

実用計測に基づく立位バランスシステムのリアルタイム

同定アプリケーションの開発

Development of an application to identify in real-time a standing balance system based on practical measurements

知能機械工学コース

動的デザイン研究室 1275033 三浦 直人

1 緒言

医療における診断やスポーツ分野における評価のために、立位バランス評価は広く実施されてきた。このような評価では、安定性の評価と安定性に関与する身体機能との因果関係を明らかにすることが望ましい。これを実現するために、バランスモデルを介した手法が提案されてきたが、実用的な手法は確立されていない。

モデルに基づく安定性評価では、個人の同定と実用計測に課題がある。まず、個人特性を同定できる手法が確立されていない。過去の研究では、モデルの複雑さから個人特性を同定できずに健常者全体を平均化したバランスシステムを同定しており⁽¹⁾、個人の身体機能の差を評価できなかった。さらに、応答計測に手間がかかることも課題であった。立位の姿勢制御の目標は主に質量中心 (COM) であり、その計測のために一般的に用いられる光学式モーションキャプチャは、精度が高い反面、計測スペースや時間を要する。我々の先行研究では、実用計測としてフォースセンサ計測を用いて、重心制御のみを対象とした簡易モデルに基づく個人のシステム同定法を提案し、信頼性を確認した⁽²⁾。一方で、本手法は計測データの解析を実験後に行っていたが、リアルタイムの同定が実現できれば、装具等によるバランスへの影響の確認など実用性の向上が期待できる。

本研究では、モデルを介したリアルタイムのバランス同定システムの開発を目的とする。リアルタイムで COM 推定を行うために、応答計測は足下のフォースセンサに加えて、後頭部に慣性センサを取り付けた。計測した支持面加速度を入力、推定した COM 変位を出力とした入出力データをワイヤレス通信で PC に送信し、20 秒毎にバランスを同定するシステムを開発した。

2 理論

2.1 質量中心 (COM) 推定

本研究では、プラットフォームの加速度を外部刺激として、それに対する COM 変位の応答をモデル化する。COM 変位は先行研究の推定法⁽³⁾を用いた。推定モデルは図 1 に示すような足部、下半身、上半身で構成されるものとし、足関節と股関節を中心とした下半身と上半身の回転運動を考慮する。その運動は静止座標系 (X, Y, Z) と、足関節を原点とする移動座標系 (x, y, z) で表現され、矢状面前方を X, x 軸、左手方向を Y, y 軸、鉛直上方向を Z, z 軸とした。支持面から見た質量中心の相対変位を (x_b, z_b) 、静止座標系におけるプラットフォーム変位を X_s 、静止座標系における頭部水平変位を X_{hd} 、足部下にかかる鉛直力を R_z 、水平力を R_x 、 y 軸まわりのモー

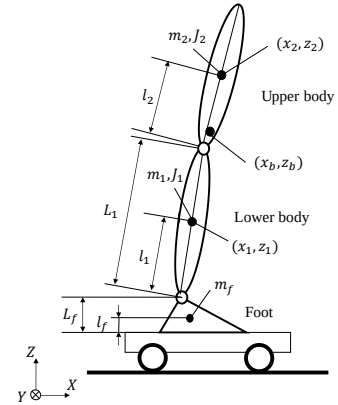


Fig. 1 Double inverted pendulum model.

