

矢状面水平揺動に対する座位の姿勢制御モデリング

Modeling of sitting posture control in sagittal plane for horizontal sway

知能機械工学コース

動的デザイン研究室 1275007 大楯 司

1. 緒言

ヒトの姿勢制御は前庭感覚、体性感覚、視覚の感覚統合⁽¹⁾に基づいて行われる。特に頭部の加速度や回転を検知する前庭感覚は、車酔いやめまいの原因とされ、その重み付けを定量的に評価することが重要な課題である。感覚器の重み付けを評価する方法の一つとして、支持面揺動に対するヒトの姿勢制御を微分方程式モデルで表現し、未知パラメータを実際の被験者の運動に合致するように推定することで、個人のバランス特性を比較・評価する手法がある。

その手法を用いて立位姿勢⁽²⁾を対象にモデリングを行ってきた。支持面揺動時における姿勢制御の目標は、前庭感覚による頭部加速度抑制と、体性感覚による重心(COM)制御の2つである。立位では機構が2自由度であるため、両者の制御を扱うとモデルが複雑になる。そこで1自由度で扱うために制御対象をCOM制御に限定し、入力を支持面加速度、出力をCOM変位とした。制御則は体性感覚による状態遅延フィードバックと視覚による支持面速度フィードバックを組み合わせた。頭部加速度抑制を考慮していなかったため、前庭感覚の重み付けを評価することはできなかった。

前庭感覚の評価には座位姿勢でのモデリングが有効である。立位と比較して座位では、姿勢の安定性が高く、COM制御が容易になる。その一方で、機構の自由度が下がることで支持面の揺れが頭部に伝わりやすくなり、前庭感覚による頭部加速度抑制の重要度が増し、その重み付けも大きくなると考えられる。さらに、頭部加速度抑制は静止座標系、COM制御は座面に原点を置いた移動座標系で記述されるため、両者の制御則の重みづけを区別して評価することができる。以上の背景より、本研究の目的は、座位のモデル同定を介して前庭感覚が関与する頭部加速度抑制の重み付けを評価することである。

2. 理論

2.1 座位の上半身の質量中心 (COM) 推定

本研究では、支持面加速度を外部刺激として、それに対する上半身COM変位の応答をモデル化した。この際、臀部下と足下に設置した2枚のフォースプレート (FP) および支持面加速度の計測値を用いて、上半身の水平変位と水平加速度を推定した⁽³⁾。推定モデルは図1に示すように、上半身、骨盤、大腿、下腿、足部の5セグメントで構成され、支持面水平揺動時には上半身のみが自由度を持つ1リンクモデルとした。座標系として、静止座標系(X,Y,Z)と、座面基準の相対座標系(x,y,z)を定義し、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軸とした。FPの計測値は、鉛直力 F_z 、水平力 F_x 、y軸周りのモーメント N_y を使用し、臀部下を添え字1、足下を2とした。また、各セグメントの質量を m 、長さを L 、セグメント下端から質量中心までの長さを l 、慣性モーメントを J とした。添え字は上半身を u 、骨盤を p 、大腿を t 、下腿を l 、足部を f としてそれぞれ示す。上半身の

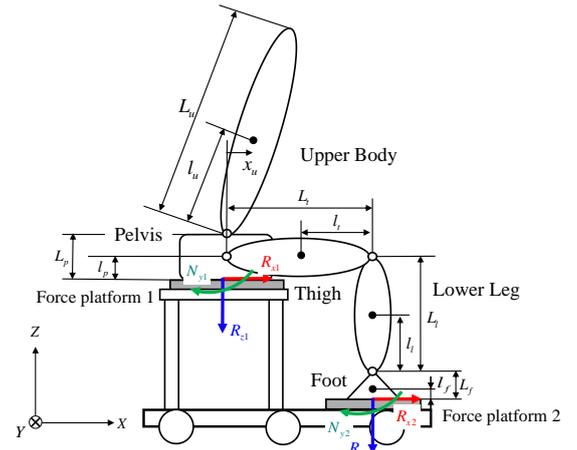


Fig. 1 Upper body COM estimation model

傾きを微小として線形近似化した運動方程式に基づいて、相対座標系で表された上半身COM加速度の推定値 $\ddot{\tilde{x}}_u$ とCOM変位の推定値 \tilde{x}_u を以下の式を用いて推定した。

$$\ddot{\tilde{x}}_u = -\frac{1}{m_u} \{ M\ddot{X}_s + R_{x1} + R_{x2} \} \quad (1)$$

$$\tilde{x}_u = -\frac{1}{m_u g} \{ K_1 \ddot{\tilde{x}}_u + K_2 \ddot{X}_s + K_3 - N_{y1} - N_{y2} + R_{x1}(l_p + l_f - L_f - L_t) + R_{x2}l_f - R_{x1}L_t \} \quad (2)$$

