



身体姿勢を周期的かつ離散的にフィードバックする 装着型デバイス

An Exoskeleton Supporting Proprioception via Periodic and Discrete Feedback

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 (〒 305-8577 茨城県つくば市天王台 1-1-1)

概要: 身体姿勢の制御は体性感覚, 前庭, 視覚より身体を時空間に把握し, 筋骨格系に適切な出力を与えることで行われる. しかし, 状況や身体の障碍によっては上記の感覚を十分に活用できず姿勢の制御が困難となる場合がある. 本研究では, 身体姿勢の知覚の支援を目的として, 身体の運動に従属的で空間的周期性をもつ離散的な刺激(カチカチ刺激)を生成し, フィードバックする装着型デバイスを設計・開発する. 本稿では, crouching gait のリハビリテーションにおける膝関節姿勢の知覚の支援を対象に, カチカチ刺激の生成する 4 つのデバイスの試作について報告する.

キーワード: デバイス・アクチュエータ, 触覚提示, 運動支援, ウェアラブルデバイス

1. はじめに

身体姿勢を時空間的に知覚する能力(運動感覚)は体性感覚(筋, 関節, 腱, 皮膚), 前庭, 視覚を手がかりとし, 身体の運動制御や運動学習, リハビリテーションでは重要な役割を果たす. 閉眼状態であっても身体姿勢を把握できるように, 上記の手がかりを全て活用できない場合でも自己の身体姿勢を知覚できる. とりわけ比較的高い空間解像度をもち周囲の環境に対して自己姿勢を相対的に把握できる視覚の信頼性は高く, 身体が運動していないにも関わらず視覚刺激によって運動中の感覚が生起することもある [1].

しかし, 状況や障碍によっては上記の手がかりを十分に活用できず身体姿勢の知覚が困難となる場合がある. 一般的な走運動では視線を進行方向と合わせるため身体姿勢を動的に目視することは難しい. また, 神経系の損傷によって生じる不随意的運動は随意的運動を介して得られる手がかりを不明瞭にし, 身体姿勢の知覚を困難にする. 例えば麻痺により下肢が不随な緊張と弛緩を繰り返す crouching gait では, 不規則な下肢運動が生じかみ込むような歩行となる [2]. 現在, 特に我々は crouching gait のリハビリテーションを対象とし膝関節姿勢の知覚の支援について検討している.

本研究では, 身体姿勢の知覚の手がかりとなる身体の運動に対して空間的周期性をもつ離散的な刺激(カチカチ刺激)を生成し, フィードバックする装着型デバイスの設計・開発を目的とする. 自動車のダッシュボードのロータリスイッチのカチカチ刺激によって手元を見ることなく所望のチャンネルに合わせられるように, カチカチ刺激は回転運動に一定の尺度を与える. また刺激の時間間隔は数学的微分に相当し, 角速度の手がかりとなる. 本稿では, カチカチ刺激を生成する 4 つのデバイスの試作について報告する.

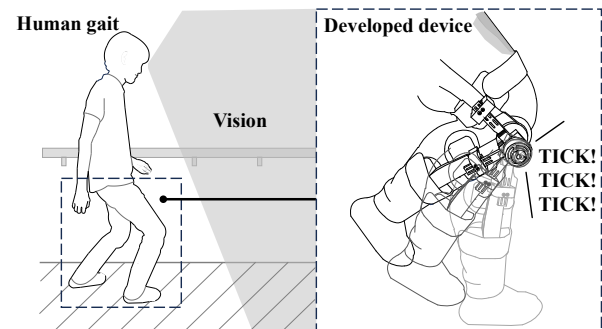


図 1: 身体姿勢を周期的かつ離散的にフィードバックする装着型デバイス

2. 先行研究

麻痺者の歩行やリハビリテーションの支援を目的に, 使用者の歩行の意思を推定してアクチュエータを駆動することで身体の運動を支援する外骨格システムが開発されている. ロボットスーツ HAL は膝・股関節の屈曲と伸展筋群の筋電信号に応じてモータを駆動することで膝・股関節の運動を支援する [3]. Yamada らは小児の crouching gait を対象に, 足底に固定された圧力センサより立脚期を推定し, 電磁ブレーキより膝関節を制動する外骨格システムを開発した [4]. これらの身体の運動という出力の支援に関する研究に対し, 我々は身体運動の結果を感覚刺激によりフィードバックすることで身体姿勢の知覚という入力への支援を目指す.

