



# 腱振動刺激による能動性屈曲運動錯覚が 肘関節運動時の体性感覚に与える影響

萩森 大貴<sup>1)</sup>, 吉元 俊輔<sup>2)</sup>, 酒田 信親<sup>1)</sup>, 清川 清<sup>1)</sup>

1) 奈良先端科学技術大学院大学 先端科学技術研究科

(〒 630-0192 奈良県生駒市高山町 8916 番地 5, {hagimori.daiki.gu6, sakata, kiyo}@is.naist.jp)

2) 大阪大学 大学院基礎工学研究科 (〒 560-8531 豊中市待兼山町 1-3, yoshimoto@bpe.es.osaka-u.ac.jp)

**概要:** 我々は VR において実際の身体動作を行わないが、その身体動作を行うための予備的な動作や関連した生体信号をインタフェースとしたシステムの開発を目指している。これが実現できれば、VR 空間内のアバタを、現実と同様の感覚で、より狭い空間で操作することが可能となる。本稿では、肘関節屈曲運動において、腱振動刺激による運動錯覚が体性感覚を変化させ、運動終了後の肘関節角度が小さくなることを予想し、被験者 8 名中 5 名でこれを確認した予備実験について述べる。

**キーワード:** 腱振動刺激, 運動錯覚, 体性感覚

## 1. 背景

昨今、人工現実感の品質は着実に向上し、より高度な体験が可能となっている。ここで、高度な体験として人工現実のアバタを現実と同様の感覚で操作することができる体験を想定したとき、アバタの歩行の操作は、人工現実での移動を担うので重要である。歩行における人工現実インタフェースとして、立位姿勢での歩行そのものを入力とした例 [1] や、座位姿勢で足踏みを入力とした例 [2] がある。前者は、実際の歩行を入力とすることからフィードバックを人間の持つ受容器に大きく頼ることができ入力に違和感が少ない。問題点は、現実の足を動かせる空間が必要となり、機械的 [1][3] や視覚的 [4][5] に必要な空間を減らせた例を見ても、VR 体験の一般家庭までの普及を想定すると、いまだ空間の狭さは十分ではないことである。後者は、空間が十分に狭いが実際には足踏みであるためフィードバックが十分でなく、足踏みと歩行の違いを補完できない。これに対して、我々は入力を現実の動きを伴わないものとし、後者のフィードバックを補い、図 1 に示すような完全な固定状態で歩行感覚を提示する人工現実インタフェースの実現を目指す。

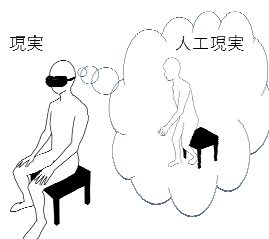


図 1: 目指す人工現実インタフェースのイメージ

Daiki HAGIMORI, Shunsuke YOSHIMOTO,  
Nobuchika SAKATA, and Kiyoshi KIYOKAWA

この人工現実インタフェースは、理想的には座位姿勢や横になるだけの空間で済むため、先行研究と比べて空間は最小限であり、現実の物体との衝突も起きない。また、動きを伴わない入力を工夫すれば、体が不自由な人にも適用することができ、リハビリや終末期医療への応用も期待できる。前述の実際の歩行を入力とするのに対して、動きを伴わない入力には脳波 [6] や少しの動きから生じる筋電を用いた動作予測 [7] が考えられる。追加するフィードバックにおいても、固定状態を維持できるものが必要である。これは現実において身体動作に伴う筋・腱・関節・骨膜などの受容器から得られる感覚によるフィードバックを、身体動作なしに得る必要があるためである。さらに、その強度は固定状態による体性感覚と同等もしくはそれ以上の知覚を感じさせる必要がある。本稿では、フィードバックの検討として、動きを伴わない運動錯覚を引き起こす腱振動刺激に着目する。

