

## 基礎論文

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・回転力提示田辺 健<sup>\*1</sup> 矢野 博明<sup>\*2</sup> 岩田 洋夫<sup>\*2</sup>

Non-Grounded Translational Force and Torque Display using Two Vibration Speakers

Takeshi Tanabe<sup>\*1</sup> Hiroaki Yano<sup>\*2</sup> and Hiroo Iwata<sup>\*2</sup>

**Abstract** – We here propose a device that can display a translational force and torque using two vibration speakers. Each vibration speaker generates an asymmetric vibration when a sound with an asymmetric amplitude is input. Asymmetric vibrations induce perceived forces that pull or push a user's hand in a particular direction. The user perceives a translational force and/or torque with his/her thumb and index finger based on the direction and amplitude of each speaker's force. We conducted four evaluation experiments to evaluate the mechanical properties and the proprioceptive sensations. As result, we confirmed that the proposed device can present the translational force with a maximum value of 0.5 N and the torque with a maximum value of 9.5 N · mm.

**Keywords** : non-grounded haptic interface, vibration speaker, asymmetric vibration, translational force and torque

## 1 はじめに

人体に加わる力に反応する感覚として力覚と呼ばれるものが存在する。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。これらの力を用いて人体に対して情報提示を行う装置は力覚提示装置と呼ばれる。力覚提示の主な方式として接地されたマニピュレータ[1]やワイヤ[2]等を用いて操作点に反力を与えるものがある。これらは接地型と呼ばれ高い自由度で力覚を提示できるが、接地点を必要とするため使用環境の制約を受ける。

これに対して、接地なしで力覚を提示できる非接地型力覚提示装置がある。中でも人間の錯覚を利用した方式が近年提案されており、往復で加速度が異なる非対称振動を提示した際に、一方向に牽引されるような力を錯覚すると報告されている(牽引力の錯覚)[3, 4]。この手法の特徴としては、空中(非接地)で連続的に牽引されるような並進力を提示できる点である。さらに提示できる力の方向を多方向にする試みとして、2自由度の並進力提示が実現されている[5, 6]。

また、我々もこれまでに、振動スピーカと呼ばれる音声信号を機械的な振動に変換するボイスコイル型振動アクチュエータを1チャンネル用いて非対称振動を

発生させることで、非接地による並進力提示を実現した[7, 8]。振動スピーカをつまむように把持することで、指腹部に非対称振動が提示され、並進力を知覚する。我々は、この原理を応用してデバイスを把持した際に接触する拇指と示指に平行となる2つの力ベクトルを提示し、各指で知覚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2種類の力覚が提示可能であると考えた。

本研究では非対称振動を用いた力覚提示の多方向化の新たなアプローチとして、2チャンネルの振動スピーカを用いて拇指・示指それぞれに独立した力ベクトルを提示することで並進力及び回転力提示が可能なデバイスの実現方法を提案し、プロトタイプシステムを開発した。また、提案デバイスを様々なアプリケーションに利用するための基礎となる評価実験として、デバイスの機械的特性、心理物理実験による知覚特性を評価した。

## 2 関連研究

## 2.1 非接地型力覚提示

接地点を必要としない非接地型力覚提示装置としては、ジャイロモーメントを用いた方式[9]が提案されているが、ジャイロモーメントは回転方向に対する瞬間的な力である激力であるため、連続的な回転力を生成することは困難である。これに対して角運動量の変化を用いた方式[10]では提示時間に制限はあるが連続的に回転力を提示できる。一方で一方向に連続的に牽引するような並進力の提示は原理的に困難であった。

\*1筑波大学 システム情報工学研究科

\*2筑波大学 システム情報系

\*1Graduate School of Systems and Information Engineering, University of Tsukuba

\*2Faculty of Engineering, Information and Systems, University of Tsukuba

非接地で連続的な並進力を提示する方法として人間の錯覚を利用した方法がある．雨宮らは知覚の非線形性 [11] に着目し、直動機構を用いて往復で加速度が異なる非対称振動を発生させ、人間が強い加速度をより意識し、弱い加速度を鮮明に知覚しないことによって並進力を知覚させた [3, 4]．前述の例では大型の機構を用いた方式であるが、ボイスコイル型振動アクチュエータに対して非対称波形を入力することで同様の現象が生起することが報告されている [12, 13]．これらの例は直動型のアクチュエータであるため並進力が知覚されるが、回転型のアクチュエータを用いた場合、回転力が知覚されることが報告されている．YemらはDCモータにのこぎり波を入力し、モータのシャフトを非対称に往復させることで非対称振動を発生させ、回転力を提示した [14]．

