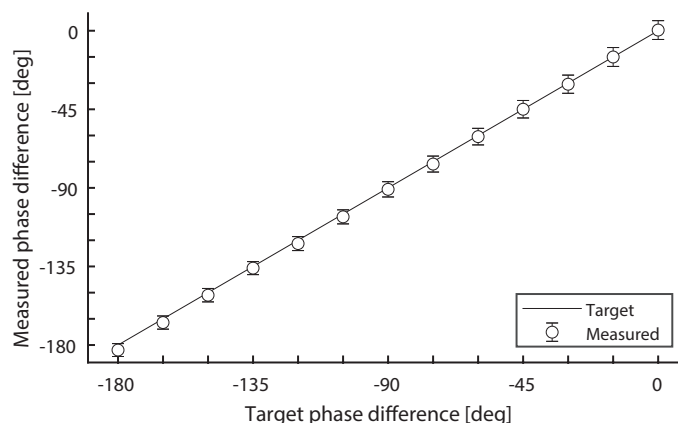


Fig. 4.21 Relationship of target phase differences and measured phase differences.

参加者の傾向として、位相差が 0 deg に近いほど「右方向」と解答する確率が高く -180 deg に近いほど「左方向」と解答した確率が高いことが確認された。この結果は基本波と第二次高調波の位相差が変化することで錯覚される牽引力の方向が変化することを示唆する。

次に方向が変化する閾値を明らかにするために近似された心理測定関数を用いて、解答率が 50% になる位相差を求めた。Fig.4.22 の破線で示す点は各実験参加者ごとの方向が変化する閾値を表す。6 名の実験参加者の閾値の中央値は -93.37 deg であった。また、各位相差ごとの解答率とチャンスレベル (50%) を比較した結果、位相差が -75 deg 以上でチャンスレベルに比べて有意に「右方向」、-120 deg 以下で有意に「左方向」と解答したことが認められた。以上の結果をまとめると基本波と第二次高調波の位相差を 0 deg から -180 deg に変化させていくと 0 deg から -75 deg 付近では「右方向」に対する牽引力が錯覚され、-90 deg 付近で方向が反転し、-120 deg から -180 deg に近づくにつれて「左方向」に対する牽引力が錯覚されることが示された。

#### 4.5.4 考察

##### 位相差によって牽引力の方向が反転した理由

基本波と第二次高調波の位相差を変化させたことで錯覚される牽引力の方向が変化した理由について議論する。Fig.4.23 に  $\phi_0 = -180, 0$  のときの立上り・立下り時間を表す。加速度が負のピークから正のピークに立上る時間を  $T_r$ 、正のピークから負のピークに立下る時間を  $T_f$  とする。Fig.4.24 に位相差ごとの立上り・立下り時間を示す。 $\phi_0 < -90$  deg のときは  $T_r > T_f$  となり立下り時間の方が短く、 $\phi_0 > -90$  deg のと



4.5 周波数成分間の位相差に対する知覚特性

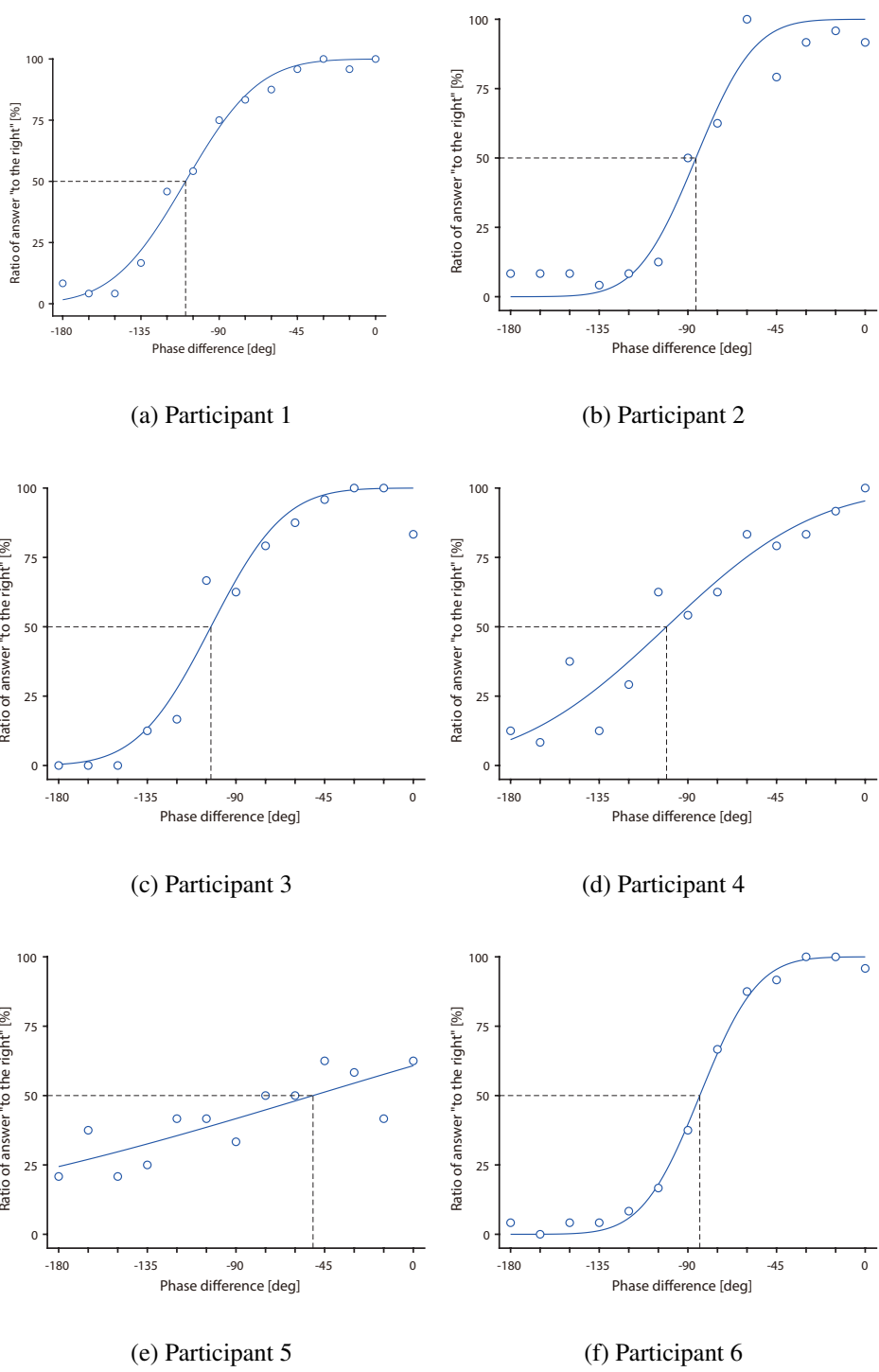


Fig. 4.22 The ratio of answer “to the right” in each participant and fitted psychometric functions.

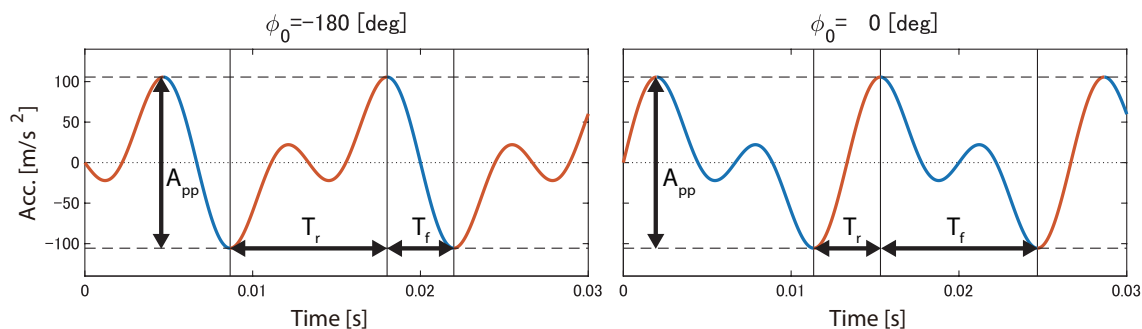


Fig. 4.23 Rise time and fall time of asymmetric vibrations ( $\phi_0 = -180$  and  $0$  degrees,  $A_1 = A_2 = 60$  m/s<sup>2</sup>).  $T_r$  and  $T_f$  mean the rise time and the fall time, respectively.  $A_{pp}$  means the peak to peak value of the vibration acceleration.

きは  $T_r < T_f$  となり立上り時間の方が短くなることが確認された。つまり、これらの振動は立上り・立下り時間が異なっている時間方向に対して非対称な振動であることを意味する。 $\phi_0 = -90$  deg のときは 2 か所に負のピークができるため、他の位相差のように立上り・立下り時間を求めることはできない (Fig.4.25)。そこで、 $\phi_0 = -90$  deg のときにおける正のピークから負の一つ目のピークまでの立上り・立下り時間を  $T_{r1}$ ,  $T_{f1}$  とし、正のピークから負の二つ目のピークまでの立上り・立下り時間を  $T_{r2}$ ,  $T_{f2}$  とする。 $T_{r1}$  と  $T_{f1}$ ,  $T_{r2}$  と  $T_{f2}$  は他の位相差と同様に異なる時間幅であることが確認された。一方で、加速度が正のピークから急激に立下る時間  $T_{f1}$  と正のピークに対して急激に立上る時間  $T_{r2}$  は同じ時間幅 ( $T_{f1} = T_{r2}$ ) であることが確認された。つまり、 $\phi_0 = -90$  deg では、加速度が急激に変化する部分においては対称な振動をしていると言える。

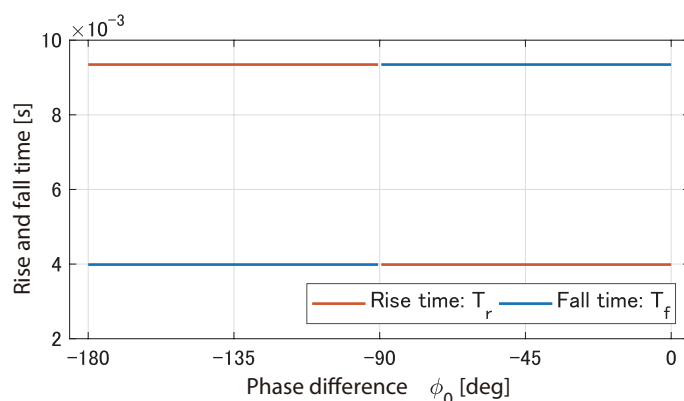


Fig. 4.24 Relationship between phase differences and rise and fall time.

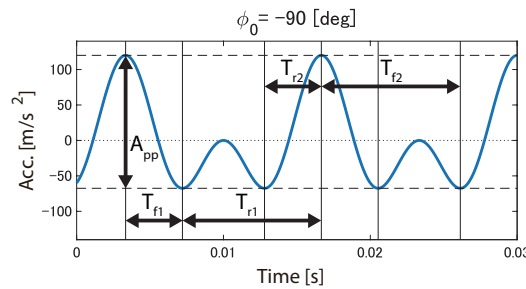


Fig. 4.25 Rise time and fall time of asymmetric vibrations ( $\phi_0 = -90$  degrees,  $A_1 = A_2 = 60 \text{ m/s}^2$ ).

心理物理実験の結果を踏まえると、 $T_r < T_f$  のときは右方向に牽引される確率が高く、 $T_r > T_f$  のときは左方向に牽引される確率が高くなる。また、牽引力の方向の切り替わりの閾値(解答率が50%になる位相差)が $-93.37 \text{ deg}$ であったことから、位相差が $-90 \text{ deg}$ 付近では錯覚が生起しなかったことを意味しており、加速度の時間的変化が対称であったためであると考えられる。以上の結果より、基本波と第二次高調波を足し合わせると立上り・立下り時間が異なる振動が生成され( $\phi_0 = -90 \text{ deg}$ を除く)、位相差を変化させていくことで立上り・立下り時間の大小関係が反転し、それに伴い錯覚される牽引力の方向が反転したことが示唆された。また、加速度の時間的変化が非対称であることが牽引力錯覚を生起させるための必要要件であることが示唆された。ここで示した必要要件は Amemiya et al. が提案した牽引力錯覚の基本原理 [9,10] を支持する結果となった。

#### 位相差によって錯覚の生起確率が変化した理由

基本波と第二次高調波の位相差を変化させていくと、 $0 \text{ deg}$ に近いほど「右方向」と解答する確率が高く、 $-180 \text{ deg}$ に近いほど「左方向」と解答する確率が高いことが確認され、位相差によって錯覚の生起確率は異なっていた。この理由について議論する。Fig.4.23とFig.4.25の $A_{pp}$ は振動加速度のピークピーク値を表す。Fig.4.26に位相差とピークピーク値の関係を表す。位相差を変化させることで、ピークピーク値も変化し、 $-180 \text{ deg}$ 及び $0 \text{ deg}$ で最大、 $-90 \text{ deg}$ で最小になることが確認された。Fig.4.24が示す通り、加速度の立上り・立下り時間は $-90 \text{ deg}$ を境に大小関係は反転するが常に一定の値であることから、位相差を変化させることで加速度の単位時間当たりの変化量が変化したと言える。 $-180 \text{ deg}$ または $0 \text{ deg}$ に近づくにつれて、単位時間あたり加速度の変化量が増加したため、錯覚の生起確率が高くなったと考えられる。よって、錯覚の生起確率は振動加速度のピークピーク値に依存することが示唆された。

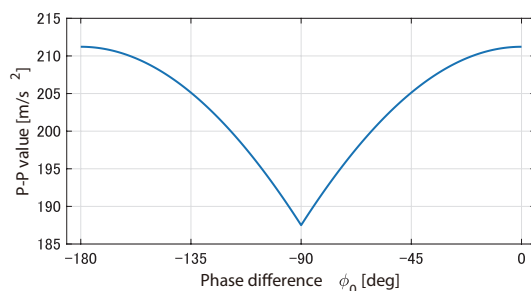


Fig. 4.26 Relationship between phase differences and the peak-to-peak values of the vibration acceleration ( $A_1 = A_2 = 60 \text{ m/s}^2$ ).

### 3章の考案波形を用いることで錯覚が生じた理由

3章では、振動子に入力する信号に全波整流された正弦波と通常の正弦波が交互に繰り返される考案波形を使用した (Fig.3.2)。3.3.2節の実験の結果、考案波形を振動子に入力した振動を指腹に提示することで牽引力錯覚が生じた。3章の時点では考案波形を用いることで錯覚が生起する理由については議論できていなかった。本節の実験の結果より、非対称振動の立上り・立下り時間の非対称性が重要であることが示唆された。考案波形の正非対称の場合、正方向に振幅が偏り、極性によって波形の面積が異なるが、振動子 (駆動させる回路も含む) の機械的・電気的特性によって直流成分が除去され、実際に振動子に信号が入力される際は Fig.4.27 のように波形が歪む。この歪みによって、立上り・立下り時間が異なる非対称な波形が形成される。正非対称の場合、立上り・立下り時間の関係は  $T_r < T_f$  となり、負非対称はその逆となることから、正非対称・負非対称によって牽引力の方向が反転したと考えられる。よって、考案波形は牽引力錯覚が生起する波形の必要要件を満たした波形であると言える。

考案波形は高周波成分を多く含むが (Fig3.3), 非対称振動波形が基本波と第二次高調波で構成されていれば少なくとも牽引力錯覚が生起することが本章の実験によって

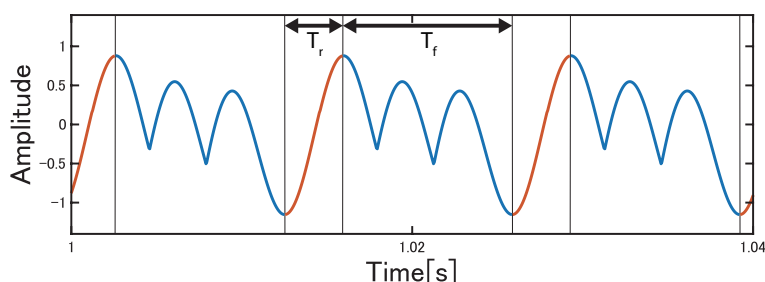


Fig. 4.27 Actual profile of devised wave that input to vibrators.

明らかにされた。単一の周波数成分である正弦波振動では錯覚が生起せず、2つの周波数成分で錯覚が生起したことから、これは牽引力錯覚が生起する最小の周波数成分であると言える。

## 4.6 第4章のまとめ

本章では牽引力錯覚を生起させるための非対称振動を設計する際の必要要件を明らかにするために、指腹部に加わる非対称振動の加速度を制御した環境下での牽引力錯覚の知覚特性を明らかにした。4.3節の実験の結果、基本波と第二次高調波で構成された非対称振動を生成することで牽引力錯覚を概ね誘発可能であることが示唆された。さらに、4.5節の実験の結果、基本波と第二次高調波の位相差を0 deg から-180 deg に変化させた場合、錯覚される牽引力の方向が-90 deg 付近を境に反転することが示された。これらの結果は、周波数が異なる正弦波振動の足し合わせで牽引力錯覚を誘発でき、さらにそれらの位相差を変化させることで牽引力の方向を制御できることを意味する。また、非対称振動波形の中でも立上り・立下り時間が異なっていることが重要で、さらに振動加速度のピークピーク値が大きいほど錯覚の生起確率が高くなる可能性が示唆された。よって、この知見が牽引力錯覚を生起させるための非対称振動波形を設計する際の必要要件であると言える。これが最適解であることは現状では議論することが困難であるが、単一の周波数の正弦波振動では錯覚は生起せず、2つの周波数の正弦波振動を足し合わせることで少なくとも錯覚が生起するため、本研究で示した必要要件は最小の周波数成分で牽引力錯覚を生起させるための必要要件である。

4.2.3節の非対称振動の制御手法は従来の市販振動子利用型 [11-13] における課題を解決できる糸口になったと考えられる。従来の市販振動子利用型 [11-13] は振動子の特性をブラックボックスとして扱い、牽引力錯覚が顕著に生起する入力信号を実験的に選択していた。本章では牽引力錯覚が生起する非対称振動の必要要件の一部を明らかにしており、さらにそれを振動子から生成する制御手法を示している。固有の振動子ごとにあらかじめ、パラメータを推定し、振動子の伝達関数を同定できれば本章と同様の方法で非対称振動が生成でき、牽引力錯覚を誘発できる可能性がある。しかしながら、本章で検証したのは3種類の市販の振動子のみであるため、全ての振動子に本制御手法が適応できるとは言い難い。振動子を用いて牽引力錯覚を誘発する大まかな方法は示すことはできたが、まだ課題もあり今後検討していく必要がある。

本章では、牽引力錯覚を定量的に評価するために非対称振動を制御可能な実験プラットフォームを開発した。本装置では幅広い周波数帯域での牽引力錯覚の評価を目的としていたためフラットな周波数応答を持つ仕様(設計指針3))とした。一方、近年の振動子の仕様は、よりリッチな表現力を出すために幅広い周波数帯域に対応したも

のがトレンドとなりつつある。例えば、Alps Electric Co., Ltd. から発売される Haptic Reactor [62] はバネ定数が異なる 2 種類のバネを使用し、共振周波数を 2 点設けることで幅広い周波数帯域に対応させている。本研究では、共振周波数を低周波に設けて、FA-I 及び FA-II が得意とする周波数帯域でフラットな周波数応答にする振動子設計論を提案した。この設計論は牽引力錯覚の評価だけではなく、触覚提示向けのボイスコイル型振動子の設計論に応用できると考えられる。

## 第5章 並進力・回転力提示手法の検討

### 5.1 概要と目的

力は2種類存在し、物体が並進運動を行うときに発生する並進力と回転運動を行うときに発生する回転力(トルク)に分類できる。牽引力錯覚では通常は牽引力、つまり並進力を錯覚するがこれまでに牽引力錯覚と同様の原理で回転力提示が実現された[18,21,87]。一方で、単一のデバイスで並進力・回転力提示が実現された例は報告されていない。並進力・回転力を任意に提示することができれば、牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースの応用先が広がる。単純に並進力提示と回転力提示のデバイスを組み合わせることでこれを実現できると考えられるが、並進機構と回転機構を組み合わせる必要があるためデバイスの大型化・複雑化が課題になる。本章では多方向化の手法の1つである力ベクトル合成方式(2.4.2節参照)を発展させた単一デバイスによる並進力・回転力提示手法を提案する。本手法で提示できる感覚の基礎となる知覚特性を評価し、錯覚される並進力の回転力の方向及び強度を制御するための必要要件を明らかにする。最後に本手法の有用性を検証するために端的な応用例として、技能伝達のための動作教示手法を示す。

### 5.2 並進力・回転力提示手法

デバイスを把持した際に接触する拇指と示指でそれぞれ異なる非対称振動を提示し、各指で錯覚される牽引力の力ベクトルの組み合わせを変えることで並進力・回転力を提示する手法を提案する。Fig.5.1に示すように2チャンネル(L-ch, R-ch)の振動子を並列に配置したデバイス(2チャンネルデバイス)を考案し、各振動子から提示される並行となる2つの力ベクトルを独立で制御する。なお、1つの振動子から提示される力ベクトルはデバイスに対して前進または後退である。拇指・示指に対して同方向の力ベクトルを提示した場合、その方向の並進力を錯覚させる。それに対して拇指・示指それぞれに対して逆方向となる力ベクトルを提示した場合、デバイスの中心を回転中心とする回転力を錯覚させる。つまり本手法では前後の並進力と右回りまたは左回りの回転力が提示できると予想される(Table5.1)。

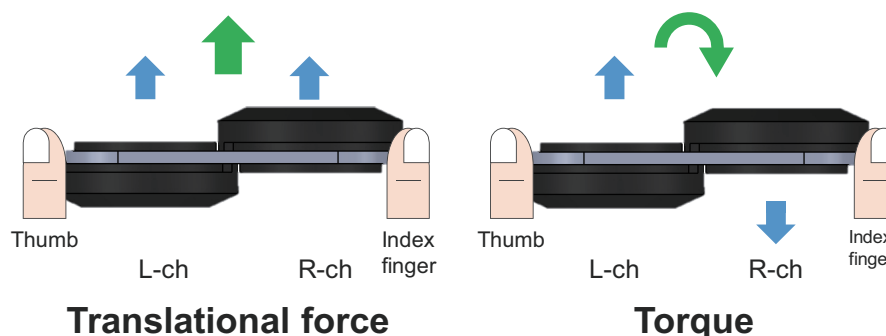


Fig. 5.1 Basic concept.

