

立位のバランスモデルに基づく支持面揺動時の足関節応答の左右非対称性の評価

Evaluation of Ankle-Response Asymmetry for Support Surface Sway Based on a Standing Balance Model

知能機械工学コース

動的デザイン研究室 小山 泰輝

1. 緒言

身体動作の左右非対称性の定量化は重要である。従来、立位バランス時の左右の足関節トルクの大きさに基づく評価が提案されてきたが⁽¹⁾、トルクの大きさに依存し、重心 (COM) 動作に対する左右の足関節応答の大きさや信頼性を十分に評価できない。また、応答の大きさを正規化できず、各足の戦略が明確でなかった。先行研究では COM 制御を対象としたバランスモデルの同定法を提案しているが⁽²⁾、左右の足関節応答を区別しておらず、非対称性評価には至っていない。

本研究の目的は、支持面水平揺動に対する足関節応答の左右非対称性を定量的に評価することである。被験者の応答は左右独立のフォースセンサおよび頭部の慣性センサ (IMU) で計測し、荷重差を是正できる条件下で実験を実施した。先行研究のバランスモデルの同定法⁽²⁾を拡張し、左右独立の比例ゲインと微分ゲインによる応答の大きさと COM 変位と左右足関節トルクのコヒーレンスで応答の信頼性を定量化した。定量化した指標の再現性と妥当性は検証実験で評価した。

2. 周波数応答実験

本研究では 2 種類の実験を行い、第 1 実験では左右非対称性指標の再現性・妥当性評価のため健常者 25 名が、第 2 実験では左右非対称性評価のため健常者 4 名が参加した。両実験共通で、台車上で直立姿勢を保持させ、揺動中の左右の荷重差を取り除くため、前方モニタに荷重差を表示し、青点を中央に保つよう指示した (図 1)。

被験者への外部刺激には 4 輪の電動台車を用い、応答として左右独立の 6 軸力覚センサ (SFS100F102M500G6, レプトリノ) により足裏の 3 軸床反力および床反力モーメントを、後頭部の IMU (ADIS16465, Analog Devices) により加速度を計測した。また、台車の変位および加速度は、モータ直結のロータリエンコーダ (ENC 16, Maxon) および加速度センサ (ADXL355, Analog Devices) により計測した。

外部摂動として与える印加周波数は実験によって異なる。第 1 実験は 0.05 Hz~1.5 Hz まで 0.05 Hz 刻み 30 個、第 2 実験は 0.05 Hz~0.7 Hz まで 0.05 Hz 刻み 14 個であり、時系列最大加速度は、第 1 実験では 0.15 m/s²、第 2 実験では 0.10 m/s²となるよう次式でマルチコサイン波を生成した。

$$\ddot{X}_s = A \sum_{k=1}^N \cos(\Omega_k t + \phi_k) \quad (1)$$

ここに、 N は印加周波数の数、 \ddot{X}_s は支持面加速度、 A は加速度振幅を示す。 Ω は角振動数、 f は周波数、 k はその番号を示し、 $\Omega_k = 2\pi f_k$ ($f_1 = 0.05$ Hz, ..., $f_{30} = 1.50$ Hz) である。被験者には 65 秒間を 1 セットとした予測不能な揺動を与え、第 1 実験では標準条件 2 セットおよび右足首固定条件 1 セットを実施し、再現性は級内相関係数 (ICC(1,1))、妥当性は t 検定 ($p < 0.05$) で評価した。第 2 実験は 65 秒間を 3 回実施した。

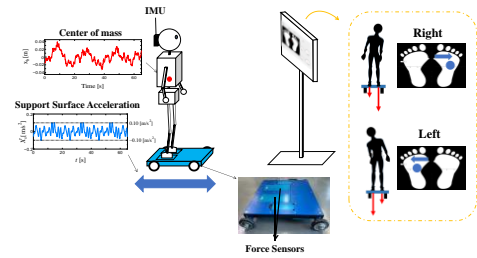


Fig.1 Schematic diagram of frequency response experiment.

3. 左右の非対称性の評価

3.1 バランスモデルを介した非対称性評価

本研究では、先行研究のバランスモデル⁽²⁾を基礎として用いた。先行研究のモデルは左右の足関節応答を区別しておらず、左右差の評価ができない。一方、左右独立にモデル化すると未知パラメータが増加し冗長となる。そこで本研究では、2 段階の同定法を採用した。まず先行研究の同定法によりモデルを同定し、次に足関節応答を左右独立で定義し、先行研究の同定結果と一致するようモデルを同定した。本モデルは機構モデルとバランス制御則で構成される。機構モデルは 1 リンクモデル、バランス制御則は足関節トルクの発揮を状態遅延フィードバック系で、COM 平衡位置の移動を一次遅れ系で表現した。これらを組み合わせ、入力を支持面加速度、出力を COM 変位とする伝達関数モデルが次式で得られる。

$$G(s) = \frac{-m_b l_b T_v s^2 - m_b l_b s - \gamma_v k_p e^{-T_d s}}{s(T_v s + 1) \left\{ \left(\frac{J_b + m_b l_b}{l_b} \right) s^2 + (k_d s + k_p) e^{-T_d s} - m_b g \right\}} \quad (2)$$