## 2.2 非対称振動を用いた力覚提示の多方向化

非対称振動を用いた力覚提示において提示方向を多方向に拡張する手法として、カベクトル合成方式 [5, 12]、振動ユニット回転方式 [6]、ツイン偏心回転方式 [15, 16] の3つに分類できる．カベクトル合成方式は複数の非対称振動提示ユニットを直交させ、各ユニットから提示されるカベクトルを合成する方式で八方位に対して並進力の提示ができる．振動ユニット回転方式では、非対称振動提示ユニットを回転機構によって姿勢を変えることで360°任意方向に対して力覚を提示することができるが、回転機構を有するため装置の大型化が予想される．ツイン偏心回転方式では、2つの偏心モータを使用し、回転の位相を制御することで振動による並進力及び回転力の提示を実現した．この方式では2つの偏心モータを異方向・位相差任意で回転させ、非対称振動を発生させることで並進力、同方向・位相差180°で回転させることで回転力の提示を行った．一方で2つのモータの回転の位相を制御するためには各モータの回転角を計測するセンサとフィードバック制御系が必要であると考えられる．

## 3 提案手法

### 3.1 振動スピーカを用いた力覚提示

我々はこれまでにボイスコイル型振動アクチュエータである振動スピーカを1チャンネル使用し、非対称な振幅を持つ音声信号を用いて非対称振動を発生させることによって並進力提示を行った [7, 8]．非対称な振幅を持つ音声信号とは正弦波2周期において半周期分の振幅を反転させた波形である (図1)．本研究では、正方向に振幅の偏りがある波形を正非対称 (Positive asymmetry)、負方向に振幅の偏りがある波形を負非対称 (Negative asymmetry) と呼ぶ．この波形を振動スピーカに入力し、指腹部に対して剪断方向に振動が

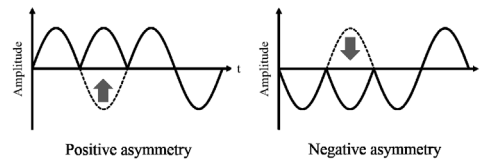
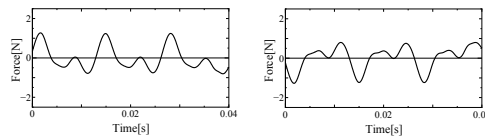


図1 非対称の振幅を持つ音声信号  
Fig. 1 Asymmetric waves



(a) Positive direction (b) Negative direction

図2 示指に加わる剪断力の時系列変化  
Fig. 2 Average of time series variation of the exerted forces on the index finger with the vibration speaker

加わるように振動スピーカの縁を拇指と示指で対向して把持することで、図2に示すような非対称振動が指腹部に与えられる．図2は並進力を提示した際に示指の指腹部に加わる剪断力の時系列変化の典型例を表している．いずれかの極性に瞬間的に強い剪断力が加わり、逆の極性では長時間弱い剪断力が加わっていることから、非対称振動であることが確認できる．これまでに被験者実験を実施し、入力信号の振幅を正方向または負方向に非対称にすることでカベクトルの方向を任意に制御でき、振幅電圧を変化させることで知覚される力の強度も変更できることを確認した [7]．また、本システムでは周波数が75 Hzのときに最も高い力覚知覚特性が示されている [8]．本論文ではこれらの知見を基に入力信号は図1の波形を使用し、周波数は75Hzとした．

### 3.2 並進力・回転力提示手法

本研究では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、各指で知覚されるカベクトルの組み合わせを変えることで並進力・回転力提示手法を提案する．図3に示すように2チャンネル (L-ch, R-ch) の振動スピーカを並列に配置したデバイスを考案し、各振動スピーカから提示される並行となる2つのカベクトルを独立で制御する．なお、1つの振動スピーカから提示されるカ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カベクトルを提示した場合、その方向の並進力を知覚させる．それに対して拇指・示指それぞれに対して逆方向となるカ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知覚させる．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 (表1)．

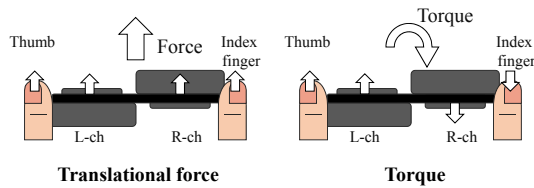


図3 右手に把持した時の並進力及び回転力提示手法

Fig.3 Basic concept

表1 右手の各指に提示する力ベクトルと知覚される力の方向

Table 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2.2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、どちらの手法を採用するか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、各振動スピーカから提示される力ベクトル（非対称振動の極性）は入力信号の振幅の偏りによって制御できることをこれまでの研究で示した[7, 8]。つまり、非対称振動自体の制御にはツイン偏心回転子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、ツイン偏心回転子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。

#### 4 プロトタイプシステム構成

##### 4.1 アクチュエータ駆動

振動スピーカにはアクーヴラボ社:Vibro Transducer Vp2 10 (43 × 15 mm)を使用した。入力用の音声信号は音声編集ソフトであるAudacityを用いて作成した。作成した音声信号を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のLM386を用いた増幅回路(最大出力電圧 ± 4.5 V)で増幅して振動スピーカに入力した。ユーザから見て左側にL-ch、右側の振動スピーカにR-chの音声信号を独立して入力することで、2つの振動スピーカを制御した。

