２０２６年１０月３１日

＜研究課題＞ウェアラブル・コントロール・モーメント・ジャイロを用いたライトタッチ効果に基づく歩行安定性効果の検証

代表研究者　東京大学大学院工学系研究科　特任教授　亀﨑 允啓
共同研究者　九州大学大学院工学研究院　准教授　中島 康貴
早稲田大学理工学術院　教授　菅野 重樹

【抄録】
高齢者の健康維持・増進において歩行は重要であり、日常生活における歩行を支援するデバイスが求められている。しかし、従来の支援デバイスにはサイズや重量の課題があり、力覚提示の方向や強度が歩行中の姿勢制御に与える影響も十分に検証されていない。本研究では、高齢者の歩行安定化を目指し、小型・軽量な二軸ウェアラブル力覚提示デバイスを開発し、若年健常者 4 名による歩行実験を通じて、その有効性を探索的に評価した。通常歩行では体幹姿勢揺動の減少傾向が観察され、トルク提示方向の制御が姿勢安定化に寄与する可能性が示唆された。

１．研究の目的

１−１．研究背景

高齢者の健康維持・増進において、歩行は日常生活に取り入れやすい身体活動の一つであり、身体機能の維持や健康リスクの低減に寄与することが示されている[1]。しかし、加齢に伴う筋力や感覚機能の低下により、歩行の安定性が失われ転倒リスクが増加することから、日常生活における歩行を支援するデバイスが求められる。歩行や姿勢の安定化を支援するウェアラブルデバイスの研究として、Lemus らは、ジャイロ効果を利用して体幹に制御モーメントを加えるウェアラブル装置 GyBAR を開発した[2]。健常者および慢性期脳卒中者を対象とした実験により、体幹への力学的モーメントの付与が立位および歩行時のバランス補助に有効である可能性を報告している。一方、当該試験機は最大モーメント 53 Nm、総重量 16 kg であり、大きな補助モーメントを用いる力学的支援装置では、日常生活を妨げる可能性がある。そのため、歩行時の姿勢制御を支援しつつ、装着者への負担を軽減できる小型・軽量なウェアラブルデバイスが求められる。

１−２．従来研究

身体への大きな補助力に依存せず、感覚情報を利用して姿勢制御を支援する方法に関連する現象として、「ライトタッチ効果」が知られている。安定した外部物体に指先などで軽く接触することで、身体を力学的に支持するには不十分な微小接触力（1 N 未満）であっても姿勢揺動が減少する現象である。従来の多くの研究では、指先を連続的に外部接触させて利用していたことから、歩行タスクにはそのまま適用できない[3]。外部接触なしに微小な力覚情報を提示し、体性感覚情報として姿勢制御に寄与できれば、ウェアラブルな歩行支援が可能になる。このような研究として、Afzal らは、4 個のリアクションホイール（RW）を用いて背部に力覚を提示する 4.2 kg のウェアラブル装置を開発した[4]。健常若年者を対象とした立位課題において、左右方向の体幹傾斜角・加速度の二乗平均平方根（RMS）が有意に減少することを報告している。Eizad らは、2 個の RW を用いて背部に左右方向の運動感覚的手掛かりを提示する 2.7 kg のウェアラブル装置を開発し、方向性のある手掛かりの提示が可能であること、立位バランスの維持に役立つことを報告した[5]。



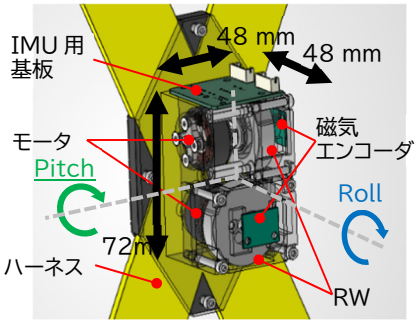
図1　デバイス装着時の様子

１−３．研究目的

ウェアラブルデバイスによる姿勢安定化に関する研究が行われているが、以下の点については十分に検討されていない。

- 日常装着を想定したさらなる小型・軽量
- 左右以外を含む多軸方向への力覚提示
- 立位だけでなく歩行中における有効性
- 力覚提示の方向あるいは強度が姿勢安定化に与える影響の検証

