



# 牽引力錯覚によって生じる 手関節の弾道運動と行為主体感の不一致

Discrepancy between Ballistic Wrist Motions and Sense of Agency Induced by Illusory Directional Sensations

田辺健<sup>1)</sup>, 金子秀和<sup>1)</sup>

Takeshi TANABE, and Hidekazu KANEKO

1) 産業技術総合研究所 (〒 305-8566 茨城県つくば市東 1-1-1 中央事業所 6 群, {t-tanabe,kaneko.h}@aist.go.jp)

**概要:** 本研究では, 手関節の弾道的な掌背屈運動中に牽引力錯覚を誘発し, その時の運動への影響を客観的及び主観的に評価した. 実験の結果, 運動の方向に牽引力錯覚を誘発した場合, 錯覚なしの条件に比べて, 運動の速度が有意に上昇し, 運動への行為主体感が有意に低下した. 速度を上昇させた要因を明らかにするために, 主動筋の筋活動を調べた結果, 筋電位の大きさと運動の速度に正の相関が認められた. 以上の結果より, 牽引力錯覚と運動の向きが一致した場合, 自ら筋発揮によって動きを速めていくにも関わらず, 動かされた感覚 (低い行為主体感) が生じることが示された.

**キーワード:** 牽引力錯覚, 弾道運動, 行為主体感, ハプティクス

## 1. はじめに

指先に対して, 加速度が非対称に変化する振動刺激を提示されることで一方向に牽引される力を錯覚することが知られている (牽引力錯覚)[1]. 牽引力錯覚のアプリケーションとして, 身体動作の教示が挙げられ, これまで視覚障害者の訓練 [2] やリハビリテーション [3] に応用されてきた. これらのアプリケーションでは, 比較的遅い動作を牽引力錯覚によって誘導していたため, 牽引力錯覚が弾道運動に与える影響は不明であった. そこで, 我々は, 手関節の弾道運動中に牽引力錯覚を誘発した際の運動への影響を調査している [4]. 本研究では, 錯覚による運動への影響に対するより詳細な解析を行った. また, 本実験を実際に体験してもらうための, デモンストレーションシステムも開発した.

## 2. 方法

### 2.1 参加者

本実験には, 20-47 歳の 20 名の健康な成人 (平均: 26.2 ± 7.0 歳 (SD), 女性: 9 名) が参加した. 本実験は, 産業技術総合研究所人間工学実験委員会からの承認を受け実施された (承認番号: HF2019-0966-B). なお, 本稿で示すデータは文献 [4] と同一である.

### 2.2 セットアップ

本実験の弾道運動には, 手関節を掌屈 (Flexion)・背屈 (Extension) させる運動を採用し (図 1(a)), 液晶ディスプレイに表示したカーソルを目標点までできるだけ素早く動かすようなタスクデザインとすることで, 弾道運動を参加者に促した. 掌背屈運動に対応した牽引力錯覚として, トルクの錯覚が用いられた. 具体的には, 図 1(b) のように錯覚を誘発する振動デバイス内に 2 チャンネルのボイスコ

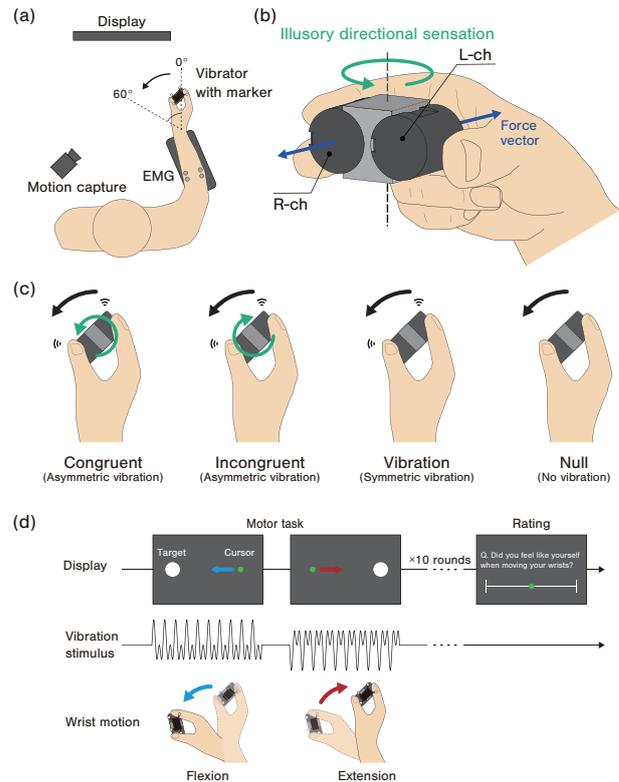


図 1: 実験セットアップ (文献 [4] を一部改変) (a) 装置の配置 (b) 振動デバイス (c) 振動刺激条件 (d) 課題の流れ

イル (639897, Foster Electric Co., Ltd.) を並列に配置し, ボイスコイル間で牽引力のベクトルを逆向きにすることで, 鉛直軸回りのトルクの錯覚を誘発した. 参加者には, 着席