#### 4.2 デバイス設計

我々のこれまでの実験で振動スピーカ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[8]。そこで、本研究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)に振動スピーカをはめ込み、2つを連結させた。振動スピーカ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。図4に作製したデバイスを示す。なお、振動スピーカ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つの振動スピーカ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。把持方法は振動スピーカ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、図1の音声信号と振動スピーカによって提示される力の向きは、図4のR-chでは正非対称が前方、負非対称は後方であり、L-chは振動スピーカを反転させているためこの逆方向となる。

#### 5 評価実験

##### 5.1 実験概要

3章で述べた手法によって、非接地による並進力・回転力提示が実現可能か、また提案デバイスを様々なアプリケーションに利用するための基本性能の計測のため4つの評価実験を実施した。まず、実装した提案デバイスによって指腹部に対してどのような機械刺激が与えられているかを明らかにする必要がある。そこで、実験1では指腹部に加わる振動の特性の計測及び解析を行った。

次に各指に独立した非対称振動が提示可能であると

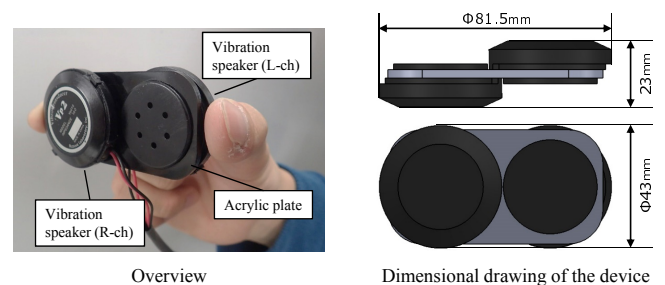


図4 作製したデバイス  
Fig.4 Proposed device

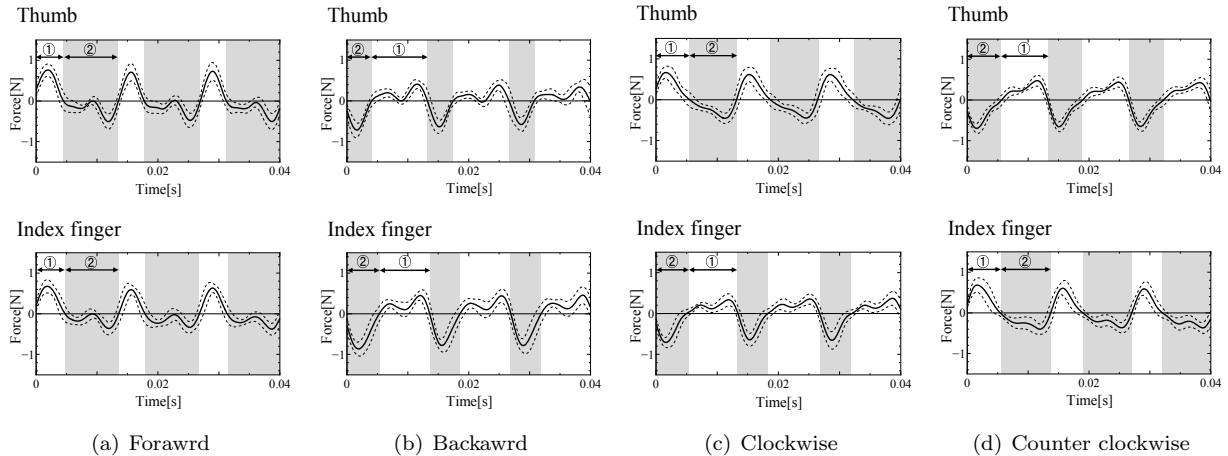


図5 提案デバイスを把持している時の各指への反力の時系列変化  
 Fig.5 Typical example of time series variation of the exerted forces on the thumb and index finger with the device

仮定し、それを力ベクトルとして知覚し、組み合わせることで並進力・回転力として知覚可能であることを明らかにする必要がある。実験2では並進力と回転力の識別実験を実施した。

振動スピーカをはじめとするボイスコイル型振動アクチュエータでは、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、それととも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。この特性に着目し、我々はこれまでの研究で1チャンネルの振動スピーカを用いた場合、入力信号の振幅電圧を制御することで知覚される力（並進力）の強度を制御可能で、最大で0.5 N程度の強度であることを明らかにした[7]。本デバイスで並進力及び回転力を提示可能であった場合、その強度が振幅電圧によって制御可能か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用範囲が明らかになる。実験3では知覚される並進力、実験4では知覚される回転力の強度と入力信号の振幅電圧の関係を調査した。

