

立位のバランス制御における応答遅延の推定法

Estimation methods for time-delay in balance control during standing

知能機械工学コース

動的デザイン研究室 1255002 板谷 祐汰

1. 緒言

バランス能力の低下は、高齢者や脳卒中、パーキンソン病等の疾患を持つ患者によくみられる症状であり、転倒やそれに伴う重大な傷害につながる。このような問題に対して、人のバランス能力適切に評価する指標が必要である。バランス評価の指標の一つとして、人の刺激に対する応答の遅延時間が考えられる。これは感覚運動神経の伝達性の健全性を示す指標であり、バランス能力を示す重要な指標であると考えられる。一般的な遅延時間の計測法として、外部刺激に対し、ボタン動作や表面筋電位の応答速度から推定する手法が挙げられる⁽¹⁾。しかし、過渡的な動作を再現することの不安定さなど、様々な外的、内的要因が影響するため、同一の刺激に対して大きなばらつきが生じる問題がある。

我々の研究グループは、一般的な反応時間の計測とは異なる方法として、立位バランスの定常応答から遅延時間を求める方法を提案している^{(2),(3)}。この方法では、支持面の水平揺動刺激に対する状態遅延フィードバックモデルを仮定し、重心応答の周波数解析に対するパラメータ同定から遅延時間を同定する。この手法では、過渡応答ではなく定常応答を対象としているため、一定期間の応答に対する平均的な遅延時間が導出される点にある。一方、導出された遅延時間は仮定したモデルに依存するため、その妥当性は検証できていない。

本研究では、定常応答に基づき同定された遅延時間の妥当性を検証する。検証方法として別手法で遅延時間を導出し、比較することで妥当性を検討する。

2. 遅延時間の導出法

2.1 定常応答に基づく遅延時間導出

支持面加速度と重心変位の関係から、仮定したモデルに基づいてパラメータ同定を行う。機構モデルは1リンクモデルとする。姿勢角を微小として近似線形化より、運動方程式は次式のようになる。

$$\left(\frac{J_b}{l_b} + m_b l_b \right) \ddot{x}_b - m_b g x_b = -m_b l_b \ddot{X}_s - N_a \quad (1)$$

足関節モーメント N_a は状態遅延フィードバック制御と支持面速度に応じた重心の目標位置調整を組み合わせたカスケード制御系と仮定し、以下の式を定義する。

$$\left. \begin{aligned} N_a &= K_p \{ x_b(t - T_D) - \bar{x}_b(t - T_D) \} + K_D \dot{x}_b(t - T_D) \\ T_R \dot{\bar{x}}_b + \bar{x}_b &= -G_R \dot{X}_s \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

ここに K_p は比例ゲイン、 K_D は微分ゲイン、 T_D は遅延時間、 G_R は1次フィルタのゲイン、 T_R は同フィルタの時定数であり、 \bar{x}_b は支持面速度に応じた重心の目標位置である。

式(1)、(2)より、入力を支持面速度、出力を質量中心変位としたときの伝達関数を導出し、実験から得られた周波数応答関数に対して、非線形最小二乗法によるフィッティングを行い、パラメータ K_p 、 K_D 、 T_D 、 G_R 、 T_R を導出する。本手法で得ら

れた遅延時間を $T_{D,ste}$ とする。

2.2 定常応答モデルにおける最適遅延時間

前節での方法で遅延時間を同定できるが、状態遅延フィードバックに限定すると、収束が速い、最適遅延時間が存在する。バランス制御の最適性を前提とすれば、前節の手法より正確な可能性があるためこれを求める。運動方程式を慣性項の係数で割って一般化すると、次式が得られる。

$$\ddot{x}_b - \omega_n^2 x_b = -k_p x_b(t - T_D) - k_D \dot{x}_b(t - T_D) \quad (3)$$

ここに、 $\omega_n^2 = m_b l_b g / (J_b + m_b l_b^2)$ 、 $k_p = K_p l_b / (J_b + m_b l_b^2)$ 、 $k_D = K_D l_b / (J_b + m_b l_b^2)$ である。式(3)の特性方程式は次式のようになる。

$$D(\lambda) = \lambda^2 + k_D e^{-T_D \lambda} \lambda + k_p e^{-T_D \lambda} - \omega_n^2 = 0 \quad (4)$$