腱振動刺激による運動錯覚とは、筋の両端に存在する腱に振動刺激を加えると、振動部と逆側に関節が伸展および屈曲するように感じる錯覚である [8]。この運動錯覚は筋に存在する筋紡錘が、振動によって筋の長さや変化速度を通常と異なって感知するために起こるとされている [9][10]。この運動錯覚に関する研究の例を挙げる。友田らは上腕の物理的な伸展の限界を超える過伸展を腱振動刺激により誘発させた [11]。梅沢らは肘関節および人差し指関節において腱振動刺激による運動錯覚の諸条件を分析した [10][12]。梶本らは運動錯覚を腱振動刺激ではなく腱電気刺激により誘発し、その原因がゴルジ腱器官にもあることを示唆した。これらの先行研究により、動きを伴わずに体性感覚をいづらか変化できることがわかる。したがって、腱刺激は関節に関わる錯覚を誘発するものとして人工現実インタフェースにおけるフィードバックに用いることが可能と考えられる。

## 2. 予備実験と本研究の目的

完全な固定状態で歩行感覚を提示する人工現実インタフェースの開発に向けた予備実験として、足に比べて関節動作の機構が単純で、腱を刺激しやすい腕を対象に、入力を腕の微小な動作、フィードバックを腱振動刺激と想定した実験を行った。具体的には、能動的な肘関節屈曲運動を機械的に抑制することで肘関節を固定した状態に、腱振動刺激による運動錯覚を上腕三頭筋腱および手首の手の甲側の腱へ加えたとき、体性感覚により知覚される肘関節角度が変化するかを確かめた。これは、肘関節に対する腱振動刺激の先行研究は他動 [11]、固定状態 [10]、反射運動 [13] のいずれかを伴い、能動的な運動に対する評価は十分でなかったため行った。しかし、体性感覚により知覚される肘関節角度に変化はなく、梶本ら [9] が報告するような手の甲から手の平方向、振動部と逆側への力覚を感じたとする意見が多数であった。よって、腱振動刺激のみで能動的な肘の運動を固定する際の体性感覚を上回る運動錯覚を誘発させることは困難であると判断し、知覚される肘関節角度を0度から90度へ屈曲運動するとき、腱振動刺激による運動錯覚を加えることで、振動有りのときの肘関節角度が振動無しの際に比べて、運動錯覚の分だけ小さくなるという仮説を立てた。本稿の目的は、この仮説を検証することである。

## 3. 実験方法

### 3.1 実験条件および実験機器

実験条件として、環境は直射日光のない約25度の室内とする。被験対象の腕(以下、被験腕)は非利き腕とする。実験システムの概略図を図2に示す。計測部について説明する。図3に示す角度測定装置は3Dプリンタ(Ancubic, i3 Mega 3D)により作成された軽量のPLA樹脂製であり、関節部の両側にポテンシオメータ(緑測器, CP-2FB(b)J)が2つある。ポテンシオメータは装置のねじれによる角度の誤差を平均することで補正している。得られた抵抗値は、10bitの分解能、サンプリングレート500Hzで電圧としてArduinoに取り込まれ、A/D変換されデジタルデータとしてPCに受け渡され、PC内でPythonにより角度に変換される。振動部について説明する。図4に示すように、振動子(TactileLabs, MM3C-LF)への入力は、オシロスコープ(RIGOL, MSO1104Z-S)に搭載された信号生成器から自作アンプを通して入力する。振動条件は、周波数成分を最も効率よく伝達できる正弦波を選択し、先行研究と共振周波数から70Hzに限定し、後述の較正から錯覚を感じ始める振幅に設定する。装着について説明する。図5に示すように、振動子を手首の手の甲側の腱鞘部分に医療補助テープ(ニチバン株式会社, W259)で固定する。また、角度測定装置を装着し、上腕部にマジックテープで固定する。ハンドルは接触による影響を減らすため、握らず引っ掛ける程度とする。

### 3.2 実験手順

まず、振動の較正を行う。被験者は、図6(左)に示すように、立位前屈姿勢で閉眼する初期姿勢をとる。初期姿勢は、重力と屈曲以外の余計な力がかからず、脱力により意識を腕に集中しやすい姿勢である。次に、計測者によって最小振幅から徐々に大きくされていく振動子の振動を受ける。その際、手が押されるような、振動部と逆側への力覚を感じたとき、それを計測者に伝え、振動が止まってから目を開け楽な姿勢をとる。力覚を感じ始める振幅に対応した電圧をオシロスコープで計測し最小電圧とする。