ここに、 K_1, K_2, K_3 は

$$\begin{cases} K_1 = -\frac{J_u}{l_u} + m_u(l_p + l_f - l_u - L_p - L_t - L_f) \\ K_2 = m_u(l_p - l_u - L_p) + M(l_f - L_t - L_f) \\ \quad + m_f(l_t + L_f - l_f) + m_l(L_t - l_t) \\ K_3 = (-m_u L_t - m_p L_t - m_l l_t)g \end{cases}$$

で表される定数係数である。

2.2 座位のバランス制御モデル

本研究では、ホワイトボックスモデリングを用いた。モデルは機構則とバランス制御則から構成される。機構則は図1の上半身の運動方程式で次のように表される。

$$\left(\frac{J_u}{l_u} + m_u l_u \right) \ddot{x}_u(t) - m_u g x_u(t) = -m_u l_u \ddot{X}_s(t) + N_{hip}(t) \quad (3)$$

バランス制御則として、腰部トルク N_{hip} を次式で仮定した。

$$N_{hip}(t) = -k_p x_u(t - t_d) - k_d \dot{x}_u(t - t_d) - k_h \ddot{x}_u(t - t_d) \quad (4)$$

ここで t_d は遅延時間、 k_p は上半身COM制御の比例ゲイン、 k_d はCOM制御の微分ゲイン、 k_h は頭部加速度抑制ゲインである。座位では、視覚が関与する支持面速度フィードバックの

個人差が大きく、モデルの一意な同定が困難であったため、本研究では視覚の影響を排除した。また、座位では頭部加速度抑制の重みが大きくなると予想されることから、第3項を追加した。さらに、COM制御は移動座標系、頭部加速度抑制は静止座標系で定義し、両者を区別して扱うことが可能である。式(3)と式(4)より入力を支持面加速度、出力を上半身COM変位としたときの伝達関数は式(5)のようになる。

$$G(s) = \frac{x_u(s)}{\ddot{X}_s(s)} = \frac{N(s)}{D(s)} \quad (5)$$

$$N(s) = -m_u l_u - k_p e^{-t_d s}$$

$$D(s) = s^2 \left(\frac{J_u}{l_u} + m_u l_u \right) - m_u g + k_p e^{-t_d s} + s k_d e^{-t_d s} + s^2 k_h \frac{L_u}{l_u} e^{-t_d s}$$

3. 周波数応答実験

本研究では、20代男性10名を被験者とし、各被験者に対して1回65秒間の実験を1日10回ずつ、2日間で計20回実施した。支持面速度フィードバックの影響を除去するために、被験者は揺動実験機上の背もたれのない座面に閉眼状態で着座し、さらにモータ音による支持面速度の予測を防ぐために、ノイズキャンセリングヘッドホンを装着し、BGMを流した。実験機には0.05~1.5 Hz帯域で0.05 Hz刻みに30個のcos波を重ね合わせた波形を与え、最大加速度は0.3 m/s²に設定した。また、被験者の揺動への慣れを防ぐため、5パターンの異なる波形を用意した。実験中の水平加速度は内蔵の加速度センサ、COMの推定にはフォースプレート、頭部加速度の計測には慣性センサを用いた。

解析区間を5~65秒(60秒間)に設定し、支持面加速度 $\ddot{X}_s(t)$ 、COM変位 $x_u(t)$ 、COM加速度 $\ddot{x}_u(t)$ に対してフーリエ解析を適用して得たフーリエ係数 $\bar{A}_s(\omega)$ 、 $\bar{x}_u(\omega)$ 、 $\bar{a}_u(\omega)$ を求めた。しかし、低周波帯域では $\bar{a}_u(\omega)$ の誤差が大きく、高周波帯域では $\bar{x}_u(\omega)$ の誤差が大きい傾向が見られたため、0.6 Hzを境界としてフーリエ係数を式(6)のように使い分けて周波数応答関数 $H(\omega)$ を求めた。

$$H(\omega_k) = \begin{cases} \frac{\bar{x}_u(\omega_k)}{\bar{A}_s(\omega_k)} & \left(f_k = \frac{\omega_k}{2\pi} < 0.6\text{Hz} \right) \\ -\frac{1}{\omega_k^2} \frac{\bar{a}_u(\omega_k)}{\bar{A}_s(\omega_k)} & \left(f_k = \frac{\omega_k}{2\pi} \geq 0.6\text{Hz} \right) \end{cases} \quad (6)$$