4つの評価実験の被験者は22歳から25歳までの健康な成人男女10名（男性8名、女性2名）で、全員が右利きである。実験は右手に対して実施した。

## 5.2 実験1：提案デバイスの機械刺激特性評価

### 5.2.1 実験方法

実装した提案デバイスによって各指の指腹部に加わる機械刺激特性を調査した。実験方法は被験者が図4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系列変化を計測した。計測には3軸力センサ（タッチサイエンス社：TSSI OD10）を使用した。被験者にデバイスを利き手（全員が右利き）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、振動によって被験者が振動スピーカ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。計測条件は表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。

### 5.2.2 実験結果

図5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（N）を表しており、正方向が被験者に対して前方に対する力である。実線が全被験者の3周期（40 ms）10回分の平均値、破線は標準偏差を表す。使用した振動スピーカはバネと永久磁石とコイルで構成されており、コイルに電流を流した直後は27 msの過渡応答のあと定常状態になることが確認されたため、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秒後からのデータを用いた。

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[17]。そこで、剪断力の方向が正方向の区間（図5における①の区間）と負方向の区間（図5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表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大きく異なっており、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。また、我々のこれまでの研究で指腹部に非対称振動を提示した場合、振動の極性ごとの実効値において実効値が大きい極性に対して力ベクトルを知覚することを確認してい

表2 各方向・指における剪断力の極性ごとにおける実効値 (単位:N)

Table 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

る [8]。つまり本実験の結果は本デバイスで各指に力ベクトルを提示できることも示唆している。

### 5.3 実験2：並進力・回転力識別実験

#### 5.3.1 実験方法

実験2では提案手法によって並進力及び回転力を知覚することができ、またその力の方向を識別可能であることを検証する実験を行った。実験手順は以下の通りである。表1に示す4方向からランダムに選んだ1つの振動を被験者に提示した。被験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)」の四肢強制選択させた。図6に実験環境の様子を示す。被験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4方向を先の四指に割り当て回答させた (図6)。試行回数は4方向を5回ずつ計20回行い、それを6セット合計120試行行わせた。振動の提示時間は1秒間とし、回答後2秒のインターバルを設けた。1セット終わるごとに1分間、被験者を楽な姿勢で休憩させた。

#### 5.3.2 実験結果

図7に実験結果を示す。縦軸は知覚した方向の正答率の全体平均を表しており、エラーバーは標準偏差である。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

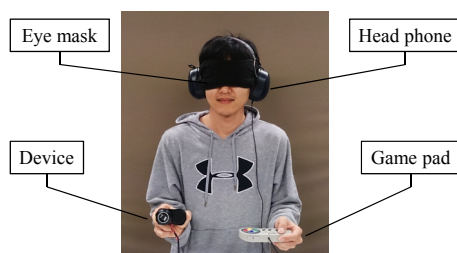


図6 実験環境

Fig. 6 Experimental environment

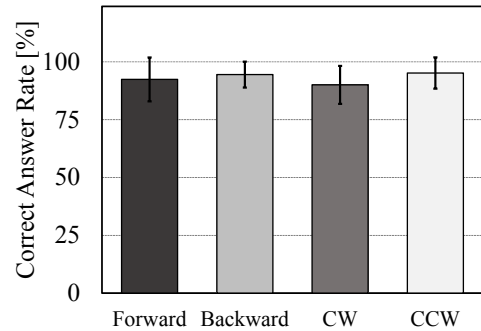


図7 並進力・回転力識別実験の結果  
Fig. 7 Result of Experiment 2

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:  $t(9) = 31.15, p < 0.001$ )。また全ての方向において90%以上と高い正答率であった。つまり、本デバイスを用いて表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これまでの研究 [7, 8] 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。表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確認された。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。誤った回答をしたケース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回答が集中していた。この原因としては、振動スピーカ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、大きさにブレ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

表3 セットごとの正答率 (単位:%)  
Table 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

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。

#### 5.4 実験3：並進力知覚強度計測実験

##### 5.4.1 実験方法

実験2によって、各指に提示する力ベクトルを同方向にすることで並進力を知覚できることが明らかになった。またこれまでの研究では1チャンネルの振動スピーカを用いて力覚提示を行った場合、最大0.52 Nの並進力が知覚されることが明らかになっており、入力信号の振幅電圧を変化させることで知覚される並進力の強度が制御可能であることを示した [7]。実験3ではこれまでの研究と同様に振幅電圧の変化による並進力の強度を制御可能か、また振動スピーカを2チャンネルに増加させた場合における知覚量の変化を調査した。実験方法は本デバイスを用いて提示する並進力(以下、振動による並進力)と糸と錘を用いて物理的に発生させる並進力(以下、物理的並進力)を比較させ、物理的並進力を調整することで振動による並進力の強度を計測した。実験には図8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はデバイスの前方、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、糸と被験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。