本研究では、高齢者の歩行安定化を目指し、小型・軽量な二軸ウェアラブル力覚提示デバイ



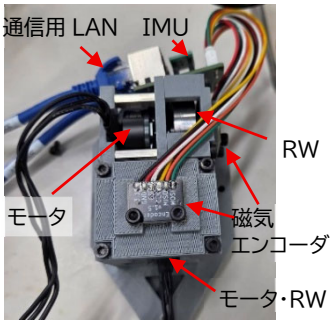
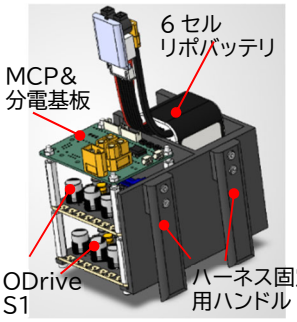


図2 トルク提示ユニットの全体像



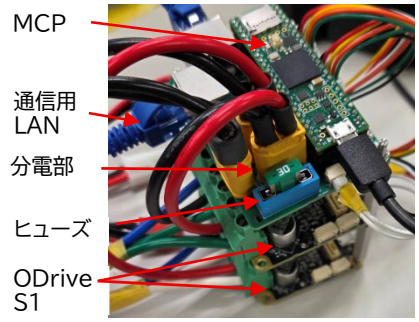


図3 制御ユニットの全体像

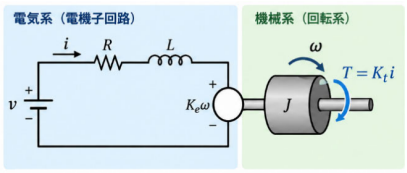


図４ RW システムのモデル化

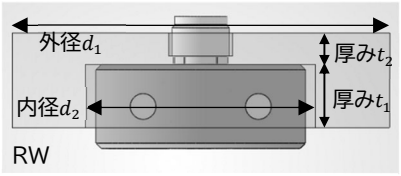


図５ ホイールの設計パラメータ

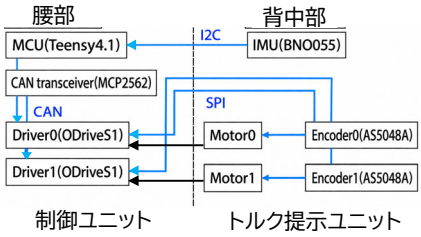


図６ 回路構成

ス(図１)を開発する。若年健常者を対象とした歩行実験を実施し、歩行中の姿勢制御に対する力覚提示の有効性を探索的に検証する。

２．研究方法と経過

２−１．デバイスの構成

本研究で開発したウェアラブル力覚提示デバイスを図２、３に示す。本デバイスは、体幹にトルクを提示するトルク提示ユニットと、電源および制御系を搭載する制御ユニットから構成される自立型システムである。トルク提示ユニットには、Roll および Pitch 方向にそれぞれトルクを発生させる RW 機構を 1 基ずつ配置した。IMU(BNO055)により体幹姿勢角を、エンコーダ(AS5048A9)によりモータの回転角度を計測する。IMU で計測した体幹姿勢角に応じて各 RW を加減速させ、その反作用トルクにより、装着者の体幹に力覚を提示する。制御ユニットには、モータドライバ(ODrive S1)、制御用マイコン(Teensy 4.1)、リチウムポリマーバッテリ(Tattu R-Line Version 5.0 1480mAh 6S 150C 22.2V)などの電気系統を配置した。トルク提示ユニットは、約 50×50×70 mm、0.546 kg であり、制御ユニットは約 110×70×70 mm、0.754 kg、装置全体の重量は約 1.3 kg である。

