

# 卒業論文要旨

## フォースプレートと慣性センサの計測に基づく片脚立位の重心推定

### Center of mass estimation in single-leg standing using a force platform and inertial sensors

システム工学群

動的デザイン研究室 1230090 高橋 涼介

#### 1. 緒言

人の安静立位では安定性が高いため、バランス能力の差が不明瞭であり、健常者間のバランス評価が難しい。よりバランスに厳しい条件として、片脚立位によるバランス評価がなされているが、片脚立位の時間の計測といった評価法であり、運動の質が評価できていない。運動の質を評価するためには、一般的に重心の推定が必要である。片脚立位のような複雑な動きに対する重心推定法として、主に光学式モーションキャプチャシステムやウェアラブル慣性センサシステムが挙げられるが、光学式モーションキャプチャは計測の手間から、ウェアラブル慣性センサは推定精度の問題から、現場での計測には適さない。

我々の過去の研究では、人体を足部、下半身、上半身に分割した二重倒立振り子（2リンクモデル）に基づくフォースプレートと頭部慣性センサを用いた重心推定法を提案し、一定の精度で推定できることを確認している<sup>(1)</sup>。片脚立位においてこの手法で重心推定を行う場合、支持脚と上半身の運動に加えて、遊脚の動特性を考慮する必要がある。

本研究の目的は、前額面における片脚立位の重心を、フォースプレートと慣性センサの計測に基づいて推定することである。本手法では、上半身、支持脚、足部から構成された2リンクモデルをメインシステムとし、フォースプレートと頭部慣性センサを用いた重心推定法を適用する。ただし、片脚立位の場合は遊脚側の股関節に作用する力を考慮する必要がある。これを実現するために、遊脚側の大腿部、下腿部（足部を含む）で構成する2リンクのサブシステムを定義し、各リンクの運動をそれぞれのリンクに取り付けた慣性センサで計測する。得られたサブシステムの運動から遊脚側股関節に作用する力を推定し、その影響を考慮したうえでメインシステムの重心推定を行う。本手法の重心の推定精度は、光

学式モーションキャプチャ計測との比較によって検証する。

#### 2. 片脚立位の質量中心推定法

##### 2.1 解析モデルの定義

本研究では、水平前方を  $x$  軸、水平左手方向を  $y$  軸、鉛直上方向を  $z$  軸とする。機構モデルとして、支持脚と上半身で構成されるメインシステムを図 1(a)に、遊脚側の大腿部と下腿部で構成されるサブシステムを図 1(b)に示す。メインシステムでは座標系の原点を足関節に、サブシステムでは股関節に固定する。以下では、メインシステムにおける添え字を脚部は  $m1$ 、上半身は  $m2$ 、足部は  $f$  とする。

身体パラメータとして、 $m$  をセグメントの質量、 $L$  をセグメント長、 $l$  を近位端から質量中心までの高さ、 $J$  を質量中心まわりの慣性モーメントとする。また、セグメントの質量中心変位を  $(y, z)$ 、軸まわりの回転角度を  $\phi$  とし、 $x$  軸の正方向を見て時計まわりを正とする。身体パラメータは文献<sup>(2)(3)</sup>を参考に決定した。

サブシステムでは、添え字を大腿部は  $s1$ 、下腿部は  $s2$  とし、身体パラメータはメインシステムと同様の定義とした。また、質量中心変位を  $(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z})$  とする。

メインシステムは、軸まわりの回転角度が微小として、前額面のみの運動を考え、足部は動かないとする。サブシステムは3次元における運動を考える。

##### 2.2 遊脚側の股関節に作用する力の推定

サブシステムから、大腿部、下腿部に取り付けた慣性センサの計測に基づき遊脚の股関節に作用するせん断力  $R_{s,hy}$ 、鉛直力  $R_{s,hz}$ 、モーメント  $N_{s,hx}$  を推定する。