腱振動刺激有りの場合の実験手順を説明する。まず、被験者は初期姿勢をとり最小電圧による振動を受ける。計測者の計測開始の合図を受けた後、図6(右)に示すように、肘関節の角度が90度と感じる位置まで腕を屈曲させ、肘関節が90度にあると知覚していることを計測者に伝える。計測者の計測終了の合図と、振動が止まってから、肘関節の角度を0度にした後、目を開け楽な姿勢で一分間の休憩をとる。これを被験者1名につき、3回繰り返す。また、腱振動刺激無しの実験手順では上述の手順中で振動子を振動させない。

以上、腱振動刺激有りと無しの合計6回の計測を被験者全員に行う。なお、振動有りと振動無しの実施順序は順序効果を打ち消すため、被験者ごとにランダムとする。

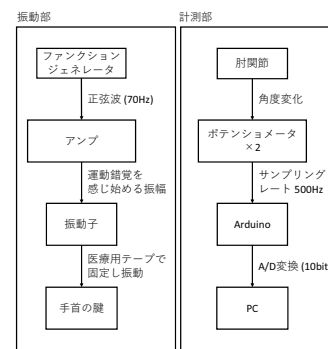


図2: 実験システムの概略図

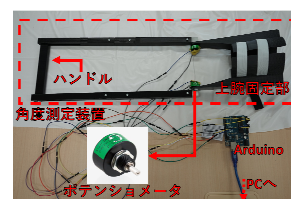


図3: 計測部の詳細



図4: 振動部の詳細



図5: 被験腕への振動子および角度測定装置の装着



図6: 姿勢(左:初期姿勢(0度), 右:遷移姿勢(90度))

## 4. 実験結果および考察

### 4.1 実験結果

被験者は、心身ともに健康な理工系大学院男子学生 8 名 (22-23 歳) であった。被験者には結果に影響が出ない程度に研究の目的、内容およびリスクを十分に説明し、協力の同意を得た。なお、被験者は全員右利きであったため、本実験の被験腕は左腕に限られた。

評価方法を説明する。被験者ごとにポテンショメータより得られた角度の時間変化データ (以下、時系列データ) から測定終了直前の 500 点 (1 秒間) を取り出し平均する。この値は振動有無の条件でそれぞれ 3 回分あるので、さらに計測回数で平均した値を最終的な振動有りの平均値、同様に計測回数で平均した値を最終的な振動無しの平均値とし、各々の大小から運動錯覚の効果を検討する。また、測定終了直前の 500 点において、振動有りの時系列データを振動無しの時系列データで割ることで簡易的に被験者ごとの正規化を行い、平均をとったものを 1 つのサンプルとする。よって、被験者 1 名につき 9 つの正規化されたサンプルが得られる。例えば、振動有りの 1 回目に計測された時系列データは、振動無しの 3 回分の時系列データでそれぞれ割ることで、3 つの正規化されたサンプルが得られる。したがって、被験者 8 名分の合計で 72 サンプルが得られるので、これを 1 群とした母分散未知の母平均の  $t$  検定を行い、運動錯覚の効果を検討する。なお、統計処理は有意水準 5% の両側検定で Microsoft Excel により行い、それ以外の解析処理は Python で行った。また、被験者全員の振動子に入力した最小電圧は、0.56-1.46V の範囲に存在した。

典型的な傾向を示すため被験者 E の 1 回目の計測から得られた振動有りおよび振動無しの無加工の時系列データを図 7 に示す。図 7 において、角度が徐々に増加している部分が肘を屈曲している間の値である。角度の初期値と安定している最終値の差において、振動有りが振動無しに比べて小さくなっていることがわかる。また、角度増加にかかる時間において、振動有りが振動無しに比べて増加している。なお、角度が 0 度から増加し始めるまでの時間は、計測開始から計測者が屈曲を合図するまでの時間であり、一定でないため無視する。

被験者ごとの振動有りおよび振動無しの平均と標準偏差を図 8 に示す。図 8 より、8 名中 5 名が振動有りのとき肘関節角度が小さくなった。

正規化後の角度割合に対する母分散未知の母平均の  $t$  検定を表 1 に示す。帰無仮説の母平均は振動無しと変化がないことを表す  $\mu = 1$  としている。95%CI-, 95%CI+ は母平均と標本平均の差における 95%信頼区間の下限, 上限を表す。表 1 より、振動有りの角度割合と振動無しの角度割合に有意水準 5% で有意差が得られ、95%信頼区間に 0 を含まないため検定の信頼性が高く、負の区間を推定しているので振動有りのとき肘関節角度が小さくなると予想される。なお、検定対象の基本統計量を表 2 に示す。95%CI-, 95%CI+ は標本平均の 95%信頼区間の下限, 上限を表す。

