

画像データのみを用いた座位バランス保持機構のモデル化

Modeling of Seated Human Bodies with Image Data

○前田泰弘 (新潟大院) 平元和彦 (新潟大) 巖見武裕 (秋田大) 島田洋一 (秋田大)

Yasuhiro MAEDA, Graduate School of Niigata University

Kazuhiko HIRAMOTO, Niigata University

Takehiro IWAMI, Akita University

Yoichi SHIMADA, Akita University

Abstract: Modeling of the balancing mechanism of seated human bodies is carried out with experimental image data. In the present study, a new system identification method for the postural control of sitting human is proposed. We assume a two-link-rigid body mechanism as the dynamic model of sitting bodies. In the proposed method, the feedback/feedforward control law for the postural control and unknown body segment parameters (BSPs) of the sitting human body are identified simultaneously. Unknown parameters in the postural control and BSPs are obtained so that the error between the angular velocity of a joint is minimized. It means that the accuracy of the system identification can be evaluated directly with available (not computed) data. Moreover, the proposed system identification method does not need any reaction force plate data. With the result for some subjects, the effectiveness of the proposed system identification method is examined.

Key Words: Modeling Human Bodies, System Identification, Human Balancing Mechanism

1. はじめに

現在, 日本の転倒事故の内, 高齢者の割合が 10~40% になっており, そのうちの 5~10% は骨折している. その結果, 骨折治療のための安静臥床により体力が低下し, 最悪の場合, 寝たきりになってしまう可能性がある. 転倒の原因は主に, 加齢に伴うバランス能力や歩行能力の低下によって転倒リスクが増えることであり, 視覚・前庭器・体性感覚のフィードバックによる総合的なバランス能力の定量的評価やバランス保持メカニズムの解明と加齢による能力劣化の定量的評価が重要である. しかし, 人体のモデリングは非常に困難であるとともに, 人間がどのように姿勢を制御しているのかはよく解明されておらず, これらの問題に対する解決方法が求められている.

本報告では, 画像データのみを用いた座位バランス保持機構のモデリングを検討する. 座位姿勢時の身体を 2 リンク剛体モデルと仮定し, 撮影された画像のみを用いて身体パラメータと姿勢制御を行う制御則を同時に求める手法を提案する. この手法では, 関節モーメントなどの内力を基準とした同定手法とは異なり, 同定されたモデルの良否を運動データから直接評価可能であると同時に, 座面の反力の計測も不要であるというメリットがある.

2. 座位姿勢保持機構のモデル化

本研究では座位姿勢時のバランス保持に最も寄与すると考えられている第二, 第三腰椎間のトルクに注目し, 座位姿勢の人間を図 1 のような第二第三腰椎間で分割された 2 リンクの剛体モデルで表す. さらに, 仮想的なものとして座面から第二第三腰椎間周辺の筋骨格系が座面にばねやダンパで接続された筋骨格系であると仮定する. 座位バランス保持のために関節で発生するトルクは関節角度, 座面角度などの情報を用いることによって発生し

ていると仮定する. リンク間の関節角度は, 身体に貼り付けられたマーカをビデオカメラで撮影することによって得られる. 前述の剛体モデルに制御系が付加されたバランス保持機構を仮定し, 実験によって求められた運動データを用いて運動方程式を求める. 本リンクモデルの運動方程式は, 次式となる.

