

# 修士論文要旨

## フォースプレートと慣性センサによる立位時質量中心のリアルタイム推定

### COM real-time estimation during standing using a force plate and an inertial sensor

知能機械工学コース

動的デザイン研究室 1225022 熊本 純也

#### 1. 緒言

立位時のバランス変化を評価する容易な方法として重心動揺計による圧力中心(COP)評価が一般的である。しかし、力学的な観点からは重心(COM)と関節トルクの個々で評価する必要がある。一般的にCOMは3次元動作解析システムで測定が行われるが、3次元解析システムは計測の手間が大きいので、COMの推定法としては実用的でない。

COMを推定する手段の1つにフォースプレートを用いる方法がある。過去のフォースプレートを用いた研究では、単一剛体振子モデルの運動方程式に基づく質量中心推定手法が提案されているが、股関節戦略の影響が大きい場合は推定誤差が大きくなることが報告されている(1)。本報ではこの手法を拡張し、慣性センサ(IMU)を1台加えることで、股関節戦略時のCOM推定精度を向上させる。また、バランス運動は各関節トルクの貢献度によって個人特性を評価できる。しかし、2つの戦略が混ざり合っている場合に個別の関節トルクを評価することは困難であるため、関節トルクではなく関節戦略で議論すればより理解が容易になると考えられる。

本研究では、フォースプレートとIMUによる計測から立位時COMの推定方法を示すことと、モード座標によって定義できる加速度を使って関節戦略を表すことを目的とする。本手法の有効性は股関節戦略の影響が大きい運動で検証実験を行い、その精度を3次元動作解析システムと比較することで検証する。

#### 2. COM推定式の定義

##### 2.1 倒立振子モデル

本研究では、足関節と股関節にジョイントを持つ2本の剛体リンクモデルと定義し、図1に示した。座標軸は矢状面前方をx軸、鉛直上方をz軸とする右手系とする。下半身、上半身、足部、身体部( $i=1,2,f,b$ )のCOMはそれぞれ( $x_i, z_i$ )とする。身体パラメータとして質量を $m_i$ 、セグメント下端から質量中心までの長さを $l_i$ 、セグメント長さを $L_i$ 、各剛体リンクの質

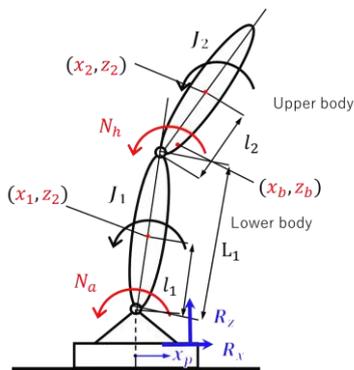


Fig. 1 Double-link model

量中心まわりの慣性トルクを $J_i$ とする。これらのパラメータは論文(2)を参考にして被験者の身長と体重から導出した。床反力計からの計測値としてせん断力 $R_x$ 、垂直反力 $R_z$ 、圧力中心を $x_p$ 、足関節と股関節に作用するトルクを $N_a, N_h$ とする。

このモデルの並進、回転の運動方程式は以下のようになる。

$$m_1 \ddot{x}_1 + m_2 \ddot{x}_2 = -R_x \quad (1)$$

$$\left( \frac{J_1}{l_1} - \frac{J_2 L_1}{l_1 l_2} + m_1 l_1 \right) \ddot{x}_1 + \left\{ \frac{J_2}{l_2} + m_2 (L_1 + l_2) \right\} \ddot{x}_2 \quad (2)$$

$$-(m_1 + m_2) g x_b = -M g x_p + L_f R_x$$

##### 2.2 慣性センサ(IMU)による加速度推定

式(1)、式(2)より未知数( $\ddot{x}_1, \ddot{x}_2, x_b$ )を推定する必要がある。しかし式より未知数が多いため、頭部にIMUを追加し、未知変数を推定することを試みる。頭部に慣性センサを追加した場合の加速度の関係式は、次のようになる。

$$\ddot{x}_{hd} = \frac{L_1}{l_1 l_2} (l_2 - L_2) \ddot{x}_1 + \frac{L_2}{l_2} \ddot{x}_2 \quad (3)$$