実験手順は振動による並進力を利き手に提示した後、物理的並進力に持ち替えさせて、知覚される並進力の強度を比較させ、物理的並進力が振動による並進力に比べて「強い」、「弱い」、「同じ」の三択で回答させた。回答が「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」であった場合は振動による並進力の強度を物理的並進力の強度とし、その試行を終了した。使用した錘の重さは1つあたり5 gで、最大100 gまで調整が可能である。な

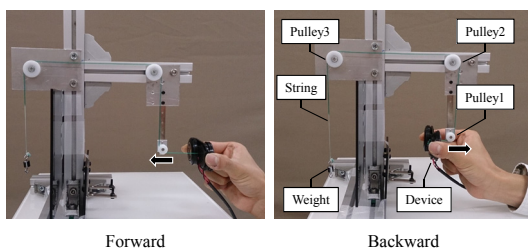
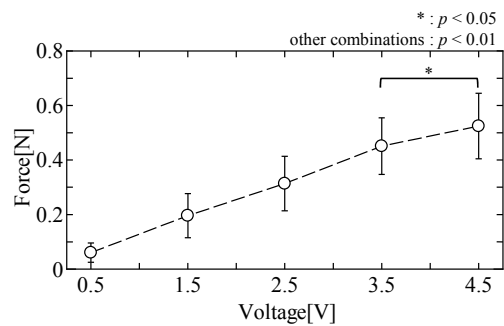


図8 実験3に使用した実験装置  
Fig. 8 Experimental device in Experiment 3

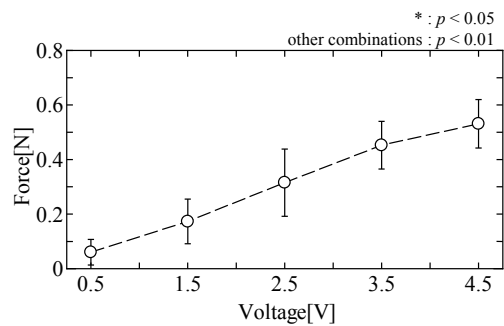
お、物理的並進力は振動による並進力と近い条件で比較できるように、力覚知覚が生起しない対称振動である正弦波(75 Hz)を入力信号とした振動を提示した。振動による並進力と物理的並進力の刺激を与える際のデバイスから提示される振動刺激の有無は被験者自身によってキーボードで自由に操作できるようにした。入力信号の振幅電圧は増幅回路の最大出力電圧が4.5 Vであるため、0.5, 1.5, 2.5, 3.5, 4.5 Vの5段階とし、並進力の方向は前後両方で行い、各条件3回ずつ行った。提示される順番は方向ごとに振幅電圧をランダムに変化させ、15回行った。被験者の疲労を考慮し5回ごとに2分間の休憩を設けた。次に方向を変化させて同様に15回行い、全試行は30回であった。方向の順番は被験者ごとにランダムな順番で行い、予め力の方向は口頭にて被験者に伝えた。なお、実験を円滑に進めるために視聴覚情報の遮断は行わなかった。

##### 5.4.2 実験結果

図9(a)に前進、図9(b)に後退の実験結果を示す。グラフの横軸は入力信号の振幅電圧(V)、縦軸は並進力の強度(N)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二元配置の分散分析を行い、振幅電圧の主効果( $F(4, 290) = 255.40, p < 0.001$ )、並進力の方向の主効果( $F(1, 290) = 0.06, p = 0.81$ )、振幅電圧と並進力の方向の相互作用( $F(14, 290) = 0.24, p = 0.91$ )となった。振幅電圧に有意差が認められたことから、入力信



(a) Forward



(b) Backward

図9 並進力知覚強度計測実験の結果  
Fig. 9 Result of Experiment 3

号の振幅電圧を制御することで知覚される並進力の強度が変化することが有意となった。次に多重比較検定 (Tukey の方法) を行った。グラフ上で 5%水準で有意差が認められたペアを「\*」、特に表記がないペアは 1%水準で有意差が認められたことを示している。前進・後退の両方向において、全ての振幅電圧間で有意差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知覚される並進力の強度を制御することが可能であることが示された。また、並進力の方向間で有意差が認められなかったことから知覚される力の強度は前後方向で差がないと言える。

1チャンネルの振動スピーカを用いて力覚提示を行った場合、最大で 0.52 N の力を感じていたが、本デバイスを用いた場合、前進方向の並進力は最大で 0.52 N、後退方向は 0.53 N と 1チャンネルの場合と同等であった。本デバイスでは 2つの振動スピーカが同一の位相・振幅で一体化して振動しており、各指の接触部位は 1チャンネルの振動スピーカから出力される振動の変位と同等になると考えられる。本デバイスの重量は 1チャンネル振動スピーカの約 2倍であったが把持力は 28.8%の増加に留まり、その影響よりも主に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。Culbertso らの報告 [18] 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 実験 4：回転力知覚強度計測実験