身体に装着させた触覚刺激子(振動子)より特定の身体部位の運動を教示するシステムが開発されている. Erp らはボートの漕艇動作の教示を目的に, 膝等に装着された振動子より動かすべき身体部位に動かすべきタイミングで振

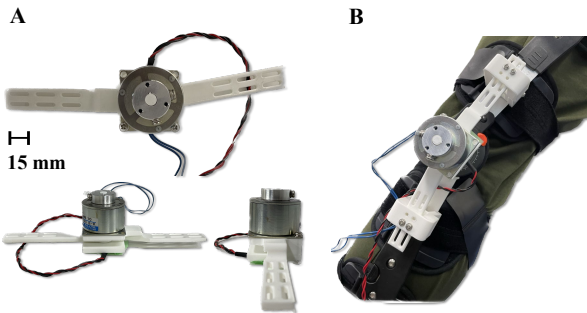


図 2: 1 リンクデバイス: A) 外観図 (電磁ブレーキ型); B) 装着図

動を提示するシステムを開発した [5]. Janet らはバイオリンの演奏動作の教示を目的に、腕や胴体に装着された加速度センサと振動子より所望の姿勢と異なる姿勢となった身体部位に振動を提示するシステムを開発した [6]. これらの刺激に対して従属的に身体を運動させるといった戦略の研究に対し、我々は身体の運動に対して従属的に刺激を提示する戦略を採用する。

運動学習において学習者の主体性が重要であるとして、学習者の運動を阻害することで学習効果が高まることを示した研究がある。嵯峨らは書字を対象に所望の運動方向とは逆方向に力を提示するシステムを開発した [7]. 学習者は提示される力を打ち消すように筆を模した力覚デバイスを操作することで主体的に運動を行う。Lee らは図形の描画を対象に所望の方向と逆方向の力を提示する方法に加え、ランダム方向に力を提示する手法を実装したシステムを開発した [8]. 後者では、学習者は不規則な方向の力に対応するように常に注意を払うため前者より主体的に運動を行う。以上より、外部からの運動の阻害は自己の運動に対して注意を引き、学習効率を高める効果があると考えられる。

これまでに我々は使用者の関節の屈伸運動と反対の方向に力 (反力) を提示し、使用者が反力に逆らって関節が一定角度屈伸すると同じ方向に力 (撃力) を提示するカチカチ刺激を生成するデバイスを開発した [9]. 本デバイスはばねとカムを利用したロータリスイッチのカムスイッチデバイスを模したものである。また、カチカチ刺激を生成する他のデバイスとして、Yasu は異なる磁気パターンを持つ 2 枚の磁性シートを重ね、磁場の干渉による吸着と反発が生じるデバイスを開発した [10]. さらにカチカチ刺激ではないが、Okada らは DC モータの逆起電力を利用した電子ブレーキより運動方向と逆方向に力を提示する手法を開発した [11]. 本研究では、crouching gait のリハビリテーションを対象とした膝関節姿勢の知覚の支援を目指し、以上のデバイスを参考に医師や作業療法士との意見交換を目的としたカチカチ刺激を生成するデバイスの試作について報告する。

3. デバイス試作

本章ではカチカチ刺激を生成するデバイスとして凹凸型、磁石型、電磁ブレーキ型、振動子型の 4 つのデバイス試作

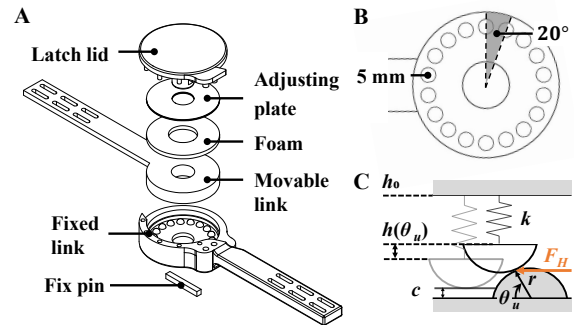


図 3: 凹凸型: A) 構造; B) 可動リンク接続部の平面図; C) モデル

について述べる。うち 3 つ (凹凸、磁石、電磁ブレーキ) は医師および作業療法士との議論を円滑にするために、デバイスの設計要件として: 1) 固定リンク, 可動リンク, およびジョイントの 1 リンクデバイスで構成すること; 2) 市販の医療用器具に実装可能であること (図 2B); 3) 反力・撃力の大きさを調整可能であること, を設定する。リンクデバイスのベースは 3D プリンタにより Touch PLA(UltiMaker) で形成した。

