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

田辺　健 *1　　矢野　博明 *2　　岩田　洋夫 *2

A Motion Teaching using Non-Grounded Translational Force and Torque Display by Induced Pulling Illusion

Takeshi Tanabe*1　Hiroaki Yano*2　and Hiroo Iwata*2

Abstract – **It is known that humans experience a kinesthetic illusion, like a pulling sensation in a particular direction, when asymmetric vibrations are presented. In our previous study, we developed a device that can present a translational force and a torque using this illusion. In order to apply this device to teaching motion for skill transfer, it was verified whether user's arm can be guided to a target position with an arbitrary locus on a two-dimensional surface using this device. As a result, it was confirmed that this device could be guided with a success rate of 94.3 % in the condition of switching the presentation of the translational force or the torque.**

Keywords : **illusory force perception, asymmetric vibration, non-grounded haptic interface, teaching motion, skill transfer**

1.　はじめに

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，力覚提示装置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 [1]~[3]．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 [1], [2] や装着型の装置 [3] が用いられていたため，装置の大型化や使用環境の制限が課題であった．

一方で近年の力覚提示手法の中に物理的に発生させた力を利用するのではなく，錯覚現象を用いて力覚を提示する手法が提案されており，その一例として牽引力錯覚を用いた手法が挙げられる．人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手が一方向に牽引されるような感覚として錯覚する (牽引力錯覚) [4]．我々はこれまでに小型のボイスコイル型振動子 (以下，振動子) を用いて牽引力錯覚を誘発する手法を示しており，小型かつ非接地の力覚提示装置を開発した [5], [6]．またさらに我々は 2 チャンネルの振動子を利用した装置を開発し，それぞれの振動子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に加えて，回転力提示を実現した [7], [8]．本装置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．また本装置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，従来の動作教示のための力覚提示装置の課題である装置の大型化と使用環境の制限を解決できる可能性がある．

本装置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．そこで本研究では牽引力錯覚を用いた並進力・回転力提示装置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装置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．

2.　方法

2.1　並進力・回転力提示装置

本節では並進力・回転力提示装置の概要を説明する (詳細は文献 [7], [8] を参照)．本装置は Fig.1 に示すように並列に配置された 2 チャンネル (L-ch，R-ch) の振動子 (ACOUVE Lab inc., Vibro Transducer Vp210) で構成される．本装置を Fig.2 のように把持し，各振動子から提示される非対称振動パターンを制御することで，錯覚される力ベクトルをそれぞれ独立で制御する．

*1: 筑波大学　大学院システム情報工学研究科
*2: 筑波大学　システム情報系
*1: Graduate School of Systems and Information Engineering, University of Tsukuba
*2: Faculty of Engineering, Information, and Systems, University of Tsukuba

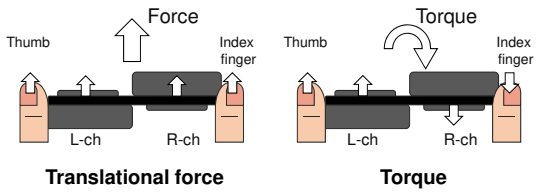

図 1　並進力・回転力提示手法
Fig. 1　Basic concept

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 perceived force/torque
Forward	Forward	Forward
Backward	Backward	Backward
Forward	Backward	Clockwise
Backward	Forward	Counter clockwise

1 つの振動子から提示される力ベクトルは装置に対して前進または後退であり，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提示する．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，装置の中心を回転中心とする回転力を提示する．つまり本装置では力ベクトルの組み合わせを変えることで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 (Table1).