メントを N_y 、重力加速度を g とした。また、足部を添え字 f 、下半身を添え字 1、上半身を添え字 2 とした各セグメントの質量 m 、セグメント長さ L 、質量中心まわりの慣性モーメント J 、セグメント下端から質量中心までの長さ l は、全身の身長 H 、体重 M を用いて文献⁽⁴⁾から算出した。

姿勢角を微小とみなして近似線形化すると、矢状面方向の下半身と上半身の COM 加速度 $\ddot{x}_1, \ddot{x}_2$ と全身の COM 変位 x_b は次式を解くことで推定できる。

$$\begin{bmatrix} m_1 & m_2 & 0 \\ J_{21} & J_{22} & -m_b g \\ J_{31} & L_2 / l_2 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{x}_1(t) \\ \ddot{x}_2(t) \\ x_b(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -M \ddot{X}_s(t) - R_x(t) \\ -M (L_f + l_b) \ddot{X}_s(t) - N_y(t) \\ \ddot{X}_{hd}(t) - \ddot{X}_s(t) \end{bmatrix} \quad (1)$$

ここに、 J_{21}, J_{22}, J_{31} は次式で表される定数係数である。

$$\begin{cases} J_{21} = J_1 / l_1 + m_1 (L_f + l_1) - J_2 L_1 / l_1 l_2 \\ J_{22} = J_2 / l_2 + m_2 (L_f + L_1 + l_2) \\ J_{31} = (l_2 - L_2) L_1 / l_1 l_2 \end{cases}$$

2.2 バランスモデル

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。

$$N_a(t) = -K_p \{x_b(t - T_D) - \bar{x}_b(t - T_D)\} - K_D \dot{x}_b(t - T_D) \quad (2)$$

$$T_R \ddot{x}_b + \bar{x}_b = -G_R \dot{X}_s \quad (3)$$

式(2)は状態遅延フィードバックであり、 K_p は比例ゲイン、 K_D は微分ゲイン、 T_D は遅延時間である。式(3)は揺動速度に応じて目標質量変位 $\bar{x}_b$ を調整するものであり、一次遅れ系の時定数 T_R とフィルタゲイン G_R により決定される。

1 リンクの機構モデルと式(2)、式(3)より入力を支持面加速度、出力を質量中心変位とした伝達関数は、次のようになる。

$$G(s) = \frac{-m_b l_b T_R s^2 - m_b l_b s - G_R K_p e^{-T_D s}}{s(T_R s + 1) \left\{ \left(\frac{J_b}{l_b} + m_b l_b \right) s^2 + K_D e^{-T_D s} s + K_p e^{-T_D s} - m_b g \right\}} \quad (4)$$

3 リアルタイム同定システム

3.1 計測装置

入出力データ収集のための計測装置として、四輪電動台車を用いた。計測および駆動制御は台車内蔵のマイコン (Nucleo-F767ZI, STMicroelectronics) を使用した。駆動輪には 200W ブラシレス DC モータ (EC-i52, Maxon motor) を接続し、サーボドライバ (EPOS2 70/10, Maxon motor) を介して速度制御系を構築した。モータに直結しているロータリエンコーダ (ENC 16, Maxon motor) により台車変位、台車に取り付けられた加速度センサ (ADXL355, Analog Devices) により台車加速度を計測した。被験者の応答計測として、2 台の 6 軸力覚センサ (SFS100F102M500G6, レプトリノ) を被験者の左右の足裏の力が計測できるよう取り付け付けた。また、揺動時の被験者の頭部の運動を計測するために、慣性センサ (ADIS16460, Analog Devices) を被験者後頭部に装着した。計測および制御のサンプリング周波数は 100 Hz とした。

台車には、0.05~1.5 Hz の範囲で 0.05 Hz 刻みに 30 個の cos 波を重ね合わせた波形を参照加速度として次式で与えた。

$$A_{ref}(t) = \sum_{k=1}^{30} A \cos(\omega_k t + \phi_k) \quad (5)$$

ここに、 k は周波数番号を表し、式(5)の A は揺動時の最大加速度が 0.15 m/s^2 になるよう設定した。揺動は予想できない波形となるが、20 秒を 1 周期とする加速度波形を繰り返す。なお、計測開始時には予備時間として 5 秒間設けた。