Table 5.1 Force vectors on index finger and thumb of right hand, and the direction of perceived force.

Thumb	Index finger	Direction of force
Forward	Forward	Forward
Backward	Backward	Backward
Forward	Backward	Clockwise
Backward	Forward	Counter clockwise

本手法は 2.4.2 節で述べた多方向化手法のうち力ベクトル合成方式を発展させた方式に分類される。従来の力ベクトル合成方式では力ベクトルを直交させることで並進力を 2 次元方向に対する角度分解能を高めた手法であるが、本手法では力ベクトルを平行にすることで並進力と回転力の 2 種類の力を提示できる。目的とするアプリケーションに応じて、手法を使い分けることで力覚提示の幅が広がると考えられる。また、各振動子から提示される力ベクトルは入力信号の振幅の偏りによって制御できることを 3.3.2 節で示した。つまり、非対称振動自体の制御には ERM 位相制御方式のようにセンサ及びフィードバック系は不要で、オープンループで振動パターンの制御可能である。よって、ERM 位相制御方式に比べてハードウェアとソフトウェアの両方において簡素化が可能である。

### 5.3 2チャンネルデバイスの構成

2チャンネルデバイスのハードウェア構成は 3 章の実験装置が基本となっており、振動子には Acouve Lab Inc., Vibro Transducer Vp210( $\phi 43 \times 15$  mm, 35 g)を使用した。



振動子を制御する信号はPCのステレオイヤホンジャックから出力し、パワーアンプIC(Texas Instruments Inc., LM386)を用いた増幅回路(最大出力電圧  $\pm 4.5$  V)で信号を増幅させて、振動子に入力した。ユーザから見て左側にL-ch, 右側の振動子にR-chの音声信号を独立して入力することで、2つの振動子を制御した。入力信号はFig.3.2に示す非対称の振幅を持つ考案波形で、周波数は75 Hzとした。3.3.4節の実験で振動子の縁を拇指と示指で挟むように把持することで知覚特性が向上することを確認している。そこで、本章も同様の把持方法が行えるようにデバイスの設計を行った。デバイスはアクリル板(t3 mm)に振動子をはめ込み、2つを連結させた。振動子のサイズやアクリル板の強度を考慮すると拇指・示指間の最小の幅は81.5 mmであった。予備実験として拇指・示指間の幅を81.5 mm, 86.5 mm, 91.5 mmに変化させて指腹部の振動を計測したところ、振動パターンに違いがなかった。そこで把持しやすさを優先して最小幅の81.5 mmを採用した。Fig.5.2に作製した2チャンネルデバイスを示す。なお、振動子の直径は前面と背面では背面の方が小さい。拇指・示指間の幅を最小にするために、2つの振動子を表裏反転させることで間隔を詰めて設置した。デバイスのサイズは81.5(w) × 43(h) × 23(d) mm, 質量は77 gで、片手で把持することが可能である。把持方法は振動子の面がユーザ側に向くようにすることで、前後方向に対して並進力と鉛直軸回りに回転力を提示できる。なお、Fig.3.2の考案波形と振動子によって提示される力の向きは、Fig.5.2のR-chでは正非対称が前方、負非対称は後方であり、L-chは振動子を反転させているためこの逆方向となる。

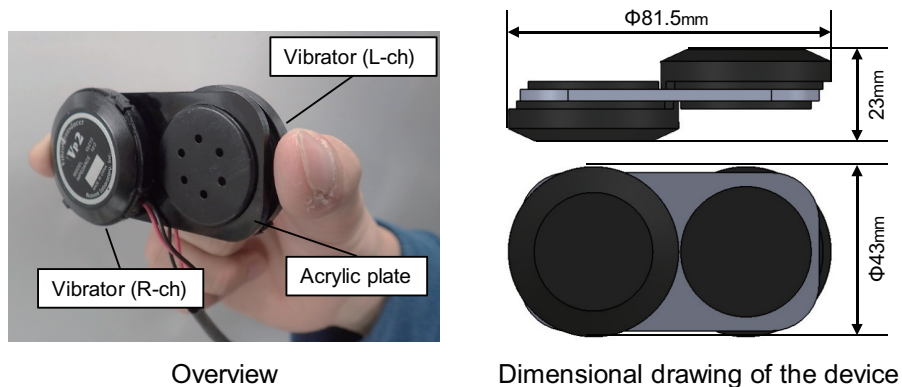


Fig. 5.2 2 channel device.

## 5.4 2チャンネルデバイスの機械的特性

実装した2チャンネルデバイスによって各指の指腹部に加わる振動の機械的特性を明らかにした。本実験には22歳から25歳までの健康な成人男女10名(女性2名)が参加し、全員が右利きであった。

計測方法は実験参加者がFig.5.2に示すように本デバイスを把持した際に、拇指・示指それぞれの指腹部に加わる剪断力の時間的変化を計測した。計測には力センサ(Touchence Inc., TSSI OD10)を使用した。実験参加者に本デバイスを利き手で把持させ、デバイスと把持した指の間に力センサを配置した。なお、振動によって実験参加者が振動子やセンサを滑り落とす可能性を考慮し、ポリエチレンクロス製のテープで力センサと指腹部を覆うようにして固定した。計測条件はTable5.1に示す4方向で拇指・示指それぞれで計測した。入力信号の周波数は75 Hz, 振幅電圧は増幅回路の最大出力である4.5 Vとし、力センサのサンプリング周波数は1 kHzとした。

Fig.5.3に指腹部に対して剪断方向に加わる力の時系列変化を示す。グラフの縦軸は剪断力を表しており、正方向が実験参加者に対して前方に対する力である。実線が全実験参加者の3周期(40 ms)10回分の平均値、破線は標準偏差を表す。3.4.2節で確認した通り、振動子では信号入力直後は過渡応答が生じる。そこで、振動の計測データは確実に定常状態である信号入力後1 s後からのデータを用いた。

振動の解析方法は3.3.3節と同じで、剪断力の方向が正方向の区間(Fig.5.3における①の区間)と負方向の区間(Fig.5.3における②の区間)に分割し、剪断力の極性ごとの実効値を求めた。各力の方向における極性ごとの振動の実効値をTable5.2に示す。正弦波のように極性ごとに対称な振動をしている場合、正負ともに同程度の実効値が観測される。しかし、全ての方向、拇指・示指共に正負で実効値が異なっており、並進力では拇指と示指は同方向、回転力では逆方向の実効値が大きいことが確認された。以上の結果より実装したデバイスによって各指に独立した非対称振動を提示可能であることが示された。

Table 5.2 Effective values of vibrations in each polarity of force (unit:N).

Direction	Thumb		Index finger	
	Positive	Negative	Positive	Negative
Forward	<b>0.493</b>	0.243	<b>0.433</b>	0.196
Backward	0.191	<b>0.432</b>	0.252	<b>0.525</b>
CW	<b>0.421</b>	0.279	0.215	<b>0.411</b>
CCW	0.278	<b>0.423</b>	<b>0.411</b>	0.244

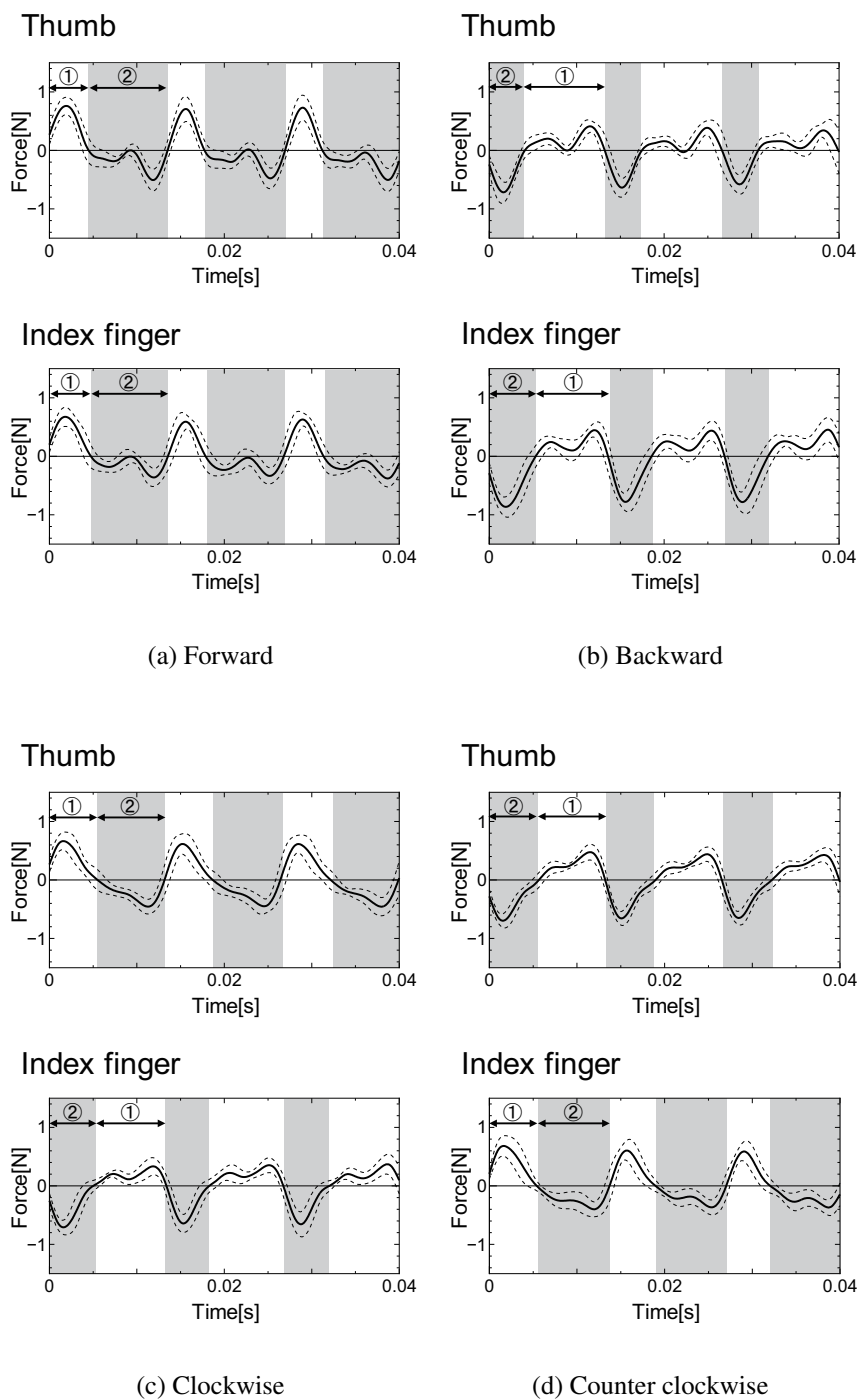


Fig. 5.3 Typical example of time series variation of the exerted forces on the thumb and index finger with the device.

## 5.5 知覚特性評価

### 5.5.1 概要

牽引力錯覚における基本的な知覚特性は第 3 章で明らかにしたが、2 チャンネルデバイスをを用いた際の知覚特性を明らかにすることで、本デバイスを用いたアプリケーションを開発する際の基礎知見になる。そこで本節では 2 チャンネルデバイスを用いた並進力・回転力提示における基本的な知覚特性として、5.5.2 節では並進力と回転力の弁別特性、5.5.3 節では並進力の PSE、5.5.4 節では回転力の PSE、5.5.5 節では最短刺激時間、5.5.6 節では長時間連続提示による影響を明らかにした。

### 5.5.2 並進力・回転力方向弁別実験

#### 目的

本章では単一デバイスによる並進力・回転力提示手法の確立を目的にしており、5.4 節では 2 チャンネルデバイスを用いて各指に独立した非対称振動が提示されていることが明らかにされた。では、この独立した非対称振動の組み合わせによって並進力・回転力提示が実現できるかを明らかにする必要がある。そこで、本節では並進力・回転力の方向弁別実験を行った。

#### 実験方法

本実験には 22 歳から 25 歳までの健康な成人男女 10 名 (女性 2 名) が参加し、全員が右利きだった。

実験手順は以下の通りである。Table 5.1 に示す 4 方向からランダムに選んだ 1 つの振動を実験参加者に提示した。実験参加者に感じた力の方向を「前進」、「後退」、「右回転 (clockwise, CW)」、「左回転 (counter clockwise, CCW)」の四肢強制選択 (チャンスレベル : 25%) させた。Fig. 5.4 に実験環境の様子を示す。実験参加者には視聴覚情報を遮断するためにアイマスクとホワイトノイズを流したヘッドホンを着用させた。利き手 (全員が右利き) でデバイスを把持させ、逆の手でゲームパッドの十字キーを先の 4 方向の四択に割り当て解答させた (Fig. 5.4)。試行回数は 4 方向を 5 回ずつ計 20 試行を行い、それを 6 セット合計 120 試行 (各方向につき 30 試行) 行わせた。振動の提示時間は 1 s 間とし、解答後 2 s のインターバルを設けた。1 セット終わるごとに 1 分間、実験参加者を楽な姿勢で休憩させた。

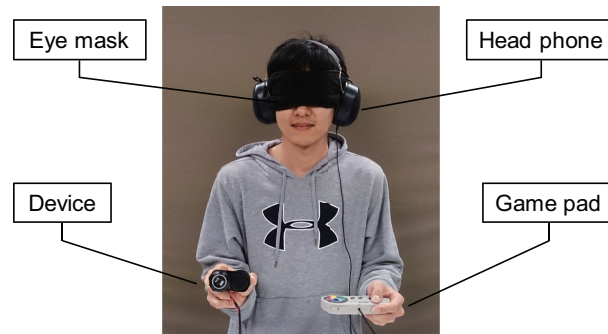


Fig. 5.4 Experimental environment.

### 実験結果

Fig.5.5に各方向ごとの実験参加者が知覚した牽引力の方向の正答率を示す。箱の中央線は全実験参加者の正答率の中央値を表し、箱の下部と上部は第一四分位数、第三四分位数を表し、ひげは最小値、最大値を表す。全ての方向において90%以上と高い正答率であった。本実験は四肢強制選択であるため、偶然に正解する確率であるチャンスレベルは25%である。各方向の正答率とチャンスレベルを比較するために各方向ごとに $t$ 検定を行った。その結果、全ての方向においてチャンスレベルより有意に差があることが認められた(前進 [ $t(9) = 21.33, p < 0.001$ ], 後退 [ $t(9) = 37.20, p < 0.001$ ], 右回転 [ $t(9) = 23.72, p < 0.001$ ], 左回転 [ $t(9) = 31.15, p < 0.001$ ])。この結果は、本デバイスを用いてTable5.1に示す4方向に対して力覚を提示可能であり、また方向の弁別が可能であることを示唆している。以上より、拇指・示指それぞれに同方向の力ベクトルを知覚する非対称振動を提示することで第3章と同様に並進力の知覚が生起することが確認された。また、各指の力ベクトルを逆方向にすることで回転力の知覚

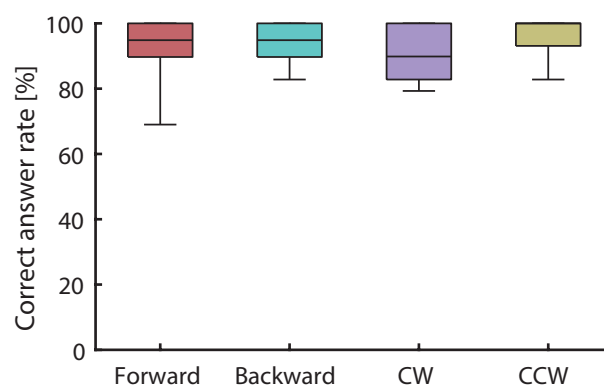


Fig. 5.5 Correct answer rate of translational force and torque.

Table 5.3 The correct answer rate of each set (unit:%).