２−２．RW 機構の設計

RW 機構はホイールの回転速度に上限があるため、同一方向のトルクを永続的に発生させることはできず、トルク提示後にホイールを減速させる必要がある。そのため、装置の小型・軽量化に加え、提示可能なトルクの強度と、加速・減速を含むトルク提示周期を考慮した設計が必要である。小型・軽量化のため、装着者がその方向を知覚できる最小値を提示トルクとし、予備実験から 0.2 Nm と設定した。これらの設計要件を踏まえ、モータの角速度応答およびホイールの慣性モーメントをモデル化し、ホイールの形状から慣性モーメントを算出し、モータおよびホイールの仕様を決定した(図４)。

(1) モータ角速度とホイール設計：vを入力電圧、Rを巻線抵抗、Lをコイルインダクタンス、iを電流、K_eを逆起電力定数、K_tをトルク定数、Jを慣性モーメント、ωを角速度とすれば、以下の回路方程式および運動方程式が成り立つ。

$$v = iR + L\frac{di}{dt} + K_e\omega \tag{1}$$

$$J\frac{d\omega}{dt} = K_t i \tag{2}$$

モータの制御には PI 補償器を適用し、それぞれのゲインをK_p, K_iとする。臨界振動する制御を考えると、固有角振動数をω_nとして、以下の理想的なゲインが計算される。

$$K_p = 2L\omega_n - R \quad K_i = L\omega_n^2 - \frac{K_t K_e}{J} \tag{3}$$

系の境界条件は、時刻$t = 0$におけるモータの電流値・角速度をともに 0 とし、$t = 0$において電流目標値 I_{trgt}がステップ入力されるとすると、モータの角速度は次式で計算できる。

$$\omega = A + Bt + Ce^{-\omega_n t} + Dte^{-\omega_n t} \tag{4}$$

AからDの係数は誌面の都合上割愛する。提示トルクの強度をT_{trgt}、提示時間をt_{keep}とすれば、$K_t I_{trgt} = T_{trgt}$となるI_{trgt}に対し、モータの最高回転数ω_{max}は、$\omega_{max} > \omega(t_{keep})$を満たす必要がある。$T_{trgt}$が出力できるような小型軽量モータを選定した後、これを満たすように RW の慣性モーメントJを決定する。ホイールの慣

性モーメントは、大きい方がモータの最高回転数に到達するまでの時間が長くなるため、トルクの提示時間が長くなる一方、高齢者の歩行支援デバイスである以上小型・軽量な設計が理想である。それに加えて他の機械部品との空間的な制約を鑑みてホイール形状をデザインした。ホイールの密度をρ、外径をd_1、内径をd_2、二カ所ある厚みをそれぞれt_1, t_2としてホイールの慣性モーメントを計算した(図 5)。以上より、モータには小型・高出力のブラシレスモータ(T-Hobby F60Pro V 2207.5)、モータドライバには ODrive S1 を採用した。ホイールは鉄製とし、外径 36 mm、厚さ 9 mm とした。

(2) 装着箇所とトルク提示周期：歩行を妨げにくく、ライトタッチ効果の発生が報告[8]されていている背中正中線上の T3-T5 に装着した。弾性の高いハーネスで身体に密着させ、重量の大きい電源・制御系は腰部に配置した(図６)。本研究では応答性を高めるため、駆動系の性能限界である提示周期を 0.2 s とした。