2.2　実験システム

並進力・回転力提示装置を用いて上肢の動作を誘導可能か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.3 に開発した上肢誘導シ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かを検証した．そこで上肢誘導システムでは Fig.4 の経路が印刷されたマップ上を本装置を用いて誘導した．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 ° 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 θ_P は

$$\theta_P = \arctan \frac{P_y - D_y}{P_x - D_x} \tag{1}$$

である．デバイスの鉛直軸周りの姿勢 θ_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 °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 θ_D と目標角度 θ_P の差が± 15 °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 °とし，右　45 °，左 45 °，左　90 °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 °，最大はデバイスの姿勢が右 45 °から左　90 °またはその逆方向に

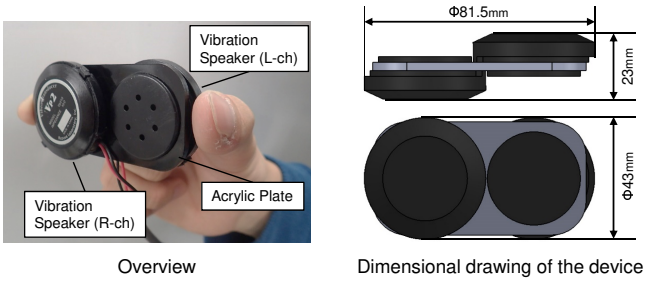

図 2　実装した並進力・回転力提示装
Fig. 2　Proposed device

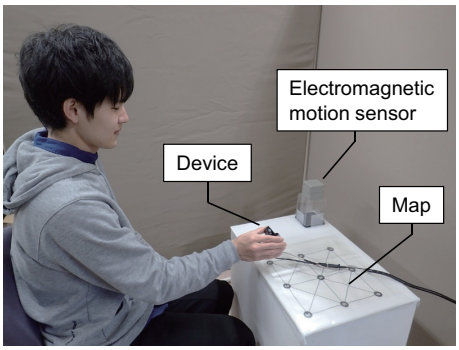

図 3　上肢誘導システムの概観
Fig. 3　The overview of the route navigation system

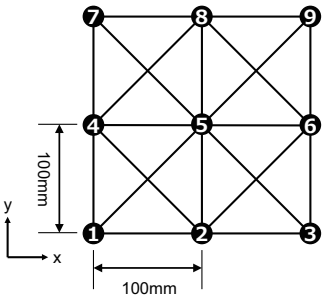

図 4　使用した経路
Fig. 4　The route navigation system's map

旋回する 135 °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)．これらの経路ては，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．

2. 3　手続き

実験の条件として，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)」と比較対象として我々の従来方式の並進力のみの提示 [5], [6] である「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」の場合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.4 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) 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．実験参加者は健康な成人男性 7 名 (22〜24 歳) であり，全員が右利きであった．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．

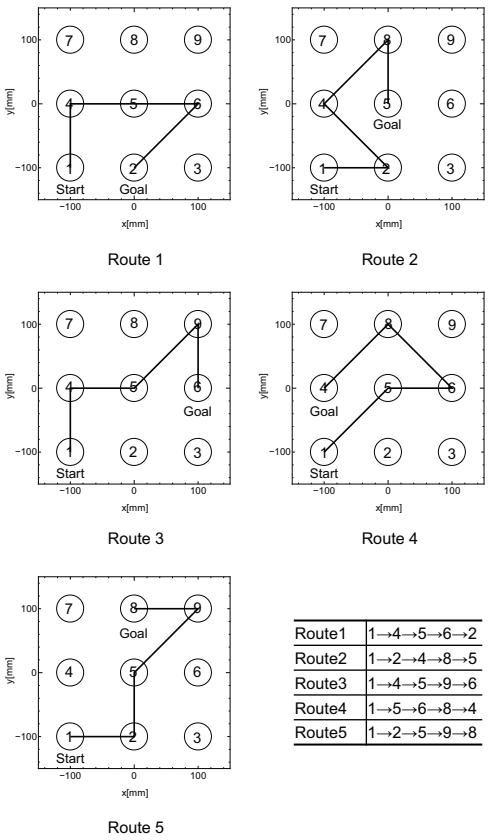

図 5　実験で使用した経路
Fig. 5　The routes that used in experiment

3.　結果

Fig.6 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.7 に提示経路の誘導に成功した割合を経路ごと及び全平均値について示す．成功率の平均値は「回転力あり」が 94.3 %,「回転力なし」が 96.2 %であった．回転力の有無，経路の種類を要因とする反復測定の two-way ANOVA(analysis of variance) を行った．その結果，回転力の有無の主効果 $[F_{(1,6)} = 1.00, p = 0.36, \eta_p^2 = 0.16]$，経路の主効果 $[F_{(4,24)} = 1.16, p = 0.35, \eta_p^2 = 0.14]$，交互作用 $[F_{(4,24)} = 0.69, p = 0.61, \eta_p^2 = 0.10]$ において有意差が認めれなかった．つまり，回転力の有無は誘導成功に影響しないことを示唆している．

