

卒業論文要旨

フォースプレート計測に基づく座位時の上半身質量中心推定

COM estimation during sitting from force plate measurement

システム工学群

動的デザイン研究室 1200074 鈴木 誠也

1. 緒言

人体の運動を解析するためには、質量中心の推定が重要である。特に座位の質量中心推定ができれば、輸送機器搭乗者の挙動解析、座位のバランスモデリング、立位が困難な患者のバランス評価に応用できる。しかし、人間の座位時の実用的な質量中心推定法は確立されていない。立位の質量中心推定の手法として、モーションキャプチャ（以下 MC）計測、慣性センサ計測のほかに、我々の研究グループではフォースプレート（以下 FP）計測からの質量中心推定法⁽¹⁾を提案している。FP 計測の利点は、計測が容易であることである。

本研究では FP 計測から座位時の質量中心を推定する。安静時のみならず故意に動く場合や、乗り物が動く場合にも対応させるため、安静座位、故意揺動、座面揺動の 3 パターンでの質量中心推定法を検討する。対象は矢状面のみとする。

立位時と大きく異なる点として、身体が地面と椅子の 2 か所での接触することが挙げられる。これに関しては、FP を座面のみに配置した場合（脚部から受ける力を無視）と、FP を座面と足裏の両方に配置した場合の 2 パターンで検討した。

2. 座位時上半身の質量中心推定

2.1 座位時身体モデル

座位身体モデルを図 1 に示す。モデルでは、文献⁽²⁾を参考に肋骨下端を境界として、骨盤と上半身（頭部、上腕、腕）を分割する。上半身は肋骨下端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 、骨盤部は p 、上半身部は u とする。

前方を x 軸、鉛直方向を 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 軸を肋骨下端の midpoint、 z 軸を支持面の高さとする。 X_s は支持面の絶対変位、 θ_u は上半身の姿勢角とし、右回りを正とする。臀部下の FP からの計測値として、垂直力を R_{z1} 、せん断力を R_{x1} 、 y 軸周りのモーメントを N_{y1} とする。身体パラメータとして、 m_p を骨盤部質量、 m_b を上半身質量、 J_u を上半身質量中心まわりの慣性モーメント、 L_p を骨盤の高さ、 l_p を骨盤の質量中心の高さ、 l_b を肋骨下端から上半身質量中心までの長さ、 g を重力加速度とする。以下では、姿勢角 θ_u 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 のモデルの並進と回転に関する運動方程式は、以下のようになる。

$$\left. \begin{aligned} m_u \ddot{x}_u &= -\frac{R_{z1}}{g} \ddot{X}_s - R_{x1} \\ \left(\frac{J_u}{l_u} + m_u l_u \right) \ddot{x}_u + m_u g x_u &= \left\{ \left(\frac{R_{z1}}{g} - m_u \right) l_p + (L_p + l_u) m_u \right\} \ddot{X}_s + N_{y1} \end{aligned} \right\} (1)$$

2.2 FP 計測に基づく質量中心推定

2.2.1 脚部からの力を無視する場合

まず図 1 の骨盤部と上半身のように、人体が脚部を無視した 1 リンクモデル（以下モデル I）であると仮定し、立位時と同様の手順で上半身の質量中心推定を行った。これによって、脚部から受ける力や股関節にかかるモーメントがないことになるため、立位時の質量中心推定に近い手順で質量中心推定を行う。

式(1)の第 1 式より、上半身の質量中心加速度は、

$$\ddot{x}_u = -\frac{1}{m_u} \left(\frac{R_{z1}}{g} \ddot{X}_s - R_{x1} \right) \quad (2)$$

式(1)と式(2)より、上半身の質量中心位置は、

$$\tilde{x}_u = \frac{1}{m_u g} \left[-\left(\frac{J_u}{l_u} + m_u l_u \right) \ddot{x}_u + \left\{ \left(\frac{R_{z1}}{g} - m_u \right) l_p + (L_p + l_u) m_u \right\} \ddot{X}_s + N_{y1} \right] \quad (3)$$