#### 5.5.1 実験方法

実験 4 では実験 3 と同様の検証を回転力に対して行った。実験方法は実験 3 と同様に本デバイスを用いて提示する回転力 (以下、振動による回転力) と糸と錘を用いて物理的に発生させる回転力 (以下、物理的回転力) を比較させ、物理的回転力を調整することで

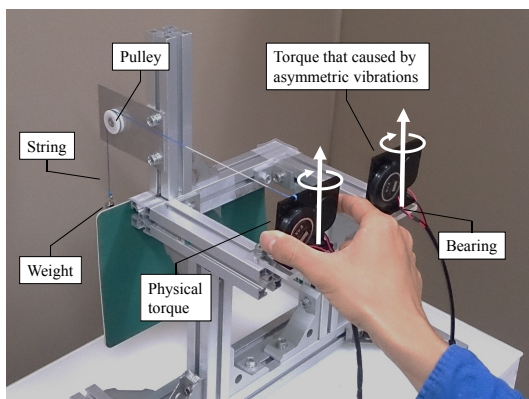
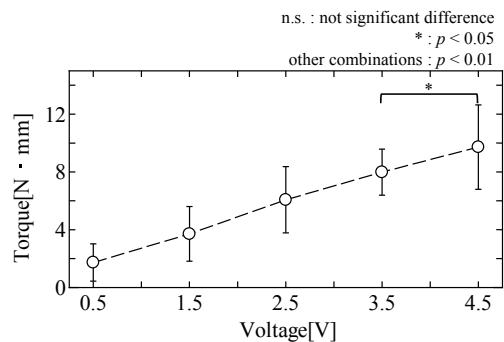


図 10 実験 4 に使用した実験装置  
Fig. 10 Experimental device in Experiment 4

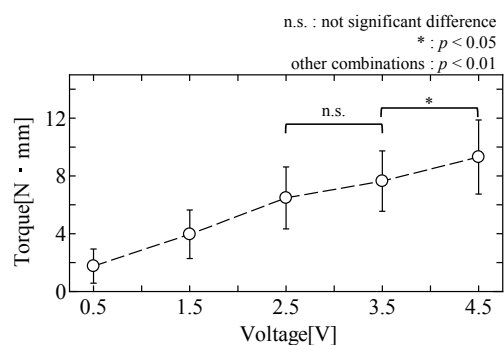
振動による回転力の強度を計測した。実験には図 10 に示す装置を使用し、被験者に対して右側が振動による回転力で左側が物理的回転力である。両刺激が提示されるデバイスはデバイスの中心にシャフトを取り付け、回転方向の摩擦を軽減させるためにベアリングを用いて固定し、自由度を鉛直軸回りの一軸のみに限定した。物理的回転力はデバイスの中心から見て、左または右の振動スピーカの中心である 19.25 mm 水平方向に離れた位置に糸を取り付け、その先に錘を取り付けた。滑車を介することで錘が重力方向に牽引されるようにした。また、物理的回転力はデバイスの角度に応じて変化するため、被験者に糸の繰り出し方向がデバイスに対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。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実験 3 と同じとした。

#### 5.5.2 実験結果

図 11(a) に右回転、図 11(b) に左回転の実験結果を示す。グラフの横軸は入力信号の振幅電圧 (V)、縦軸は回転力の強度 (N・mm) 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。振幅電圧と回転力方向を要因とする二元配置の分散分析を行い、振幅電圧の主効果 ( $F(4, 290) = 134.76, p < 0.001$ )、回転方向の主効果 ( $F(1, 290) = 0.003, p = 0.96$ )、振幅電圧と回転方向の相互作用 ( $F(14, 290) = 0.45, p = 0.77$ ) と



(a) Clockwise



(b) Counter clockwise

図 11 回転力知覚強度計測実験の結果  
Fig. 11 Result of Experiment 4

なった。振幅電圧に有意差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知覚される回転力の強度が変化することが有意となった。次に多重比較検定 (Tukey の方法) を行った。グラフ上で 5%水準で有意差が認められたペアを「\*」、有意差が認められなかったペアを「n.s.」、特に表記がないペアは 1%水準で有意差が認められたことを示している。左回転の 2.5-3.5V 間で有意差が認められなかったが、その他のペアでは有意差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知覚される回転力の強度を制御することが可能であることが示された。また、左右の回転力の方向間で有意差が認められなかったことから、概ね左右均一の回転力を知覚していることが示唆され、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 N・mm 程度であることが確認された。なお、図 5 における回転力提示時の各指の剪断力のピークは並進力のそれとほぼ同等であり、中心からの各指の距離 19.25 mm に加わった力を計算すると 9.5 N・mm / 19.25 mm = 0.5 N で、刺激量に対する知覚という観点からも整合する結果と言える。

## 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 [19] 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 33.7 歳) に対して、表 4 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

表 4 アンケート項目

Table 4 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?