式(3)に遅延を含むため式(4)は無数個の特性根を持つが、支配的な3つの特性根が三重根であれば臨界減衰相当となり、収束が最も速くなる⁽⁹⁾。システムが三重根を持つとき、特性方程式は次の条件を満たす。

$$\left. \begin{aligned} D(\lambda) &= \lambda^2 + k_D e^{-T_D \lambda} \lambda + k_p e^{-T_D \lambda} - \omega_n^2 = 0 \\ \frac{dD(\lambda)}{d\lambda} &= (2 - k_D T_D e^{-T_D \lambda}) \lambda + (k_D - k_p T_D) e^{-T_D \lambda} = 0 \\ \frac{d^2 D(\lambda)}{d\lambda^2} &= k_D T_D^2 e^{-T_D \lambda} \lambda + (k_p T_D^2 - 2k_D T_D) e^{-T_D \lambda} + 2 = 0 \end{aligned} \right\} \quad (5)$$

式(5)では、3個の方程式に対し、実数根 λ と未知パラメータ K_p 、 K_D 、 T_D の未知数がある。 K_p を2.1節で同定したパラメータとし、 λ 、 K_D 、 T_D を式(5)から求めた。本手法で得られた遅延時間を、 $T_{D,opt}$ とする。

2.3 過渡的な応答に対する筋電計測遅延時間推定

インパルス刺激に対する表面筋電計測から遅延時間を導出した文献^{(4),(5)}を参考に、筋電計測から遅延時間を導出した。

被験者に対する遅延時間は得られた遅延時間の中央値とした。本手法で得られた遅延時間を $T_{D,emg}$ とする。

3. 再現性確認実験

3.1 実験方法

再現性を確認するために、支持面水平揺動実験を実施した。20代の健康な男性被験者5名を対象に2日間の実験を行う。本実験における支持面の揺動および計測には、研究室で製作した電動台車を使用した。計測は、左右の足下に力計測板を取り付、その板に作用する力をフォースセン(SFS100F102M500G6, Leprino)で計測した。また、台車の加速度は、加速度センサ(ADXL355, Analog Devices)で計測した。サンプリング周波数100Hzで計測および制御を行った。

本研究の実験では2つの信号を重ね合わせて電動台車に

Table 1 Delay Time Reliability

Subject	Day	$T_{D.sta}$	$T_{D.opt}$	$T_{D.emg}$
1	1	0.141	0.173	0.123
	2	0.115	0.166	0.123
2	1	0.157	0.159	0.123
	2	0.128	0.160	0.133
3	1	0.126	0.180	0.125
	2	0.093	0.182	0.132
4	1	0.129	0.158	0.113
	2	0.127	0.163	0.111
5	1	0.129	0.150	0.127
	2	0.166	0.159	0.130
ICC(1,1)		0.066	0.859	0.741

Table 2 Parameter Reliability

Subject	Day	K_P	K_D	T_R	G_R
1	1	732.6	204.4	2.60	0.030
	2	749.2	181.7	2.50	0.039
2	1	790.8	288.6	2.17	0.042
	2	788.9	241.3	1.77	0.040
3	1	573.0	185.8	3.15	0.070
	2	570.3	157.4	3.84	0.084
4	1	529.8	149.5	2.99	0.062
	2	518.7	134.7	3.00	0.062
5	1	978.4	269.1	2.89	0.061
	2	944.1	297.6	2.50	0.053
ICC(1,1)		0.995	0.883	0.776	0.890

与えた。1つ目の信号は、定常応答解析のための揺動で、台車加速度を以下の式で与えた。

$$\ddot{X}_s = A \sum_{k=1}^{30} \cos(\Omega_k t + \phi_k) \quad (6)$$

式(6)は、周波数が0.05~1.5Hzの0.05Hz刻みの30個の三角関数を重ね合わせたものである。加速度振幅Aは、最大加速度 \dot{X}_{max} が指定された値になるよう調節する。本実験では最大加速度が0.150m/s²になるよう調整した。位相 ϕ_k は、台車加速度のヒストグラムが $\sigma=0.5$ の正規分布に近づくように調整した。2つ目の信号は表面筋電計測のためのインパルス状の入力信号で、台車の速度指令値に0.7m/sを1秒間加え、その区間が終わってから1秒後に0.7m/sを1秒間与えた。

