

バランス評価のための片脚立位における重心推定の簡易化

1. 緒言

身体バランス機能を評価することは、転倒リスクの把握や原因の推定において極めて重要である。

片脚立位では両脚立位と比較して、支持基底面が狭いため、重心が変位しやすく、姿勢制御能力が要求されバランス機能の差が明瞭に現れやすい。したがって、両脚立位ではバランス障害が捉えにくい症例に対し、片脚立位を用いることで、より実用的なバランス評価が行いやすいと考えられる(1)。片脚立位時の重心位置推定法として、従来はモーションキャプチャシステムを用いていたが、測定環境に限られることや、計測に手間がかかるといった課題点があった。そこで、我々の先行研究では、より実用的な片脚立位のバランス評価法として、フォースプレートと慣性センサを組み合わせた重心変位の推定法を検討してきた(2)。しかし、この提案方法は多くのセンサ装着を要するため測定に手間がかかり、臨場現場等での実用化に向けた「測定法の簡易化」が課題となっていた。

そこで、本研究は、片脚立位時における身体部位間の連動性に着目し、より簡易的に重心位置推定が可能となる方法の立案を行い、先行研究と同様の精度が得られるかを検証することを目的とする。先行研究の片脚立位実験で得られたデータを用いて、立案した方法を用いて重心位置の推定を行い、妥当性の検証として、本研究の手法で重心位置推定を行った推定値と、真値とするモーションキャプチャからの推定値との比較を行い、先行研究の手法で得られた精度との比較も行うことで、妥当性について検証する。

2. 片脚立位における重心推定法の簡易化

2.1 先行研究での重心推定法

我々の先行研究(2)では、片脚立位時に、上半身と遊脚は独立して動くことと仮定し、人体をメインシステムとサブシステムに分割した2つの機構モデルを定義した。そのモデルを図1(a)に示す。メインシステムは、足部、立脚、上半身から構成される平面二重倒立振子モデルであり、矢状面と前額面で独立に定義した。サブシステムは、遊脚の大腿部、遊脚の下腿部(足部を含む)で構成される3次元空間の2リンクモデルと定義した。メインシステムの運動は静止座標系 $O-XYZ$ で表される。サブシステムの運動は、遊脚の股関節を原点とする並進座標系 $p-xyz$ で表される。サブシステムでは、遊脚の2つの慣性センサ(IMU)の計測値から逆動力学解析により、遊脚の股関節の力と力のモーメントを、剛体姿勢に基づきサブシステムの重心変位をそれぞれ推定した。メインシステムでは、頭部のIMUとフォースプレートの計測値から、遊脚の股関節の力と力のモーメントを考慮した二重倒立振子モデルの運動方程式に基づき、メインシステムの重心変位、立脚と上半身の重心加速度を矢状面と前額面で独立に推定した。メインシステムの重心推定を、サブシステムから作用する力と力のモーメントを考慮した二重倒立振子モデルに基づいて行い、サブシステムの重心は、遊脚の大腿部と下腿部の剛体姿勢に基づき推定した。最後に、両方の重心を統合し、矢

状面と前額面における全身の重心を推定した。

2.2 簡易的な重心推定法の提案

先行研究(3)によれば、片脚立位時の姿勢制御において上半身と遊脚は一定の相関を持ち、連動して動くことが示唆されている。そこで本研究では、この知見(3)に基づき、これらを一体の剛体として扱う新たなモデルを提案する。モデルは矢状面と前額面で独立に定義した。そのモデルを図1(b)に示す。モデルの身体パラメータは文献(4)を参考にして決定した。

このモデルを用いることで、慣性センサを頭部1箇所に削減し、フォースプレートのデータと組み合わせることで重心位置(COM)を推定することが可能になると考えられる。本研究で用いる矢状面における運動方程式を示す。

$$\begin{bmatrix} m_1 & m_2 & 0 \\ C_{21} & C_{22} & m_b g \\ L_1(h-L_2)/l_1 h & L_2/h & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{x}_1 \\ \ddot{x}_2 \\ \ddot{x}_b \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -R_x \\ N_f \\ \ddot{X}_{hd} \end{bmatrix} \quad (1)$$

$$C_{21} = -\left\{ \frac{J_{1,x}}{l_1} + m_1(L_f + l_1) - \frac{J_{2,x}L_1}{l_1 h} \right\}, C_{22} = -\left\{ \frac{J_{2,x}}{h} + m_2(L_f + L_1 + h) \right\}$$

