

卒業論文要旨

体平衡検査における足関節応答の非対称性評価

Asymmetry evaluation of ankle responses in standing balance test

システム工学群

動的デザイン研究室 1240066 小山 泰輝

1. 緒言

脳卒中後の半身麻痺患者や、脚部に故障のあるアスリートでは立位や歩行における非対称性がみられる。その評価として歩行速度による評価⁽¹⁾や理学療法学における一般的な評価法⁽²⁾がなれているが、再現性が乏しく検査者の主観に依存する。これに対し、フォースプレートを用いて足関節トルクの非対称性を評価すれば精度が向上することが報告されているが、応答の非対称性が左右の垂直荷重の非対称性と相関する⁽³⁾。代償を考慮するためには、非対称性だけでなく左右の応答の過大・過小を独立に評価できることが望ましい。

本研究では、支持面水平揺動を前後に与えた場合の足関節トルクの応答の非対称性の評価を目的とする。本手法では、左右独立のフォースセンサから足裏の床反力を計測する。左右の荷重差の影響を除くために、荷重差をリアルタイムでモニタにプロットし、被験者が是正できる環境で計測を実施した。本評価では、定常応答解析による重心制御モデルの同定法⁽⁴⁾を活用し、その比例ゲインから非対称性と基準値に対する応答の過大・過小を評価する。比例ゲインは、最小二乗法とカルマンフィルタの2つの方法で導出した。

2. 非対称性の計測実験とバランスモデルの同定

2.1 実験概要

本手法では、非対称性の評価と重心制御モデルの同定を同時に実施するために、被験者の支持面を水平に揺動し、足裏の床反力を計測する。実験装置として4輪台車を使用し、200W ブラシレス DC モータ (EC-i52, Maxon motor) とサーボドライバ (EPOS2 70/10, Maxon motor) で揺動を制御し、加速度センサ (ADXL355, Analog devices) で支持面の加速度を計測するとともに、6軸フォースセンサ (SFS100F102M500G6, レプトリノ) を左右の足下に1個ずつ搭載している。支持面の加速度は、次式で定義する加速度振幅一定の30個の調和振動 (0.05~1.50 Hz) を重ね合わせた波形を与えた。

$$\ddot{X}_s = A \sum_{k=1}^{30} \cos(\Omega_k t + \phi_k) \quad (1)$$

揺動時間は65秒に設定し、5回実験を行った。初めの5秒間は予備時間であり、残りの60秒間を解析区間とした。

被験者は、健康な20代の16名 (年齢: 20±2歳, 利き足: 12名, 左: 4名) に協力を依頼した。被験者には台車の上に素足で立ち、両腕を自然に下ろし直立状態を保つよう指示した。また、揺動時の垂直方向の床反力差をMATLABの機能を用いて被験者前方のモニタ上にプロットし、青点を中央に保つように被験者に指示した (図1)。

左足の足関節トルク N_{aL} と右足の足関節トルク N_{aR} は、床反力と支持面加速度の計測値より次式で求められる。

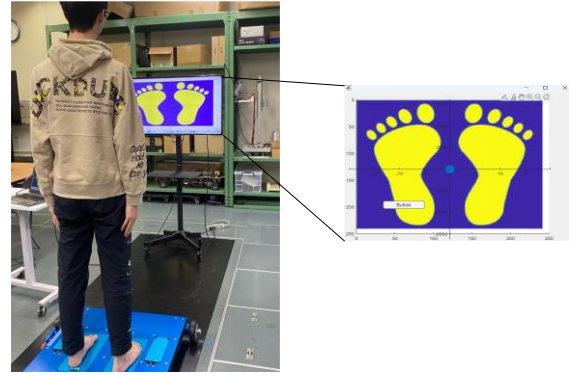


Fig. 1 Schematic diagram of the frequency response test..

$$\left. \begin{aligned} N_{aL} &= N_{y,L} - L_f R_{x,L} - \frac{1}{2} m_f (L_f - l_f) \ddot{X}_s \\ N_{aR} &= N_{y,R} - L_f R_{x,R} - \frac{1}{2} m_f (L_f - l_f) \ddot{X}_s \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