計測値として、慣性センサから角速度、加速度がセンサ座標系で得られる。以下では、センサ座標系を  $(\xi, \eta, \zeta)$  で表す。

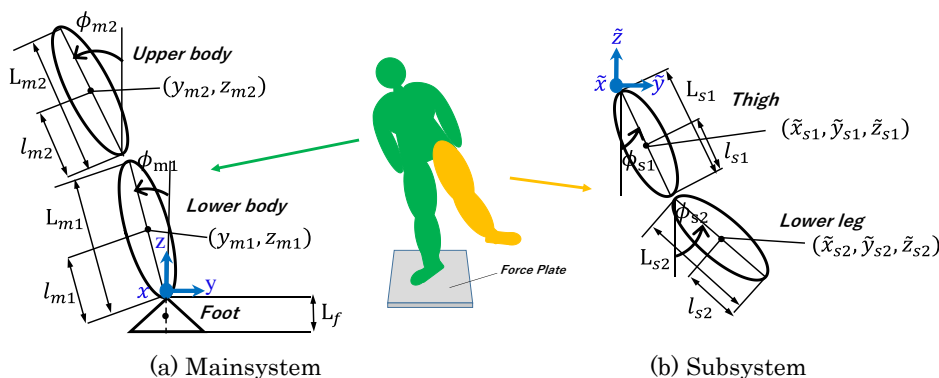


Fig. 1 Rigid body models for estimation of the center of mass in single-leg standing.

拡張カルマンフィルタより推定した慣性センサの姿勢角<sup>(4)</sup>より、各軸まわりの回転角度 $\phi$ ,  $\theta$ が得られる。この姿勢角を用いて計測した加速度を変換することで、大腿部と下腿部の各質量中心の水平・鉛直加速度が得られる。

計測した慣性センサの値から遊脚側股関節に作用する力とモーメントを求める。大腿部、下腿部の運動方程式から遊脚側股関節に作用する $y$ 軸と $z$ 軸方向の力は以下のように表される。

$$\begin{aligned} R_{s,hy} &= m_{s1}\ddot{y}_{s1} + m_{s2}\ddot{y}_{s2} \\ R_{s,hz} &= -m_{s1}g - m_{s2}g - m_{s1}\ddot{z}_{s1} - m_{s2}\ddot{z}_{s2} \end{aligned} \quad (1)$$

また、遊脚側股関節に作用するモーメントは次式となる。

$$\begin{aligned} N_{s,hx} &= -(m_{s2}g + m_{s2}\ddot{z}_{s2})\{l_{s1}\sin\phi_{s1} + (L_{s2} - l_{s2})\sin\phi_{s2}\} \\ &\quad - m_{s2}\ddot{y}_{s2}\{l_{s1}\cos\phi_{s1} + (L_{s2} - l_{s2})\cos\phi_{s2}\} \\ &\quad + R_{s,hz}(L_{s1} - l_{s1})\sin\phi_{s1} - R_{s,hy}(L_{s1} - l_{s1})\cos\phi_{s1} \\ &\quad - \cos\theta_{s1}N_{s1,\xi} - \sin\theta_{s1}\sin\phi_{s1}N_{s1,\eta} - \sin\theta_{s1}\cos\phi_{s1}N_{s1,\zeta} \\ &\quad - \cos\theta_{s2}N_{s2,\xi} - \sin\theta_{s2}\sin\phi_{s2}N_{s2,\eta} - \sin\theta_{s2}\cos\phi_{s2}N_{s2,\zeta} \end{aligned} \quad (2)$$

ここに、サブシステムの下腿・大腿のセグメントモーメント $N_{\xi}, N_{\eta}, N_{\zeta}$ は、オイラーの運動方程式より求めた。

### 2.3 質量中心推定

遊脚側股関節に作用する力と、フォースプレートと頭部慣性センサの計測に基づき、メインシステムの運動方程式から質量中心変位を推定する。フォースプレートからの計測値として、垂直力を $R_y$ 、 $x$ 軸まわりのモーメントを $N_x$ とし、頭部慣性センサの計測値から得られる水平加速度を $\ddot{y}_{hd}$ とする。また、メインシステムの質量中心変位を $(y_m, z_m)$ 、遊脚を含む全身の質量中心変位を $(y_b, z_b)$ とする。

