

外乱に対する立位バランスの非線形特性

Nonlinear characteristics of body balance during standing for disturbance

システム工学群

知能メカトロダイナミクス研究室 1190119 成田 和樹

1. 緒言

立位バランスの評価は、病気や老化の診断、リハビリの成果を評価に役立つ可能性がある。バランスの評価法の一つのアプローチとして、モデルに基づく評価法が考えられる。これは、人体の機構と内部制御則を仮定し、外乱に対する応答特性に一致するように未知パラメータを求める方法である。この手法では、再現性のある実験結果を得ることと、できるだけ簡易なモデルで現象を表現することが課題となる。

我々の研究グループでは、前額面のバランスに対して支持面を揺動し、周波数解析で再現性のある結果を得て、適切な機構と制御のモデリングにより、パラメータ同定が可能であることを示した⁽¹⁾。ただし、この手法が矢状面のモデリングに適用できるかは検討できていない。そこで、本研究では矢状面を対象とした揺動実験を行い、提案手法の適用の妥当性を検証する。

矢状面への拡張に合わせて、2つの課題について検証する。1つ目は、実用化に向けた計測の簡易化であり、姿勢の計測にモーションキャプチャを用いず、フォースプレートからの姿勢推定法⁽²⁾を適用する。2つ目は、モデルの非線形特性の検証であり、揺動の大きさを3段階に変化させた場合のパラメータ同定から、人間の持つ非線形特性を調査する。

2. モデリングの理論

2.1 機構モデル

機構モデルは図1に示すような1リンクモデル⁽²⁾の運動で表現する。この1リンクモデルは、足関節を境界として、足部と足部以外(以下、身体部)の2つに分けている。身体部は、足関節まわりに回転運動し、支持面は水平移動可能とする。以下では、添え字を支持面は s 、足部は f 、身体部は b とする。

前方を x 軸、鉛直上方を z 軸とする。また、 (X, Z) を絶対座標系の変位、 (x, z) を相対座標系の変位とする。相対変位の原点は、 x 軸を足関節、 z 軸を支持面の高さとする。 X_s は支持面、 X_b は身体部質量中心の絶対変位を表す。 θ_b は身体部の姿勢角とし、右回りを正とする。フォースプレートからの計測値として、垂直力を R_z 、せん断力を R_x 、足関節を原点とした圧力中心を x_p とする。 R_{ax}, R_{az}, N_a は、足関節にかかる水平力、鉛直力、モーメントとする。身体パラメータとして、 m_f を足部質量、 m_b を身体部質量、 J_b を身体部質量中心まわりの慣性モーメント、 L_f を足関節の高さ、 l_f を足部質量中心の高さ、 l_b を足関節から身体部質量中心までの長さとする。以下では、姿勢角 θ_b が微小として、身体の上下運動はしないことを前提とする。

図1のモデルにおける足部、身体部のフリーボディダイアグラムの力の釣り合い式は以下ようになる。

$$\left. \begin{aligned} R_{ax} - R_x - m_f \ddot{X}_s &= 0 \\ R_z - R_{az} - m_f g &= 0 \\ -R_z x_p + L_f R_x + m_f (L_f - l_f) \ddot{X}_s + N_a &= 0 \end{aligned} \right\} \quad (1)$$

$$\left. \begin{aligned} -R_{ax} - m_b \ddot{X}_s - m_b l_b \ddot{\theta}_b &= 0 \\ R_{az} - m_b g &= 0 \\ -N_a - m_b l_b \ddot{X}_s - m_b l_b^2 \ddot{\theta}_b + m_b g l_b \theta_b - J_b \ddot{\theta}_b &= 0 \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

式(2)第3式を整理すると、

$$\bar{J}_b \ddot{\theta}_b - \bar{G}_b g \theta_b = -\bar{G}_b \ddot{X}_s - N_a \quad (3)$$