Set1	Set2	Set3	Set4	Set5	Set6
86.5	93.5	93.0	91.5	94.0	96.5

が生起することが確認された。

次に正答率の時系列変化を調査するためにセットごとの正答率を求めた。Table5.3 に各セットごとの正答率を示す。1セット目の正答率が2セット目以降に比べて低くなる傾向が見られた。すなわち実験の初期において学習効果があったことが示唆された。しかしながら、2セット目以降も正答率は100%に至らなかった。誤った解答をしたケース90件(全試行のうち7.5%)のうち、並進力を回転力と知覚したケースが47件、回転力を並進力と知覚したケースが41件、並進力の方向を誤ったケースが0件、回転力の方向を誤ったケースが2件で、並進力と回転力の識別において誤った解答が集中していた。この原因としては、振動子と指先の接触状態が手の筋肉の疲労等で接触位置等が一定とはならなかったことにより、知覚される力の向き、大きさに差が生じたことが考えられる。10%程度並進力と回転力の混同することがありうることを考慮して本手法を用いたアプリケーションを開発する必要があると言える。

### 5.5.3 並進力の主観的等価点

#### 目的

3.3.5節では振動子に入力する信号の振幅電圧を操作することで錯覚される牽引力の強度を制御できることを明らかにした。2チャンネルデバイスでも同様の手法によって牽引力の強度を制御できると考えられる。また、振動子を2チャンネルに拡張したことによる主観的等価点の変化を明らかにすることで牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースにおけるハードウェアの設計指針につながる。よって、本節では2チャンネルデバイスに入力する信号の振幅電圧と並進力のPSEの関係性を明らかにした。

#### 実験方法

本実験には22歳から25歳までの健康な成人男女10名(女性2名)が参加し、全員が右利きだった。

実験方法は牽引力錯覚による並進力を標準刺激とし、糸と錘を用いて物理的に発生

させた並進力を比較刺激とし，比較刺激を調整することで標準刺激の PSE を求めた．実験には Fig.5.6 に示す装置を使用した．糸はデバイスの中心に取り付け，デバイス全体を牽引するようにした．前進方向の場合は糸をデバイスの前方，後退方向の場合は糸をデバイスの後方から出すように滑車と糸の位置を調整した．後退方向の場合，糸と実験参加者の手が干渉するため，デバイスを把持した際にできる拇指と示指の間の空間に滑車 1 を配置することで糸を上方向に牽引できるようにした．その後，2 つの滑車を介することで糸を重力方向に牽引されるようにした．前進・後退で条件を統一するために前進方向の条件でも 3 つの滑車を介して牽引を行った．糸はデバイスに対して垂直方向になるように実験参加者に調整させた．

実験手順は標準刺激を利き手に提示した後，比較刺激を提示し，標準刺激に比べて比較刺激が「強い」，「弱い」，「同じ」の三択で解答させた．解答が「強い」または「弱い」の場合は錘の重さを実験者が調整し，再度比較させた．「同じ」であった場合は標準刺激の強度を比較刺激の強度とし，その試行を終了した．各条件 3 回ずつ以上の試行を行い，各条件ごとに解答が「同じ」であった場合の比較刺激の強度の 3 回分の平均値を算出し，その値を PSE とした．使用した錘の重さは 1 つあたり 5 gf(0.049 N) となっており，最大 100 gf(0.980 N) であった．なお，比較刺激 (物理的並進力) では標準刺激 (牽引力錯覚による並進力) と近い条件で比較できるように，力覚知覚が生起しない対称振動である正弦波 (75 Hz) を入力信号とした振動を提示した．標準刺激，比較刺激共にデバイスから提示される振動刺激の有無は実験参加者自身によってキーボードで自由に操作できるようにした．3.3.5 節で振動子への入力信号の振幅電圧を制御することで牽引力の PSE が変化することが確認されており，本デバイスにおいても同様のことが可能であると考えられる．そこで，3.3.5 節と同様に 0.5，1.5，

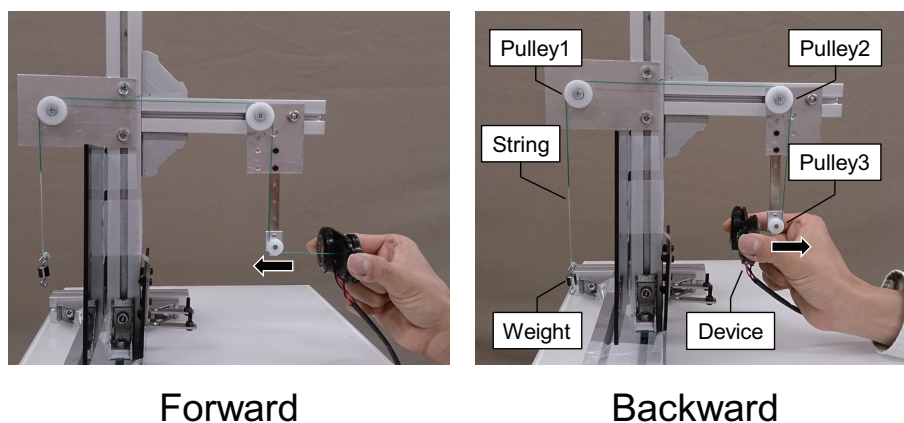


Fig. 5.6 Experimental device for measurement of the PSE of translational force.

2.5, 3.5, 4.5 V の 5 段階で変化させた。また、本デバイスにおいて前進方向の場合は指を伸展する方向に、後退方向の場合は指を屈曲させる方向に並進力が提示される。指の進展・屈曲の違いによっても PSE が変化する可能性が考えられる。並進力の方向は実験参加者に対して前後両方の 2 条件で行った。提示される順番は方向ごとに振幅電圧をランダムに変化させ、15 試行 (各条件につき 3 試行) 行った。実験参加者の疲労を考慮し 5 試行ごとに 2 分間の休憩を設けた。次に方向を変化させて同様に 15 試行を行い、全試行は 30 試行であった。方向の順番は実験参加者ごとにランダムな順番で行い、あらかじめ力の方向は口頭にて実験参加者に伝えた。本実験ではデバイスから繰り出す糸をデバイスに対して垂直になるように実験参加者に調整させたため、視覚情報の遮断は行わなかった。なお、実験中は糸を注視するように指示された。聴覚に関しては、振動子から出力される音声は同一の周波数での振動音が出力されるため並進力の判断に影響を与えないと考えられ、実験を円滑に進めるために聴覚情報の遮断も行わなかった。

## 実験結果

Fig.5.7 に振幅電圧と並進力の PSE の関係を示す。グラフの横軸は入力信号の振幅電圧、縦軸は並進力の PSE で点が各振幅ごとの平均値、エラーバーは標準偏差を表す。振幅電圧と並進力の方向を要因とする two-way ANOVA を行い、振幅電圧の主効果 [ $F(4, 90) = 106.15, p < 0.01, \eta_p^2 = 0.83$ ] が認められ、並進力の方向の主効果 [ $F(1, 90) = 0.03, p = 0.88, \eta_p^2 = 0.00$ ] と交互作用 [ $F(4, 90) = 0.10, p = 0.98, \eta_p^2 = 0.01$ ] は認められなかった。振幅電圧の主効果が認められたことから、入力信号の振幅電圧を制御することで並進力の PSE が変化することが示された。並進力の方向によって PSE が変化すると予想していたが、並進力の方向においては主効果と振幅電圧との交互作用が認められなかったため、力の方向が PSE に影響しないと考えられる。振幅電圧の主効果が認められたため、振幅電圧の各水準間で Bonferroni の補正を用いた多重比較を行った。その結果、4.5 V-3.5 V 間で有意差 ( $p < 0.05$ ) が認められ、残りペア全てで有意差 ( $p < 0.01$ ) が認められた。よって以上の結果より、入力する信号の振幅電圧を制御することで知覚される並進力の PSE が制御することが可能であることが示された。

1 チャンネルの振動子を用いて力覚提示を行った場合、入力信号の振幅電圧が 4.5 V のときの PSE は 0.43 Nであることを 3.3.5 節で確認しており、本デバイスを用いた場合、振幅電圧が 4.5 V のときの前進方向の PSE は 0.52 N、後退方向の PSE は 0.53 N となり、アクチュエータを 2 チャンネルに増加させても単純に PSE が 2 倍にはならなかった。また、他の振幅電圧で比較しても PSE が 2 倍になることはなかった。本デバイスでは 2 つの振動子が同一の位相・振幅で一体化して振動しており、各指の接触



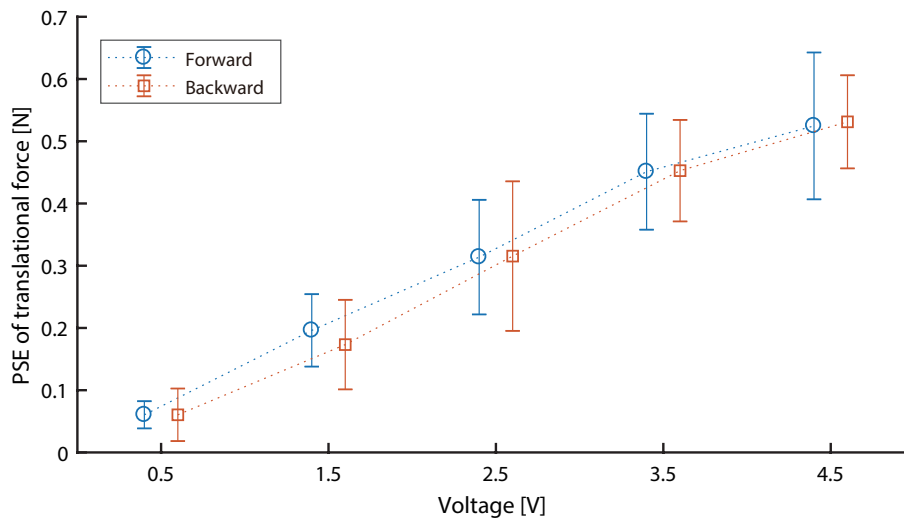


Fig. 5.7 Relationship of the amplitude voltage of input signals and the PSE of translational force.

部位は1チャンネルの振動子から出力される振動の変位と同等になると考えられ、デバイスを押さえる指の皮膚の変形や手指の振動の効果によって最大並進力が1チャンネルのそれと同程度となったと考えられる。Culbertson et al. の報告 [13] にもあるように各指の接触部位は1チャンネルのアクチュエータから出力される振動の変位と同等になると考えられ、この仮説を支持することができる。

#### 5.5.4 回転力の主観的等価点

##### 目的

5.5.2 節の実験において、2チャンネルの振動子を用いて牽引力のベクトルの組み合わせを逆向きにすることで回転力提示が可能であることが示された。次に明らかにすべき特性は回転力の強度であると考えられる。2チャンネルデバイスを用いて提示できる回転力の PSE を明らかにすることで、本デバイスを用いたアプリケーションの適応範囲が明らかになる。また、並進力と同様に振幅電圧の制御による強度の制御が可能であることを明らかにする必要がある。そこで、本節では2チャンネルデバイスに入力する信号の振幅電圧と回転力の PSE の関係を明らかにした。

## 実験方法

本実験には 22 歳から 25 歳までの健康な成人男女 10 名 (女性 2 名) が参加し、全員が右利きだった。

実験方法は 5.5.3 節と同様に牽引力錯覚による回転力を標準刺激とし、糸と錘を用いて物理的に発生させる回転力を比較刺激とし、比較刺激を調整することで標準刺激の PSE を求めた。実験には Fig.5.8 に示す装置を使用し、参加者に対して右側が標準刺激で比較刺激である。両刺激が提示されるデバイスはデバイスの中心にシャフトを取り付け、回転方向の摩擦を軽減させるためにベアリングを用いて固定し、自由度を鉛直軸回りの一軸のみに限定した。比較刺激はデバイスの中心から見て、左または右の振動子の中心である 19.25 mm 水平方向に離れた位置に糸を取り付け、その先に錘を取り付けた。滑車を介することで錘が重力方向に牽引されるようにした。また、比較刺激はデバイスの角度に応じて変化するため、参加者に糸の繰り出し方向がデバイスに対して垂直になるような角度にデバイスを保持するように指示した。全実験参加者は右利きだったため、右回転の場合は手関節が背屈、左回転の場合は掌屈する方向に回転力が提示される。この違いによって、PSE に影響を及ぼす可能性が考えられる。そこで、回転力の方向は左右両回転それぞれについて行い、その他の実験手順及び実験条件は 5.5.3 節と同じとした。

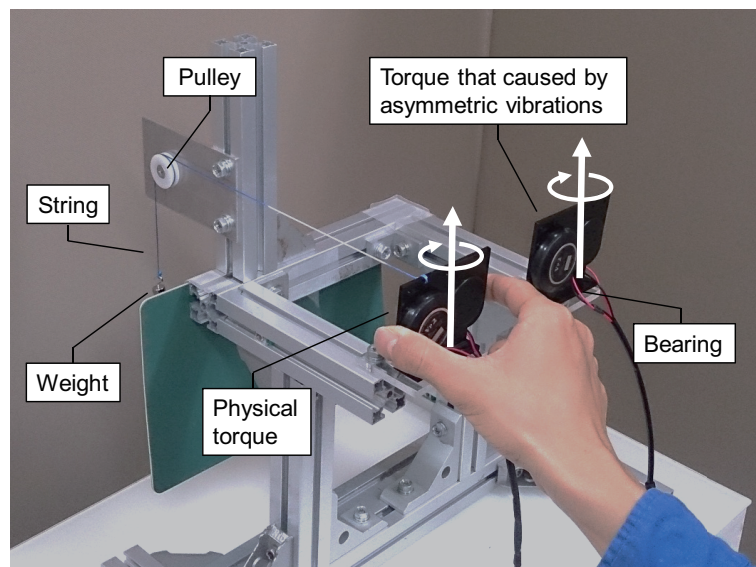


Fig. 5.8 Experimental device for measurement of the PSE of torque.

## 実験結果

Fig.5.9 に振幅電圧と回転力の PSE の関係を示す。グラフの横軸は入力信号の振幅電圧，縦軸は回転力の PSE で点が各振幅ごとの平均値，エラーバーは標準偏差を表す。振幅電圧と回転力の方向を要因とする two-way ANOVA を行い，振幅電圧の主効果 [ $F(4, 90) = 191.98, p < 0.01, \eta_p^2 = 0.70$ ] が認められ，回転力の方向の主効果 [ $F(1, 90) = 0.001, p = 0.97, \eta_p^2 = 0.00$ ] と振幅電圧と回転力の方向の交互作用 [ $F(4, 90) = 0.18, p = 0.95, \eta_p^2 = 0.01$ ] は認められなかった。振幅電圧の主効果が認められたことから，入力信号の振幅電圧を制御することで回転力の PSE が変化することが示された。回転力の方向においては主効果と振幅電圧との交互作用が認められなかったため，回転力においても回転方向が PSE に影響はないと考えられる。振幅電圧の主効果が認められたため，振幅電圧の各水準間で Bonferroni の補正を用いた多重比較を行った。その結果，4.5 V-3.5 V 間と 3.5 V-2.5 V 間で有意差が認められなかったが残りペア全てで有意差 ( $p < 0.01$ ) が認められた。よって以上の結果より，3.5 V 付近では弁別閾が悪くなると考えられるが概ね入力する信号の振幅電圧を制御することで知覚される回転力の PSE が制御することが可能であることが示された。

本デバイスから提示される回転力は左右両方向とも最大で  $9.5 \text{ N} \cdot \text{mm}$  程度であることが確認された。中心からの各指の距離  $19.25 \text{ mm}$  に加わった力を計算すると  $9.5 \text{ N} \cdot \text{mm} / 19.25 \text{ mm} \approx 0.5 \text{ N}$  で，並進力の最大 PSE と同等の結果であることが示唆され，妥当な結果といえる。

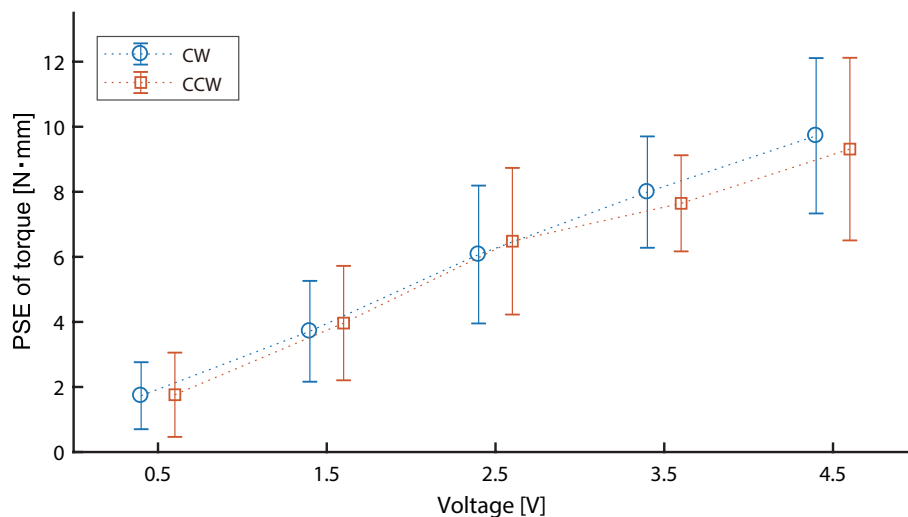


Fig. 5.9 Relationship of the amplitude voltage of input signals and the PSE of torque.

### 5.5.5 2チャンネルデバイスにおける最短刺激時間

#### 目的

3.4.2 節で牽引力錯覚における最短刺激時間を明らかにしたが、2 方向に対する方向弁別であった。2チャンネルデバイスでは提示できる力の方向を4方向に拡張しており、選択肢の増加に伴い最短刺激時間が増加すると考えられる。そこで、本節では提示する方向を並進2方向・回転2方向に拡張した条件での最短刺激時間を明らかにした。

#### 実験方法

本実験には23歳から25歳までの健康な成人男女10名(女性1名)が参加し、全員が右利きであった。

実験方法は刺激時間を短縮させていき、その時の方向の正答率を求めた。本デバイスの入力信号の周波数として75 Hzを採用したため、提示できる最短の刺激時間は13.3 ms(75 Hzの1周期分)となる。Fig.5.10に力センサ(Touchence Inc.: TSSI OD10)で計測した示指に加わる剪断力の時系列データを示す。計測された非対称振動は1周期目では過渡応答が観測され、2周期目以降は定常状態であることが確認された。3.4.2節において、過渡応答が方向の弁別に影響することが確認されているため、本デバイスでも同様の現象が起きることが予想される。そこで、本実験では安定して定常状態になる3周期(40 ms)を刺激時間の最小とし、刺激時間をそこから3周期ずつ増加させた。よって40 ms(3周期)、80 ms(6周期)、120 ms(9周期)、160 ms(12周

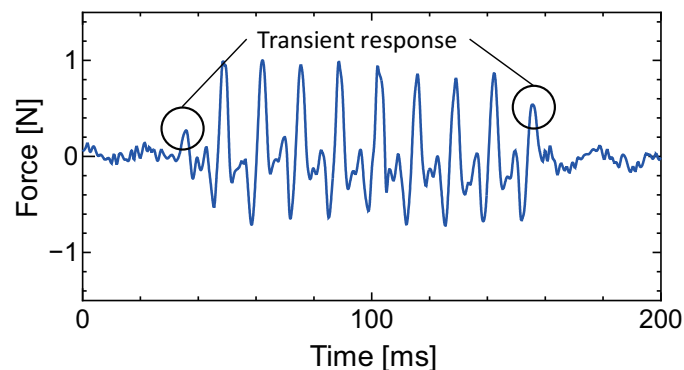


Fig. 5.10 Typical example of vibration stimulation (Stimulation time: 120 ms, Direction: Forward, Finger: Index finger).