まず、メインシステムの並進と回転に関する運動方程式に遊脚の股関節から受ける力を付加する。さらに、これに頭部水平加速度を表す式を加えると、以下のような未知変数を $\ddot{y}_{m1}$ ,  $\ddot{y}_{m2}$ ,  $y_m$ とする3元1次連立方程式が得られる。

$$\begin{bmatrix} m_{m1} & m_{m2} & 0 \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ (L_{m2} - l_{m2})L_{m1}/l_{m1}l_{m2} & -L_{m2}/l_{m2} & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{y}_{m1} \\ \ddot{y}_{m2} \\ y_m \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_1 \\ f_2 \\ \ddot{y}_{hd} \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$a_{21} = \frac{J_{m1}}{l_{m1}} - \frac{J_{m2}L_{m1}}{l_{m1}l_{m2}} + m_{m1}(L_f + l_{m1})$$

$$a_{22} = \frac{J_{m2}}{l_{m2}} + m_{m2}(L_f + L_{m1} + l_{m2})$$

$$a_{23} = -m_m g + R_{s,hz} \frac{L_{m1}}{l_m}$$

$$f_1 = -R_y - R_{s,hy}, f_2 = -N_x - N_{s,hx} - R_{s,hz}W - R_{s,hy}(L_f + L_{m1})$$

式(3)の連立方程式を解くことにより、メインシステムの質量中心推定式が得られる。

得られた $y_m$ はメインシステムの重心変位であるため、これに遊脚側の質量中心変位を考慮する必要がある。遊脚側の大腿部と下腿部の質量中心変位 $\tilde{y}_{s1}, \tilde{y}_{s2}$ は、股関節を起点とするスティックピクチャーから姿勢角推定に基づいて推定し、以下の式でメインシステムの質量中心と合成する。

$$m_b y_b = m_m y_m + m_{s1} \tilde{y}_{s1} + m_{s2} \tilde{y}_{s2} \quad (4)$$

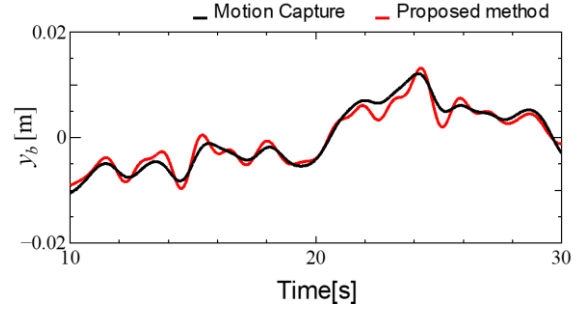


Fig. 2 Comparison of the COM estimations between the present method and the optical motion capture system in the single-leg standing test.

## 3. 検証実験

### 3.1 実験の概要

本手法の質量中心の推定精度を検証するために、光学式モーションキャプチャとの比較による検証実験を行った。被験者は20代健康者5名とし、素足で両腕を自然におろした姿勢で右足を支持脚とする片脚立位を行った。計測時間は40秒とし、各被験者5回の実験を行った。

計測は、3台の慣性センサ(IMS-WD, テック技販)と1台のフォースプレート(TF-3040, テック技販)を用いた。慣性センサは、頭部の背面と左大腿、左下腿の左側面に装着した。また、精度検証のために光学式モーションキャプチャ(MAC3D system, Motion Analysis)を使用した。いずれもサンプリング周波数は100 Hzとした。

### 3.2 実験結果

慣性センサとフォースプレートを用いた片脚立位における質量中心変位の推定結果を図2に赤線で示す。比較のために、光学式モーションキャプチャから推定した質量中心変位を黒線で示す。この結果より、本手法によって質量中心変位が一定の精度で推定できていることがわかる。

## 4. 結言

本研究では、フォースプレートと慣性センサを用いた実用的な片脚立位の質量中心推定法を提案し、その有効性を検証した。支持脚と上半身で構成するメインシステムの質量中心変位を遊脚のサブシステムの動特性を考慮して推定した。光学式モーションキャプチャとの比較実験の結果より、一定の精度で推定できることが確認できた。実用的な片脚立位の運動解析が可能になれば、医療・スポーツ分野でのバランス評価の発展につながることを期待される。

## 文献

- (1) 園部 元康, 井上 喜雄, フォースプレート計測に基づく立位時の矢状面質量中心推定(推定誤差の発生メカニズムと推定精度の評価), 日本機械学会論文集, 85巻, 877号(2019)
- (2) 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, pp.23-33, 1992.
- (3) David A. Winter, 訳 長野 明紀, 吉岡 伸輔, バイオメカニクス-人体運動の力学と制御 原著第4版, ラウンドフラット出版, 2011
- (4) 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, 79巻, 803号(2013)