$$\mathbf{M}(\boldsymbol{\theta})\ddot{\boldsymbol{\theta}} + \mathbf{h}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) + \mathbf{g}(\boldsymbol{\theta}) = \boldsymbol{\tau} \quad (1)$$

$$\mathbf{M}(\boldsymbol{\theta}) = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} \\ M_{21} & M_{22} \end{bmatrix}$$

$$M_{11} = m_1 l_1^2 + I_1 + m_2 (l_1 + l_{23})^2 + m_2 l_2^2 + 2m_2 l_2 (l_1 + l_{23}) \cos \theta_2 + I_2$$

$$M_{12} = m_2 l_2^2 + m_2 l_2 (l_1 + l_{23}) \cos \theta_2 + I_2$$

$$M_{21} = M_{12}$$

$$M_{22} = m_2 l_2^2 + I_2$$

$$\mathbf{h}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) = \begin{bmatrix} -m_2 l_2 (l_1 + l_{23}) \sin \theta_2 (2\dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_2^2) + 2c_0 (\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_s) \\ -m_2 l_2 (l_1 + l_{23}) \sin \theta_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{g}(\boldsymbol{\theta}) = \begin{bmatrix} g_1 \\ g_2 \end{bmatrix}$$

$$g_1 = -m_1 g l_1 \sin \theta_1 + 2k_1 (\theta_1 - \theta_s)$$

$$-m_2 g (l_1 + l_{23}) \sin \theta_1 - l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2)$$

$$g_2 = -m_2 g l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2)$$

ここで θ はリンク角度, I は重心周りの慣性モーメント, m はリンク質量, l はリンク長, τ は関節トルク, k はばね定数, c は減衰係数である. また添字は, s が座面, 1 が下体, 2 が上体, 23 が腰部を表す.

各節の重心は関節間軸上に位置すると仮定し, 各関節の粘弾性は無視する. また, 慣性主軸と各節の座標系は一致する. また, 下肢の影響を考慮するため, 腰部リンクには下肢の質量, 慣性力を含めた. 節質量は体質量と節長を用いた回帰式により推定した. また, 節慣性モーメントも同様に求めた.

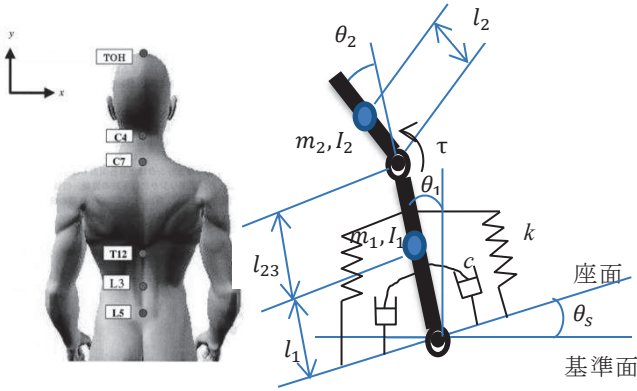


Figure1: Rigid link model of human body

文献[1]では半球状の座面を用いて座位姿勢のモデル化を行っているが、そのモデルでは初期条件に対するバランス保持動作だけが対象となり、持続的な外乱に対するバランス保持モデルを同定することができない。一方、本報告の手法では、座面と身体を仮想的なばね、ダンパで接続されたモデルを考えることによって、持続的な外乱である座面の角度変動を入力とした座位バランス保持機構の同定が可能になる。

3. バランス保持機構の同定

本研究では、座位バランス保持機構が、座面からの外乱や、それによって生ずる関節角度や角速度の情報を用いて、前述のリンク機構の第2, 3腰椎間の関節モーメントを発生することによって、関節角度を小さくするような制御を行うものとする。バランス保持のための制御則は、座面外乱角度や角速度を直接用いるフィードフォワード制御と関節角度や角速度のフィードバック制御を考える。また、制御では用いられる観測データ(例:座面角度)の累乗の項を導入した非線形制御も考慮している。

本研究では、上記の制御機構中のゲインの値と、さらに、生体の身体パラメータである前節で示したリンク系のパラメータ(リンク質量など)の変数を、実験で得られたデータを元に同定する。この同定問題では、同定誤差が同定されるパラメータに関する線形関数で表されないため、通常最小二乗法によるパラメータ同定法を適用することができない。本研究では、局所ランダム探索によってパラメータを同定する。