この手法を用いて得られた10回分の結果を平均することで、各被験者の周波数応答関数を求めた。

式(5)の伝達関数が式(6)の周波数応答関数を表現できるように、非線形最小二乗法を用いて未知パラメータ t_d 、 k_p 、 k_d 、 k_h を推定した。このうち、上半身COM制御の k_p 、 k_d および頭部水平加速度抑制に関する k_h は被験者の体格に依存する⁽⁴⁾ため、身長体重比で正規化した \bar{k}_p 、 \bar{k}_d 、 \bar{k}_h を導入した。また、本研究で仮定した式(4)の比例微分加速度フィードバック(PDA feedback)システムが安定となる条件は文献⁽⁶⁾より、 $|\bar{k}_h| < 1$ であるため、これを非線形最小二乗法の条件式とした。

同定したパラメータの妥当性を、再現性と実現象との相関関係の2つの観点から検証した。再現性の評価として、同一被験者の2日間の同定パラメータを用い、クラス内相関係数ICC(1,1)で測定した。一般に、ICC(1,1)が0.75以上であれば高い再現性があるとされる。また、実現象との相関関係については、頭部加速度抑制ゲイン \bar{k}_h と頭部水平加速度RMSとの関係を調査した。頭部水平加速度RMSは慣性センサの計測値より拡張カルマンフィルタを用いて静止座標系に補正することで算出した。 \bar{k}_h が大きいほど頭部加速度抑制が強くなり、RMSが小さくなると考えられるため、両者の間には負の相関関係があるはずである。

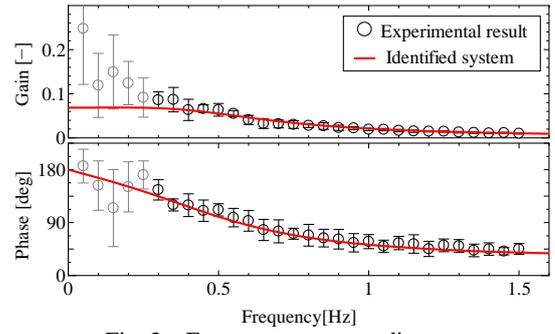


Fig. 2 Frequency response diagrams

Table 1 Identified Parameters (Day 1 vs. Day 2) and ICC(1,1)

Parameter	Day1 (AVG ± SD)	Day2 (AVG ± SD)	ICC(1,1)
\bar{k}_p	33.9 ± 3.2	32.4 ± 3.2	0.806
\bar{k}_d	8.27 ± 1.33	8.15 ± 1.09	0.776
\bar{k}_h	0.738 ± 0.270	0.742 ± 0.270	0.929
t_d	0.132 ± 0.029	0.137 ± 0.027	0.834

4. 結果

図2に代表被験者1名の周波数応答線図を示す。図中の○印は実験10回分の平均値で、エラーバーはその標準偏差を表し、赤線は式(5)の伝達関数に基づいて同定されたシステムの周波数特性を示している。0.3 Hz未満のデータは灰色で示しており、この帯域では被験者間に個人差が大きいことが分かった。個人差が大きいと、全被験者で一貫して説明できるモデルの構築が困難となるため、本研究ではこの帯域をカットし、頭部加速度抑制ゲイン \bar{k}_h の同定を行った。表1には、全被験者の2日分の同定パラメータのICC(1,1)の結果を示しており、全てのパラメータでICC(1,1)は0.75以上となり、高い再現性が確認された。特に頭部加速度抑制ゲイン \bar{k}_h は最も高い再現性を示した。さらに、頭部加速度抑制ゲイン \bar{k}_h と頭部水平加速度RMSの相関係数は $r_h = -0.679$ となり、 \bar{k}_h の値が大きい被験者ほど頭部加速度を小さく抑制する傾向が確認された。これにより、 \bar{k}_h の値が大きいほど前庭感覚が敏感である可能性が示唆された。

5. 結言

本研究では、座位のモデル同定を介して頭部加速度抑制ゲイン \bar{k}_h を評価した。その結果、 \bar{k}_h は同一被験者内で高い再現性を示した。さらに、 \bar{k}_h は頭部加速度RMSと負の相関関係を示し、前庭感覚との関連が示唆された。

文献

- (1) 板屋厚, “感覚と姿勢制御のフィードバックシステム”, バイオメカニズム学会誌, Vol. 39, No. 4, 2015.
- (2) Tsuneda, J., Sonobe, M., "Reliability of standing model and identification technique in response to support surface perturbation", The 19th Asia Pacific Vibration Conference (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質量中心推定”, 日本機械学会論文集, vol. 89, No. 917, pp. 22-00294, 2023.
- (4) Goodworth, A., Felmlee, D., and Karmali, F., "Variation between individuals in sensorimotor feedback control of standing balance" Journal of Neurophysiology, Vol. 130, No. 2 (2023).
- (5) Insperger, T., and Milton, J., “Delay and Uncertainty in Human Balancing Tasks”, Springer (2021)