3.1 凹凸型

図 3 に凹凸型デバイスの構造およびモデルを示す。本デバイスを主に可動リンク, 固定リンク, およびスポンジより構成する。図 3B に示す可動リンクの接続部 (ジョイント) の平面図のように、可動および固定リンクは 20 度毎にグリスが塗布された直径 5 mm の半球を有し、回転時に可動リンクが昇降運動する。可動リンクの接続部上部に固定したスポンジはばねとして作用し、可動リンクの昇降位置に応じた力 (弾性力) を発生する。これにより可動リンクが上昇するときは回転方向に対して反力が生じ、下降するときは回転方向に対して撃力が生じることでカチカチ刺激を生成する。また、スポンジ上部には厚さ調整用プレートを挿入することで、スポンジの初期変位を大きくすることで反力および撃力を大きくすることが可能である

図 3C に示す両リンクの半球の接触点に生じる力を考える。ただし、簡単のため可動リンクの回転運動を並進運動と考え、摩擦は考慮しない。各リンクの平面と半球の中心から接触点までの線分がなす角度が θ_u のとき (両リンクの半球が非接触時は 0 とする)、 $F(\theta_u)$ は可動リンクと固定リンクの接触位置 (凸部) に生じる反力の垂直成分と釣り合うため、次式で表される:

$$F(\theta_u) = \begin{cases} 0 & \text{if } \theta_u = 0, \\ \frac{kh(\theta_u)}{\sin \theta_u} & \text{otherwise.} \end{cases} \quad (1)$$

$h(\theta_u)$ は可動リンクの平面と接触点までの距離であり、次式で表される:

$$h(\theta_u) = 2r \sin \theta_u - r - c + h_0 \quad (2)$$

ただし、 c は両リンクの半球が非接触時の両リンク接続部の距離 (部品破損を防ぐためのマージン)、 r は半球の半径、

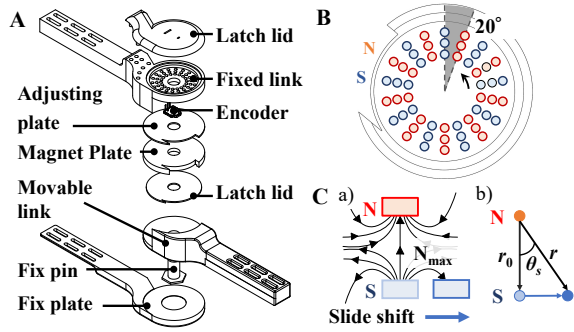


図 4: 磁石型: A) 構造; B) 可動リンク接続部の平面図; C) モデル

h_0 は調整用プレートの厚さである。式 (1), (2) より, 接触部に生じる水平方向の力 F_H は次式で表される:

$$F_H(\theta_u) = k \frac{r(2 \sin \theta_u - 1) - c + h_0}{\tan \theta_u} \quad (3)$$

したがって, 理論的には θ_u が 90 度に近づくにつれ F_H は 0 に近づく。また, スポンジのばね係数 k , 半球の半径 r , 調整プレートの厚さ h_0 を大きくすることで, あるいは両リンクの距離 c を小さくすることで F_H の最大値は増加し, 反力および撃力が大きくなる。

3.2 磁石型

図 4 に磁石型デバイスの構造とモデルを示す。本デバイスを主に磁石を内蔵した可動リンク, 固定リンクより構成する。図 4B に示す可動リンクの接続部の平面図のように, 可動および固定リンクは接続部に 20 度毎に極が交互になるよう並べられた直径 2.5 mm × 厚さ 1.5 mm のネオジウム磁石 (HIQPARTS) を有し, 回転時に磁石の吸着と反発が交互に起きる。これにより可動リンクが上昇するときは回転方向に対して反力が生じ, 下降するときは回転方向に対して撃力が生じることでカチカチ刺激を生成する。また, 磁石間に厚さ調整用プレートを挿入することで, 磁石間距離が大きくなり反力および撃力は小さくなる。