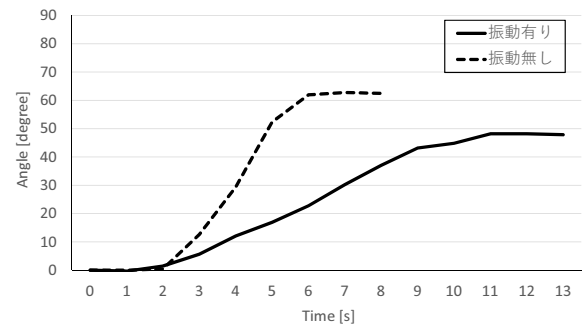


図 7: 被験者 E の 1 回目の計測における肘関節角度の時間変化 (実線: 振動有り, 点線: 振動無し)

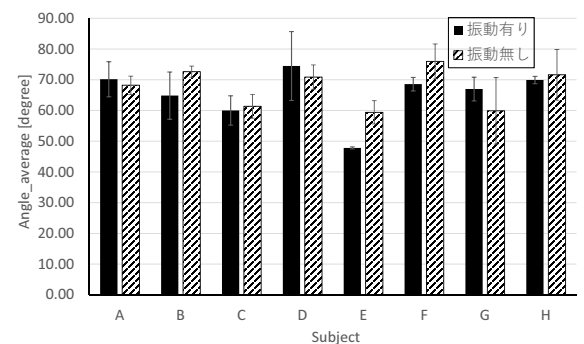


図 8: 被験者ごとの肘関節角度の測定終了時から 1 秒前の平均と標準偏差 (黒: 振動有り, パターン: 振動無し, エラーバー: 標準偏差)

表 1: 正規化後の角度割合に 表 2: 検定対象の基本統計量  
対する母分散未知の母平均の

$t$  検定

$p$ 値	0.02
95%CI-	-0.07
95%CI+	-0.01

平均	0.96
95%CI-	0.93
95%CI+	0.99
標準偏差	0.14

## 4.2 考察

表 8 より, 8 名中 5 名が振動有りのとき肘関節角度が小さくなった。また, 表 1 より, 被験者全員の正規化した変化からも肘関節角度が小さくなり, 図 7 より, 被験者 E において, 変化にかかる時間も長くなった。肘関節角度が小さくなった理由は, 運動錯覚による力覚が体性感覚による肘関節角度の認識を変化させたためであると考えられる。これは体性感覚をだまし, 必要な力および動きを減少させたといえる。ただし, 表 1 より, 肘関節角度の変化は信頼区間から最大でも 7% と比較的小さかった。これは角度測定装置による機械的誤差を含んでいるためと考えられる。時間変化ではなく, 角度の変化のみを調べる場合, モーションセンサを使った非接触の測定が有効である。また, 運動錯覚は関節角度が突然 0 度から 90 度に変化したように感じる錯覚ではなく, 単純に力覚を生じる錯覚であった。力覚の向きは屈曲方向, つまり重力に逆らう方向であり, 手の重さを多少軽く感じる程度の力であると考えられる。肘関節角度が 0 度より 90 度のとき, 力覚を強く感じるという意見も得られ, この力覚の強さを裏付けた。

予備実験で, 肘を固定し上腕三頭筋腱に振動刺激を与えたとき, 関節角度の変化を得られなかったことから, 力覚を生じるだけでは肘を固定した状態で関節角度が変化するように感じるのには難しいと考えられる。本実験においても, 肘関節角度が 0 度の状態で, 肘の関節角度がすでに変化しているという意見はなかった。しかし, 他の受容器から視覚などの感覚を与えることで, 固定状態でも関節角度の変化を得られる可能性がある。また, 変化にかかる時間が長くなったことより, 振動には受容器を鈍らせる効果もあることが示唆された。振動によって肘関節角度がわかり難くなったという意見が多数寄せられたこともこれを裏付けている。