ここに、

$$\bar{J}_b = J_b + m_b l_b^2, \bar{G}_b = m_b l_b$$

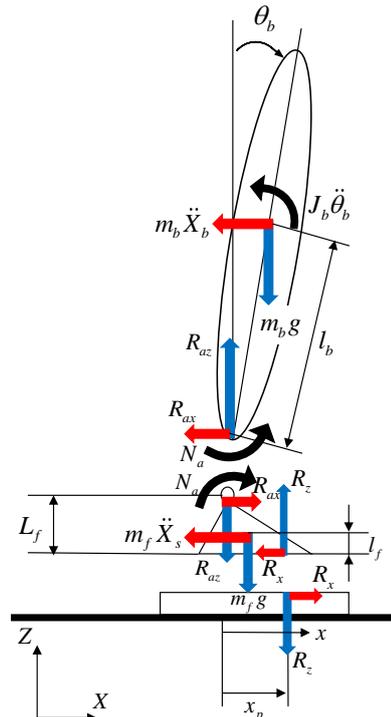


Fig. 1 Single-link model

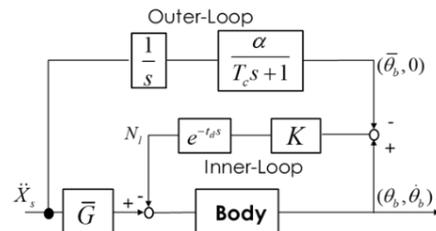


Fig. 2 Balance feedback control system assumed in this study

2.2 内部バランスの制御則, 伝達関数

矢状面の立位バランスシステムを構築するために, 足関節モーメント N_a を適切な制御則で表現する必要がある. これを図 2 に示す状態遅延フィードバック制御と支持面の速度に対する目標姿勢角の調整として以下の式で定義する⁽¹⁾.

$$\left. \begin{aligned} N_a &= -k_p \{ \theta_b(t-t_d) - \bar{\theta}_b(t) \} - k_d \dot{\theta}_b(t-t_d) \\ T_c \dot{\bar{\theta}}_b + \bar{\theta}_b &= \alpha \dot{X}_s \end{aligned} \right\} \quad (4)$$

ここで, $\bar{\theta}_b$ は支持面速度に応じた目標姿勢角である. また, k_p, k_d は状態フィードバックゲイン, t_d は遅延時間, T_c は支持面速度と目標姿勢角の間の 1 次フィルタの時定数, α は同フィルタのゲインを表す. これら 5 つのパラメータを未知パラメータとして実験結果から同定し, 個人のバランス特性を明らかにする.

式(3)と式(4)をラプラス変換し, 入力を支持面加速度, 出力を姿勢角として整理すると以下ようになる.

$$\frac{\Theta_b(s)}{A_s(s)} = \frac{\bar{G}_b T_c s^2 + \bar{G}_b s + \alpha k_p}{s(T_c s + 1)(\bar{J}_b s^2 + k_d e^{-t_d s} s + k_p e^{-t_d} - \bar{G}_b g)} \quad (5)$$

式(5)の伝達関数を実験結果にフィッティングさせて未知パラメータを求める. その際に必要な身体パラメータは文献⁽³⁾を参考に定義した.

2.3 フォースプレート計測からの姿勢推定

フォースプレートから R_x, x_p を計測して姿勢角を推定する. 推定式⁽²⁾は以下に示す.

$$\theta_b = \frac{1}{m_b^2 l_b g} \{ [M J_b + m_b m_f l_b (L_f - l_f + l_b)] \ddot{X}_b - [J_b + m_b l_b (L_f + l_b)] R_x + M m_b l_b g x_p \} \quad (6)$$

3. 周波数応答実験

3.1 実験内容

揺動実験機に揺動加速度 0.05~1.0Hz の帯域で 0.05Hz 刻みの周波数 20 個を印加した. 最大加速度は 0.10, 0.125, 0.15m/s² の 3 種類とした. 計測時間は予備時間 5 秒, 解析時間 60 秒, 計 65 秒とした. 被験者は 8 人とした.

3.2 実験結果

実験で得られた支持面加速度と姿勢角をフーリエ変換し, 入力を支持面加速度, 出力を 1 リンク姿勢角とした周波数応答線図を図 3 に示す. 8 名の被験者のうち, 2 名分の加速度 0.1m/s² の結果を示す. 5 回の実験の平均を○印で, 標準偏差をエラーバーで示す. すべての被験者において, 低周波帯域では標準偏差が大きく, 高周波帯域になるにつれて標準偏差は小さくなる傾向がある.