ここに、 $R_{x,L}$, $R_{x,R}$ は床反力の x 軸水平力、 $N_{y,L}$, $N_{y,R}$ は y 軸まわりのモーメントであり、添え字 L と R は左と右を表す。

2.2 バランスモデルの同定

同定するバランスモデルの機構は1リンクとみなし、足関節トルクにより以下のバランス制御がなされていると仮定した⁽⁴⁾

$$N_a = -K_p \{x_b(t - T_D) - \bar{x}_b(t - T_D)\} - K_D \dot{x}_b(t - T_D) \quad (3)$$

$$T_R \dot{\bar{x}}_b + \bar{x}_b = -G_R \dot{X}_s \quad (4)$$

式(3)は重心を制御するインナーループであり、 K_p は重心位置に対する比例ゲイン、 K_D は微分ゲイン、 T_D は遅延時間である。式(4)は揺動速度によって目標重心位置を変えるアウトーループで、 G_R は一次遅れ系ゲイン、 T_R は時定数である。

機構モデルと式(3), (4)に対して、入力を支持面加速度、出力を質量中心変位とすると、その伝達関数は次のようになる。

$$G(s) = \frac{-m_b l_b T_R s^2 - m_b l_b s - G_R K_p e^{-T_D s}}{s(T_R s + 1) \left\{ \left(\frac{J_b}{l_b} + m_b l_b \right) s^2 + K_D e^{-T_D s} s + K_p e^{-T_D s} - m_b g \right\}} \quad (5)$$

実験で得られた計測値から重心変位を推定し、支持面加速度と重心変位の周波数応答関数を求める。これが式(5)の伝達関数が一致するように、未知パラメータ K_p , K_D , T_D , G_R , T_R を最小二乗法で同定した。

3. 足関節トルクの非対称性の評価

3.1 最小二乗法による比例ゲインの評価

式(2)で得られる足関節トルクから、式(3)に基づいて左右の比例ゲイン $\tilde{K}_p$ と微分ゲイン $\tilde{K}_d$ をそれぞれ求めた。このとき、式(3)の $\tilde{x}_b$ は個人のバランスモデルの G_R , T_R と支持面速度から式(4)で計算し、遅延時間 T_D も同定された値を用いた。

具体的な計算法として、式(3)をサンプリング回数分の連立方程式として、ムーア・ペンローズの一般逆行列を用いた。ただし、 $\tilde{K}_d$ がほぼ 0 になるため、 $\tilde{K}_p$ のみで評価した。評価指標は $\tilde{K}_p$ と同定された基準値 K_p との比とし、これを Proportional Gain Ratio (PGR) として次式で定義した。

$$PGR_L = \frac{2\tilde{K}_{PL}}{K_p}, PGR_R = \frac{2\tilde{K}_{PR}}{K_p} \quad (6)$$

ここに、 $\tilde{K}_{PL}$ は左足、 $\tilde{K}_{PR}$ は右足の比例ゲインであり、PGR が 1 を超えれば応答が過大であることを示す。

3.2 線形カルマンフィルタによる比例ゲインの推定

3.1 節で紹介した方法と異なる比例ゲインの導出法として、式(3)に対して線形カルマンフィルタから比例ゲインと微分ゲイン推定する。カルマンフィルタにおける状態方程式と観測方程式を次のようにおく。

$$\begin{bmatrix} \hat{K}_p(k) \\ \hat{K}_d(k) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \hat{K}_p(k-1) \\ \hat{K}_d(k-1) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} w_1(k) \\ w_2(k) \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$N_a(k) = -[x_b(k-k_d) - \tilde{x}_b(k-k_d) \quad \dot{x}_b(k-k_d)] \begin{bmatrix} \hat{K}_p(k) \\ \hat{K}_d(k) \end{bmatrix} + v(k) \quad (6)$$

ここに、 k はサンプリングのデータ番号であり、 k_d は遅延時間を考慮したデータ番号、 w_1, w_2 は状態ノイズ、 v は観測ノイズである。 $\hat{K}_p(k), \hat{K}_d(k)$ は推定される比例ゲインと微分ゲインであり、サンプリング時間毎に得られる。