2-3. 姿勢計測と力覚提示制御

歩行を含む日常生活動作の認識に 50 Hz 程度で十分であるとの報告[6][7]を参考に、本デバイスでは、IMU による体幹の Roll・Pitch 角を 50 Hz で計測する。利用者の体格や装着位置による初期角度の差を補正するため、歩行開始後 2 s 間の計測角度の平均値を各軸の基準角とし、以降の計測角度との差分を姿勢偏差とした。各軸の姿勢偏差に応じて、対応する RW の提示トルクの方向・強度を制御する。提示方向は姿勢偏差と逆方向とし、偏差の大きさに応じてトルクを変化させる。RW の減速中は所望のトルクを提示できないため、揺動が小さいうちは、RW を駆動させない不感帯を設けた。これにより、姿勢安定領域での不要な力覚提示を抑えた。予備実験の結果、若年健常者の通常歩行時の体幹揺動角の RMS は 2°前後、体幹揺動の最大値は 5°であったため、デバイスの出力閾値を 2°、最大出力トルクに達する揺動角を 5°とした。

2-4. 実験内容・条件

開発したデバイスによる力覚提示の有効性を検証するため、若年健常者 4 名(表１)を対象とした歩行実験を実施した。

(1) 歩行条件：若年健常者では姿勢動揺が小さいため、通常歩行に加え、姿勢制御の難易度を高める条件としてタンデム歩行と視覚制限歩行を設定した。タンデム歩行では一方の踵を他方のつま先に接するように一直線上を歩く。被験者の重心が不安定になることによる姿勢揺動の増加を期待して設定した。片目閉眼条件は、視界狭窄用のゴーグルを用いて、利き目を遮り、非利き目を狭窄させた状態での歩行である。一方の目を遮ることで距離感覚を低減し、体性感覚の利用を促進させる目的で設定した。

表１ 被験者情報

被験者	身長 cm	体重 kg	性別	年齢	利き目
A	168	62	男性	21	右
B	166	67	男性	25	右
C	182	55	男性	23	右
D	160	54	男性	28	右

表２ 実験条件

実験	条件	大きさ変化	方向変化
1	対照(出力無し)	×	×
2	提案手法	○	○
3	アブレーション	×	○
4	アブレーション	○	×

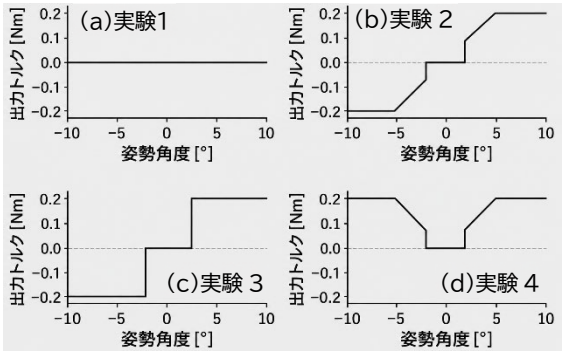


図７ 各実験における姿勢角度と出力トルク

表３ 実験事後アンケート内容

番号	内容	回答指標
Q1	デバイス装着による立位時や歩行時の負担は？	1(全く負担でない)～10(非常に負担である)
Q2	デバイスの発生するトルクはどの程度感じましたか？	1(全く感じない)～10(よく感じる)
Q3	実験 2-4 にて、デバイスによって姿勢変化は感じた？	1(全く感じない)～10(非常に感じる)
Q4	デバイスの駆動によって姿勢が良くなったと思いますか.	1(大変悪くなった)～10(非常に良くなった)
Q5	感想、ご意見ありましたらお書きください.	自由記述形式

(2) 力覚提示条件：トルクの方向・強度の影響を評価するため、以下の 4 条件を設定した(表２)。実験 1 では、提示せず歩行中の体幹動揺を計測する。実験 2 では、開発したシステムに基づいてトルクを提示し、トルク提示が歩行時の体幹動揺および歩行周期に及ぼす影響を評価する。実験 3 では、姿勢角に応じたトルク強度制御の有効性を検証するため、roll・pitch 軸に対して、姿勢変化を抑制する方向に一定のトルクを提示した。実験 4 では、方向提示の有効性検証のため、roll・pitch 姿勢角の二乗平均が閾値を超えた際に、一定方向のトルクを提示した。姿勢角度に応じた実験ごとの出力トルクを図７に示す。各被験者はデバイスを装着し、3 種類の歩行条件と 4 種類の力覚提示条件を組み合わせた計 12 条件で歩行した。各試行は 32 s とし、最初の 2 s で基準姿勢角を取得した後、30 s 間の計測データを評価に用いた。