次に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．ここでの所要時間は

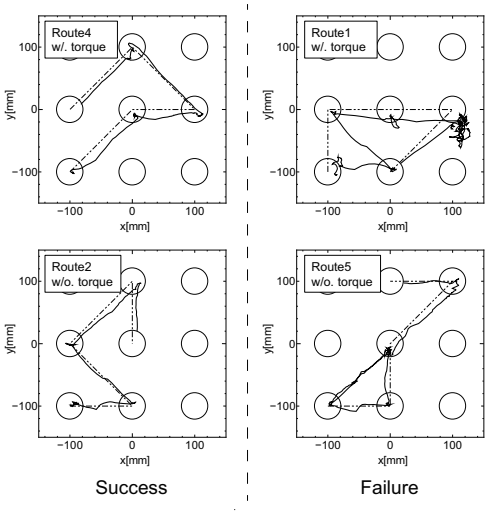

図 6　経路誘導の軌跡の例
Fig. 6　Typical examples of the device's trajectory

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，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．なお，旋回角度は左回転を正とした．Fig.8 に所要時間の結果を示す．所要時間において回転力の有無，経路の種類を要因とする反復測定の two-way ANOVA を行った．なお，球面性の仮説が棄却された場合，Greenhouse-Geisser の補正による自由度補正を行った．その結果，回転力の有無の主効果 $[F_{(1,6)} = 6.17, p < 0.05, \eta_p^2 = 0.51]$，経路の主効果 $[F_{(4,24)} = 3.70, p < 0.05, \eta_p^2 = 0.38]$ で有意差が認められ，交互作用 $[F_{(1.48,8.90)} = 0.86, p = 0.42, \eta_p^2 = 0.13]$ において有意差が認めれなかった．また経路の各水準間で Bonferroni の補正による多重比較を行った結果，結果 Route2 と Route5 間で有意差が認めらた $(p < 0.05)$．

Fig.9 に旋回角度ごとの旋回動作時間の平均値を示す．回転力の有無，旋回角度を要因とする反復測定の two-way ANOVA を行った．その結果，回転力の有無の主効果 $[F_{(1,6)} = 10.25, p < 0.05, \eta_p^2 = 0.63]$，経路の主効果 $[F_{(6,36)} = 14.59, p < 0.01, \eta_p^2 = 0.71]$ で有意差が認められ，交互作用 $[F_{(3.38,1.23)} = 1.05, p = 0.38, \eta_p^2 = 0.15]$ において有意差が認めれなかった．旋回動作の全体平均時間は「回転力あり」は約 2.7 秒で「回転力なし」は約 3.3 秒であり，旋回動作時に回転力を提示することで旋回時間が短くなる傾向が見られた．

4.　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，非対称振動刺激への順応によって錯覚される力の主観的な強度が低下した可能性がある．我々はこれまでに非対称振動を連続的に提示することで順応によって錯覚される牽引力の主観的な感度が低下することを確認している [6]．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」では旋回動作時は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

