



身体運動と同期する周期的な力覚フィードバックによる 下肢運動学習の支援

Support of Lower-Limb Motor Learning through Periodic Force Feedback Synchronized with Body Movement

高田崇天¹⁾, ハサンモダル¹⁾, 蜂須拓¹⁾

Sohta TAKADA, Modar HASSAN, and Taku HACHISU

1) 筑波大学 (〒 305-8573 茨城県つくば市天王台 1-1-1)

概要: 身体運動に対する感覚的の手がかり (フィードバック) は運動学習において不可欠である。一方で、フィードバックの解釈は学習者の主観に依存し、フィードバックに気づかないことや誤解が効果的な運動学習を阻害すると考えられる。本研究では、離散的なフィードバックの提示による運動学習の支援を目指し、関節の屈伸動作に同期した周期的な力覚フィードバック (カチカチ刺激) を提示する装着型デバイスを設計・開発してきた。カチカチ刺激を学習者の主体性を促進する反力と、誤差に対する気づきを強化する周期的な解放力より構成する。本稿では、開発したデバイスが運動学習に及ぼす効果を評価する実験について報告する。映像により提示される膝関節の屈伸運動を学習する課題と認知課題を組み合わせた実験課題を設計し、予備実験を実施した。予備実験の結果は、カチカチ刺激が運動学習に与える肯定的な効果を示唆した。

キーワード: カチカチ刺激, 装着型デバイス, 力覚フィードバック

1. はじめに

身体運動に対する感覚的の手がかり (フィードバック) は、スポーツの技能獲得やリハビリテーション等の運動学習において不可欠である [1]。このフィードバックは内在的および外在的なものに大別される [2]。内在的フィードバックは視覚や固有感覚等の感覚器による運動応答に由来する。特に視覚は身体と周囲との空間的関係の把握に大きく貢献する一方、閉眼状態においても固有感覚等を通じた姿勢把握が可能である [3]。これに対し外在的フィードバックは指導者や映像等による身体運動の客観的な観察に基づき、運動後に提供される指示や分析結果である。

しかし、これらのフィードバックの解釈は学習者の主観に依存するため、感覚的の手がかりに気づかないことや誤解が効果的な運動学習を阻害すると考えられる。運動学習では一般的に、学習者の実際の運動と理想的な運動との誤差を最小化することを目的とする。この過程で指導者は学習者に「もう少し曲げて」「もう少し伸ばして」等の定性的指示 (外在的フィードバック) を与える。この際、学習者は自身の主観、すなわち内在的フィードバックと照らし合わせてこれらの指示を解釈するため、指導者と学習者の間に齟齬が生じる。特に学習者が視覚等の感覚器を利用できず、内在的フィードバックを十分に得られない場合、齟齬はより大きくなる。視覚を活用できない例として、下肢の筋麻痺により不規則な緊張と収縮を繰り返しかがむような歩行となる crouching gait のリハビリテーション [4] が挙げられる。このリハビリテーションでは、学習者に進行方向を

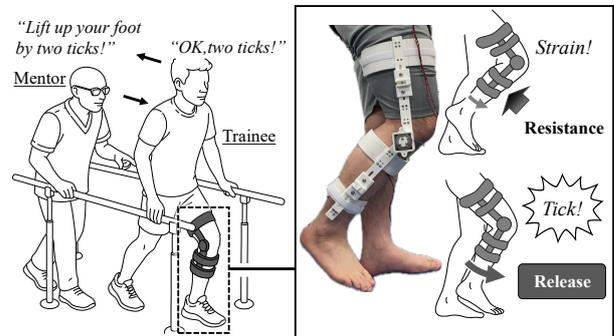


図 1: 身体姿勢を周期的かつ離散的にフィードバックする下肢装着型デバイス

見るよう指示するため下肢の姿勢を視覚的に把握しづらく、指導者の意図する運動が伝達されにくくなる。

本研究では、離散的なフィードバックの提示による運動学習の支援を目指し、関節の屈伸動作に同期した周期的な力覚フィードバック (カチカチ刺激) を提示する装着型デバイスの設計・開発を目的とする (図 1)。カチカチ刺激とは、ロータリスイッチのように一定角度までの回転操作に対する反力と、一定角度に到達すると反力が消失する解放力より構成される力覚刺激である。自動車のドライバは運転中常に視線を前方に向ける必要があるが、車内設備 (空調等) の操作にロータリスイッチを使用することで、視覚に頼ることなく所望のチャンネル (送風設定等) に合わせることが可能となる。このカチカチ刺激を人の関節の運動に適用す