3.2 実験方法

股関節戦略による推定精度の低下を考慮して、0.40 Hz以下と0.45Hz以上で別の質量中心推定法を採用した。0.40 Hz以下の周波数帯域では、図1の1リンクモデルの運動方程式に基づいて、次式で質量中心変位を時間領域で推定し、それをフーリエ変換する。

$$x_b = -\frac{1}{m_b g} \left\{ \left[\frac{M J_b}{m_b l_b} + m_f (l_b + L_f - l_f) \right] \ddot{X}_s - N_y + \left(\frac{J_b}{m_b l_b} + l_b + L_f \right) R_x \right\} \quad (7)$$

ここに、 N_y は2つのフォースセンサのy軸まわりのモーメントの和、 R_x はx軸水平力の和である。0.45Hz以上では、図3の2リンクモデルの運動方程式をラプラス変換したうえで、 $s = j\omega$ を代入して周波数領域に変換した。

$$\left. \begin{aligned} -m_1 \omega^2 \hat{x}_1(\omega) - m_2 \omega^2 \hat{x}_2(\omega) &= -M \hat{A}_1(\omega) - \hat{R}_x(\omega), \\ \left[\frac{J_1}{l_1} + m_1 (L_j + l_1) - \frac{J_2}{l_2} \right] \omega^2 + m_1 g &\hat{x}_1(\omega) - \left[\frac{J_2}{l_2} + m_2 (L_j + L_1 + l_2) \right] \omega^2 + m_2 g &\hat{x}_2(\omega) \\ &= -\left[m_j l_j + m_1 (L_j + l_1) + m_2 (L_j + L_1 + l_2) \right] \hat{A}_1(\omega) - \hat{N}_y(\omega), \end{aligned} \right\} \quad (8)$$

式(8)を解いて得られる $\hat{x}_1(\omega)$ 、 $\hat{x}_2(\omega)$ を次式に代入して、重心変位のフーリエ係数を導出した。

$$\hat{x}_b(\omega) = \frac{m_1}{m_b} \hat{x}_1(\omega) + \frac{m_2}{m_b} \hat{x}_2(\omega) \quad (9)$$

式(7)と式(9)で得られた重心変位のフーリエ係数を重心加速度のフーリエ係数で割ることで、周波数応答関数を導出した。

4. 結果

各被験者の $T_{D.sta}$ 、 $T_{D.opt}$ 、 $T_{D.emg}$ とICC(1,1)を表1に示す。この結果より、 $T_{D.opt}$ と $T_{D.emg}$ のICC(1,1)は0.7を超え信頼性があることが確認できたが、 $T_{D.sta}$ は0.1未満となり再現性に乏しいことを示す結果となった。また、2.1節で $T_{D.sta}$ と共に推定した4つのパラメータ K_P 、 K_D 、 G_R 、 T_R も導出し、ICC(1,1)とともに表2に示す。表2より4つのパラメータに関してICC(1,1)は0.7を超え信頼性があることが確認された。

5. 結言

定常応答に基づく遅延時間導出手法の妥当性を検討するため、信頼性評価を行なった。結果手法の信頼性が十分でなかった。その理由として、過渡応答に対する遅延時間を導出するために印加したインパルス状の入力を重ね合わせたことが考えられる。比較対象として選択した筋電の計測にはある程度の大きな筋電発火が必要となるため、印加させたが、

ノイズになっている可能性がある。

今後は、筋電発火のための刺激の種類や定常応答の重みづけ等を検証し、定常応答に基づく遅延時間推定の妥当性を検証していく。

文献

- (1) 産業技術総合研究所人間福祉医工学研究部門編, "人間計測ハンドブック", 朝倉書店 (2003), pp.340-341.
- (2) 園部 元康, 井上 喜雄, 芝田 京子, "モデリングに基づく支持面水平揺動時の個人の立位バランス特性の評価", 日本機械学会論文集, Vol. 85, No. 872 (2019), p. 18-00412.
- (3) 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 2021 (2021)
- (4) Tokuno, C., Carpenter, M., Thorstensson, A., and Cresswell, A., "The influence of natural body sway on neuromuscular responses to an unpredictable surface translation", Experimental Brain Research, Vol. 174, No. 1 (2006), pp.19-28.
- (5) Insperger, T., and Milton, J., "Delay and Uncertainty in Human Balancing Tasks", Springer (2021).
- (6) K Insperger, T., and Milton, J., "Delay and Uncertainty in Human Balancing Tasks", Springer (2021)