(3) 評価指標：Roll および Pitch 方向の RMS を計算し、全体的な姿勢揺動の大きさの指標として用いる。RMS はオフセット角を差し引いて計算する。さらに、全体のサンプル数に対する

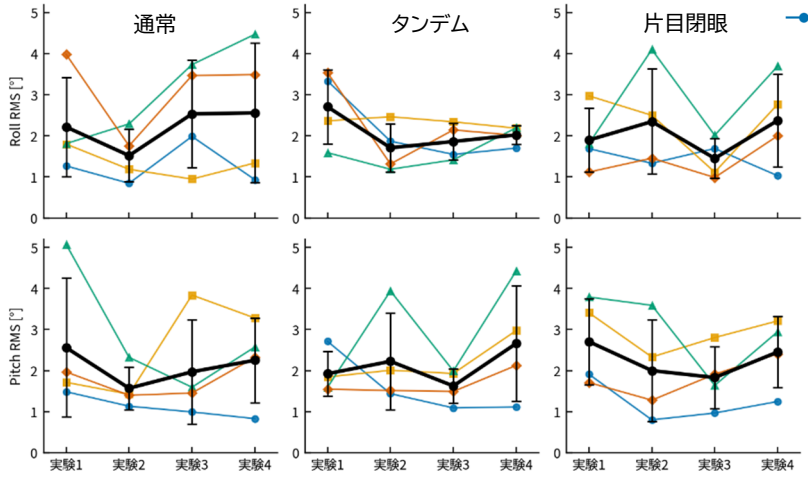


図8 各歩行条件における体幹姿勢角 RMS の比較

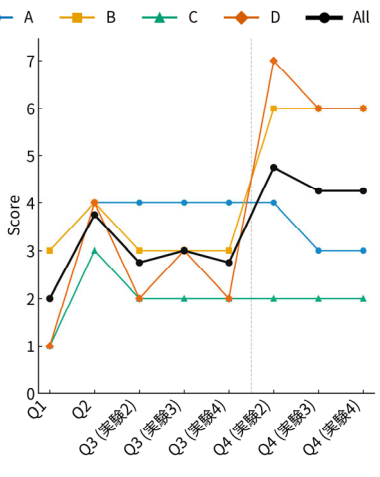


図9 アンケート結果

どちらかの角度の絶対値が 5°を超えるサンプル数の割合を 5°超過時間率$R_{5\%}$と定義し、過剰な姿勢の崩れの指標として用いる。また、被験者に表 3 に示すアンケートを実施した。

3．研究の成果

3－1．実験ごとの結果比較

（1）RMS・$R_{5\%}$：各歩行条件における、Roll・Pitch 方向の RMS を図 8 に示す。RMS は、Roll・Pitch ともに、通常歩行で実験 2 が最小であった(Roll:2.22→1.52°、Pitch:2.56→1.57°)。$R_{5\%}$は、通常歩行で実験 1 の 19.3%から実験 2 で 0.9%に低下し、実験 3(13.4%)、実験 4(16.2%)の低下度合いは小さかった。タンデム歩行と片目閉眼歩行の RMS は、実験 3 が最も低く、実験 4 は実験 1 より高かった。全歩行条件の平均では、実験 2・3 は実験 1 より RMS、$R_{5\%}$がいずれも低く、実験 4 は実験 1 と同程度であった。被験者間のばらつきは大きいことも分かった。提案手法(実験 2)と出力なし(実験 1)の比較では、左右・前後方向の体幹揺動を示す Roll RMS、Pitch RMS がそれぞれ 0.81 倍、0.79 倍となり、$R_{5\%}$も全歩行条件の平均で 5.5 ポイント減少した。トルク強度を一定とした実験 3 でも、実験 1 に対して Roll RMS が 0.85 倍、Pitch RMS が 0.76 倍、5° 超過時間率 4.8 ポイント減少し、実験 2 と同程度の傾向を示した。一方、トルク方向を固定した実験 4 では、実験 1 に対して Roll RMS が 0.99 倍、Pitch RMS が 1.01 倍、$R_{5\%}$が 1.1 ポイント増加し、姿勢揺動の減少傾向は認められなかった。