ることで、視覚に頼らずに関節角度を把握しやすくする内在的フィードバックの拡張と、一定角度を示す「1 カチ」といった他者と共有可能な外在的フィードバックの拡張を期待する。我々はこれまでに、膝関節の運動学習の支援を対象に、関節の屈伸動作に同期したカチカチ刺激を提示する装着型デバイスの設計・開発に取り組んできた [5]。本稿では、開発したデバイスが運動学習に及ぼす効果を評価する実験について報告する。

2. 関連研究

2.1 触覚技術による運動学習支援

ハプティクス分野やサイバニクス分野では、学習者の身体運動に応じて振動や力を提示することで運動学習を支援する技術が研究されている。映像や音声によるフィードバックは、学習者とその刺激に視覚・聴覚的な注意を払う必要があるため、他の作業に視覚や聴覚が占有されている場合（前述の crouching gait のリハビリテーション等）は有効ではない。一方、振動や力によるフィードバックは対象とする運動に関連した身体部位へ直接刺激を提示することで、どの部位を、どのように、いつ動かすかを直感的に提示可能である [6]。

2.2 学習者の主体性の促進を目的とした研究

所望の運動と実際の運動の誤差を大きくする外乱を与えることで、学習者の主体性を促進する戦略に基づいた運動学習の支援方法が研究されている [7, 8, 9]。Lee らはスタイラスの二次元操作を対象に、スタイラス位置と目標の位置との誤差に対して以下の 3 つの力覚をフィードバック：1) 誤差を小さくする力、2) 誤差を大きくする力、3) ランダムな方向の力、を提示するシステムを開発した [7]。参加者間計画に基づいた実験では、各手法を利用して操作を学習する学習フェーズ (LP) とフィードバックなしで操作を行う再現フェーズ (RP) を構成し、操作中の誤差を比較した。LP では手法 1 を用いた参加者群で誤差が最小となったが、RP では手法 2 および手法 3 を用いた参加者群で誤差が最小となった。手法 1 では、参加者は LP においてフィードバックに依存することでパフォーマンスが向上するため、学習が受動的となり、RP においてパフォーマンスが低下したと考えられる。一方で、手法 2 および手法 3 では、参加者は LP においてフィードバック（外乱）に逆らって操作するといった操作に注意を向ける必要があるため、学習が主体的となり、RP においてパフォーマンスが向上したと考えられる。

これに対し、本研究で設計・開発するカチカチ刺激では、運動の外乱となる反力により学習者の主体性を促進すると共に、一定角度ごとの周期的な解放力によって誤差に対する気づきを強化することを期待する。

3. 装着型カチカチ刺激提示デバイス

本デバイスを上腿（固定）および下腿（可動）リンク、ジョイント、固定バンド、および制御モジュールより構成する（図

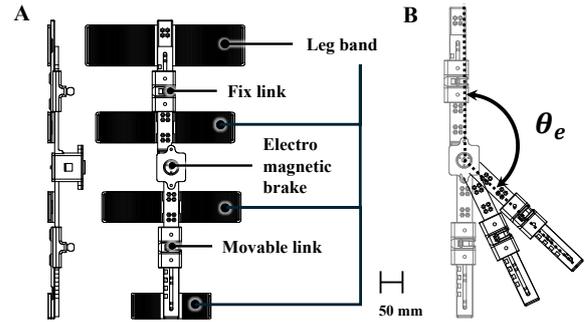


図 2: 装着型デバイス：A) デバイスの 3 次元モデル；B) 2 つのリンクのなす角 θ_e

2)。2 つのリンクは 3D プリンタ (Ultimaker, Ultimaker S5 Pro) により Poly-Lactic Acid (PLA) 樹脂 (Ultimaker, Tough PLA) で形成する。ジョイントを電磁ブレーキ (小倉ブレーキ, AMB10, 定格電圧 24 V) およびエンコーダ (BOURNS, 3382H-1-103) より構成する (図 2A)。本デバイスの全長は 586–730 mm, 幅は 30–311 mm, 質量は 995 g である (図 2B)。

固定リンクは電磁ブレーキのブレーキステータに、可動リンクはアーマチュアハブに金属製軸を介して接続される。固定リンクに最大 100 mm の長さ調整機構を実装し、可動リンクは膝関節の回転中心の移動に応じてスライド可能な 1 自由度機構を有する。装着者の身体に合わせて柔軟に変形できるように、固定バンドを表裏交互に 0.5 mm のスリットを設けた蛇腹構造による湾曲機構と固定用の面ファスナーより構成する。熱可塑性ポリウレタン (TPU) で成形した本バンドは装着者の上腿および下腿の周方向に合わせて柔軟に変形する一方、縦軸方向の変形を防ぐことでデバイスのずれの原因となるトルクの発生を抑制する。また、本バンドの身体接触面には液体ゴム素材 (Yutaka, BE1-6) を塗布し、摩擦力を向上させることでずれを軽減する。