$x_{hd}$ は頭部加速度を表す。式(1)~式(3)より、3元連立一次方程式から $\ddot{x}_1, \ddot{x}_2, x_b$ が求まる。

##### 3. モード座標を用いた関節戦略定義

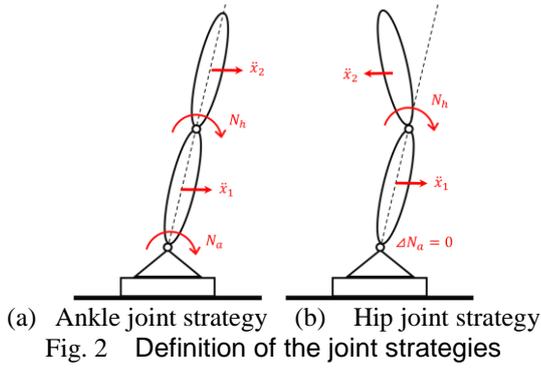
運動学的観点から、2つの関節戦略モードを定義する。2リンクモデルが直線的であり、足関節トルクと股関節トルクが協調している場合を足関節戦略と定義し、図2(a)に示す。また、足関節トルク $N_a$ と重力項の関係式より式(2)は式(4)のように表せる。

$$\left( \frac{J_1}{l_1} + m_1 l_1 - \frac{J_2 L_1}{l_1 l_2} \right) \ddot{x}_1 + \left( \frac{J_2}{l_2} + m_2 (L_1 + l_2) \right) \ddot{x}_2 = \Delta N_a \quad (4)$$

$$\Delta N_a = (N_a - m_b g x_b)$$

式(4)より、足関節トルクは $N_a = m_b g x_b$ のとき $\Delta N_a = 0$ となり重力トルクと相殺されて質量中心の運動に寄与なくなり、股関節トルクのみが質量中心加速度に影響する。これを股関節戦略と定義し図2(b)に示す。

関節戦略をモード座標を用いた加速度比で表現するためにモード座標 $\xi$ を定義する。



$$\mathbf{x} = \mathbf{V}_\xi \ddot{\xi} \quad (5)$$

$$\mathbf{x} = \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix}, \ddot{\xi} = \begin{bmatrix} \ddot{\xi}_1 \\ \ddot{\xi}_2 \end{bmatrix}, \mathbf{V}_\xi = \begin{bmatrix} \bar{v}_{\xi 1} & \bar{v}_{\xi 2} \end{bmatrix},$$

$$\bar{v}_{\xi 1} = \begin{bmatrix} \frac{l_1}{\sqrt{l_1^2 + (L_1 + L_2)^2}} \\ \frac{L_1 + L_2}{\sqrt{l_1^2 + (L_1 + L_2)^2}} \end{bmatrix}, \bar{v}_{\xi 2} = \begin{bmatrix} \frac{J_2 + m_2(L_1 + L_2)}{d} \\ \frac{J_1 - J_2 L_1 + m_1 l_1}{d} \end{bmatrix}$$

$$d = \sqrt{\left( \frac{J_1 - J_2 L_1 + m_1 l_1}{l_1} - \frac{J_2}{l_2} \right)^2 + \left\{ \frac{J_2 + m_2(L_1 + L_2)}{l_2} \right\}^2}$$

$\ddot{\xi}_1$ が足関節戦略モード， $\ddot{\xi}_2$ が股関節戦略モードを表す．座標変換行列 $\mathbf{V}_\xi$ は，各要素ベクトルのノルムが1になるように正規化している．2章で示した下半身，上半身の質量中心加速度 $\ddot{x}_i$ が推定できれば，式(5)の座標変換によって足関節戦略モードと股関節戦略モードに変換することで推定できる．また，モード加速度 $\ddot{\xi}$ を用いて関節戦略モード比 $R_M$ を推定する．

$$R_M = \frac{RMS[\ddot{\xi}_2]}{RMS[\ddot{\xi}_1] + RMS[\ddot{\xi}_2]} \quad (6)$$