ここに、 m_b は身体質量、 J_b は慣性モーメント、 l_b は身体 COM までの高さを示す。状態遅延フィードバックシステムのパラメータとして、 k_p は比例ゲイン、 k_d は微分ゲイン、 t_d は遅延時間を示し、一時遅れ系システムのパラメータとして、 T_v は時定数、 γ_v はそのゲインを示す。未知パラメータ $k_p, k_d, t_d, T_v, \gamma_v$ は、最小二乗法で同定した。

左右の足関節トルク N_{aL}, N_{aR} が独立で発揮される状態遅延フィードバック系を定義し、入力を支持面加速度と COM 変位、出力を左右足関節トルクとすると次式が得られる。

$$\begin{aligned} \hat{N}_{a,L}(\Omega_k) &= -(i\Omega_k k_{d,L} + k_{p,L}) e^{-i\Omega_k T_d} \hat{x}_b(\Omega_k) \\ &\quad + \frac{\gamma_v k_{p,L} e^{-i\Omega_k T_d}}{\Omega_k (\Omega_k T_v - i)} \hat{A}_s(\Omega_k) \\ \hat{N}_{a,R}(\Omega_k) &= -(i\Omega_k k_{d,R} + k_{p,R}) e^{-i\Omega_k T_d} \hat{x}_b(\Omega_k) \\ &\quad + \frac{\gamma_v k_{p,R} e^{-i\Omega_k T_d}}{\Omega_k (\Omega_k T_v - i)} \hat{A}_s(\Omega_k) \end{aligned} \quad (3)$$

ここに、 $k_{p,L}, k_{p,R}$ は比例ゲイン、 $k_{d,L}, k_{d,R}$ は微分ゲインを示す。 $\tilde{N}_{aL}, \tilde{N}_{aR}$ は左右の足関節トルク、 \hat{A}_s は支持面加速度、 \hat{x}_b はCOM変位それぞれのフーリエ係数を示す。式(3)に対し、式(2)の同定パラメータを代入し、未知パラメータ $k_{p,L}, k_{p,R}, k_{d,L}, k_{d,R}$ を最小二乗法で同定した。これらの同定値を正規化するために、先行研究の遅延時間に応じた最適フィードバックゲイン(\hat{k}_p, \hat{k}_d)を導出⁽³⁾し、次式で非対称性の評価指標を得た。

$$R_{kp,L} = \frac{k_{p,L}}{\hat{k}_p / 2}, R_{kp,R} = \frac{k_{p,R}}{\hat{k}_p / 2}, R_{kd,L} = \frac{k_{d,L}}{\hat{k}_d / 2}, R_{kd,R} = \frac{k_{d,R}}{\hat{k}_d / 2} \quad (4)$$

ここに、 $R_{kp,L}, R_{kp,R}$ は正規化された比例ゲイン、 $R_{kd,L}, R_{kd,R}$ は正規化された微分ゲインを示す。本指標は1を基準にゲインの過大・過小の評価を行う。

3.2 コヒーレンスを用いた非対称性評価

本研究では、COM変位と左右の足関節トルクとの間のコヒーレンスを算出して、左右の応答の信頼性の左右差を評価した。COM変位の推定は、2リンクモデルの推定法⁽⁴⁾を採用した。印加周波数それぞれのコヒーレンスを次式で算出した。

$$C_{xb,NaL} = \frac{E[\tilde{x}_b(f_k) \cdot \tilde{N}_{aL}^*(f_k)]}{E[\tilde{x}_b(f_k) \cdot \tilde{x}_b^*(f_k)] \cdot E[\tilde{N}_{aL}(f_k) \cdot \tilde{N}_{aL}^*(f_k)]} \quad (5)$$

$$C_{xb,NaR} = \frac{E[\tilde{x}_b(f_k) \cdot \tilde{N}_{aR}^*(f_k)]}{E[\tilde{x}_b(f_k) \cdot \tilde{x}_b^*(f_k)] \cdot E[\tilde{N}_{aR}(f_k) \cdot \tilde{N}_{aR}^*(f_k)]} \quad (6)$$

ここに、 $C_{xb,NaL}, C_{xb,NaR}$ はCOM変位と左右の足関節トルクのコヒーレンス、 $\tilde{x}_b \cdot \tilde{N}_{aL}^*, \tilde{x}_b \cdot \tilde{N}_{aR}^*$ はCOM変位と左右の足関節トルクのコレスペクトル、 $\tilde{x}_b \cdot \tilde{x}_b^*, \tilde{N}_{aL} \cdot \tilde{N}_{aL}^*, \tilde{N}_{aR} \cdot \tilde{N}_{aR}^*$ はCOM変位および左右の足関節トルクのパワースペクトルを示す。コヒーレンスは0~1の値を取り、1に近いほど応答の信頼性が高いことを示す。

