

卒業論文要旨

フォースプレート計測に基づく座位前額面の上半身質量中心推定

Center of mass estimation of upper body in sitting posture on frontal plane from force platform measurements

システム工学群

動的デザイン研究室 1250027 大口 紘生

1. 緒言

健常者のバランス評価は一般的に立位で行われるが、立位が難しい高齢者、脳卒中、脳性麻痺患者などは評価が難しい。一方、脳卒中患者の座位時の姿勢制御は、立位や歩行に影響すると報告されており⁽¹⁾、立位の難しい患者には座位での評価が適している。座位バランスは、圧力中心に基づく評価がされてきた⁽²⁾が、座位の接地面は座面と足底に分散するため、圧力中心の変動のみではバランス能力の正確な評価が難しい可能性がある。より詳細な評価のためには上半身の質量中心 (COM) の評価が望ましいが、一般的な計測方法である光学式モーションキャプチャー (MC) 計測は実用的とは言えない。これに対し、我々は座面と足下のフォースプレート (FP) 計測に基づいた座位矢状面の上半身の質量中心 (COM) 推定法を提案しており、実用的かつ高精度な COM 推定が可能である⁽³⁾が、前額面の推定法は検討していなかった。

本研究では、FP 計測に基づく座位前額面の上半身 COM 推定を目的とする。座面と足下の床反力、モーメントを計測し、座位身体モデルより立式した推定式から上半身 COM 加速度と変位を導出した。本推定法の精度検証として、MC 計測からの推定値と比較した。

2. 上半身の COM 推定法

上半身 COM 推定に用いる座位身体モデルを図 1 に示す。これは正面から見た図であり、背もたれのない椅子に座り、座面と足下に設置した FP で力とモーメントを計測できる。モデルは骨盤を除く胴体部に頭部・上腕・前腕・手部を 1 つにした上半身、骨盤、右大腿部、左大腿部、右下腿部、左下腿部、右足部、左足部の 8 つのセグメントで構成され、上半身は単一の剛体リンクとみなす。骨盤や脚部は支持面に固定されて上半身のみが運動する 1 自由度系とみなし、上半身の傾きは微小と仮定する。

座標系として、静止座標系 (X, Y, Z) と座面からの相対座標系 (x, y, z) を定義する。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 軸とする。 Y_s は静止座標系における座面変位、 y_u は上半身の COM 変位とする。FP の計測値は鉛直力を R_z 、 y 軸水平力を R_y 、 x 軸まわりのモーメントを N_x とする。座面と足下の FP の計測値をそれぞれ添え字 1, 2 で表す。各セグメントの質量を m 、COM まわりの x 軸に関するモーメントを J 、セグメント長を L 、セグメント下端からセグメントの COM までの長さを l と表す。各セグメントの身体パラメータを文献⁽⁴⁾⁽⁵⁾より、身長 H と体重 M の割合で決定した (表 1)。

図 1 の身体モデルから 8 つのセグメントに関する水平、鉛

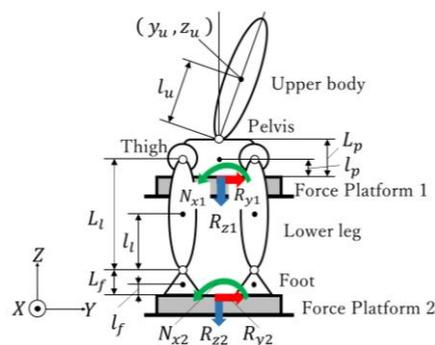


Fig. 1 Seated body model in frontal plane

Table 1 Physical parameters for each segment

Segment	Symbol	Value
Upper body	m_u	$0.534M$
	J_u	$0.0102MH^2$
	l_u	$0.166H$
Pelvis	m_p	$0.122M$
	l_p	$0.025H$
	L_p	$0.050H$
Thigh	m_t	$0.110M$
	l_t	$0.129H$
	L_t	$0.245H$
Lower leg	m_l	$0.051M$
	l_l	$0.146H$
	L_l	$0.246H$
Foot	m_f	$0.011M$
	l_f	$0.016H$
	L_f	$0.039H$

直、回転の運動方程式が得られる。これらの運動方程式から上半身 COM 加速度と COM 変位を求めると以下の式になる。

$$\ddot{y}_u = -\frac{1}{m_u}(M\ddot{Y}_s + R_{y1} + R_{y2}) \quad (1)$$

$$\begin{aligned} \ddot{y}_u = \frac{1}{m_u g} & \left[\left(\frac{J_u}{l_u} + m_u l_u \right) \ddot{y}_u - \{ M(L_p - l_p) - m_u(L_p + l_u - l_p) \right. \\ & + 2m_l(L_l - l_l) + 2m_f(L_l + L_f - l_f) \} \ddot{Y}_s - R_{y1}L_p \\ & \left. - R_{y2}(L_p + L_l + L_f - l_p) - N_{x1} - N_{x2} \right] \quad (2) \end{aligned}$$

3. 精度検証実験

推定精度を実験によって検証した。実験装置として、椅子が設置された揺動可能な6輪台車を使用した(図2)。計測に、実験装置上の椅子の座面と足下に1枚ずつ設置されたFP(TF-3040, テック技販), 台車に内蔵された加速度センサを使用した。推定精度の比較のため, MC(NAC3D System, Motion Analysis)を使用した。全ての計測装置のサンプリング周波数は100Hzとした。