した状態で右手で振動デバイスを把持させ、前腕をアームレストに置いた状態で手関節から先を自由に動かせるようにさせた。手関節の運動は、光学式モーションキャプチャ (OptiTrack V120 Trio, NaturalPoint Inc.) によって計測された (120 fps)。また、掌背屈の筋活動を計測するために、筋電位センサ (Cometa Systems, Wave Wireless EMG) が使用され、データアキュイジション (DAQ) デバイス (USB-6343, National Instruments Co.) を用いて 2 kHz のサンプリング周波数で記録された。筋電位の信号は、2 次のバターワースバンドパスフィルタ (カットオフ: 2–500 Hz) とノッチフィルタ (カットオフ: 50 Hz) によって平滑化され、50 ms の矩形窓をシフトさせて積分値を求めることで iEMG に変換された。

### 2.3 実験条件

図 1(c) に実験条件を示す。牽引力錯覚が運動に与える影響を明らかにするために、錯覚の向きと運動の向きが同方向の条件 (Congruent 条件) と逆方向の条件 (Incongruent 条件) を設けた。牽引力錯覚を誘発するために、我々が開発した式 (1) の基本波と二次高調波を足し合わせた非対称振動刺激を利用した [5]。

$$\ddot{x}_{ref}(t) = A_1 \sin(2\pi ft) + A_2 \sin(4\pi ft + \phi_0) \quad (1)$$

この波形における周波数成分間の相対的な位相差  $\phi_0$  が錯覚の方向に対して支配的である。本実験で使用した振動デバイスの場合、位相差が  $-90^\circ$  と  $90^\circ$  のときに、回転方向の錯覚が誘発されることを予備実験で確認したため、位相差を制御することで錯覚の方向を制御した。刺激強度  $A_1$  と  $A_2$  については、 $60 \text{ m/s}^2$ 、周波数  $f$  については、 $75 \text{ Hz}$  とした。これらの刺激を正確に参加者に提示するために、実験前に刺激のキャリブレーションを行った [5]。また、実験前に錯覚の方向弁別課題を実施し、これらの刺激によって全参加者で錯覚が生起することを確認した (正答率の中央値: 96.86%, 四分位数: 7.5%)。以上の牽引力錯覚の条件と加えて、コントロール条件が 2 つ追加された。1 つ目が、錯覚が生起しない対称振動を提示した条件 (Vibration 条件) である。提示した振動としては、式 (1) の  $A_2$  のみ 0 とし、他のパラメータは、牽引力錯覚の条件と同じであった。2 つ目は、振動刺激を提示しない条件 (Null 条件) とし、ベースラインとなる運動のデータを取得した。

### 2.4 実験プロトコル

牽引力錯覚が運動に与える影響を客観的及び主観的に評価した。客観的な評価では、手関節の運動の軌跡として、掌背屈する際の関節の角速度とその時の主働筋の活動が計測された。また、先行研究において、運動中に牽引力錯覚を誘発することで、受動的な運動の感覚が誘発されることを内観報告的に確認している [2]。さらに、物体を持ち上げている最中に重力方向に牽引力錯覚を誘発することで、重量が増加したように感じる事が報告されている [6]。そこで、主観的な評価として、行為主体感と努力感に関する以下の質問をビジュアルアナログスケール (VAS) によって参加者