期), 200 ms(15 周期), 240 ms(18 周期) の計 6 水準の刺激時間が本実験で使用された。提示する力の方向は Table5.1 に示す並進 2 方向(前進/後退), 回転 2 方向(右回転/左回転) の計 4 方向とした。そのため, 24 条件(刺激時間 6 水準, 方向 4 水準) の刺激が設計された。振動子に入力する信号の振幅電圧を 4.5 V とした。

本実験では実験参加者に楽な姿勢で着席させ, 本デバイスを利き手で把持させた。実験参加者は本デバイスの縁を拇指と示指で把持するように指示された (Fig.5.2)。方向の解答には非利き手で把持させたゲームパッド (ELECOM Co., Ltd., JC-U3808TWH) を使用し, ゲームパッドの十字キーで解答を入力させた。前述した条件のうち方向及び刺激時間をランダムに選択された条件の刺激が実験参加者に提示された。実験参加者には知覚した力の方向を「前進」, 「後退」, 「右回転」, 「左回転」の四肢強制選択 (チャンスレベル: 25%) させた。解答後, 1 s 間のインターバルを設けて次の刺激を提示した。試行回数は各条件 20 試行実施されたため, 実験参加者一人当たり 480 試行であった。実験参加者の疲労を考慮し, 全試行を 48 試行ずつに分割し, 合計 10 セット実施された。各セットの間には 1 分間の休憩時間を設けた。視聴覚からの情報を遮断するために実験参加者にはアイマスクとホワイトノイズを流したヘッドホンを着用させた (Fig.5.4)。各条件ごとに提示した方向と実験参加者が解答した方向を比較し, 正答率を算出した。

## 実験結果

Fig.5.11 に各方向ごとの刺激時間に対する正答率を示す。箱の中央線は全実験参加者の正答率の中央値を表し, 箱の下部と上部は第一四分位数, 第三四分位数を表し, ひげは最小値, 最大値を表す。全方向において刺激時間が延長するにつれて正答率が高くなる傾向が確認された。チャンスレベル 25% と各条件ごとの正答率と比較した結果, 右回転の 40 ms と 80 ms, 左回転の 40 ms では有意差が認められなかったが, その他条件では認められた。

刺激時間の違いによる正答率の差を調べるために, 各方向ごとに刺激時間を要因とする one-way ANOVA を行った。その結果, すべての方向で刺激時間の主効果が認められた (前進 [ $F(5, 42) = 4.55, p < 0.01, \eta_p^2 = 0.35$ ], 後退 [ $F(5, 42) = 9.06, p < 0.01, \eta_p^2 = 0.52$ ], 右回転 [ $F(5, 42) = 6.76, p < 0.01, \eta_p^2 = 0.45$ ], 左回転 [ $F(5, 42) = 17.90, p < 0.01, \eta_p^2 = 0.68$ ])。次に Bonferroni の補正を用いた多重比較を行った。並進力の前後両方において, すべての刺激時間でチャンスレベルよりも有意に正答率が高い結果だったが, 40 ms が他の刺激時間に比べて有意に正答率が低かった。80 ms 以上になると正答率は有意に変化することはなかったため, 前進/後退方向における最短刺激時間は 80 ms(6 周期) とした。回転力に関して, 右回転の場合は 40-80 ms はチャンスレベルと比較して有意に正答率は高くなかったため錯覚は生起しなかったと考えられる。

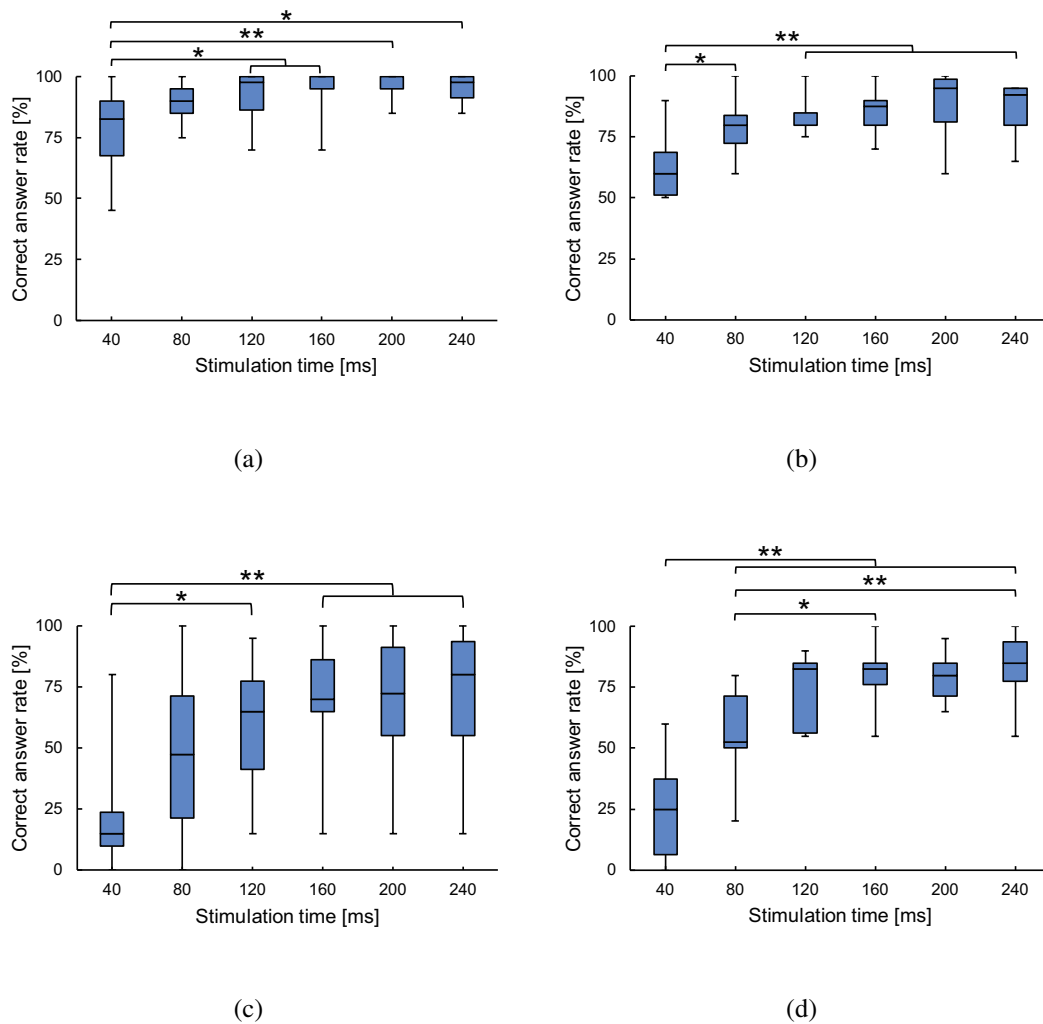


Fig. 5.11 The correct answer rate for each stimulation time in each direction.: (a) Forward, (b) Backward, (c) Clockwise, and (d) Counter clockwise (\*:  $p < 0.05$ , \*\*:  $p < 0.01$ ).

120 ms 以降では刺激時間の水準間での有意差は認められなかったため、右回転における最短刺激時間は 120 ms(9 周期)とした。同様に左回転でも 120 ms 以降では刺激時間の水準間での有意差は認められなかったため、左回転における最短刺激時間は 120 ms(9 周期)とした。

並進力に比べて回転力の最短刺激時間が長かった。これは運動を誘発する関節の違いにあると考えられる。実験後のインタビューで多くの実験参加者から並進力の際は指関節が、回転力の場合は手首が意図せずに動くと言った。3.3.4 節で振動

子の縁部を把持することで知覚特性が向上することを確認しており、本デバイスでは Fig.5.2 の様に把持したとき、振動子の縁部が接触するように設計された。また、実験の際は縁部が指腹に対して垂直に接触するよう把持するよう実験参加者に指示した。そのため、並進力の場合は指関節を伸展・屈折させる方向に力が知覚されたが、回転力の場合は手関節を背屈・掌屈させる力が知覚された。手首の運動は指関節の運動に比べて動作が大きい。そのため正確な方向を判断するために回転力提示の方が並進力に比べて長い刺激時間を要したと考えられる。

並進力の最短刺激時間は 80 ms で、回転力は 120 ms であることが示された。一方で、本実験で使用した最長の刺激時間である 240 ms において、2 名の実験参加者の正答率が他の実験参加者に比べて低いことが確認された。この 2 名の実験参加者の 240 ms の正答率は 66.25%(実験参加者 3)、62.50%(実験参加者 7)であった。この 2 名の実験参加者は他の 8 名と異なる知覚特性を持つと仮定し、追加実験を実施した。追加実験では 280-480 ms を 40 ms ごとに増加させ、計 6 水準の刺激時間が使用された。追加実験の結果、刺激時間が 360 ms(実験参加者 3)、440 ms(実験参加者 7)になると他の実験参加者と同等の正答率となった。実験後のインタビューにおいて、実験参加者 7 は拇指に提示される力の方向を判断の基準としたと報告した。そのため、並進力と回転力の混同が生じ、方向を弁別するために長時間の刺激時間を要したと考えられる。最短刺激時間は個人ごとの方向弁別の判断基準の影響を受けることを示唆する。

### 5.5.6 2チャンネルデバイスにおける長時間連続提示による主観的感度への影響

#### 目的

3.4.3 節において、非対称振動の長時間連続提示によって主観的感度の低下が確認されたことから、牽引力錯覚では順応が生起することが示された。2チャンネルデバイスにおいても同様のことが生起すると考えられ、順応の時定数を求めることで長時間連続提示による主観的感度の低下量を予測することができる。そこで、本節では 2チャンネルデバイスにおける長時間連続提示による主観的感度への影響を明らかにした。

#### 実験方法

本実験には 23-25 歳の 10 名の健康な成人男女(女性:1名)が参加し、全員が右利きであった。

実験方法は次の通りである。実験参加者に本デバイスを把持させ、非対称振動を

45 s 間提示した。実験参加者は 5 s ごとに知覚される力の主観的感度を 10 段階の尺度「(力を感じる (10 点)-感じない (1 点))」で回答させた。3.3.4 節で本デバイスから提示される力の方向を概ね弁別可能であることが確認されているため、本実験では実感参加者の負担を軽減させるために提示される方向の指示と知覚した力の方向の回答は行われなかった。なお実験参加者は並進力・回転力を知覚することができなければ、低いスコアを回答するように指示された。入力信号の振幅電圧は 4.5 V とし、45 s 間同じ振幅電圧であった。力の方向は前進・後退・右回転・左回転の 4 方向を調査した。試行回数は各方向を 3 回ずつ行ったため、一人当たり 12 試行実施された。液晶ディスプレイに回答までのカウントダウンを表示し、0 s 秒になると現在の牽引力の主観的感度を口頭にて回答させた。5.5.2 節で 90% 以上の正答率で可能であることが示された。そのため、本実験ではタスクの増加による実験参加者の負担を考慮し、牽引力の方向の回答は指示されなかった。牽引力の方向が分からなければ低いスコアで回答するように指示された。実験中は聴覚による影響を排除するためにホワイトノイズを流したヘッドホンを着用させた。各試行が終わるごとに 1 分間の休憩を設けた。

### 実験結果

Fig.5.12 に各方向ごとの刺激時間に対する力の主観的感度の関係を示す。グラフの縦軸は主観的感度の尺度を表し、横軸は時間を表す。点は全実験参加者の尺度の平均、エラーバーは標準偏差を表す。3.4.3 節の振動子を 1 チャンネル使用した際の長時間連続提示における錯覚への影響と同様に刺激時間が長くなるにつれて、主観的感度が低下する傾向が見られた。そこで、3.4.3 節と同様に主観的感度の時間的変化を Eq.(3.2) で関数近似し、 $F_{max}$  は力の主観的感度の最大値、 $\tau$  は時定数を求めた (Table 5.4)。Fig.5.12 の破線は近似された曲線を表す。2 チャンネルデバイスにおいても長時間連続的に非対称振動を提示した場合、時定数  $\tau$  の変化量で主観的感度が低下することが示された。主観的感度が低下した理由は振動の強度は一定 (振動子に入力する信号の振幅電圧が 4.5 V で一定) であったため、振動刺激への順応によるものであると考えられる。そのため、牽引力錯覚を経路の誘導や動作教示に応用する場合、Table 5.4 の時定数で力の感度が低下していくことを念頭に置き、刺激の設計をする必要がある。

## 5.6 デバイスの展示

本デバイスを 2016 年 6 月 23 日に 3D & バーチャルリアリティ展 [97] でデモンストレーション展示を実施した。その際に体験者 68 名 (男性:67 名, 女性 1 名, 平均年齢



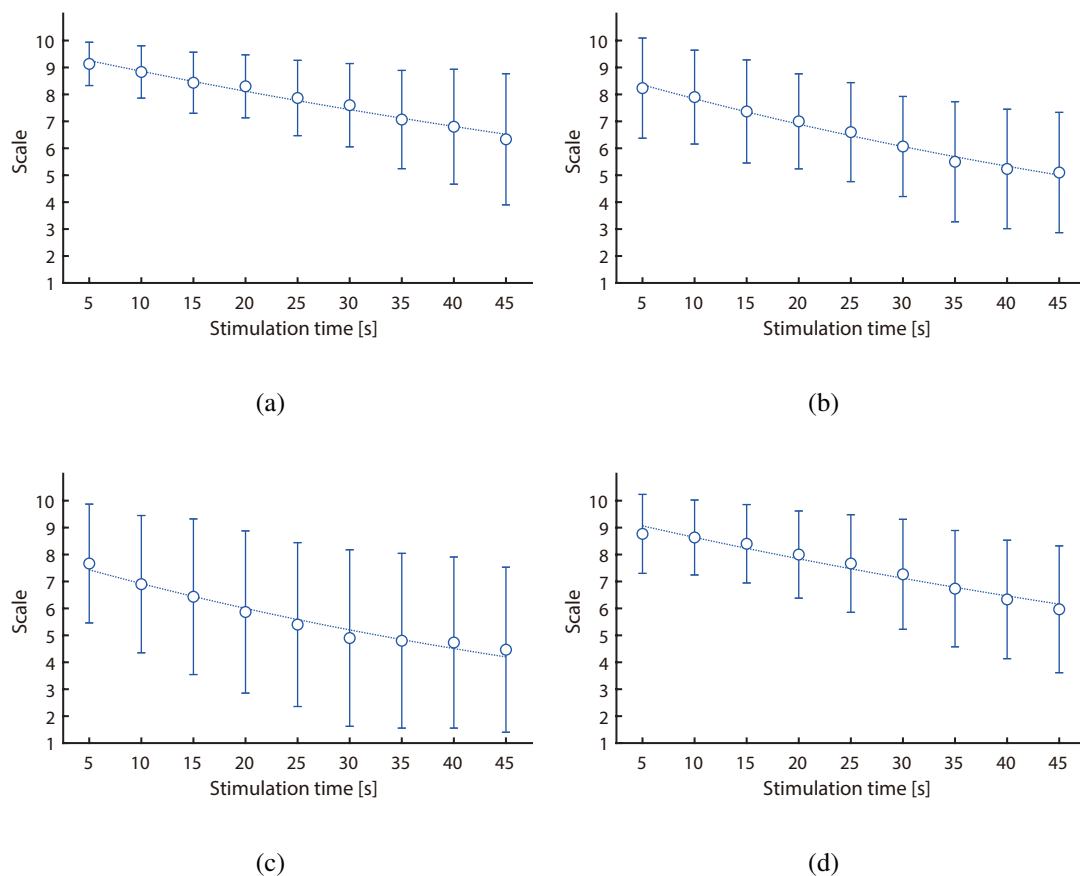


Fig. 5.12 The subjective point of the sensitivity of the perceived force in each direction.: (a) Forward, (b) Backward, (c) Clockwise, and (d) Counter clockwise.

Table 5.4 Coefficient for each direction.

Direction	$F_{max}$	$\tau$ [sec]	$R^2$
Forward	9.67	114.12	0.98
Backward	8.91	77.95	0.98
CW	7.98	70.03	0.96
CCW	9.51	103.49	0.96

33.7 歳) に対して, Table5.5 に示す 5 つの項目を 1(いいえ) から 5(はい) の 5 段階評価でアンケート調査をした. アンケート項目は設問 1 が並進力知覚, 設問 2 が並進力方向弁別, 設問 3 が回転力知覚, 設問 4 が回転力方向弁別, 設問 5 が並進力・回転力弁

別に関する内容である。Fig.5.13 にアンケート結果を示す。全ての項目において体験者の 80% が 5 点を回答していることが確認された。よって本デバイスは一般体験者でも高い性能で並進力・回転力提示が可能であることが示された。また、体験者からは「手が引っ張られる」や「手首がねじられる」といった感想があり、2チャンネルデバイスを用いることで力覚提示以外にも運動を誘発できる可能性が示唆された。

一方で、3名の体験者がいずれかの設問で2点を回答しており、そのうち2名が2項目に2点を回答した。1名は設問1と2で2点を回答していることから、並進力知覚が困難であったと考えられる。もう1名は設問2と5で2点を回答したことから方向弁別が困難であったと考えられる。5.5.2節の実験で、本デバイスにおける方向弁別には学習効果で正答率が上昇する可能性が示唆された。本展示では一人当たりの体験時間は1~2分程度であり、2点を回答した体験者は十分に学習する時間がなかった可能性が考えられる。よって、本デバイスをインタフェースとして応用する場合、あらかじめ何らかの学習フェーズを設ける必要がある。

Table 5.5 Question of the questionnaire.

Q1	前後に引っ張られるような力(並進力)を感じましたか？
Q2	前後の並進力の方向を区別することはできましたか？
Q3	左右にねじられる様な力(回転力)を感じましたか？
Q4	左右の回転力の方向を区別することはできましたか？
Q5	並進力と回転力を区別することはできましたか？

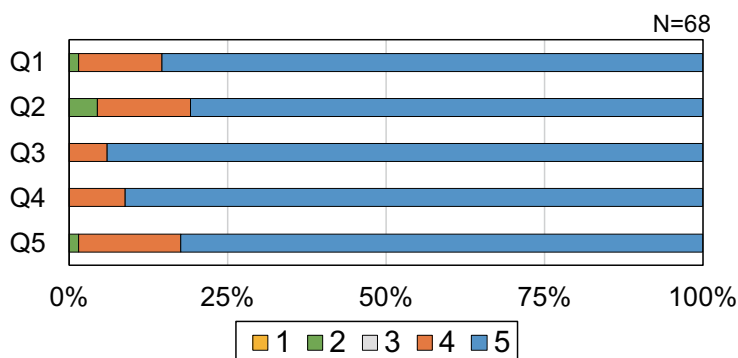


Fig. 5.13 Result of questionnaire.