制御モジュールはベルト等に固定可能とし、マイクロコントローラ (Espressif Systems, ESP32-DevKitC), デジタル・アナログ・コンバータ (Texas Instruments, PCM5102APW), オペアンプ (Texas Instruments, OPA548F/500G3), および昇圧型コンバータ (Strawberry Linux, TPS55340) を搭載した制御基板を内蔵する。

制御回路はリンクのなす角度 θ_e (エンコーダ値) に応じて出力電圧 V_{out} を制御することでカチカチ刺激の反力と解放力を再現する。出力電圧の制御は次式に従う：

$$V_{out} = \begin{cases} V_0 \left| \sin \left(\frac{\theta_e \bmod \Theta}{\Theta} \pi \right) \right| & \text{if } |\theta_e \bmod \Theta - \Theta| < b \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (1)$$

ただし、 V_0 は最大電圧、 Θ は刺激の空間的周期、 b は電磁ブレーキによる反力提示区間である。 V_0 および Θ はエンコーダにより 0–24 V および 10–40 度の範囲で調整可能とする。本実験では著者らの経験に基づき V_0 , Θ , および b

をそれぞれ 24 V, 10 度, および 3 度に設定する. 本デバイスでは 2 つのリンクが同一直線上となる状態および膝関節が完全に伸展した状態を 180 度とする. θ_e が 180 度から減少し 178 度に達すると電磁ブレーキが駆動を開始し, 回転運動に対する反力を提示する. 反力に逆らって θ_e がさらに増加すると 175 度で V_{out} および反力がピーク値となり, それを過ぎると摩擦力の減少により反力からの解放感を学習者に提示することで解放力を再現する.

4. 膝関節運動における学習効果の評価実験

本実験では, 映像により提示される膝関節の屈伸運動を学習する課題を対象に, カチカチ刺激が運動学習に与える効果を検証することを目的とする.

4.1 システム

図 3A に示すように, 本システムを装着型デバイス, ヘッドホン (SONY, WH-1000XM5), モーションキャプチャカメラ (Optitrack, V120: Trio), モニタ (JAPANNEXT, JN-VT5001UHDR), およびホストコンピュータ (ASUS, ROG Strix SCAR 16 G634JZ), により構成した. 壁から 0.2 m の位置に 0.5×0.5 m のタイルカーペットを位置に固定し, この上に左脚にデバイス, ヘッドホンを装着させた参加者を直立させた. また, 参加者の右前方に転倒防止用の手すりを配置した. モーションキャプチャカメラをタイルカーペットから 0.2 m, 高さ 0.1 m の位置に固定し, 参加者の全身が画角内に収まるよう仰角を調節した. モーションキャプチャ用のマークを医療用両面テープを用いて参加者の太もも, 膝, 脛の側面にそれぞれ直接貼付した. モニタを参加者の正面かつタイルカーペットから 2 m, 高さ 1.6 m の位置に固定した.

ホストコンピュータと Bluetooth により装着型デバイスの制御モジュールおよびヘッドホンと接続し, 実験条件に応じて電磁ブレーキへの最大印加電圧 V およびホワイトノイズの提示を制御した. また, モーションキャプチャカメラと接続し, 膝関節の角度を 120 Hz で計測した. さらに, モニタと接続し, 参加者への指示および課題を提示した.

4.2 設計

先行研究 [10] を参考に, 映像により提示される膝関節の目標角度に合わせて膝関節の屈伸運動を行う運動課題と認知課題を組み合わせた課題を設計した. 運動課題では, 参加者にモニタを注視した状態で計測角度を示す青の線を目標角度を示す緑の線に一致させるよう膝関節を屈伸させた (図 3B). 認知課題では, 参加者にモニタ上部に 1 秒間隔で 1 秒間提示される青または緑の文字「T」のそれぞれの出現回数を記憶し, 試行終了後に口頭で回答させる. 目標角度は 135 度を中心とし, 105 から 165 度の範囲で変動するようにした. この範囲は装着型デバイス装着時の膝関節屈伸に支障がない範囲である.