4. 結果

各ゲインの再現性の結果を図2に示す。結果より、各ゲインでICC(1,1)が0.7以上の高い値を示した。ICC(1,1)は一般的に0.7以上で良好な再現性を示す基準である。そのため本評価指標は、十分な再現性を有することが示された。図3に、右足首固定条件と標準条件を比較した各ゲインの結果を示す。結果より固定した右足の各ゲインは、有意な減少が示された($p < 0.001$)。一方、左足は各ゲインで有意な増加が示された($p \leq 0.001$)。この結果は、右足の機能制限に対し、左足がその応答を代償する戦略を取ることが示された。以上より、定性的な変化を定量的に評価できることが示された。

図4(a)に、コヒーレンスにより左右差を評価した代表被験者1名の結果を示す。本被験者では、印加周波数の大半において、COM変位に対する右足の応答の信頼性が高かった。当該被験者における各ゲインの評価結果を図4(b), (c)に示す。その結果、比例ゲインは右足、微分ゲインは左足で大きい値を示した。特に、微分ゲインはコヒーレンスによる左右差とは異なる傾向を示した。以上より、各ゲインとコヒーレンスは異なる側面を評価する指標であり、両者を併用することで左右差の特性をより明確に定量化できることが示唆された。

5. 結言

本研究では、立位バランス制御におけるCOM動作に対する足関節応答の左右非対称性を、比例ゲイン、微分ゲインおよびコヒーレンスを用いて評価した。その結果、各ゲインによる評価は高い再現性および妥当性を有することが示された。また、左右差をコヒーレンスにより定量化することで、COM動作に対する足関節応答の信頼性を評価できることが示された。これら2つの指標は、足関節応答の異なる側面から左右差を評価するものであり、両指標を併用することで、

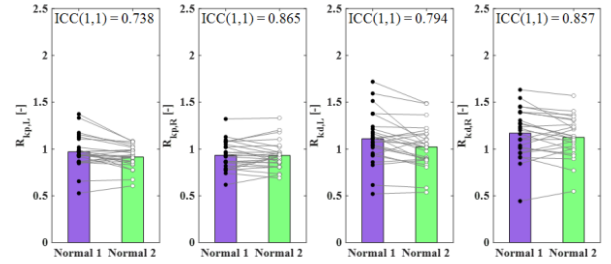


Fig.2 Evaluation of reproducibility for each gain

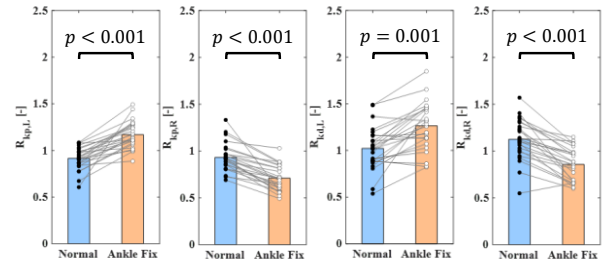
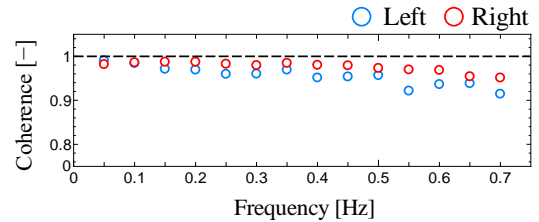


Fig.3 Evaluation of validity for each gain



(a) Coherence

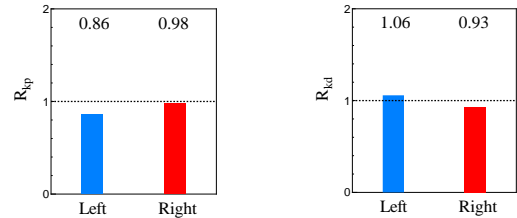


Fig.4 Evaluation of each gains and coherence

立位バランス制御における左右非対称性をより多面的に把握できる。本手法は、個々の左右差の特性に応じた効率的なリハビリテーションの提案に寄与する可能性がある。

文献

- (1) T. A. Boonstra, J. P. P. Van Vugt, H. Van Der Kooij, and B. R. Bloem, "Balance asymmetry in Parkinson's disease and its contribution to freezing of gait," *PLoS One*, Vol. 9, No. 7, (2014)
- (2) M. Sonobe and N. Miura, "Identification of Standing Balance System Considering Center of Mass Control for Support Surface Sway," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 33, pp. 4580–4589 (2025)
- (3) A. Zelei, J. Milton, G. Stepan, and T. Insperger, "Response to perturbation during quiet standing resembles delayed state feedback optimized for performance and robustness," *Sci. Rep.*, Vol. 11, No. 1 (2021)
- (4) M. Sonobe and Y. Inoue, "Center of Mass Estimation Using a Force Platform and Inertial Sensors for Balance Evaluation in Quiet Standing," *Sensors*, Vol. 23, No. 10 (2023)