## 5.7 並進力・回転力提示手法に関する考察とまとめ

牽引力錯覚を用いて提示できる感覚の幅を広げることを目的に、2チャンネルの振動子で構成されたデバイスを提案し、それぞれから提示される力ベクトルの組み合わせを変えることで並進力と回転力の提示を単一のデバイスで実現した。5.5.4節では物理的な回転力と比較する課題を実施したが、錯覚による回転力と物理的回転力で知覚される力の性質が異なるため比較ができないというケースはなく、最大で9.5 N・mmの回転力を知覚するという結果であった。以上の結果は本デバイスによって各指で知覚される力ベクトルを逆方向にすることで回転力提示が可能であることが示された。また、Fig.5.13に示すアンケート調査において、回転力知覚に関する設問3では、全ての体験者が5点または4点と回答したことから力ベクトルの組み合わせで回転力提示が可能なのは十分に支持することができる。

並進力・回転力を提示するにはユーザにデバイスを把持させる必要がある。把持は本デバイスにおける制約条件であるため、この点を許容できるアプリケーションに利用できる。把持方法に関して、本章の実験ではデバイスを拇指と示指で挟むように把持させたが別の把持方法(両手で各振動子部分を把持、片手でデバイス全体を覆うように把持など)でも並進力・回転力を提示可能であることを確認している。並進力・回転力を提示するうえで、デバイスを把持した際に対向する2点の指腹部にそれぞれ異なる振動を提示することが重要と考えられる。

デバイスの中央を基準とした並進力、回転力の知覚特性を明らかにしたが、アプリケーションによっては、任意の場所を中心とした回転力提示が必要な場合も考えられる。入力信号を変更することで2点の力ベクトルを任意に変更することは原理的には可能であるが、回転力と並進力を明確に分けて提示しても7.5%の誤認識があることから、微妙な違いを表現するには視覚ディスプレイとの併用などなんらかの工夫が必要と考えられる。

## 5.8 並進力・回転力提示手法を用いた上肢の動作教示

### 5.8.1 目的

本節では2チャンネルデバイスの端的な応用例として、技能伝達のための動作教示に応用可能であることを検証する。伝統的な技能の伝達方法として、動作を熟練者が訓練者に対して言語的に教示する方法や、熟練者が訓練者の身体に直接触れて動作や力の使い方を非言語的に教示する方法が用いられてきた。特に非言語的な教示が重要とされており、この技能伝達方法は工芸技術、医療手技、スポーツなど幅広い分野で利用されている。近年では熟練者不足の解消や再現性の高い訓練を目的に、ハプティッ

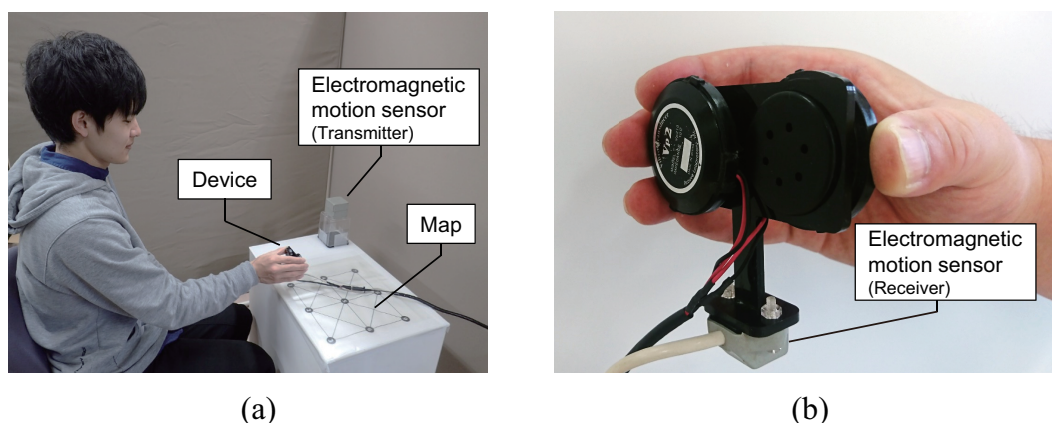


Fig. 5.14 The upper limb guidance system. (a) Overview, (b) Enlarged view of the 2ch device.

クインタフェースを用いて動作を教示する手法が提案されており、手法の有用性が実証されつつある [24,25,98]。しかしながら、従来手法では外部環境に固定されたマニピュレータ [24,25] や装着型の装置 [98] が用いられていたため、装置の大型化や使用環境の制限、または装着の手間が課題であった。

本節では2チャンネルデバイスを用いて技能伝達のための動作教示を提案する。2チャンネルデバイスでは振動刺激だけで手が牽引されるような感覚と手関節がねじられるような感覚を誘発できることから上肢の動作教示への応用が期待される。また本デバイスは片手で把持できるサイズと高い可搬性という2つの特徴を持つことから、従来手法 [24,25,98] の課題である装置の大型化、使用環境の制限、装着の手間を解決できる可能性がある。

2チャンネルデバイスを用いて熟練者の動作を再現するように上肢の動作を誘導することで、技能伝達のための動作教示が実現できると考えられる。そこで本節では2チャンネルデバイスを技能伝達のための上肢の動作教示に応用することを目的とし、基礎的な検討として本デバイスを用いて上肢を任意の軌跡に沿って目的位置まで誘導可能であることを検証した。

## 5.8.2 上肢動作誘導実験

### 実験システム

2チャンネルデバイスを用いて上肢の動作を誘導可能であることを検証するための実験システムとして、上肢誘導システムを開発した。Fig.5.14 に開発した上肢誘導シ

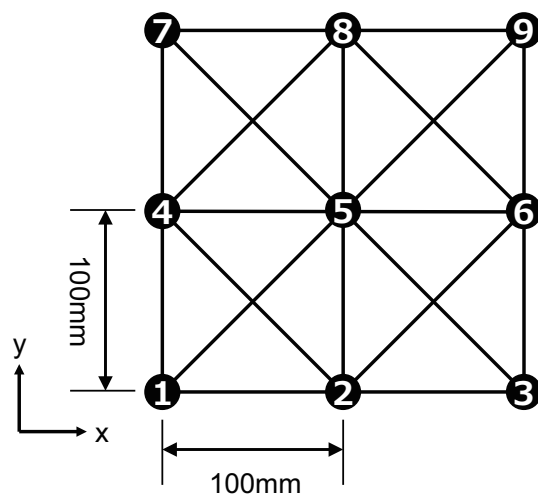


Fig. 5.15 The route navigation system's map.

ステムの概観を示す。本実験では基礎的な検討として、あらかじめ設定された任意の経路を辿って目標位置まで誘導可能であることを検証した。そこで上肢誘導システムでは Fig.5.15 の経路が印刷されたマップ上を本装置によって誘導した。マップ上の装置の位置・姿勢を磁気式位置姿勢センサ (Polhemus Inc., 3SPACE FASTRACK) によって計測し、並進力と回転力を切り替えて提示することで実験参加者の上肢を誘導した。なお、マップと装置は拘束されておらず、実験参加者はマップ上で本装置を自由に動かすことができる。経路は x 方向に 3 か所、y 方向に 3 か所合計で 9 か所の分岐点を 100 mm 間隔で配置し、それぞれの分岐点において隣接する分岐点に 45 deg 刻みで経路を伸ばした。1 つの分岐点で最大 8 方向の経路がある。

本システムでは、装置が次の目標点の方向に姿勢になっていれば並進力を提示し、そうでなければその方向に旋回する回転力を提示した。地面に射影した装置の位置  $D(D_x, D_y)$  と目標点  $P(P_x, P_y)$  までの目標角度  $\theta_P$  は

$$\theta_P = \tan^{-1} \frac{P_y - D_y}{P_x - D_x} \quad (5.1)$$

である。デバイスの鉛直軸周りの姿勢  $\theta_D$  を計測し、 $\theta_D > \theta_P$  の状態は右回転、 $\theta_D < \theta_P$  左回転の回転力を提示した。本システムでは、ある分岐点から隣接する分岐点までの最小角度が 45 deg となっており、また手首の可動域、計測精度等を考慮しデバイスの姿勢  $\theta_D$  と目標角度  $\theta_P$  の差が  $\pm 15$  deg 以下になった時に、回転力から並進力の提示に切り替えた。装置の位置から目標点が正方向に存在する場合は前進、負方向にある場合は後退する並進力を提示した。目標点の中心から一定の距離 (本システムでは 10mm に設定) 以内に到達すると、次の分岐点に目標点を切り替えた。本アルゴリズム

ムでは、デバイスの位置が所定の経路から外れた場合でも、目標点までの角度・距離に応じて回転及び並進力を提示することが可能となる。

実験参加者の手首の可動範囲を考慮して、装置の姿勢の範囲は、正面を向く状態を 0 deg とし、右 45 deg, 左 45 deg, 左 90 deg の 4 段階とした。これに、前後の並進力が加わることで設定した経路の計 8 方向のいずれかに誘導した。本システムは右手での使用を前提として、旋回動作に要する角度（旋回開始と終了のデバイスの姿勢の差、以下旋回角度）は最小が 0 deg, 最大はデバイスの姿勢が右 45 deg から左 90 deg またはその逆方向に旋回する 135 deg であった。

経路は、それぞれ分岐点 9 つのうち 5 つを一筆書きで通るあらかじめ定めた 5 種類で、スタート位置は分岐点 1 に固定した (Fig.5.16)。これらの経路は、各旋回角度の出現回数を概ね均等なるよう考慮して決定した。

### 手続き

本実験には健康な成人男性 7 名 (22~24 歳) が参加し、全員が右利きであった。実験の条件として、2 チャンネルデバイスでは回転力提示が実現されたため、次の分岐点までの姿勢を回転力によって誘導する「回転力あり (with torque)」と比較対象として「回転力なし (without torque)」の 2 条件で行った。「回転力なし」では姿勢の誘導ができないため、実験参加者自身が装置を回転させて次の分岐点までの姿勢を能動的に探索させた。両条件とも次の分岐点に向かう姿勢になれば、前進または後退の並進力を提示した。「回転力あり」では、実験参加者は回転力によって次の目標姿勢まで誘導されるのに対して、「回転力なし」では実験参加者自身が次の目標姿勢まで能動的に探索する必要がある。実験タスクは以下の通りである。実験参加者の前に配置した卓上に Fig.5.15 の経路を提示し、経路を移動する際は線をなぞるように指示した。両条件において、旋回動作は分岐点内で行うように指示した。試行回数は 2 条件、5 経路 (Fig.5.16) を各 3 回ずつとし、合計で 30 試行ランダムな順番に行った。実験では、実験参加者の疲労を考慮し 10 回ごとに 2 分間の休憩を設けた。本実験では実際の技能伝達の現場を想定し、視聴覚情報の遮断は行わなかった。回転力提示の有無については、試行前に実験者から口頭によって実験参加者に伝えた。目標点に到達した際のフィードバックは行わず、5 か所目に到達したときのみスピーカから効果音を出力し、試行を終えたことを知らせた。なお、実験参加者に実験前に装置の動かし方を習得させるために、5 分間の練習時間を設けた。

実験結果

Fig.5.17 に誘導の典型的な軌跡の例を示す。上段が「回転力あり」、下段が「回転力なし」の例で左側が誘導に成功、右側が失敗した例である。実線は実験参加者が装置を移動させた軌跡で、破線は目標の経路を表す。誘導の成功の判定は提示した順番に各分岐点にたどり着いたことで、誘導途中で別の分岐点に到達した場合は失敗とみなした。所定経路から外れたが、別の分岐点に到達する前に引き戻し動作によって所定経路に復帰した場合は成功とした(全試行中3ケース)。

Fig.5.18 に回転力提示の有無ごとの誘導に成功した割合を示す。成功率の平均値は

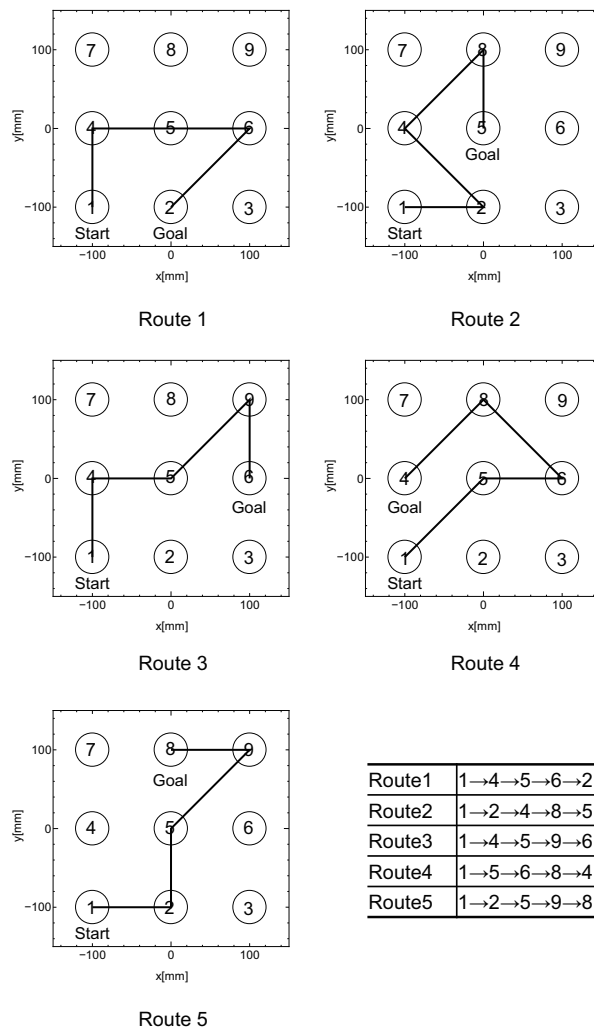


Fig. 5.16 The routes that used in experiment.

「回転力あり」が94.3%、「回転力なし」が96.2%であった。回転力提示の有無の違いによる誘導の成功率を比較するために $t$ 検定を行った結果、有意差は認められなかった [ $t(6) = 1.00, p = 0.37, d = 0.28$ ]。回転力提示の有無に関わらず誘導の成功率は十分に高く、牽引力錯覚を上肢の動作教示に応用可能であることが示唆された。

誘導に成功したものを対象に誘導にかかった所要時間及び旋回時間を分析した。まず、所要時間の結果について述べる。Fig.5.19に所要時間の結果を示す。ここでの所要時間は実験者のスタートの合図から5か所目の分岐点にたどり着くまでの時間である。回転力提示の有無の違いによる所要時間を比較するために $t$ 検定を行った結果、有意差が認められた [ $t(6) = 2.49, p < 0.05, d = 0.53$ ]。以上の結果より、旋回動作時に回転力を提示することで、誘導の成功率は有意に変化しないものの、タスクを完了するまでの時間が速くなること示された。

次に、旋回時間の結果を述べる。ここでの旋回時間は分岐点到達から方向転換し、装置の回転動作が終わり並進動作に移行するまでの時間である。Fig.5.20に旋回角度ごとの旋回時間を示す。なお、左右回転の回転方向によって旋回時間が大きく変化しなかったため、回転方向は旋回角度ごとにマージした。また、旋回角度が0 deg(直進)の際は旋回動作がなく、回転力提示の有無の両条件とも回転力は提示されない

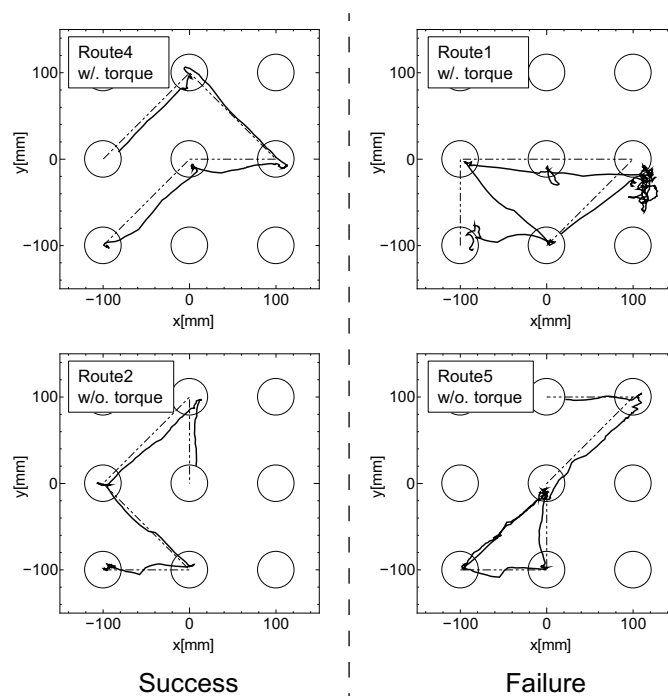


Fig. 5.17 Typical examples of the device's trajectory.



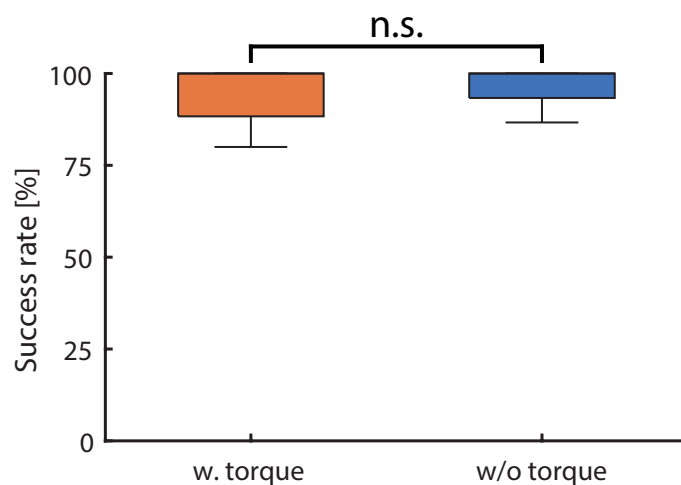


Fig. 5.18 Average successful rate of guiding the routes (n.s.: not significant).

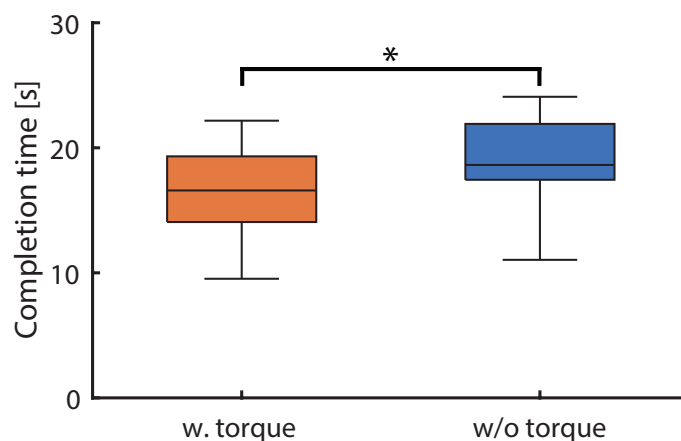


Fig. 5.19 Average task completion time (\*:  $p < 0.05$ ).

め分析の対象から除外した。次に旋回時間の比較を行った。旋回時間については旋回角度が大きいほど旋回時間は長くなるため、旋回角度は要因とはせず、旋回角度ごとに回転力提示の有無間で  $t$  検定を行った。その結果、旋回角度が  $45 \text{ deg}[t(6) = 2.67, p < 0.05, d = 0.68]$ ,  $90 \text{ deg}[t(6) = 3.96, p < 0.01, d = 1.32]$  で回転力提示の有無間で有意差が認められ、 $135 \text{ deg}[t(6) = 0.57, p = 0.59, d = 0.24]$  では有意差は認められなかった。

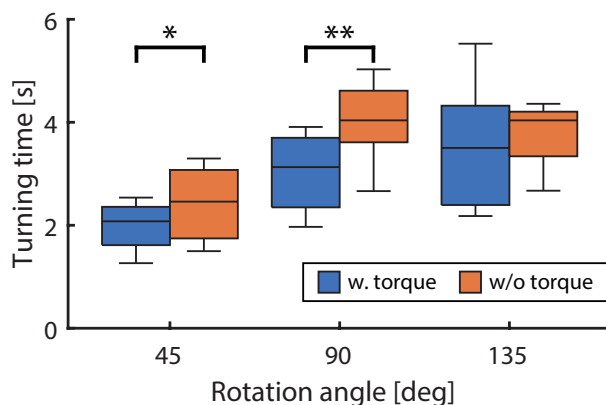


Fig. 5.20 Average time of rotations (\*:  $p < 0.05$ , \*\*:  $p < 0.01$ ).