3-1 フィードバック制御

リンク機構の関節にはアクチュエータが設置され、バランス保持のためのトルク(関節モーメント)を発生しているとする。関節モーメントは関節角度や角速度の情報を用いて決定されていると仮定し、ここでは何らかのフィードバック制御を行っていると考え。

$$u_{fb} = -F_b \begin{bmatrix} \theta \\ \dot{\theta} \end{bmatrix} \quad (2)$$

ここで F_b はフィードバックゲイン行列である。 F_b を次のように考える。

$$F_b = [f_b^1 \quad f_b^2 \quad f_b^3 \quad f_b^4] \quad (3)$$

3-2 フィードフォワード制御

座面の動きが周期的であることを考慮し、人間が座面の角度や角速度をもとにフィードフォワード制御を行っているとは仮定する。制御則は以下で表される。

$$u_{ff} = F_f \begin{bmatrix} \theta_s \\ \dot{\theta}_s \end{bmatrix} \quad (4)$$

ここで F_f はフィードフォワードゲイン行列である。 F_f を以下のように表す。

$$F_f = [f_f^1 \quad f_f^2] \quad (5)$$

3-3 関節モーメント

3-1, 3-2節より、座位バランス保持のための関節モーメントは以下のように表される。

$$\tau = u_{fb} + u_{ff} \quad (6)$$

3-4 非線形性制御

システムの非線形性を考慮して、非線形性制御則を加え、関節角度の微分値の累乗に比例した非線形フィードバックトルク、非線形復元トルクと非線形減衰トルクが発生しているとは仮定した。それぞれのトルクを次式のように表す。

$$U_{fb} = \left(F_b^1 \begin{bmatrix} \theta \\ \dot{\theta} \end{bmatrix} + F_b^2 \begin{bmatrix} \theta^2 \\ \dot{\theta}^2 \end{bmatrix} + F_b^3 \begin{bmatrix} \theta^3 \\ \dot{\theta}^3 \end{bmatrix} + \dots + F_b^n \begin{bmatrix} \theta^n \\ \dot{\theta}^n \end{bmatrix} \right) \quad (7)$$

$$U_{ff} = \left(F_f^1 \begin{bmatrix} \theta_s \\ \dot{\theta}_s \end{bmatrix} + F_f^2 \begin{bmatrix} \theta_s^2 \\ \dot{\theta}_s^2 \end{bmatrix} + F_f^3 \begin{bmatrix} \theta_s^3 \\ \dot{\theta}_s^3 \end{bmatrix} + \dots + F_f^n \begin{bmatrix} \theta_s^n \\ \dot{\theta}_s^n \end{bmatrix} \right) \quad (8)$$

$$K = 2 \times \{k_1(\theta_1 - \theta_s) + k_2(\theta_1 - \theta_s)^2 + \dots + k_n(\theta_1 - \theta_s)^n\} \quad (9)$$

$$C = 2 \times \{c_0(\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_s) + c_1(\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_s)^2 + \dots + c_n(\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_s)^n\} \quad (10)$$

ここで、 n は被験者ごとに変えることとし、 n を大きくすることによって、バランス保持制御則の非線形性をより大きく評価していると言える。

3-5 同定手法

本研究では、3-1~3-4節で考えた制御機構中のパラメータと、式(1)中の身体パラメータを、撮影された動画から得られるリンク角度、角速度データのみを用いて同定する。以下で手法を示す。

式(1)~(10)を用いると、制御機構を含んだ剛体リンク系は、以下のような非線形状態方程式で表される。

$$\begin{bmatrix} \dot{\theta}(t) \\ \ddot{\theta}(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{d\theta(t)}{dt} \\ f\{\theta(t), \dot{\theta}(t)\} \end{bmatrix} \quad (11)$$