2.2.2 脚部からの力を考慮する場合

次に人体を単純な 1 リンクモデルとして考えるのではなく、図 1 全体のような骨盤部と脚部が繋がっているモデル（以下モデル II）で質量中心推定を行う。このモデルでは、脚部で踏ん張った際に生まれる力 R_{hx} 、 R_{hz} や、股関節にかかるモーメント N_h などを考慮したうえで質量中心推定を行う必要がある。なお、身体パラメータとして、 m_t を大腿部質量、 m_l を下腿部質量、 m_f を足部質量、 L_t を大腿部の長さ、 l_t を大

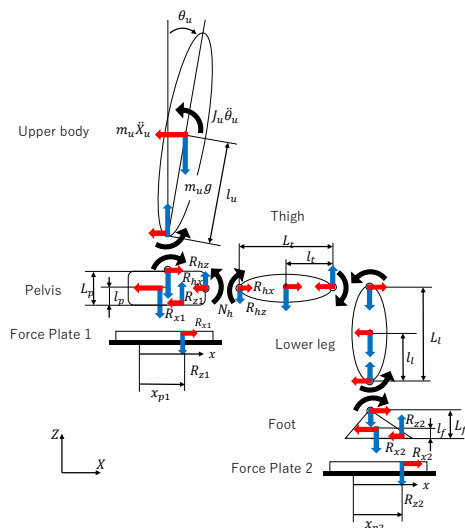


Fig. 1 Link model

Table 1 Correlation coefficient of COM displacement between FP and MC

| Model | Rest sitting test | | Intentional swing test | | Seat swing test | |
|-----------|-------------------|------|------------------------|------|-----------------|------|
| | I | II | I | II | I | II |
| Subject A | 0.59 | 0.82 | 0.97 | 0.98 | 0.75 | 0.34 |
| Subject B | 0.15 | 0.42 | 0.98 | 0.96 | 0.35 | 0.10 |
| Subject C | 0.50 | 0.51 | 0.99 | 0.99 | 0.76 | 0.62 |

Table 1 Correlation coefficient of COM acceleration between FP and MC

| Model | Rest sitting test | | Intentional swing test | | Seat swing test | |
|-----------|-------------------|-------|------------------------|------|-----------------|------|
| | I | II | I | II | I | II |
| Subject A | 0.82 | 0.83 | 0.93 | 0.98 | 0.72 | 0.48 |
| Subject B | 0.39 | 0.28 | 0.96 | 0.86 | 0.12 | 0.51 |
| Subject C | -0.02 | -0.00 | 0.98 | 0.99 | 0.63 | 0.33 |

腿部の質量中心変位, L_l を下腿部の長さ, l_l を下腿部の質量中心変位, L_f を足部の長さ, l_f を足部の質量中心変位とする。

このモデルの場合, 上半身の質量中心加速度は次のようになる。

$$\ddot{\tilde{x}} = -\frac{1}{m_u} \left(\frac{R_{z1} + R_{hz}}{g} \ddot{X}_s - R_{x1} + R_{hx} \right) \quad (4)$$

式(4)より, 上半身の質量中心位置は, 次のようになる。

$$\tilde{x}_u = \frac{1}{m_u g} \left[-\left(\frac{J_u}{l_u} + m_u l_u \right) \ddot{X}_s + \left\{ \left(\frac{R_{z1} + R_{hz}}{g} - m_u \right) l_p + (L_p + l_p) m_u \right\} \ddot{X}_s + N_h \right] \quad (5)$$

3. 実験概要と推定結果

3.1 実験内容

FP はテック技販の TF3040 を使用し, 垂直力とせん断力を測るため, 臀部下と足部下にそれぞれ 1 枚ずつ, 計 2 枚使用した。この FP を揺動実験機に固定し, 座面揺動ではこの実験機を揺動させた。また, FP の測定値から推定した質量中心の妥当性検証のために, MC カメラを使用し, 上半身質量中心を求めた。

計測時間は予備時間 5 秒, 解析時間 35 秒, 計 40 秒として 9 回の実験を行った。サンプリング周波数を 100Hz, 被験者は 3 人とした。膝の角度は 90 度になるように指定し, カメラの都合上, 被験者は腕部を胴体から矢状面方向に 30 度の位置で組んだ状態で実験を行った。なお, 計測データに対して, 0.1~1.0Hz のバンドパスフィルタを適用した。

