



運動学習支援のための周期的かつ離散的な制動力を提示する 下肢装着型デバイスの装着性向上

Improving Wearability of Lower Limb-Worn Devices
Presenting Periodic and Discrete Braking Force for Motor Learning

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: 我々はこれまでに身体運動に対する感覚刺激のフィードバックによる運動学習の支援を目的に、膝関節の屈伸角度に応じて周期的かつ離散的な制動力をフィードバックする下肢装着型デバイスの設計・開発に取り組んできた。しかし、常に密着していることが望ましい使用者の身体と本デバイスの間でずれが生じるといった装着性に課題があり、使用者の実際の膝関節とデバイスが計測した角度の間に無視できない誤差が生じていた。本稿では、装着性の向上による膝関節角度のフィードバックの精度の改善を目指し、固定具に蛇腹機構を、上腿に固定するリンクにスライド機構を採用したデバイスの設計について報告する。

キーワード: デバイス・アクチュエータ, カチカチフィードバック, 装具, 触覚フィードバック

1. はじめに

身体姿勢の時空間的な制御には固有感覚（筋、関節、腱、皮膚等）や視覚から得られる運動に関する感覚的な手がかり（フィードバック）に基づいた筋骨格の制御が不可欠である [1]。フィードバックは内在的および外在的なものに分類できる [2]。前者は身体感覚器からの応答に由来する。とりわけ、周囲の環境変化を高い空間解像度で把握できる視覚は、身体姿勢の時空間的把握に大きく貢献する [3]。一方で、閉眼状態であっても固有感覚等を通じて身体の姿勢を把握することでこれを補うことが可能である [3]。後者は指導者や映像等の身体運動の客観的な観察から運動後に提供される指示や分析結果等の手がかりである。

しかし、状況や障碍によってこれらの手がかりを正確かつ高精度に把握することが困難な場合がある。例えば、下肢が筋の麻痺により不規則な緊張と収縮を繰り返しかがみこむような歩行となる crouching gait [4] のリハビリテーションが挙げられる。指導者（セラピスト）より学習者（患者）に進行方向を見ながら歩行するよう指示されるため、下肢の姿勢を視覚的に把握することは困難である。一般的に指導者は学習者の運動を客観的に観察し「もう少し膝を曲げて／伸ばして」といった定性的な指示をする。対して学習者は自身の主観（内在的フィードバック）と指示とを照らし合わせて指示の解釈に努めるが、指示と主観の一致は挑戦的である。

本研究では、内在的および外在的フィードバックを拡張することで運動学習を支援することを目指し、身体運動に対してロータリスイッチのような一定角度ごとの反力と撃

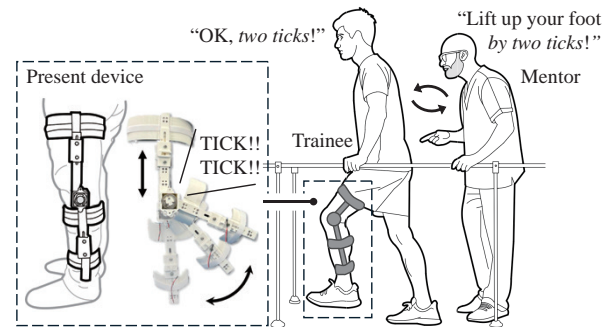


図 1: 身体姿勢を周期的かつ離散的にフィードバックする下肢装着型デバイス

力から構成される空間的周期性を持つ離散的な刺激（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。我々はこれまでにエンコーダと電磁ブレーキを搭載した 2 リンク 1 ジョイント機構より膝関節の屈伸角度に応じてカチカチ刺激をフィードバックする下肢装着型デバイスを設計・開発した [5]。本デバイスは市販の医療用装具に外付けすることで使用者に装着させる。また、電子的制御により運動課題に応じた反力や刺激の周期等のパラメータの即時の調整を可能とするしかし、デバイスの慣性や装具と皮膚の歪みにより身体とデバイスがずれ、使用者の実際の膝関節とデバイスが計測した角度の間に無視できない誤差が生じる課題があった。本稿では、装着性の向上による膝関節角度のフィードバックの精度の改善を目指し、固定具に蛇腹機構を、リンクにスライド機構を採用したデバ