4. パラメータ同定

式(5)の伝達関数と実験で得られたデータから, 最小二乗法によるパラメータ同定を行った. 同定した伝達関数から計算された周波数応答線図を図 3 に青線で示す. 図 3 より, 0~0.6Hz では実験結果と一致しているが, 0.6Hz 以上は位相がずれる. また, 0~0.6Hz でも合う合わないが被験者で異なる. 特徴的なのが被験者 A と被験者 G で, 被験者 A は実験結果と同定された理論値が一致しているが, 被験者 G はあまり一致していない.

次に, 非線形特性を確認するため, 被験者 8 人分の各加速度における未知パラメータを図 4 に示す. 被験者 D, F において, 0.125m/s² で k_p が下がり, 0.15m/s² で上がった. k_d は逆の傾向がみられた. 被験者 C, H において, k_p と k_d が右下がりになる傾向がみられた. 結論として, 特性の変化はみられたが, 被験者ごとにバラバラで評価するのは難しい.

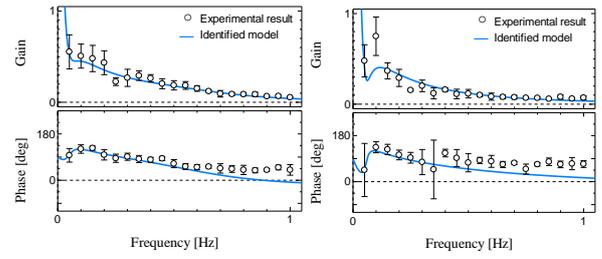


Fig. 3 Frequency response diagram

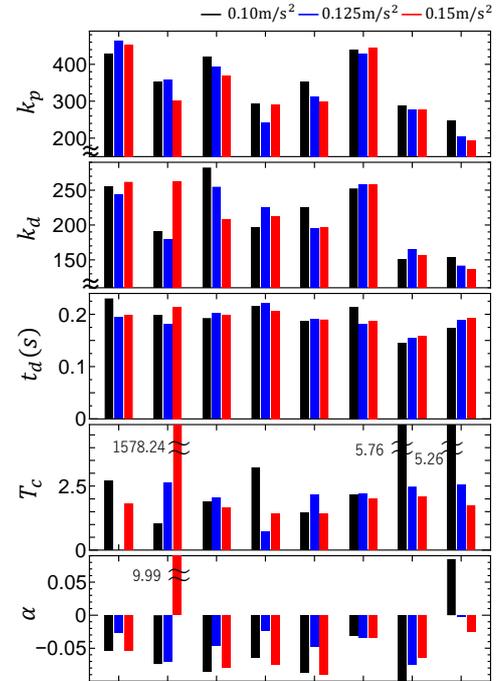


Fig. 4 Control parameters identified from frequency response test

5. 結言

本研究では, 矢状面に関する個人の立位バランスを評価するためにモデリング手法を提案した. それに合わせ, 計測の簡易化と非線形特性の調査を目標とした. 周波数応答実験からある程度のデータを取得できた. また, 前額面と同じようにパラメータ同定ができた. しかし, 高周波帯域で実験結果と合わなかったり, 適応度が高い人と低い人がいたりして, 現状では個人のバランス特性や非線形特性の評価するのは難しい. 原因として, 矢状面の運動は複雑で, 再現性に欠けたり, 2 リンク的な運動になっていたりするのではないかと考える. 今後は, 合わなかった原因を調査し, 新たな手法でバランス特性, 非線形特性の評価を行う.

参考文献

- (1) 園部元康, 井上喜雄, 芝田京子, 支持面水平揺動時の立位における視覚フィードバック制御の影響, スポーツ工学・ヒューマンダイナミクス 2018.
- (2) 園部元康, 井上喜雄, 芝田京子, 床反力計測に基づく立位姿勢の推定, Dynamics and Design Conference 2018.
- (3) 阿江通良, 湯海鵬, 横井孝志, “日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定” バイオメカニズム, 11-ヒトの形態と運動機能, p22-33.