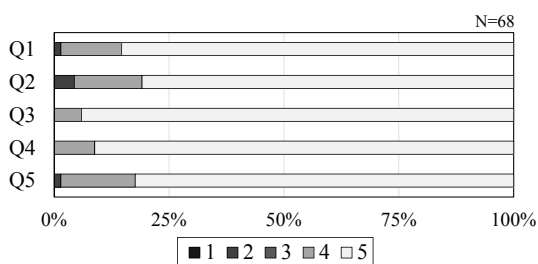


図 12 アンケート調査の結果  
Fig. 12 Result of questionnaire

る内容である。図 12 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 と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。

## 7 考察

### 7.1 知覚特性

各指で知覚される力ベクトルが同方向の場合、これまでの研究 [7, 8] と同様に並進力の知覚が生起することが実験 2 によって確認された。また、実験 3 では知覚される並進力の強度は振動スピーカを 1 チャンネル使用したときと同様に約 0.5 N であった。つまり、1 自由度の並進力のみを提示するアプリケーションでは使用する振動スピーカは 1 チャンネルで十分である。

各指で知覚される力ベクトルが逆方向の場合、回転力を知覚することが実験 2 によって示された。実験 4 では物理的に発生させた回転力と比較させたが、振動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、図 12 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回転力の知覚が生起していることを支持することができる。よって本デバイスを用いて、並進力、回転力共に力ベクトルの向きと大きさを制御可能でそれぞれ別々に知覚可能であることが示された。

ところで、本デバイスを空中で吊下げた状態で回転力が知覚される振動を発生させても、デバイス自体は回転運動はしなかった。また図 5 の振動パターンを 1 周期分を積分をすると値はほぼ 0 になり物理的な力は発生していなかった。回転力知覚も知覚の非線形性による錯覚 [3, 4] が関与していると考えられる。

並進力・回転力を知覚するにはデバイスを把持する必要がある。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、本論文の実験ではデバイスを拇指と食指で挟むように把持させたが別の把持方法 (両手で各振動スピーカ部分を把持、片手でデバイス全体を覆うように把持など) でも並進力・回転力を知覚可能であることを確認している。並進力・回転力を知覚するうえで、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。

本研究では、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、前述のように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。

## 7.2 応用先

### 7.2.1 歩行誘導

本デバイスは非接地で並進力と回転力の提示が可能であるため、歩行経路誘導時の情報提示装置に応用が期待できる。一般的な経路誘導で用いられる方式として分岐点ごとに進む方向(並進方向)と曲がる方向(回転方向)を指示する「Turn-by-Turn方式」[20]がある。Turn-by-Turn方式の要領で、本デバイスを用いてユーザを前方に進行させる際に並進力、交差点などで方向転換させる際に回転力を指示することで誘導が可能と考えられる。また、本デバイスの特徴としてアクチュエータに振動スピーカを用いているため、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。また、本デバイスは視聴覚を介さずに経路情報を提示できるため、視聴覚障害者のための歩行誘導システムにも利用できる。

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スピーカ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らは、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[21]。本デバイスを歩行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。

### 7.2.2 手関節リハビリテーション

高齢者社会において脳卒中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。本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。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、本デバイスの力覚は錯覚であり、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。一方で本デバイスでは把持という制約条件があるためそれぞれ的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。

我々のこれまでの研究で本手法の力覚知覚には伸展錯覚[22]に近い現象が関与している可能性を示唆した[7]。軽度な感覚障害であれば、脳卒中片麻痺患者においても伸展錯覚が誘発されることが報告されている[23]ことから、仮に本手法の力覚知覚に伸展錯覚が関与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。このような患者に対して、本デバイスの知覚特性や運動誘導の可能性について明らかにすることは今後の重要な課題である。

## 8 まとめと今後の展望

本論文では、非対称振動を用いた非接地型力覚提示手法の多方向化の新たなアプローチとして、2つの振動スピーカを用いて拇指・示指それぞれに平行となる力ベクトルを提示することで並進力及び回転力提示が可能なデバイスを提案した。本デバイスをアプリケーションに利用するための基礎知見として評価実験を行い、各指で知覚される力ベクトルの組み合わせを変え、並進力と回転力を任意に制御できることが示された。また、知覚される並進力及び回転力の強度と入力信号の振幅電圧の関係を調査したところ、並進力は最大で0.5 N、回転力は9.5 N・mmまでの強度で制御できることが示された。

今後の展望としては、2チャンネルの非対称振動パラメータの変化時の知覚特性を調査する。本論文の実験では各振動スピーカに入力した信号の振幅電圧は同じであったが、振動スピーカ間で振幅電圧を変化させることで各指で知覚される力の強度が変化し、回転中心の場所をデバイス中央以外に移動するなど回転力提示の幅が広がると予想される。また、振動の位相も同相であったが、位相を変えた際の知覚の影響も調査し