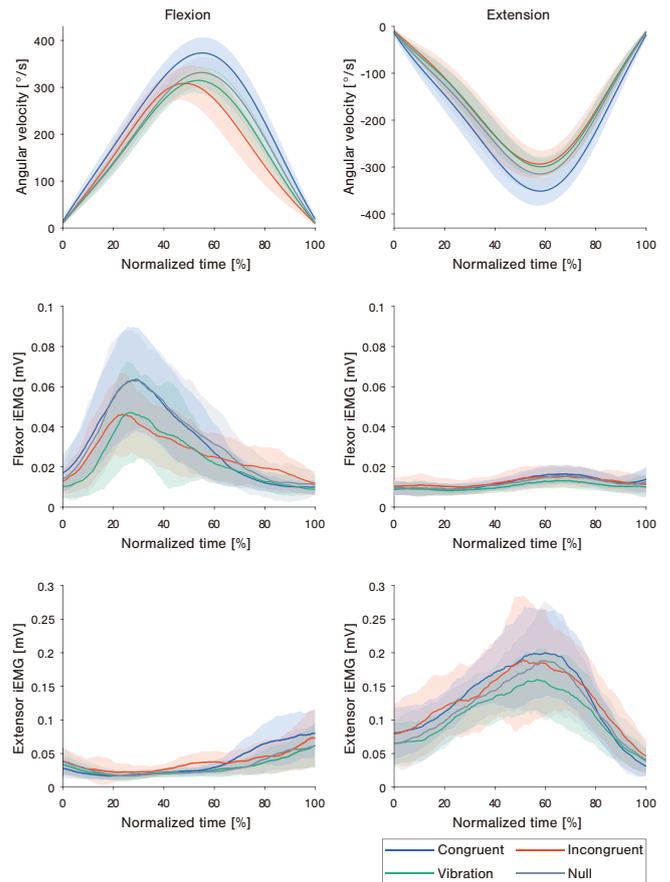


図 2: 手関節の角速度と iEMG の時系列データの典型例 (文献 [4] を一部改変)

に回答させた。

#### 行為主体感

Q1. 手首を自分自身で動かした感覚はありましたか? (0: 装置に動かされた-100: 自分自身で動かした)。

#### 努力感

Q2. 手首を動かすことにどれぐらいの努力が必要でしたか? (0: 全く努力する必要がなかった-100: 発揮できる最大の努力が必要)。

図 1(d) に実験の課題の流れを示す。参加者は、液晶ディスプレイに目標点 (白い円) が表示されたら、掌背屈運動によってできるだけ素早くかつ正確にカーソルを目標点までに移動するように指示された。掌背屈の角度としては、手首を楽な姿勢で真っ直ぐ伸ばした状態を  $0^\circ$  としたときに、掌屈方向に  $0^\circ$  から  $60^\circ$  の範囲とした (図 1(a))。カーソルが目標点に到達すると、次の目標点を表示することで、掌屈・背屈を参加者に 10 往復繰り返させた。この運動中に、ランダムに図 1(c) の振動刺激が提示された。10 往復の掌屈・背屈が終わると液晶ディスプレイに行為主体感と努力感に関する質問が表示され、参加者はこれらについて、回答した。以上の手続きを 1 試行とし、各条件につき 8 試行、合計 32 試行実施された。実験への疲労を考慮して、8 試行ごとに 2 分間の休憩が設けられた。

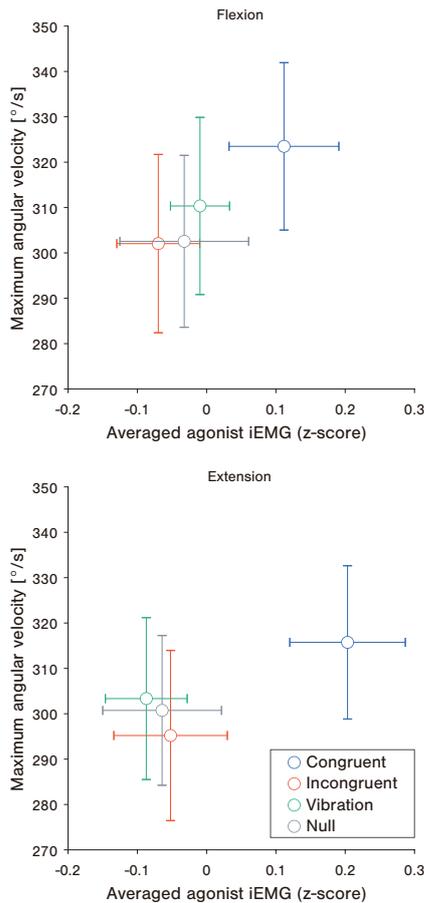


図 3: 手関節の角速度のピーク値と主働筋として機能している期間の iEMG (z-score) の平均値の関係 (エラーバー: 標準誤差)