### 5.8.3 上肢動作誘導に関する考察

誘導の成功率が90%を超えていることから、並進力・回転力提示の切り替えまたは並進力提示と能動的な探索によって上肢を二次元平面の任意の位置まで概ね誘導できたと言える。一方で、成功率が100%にならず、また有意差が認められなかったものの「回転力あり」の方が低い傾向が見られた。これらの原因として、非対称振動の長時間提示による順応が生じた可能性がある。5.5.6節で述べた通り、非対称振動を連続的に提示することで錯覚される牽引力の主観的な感度が低下したことから、順応が生起することが示された。本実験では「回転力あり」では常に非対称振動が提示し続けられており、「回転力なし」では旋回動作時の刺激は提示されなかった。「回転力あり」の方が提示された非対称振動の時間の総和が大きくなったため、順応がより生起し、成功率が低下したと推測される。そのためより効果的な誘導を実現するには順応の影響を加味し、動作する方向に切り替わるタイミングのみに提示する方法が考えられる。また本実験では固定された経路を辿るタスクであったため、動かすべき方向を本デバイスから取得し、細かい空間的な補正は視覚によって補った可能性がある。そのため本実験の結果からは、視覚的な目印がある環境下で上肢の二次元動作を誘導可能であると言える。より実用性を高めるには視覚的な目印がない環境下や三次元の動作に対しての誘導を検証する必要がある。

所要時間が回転力を提示したことにより短くなることが認められた。特に、旋回時間に回転力の有無において有意差が認められたことから、「回転力なし」において実験参加者自身が装置を旋回させて探索することに時間を費やしたことが考えられる。その例をFig.5.21に示す。Route5の5→9(目標角度 $\theta_P = -45$  deg)に移動する際における回転力の有無に応じた装置の姿勢の時系列データで、実線は回転、破線は並進の動作を意味している。「回転力あり」の場合はスムーズに目標角度まで旋回を行い、並

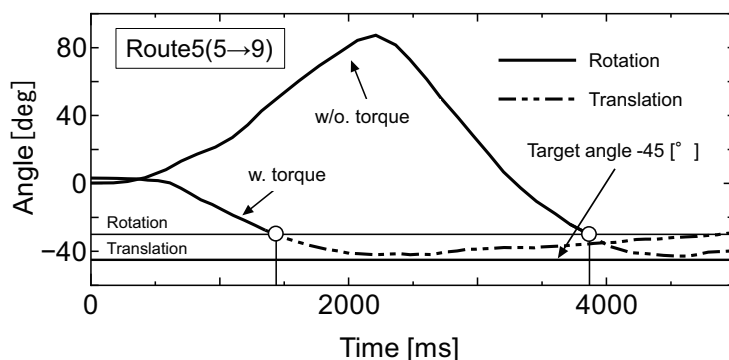


Fig. 5.21 Example of the rotation (target angle :  $\theta_P = -45$  deg).

進に移行していた。しかし、「回転力なし」では、逆方向の 90 deg まで回転させてから目標角度に合わせていた。よって、旋回動作での回転力提示は実験参加者が次の目標位置の情報を得るために効果的と言える。

具体的な動作教示の応用例としては、本デバイスは把持することが前提であるため、溶接や書道など道具を媒介する技能に応用できると考えられる。上肢を動かすべき方向に並進力または回転力を提示することで動作を教示できる。

## 5.9 第5章のまとめ

本章では単一デバイスによる並進力・回転力提示手法を提案し、錯覚される並進力と回転力の方向と強度を制御するための必要要件を明らかにした。本手法では2チャンネルの振動子を使用し、それぞれの振動子から提示される牽引力の力ベクトルの組み合わせを変えることで並進力と回転力を任意に制御可能である。また、これらの並進力と回転力の強度は振動子を1チャンネル使用したときと同様に、入力信号の振幅電圧を操作することで制御できることが示された。本手法では振動子を2チャンネルにするハードウェアの拡張が必要とされるが、振動ユニットを並列に配置する非常にシンプルな拡張方法である。また、拡張さえできればあとは非対称振動制御のみによって並進力と回転力を自由に提示することができる。本章では、振動子から提示できる感覚として新たに回転力を見出し、振動子が持つ表現力をさらに高めたことに貢献できたと考えられる。

2チャンネルデバイス1ユニットにつき、並進1自由度、回転1自由度の力覚提示が可能である。よって、理論上は本デバイスを3ユニット組み合わせることで6自由度の提示も可能であると考えられる。アプリケーションに応じて拡張することでより

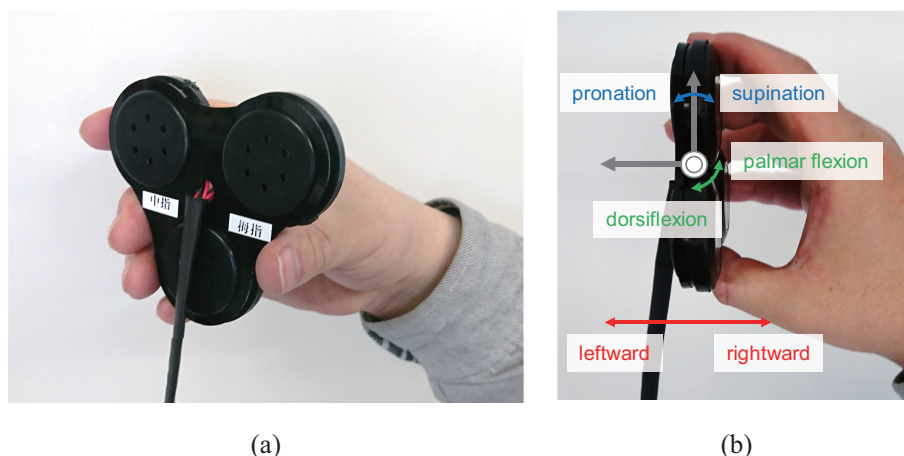


Fig. 5.22 3 ch device. (a) Overview. (b) Top view.

多様な力覚提示が実現されるであろう。

牽引力錯覚の新たな応用例として技能伝達のための動作教示を挙げ、検証を行い、その結果有効性が示唆された。前述した通り、本手法は振動子の組み合わせによって自由度を高められる可能性を持ち、手関節のように動作が細かく複雑な運動に対しても動作教示が可能であると考えられる。本章で得られた知見に基づき、振動子を3チャンネル使用したデバイスを開発した (Fig.5.22)。このデバイスでは、手関節の回内・回外、掌屈・背屈の回転動作に加えて、左右方向の上肢の動作を誘導することができる。このように、誘導する動作に応じたデバイス設計が求められ、本章で示した並進力・回転力提示手法が基礎知見として有用になってくると考えられる。

## 第6章 結論

### 6.1 牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースを構成するための必要要件

本研究では牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースを構成するための基本的な必要要件を明らかにすることを目的とし、次の3つの方法でアプローチをした。第3章では基本的な知覚特性の評価した。第4章では非対称振動の物理量に対応した知覚特性の評価した。第5章では単一デバイスによる並進力・回転力提示手法について検討した。本節ではこれらの得られた知見に基づき、牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースを構成するための必要要件として、「牽引力錯覚を生起させるための必要要件」、「錯覚される牽引力を制御するための必要要件」に分類して、体系化する。以下に牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースを構成するための必要要件を示す。

#### 牽引力錯覚を生起させるための必要要件

- 1-1 錯覚が生起する非対称振動波形を最小の周波数成分で構成するには基本波と第二次高調波を位相差0または-180 degで足し合わせる事
- 1-2 非対称振動を提示する際は振動子(または振動ユニット)をつまむように把持させる事
- 1-3 非対称振動を指腹に対して剪断方向に提示すること(振動方向に対する把持部の幅は考慮する必要なし)
- 1-4 非対称振動は最低でも53.3 ms以上提示すること
- 1-5 順応を考慮して非対称振動を提示すること

本研究の結果より、牽引力錯覚を生起させるためには以上の要件を考慮する必要があることが示された。これらの必要要件は牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースのハードウェアとソフトウェアを構成する際の設計指針になる。

必要要件 1-1 について、第4章の実験で基本波と第二次高調波で構成されている非対称振動で牽引力錯覚が生起することが示され、さらに周波数成分間の位相差を変化させることで特定の方向の牽引力を錯覚する確率が変化することが示された。波形を解析した結果、振動加速度の立上り・立下り時間が異なっていることが確認され、加速度の変化量が大きいほど錯覚の生起確率も高くなる可能性が示唆された。この波形は対称な2つの正弦波の足し合わせであるため、1周期分積分すると積分値は0になり、物理的には特定の方向には力は働かない。一方で非対称振動を牽引力として知覚する理由は、雨宮らが報告するように [9,10]、知覚の非線形性によって急激に立上る・立下る加速度を強調して知覚し、逆方向の緩やかに変化する加速度を不鮮明に知覚することで、牽引力として錯覚したものであると考えられる。よって、牽引力錯覚を生起させるには時間方向に対して非対称に振動することが重要であることが示唆された。単一の周波数の正弦波振動では錯覚は生起せず、2つの周波数の正弦波振動を足し合わせることで少なくとも錯覚が生起するため、本研究で示した必要要件は最小の周波数成分で牽引力錯覚を生起させるための必要要件である。しかしながら、高周波成分が錯覚に及ぼす影響までは明らかにできていない。基本波・第二次高調波で少なくとも錯覚は生起するが、高周波成分を付加することで錯覚される牽引力に何らかの影響を与える可能性が十分に考えられる。よって、これは今後の課題である。

従来の市販振動子利用型 [11–13] では、振動子の特性をブラックボックスとして扱い、固有の振動子ごとに錯覚が顕著に表れる入力信号を実験的に選択するアプローチが取られていたため、デバイス依存が大きかったと考えられる。本研究の第4章では、振動子から出力される非対称振動波形に基づいた入力信号を設計しており、さらに少なくとも錯覚が生起する非対称振動波形の解を明らかにしている。これは固有の振動子の特性に依存しない特性であり、従来の課題だったデバイス依存を解決できるきっかけになったと考えられる。さらに、正弦波振動は機械的に生成が容易であるため、本研究で示した正弦波を基本とする非対称振動波形の構成方法はボイスコイル型振動子以外の他の振動アクチュエータに適応できる可能性がある。

必要要件 1-2 について、本研究では先行研究 [11,12] と同様の提示方法である指で振動子をつまむように把持する方法で検証した。予備的な実験ではあるが、示指の指腹だけに振動子を接触させる、または身体の別の部位に対して振動子を接触させるなどの提示方法も試みたが明瞭的に牽引力錯覚は生起しなかった。そのため、明瞭的に牽引力錯覚を生起させるのであれば振動子をつまむ方法が最適解の可能性はある。この理由として考えられるのは、指腹の受容器の密度が高いこと [41] や振動子をつま

## 6.1 牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースを構成するための必要要件

むことで振動子と把持した指が1つのマスとなり振動することで指の根元に強い力がかかり、はっきりと錯覚が生起している可能性などが挙げられるが現状では明確な機序については示せていない。独自ハードウェア利用型 [9,10] でも振動ユニットを把持していたため、振動子に限らず牽引力錯覚を生起させるには把持が必要要件であると考えられる。

必要要件 1-3 について、3.3.4 節の実験では指腹に対して法線方向に非対称振動を提示する方法に比べて剪断方向に提示する方が牽引力の方向の正答率が高くなることが示された。また、個人ごとの正答率を見ても、法線方向に振動を提示した方が有意に正答率が高くなった実験参加者はいなかった。他の市販振動子利用型 [11-13] でも振動を剪断方向に提示していた。よって、これについては個人差と振動子の個体差は小さいと考えられ、普遍的な必要要件として扱うことができる。なお、法線方向に非対称振動を提示した場合でも正答率は下がるが牽引力錯覚が生起するため、方向弁別の低下を考慮できるのであれば剪断方向に提示する必要はない。3.3.7 節の結果より、把持部の振動方向の幅の違いによる錯覚への影響は小さかったため、その点は考慮する必要はない。

必要要件 1-4 について、最短刺激時間の実験において振動子 1 チャンネルで実験した場合 (3.4.2 節)、全ての実験参加者で概ね同じ傾向だったのに対して、2 チャンネルで多方向化した場合 (5.5.5 節)、2 名の実験参加者において他の実験参加者に比べて長時間の刺激時間が必要になった。また、振動子の過渡応答が方向弁別に影響することが示唆されたため、応答性能が悪い振動子の場合、より長時間の刺激時間が必要になってくると予想される。よって、53.3 ms は目安の値であり、個人差及び振動子の個体差を考慮して刺激時間を設定する必要がある。

必要要件 1-5 については、長時間の振動提示で順応が起きることは明確になったが、錯覚の主観的な感度の減少量は個人ごとに異なっていた。一方で刺激初期段階に比べて錯覚の主観的な感度が増加する実験参加者はいなかった。また、異なる振動子で順応について検証はしていないが、一般的に人は振動刺激に対して順応が起きることは知られているため [19]、順応は本研究で使用した振動子特有の問題ではないと考えられる。よって牽引力錯覚において順応が生起することは普遍的であり、主観的感度の低下の時定数は強度にも依存するが 60-100 s 程度である。一方でこの時間は使用する振動子や個人によって若干異なってくると予想される。

### 錯覚される牽引力を制御するための必要要件

- 2-1 方向を制御する場合は必要要件 1-1 を満たす非対称振動波形を反転させること
- 2-2 強度を制御する場合は振動子への入力信号の振幅電圧を制御すること
- 2-3 提示できるの強度のレンジは0.1 N オーダーであるためそれを考慮して使用すること
- 2-4 提示したい力の方向に振動子(または振動ユニット)の姿勢を合わせること
- 2-5 回転力を提示する場合は2チャンネルの振動子(または振動ユニット)を並列に配置すること

牽引力錯覚をハプティックインタフェースとして利用する際は、以上の要件に基づけば錯覚される牽引力(回転力も含む)を制御することができる。

必要要件 2-1 について、必要要件 1-1 を満たした場合、立上り・立下り時間異なる非対称振動波形が生成される。立上り・立下り時間が短い極性の牽引力を錯覚することが4.5節の実験で明らかになった。4.5節の実験では位相差を変化させていたが、位相差を0 deg から-180 deg に変化させることは元の波形を反転させることと同じである。よって、非対称振動波形を反転させることで牽引力の方向を制御することができる。

必要要件 2-2 について、錯覚される牽引力の強度については入力信号の振幅電圧を操作することで制御することができる。振動子は一般的に出力される振動の周波数(波形)と強度をそれぞれ独立に制御できるため、異なる振動子で実装しても強度制御の基本原理は変わることはないと考えられる。一方で、錯覚される牽引力の強度のPSEは振動子の特性によって変わってくると予想される。

必要要件 2-3 について、3.3.5節の実験より、使用した実験装置では錯覚される牽引力のPSEの最大値が0.43 Nであることが示された。よって、歩行時の方向指示やバーチャルな弾性物体を表現するには十分な強度であるが、バーチャルな剛体を提示することは困難である。前述した通り振動子が変わればPSEの最大値も変わると予想されるが、一般的な市販の小型振動子から提示できる振動強度は大きく変わらないため、PSEのオーダーは大きく変化しないと考えられる。Rekimotoが別の振動子(Alps Inc., Force Reactor)を用いて牽引力のPSEを計測したところ0.292 Nであり[11]、本研究で示したPSEと同じオーダーであった。よって妥当なオーダーであると考えられる。

必要要件 2-4 について、3.3.6節の実験では、振動子の姿勢を前後・左右・上下に



変化させても姿勢に依存することなく牽引力錯覚が生起することが確認された。よって、振動子(または振動ユニット)の姿勢を変化させることで任意の方向に力ベクトルを提示することができる。牽引力錯覚は振動子内部の可動子が移動する方向に牽引力が錯覚される。そのため、牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースを構成する場合、あらかじめ可動子が移動する方向を調べる必要がある。

必要要件 2-5 について、第 5 章では振動子を 2 チャンネルに拡張した場合、牽引力のベクトルを振動子間で逆向きにすることで回転力も提示できることを示した。ここで重要なこととして、回転力提示の基本原理は牽引力のベクトル合成である点が挙げられる。本研究で示した非対称振動波形の設計方法より効果的な設計方法が今後提案されても、独立した 2 つの力ベクトルを提示できるのであれば、本回転力提示手法は適応できると考えられる。よって牽引力のベクトル合成で回転力を提示するという方法論については普遍的であると言える。実際に本手法と同様の原理で回転力提示が実現できたことも報告されている [99]。

## 6.2 本研究の貢献

本研究では牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースを構成するための基本的な必要要件を明らかにした。非対称振動波形の設計方法や錯覚される力覚を制御する手法を示しており、振動子が持つ表現力を向上させたことに貢献したと考えられる。牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースをモバイル機器に応用すれば、歩行時の経路誘導等に応用でき、HMD のコントローラに応用すれば、空中で VR 物体に触れた際の手ごたえを提示でき、VR 体験を向上させることができる。これまで視覚・聴覚における情報提示技術では、映像ディスプレイや音響スピーカのように対象となる感覚器に特化したハードウェアを使用し、ソフトウェアによって多様な情報を生成するアプローチが取られていた。本研究で示した必要要件は、把持方法などは考慮する必要があるが基本的には既存の振動子に対してソフトウェアの実装だけで並進方向に対する力覚を提示できる。よって、映像ディスプレイや音響スピーカに近いアプローチで提示できる感覚情報の幅を広げることができたと考えられる。また、ハプティックインタフェースとしてのハードウェア基盤をある程度築いている振動子で実現しているため、新たにハードウェア基盤を構築する必要がないと考えられる。これは、ハプティックインタフェースの社会実装を加速させたことを示唆する。

また、本研究では正弦波を基本とする非対称振動波形の構成方法を示しており、正弦波振動の生成は機械的に容易である。さらに、6.1 節の必要要件の多くは振動子固有の要件でないため、今後より高性能な振動アクチュエータが登場しても、6.1 節の必要要件を満たすことができれば牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェース

を構成できると考えられる。

### 6.3 今後の課題

#### 非対称振動波形におけるより詳細な必要要件の検討

6.1 節で示した非対称振動波形の必要要件 1-1 は暫定的である。本研究では周波数成分間の位相差に着目したが他にも振幅や基本波の周波数などのパラメータが挙げられる。また、必要要件 1-1 は最小の周波数成分で牽引力錯覚を生起させるための必要要件であり、それに高周波成分を付加したことによる影響までは明らかにできていない。高周波成分が牽引力錯覚に及ぼす影響を明らかにすることは今後の課題である。第4章で牽引力錯覚を定量的に評価できる実験プラットフォームを開発しているため、この装置を用いて非対称振動の様々なパラメータを変えて評価する必要がある。

ここで基本波の周波数と牽引力錯覚の関係について考察する。なお、振動子に入力する信号と出力される振動の周波数は基本的には変化しないため、ここでは入力信号の周波数を非対称振動の周波数とする。Amemiya et al. は基本波が 40 Hz の非対称振動で錯覚が明瞭的に生起したことから、その周波数付近で神経発火頻度が高くなる FA-I が錯覚に寄与するという考察をした [12]。一方で、本研究では 75 Hz でも牽引力錯覚が生起することを明らかにしており、さらに Rekimoto は 125 Hz でも錯覚が生起することを報告した [11]。Amemiya et al. [12] と Rekimoto [11] は振動子に入力する信号は操作していたが出力される振動加速度までは制御されていない。そのため、これらの研究では錯覚生起が報告された周波数において、本研究で示した必要要件を満たした非対称振動が偶発的に生成された可能性が考えられる。また、独自ハードウェア利用型では 2~20 Hz 程度の非対称振動で牽引力錯覚が生起したことが報告されている (Table 2.3)。以上の通り、独自ハードウェア利用型と市販振動子利用型を合わせるとこれまで牽引力錯覚の生起が報告された周波数は 2~125 Hz であり、非常に幅広い。よって、牽引力錯覚は特定の周波数だけで生起するものではないと考えられる。しかしながら、機械受容器は振動周波数に選択的に反応する人由来の特性があり [42]、さらにはアクチュエータの周波数特性などのデバイス由来の特性もある。そのため、幅広い範囲の基本波の周波数で錯覚が生起すると考えられるが、周波数によって錯覚の閾値や牽引力の強度などが変化することが予想される。基本波の周波数と錯覚の関係を明らかにするのは今後の課題である。

### 牽引力錯覚の生起機序の解明

これまでは牽引力錯覚の知覚特性が中心に検証されてきたため、錯覚の生起機序は先行研究を含めて明らかにはできていない。牽引力錯覚の生起機序を明らかにするには微小神経電図法による錯覚時の神経活動計測や脳機能イメージングなどの生理指標で錯覚を評価する必要がある。牽引力錯覚の機序が解明できれば、より効果的に錯覚を生起させる手法につながると共に、生理学的な知見に基づいているためリハビリテーションへの応用も期待できる。