1 試行を 9 秒間の運動課題の実施から併行する認知課題への口頭回答完了までとする. 以下の 4 フェーズ (計 19 試行) を順次実施する: Adp) 適応フェーズ (5 試行) で実験

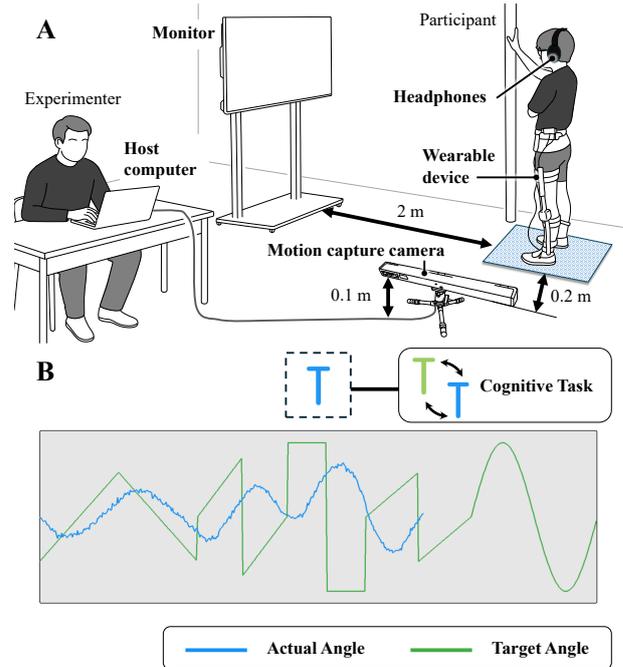


図 3: 実験環境: A) 実験室内の配置; B) 実験課題 (モニタ画面)

システムへの適応を図り, Pre) 学習前評価フェーズ (2 試行) で参加者の学習前の誤差 (ベースライン) を計測する. その後, Lrn) 学習フェーズ (10 試行) でカチカチ刺激下での運動学習を実施し, Pst) 学習後評価フェーズ (2 試行) で運動の学習度を評価する. 目標角度に関して, Adp では 0.4 Hz の正弦波的に変動するようにし, Pre 以降では複数の周波数を組み合わせた複合波形的に変動するようにして難易度を調整する (図 3B). Lrn におけるカチカチ刺激の有無を要因 (刺激あり: w/条件, 刺激なし: w/o 条件) とした参加者間計画とし, 1 試行中の計測角度と目標角度の差の平均を誤差として評価指標に用いる. 本設計のもと, 「w/条件で w/o 条件より運動学習の効果 (Pre と Pst の誤差の差) が大きくなる」という仮説を設定する.

4.3 手続き

予備実験として, 2 名の参加者が同意を得た上で本実験へ参加した. まず, 一方の参加者に w/条件を, 他方に w/o 条件を割り当てた. 次に, モーションキャプチャのマークを貼り付けるため, 参加者にハーフパンツを着用させ, 裸足の状態で装具を左脚に装着させた. このとき, 参加者に膝関節を約 90~180 度の範囲で屈伸させ, 運動に支障がないことの確認および計測角度の校正を行った. また, 試行中の聴覚的な手がかりを遮断するためにホワイトノイズが流れるヘッドホンを参加者に装着させた. これ以降, 参加者への指示はモニタを通じて行った. そして, 参加者に前述の 4 フェーズを実施させた. 最後に, 実験に関するアンケートと任意で感想を回答させ, 実験を終了した.

4.4 解析

本実験で得られたデータは各試行中の膝関節の計測角度の時系列ベクトルである. 各試行のサンプル i における目

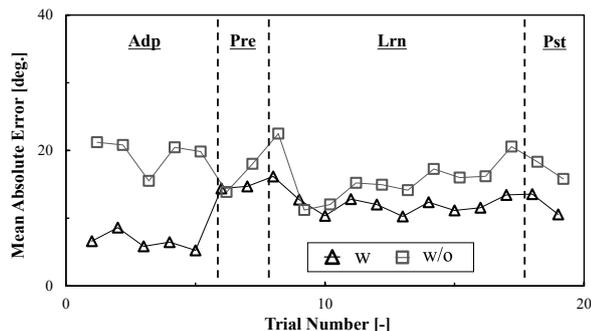


図 4: 予備実験における平均絶対誤差の推移: 横軸は試行番号 (1-5: Adp, 6-7: Pre, 8-17: Lrn, 18-19: Pst), 縦軸は平均絶対誤差 (度) を示す。

標角度 T_i と計測角度 M_i との差の絶対値 $E_i = |T_i - M_i|$ を誤差とし, 各試行の平均絶対誤差を $\bar{E} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N E_i$ とする. ただし, N は一試行あたりのサンプル数である. 本稿では省略するが, 各参加者の Pre および Pst においてそれぞれ 2 試行分のデータから平均絶対誤差を算出し, この平均の差分 (Pst - Pre) を評価指標として用いる. この差分値に対して参加者間要因を刺激条件 (w/条件 vs w/o 条件) とする分散分析を行う. 有意水準は 5% に設定する.