現在時刻を t とする。リンク系の身体パラメータや制御機構のパラメータをある値にしたとき、リンク角速度ベクトルの Δt 秒後の予測値(の近似)を以下で表す。

$$\dot{\theta}_r(t + \Delta t) \cong \dot{\theta}_e(t) + \Delta \ddot{\theta}_r(t) \quad (12)$$

ここで、 $\dot{\theta}_e(t)$ は、撮影された動画から得られた角速度ベクトルの実験値であり、 $\ddot{\theta}_r(t)$ は、式(11) $\theta(t)$ および $\dot{\theta}(t)$ に、それぞれ $\theta_e(t)$ および $\dot{\theta}_e(t)$ を代入することによって得られる角加速度ベクトルの推定値である。 $\ddot{\theta}_r(t)$ は、式(11)の関数 $f\{\theta(t), \dot{\theta}(t)\}$ が確定したとき、すなわち、式(1)~(10)のリンク機構中の身体パラメータや、制御機構中のパラメータがある値に固定されていれば求めることができる。

同様の手法で、式(11)を用いて変位ベクトルの予測値 $\hat{\theta}_f(t + \Delta t)$ も求めることができる。

実験によって得られた角速度ベクトルの実験値 $\dot{\theta}_e(t)$ と、あるバランス保持モデルを仮定して得られた角速度ベクトル $\dot{\theta}_f(t)$ との誤差ベクトルは、次式で定義される。

$$e(t) = \begin{bmatrix} \theta_f(t) - \theta_e(t) \\ \dot{\theta}_f(t) - \dot{\theta}_e(t) \end{bmatrix} \quad (13)$$

式(13)を用いて、同定誤差を評価する評価関数を以下のように定義する。

$$J = \int_0^t e(t) Q e(t)^T dt \quad (14)$$

ここで、 Q は重み行列である。

式(14)の評価関数 J を最小とするようなリンク機構および制御機構のパラメータを、局所ランダム探索を用いて求める。局所ランダム探索を行う際、身体パラメータには、文献[2]を参考にして上限と下限を設け、同定されるパラメータが現実的な値を持つようにした。

4. 結果

提案する同定手法を2名の被験者に対して適用した。表1に、被験者2名のそれぞれの身体データを示す。表2に、各被験者に対して同定された身体パラメータを示す。また、理論値と実験値の差から計算された評価関数 J の値も併せて示す。

Table1: Subject anthropometric data

Subject	Sex	Age	Height [m]	Weight [kg]
1	Male	22	1.68	52.0
2	Male	24	1.70	76.0

Table2: Result of the system identification (Body segment parameters and the evaluation function)

Subject	1	2
m_1 [kg]	20.039	41.003
I_1 [kgm ²]	2.984	2.8431
m_2 [kg]	20.238	25.072
I_2 [kgm ²]	2.9951	2.8873
l_1 [m]	0.24358	0.38953
l_{23} [m]	0.2006	0.20598
l_2 [m]	0.29936	0.3971
J	0.1163	0.09305

図2-3は、前述の2つの関節角速度の時刻歴であり、赤色の実線が、関節角度を時間微分した関節角速度(実験値)であり、破線が運動データを用いて1ステップ先の応答を予測し求められた関節角速度(理論値)を表している。緑色の破線は、非線形性制御を考慮しないフィードバック制御とフィードフォワード制御だけで求められた理論値であり、青色の破線が非線形性制御を考慮して同定を行った結果を表している。同定された結果は、被験者1に関しては非線形制御考慮しない場合でもある程度高い