本導出法では、実験の計測値および同定モデルから得られた $x_b, \dot{x}_b, \tilde{x}_b$ を与えてカルマンフィルタアルゴリズムを適用する。また、足関節トルク $N_a(k)$ を左右でそれぞれ与えることで、右足と左足でそれぞれゲインが計測できる。得られた左右の比例ゲインの二乗平均平方根 (RMS) を式(6)と同法で PGR によって評価する。導出された PGR を 3.1 の方法で得られた $\tilde{K}_p$ との間のクラス内相関係数 (検者間比較) によって、導出した左右の比例ゲインの信頼性を評価する。

4. 結果

線形カルマンフィルタを用いて推定された代表的な被験者 1 名 (被験者 1) の実験 1 回目の左右の比例ゲインの時系列波形を図 3 に示す。比例ゲインは時間に応じて変化するが、それらしい値が概ね推定された。また、代表的な 4 名の被験者 (被験者 1, 2 は右利き, 3, 4 は左利き) について、最小二乗法で推定した比例ゲインから求めた PGR を表 1 に、線形カルマンフィルタで求めた比例ゲインの PGR を表 2 に示す。両推定法共に 5 回平均を示しており、利き足のゲインが必ずしも大きくなるとは限らないことが分かった。信頼性を評価するために、表 3 に最小二乗法と線形カルマンフィルタによる比例ゲインの推定による 16 名の検者間級内相関係数 (ICC2.1) を示す。左右のゲイン共に高い相関が得られ、導出方法の異なる 2 つの推定であることから比例ゲインでの評価指標は信頼性があると考えた。

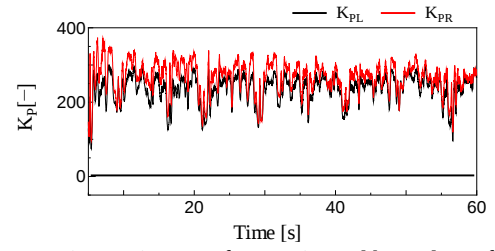


Fig. 2 Time series waveform estimated by Kalman filter

Table 1 Evaluation index based on left and right proportional gains

Subject	Dominant foot	Proportional gain ratio	
		Right	Left
1	Right	1.151 ± 0.145	0.880 ± 0.029
2	Right	0.891 ± 0.196	0.845 ± 0.090
3	Left	1.222 ± 0.053	0.838 ± 0.123
4	Left	0.729 ± 0.154	0.702 ± 0.061

Table 2 RMS of time series waveforms of proportional gains estimated by Kalman filter

Subject	Dominant foot	Proportional gains	
		Right	Left
1	Right	0.979 ± 0.143	0.717 ± 0.048
2	Right	0.602 ± 0.143	0.594 ± 0.110
3	Left	0.664 ± 0.126	0.474 ± 0.037
4	Left	0.538 ± 0.103	0.502 ± 0.059

Table 3 Intra-class correlation coefficient for both proportional gain estimation methods

proportional gain	ICC(2.1)
K_{PR}	0.86
K_{PL}	0.87

5. 結言

本研究では外部摂動の足関節トルクの応答から、左右の比例ゲインによって非対称性を評価した。簡易的かつ再現性のある検査方法が実施でき、評価指標を数値化することができた。しかし、本研究で対象としている患者に揺動を与えると、身体負荷や直立姿勢を維持できない可能性がある。そのため、外部摂動による揺動を加えず、安静立位の状態で揺動が行われた時と同様の非対称性評価を導出ができる方法を検討する必要がある。

6. 参考文献

- (1) Donlin, M. et al., User-driven treadmill walking promotes healthy step width after stroke, *Gait and Posture* 86, pp. 256-259 (2021)
- (2) Corien D.M. et al., Ankle-foot orthoses in stroke : Effects on functional balance, weight-bearing asymmetry and the contribution of each lower limb to balance control, *Clinical Biomechanics*, Vol. 24, pp. 769-775 (2009).
- (3) Roelofs, J. et al., Relationships Between Affected-Leg Motor Impairment, Postural Asymmetry, and Impaired Body Sway Control After Unilateral Supratentorial Stroke, *Neurorehabilitation and Neural Repair*, Vol. 32, No. 11 (2018)
- (4) 園部元康, "支持面水平刺激に対する矢状面の立位バランスモデルの信頼性", 日本機械学会スポーツ工学・ヒューマンダイナミクス講演論文集 (2021)