4.5 結果

図 4 に予備実験における 2 名の参加者の 19 試行の平均絶対誤差の推移を示す. w/条件の参加者では, Pre 時 (6-7 試行目) では平均 14.5 度から Pst 時 (18-19 試行目) では 12.1 度へと 2.4 度 (16.6%) の減少を示した. 一方, w/o 条件の参加者では, Pre 時の平均 15.9 度から Pst 時の平均 17.1 度へと 1.2 度 (7.5%) の増加を示した.

以上より, 参加者が 2 名である予備実験の結果ではあるが, カチカチ刺激が運動学習に与える肯定的な効果が確認された. なお, w/o 条件の参加者に実験後, w/条件の実験に参加させたところ, Pre から Pst にかけて 2.1 度の減少が観察された.

5. おわりに

本稿では, 膝関節の運動学習支援を対象に, 我々がこれまでに開発した屈伸動作に同期したカチカチ刺激を提示する装着型デバイスが運動学習に及ぼす効果を評価する実験について報告した. 映像により提示される膝関節の屈伸運動を学習する課題と認知課題を組み合わせた実験課題を設計し, 予備実験を実施した. 予備実験では, w/o 条件においては Pst と Pre で平均絶対誤差に増加が観られた一方, w/条件では減少が観られた. 本結果は, カチカチ刺激が運動学習に与える肯定的な効果を示唆する.

今後は実験に関するアンケートや感想を参考にして実験設計を改善し, 参加者数を増やした実験の実施により統計的有意差を示したい. また, 本結果を基に crouching gait のリハビリテーション等への応用可能性を検討する.

謝辞

本研究は JST CREST JPMJCR22P4 の支援を受けたものである.

参考文献

- [1] R.A. Schmidt and C.A. Wrisberg. *Motor Learning and Performance: A Situation-based Learning Approach*. Motor Learning and Performance: A Situation-based Learning Approach. Human Kinetics, 2008.
- [2] Shannon N Austermann Hula, Donald A Robin, Edwin Maas, Kirrie J Ballard, and Richard A Schmidt. Effects of feedback frequency and timing on acquisition, retention, and transfer of speech skills in acquired apraxia of speech. *Journal of speech, language, and hearing research : JSLHR*, 2008.
- [3] S. Viel, M. Vaugoyeau, and C. Assaiante. Adolescence: a transient period of proprioceptive neglect in sensory integration of postural control. *Motor control*, Vol. 13 1, pp. 25–42, 2009.
- [4] Maxwell Kennard, Hideki Kadone, Yukiyo Shimizu, and Kenji Suzuki. Passive exoskeleton with gait-based knee joint support for individuals with cerebral palsy. *Sensors*, Vol. 22, No. 22, 2022.
- [5] 高田崇天, ハサンモデル, 蜂須拓. 運動学習支援のための周期的かつ離散的な制動力によりカチカチ刺激を提示する装着型装置の設計. 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 29, No. 3, pp. 177–184, 2024.
- [6] Jan BF Van Erp, Ian Saturday, and Chris Jansen. Application of tactile displays in sports: where to, how and when to move. *Proc. Eurohaptics*, pp. 105–109, 2006.
- [7] Jaebong Lee and Seungmoon Choi. Effects of haptic guidance and disturbance on motor learning: Potential advantage of haptic disturbance. *Proceedings of the 2010 IEEE Haptics Symposium*, p. 335–342, 2010.
- [8] Jasmin Schneider, Lukas Jaeger, Christoph Hollnagel, Robert Riener, and Laura Marchal-Crespo. *Learning a Locomotor Task: With or without Errors*. Biosystems and Biorobotics. 2013.
- [9] Laura Marchal-Crespo, Panagiotis Tsangaridis, David Obwegeser, Serena Maggioni, and Robert Riener. Haptic error modulation outperforms visual error amplification when learning a modified gait pattern. *Frontiers in Neuroscience*, Vol. 13, , 2019.
- [10] Keith R Cole and Richard K Shields. Age and cognitive stress influences motor skill acquisition, consolidation, and dual-task effect in humans. *Journal of motor behavior*, 2019.