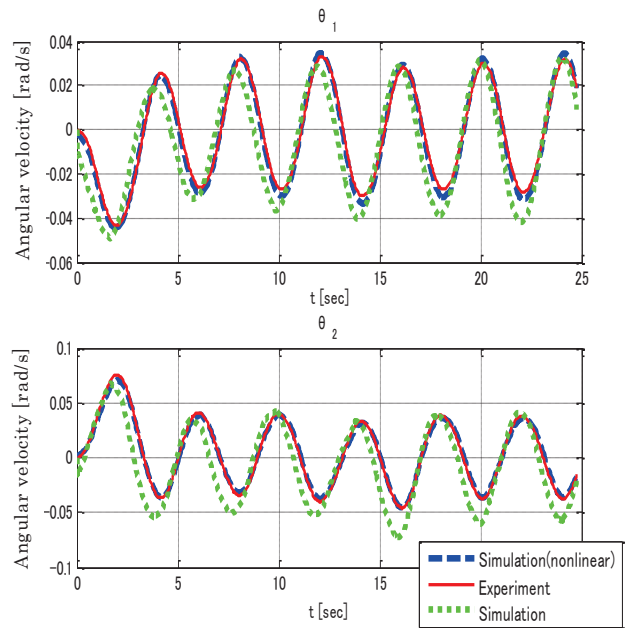


Figure2: Joint angle velocity of the Subject1

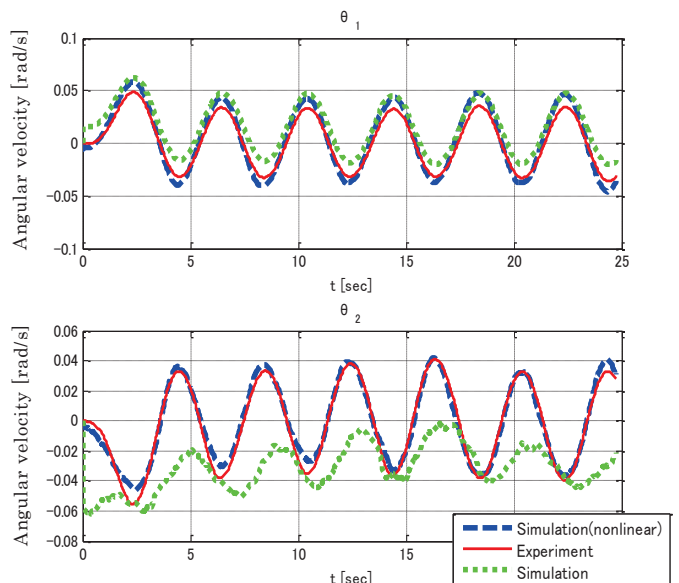


Figure3: Joint angle velocity of the Subject2

精度で同定することができたが、さらに非線形制御を導入することによって同定精度は向上していることがわかる。

一方、被験者2に関しては、線形制御だけの場合、特に θ_2 において誤差が大きくなっているのに対し、非線形性制御を考慮し同定することによって、同定精度が大幅に向上した。この結果より、本研究で用いた同定法の有効性が示されている。

5. まとめ

本稿では座位姿勢時の人体モデルを提案し、関節角速度の同定を行った。バランス保持制御が、フィードバックおよびフィードフォワード制御要素、ばねによる復元トルクとダンパによる減衰トルクによって行われていると仮定し、関節角速度の同定を行い、実験値に近似する関節角速度の応答を求めることができた。また、最適化

手法に基づく同定手法を用いて身体パラメータを推定も同時に行った結果、実験データに整合するようなパラメータを同定することができた。

今後は、バランス保持能力の被験者ごとの優劣の差と、同定される制御即との関係を、発生する関節モーメントなどを用いて調べ、バランス保持能力の優劣を決定する因子を決定することができるかどうか検討を行う。さらに、高齢者も含む多くの被験者に対しても同定を行い、トレーニングや加齢によるバランス保持能力の改善・劣化の判定可能性についても検討する。

参考文献

- [1]N. Peter Reeves, Jacek Cholewicki, Kumpati S. Narenbra, Effects of reflex delays on postural control during unstable seated balance, *Journal of Biomechanics*, 42, 164-170(2009)
- [2]阿江通良他, 日本人アスリートの身体部分感性特性の推定, *バイオメカニズム*, 11, 23-33(1992).