ていきたい。さらに、7.2節で挙げたアプリケーションを開発する。

### 謝辞

心理物理実験の統計解析に御助言を頂いた筑波大学グローバル教育院 エンパワーメント情報学プログラム 富田瑛智助教に感謝の意を表す。また、リハビリテーション応用について御助言を頂いた筑波大学 医学系 神経内科 中馬越清隆講師に感謝の意を表す。

### 参考文献

- [1] Hiroo Iwata: "Artificial reality with force-feedback: development of desktop virtual space with compact master manipulator", Proc. of SIGGRAPH '90, pp.165-170, 1990.
- [2] Yukihiro Hirata, and Makoto Sato: "3-Dimensional Interface Device for Virtual Work Space", IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp.889-896, 1992.
- [3] 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.
- [4] 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, Article 15, pp.1-17, 2008.
- [5] 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, Article 6, pp.1-23, 2010.
- [6] 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, 情報・システム J97-D(2), pp.260-269, 2014.
- [7] Takeshi Tanabe, Hiroaki Yano, and Hiroo Iwata: "Properties of Proprioceptive Sensation with a Vibration Speaker-Type Non-Grounded Haptic Interface", Proc. of Haptics Symposium 2016, pp.21-26, 2016.
- [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知覚特性", 計測自動制御学会論文集, Vol.53, No.1, 2017 (印刷中).
- [9] 吉江 将之, 矢野 博明, 岩田 洋夫: "ジャイロモメントを用いた力覚提示装置", 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol.7, No.3, pp.329-337, 2002.
- [10] 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.
- [11] S.Stevens: "On the psychophysical law", Psychological Review, Vol 64(3), pp.151-181, 1957.
- [12] Jun Rekimoto: "Traxion: a tactile interaction device with virtual force sensation", Proc. of ACM Symposium on User Interface Software and Technology, pp.427-431, 2013.
- [13] Tomohiro Amemiya, and Hiroaki Gomi: "Distinct pseudo-attraction force sensation by a thumb-sized vibrator that oscillates asymmetrically", Proc. of Eurohaptics 2014, pp.88-95, 2014.
- [14] Vibol Yem, Ryuta Okazaki, and Hiroyuki Kajimoto: "Vibrotactile and Pseudo Force Presentation using Motor Rotational Acceleration", Proc. of Haptics Symposium 2016, pp.47-51, 2016.
- [15] Norio Nakamura, and Yukio Fukui: "Development of Fingertip Type Non-grounding Force Feedback Display", Proc. of World Haptics Conference 2007, pp.582-583, 2007.
- [16] 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ノ凹凸覚提示装置", 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.
- [17] 日本産業衛生学会: "許容濃度等の勧告(2015年度)", 産業衛生学雑誌, 57巻, pp.146-217, 2015.
- [18] Heather Culbertson, Julie M. Walker, and Allison M. Okamura: "Modeling and Design of Asymmetric Vibrations to Induce Ungrounded Pulling Sensation Through Asymmetric Skin Displacement", Proc. of Haptics Symposium 2016, pp.27-33, 2016.
- [19] "IVR - 25th 3D & Virtual Reality Expo", [http://www.ivr.jp/en/Home/\(2016/07/23 閲覧\)](http://www.ivr.jp/en/Home/(2016/07/23%20閲覧)).
- [20] 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, 22(2), pp.82-85, 2000.
- [21] Idin Karuei, Karon E. MacLean, Zoltan Foley-Fishe, Russell MacKenzie, Sebastian Koch, and Mohamed El-Zohair: "Detecting vibrations across the body in mobile contexts", Proc. of CHI 2011, pp.3267-3276, 2011.
- [22] Goodwin GM, McCloskey DI, and Matthews PB.: "The contribution of muscle afferents to kinaesthesia shown by vibration induced illusions of movement and by the effects of paralysing joint afferents", Brain, Vol.95, No.4, pp.705-748, 1972.
- [23] 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, pp.41-51, 2012.  
(2016年10月20日受付)

### [著者紹介]

#### 田辺 健 (学生会員)



2013年神戸市立工業高等専門学校電子工学科卒業。2015年同専攻科電気電子工学専攻修了。同年より、筑波大学システム情報工学研究科知能機能システム専攻博士前期課程に在学中。力覚提示に関する研究に従事。

#### 矢野 博明 (正会員)



1997年筑波大学大学院工学研究科修了。同年日本学術振興会特別研究員(PD)。99年筑波大学講師, 2007年より, 同大システム情報系准教授。力覚提示, 歩行感覚提示に関する研究に従事。博士(工学)。

#### 岩田 洋夫 (正会員)



1986年 東京大学大学院工学系研究科修了。同年, 筑波大学構造工学系助手。現在, 筑波大学システム情報系教授。バーチャルリアリティ, 特に力覚提示, 歩行感覚提示, 没入型ディスプレイの研究に従事。工学博士。