3.2 通信環境の構築

センサから収集したデータを PC 上の MATLAB (R2021a) でリアルタイム処理するために、ワイヤレス通信を用いた。通信には Bluetooth モジュール (RN-42 使用 Bluetooth 無線モジュール評価キット, 秋月電子通商) を使用し、電動台車に搭載した。PC 側では、Bluetooth 4.1 対応の通信モジュールを内蔵したラップトップ PC (Windows 10) を使用した。通信方式はシリアル通信とし、ボーレート 115200 bps の SPI プロトコルを使用した。

3.3 リアルタイムのシステム同定

リアルタイムでシステム同定を行うために、式(1)を用いてサンプリング毎の COM 変位を推定した。式(1)の $\ddot{X}_{hd}$ は静止座標系の頭部水平加速度であるため、慣性センサの姿勢角を拡張カルマンフィルタ⁽⁶⁾から推定することにより、慣性センサ計測値を静止座標系に変換した。拡張カルマンフィルタ、COM 推定のアルゴリズムは電動台車のマイコンで実行し、入出力データである台車加速度と COM 変位をサンプリング周波数 100 Hz で PC に送信した。

PC で受信した入出力データは配列に格納され、予備時間を除く 1 周期 20 秒間分のデータを受信する毎に、以下の周波数応答関数を導出した。

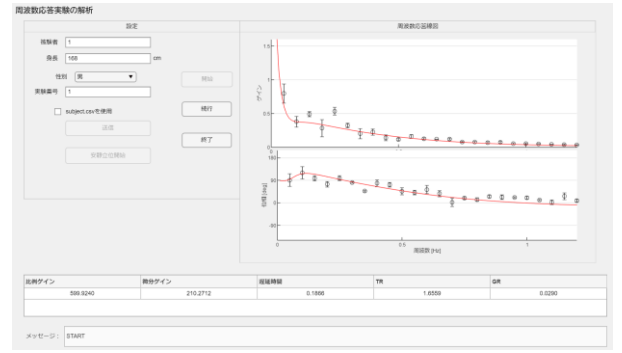


Fig. 2 Display of the results of the online identification system (after 60 seconds)

$$H(\omega_k) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \frac{\bar{x}_{b-n}(\omega_k)}{\bar{A}_{s-n}(\omega_k)} \quad (6)$$

ここに、 $\bar{A}_s(\omega_k)$ は台車加速度、 $\bar{x}_b(\omega_k)$ は COM 変位のフーリエ係数、 N は受信したデータの周期数である。式(4)の伝達関数が式(6)により平均化された周波数応答関数を表現できるように、非線形最小二乗法を用いて 5 つの未知パラメータ K_p, K_D, T_D, T_R, G_R の同定を行った。

4 結果

リアルタイムで同定を行った結果を図 2 に示す。図 2 は 3 周期終了時点における同定結果であり、赤線がフィッティングした周波数応答関数であり、下段の表に同定された 5 つの未知パラメータが示されている。3 周期終了時点においてもモデルは周波数応答を概ね再現した。本システムでは、実験を継続すると周波数応答線図と同定パラメータは 20 秒毎に更新される。

5 結言

本研究では先行研究で提案したモデルを用いてリアルタイム同定システムを開発した。本手法を用いたバランス評価法が確立されれば医療、スポーツ分野でのバランスの安定性評価や感覚器重みづけの評価への応用が期待される。

文献

- (1) Peterka, R. J. "Sensorimotor integration in human postural control." *Journal of Neurophysiology*, (2002), 88(3), 1097-1118.
- (2) 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)
- (3) Sonobe, M., Inoue, Y., "Center of Mass Estimation Using a Force Platform and Inertial Sensors for Balance Evaluation in Quiet Standing", *Sensors*, (2023), 23(10), 4933
- (4) 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*, Vol.11 (1992), pp.23-33.
- (5) 近藤亜希子, 土岐仁, 廣瀬圭, "慣性センサを用いた身体運動計測における 3 次元姿勢推定法に関する研究", 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 79, No. 803(2013)