これらの式に、身体パラメータを代入して解くことで、矢状面の重心変位がわかる。

次に、前額面における運動方程式を以下に示す。

$$\begin{bmatrix} m_1 & m_2 & 0 \\ D_{21} & D_{22} & m_b g \\ L_1(h-L_2)/l_1 h & L_2/h & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{y}_1 \\ \ddot{y}_2 \\ \ddot{y}_b \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -R_x \\ N_f \\ \ddot{Y}_{hd} \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$D_{21} = -\left\{ \frac{J_{1,y}}{l_1} + m_1(L_f + l_1) - \frac{J_{2,y}L_1}{l_1 h} \right\}, D_{22} = -\left\{ \frac{J_{2,y}}{h} + m_2(L_f + L_1 + h) \right\}$$

これらの式に身体パラメータを代入して解くことで、前額面の重心変位を得ることができる。

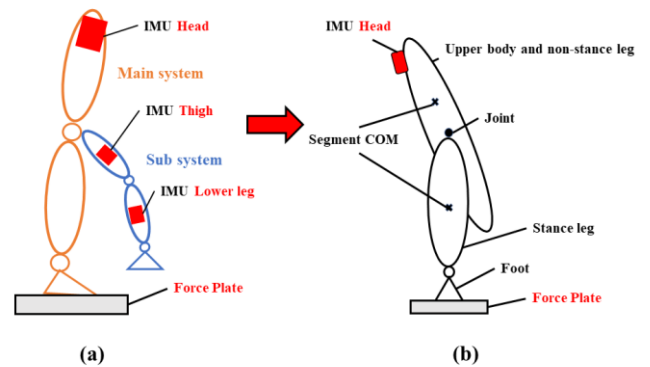


Fig. 1 (a)The model used in previous studies (b)the model used in this study

2.3 実験条件

本研究では、遊脚に動きを加えない通常の片脚立位を対象として重心位置推定を行う。その重心位置推定に用いるデータを計測した、先行研究における片脚立位実験の計測システムについて説明する。

先行研究(2)では、片脚立位のバランス評価を行うために、床面にフォースプレート (TF-3040, テック技販) を設置し、被験者の頭部、大腿部、下腿部の3か所に慣性センサ (IMS-WD, テック技販) を装着していた。そして、フォースプレートから3軸の床反力、各軸周りのモーメントを、慣性センサから3軸の加速度および3軸の角速度を計測した。本研究では頭部の慣性センサとフォースプレートから得られたデータを用いて重心位置推定を行う。

実験は健康な男性7名に対して実施し、被験者は素足でフォースプレート上において45秒間片脚立位を行った。立脚の足部はフォースプレートの中心に置いた。被験者は立脚の膝を伸ばし、両手を腰に当て、頭を正面に向けた状態で立った。遊脚は被験者の身体の前へ上げた。光学式モーションキャプチャシステム (MC) を用いて重心を推定するために、Helen Hayes マーカーセットに従って29個の反射マーカを被験者に取り付けた。

2.4 精度評価法

本研究で立案した手法の重心位置推定の精度は、MCから得られた重心変位を真値として、ピアソンの相関係数 (r) と二乗平均平方根誤差 (RMSE) を用いて評価する。解析区間は開始5秒から35秒の30秒間とした。ピアソンの相関係数 (r) と二乗平均平方根誤差 (RMSE) の計算式を以下に示す。

$$r = \frac{\sum_{k=1001}^{4000} (q_e(k) - \bar{q}_e)(q_t(k) - \bar{q}_t)}{\sqrt{\sum_{k=1001}^{4000} (q_e(k) - \bar{q}_e)^2} \sqrt{\sum_{k=1001}^{4000} (q_t(k) - \bar{q}_t)^2}} \quad (3)$$

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{3000} \sum_{k=1001}^{4000} (q_e(k) - q_t(k))^2} \quad (4)$$

q_e は本研究の手法を用いて得られた推定値、 q_t はモーションキャプチャシステムを用いて得られた真値、 \bar{q}_e 及び \bar{q}_t はそれぞれ q_e 及び q_t の平均値である。