### 3. 結果

#### 3.1 客観的評価

図 2 に運動中の手関節の角速度と iEMG の典型例を示す。これらの時系列データは、各実験条件及び運動の方向 (掌屈・背屈) ごとに、加算平均化されたものを示している。なお、1 回あたりの掌屈・背屈の時間は、試行ごとに異なるため、手関節を動かし始めてから終わりまでの時間を 0-100% に正規化した。また、図 2 の包絡線は標準偏差を示す。

角速度の軌跡は、逆 U 字のカーブとなっており、一般的な弾道運動で生じる速度の軌跡と一致する。また、条件によって、角速度のピーク値が異なることが確認された。そこで、以降の解析では、角速度のピーク値が用いられた。iEMG の時系列データについては、各筋肉が主働筋として、機能している際に筋電位が大きくなることが確認された。そこで、以降の解析では、主働筋として機能している期間の iEMG の平均値が用いられた。なお、参加者によって筋電位の絶対値が異なるため、z スコアによって参加者ごとに正規化した。

図 3 に手関節の角速度のピーク値と主働筋として機能している期間の iEMG (z-score) の平均値の関係を示す。実験条件 (4 水準) と運動の方向 (2 水準) 及びそれらの交互

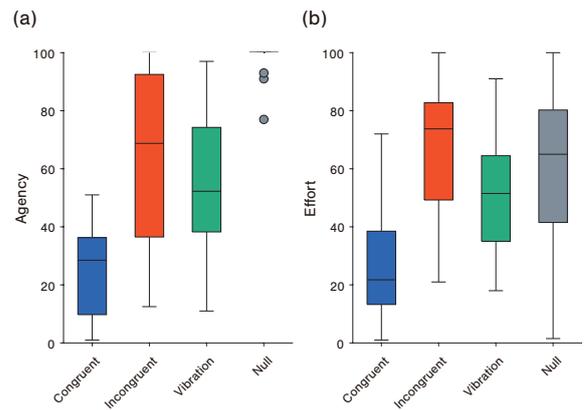


図 4: 主観評定の結果 (文献 [4] を一部改変) (a) 行為主体感 (b) 努力感

作用を説明変数とし、角速度のピーク値と iEMG の平均値からなる 2 次元ベクトルを目的変数としたフルモデルを構築し、赤池の情報量規範 (AIC) に基づいてモデルを縮退させて、最適なモデルを求めた。その結果、最適なモデルでは、実験条件のみが説明変数となった (Pillai's trace = 0.079,  $F(6, 312) = 2.14, p < 0.05$ )。また、post-hoc として、FDR 制御 (Benjamini-Hochberg 法) による補正を伴う多重比較の結果、Congruent 条件-Incongruent 条件間 ( $p < 0.05$ )、Congruent 条件-Vibration 条件間 ( $p < 0.05$ ) で有意差が認められ、Congruent 条件-Null 条件間 ( $p = 0.057$ ) は有意傾向だった。

#### 3.2 主観的評価

図 4 に行為主体感と努力感の結果を示す。Friedman の検定の結果、行為主体感 ( $\chi^2(3) = 47.09, p < 0.001$ ) 及び努力感 ( $\chi^2(3) = 23.67, p < 0.001$ ) の両方において、実験条件の主効果が認められた。Bonferroni の補正による Wilcoxon の符号順位検定の結果、Congruent 条件が Incongruent 条件 ( $p < 0.001, r = 0.73$ )、Vibration 条件 ( $p < 0.001, r = 0.70$ )、Null 条件 ( $p < 0.001, r = 0.75$ ) に比べて有意に行為主体感が低く、努力感でも同様に、Congruent 条件が Incongruent 条件 ( $p < 0.001, r = 0.70$ )、Vibration 条件 ( $p < 0.01, r = 0.58$ )、Null 条件 ( $p < 0.01, r = 0.50$ ) に比べて有意に努力感が低かった。次に、行為主体感と努力感の Kendall のランク相関係数を実験条件ごとに求めた結果、Congruent 条件 ( $\tau = 0.62, p < 0.001$ )、Incongruent 条件 ( $\tau = 0.59, p < 0.001$ )、Vibration 条件 ( $\tau = 0.37, p < 0.01$ ) で正の相関が認められたが、Null 条件 ( $\tau = 0.20, p = 0.32$ ) では認められなかった。そのため、本実験において、行為主体感と努力感は完全に独立ではないため、以降は行為主体感を中心に議論する。

### 4. 考察

主観的評価の結果に関して、Null 条件では、運動の主体が自分自身であると回答する傾向が強かったが、Congruent 条件では、行為主体感が有意に低下した。つまり、運動と