## 6.4 牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースの応用先の検討

本節では牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースの応用先について検討する。応用先として、力覚フィードバック、歩行時の経路誘導、手関節リハビリテーションを挙げる。

### 力覚フィードバック

1.1 節で述べた通り、近年では家庭用ゲーム機 [6] や HMD のコントローラ [7] に振動子が搭載されている。本研究で明らかにした牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースを構成するための必要要件に基づいて実装すれば、それらの機器でも力覚フィードバックが実現できる。バーチャル物体に触れた際に、反力となる方向に牽引力を提示することで触れた際の力覚を提示することができる。牽引力錯覚によって提示できる反力のオーダーは 0.1 N であるため、ゴムボールやバネなどの弾性変形をする物体を表現することができる。しかしながら、ユーザの操作量を打ち消すまでの反力を提示することはできず、また、刺激から知覚までに数十 ms 必要とするため、強い強度と速い応答性が必要とされるバーチャルな剛体の提示は困難である。そのため、牽引力の増強には pseudo-haptics [92] のような視覚との相互作用や物体に接触した際に生じる減衰振動を重畳させる方法 [95] などで補間する必要がある。牽引力錯覚が生起している際に、振動ユニットをユーザ自身が能動的に動かすことで方向の弁別精度が向上することが報告されている [86]。牽引力錯覚を利用したハプティックインタフェースを力覚フィードバックに応用する場合、ユーザの能動的な動作が必要とされる。本研究では、基本的には受動的な条件での知覚特性を評価した。よって、力覚フィードバックに応用する場合、能動的な条件での知覚特性を評価が求められる。

また、振動子は一般的には触覚情報を提示するものである。本研究で示した牽引力

錯覚を利用した力覚提示手法と振動子を用いた触覚レンダリング手法 [52,54,55] と組み合わせることでより品質の高いハプティックインタフェースへと発展できると考えられる。よって、振動子を用いた触力覚複合提示手法を示す必要がある。

### 歩行時の経路誘導

2.4 節で述べたが牽引力錯覚は歩行時の経路誘導に応用される [16–18]。5.8 節では 2 チャンネルデバイスを技能伝達のための動作教示について検討したが、実験方法としてマップ上の分岐点ごとに並進力提示と回転力提示の切り替えで誘導した。これは一般的な経路誘導で用いられる Turn-by-Turn 方式 [100] と同じである。つまり、2 チャンネルデバイスも歩行時の経路誘導に応用できることを示唆する。これまでは多方向の並進力提示 [16,17] や回転力提示 [18] で経路誘導する手法は提案された。本デバイスでは進む方向を並進力によって、曲がる方向を回転力によって指示することで誘導が可能で、歩行時の身体動作に応じた方向指示が実現できると考えられる。

また、本デバイスの特徴としてアクチュエータに振動子を用いているため、音声信号での駆動が可能である。そのため、スマートフォンのステレオイヤホンジャックに本デバイスを接続することで、少ない外部部品で本デバイスの制御が可能である。スマートフォンの GPS(Global Positioning System) や方位センサなどのセンサと地図アプリを連携し、経路情報のフィードバックを本デバイスによって提示することで経路誘導が実現可能と考えられる。

一方で本デバイスの制約条件として、把持が必要である。例えばスマートフォンと連携させる場合、スマートフォンを把持した際に指腹部と接触する位置に振動子を配置することで並進力・回転力提示が実現できると考えられる。

また Karuei et al. は、着席状態と歩行時の条件において振動の反応について調査し、歩行時では振動の検出率や反応時間が低下することを報告している [101]。本デバイスを経路誘導に利用する際には、歩行時の知覚特性を考慮する必要がある。

### 手関節リハビリテーション

5.8 節では技能伝達のための動作教示を目的としていたが、身体動作を教示するという意味では事故や疾患などによって運動機能が低下した人に対して動作を教示するリハビリテーションに応用できると考えられる。特に、高齢化社会において脳卒中の後遺症は大きな問題である。通常リハビリテーションは患者の状態に応じて実施されているが、手指や手関節の巧緻運動に関するリハビリテーションは動作が細かく複雑であるため特に難しいとされている。2 チャンネルデバイスでは並進力・回転力提示が可能であり、手関節の背屈・掌屈や伸展・屈曲などの運動のタイミングや向き、大きさ

等を指示することができ、手関節の運動を促すことができる。そこで本デバイスは手関節の運動を誘導するリハビリテーションツールとしての応用が期待される。さらには、Fig.5.22のような手関節の自由度に合わせたデバイスを開発することで複雑な運動にも対応できると考えられる。運動誘導自体が手関節の運動補助となるため脳卒中片麻痺患者等に対して利用することで手関節の運動機能を回復させ、ADL(Activities of daily living)の向上につながる可能性がある。また、錯覚による力覚であり、物理的な外力を人体に加える必要がないため、筋肉や関節に大きな負荷を与えることなく安全に運動誘導が実現できる。さらに小型かつ非接地で可搬性に長けているため自宅でも手軽に使用可能な点も利点として挙げられる。一方で2チャンネルデバイスでは把持という制約条件があるためそれぞれの手指に対する運動誘導は困難である。また、把持動作が困難な脳卒中片麻痺患者等を対象にしているため、デバイスを拇指・示指で対向して挟むような把持状態を保持したままベルトなどで手指に装着できるようなデバイス設計が求められる。

牽引力錯覚の生起機序は明らかにはできていないが、近い錯覚現象として2.3節で紹介した運動錯覚が挙げられる [72]。軽度な感覚障害であれば、脳卒中片麻痺患者においても運動錯覚が誘発されることが報告 [102] されていることから、仮に牽引力錯覚が運動錯覚に近い機序で生起しているのであれば、軽度な感覚障害を持つ患者への使用も十分期待できる。さらに、知覚される力は錯覚であることから脳の可塑性に寄与できると考えられ、脳神経科学に基づく新たなニューロリハビリテーションの手法として応用が期待される。



# 謝辞

本論文は、筑波大学 バーチャルリアリティ研究室にて行った研究成果をまとめたものです。本論文を執筆するにあたり、様々な方々のご指導やご協力をいただき、心より御礼申し上げます。

なかでも、研究活動を通じて、大変丁寧にご指導賜りました筑波大学 システム情報系 矢野博明教授に心より感謝致します。本研究のテーマは元々著者が趣味で取り組んでいたものでしたが、矢野先生に見出していただき、ご指導いただいたおかげで本研究に発展させることができました。また、博士課程進学について悩んでいた時期や就職活動の際に親身になったご相談に乗っていただき、研究活動以外の面でもご支援いただきました。矢野先生のご指導なくしては著者は研究の道に進むことはなかったと思います。4年間という短い期間でしたが、先生の下で研究することができ、非常に濃い大学院生活を送ることができました。心より御礼申し上げます。

筑波大学 システム情報系 岩田洋夫教授には、研究室生活を通じて、「まず手を動かしてものを作って課題を見つける」という研究の進め方のご指導賜りました。ハプティクス系の研究は実際に触らなければ分からない部分が多くあり、岩田先生にご指導いただいた方法で研究を進めたことで、本論文としてまとめることができました。ご指導いただき、心より御礼申し上げます。

筑波大学 システム情報系 望山洋准教授には、本研究を始めるきっかけ与えていただきました。本研究は望山先生の授業の自由課題が元になっており、望山先生が矢野先生に著者の自由課題を紹介していなければ、著者は本研究とは別のテーマを研究していたと思います。また、非対称振動制御に関する研究を実施するにあたり、システム同定に関してご教授いただきました。様々な面で多大なるご協力をいただき、心より御礼申し上げます。

筑波大学 人間系 綾部早穂教授には、ご多忙にも関わらず、学位審査委員に加えて、検定方法や心理物理実験方法に関して大変丁寧にご指導いただきました。ご教授いただいた内容は本論文をより良くするだけではなく、著者の研究者としてのスキルになったと思います。心より御礼申し上げます。

産業技術総合研究所 人間情報研究部門 井野秀一副部門長には、採用試験以来、様々な面でご指導及びご協力いただきました。採用試験の面接練習の際には、本研究を分

## 謝辞

---

野外の研究者により良くアピールする方法などをご指導いただきました。さらに学位審査委員として、本研究をより普遍的にするためにご助言いただきました。心より御礼申し上げます。

博士後期課程1年次に3カ月の長期間に渡り、一般実習でのご指導をいただきましたNTTコミュニケーション科学基礎研究所 雨宮智浩主任研究員に心より感謝申し上げます。一般実習で学んだ機械刺激の統制方法や実験設計などは本研究を進める上で重要なスキルになったと思います。また、学会では牽引力錯覚の第一人者として本研究に関する議論やご助言をいただきました。心より御礼申し上げます。

本研究を進めるにあたり、触覚研究者の視点から様々なご助言をいただきました筑波大学 システム情報系 橋本悠希助教に感謝致します。技術的な面でご助言いただきました筑波大学 システム情報系 圓崎祐貴助教に感謝致します。心理物理実験を実施するにあたり、実験設計・結果解析について御助言をいただきました大阪大学 人間科学研究科 富田瑛智助教に感謝致します。また、リハビリテーション応用についてご助言をいただきました筑波大学 医学系 中馬越清隆講師に感謝致します。

採用試験以来、本研究に関して議論やご助言をいただきました産業技術総合研究所 人間情報研究部門 遠藤博史研究グループ長、金子秀和主任研究員、近井学研究員、細野美奈子研究員に心より御礼申し上げます。

筑波大学 コンピュータサイエンス専攻 高田峻介氏は一緒に神戸高専から筑波大学に進学し、お互い近くもなく遠くもないちょうど良い距離の分野で共に研究をしてきました。高田氏がいたおかげでお互い切磋琢磨し、本研究をまとめることができたと思います。誠にありがとうございました。

公私共に親しくしていただきました筑波大学 バーチャルリアリティ研究室 佐藤綱祐氏、高鳥光氏に感謝申し上げます。研究に対してストイックに取り組む御二人の姿が印象的で、著者もその姿を目標にし、研究に取り組んでまいりました。また、研究室の同期である石川貴之氏、植田真弘氏、榎本嵩久氏、木村優太氏、酒井健輔氏、高中駿氏、滝澤直輝氏、夏神龍之介氏、明神優氏、村上康秀氏と一緒に研究することができたことを感謝申し上げます。皆様と切磋琢磨しながら研究を進めてことで本論文をまとめることができました。実験にご協力いただきました研究室の後輩の皆様にも感謝申し上げます。皆様のご協力なくしては本論文をまとめることはできませんでした。

本研究は JSPS 科研費 (17J01330) の助成を受けたものです。

最後に、著者は高専卒業時に就職しようとしていましたが、大学院への進学をお許しいただき、生活を支えてくださいました家族に感謝します。

2019年3月  
田 辺 健



## 参考文献

- [1] Yasushi Ikei, Kazufumi Wakamatsu, and Shuichi Fukuda, “Texture Presentation by Vibratory Tactile Display -Image based presentation of a tactile texture-,” In: *Proceedings of the 1997 Virtual Reality Annual International Symposium (VRAIS '97)*, pp.199–205, 1997.
- [2] Dimitrios A. Kontarinis, and Robert D. Howe, “Tactile Display of Vibratory Information in Teleoperation and Virtual Environments,” *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, vol.4, no.4, pp.387–402, 1995.
- [3] Hiroo Iwata, “Artificial reality with force-feedback: development of desktop virtual space with compact master manipulator,” In: *Proceedings of the 17th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques '90*, pp.165–170, 1990.
- [4] Thomas H. Massie, and J. Kenneth Salisbury, “The PHANTOM haptic interface: A device for probing virtual objects,” In: *Proceedings of the ASME Dynamic Systems and Control Division*, pp.295–301, 1994.
- [5] 大山 正, 今井 省吾, 和気典二, “新編感覚・知覚心理学ハンドブック,” 誠信書房, 1994.
- [6] “任天堂ホームページ,” <https://www.nintendo.co.jp> (2018/09/30 accessed).
- [7] “VIVE™ — Discover Virtual Reality Beyond Imagination,” <https://www.vive.com/us/> (2018/09/30 accessed).
- [8] 岩村 吉晃, “タッチ,” 医学書院, 1994.
- [9] 雨宮 智浩, 安藤 英由樹, 前田 太郎, “知覚の非線形性を利用した非接地型力覚惹起手法の提案と評価,” *日本バーチャルリアリティ学会論文誌*, vol.11, no.1, pp.47–58, 2006.

- [10] Tomohiro Amemiya, Hideyuki Ando, and Taro Maeda, “Lead-Me Interface for a Pulling Sensation from Hand-held Devices,” *ACM Transactions on Applied Perception*, vol.5, no.3, pp.15:1–15:17, 2008.
- [11] Jun Rekimoto, “Traxion: a tactile interaction device with virtual force sensation,” In: *Proceedings of the 26th Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology*, pp.427–431, 2013.
- [12] Tomohiro Amemiya, and Hiroaki Gomi, “Distinct pseudo-attraction force sensation by a thumb-sized vibrator that oscillates asymmetrically,” *Haptics: Neuroscience, Devices, Modeling, and Applications*, pp.88–95, 2014.
- [13] Heather Culbertson, Julie M. Walker, and Allison M. Okamura, “Modeling and Design of Asymmetric Vibrations to Induce Ungrounded Pulling Sensation Through Asymmetric Skin Displacement,” In: *Proceedings of Haptics Symposium 2016*, pp.27–33, 2016.
- [14] 高椋 慎也, 雨宮 智浩, 伊藤 翔, 五味 裕章, “VR 魚釣りにおける牽引力錯覚の表現と応用,” *ヒューマンインタフェース学会論文*, vol.18, no.2, pp.87–94, 2011.
- [15] Inrak Choi, Heather Culbertson, Mark R. Miller, Alex Olwal, and Sean Follmer, “Gravity: A Wearable Haptic Interface for Simulating Weight and Grasping in Virtual Reality,” In: *Proceedings of the 30th Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology*, pp.119–130, 2017.
- [16] 雨宮 智浩, 五味 裕章, “牽引方向知覚における能動的探索の有効性を活用した屋内歩行ナビゲーションシステムの開発,” *電子情報通信学会論文誌 D*, vol.J97-D, no.2, pp.260–269, 2014.
- [17] Tomohiro Amemiya, and Hisashi Sugiyama, “Orienting Kinesthetically: A Haptic Handheld Wayfinder for People with Visual Impairments,” *ACM Transactions on Accessible Computing*, vol.3, no.2, pp.6:1–6:23, 2010.
- [18] Jean-Philippe Choinière, and Clément Gosselin, “Development and Experimental Validation of a Haptic Compass Based on Asymmetric Torque Stimuli,” *IEEE Transactions on Haptics*, vol.10, no.1, pp.29–39, 2017.
- [19] Ulf Berglund, and Birgitta Berglund, “Adaptation and Recovery in Vibrotactile Perception” *Perceptual and Motor Skills*, vol.30, no.3, pp.843–853, 1970.

- 
- [20] Mandayam A.Srinivasan, and CagatayBasdogan, “Haptics in virtual environments: Taxonomy, research status, and challenges,” *Computers & Graphics*, vol.4, no.4, pp.393–404, 1997.
- [21] Tomohiro Amemiya, and Hiroaki Gomi, “Directional Torque Perception with Brief, Asymmetric Net Rotation of a Flywheel,” *IEEE Transactions on Haptics*, vol.6, no.3, pp.370–375, 2013.
- [22] Yukihiro Hirata, and Makoto Sato, “3-Dimensional Interface Device for Virtual Work Space,” In: *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp.889–896, 1992.
- [23] Takuya Nojima, Dairoku Sekiguchi, Masahiko Inami, and Susumu Tachi, “The SmartTool: a system for augmented reality of haptics,” In: *Proceedings of IEEE Virtual Reality 2002*, pp.67–72, 2002.
- [24] ヤエム ヴイボル, 葛岡 英明, 矢野 博明, 渋沢 良太, 山下 淳, 大田 祥一, 竹内 保男, “気管挿管教育のための外装型力覚提示装置の提案,” *日本バーチャルリアリティ学会論文誌*, vol.16, no.4, pp.597–605, 2011.
- [25] David Feygin, Madeleine Keehner, and Frank Tendick, “Haptic guidance: experimental evaluation of a haptic training method for a perceptual motor skill,” In: *Proceedings of 10th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems (HAPTICS 2002)*, pp.40–48, 2002.
- [26] Lin Yanping, Wang Xudong, Wu Fule, Chen Xiaojun, Wang Chengtao, and Shen Guofang, “Development and validation of a surgical training simulator with haptic feedback for learning bone-sawing skill,” *Journal of biomedical informatics*, vol.48, pp.122–129, 2014.
- [27] Xiaojun Shen, Jilin Zhou, Abdelwahab Hamam, Saeid Nourian, Naim R. El-Far, François Malric, and Nicolas D. Georganas, “Haptic-Enabled Telementoring Surgery Simulation,” *IEEE MultiMedia*, vol.15, no.1, pp.64–76, 2008.
- [28] Sho Kamuro, Kouta Minamizawa, and Susumu Tachi, “An Ungrounded Pen-shaped kinesthetic Display: Device Construction and Applications,” In: *Proceedings of World Haptics Conference 2011*, pp.557–567, 2011.

- [29] Hrvoje Benko, Christian Holz, Mike Sinclair, and Eyal Ofek, “NormalTouch and TextureTouch: High-fidelity 3D Haptic Shape Rendering on Handheld Virtual Reality Controllers,” In: *Proceedings of the 29th Annual Symposium on User Interface Software and Technology*, pp.717–728, 2016.
- [30] Marco Salerno, Stefano Mintchev, Alexandre Cherpillod, Simone Scaduto, and Jamie Paik, “Stiffness Perception of Virtual Objects using FOLDAWAY-Touch,” In: *Proceedings of Haptics Symposium 2018*, pp.104–105, 2018.
- [31] Masamichi Sakaguchi, Utako Kanuka, Shigeyuki Shimachi, and Akira Hashimoto, “Development of Directional Display Device Using Forearm Twist Motion and Human Navigation Experiments,” *Journal of Robotics and Mechatronics*, vol.18, no.4, pp.401–408, 2006.
- [32] Adam J. Spiers, and Aaron M. Dollar, “Design and Evaluation of Shape-Changing Haptic Interfaces for Pedestrian Navigation Assistance,” *IEEE Transactions on Haptics*, vol.10, no.1, pp.17–28, 2017.
- [33] Michitaka Hirose, Koichi Hirota, Tetsuro Ogi, Hiroaki Yano, Naoyuki Kakehi, Makoto Saito, and Mutsuhiro Nakashige, “HapticGEAR: the development of a wearable force display system for immersive projection displays,” In: *Proceedings IEEE Virtual Reality 2001*, pp.123–129, 2001.
- [34] 岩田 洋夫, 中川 博憲, “着用型力覚帰還ジョイスティック,” 映像情報メディア学会技術報告, vol.22.28, pp.15–18, 1998.
- [35] Hiroaki Yano, Masayuki Yoshie, and Hiroo Iwata, “Development of a non-grounded haptic interface using the gyro effect,” In: *11th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2003. HAPTICS 2003. Proceedings.*, pp.32–39, 2003.
- [36] Kyle N. Winfree, Jamie Gewirtz, Thomas Mather, Jonathan Fiene, and Katherine J. Kuchenbecker, “A High Fidelity Ungrounded Torque Feedback Device: The iTorqU 2.0,” In: *Proceedings of World Haptics Conference 2009*, pp.261–266, 2009.
- [37] Julie M. Walker, Heather Culbertson, Michael Raitor, and Allison M. Okamura, “Haptic Orientation Guidance Using Two Parallel Double-Gimbal Control Moment Gyroscopes,” *IEEE Transactions on Haptics*, vol.11, no.2, pp.267–278, 2018.