3. 結果

本研究の手法で得られた推定値と、MCから得られた重心変位との相関係数と先行研究の手法で得られた推定値と、MCから得られた重心変位との相関係数を比較したものを表1に、RMSEの比較を表2に、MCと先行研究の手法と本研究の推定値を時系列波形で比較したものを図3に示す。

ピアソンの相関係数について、本研究と先行研究を比較すると矢状面、前額面ともに、双方で同様な強い正の相関がみられた。また、RMSEについて、矢状面方向はほぼ変化がなく、前額面は、先行研究の値よりも本研究の値のほうが若干増加したものの、十分小さな値が得られた。MCの推定値(真値)、先行研究の手法での推定値、本研究の手法での推定値の時系列波形での比較では、本研究の手法での推定値が、矢状面方向、前額面方向ともに、先行研究の手法での推定値よりも真値とのずれが若干大きくなったが、十分な精度で重心位置推定を行っていると考えられる。

これらの結果より、本研究の手法による重心位置推定の精度について、先行研究の手法による推定値からの精度の低下が小さく、本研究の手法においても、先行研究での重心位置推定法と同様に高い精度で重心位置推定が行えると考えられる。

Table 1 Comparison of correlation coefficients between estimates from prior studies and estimates from this study

	Prior research	This study
Sagittal plane	0.971 ± 0.012	0.915 ± 0.026
Frontal plane	0.947 ± 0.038	0.860 ± 0.040

Table 2 Comparison of the RMSE of estimates from prior studies and the RMSE of estimates from this study

	Prior research	This study
Sagittal plane[mm]	1.15 ± 0.23	2.02 ± 0.35
Frontal plane[mm]	1.27 ± 0.50	2.64 ± 0.57

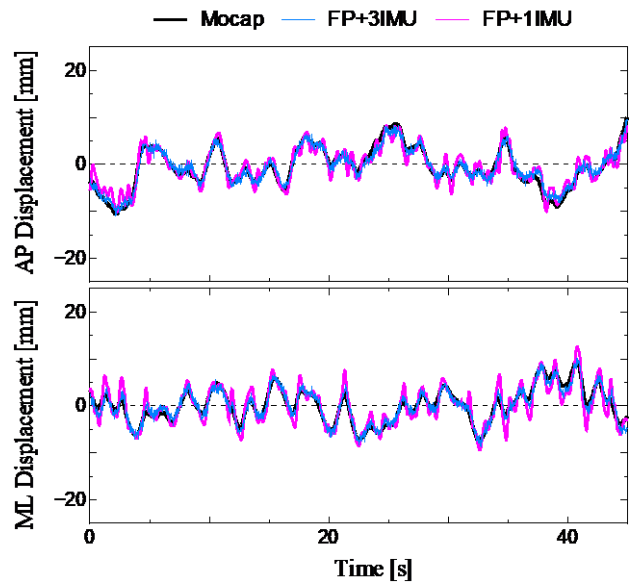


Fig. 2 Comparison of Estimated Center of Mass Positions

4. 結言

本研究では、バランス評価のための片脚立位における重心推定の簡易化として、より簡易的に重心位置推定が可能となる方法の立案を行い、先行研究の片脚立位実験のデータを用いて重心位置推定を行い、精度を検証した。

本研究で用いた重心推定法を用いて、片脚立位実験のデータ計測が簡易化されることによって、繰り返しの測定が容易となり、転倒リスク評価やスポーツ選手の片脚安定性チェックなどを高頻度で行えるようになると思われる。そして、片脚立位実験の被験者数を増やし、視覚条件の変化 (開眼・閉眼) や足場条件の変化を加えると、制御戦略の違いがより顕在化し、片脚立位のバランス評価において、転倒歴・筋力・歩行能力などとの関連を大規模に解析が行いやすくなることが期待できる。

5. 引用文献

- (1) Recommendations for a Core Outcome Set for Measuring Standing Balance in Adult Populations: A Consensus-Based Approach, 2015. p2
- (2) Ryosuke Takahashi, Motomichi Sonobe. Center of Mass Estimation During Single-Leg Standing Using a Force Platform and Inertial Sensors, 2023. p3-6
- (3) Arunee Promsria, Thomas Haid, Peter Federolf. How does lower limb dominance influence postural control movements during single leg stance?, 2018. P169-171
- (4) Contini, R. Body segment parameters, Part II. Vol. 16, No. 1: Artificial Limbs, 1972. pp. 1-19.