図 4C に示す両リンクの磁石により生じる力を考える。ただし, 凹凸型のモデルと同様に摩擦は考慮しない。磁石の N 極と S 極間には a) に示すような磁力線が発生する。磁石間に働く力 N は, 磁気力のクーロンの法則より真空の透磁率 μ_0 , 磁石の磁気量 m , 磁石間の距離 r を用いて次式で表される:

$$N = \frac{1}{4\pi\mu_0} \cdot \frac{m^2}{r^2} \quad (4)$$

r は磁石の並進運動により変動する。簡略化のため b) に示すように磁石を質点として考えると, 各リンクの平面と磁石同士の距離がなす角度が θ_m のとき (両リンクの磁石同士が吸着時に 0 度とする), r は次式で表される:

$$r(\theta_m) = \frac{r_0 + h_0}{\cos \theta_m} \quad (5)$$

ただし, r_0 は両リンク接続部の距離 (磁石同士の衝突を防ぐためのマージン), h_0 は調整用プレートの厚さである。式

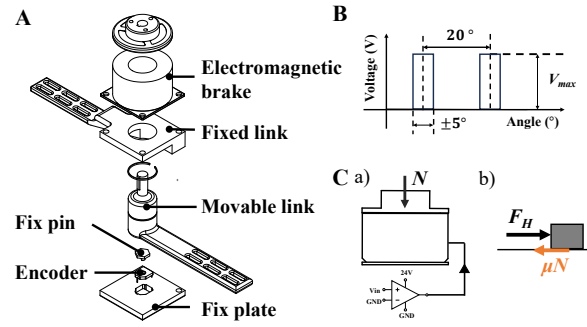


図 5: 電磁ブレーキ型: A) 構造; B) 角度と電圧の関係; C) モデル

(4), (5) より, 接触部に生じる水平方向の力 $F_H(\theta_m)$ は比例係数を c_0 とすると次式で表される:

$$F_H(\theta_m) = \frac{m^2 c_0}{4\pi\mu_0} \cdot \left(\frac{\cos \theta_m}{r_0 + h_0} \right)^2 \quad (6)$$

したがって, 理論的には θ_m が 90 度に近づくにつれ F_H は 0 に近づく。また, 両リンク接続部の距離 r_0 , 調整プレートの厚さ h_0 が小さくなると, F_H の最大値は増加し反発力および吸着力は大きくなる。

3.3 電磁ブレーキ型

図 5 に電磁ブレーキ型デバイスの構造とモデルを示す。本デバイスを可動リンク, 固定リンク, 電磁ブレーキ (小倉ブレーキ, AMB10, 定格電圧 24 V), エンコーダ (BOURNS, 3382H-1-103) および制御回路より構成する。可動および固定リンクの接続部はそれぞれ電磁ブレーキのアーマチュアハブとブレーキステータにネジ固定する。エンコーダは可動リンクと固定リンクに機械的に接続する。制御回路では, マイクロコントローラ (Espressif Systems, ESP32-DevKitC) がエンコーダの出力を内蔵のアナログ・デジタル・コンバータより計測し, 接続部の角度 θ を算出する。このときマイクロコントローラが内蔵のデジタル・アナログ・コンバータよりオペアンプ (Texas Instruments, OPA548F/500G3) を介して増幅して出力する電圧 V を次式に示す:

$$V = \begin{cases} V_{max} & \text{if } 0 < (\theta \bmod 20) < 10 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (7)$$

ただし V_{max} は最大電圧 (本稿では 24 V) で, θ と $20n$ ($n \in \mathbb{Z}$) のずれが ± 5 度以下の場合 V_{max} が電磁ブレーキに出力される。