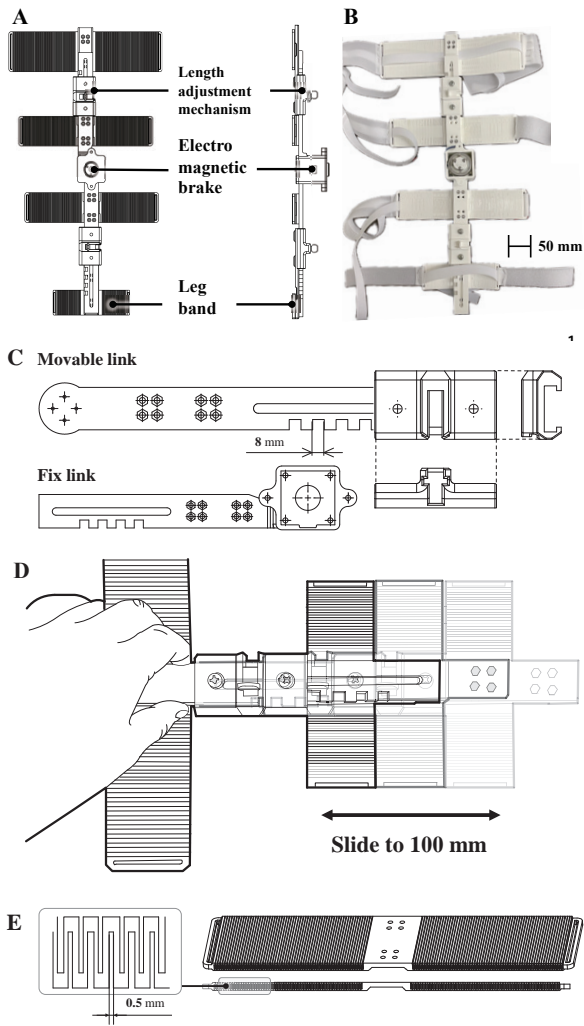


図 2: 装着型デバイス: A) デバイスの 3 次元モデル; B) 外観; C) 固定リンクおよび可動リンクの 3 次元モデル; D) リンクのスライド機構; E) 固定バンドの 3 次元モデル

イス (図 1) の設計について報告する。

2. 下肢装着型デバイス

2.1 装着性向上の指針

Crouching gait に対するリハビリテーションへの本デバイスの利用を目的とした設計した前報 [5] のデバイスを基に、装着性向上のため次の 3 つの改善を行った。

1 つ目は屈伸角度によって回転中心が移動する膝関節に対応する上腿・下腿リンクおよびジョイントで構成される 2 リンク 1 ジョイント機構の実装である。前報 [5] で採用した 1 自由度の 2 リンク 1 ジョイント機構は、膝関節の回転中心が屈伸角度によって移動するため、装着のずれひいては装着者の膝関節の動きを阻害する原因となった。本稿では、上腿リンクにスライド機構を実装することで課題の解決を試みる。

2 つ目は学習者の身体に柔軟に適合する固定具の実装である。前報 [5] で採用した固定具は比較的硬質であったため、装着者の下肢とデバイスとの間に隙間が生じ許容できない装着のずれの原因となった。本稿では、装着者に合わせて柔



図 3: 下肢へのデバイスの装着

軟に変形する固定バンドを採用し身体とデバイスを密着させることでずれの解決を試みる。

3 つ目はデバイスの慣性モーメントを低減することである。前報 [5] では、主に装具の重量およびデバイスが下肢の中心から離れた位置に固定されることによりデバイスの慣性モーメントが大きくなり、デバイスのずれおよび関節運動に対する負荷の原因となっていた。本稿では、デバイスと装具を軽量の素材で成形、一体化することでデバイスの慣性モーメントを低減する。

2.2 システム構成

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回路より構成する (図 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。ジョイントは電磁ブレーキ (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)。本デバイスの長さは 586 - 730 mm, 幅は 30 - 311 mm, 質量は 995 g である (図 2B)。

固定リンクを電磁ブレーキのブレーキステータに、可動リンクをアーマチュアハブにねじ固定された金属製の軸を介してそれぞれ機械的に接続する。また、固定リンクの長さを可変できるようにリンク中央に長円型の穴を、側面に 8×8 mm の凹凸をもうけ、スライド用外装パーツと固定キーをねじで機械的に接続する (図 2C)。外装パーツにある 2 つのスリットにリンクと固定キーを差し込むことで双方をスライドでき、固定キーを凹に嵌め込むことでリンクの長さを最大 100 mm 伸縮できる (図 2D)。一方、可動リンクは固定キーがなく装着者の膝関節の回転中心に応じてスライド運動を行う 1 自由度の機構を持つ。

固定バンドは装着者の身体に合わせて柔軟に変形できるよう、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から構成する (図 2E)。PLA により成形したバンドは装着者の上腿および下腿の周方向 (円周方向) に合わせて柔軟に変形する (図 3) 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防ぐ。また、固定バンドの身体接触面には

液体ゴム素材（Yutaka, BE1-6）を塗布して摩擦力を大きくすることでずれを軽減する。

3. おわりに

本稿では、身体の運動に対してカチカチ刺激を生成するデバイスの装着性を改善しフィードバックの質を向上することを目的に、デバイスのリンクと固定バンドの改良について報告した。回転中心が動的に変化する装着者の膝関節に合わせてリンクがスライドすることで適合する機構を採用しリンクジョイント機構と、下肢に対して柔軟に変形し身体に密着する蛇腹機構を採用した固定バンドを実装した。今後は、デバイスの性能評価および運動学習・リハビリテーションでの実地検証を踏まえた実験を行う。

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. 周期的かつ離散的な力覚フィードバックにより運動学習を支援する外骨格デバイスの評価. 第24回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, 2023.