これによってバランス運動に対して股関節戦略の貢献度を調べることができる．

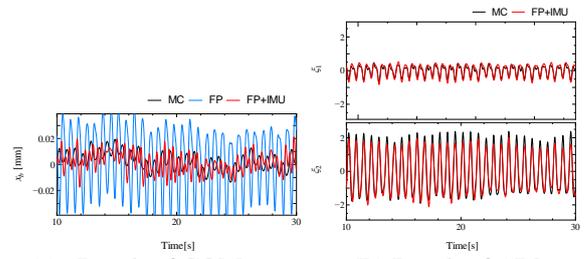
#### 4. 実験による精度検証

##### 4.1 実験の概要

20代の健常者7名に対して股関節を中心とした前後揺動(1.5Hz)の計測を3回行った．揺動はメトロノームでリズムをとり，被験者自らが揺動を行った．今回の実験ではフォースプレート(TF3040, テック技販)1台と頭部に慣性センサ(TS ND151, ATR-Promotions)を組み合わせて，本手法の精度検証としてMCシステム(Kestrel Motion Analysis)を用いて比較した．サンプリング時間はすべて100Hzで行った．

##### 4.2 COMの推定結果

図3(a)に1名1回分のCOMの実験結果を示す．黒線がMC，青線が過去の報告<sup>(1)</sup>，赤線が本提案手法とする．過去の報告<sup>(1)</sup>では，股関節戦略の影響が大きい場合は推定誤差が大きくなることが報告されているが，実験結果より本手法により推定誤差が小さくなっている．また，MC計測値と本手法のCOM推定値の相関係数を表1に示す．この結果では，すべての被験者ごとの3回分の実験の平均を示す．精度の高い被験者では0.49~0.57近い値を示し，最も低い被験者では0.27程度であった．これは主に高周波成分の細かい揺れが影



(a) Result of COM (b) Result of AP2

Fig. 3 Results for estimation of COM & joint strategy

Table1 Correlation coefficient of estimated value between MC and fp & IMU measurement.

Subject	Correlation coefficient
1	0.4993
2	0.5732
3	0.3487
4	0.3514
5	0.2729
6	0.5774
7	0.5367

Table2 Joint strategy mode ratio estimated value between MC and fp & IMU measurement.

Subject	Joint strategy mode ratio
1	0.6437
2	0.7571
3	0.3319
4	0.6946
5	0.7521
6	0.8278
7	0.6578

この結果より，IMUの追加による質量中心の推定精度の向上を確認できた．

##### 4.3 関節戦略を表すモード加速度の推定

図3(b)に関節戦略を表すモード加速度の実験結果を示す．黒線がMC，赤線が本提案手法とする．この結果より，本手法により高い精度でモード加速度が推定出来ることが確認できた．また，MC計測値と本手法の関節戦略モード比を表2に示す．表2よりほぼ全ての被験者で0.6以上のモード比が見られた．この結果から，股関節を中心とした前後揺動では股関節戦略が支配的であることが確認できた．

##### 5. 結言

本研究では，フォースプレートとIMUを組み合わせたことで股関節戦略時の人体の立位時COM推定手法を示した．さらに，足関節戦略と股関節戦略を運動学的に推定する手法として，各関節トルクに基づくモード座標を導入し，下半身と上半身の質量中心加速度からモード加速度を求める手法を提案した．

今後の検討課題としては，慣性センサの加速度計測や姿勢推定の精度向上による推定精度の向上や，頭部以外のIMUの検討が挙げられる．

##### 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, 85-877 (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の特性の推定, バイオメカニズム, vol.11(1992), pp, 23-33