図 5C に示す電磁ブレーキにより生じる力を考える。磁気ブレーキに電圧を印加するとアーマチュアとステータ間には, a) に示すような吸着力 N が発生する。 N は磁束密度 B , 接触面積 S , 真空の透磁率 μ_0 より次式で表される:

$$N = \frac{B^2 S}{2\mu_0} \quad (8)$$

さらに, B は電気抵抗 R のステータ内部のコイルに流れる電流に比例するため比例定数 C より次式で表される:

$$B = \frac{CV}{R} \quad (9)$$

ここで水平方向の力 F_H は N とアーマチュアとステータ間の摩擦係数 μ より求まる。簡略化のため b) に示すように摩擦を伴う物体の並進運動として考えると、式 (7),(8),(9) より F_H は次式で表される：

$$F_H = \frac{\mu CS}{2\mu_0 R^2} V^2 \quad (10)$$

したがって、理論的には出力電圧 V が V_{max} に近づくにつれ F_H は電圧の 2 乗に比例しながら増加する。また、アーマチュアとステータ間の摩擦係数 μ 、最大電圧 V_{max} が大きくなると、 F_H の最大値は増加し摩擦力が大きくなる。

3.4 振動子型

振動型デバイスを加速度センサ、振動子、および制御回路より構成し、身体の節に装着する。加速度センサにより地面に対する節の角度を計測し、節が一定の角度になる毎に振動子を駆動する。装着法に加えて、他の 3 つのデバイスと異なり反力と撃力を生成しないが、節の姿勢を周期的かつ離散的にフィードバックする。

4. おわりに

本稿では、身体姿勢の知覚の支援を目的に、身体の運動に対して時空間的周期性をもつ離散的な刺激を生成するデバイスの試作について報告した。運動方向に対して反力と撃力から構成される刺激を生成する受動的デバイス(凹凸、磁石)および能動的素子を用いたデバイス(電磁ブレーキ、振動子)を実装した。今後はデバイスの性能評価とリハビリテーション現場での実地検証に向けた予備検討を行う。

参考文献

- [1] J R Lishman and D N Lee. The autonomy of visual kinaesthesia. *Perception*, 1973.
- [2] K Himmelman, E Beckung, G Hagberg, and P Uvebrant. Gross and fine motor function and accompanying impairments in cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, Vol. 48, No. 6, p. 417–423, 2006.
- [3] 武富卓三, 山海嘉之. ロボットスーツ hal による脳性麻痺患者の歩行支援に関する研究. *生体医工学*, Vol. 50, No. 1, pp. 105–110, 2012.
- [4] Takumi Yamada, Hideki Kadone, Yukiyo Shimizu, and Kenji Suzuki. An exoskeleton brake unit for children with crouch gait supporting the knee joint during stance. In *2018 International Symposium on Micro-NanoMechatronics and Human Science (MHS)*, pp. 1–7, 2018.
- [5] Jan BF Van Erp, Ian Saturday, and Chris Jansen. Application of tactile displays in sports: where to, how and when to move. In *Proc. Eurohaptics*, pp. 105–109. Citeseer, 2006.
- [6] Janet van der Linden, Rose Johnson, Jon Bird, Yvonne Rogers, and Erwin Schoonderwaldt. Buzzing to play: Lessons learned from an in the wild study of real-time vibrotactile feedback. In *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, CHI '11, p. 533–542, New York, NY, USA, 2011. Association for Computing Machinery.
- [7] 嵯峨智, 川上直樹, 館障. 力覚の主体性を活用した教示手法に関する研究(「複合現実感 3」特集). *日本バーチャルリアリティ学会論文誌*, Vol. 10, No. 3, pp. 363–369, 2005.
- [8] Jaebong Lee and Seungmoon Choi. Effects of haptic guidance and disturbance on motor learning: Potential advantage of haptic disturbance. In *Proceedings of the 2010 IEEE Haptics Symposium*, HAPTIC '10, p. 335–342, USA, 2010. IEEE Computer Society.
- [9] Yosuke Kurihara, Yuki Kuniyasu, Taku Hachisu, Michi Sato, Shogo Fukushima, and Hiroyuki Kajimoto. Augmentation of kinesthetic sensation by adding "rotary switch feeling" feedback. In *Proceedings of the 3rd Augmented Human International Conference*, AH '12, New York, NY, USA, 2012. Association for Computing Machinery.
- [10] Kentaro Yasu. Magnetact: Magnetic-sheet-based haptic interfaces for touch devices. In *Proceedings of the 2019 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, CHI '19, p. 1–8, New York, NY, USA, 2019. Association for Computing Machinery.
- [11] Takumu Okada, Shogo Okamoto, and Yoji Yamada. Impulsive resistance force generated using pulsive damping brake of dc motor. In *2016 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*, pp. 002359–002363, 2016.