座面揺動実験では揺動実験機に揺動加速度 0.05~1.5Hz の帯域で 0.05Hz 刻みの周波数 20 個を印可し, 加速度振幅を 0.2Hz として実験を行った。

3.2 検証結果

推定結果の MC と FP の相関係数を表 1 と表 2 に示す。安静座位実験の結果を図 3 示す。被験者 A は特にモデル II で強い相関を示し, モデル I よりモデル II の方が近い推定結果になった。被験者 B と被験者 C は MC と FP で位相にずれが生じていたので, 少し低い相関係数になった。

故意揺動実験では, 被験者にメトロノームで指定した 0.25Hz で揺動するように指示した。故意揺動実験の結果を図 4 に示す。故意揺動実験では, どの実験においても MC と FP が強い相関になり, 多少モデル B の方が強い相関になった。

座面揺動実験の結果を図 5 に示す。結果として, どの実験も強い相関にはならず, MC と FP の推定結果に大きく差がでた。今回, 上半身を 1 リンク剛体モデルと仮定し, 背骨の

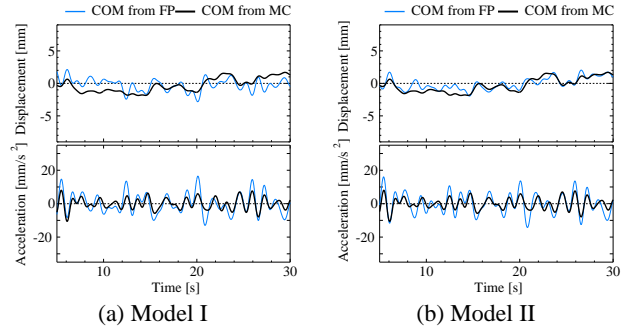


Fig. 3 COM estimation results in rest sitting test (Subject A)

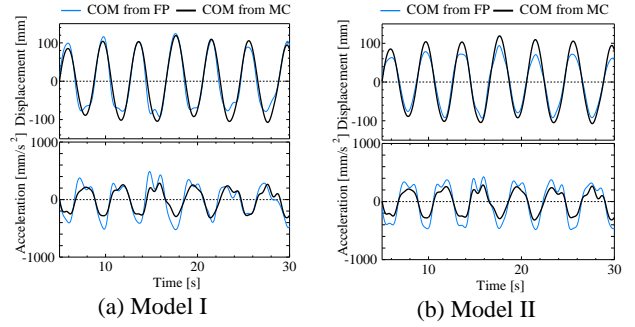


Fig. 4 COM estimation results in Intentional swing test (Subject A)

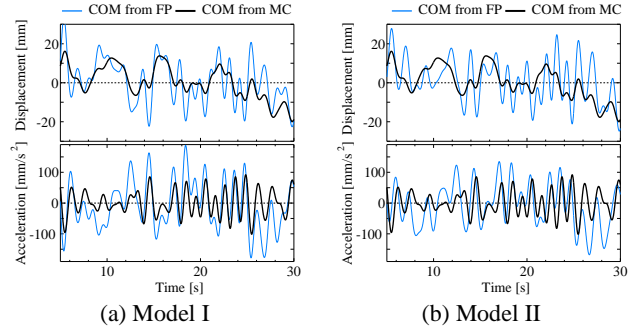


Fig. 5 COM estimation results in seat swing test (Subject A)

湾曲については無視して FP 推定を行ったため, これが座面揺動実験の推定結果に影響していることが考えられる。そのため, 座面揺動実験の推定には, まず背骨の柔軟性を調査し, 背骨を 1 つの梁とみなし, モード評価を行う必要がある。

4. 結言

本研究では, FP 計測を用いた, 座位時の質量中心推定の確立を目的とした。実験より, 特に脚部からの力を考慮した場合の安静座位時と故意揺動時の 2 パターンにおいて, MC と FP で大きな差異なく推定することができた。しかし, 座面揺動時は背骨の湾曲が推定結果に大きく影響している。また, 個人によって推定精度に差が生まれているので, 現状ではそれぞれの質量中心推定を行うことは難しい。今後は, 背骨の柔軟性を調査したのちに, 背骨のモード評価を行い, 座面揺動時の推定を検討していく。

文献

- (1) 園部元康, 井上喜雄, FP 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
- (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