- 
- [38] 仲田 謙太郎, 中村 則雄, 山下 樹里, 西原 清一, 福井 幸男, “角運動量変化を利用した力覚提示デバイス,” 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, vol.6, no.2, pp.155–120, 2001.
- [39] Seongkook Heo, Christina Chung, Geehyuk Lee, and Daniel Wigdor, “Thor’s Hammer: An Ungrounded Force Feedback Device Utilizing Propeller-Induced Propulsive Force,” In: *Proceedings of the 2018 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, pp.525:1–525:11, 2018.
- [40] 前野 隆司, “ヒト指腹部と触覚受容器の構造と機能,” 日本ロボット学会誌, vol.18, no.6, pp.772–775, 2000.
- [41] Roland S. Johansson, and Åke B. Vallbo, “Tactile sensory coding in the glabrous skin of the human hand,” *Trends in Neurosciences*, vol.6, no.1, pp.27–32, 1983.
- [42] Bolanowski SJ Jr, Gescheider GA, Verrillo RT, and Checkosky CM, “Four channels mediate the mechanical aspects of touch,” *Journal of the Acoustical Society of America*, vol.84, no.4, pp.1680–1694, 1988.
- [43] Francis McGlone, Johan Wessberg, and Håkan Olausson, “Discriminative and Affective Touch: Sensing and Feeling,” *Neuron*, vol.82, no.4, pp.737–755, 2014.
- [44] Line S Löken, Johan Wessberg, India Morrison, Francis McGlone, and Håkan Olausson, “Coding of pleasant touch by unmyelinated afferents in humans,” *Nature Neuroscience*, vol.12, pp.547–548, 2009.
- [45] Naoya Asamura, Naruyuki Tomori, and Hiroyuki Shinoda, “A Tactile Feeling Display Based on Selective Stimulation to Skin Receptors,” In: *Proceedings. IEEE 1998 Virtual Reality Annual International Symposium*, pp.36–42, 1998.
- [46] Yasushi Ikei, and Masashi Shiratori, “TextureExplorer: A tactile and force display for virtual textures,” In: *Proceedings 10th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. HAPTICS 2002*, pp.327–334, 2002.
- [47] Vincent Hayward, and Juan Manuel Cruz-hernández, “Tactile Display Device Using Distributed Lateral Skin Stretch,” In: *Proceedings of Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems Symposium*, pp.1309–1314, 2000.
- [48] Francesco Chinello, Monica Malvezzi, Claudio Pacchierotti, and Domenico Praticchizzo, “Design and development of a 3RRS wearable fingertip cutaneous device,”

- In: *Proceedings of 2015 IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*, pp.293–298, 2015.
- [49] Samuel Benjamin Schorr, and Allison M. Okamura, “Three-Dimensional Skin Deformation as Force Substitution: Wearable Device Design and Performance During Haptic Exploration of Virtual Environments,” *IEEE Transactions on Haptics*, vol.10, no.3, pp.418–430, 2017.
- [50] William McMahan, and Katherine J. Kuchenbecker, “Dynamic modeling and control of voice-coil actuators for high-fidelity display of haptic vibrations,” In: *Proceedings of Haptics Symposium 2014*, pp.115–122, 2014.
- [51] 和宇慶 朝邦, “携帯電話の触覚呈示用アクチュエータの触覚デザイン: アクチュエータの触覚デザインの現状と今後について,” *日本バーチャルリアリティ学会誌*, vol.14, no.3, 28–31, 2009.
- [52] 仲谷 正史, 筧 康明, 南澤 孝太, 三原 聡一郎, 館 暲, “触覚表現の一般普及に向けた方法論とテクニカルワークショップを通じたその実践,” *日本バーチャルリアリティ学会論文誌*, vol.19, no.4, pp.593–603, 2014.
- [53] Seungmoon Choi, and Katherine J. Kuchenbecker, “Vibrotactile Display: Perception, Technology, and Applications,” *Proceedings of the IEEE*, vol.101, no.9, pp.2093–2104, 2013.
- [54] Hsin-Yun Yao, and Vincent Hayward, “An Experiment on Length Perception with a Virtual Rolling Stone,” In: *Proceedings of Eurohaptics 2006*, pp.325–330, 2006.
- [55] Joseph M. Romano, and Katherine J. Kuchenbecker, “Creating Realistic Virtual Textures from Contact Acceleration Data,” *IEEE Transactions on Haptics*, vol.5, no.2, pp.109–119, 2012.
- [56] Hsin-Yun Yao, Vincent Hayward, “Design and analysis of a recoil-type vibrotactile transducer,” *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol.128, no.2, pp.619–627, 2010.
- [57] “Tactile Labs,” <http://tactilelabs.com> (2018/09/28 accessed).
- [58] Jeroen H. Hogema, Sjoerd C. De Vries, Jan B.F. Van Erp, and Raymond J. Kiefer, “A Tactile Seat for Direction Coding in Car Driving: Field Evaluation,” *IEEE Transactions on Haptics*, vol.2, no.4, pp.181–188, 2009.

- [59] German Flores, Sri Kurniawan, Roberto Manduchi, Eric Martinson, Lourdes M. Morales, and Emrah A. Sisbot, “Vibrotactile Guidance for Wayfinding of Blind Walkers,” *IEEE Transactions on Haptics*, vol.8, no.3, pp.306–317, 2015.
- [60] Shogo Okamoto, Masashi Konyo, and Satoshi Tadokoro, “Vibrotactile Stimuli Applied to Finger Pads as Biases for Perceived Inertial and Viscous Loads,” *IEEE Transactions on Haptics*, vol.4, no.4, pp.307–315, 2011.
- [61] Hsiang-Yu Chen, Jaeyoung Park, Steve Dai, and Hong Z. Tan, “Design and Evaluation of Identifiable Key-Click Signals for Mobile Devices,” *IEEE Transactions on Haptics*, vol.4, no.4, pp.229–241, 2011.
- [62] “ALPS ELECTRIC CO., LTD,” <https://www.alps.com/e/> (2018/09/30 accessed).
- [63] Mike Sinclair, Michel Pahud, and Hrvoje Benko, “TouchMover 2.0 - 3D touchscreen with force feedback and haptic texture,” In: *Proceedings of 2014 IEEE Haptics Symposium (HAPTICS)*, pp.1–6, 2014.
- [64] Thomas Hausberger, Michael Terzer, Florian Enneking, Zofia Jonas, and Yeongmi Kim, “SurfTics - Kinesthetic and tactile feedback on a touchscreen device,” In: *Proceedings of World Haptics 2017*, pp.472–477, 2017.
- [65] 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.
- [66] 南澤 孝太, 深町 聡一郎, 梶本 裕之, 川上 直樹, 舘 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.15–23, 2008.
- [67] R. S. Johansson, and G. Westling, “Roles of glabrous skin receptors and sensorimotor memory in automatic control of precision grip when lifting rougher or more slippery objects,” *Experimental Brain Research*, vol.56, no.3, pp.550–564, 1984.
- [68] 佐藤 未知, 松江 里佳, 橋本 悠希, 梶本 裕之, “ハンガー反射 –頭部圧迫による頭部回旋反応の条件特定と再現 –,” 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.
- [69] 中村 拓人, 梶本 裕之, “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.

- [70] 今 悠気, 中村 拓人, 梶本 裕之, “ハンガー反射の歩行への影響,” 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, vol.21, no.4, pp.565–573, 2016.
- [71] 今 悠気, 中村 拓人, 梶本 裕之, “腰ハンガー反射を用いた歩行ナビゲーションにおける教示の影響,” 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, vol.22, no.3, pp.335–344, 2017.
- [72] Guy M. Goodwin, D. Ian McCloskey, and Peter B. Matthews, “Proprioceptive Illusions Induced by Muscle Vibration: Contribution by Muscle Spindles to Perception?,” *Science.*, vol.174, no.4028, pp.1382–1384, 1972.
- [73] Avid Burke, Karl-Erik Hagbarth, Lars Lofstedt, and B. Gunnar Wallin, “The Responses of Human Muscle Spindle Endings to Vibration during Isometric Contraction,” *Journal of Physiology*, vol.261, no.3, pp.695–711, 1976.
- [74] Eiichi Naito, H. Henrik Ehrsson, Stefan Geyer, Karl Zilles, and Per E. Roland, “Illusory Arm Movements Activate Cortical Motor Areas: A Positron Emission Tomography Study,” *Journal of Neuroscience*, vol.19, no.14, pp.6134–6144, 1999.
- [75] 本多 正計, 唐川 裕之, 赤堀 晃一, 宮岡 徹, 大岡 昌博, “卓上型運動錯覚誘発・評価装置の開発,” 日本機械学会論文集, vol.80, no.820, pp.1–12, 2014.
- [76] 中村 則雄, 福井 幸男, “非接地型力・トルク提示インターフェースの開発,” 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, vol.11, no.1, pp.87–90, 2006.
- [77] Hanns W. Tappeiner, Roberta L. Klatzky, Bert Unger, and Ralph Hollis, “Good vibrations: Asymmetric vibrations for directional haptic cues,” In: *Proceedings of World Haptics 2009*, pp.285–289, 2009.
- [78] Norio Nakamura, and Yukio Fukui, “Development of Fingertip Type Non-grounding Force Feedback Display,” In: *Proceedings of World Haptics 2007*, pp.582–583, 2007.
- [79] 雨宮 智浩, “牽引力錯覚を生成するためのリンク・カムのハイブリッド機構の実装,” 信学技報, vol.109, no.83, pp.103–106, 2009.
- [80] 丹羽 真隆, 浜口 英典, 飯塚 博幸, 前田 太郎, 安藤 英由樹, “爪装着型疑似牽引力／凹凸覚提示装置,” 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, vol.16, no.3, pp.409–414, 2011.



- 
- [81] Takuya Shima, and Kenjiro Takemura, “An Ungrounded Pulling Force Feedback Device Using Periodical Vibration-Impact,” *Haptics: Perception, Devices, Mobility, and Communication*, pp.481–492, 2012.
- [82] Tomohiro Amemiya, and Taro Maeda, “Asymmetric Oscillation Distorts the Perceived Heaviness of Handheld Objects,” *IEEE Transactions on Haptics*, vol.1, no.1, pp.9–18, 2008.
- [83] Hwan Kim, HyeonBeom Yi, Hyein Lee, and Woohun Lee, “HapCube: A Wearable Tactile Device to Provide Tangential and Normal Pseudo-Force Feedback on a Fingertip,” In: *Proceedings of the 2018 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, pp.501:1–501:13, 2018.
- [84] Hiroaki and Gomi, Sho Ito, “Portable 2DoF force display gadget realized by ‘anisotropic rigidity bridging’,” In: *Proceedings of Euro Haptics 2018*, WIP 1042, 2018.
- [85] 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.
- [86] Tomohiro Amemiya, and Hiroaki Gomi, “Active Manual Movement Improves Directional Perception of Illusory Force,” *IEEE Transactions on Haptics*, vol.9, no.4, pp.465–473, 2016.
- [87] Vibol Yem, Ryuta Okazaki, and Hiroyuki Kajimoto, “Vibrotactile and Pseudo Force Presentation using Motor Rotational Acceleration,” In: *Proceedings of Haptics Symposium 2016*, pp.47–51, 2016.
- [88] Tetsuhiko Teshima, Shinya Takamuku, Tomohiro Amemiya, and Hiroaki Gomi, “Light touch on pillar array surface greatly improves direction perception induced by asymmetric vibration,” In: *Proceedings of SIGGRAPH Asia 2015 Haptic Media And Contents Design*, pp.11:1–11:3, 2015.
- [89] International Organization for Standardization, “Mechanical vibration and shock – Evaluation of human exposure to whole-body vibration – Part 1: General requirements,” *ISO 2631-1*, 1997.
- [90] James Biggs, and Mandayam A. Srinivasan, “Tangential versus normal displacements of skin: relative effectiveness for producing tactile sensations,” In: *Proceedings 10th*

- Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. HAPTICS 2002*, pp.121–128, 2002.
- [91] 河内 まき子, “AIST 日本人の手の寸法データ,” <https://www.dh.aist.go.jp/database/hand/index.html> (2016/03/18 accessed).
- [92] Anatole Lécuyer, “Simulating haptic feedback using vision: A survey of research and applications of pseudo-haptic feedback,” *Presence: Teleoper. Virtual Environ.*, vol.18, no.1, pp.39–53, 2019.
- [93] 宮岡 徹, 間野 忠明, “手指および手掌における振動感覚順応,” *基礎心理学研究*, vol.5, no.2, pp.63–69, 1987.
- [94] 舘 暲, 佐藤 誠, 廣瀬 通孝, “バーチャルリアリティ学,” *日本バーチャルリアリティ学会*, 2011.
- [95] Allison M. Okamura, Mark R. Cutkosky, and Jack Tigh Dennerlein, “Reality-based models for vibration feedback in virtual environments,” *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol.6, no.3, pp.245–252, 2001.
- [96] Vaughan G. Macefield, Charlotte Häger-Ross, and Roland S. Johansson, “Control of grip force during restraint of an object held between finger and thumb: responses of cutaneous afferents from the digits,” *Experimental Brain Research*, vol.108, no.1, pp.155–171, 1995.
- [97] “- IVR - 25th 3D & Virtual Reality Expo,” <http://www.ivr.jp/en/Home/> (2016/07/23 accessed).
- [98] Jose V. Salazar Luces, Keisuke Okabe, Yoshiki Muraio, Yasuhisa Hirata, “A Phantom-Sensation Based Paradigm for Continuous Vibrotactile Wrist Guidance in Two-Dimensional Space,” *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol.3, no.1, pp.163–170, 2018.
- [99] Heather Culbertson, Julie M. Walker, Michael Raitor, and Allison M. Okamura, “WAVES: A Wearable Asymmetric Vibration Excitation System for Presenting Three-Dimensional Translation and Rotation Cues,” In: *Proceedings of the 2017 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, pp.4972–4982, 2017.
- [100] 麻生 勤, 村木 俊彦, 伊藤 敏行, “地図ナビとTBTナビの有効性比較研究,” *自動車研究*, vol.22, no.2, pp.82–85, 2000.

- [101] Idin Karuei, Karon E. MacLean, Zoltan Foley-Fishe, Russell MacKenzie, Sebastian Koch, and Mohamed El-Zohair, “Detecting vibrations across the body in mobile contexts,” In: *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, pp.3267–3276, 2011.
- [102] 湯川 喜裕, 富永 孝紀, 河野 正志, 谷口 博, 森岡, 周, “脳卒中片麻痺患者における振動誘発運動感覚錯覚中の脳活動—～機能的近赤外分光装置 (fNIRS) 研究～,” *作業療法*, vol.31, no.1, pp.41–51, 2012.



# 公表論文リスト

## 査読付き雑誌論文

- 1) **Takeshi Tanabe**, Hiroaki Yano, Hiroo 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.
- 2) **田辺 健**, 矢野 博明, 岩田 洋夫, “2チャンネル振動スピーカを用いた非対称振動による非接地型並進力・回転力提示,” 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, vol.22, no.1, pp.125–134, 2017.
- 3) **田辺 健**, 矢野 博明, 岩田 洋夫, “振動スピーカを用いた力覚提示手法の知覚特性,” 計測自動制御学会論文集, vol.53, no.1, pp.31–40, 2017.

## 査読付き国際会議論文

- 1) **Takeshi Tanabe**, Hiroaki Yano, Hiroo Iwata, “Induced Pulling Sensation by Synthesis of Frequency Component for Voice-Coil Type Vibrators,” In: *Proceedings of Asia Haptics 2018*, D1P17, 2018.
- 2) **Takeshi Tanabe**, Hiroaki Yano, Hiroo Iwata, “Evaluation of the Perceptual Characteristics of a Force Induced by Asymmetric Vibrations,” In: *Proceedings of IEEE Haptics Symposium 2018*, ToH Poster B6, 2018.
- 3) **Takeshi Tanabe**, Hiroaki Yano, Hiroo Iwata, “A Control Method of Asymmetric Vibrations for a Quantitative Evaluation of Induced Pulling Sensation,” In: *Proceedings of IEEE Haptics Symposium 2018*, pp.54–55, 2018.
- 4) **Takeshi Tanabe**, Hiroaki Yano, Hiroo Iwata, “Proposal and Implementation of Non-Grounded Translational Force and Torque Display Using Two Vibration Speakers,” *Springer Singapore Haptic Interaction*, pp.187–192, 2017.

- 5) **Takeshi Tanabe**, Hiroaki Yano, Hiroo Iwata, “Temporal Characteristics of Non-grounded Translational Force and Torque Display Using Asymmetric Vibrations,” In: *Proceedings of World Haptics Conference 2017*, pp.310–315, 2017.
- 6) **Takeshi Tanabe**, Hiroaki Yano, Hiroo Iwata, “Properties of Proprioceptive Sensation with a Vibration Speaker-type Non-grounded Haptic Interface,” In: *Proceedings of Haptics Symposium 2016*, pp.21–26, 2016.

#### 著書

- 1) **田辺 健**, 矢野 博明, 岩田 洋夫 (分担執筆), “第3章5節 振動スピーカを用いた力覚提示技術と知覚特性,” VR/A R技術の開発動向と最新応用事例, 技術情報協会, pp.112–119, 2018.

#### 査読なし国内会議・報告

- 1) **田辺 健**, 矢野 博明, 岩田 洋夫, “非対称振動の周波数成分に対応した牽引力錯覚の知覚特性,” 第23回日本バーチャルリアリティ学会大会論文集, vol.23, 31A–3, 2018.
- 2) **田辺 健**, 矢野 博明, 岩田 洋夫, “牽引力錯覚を用いた並進力・回転力提示装置による動作教示,” ヒューマンインタフェースシンポジウム2018 予稿集, pp.414–418, 2018.
- 3) **田辺 健**, “非対称振動による牽引力錯覚を用いた力覚提示手法と知覚特性,” 第23回高専シンポジウム in KOBE, PH-038, 2018.
- 4) **田辺 健**, 矢野 博明, 岩田 洋夫, “牽引力錯覚の定量的評価のための非対称振動刺激提示装置の開発,” 第18回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, pp.299–302, 2017.
- 5) **田辺 健**, 矢野 博明, 岩田 洋夫, “2チャンネルの振動スピーカを用いた非対称振動による非接地型並進力・回転力ディスプレイ,” 第21回日本バーチャルリアリティ学会大会論文集, vol.21, 12A-04, 2016.
- 6) **田辺 健**, 矢野 博明, 岩田 洋夫, “振動スピーカを用いた力覚提示手法の知覚特性,” 第16回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, pp.912–917, 2015.

- 7) 田辺 健, 矢野 博明, 岩田 洋夫, “振動スピーカを用いた非接地型力覚提示によるスポーツ時のフォーム矯正,” 第7回テレイグジスタンス研究会×第1回超人スポーツ研究会, VR学研報, vol.20, No.TX02, pp.24, 2015.
- 8) 田辺 健, 矢野 博明, 岩田 洋夫, “振動スピーカを用いた力覚提示手法の検討,” 第20回日本バーチャルリアリティ学会大会論文集, vol.20, 21A-1, pp.211–214, 2015.

学位請求申請に関連がない論文

- 1) Tomohiro Amemiya, **Takeshi Tanabe**, “Comparing pleasant tactile sensations by brush stroking and vibrotactile apparent motion,” In: *Proceedings of Euro Haptics 2018*, WIP 1041, 2018.