図 5: デモンストレーションシステム

同じ方向に牽引力錯覚を誘発することで、動かされた感覚が生起することが示された。また、その時の手関節の角速度としては、Congruent 条件が他の条件に比べて、最高角速度が最も速かった。そのため、牽引力錯覚によって、弾道運動そのものも変化することが示された。また、Congruent 条件のように、角速度が速い条件の時に、強く筋電位が出る傾向があり、角速度と iEMG の多変量統計解析の多重比較の結果、Congruent 条件が Incongruent 条件と Vibration 条件より有意に高かった。一般的に、運動の方向に物理的な外力を加えた場合、運動がアシストされ、小さいトルクで手関節を動かすことができるため、筋電位が小さくなると考えられる。また、運動と逆方向に力を加えた場合、筋収縮が大きくなるため、筋電位が大きくなる [7]。よって、運動中に牽引力錯覚を誘発した際の主働筋の活動は、物理的な外力を加えたときのそれとは異なる。さらに、牽引力錯覚そのものには、運動を速めるような物理的な力が含まれていない。角速度を上昇させたのは、参加者自身の筋発揮によるものだと考えられる。以上の結果をまとめると、手関節を弾道的に動かしている際に、運動と同方向の牽引力錯覚を誘発した場合、自分自身の筋発揮によって運動を速めているにもかかわらず、動かされた感覚（低い行為主体感）が生じるような感覚と運動の不一致が生じることが示された。

## 5. デモンストレーションシステム

牽引力錯覚によって生じる手関節の弾道運動と行為主体感の不一致を簡便に体験してもらうために、図 1(a) の実験セットアップを改良し、デモンストレーションシステムを開発した (図 5)。デモンストレーションでは、手関節の運動の計測を慣性式モーションキャプチャ (AW-A2, Xsens) に変更した点が大きな違いである。センシング方法を変更したことによって、システムの可搬性が高くなった。デモンストレーションでは、Congruent 条件や Incongruent 条件などの実験条件に合わせたデモを体験することができ、その時の手関節の運動の速度が表示されるように実装した。

## 6. まとめ

本研究では、手関節を弾道的に動かしている際に、牽引力錯覚を誘発し、その時の運動への影響を明らかにした。実験の結果、運動と牽引力錯覚の向きが一致した場合、自分自身の筋発揮で動きを速めているにもかかわらず、動かされた感覚（低い行為主体感）が誘発されることが示された。さらに、本研究の実験系を簡易的に構成したデモンストレーションシステムも開発した。

**謝辞** 本研究を実施するにあたり、ご支援いただいた産業技術総合研究所 齊藤めぐみ氏に感謝する。また、本研究は、JSPS 科研費 (23K28134) の助成を受けた。

## 参考文献

- [1] T. Amemiya, H. Ando, and T. Maeda, “Lead-me interface for a pulling sensation from hand-held devices,” *ACM Trans. Appl. Perception*, vol. 5, no. 3, pp. 15:1–15:17, 2008.
- [2] T. Tanabe, K. Nunokawa, K. Doi and S. Ino, “Training System for White Cane Technique Using Illusory Pulling Cues Induced by Asymmetric Vibrations,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabilitation Eng.*, vol. 30, pp. 305–313, 2022.
- [3] H. Duan, T. Wang, H. Lee, and E. Tanaka, “A Wearable Haptic System for Rehabilitation based on the Asymmetric Vibration,” In: *Proc. of 2021 IEEE/SICE Int. Symp. on Syst. Integration (SII)*, pp.815–816, 2021.
- [4] T. Tanabe, and H. Kaneko, “Illusory Directional Sensation Induced by Asymmetric Vibrations Influences Sense of Agency and Velocity in Wrist Motions,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabilitation Eng.*, vol. 32, pp. 1749–1756, 2024.
- [5] T. Tanabe, H. Yano, H. Endo, S. Ino, and H. Iwata, “Pulling illusion based on the phase difference of the frequency components of asymmetric vibrations,” *IEEE/ASME Trans. Mechatron.*, vol. 26, no. 1, pp. 203–213, 2021.
- [6] T. Amemiya, and T. Maeda, “Asymmetric Oscillation Distorts the Perceived Heaviness of Handheld Objects,” *IEEE Trans. Haptics*, vol. 1, no. 1, pp. 9–18, 2008.
- [7] S. Micera, A. Sabatini, and P. Dario, “An algorithm for detecting the onset of muscle contraction by EMG signal processing,” *Med Eng Phys*, vol. 20, no. 3, pp. 211–215, 1998.