（2）アンケート結果：結果を図 9 に示す。Q1 では、被験者全員が 3 以下を回答しており、被験者はデバイスを歩行の負担に感じない傾向があった。一方で、Q2 と Q3 ではいずれの被験者も 4 以下の回答であり、提示トルクやそれに伴う姿勢変化は感じられにくいとの結果であった。自由記述形式では、デバイス駆動時に姿勢の揺動を自覚するので、意識的に姿勢を正した、実験 3 は実験 2 と比べて僅かな揺動で強く作動し煩わしいという意見があった。

4．今後の課題

実験の標本数を増やし、実験条件や歩行条件と姿勢補助性能の関係をより厳密に検証し、トルクの最適な大きさや制御アルゴリズムの影響等、他のパラメータについても実験し、より歩行補助機能の高いデバイス開発を目指す。

5．研究成果の公表方法

論文投稿・学会発表を積極的に行っていく。

参考文献

[1] 厚生労働省, 『健康づくりのための身体活動・運動ガイド2023』, 2023.
[2] D. Lemus, et al., “Controller synthesis and clinical exploration of wearable gyroscopic actuators to support human balance,” Scientific Reports, 10, 10412, 2020.
[3] J. J. Jeka, et al., “The role of haptic cues from rough and slippery surfaces in human postural control,” Exp. Brain Res., 103(2), 1995.
[4] M. R. Afzal, et al., “Evaluating the effects of kinesthetic biofeedback delivered using reaction wheels on standing balance,” J. Healthc. Eng., 2018.
[5] A. Eizad, et al., “A wearable reaction wheel based kinesthetic biofeedback device for delivery of balance cues,” Proc. Int. Conf. Control Autom. Syst., 173-178, 2019.
[6] R. Khusainov, et al. “Real-time human ambulation, activity, and physiological monitoring: taxonomy of issues, techniques, applications, challenges and limitations,” Sensors, 13(10), 2013.
[7] W. Liang, et al., “Extended application of inertial measurement units in biomechanics: from activity recognition to force estimation,” Sensors, 23(9), 4229, 2023.
[8] A. K. Saini, et al. “Trunk velocity-dependent Light Touch reduces postural sway during standing,” PLOS ONE, 14(11), e0224943, 2019.

以上

Investigation of Gait Stability Effects Based on Light-Touch Effect Using a Wearable Control Moment Gyroscope

Primary Researcher: Mitsuhiro Kamezaki
Project Professor, Graduate School of Engineering,
The University of Tokyo

Co-researchers: Yasutaka Nakashima
Associate Professor, Faculty of Engineering, Kyushu University
Shigeki Sugano
Professor, Faculty of Science and Engineering,
Waseda University

Walking plays an important role in maintaining and improving the health of older adults, creating a need for devices that support walking in daily life. However, conventional assistive devices face challenges related to their size and weight, and the effects of the direction and magnitude of haptic feedback on postural control during walking have not been sufficiently investigated. In this study, we developed a compact and lightweight two-axis wearable haptic feedback device aimed at improving walking stability in older adults and conducted an exploratory evaluation of its effectiveness through walking experiments involving four healthy young adults. The results showed a tendency toward reduced trunk sway during normal walking, suggesting that controlling the direction of the applied torque may contribute to improved postural stability.