被験者20代男性健常者4名に対し, 3種類の実験(A, B, C)を3回ずつ実施した。実験Aは安静座位実験で, 被験者は静止した実験装置上に座り, 安静状態を40秒間保持した。

実験Bは随意運動実験で, 被験者は静止した実験装置上に座り, 5秒間の安静状態の後に0.25Hzで30秒間上半身を左右に動かした後再び5秒間の安静状態を保持した。実験Cは座面揺動実験で, 被験者は実験装置上に座り, 実験装置に0.05~1.5Hzの周波数を重ね合わせたマルチcos波から加速度を生成し与え, 40秒間左右に揺動させた。

各実験の上半身のCOM変位は, FPと加速度センサの計測値を式(1),(2)に代入して導出した。その際に, ドリフトの影響を除去するためFPの計測値に0.08Hz, 6次のハイパスフィルタをかけた。また, 高周波ノイズを除去するためにCOM変位の推定値に2.7Hz, 5次のローパスフィルタをかけた。

上半身COMの推定精度は, MC計測による推定値との間の相関係数と二乗平均平方根誤差(RMSE)で評価した。フィルタの影響を除くために解析区間は計測の両端5秒間を切り取った30秒間とした。

4. 結果

FPとMC計測に基づく推定結果として, 図3~図5に被験者3の各実験1回目の上半身COM変位の時系列データを示す。上半身COM推定精度の評価として, 表2にFPとMC計測の間のCOM変位の相関係数, 表3にRMSEとMC計測に基づく上半身COM変位の二乗平均平方根(RMS)をそれぞれ全被験者平均で示す。この結果より, 特に安静座位と随意運動では高い推定精度が示されたが, 支持面揺動の場合には精度の低下がみられた。

5. 結言

本研究は, FP計測に基づく座位前額面の上半身COM推定法を検証した。MC計測との比較より, 安静座位と随意運動では高精度な推定が行えると確認できた。今後は被験者を増やして本推定法の妥当性を確認する。

6. 参考文献

- (1) Lee K, Lee D, et al., The relationship between sitting balance, trunk control and mobility with predictive for current mobility level in survivors of sub-acute stroke, PLoS One 16(8), e0251977 (2021).
- (2) Jonathan Pierret, et al., Impaired postural control of axial segments in children with cerebral palsy, Gait and Posture 86, pp. 266-272 (2021).
- (3) 村上 博都, 園部 元康, フォースプレート計測に基づく座位の上半身の質量中心推定, 日本機械学会論文集, vol. 89, No. 917, pp. 22-00294 (2023).
- (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, pp. 23-33 (1992).
- (5) Contini, R., Body segment parameter, Part II, Artificial limbs, vol. 16, No. 1, pp. 1-19, (1972).

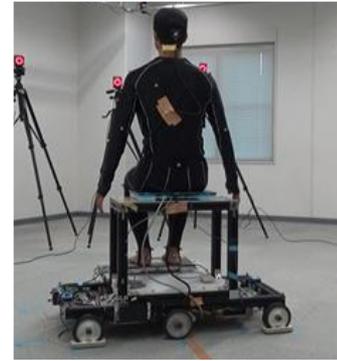


Fig. 2 COM estimation experiment

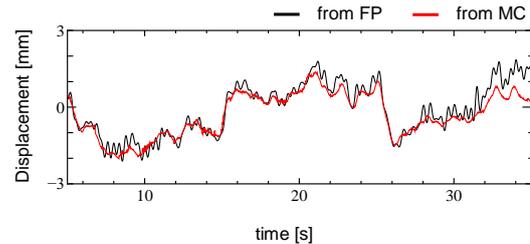


Fig. 3 Results of COM estimation in Experiment A (subject 3)

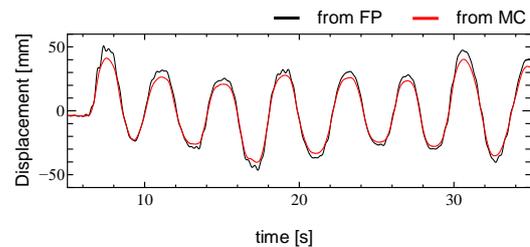


Fig. 4 Results of COM estimation in Experiment B (subject 3)

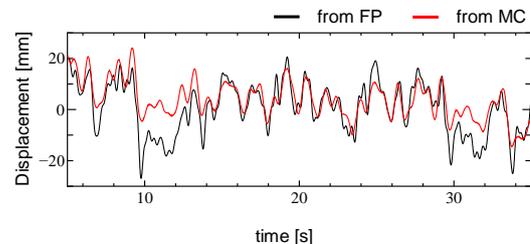


Fig. 5 Results of COM estimation in Experiment C (subject 3)

Table 2 Correlation coefficients of COM displacements between FP and MC measurements.

Subject	A	B	C
1	0.950	0.998	0.868
2	0.935	0.998	0.807
3	0.965	0.999	0.868
4	0.813	0.999	0.866
Average	0.915	0.998	0.852

Table 3 Root mean square error and root mean square of COM displacement from FP and MC measurements

	A	B	C
RMSE [mm]	0.47 ± 0.13	6.52 ± 0.93	5.56 ± 0.21
RMS [mm]	1.12 ± 0.40	34.0 ± 7.11	7.23 ± 0.27