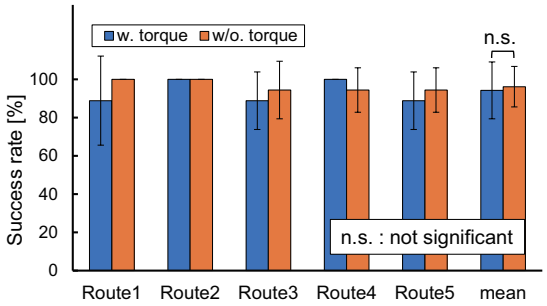

図 7　提示経路を誘導に成功した割合
Fig. 7　Average successful rate of guiding the routes

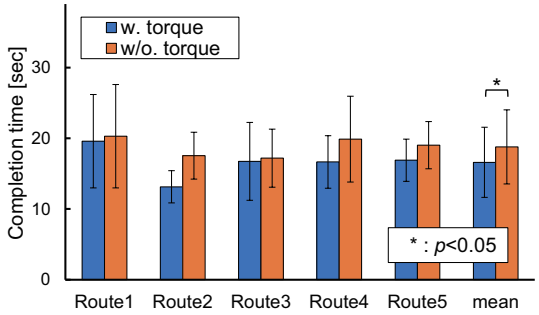

図 8　所要時間
Fig. 8　Average task completion time

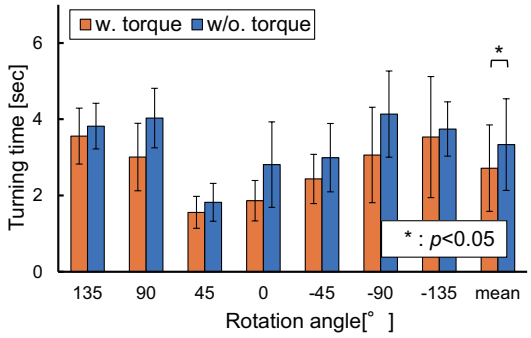

図 9　旋回動作に有した時間
Fig. 9　Average time of rotations

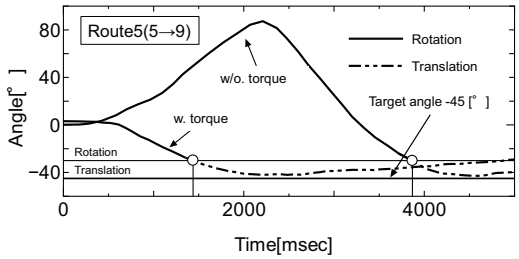

図 10　旋回動作の例 (目標角度 $\theta_P = -45^\circ$)
Fig. 10　Example of the rotation

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りの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装置から取得し，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．今後は視覚的な目印がない環境下や三次元の動作を誘導可能か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傾向が見られ，有意差が認められた．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.10 に示す．Route5 の 5 → 9(目標角度 $\theta_P = -45^\circ$) 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，並進に移行していた．しかし,「回転力なし」では，逆方向の 90°まで旋回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，本装置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．また，本装置は技能伝達以外にも上肢のリハビリテーションの応用できると考えられ，錯覚される牽引力の組み合わせ次第では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．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．

5.　まとめ

本研究では，牽引力錯覚を用いた並進力・回転力提示装置を技能伝達のための動作教示に応用することを目的に，基礎検討として上肢を二次元平面上の任意の軌跡で目標位置まで誘導可能かを検証した．その結果，成功率の平均値は「回転力あり」が 94.3 %,「回転力なし」が 96.2 %であった．また，旋回動作時に回転力を提示することで旋回時間が有意に短くなることが確認された．以上の結果より，本装置を用いて並進力・回転力提示の切り替えによって任意の位置まで上肢を誘導可能であることが示された．

謝辞

本研究は JSPS 科研費 (17J01330) の助成を受けたものである．

参考文献

[1] ヤェム 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.

[2] David Feygin, Madeleine Keehner, Frank Tendick, “Haptic guidance: experimental evaluation of a haptic training method for a perceptual motor skill,” Proc. 10th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems (HAPTICS 2002), pp.40–48, 2002.

[3] Jose V. Salazar Luces, Keisuke Okabe, Yoshiki Murao, 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.

[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, art. 15, pp.1–17, 2008.

[5] 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.260–269, 2017.

[6] Takeshi Tanabe, Hiroaki Yano, and 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.

[7] 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.

[8] Takeshi Tanabe, Hiroaki Yano, and 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.