8 名中 3 名が振動有りのとき肘関節角度が大きくなった。当該被験者 3 名は運動錯覚を感じにくい傾向がみられた。今回は, 運動錯覚を感じ始めた振幅, つまり必要最小限の振動で運動錯覚を誘発したため, 十分な運動錯覚が得られず肘関節角度が大きくなったと考えられる。そこで, 3 名に運動錯覚を十分に感じるまで振幅を大きくし同様に実験すると, 2 名の肘関節角度が小さくなった。また, 3 名全員が運動錯覚を非常に感じるとの意見があった。このように, 振幅を大きくすると問題を解決できる可能性が示唆された。

## 5. おわりに

本稿では, 知覚される肘関節角度を 0 度から 90 度へ屈曲運動するとき, 腱振動刺激による運動錯覚を加えることで, 振動有りのときの肘関節角度が振動無しのときに比べ, 運動錯覚の分だけ小さくなることを検証した。手首の手の甲側の腱鞘部分に振動刺激を与えた結果, 8 名中 5 名で振動有りのときの肘関節角度が振動なしのときに比べて小さくなり, 被験者全員の正規化した変化に有意水準 5% で有意差が得られた。よって, 腱振動刺激による運動錯覚が再現され, 肘関節角度の変化は力覚を錯覚した結果であると考え

られる。今後は, 固定状態での歩行における人工現実インタフェースに向けて, 運動錯覚を固定状態で得られるように, 刺激部位, 視覚など追加効果の検討を進める。

## 参考文献

- [1] A. De Luca, R. Mattone, P. R. Giordano, H. Ulbrich, M. Schwaiger, M. Van den Bergh, E. Koller-Meier, L. Van Gool: Motion control of the cybercarpet platform, IEEE Transactions on Control Systems Technology, Vol. 21, No. 2, pp. 410–427, 2013.
- [2] 大島登志一, 枝元蛸, 館脇望, 柴田龍輝: 座位姿勢での擬似歩行運動による歩行感覚提示インタフェース, Entertainment Computing 2016, pp. 295–300, 2016.
- [3] Infinadeck, <http://www.infinadeck.com/>, (Last access: July 27, 2018)
- [4] K. Matsumoto, Y. Ban, T. Narumi, Y. Yanase, T. Tanikawa, M. Hirose: Unlimited corridor: redirected walking techniques using visuo haptic interaction, SIGGRAPH '16 ACM SIGGRAPH 2016 Emerging Technologies, p. 20, 2016.
- [5] NVIDIA: New Method Helps VR Users Walk in Small Physical Spaces, <https://news.developer.nvidia.com/new-method-helps-vr-users-walk-in-small-physical-spaces/>, (Last access: July 27, 2018)
- [6] 山ノ井洋: BMI/BCI の研究の現状, 計測と制御, Vol. 55, No. 2, pp. 107–113, 2016.
- [7] 乾大祐, 伊藤聡, 佐々木実: 筋電位からの手動作推定における特徴量と SVM カーネル・パラメータについての実験的考察, 日本機械学会論文集, Vol. 79, No. 808, pp. 221–231, 2013.
- [8] Guy M. Goodwin, D. Ian McCloskey, Peter B. C. Matthews: The contribution of muscle afferents to keslesthesia shown by vibration induced illusions of movement and by the effects of paralysing joint afferents, Brain, Vol. 95, No. 4, pp. 705–748, 1972.
- [9] 橋哲史, 田辺健太, 梶本裕之: 腱電気刺激を用いたハプティックインタフェースにおける刺激パラメータと生起力覚量の関係, 電子情報通信学会技術研究報告, Vol. 115, No. 512, pp. 49–54, 2016.
- [10] 梅沢侑実, 土井幸輝, 藤本浩志: 肘伸展錯覚を誘発するための上腕二頭筋の腱への最適振動刺激条件, 日本感性工学会論文誌, Vol. 13, No. 2, pp. 427–432, 2014.
- [11] 友田達也, 上杉繁, 三輪敬之: 上腕への腱振動刺激と他動運動による過伸展錯覚の特性, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 14, No. 3, pp. 361–369, 2009.
- [12] 梅沢侑実, 土井幸輝, 藤本浩志: 振動刺激による人差し指屈曲錯覚の生起と錯覚特性, 人間工学, Vol. 52, No. 2, pp. 88–95, 2016.
- [13] 上杉繁, 尾白大知, 川瀬元太, 玉地雅浩: 片麻痺歩行の擬似体験を目指した下肢関節への腱振動刺激に関する研究, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 19, No. 4, pp. 605–614, 2014.