

生体座位バランス機構の同定と解析

System Identification and Dynamic Analysis of a Balancing Mechanism for Seated Human Bodies

○富樫龍飛 (新潟大院), 平元和彦 (新潟大), 巖見武祐 (秋田大), 松永俊樹 (秋田大), 島田洋一 (秋田大)

Ryuto TOGASHI, Graduate School of Niigata University

Kazuhiko HIRAMOTO, Niigata University

Takehiro IWAMI, Akita University

Toshiki MATSUNAGA, Akita University

Yoichi SHIMADA, Akita University

Abstract: A system identification and a dynamic analysis of the balancing mechanism for seated human bodies are carried out. We assume a two-link rigid body mechanism as the dynamic model of sitting human bodies. The joint moment of the rigid body mechanism is calculated with the experimental data obtained by experiments of seated human bodies on a swinging seat. The control law to generate the joint moment is assumed to be a combination of the linear and nonlinear PD control considering the otolith organ dynamics and the feedforward control of the seat swinging angle. The gain parameter of each control element is obtained with a system identification technique. It is found that there is a difference in the control characteristics between subjects especially in the nonlinear control part. The difference of the control property might be used as an index showing the difference of the balancing performance between individuals.

Key Words: Human Balancing Mechanism, System Identification, Dynamic Analysis

1. はじめに

現在, 日本の転倒事故の内高齢者の割合は10~40%となっており, その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, 最悪の場合起き寝たきりになってしまう可能性がある. 転倒の原因は, 主に加齢にともなってバランス能力や歩行能力が低下して転倒リスクが増えることである. 転倒リスクの減少の為に, 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向上, 下肢機能の向上が必要である. この為, 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や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共に, 人間がどのように姿勢を制御している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[1].

本報告では, 生体の座位姿勢におけるバランス保持メカニズムについて検討する. 姿勢保持が何らかの制御によって行われていると仮定し, その制御パラメータをシステム同定の手法によって求める. 求められたパラメータ値を用いて, 座位バランス保持能力の個人差や, 加齢による劣化をこれらの制御パラメータの差や変化によって示すことができるかという問題を考える.

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, 座位姿勢の生体を図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し, 関節で発生するトルク(関節モーメント)を算出する. 関節モーメントは, 床反力計や身体に取り付けられたマーカをビデオカメラで撮影する事によって得られた運動データ(1)を用いて運動方程式を解き求める. 本リンクモデルの運動方程式は, 次式となる.

$$M_{L23} = I_1 \ddot{\theta}_1 + F(y_{L23} - y_0) + N(x_1 - x_0) + m_1 \{ \ddot{x}_1 (y_1 - y_{L23}) + (\ddot{y}_1 + g)(x_1 - x_{L23}) \} \quad (1)$$

ここで F は水平方向の座面反力, N は垂直方向の床反力, x はリンク重心及び関節の水平方向の変位, y はリンク重心及び関節の鉛直方向の変位, θ はリンクの角度, I は重心周りの慣性モーメント, m はリンク質量, M は関節トルクである. また添字は, 0が座面圧力中心, 1が下体, 2が上体, L_{23} が腰部リンクを表す.

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. 式(1)を用いて第2腰椎と第3腰椎の間に発生するトルクを算出する. ここでは, 算出の容易化のため第2腰椎と第3腰椎の間を中心とし腰部リンクのみを考え, この1リンクにより関節トルクを算出した. 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[2]. また筋慣性モーメントも同様にして求めた. 節重心位置は節長に対する係数の比により推定した. 座位バランス保持の為に制御則はPD制御であると仮定する.

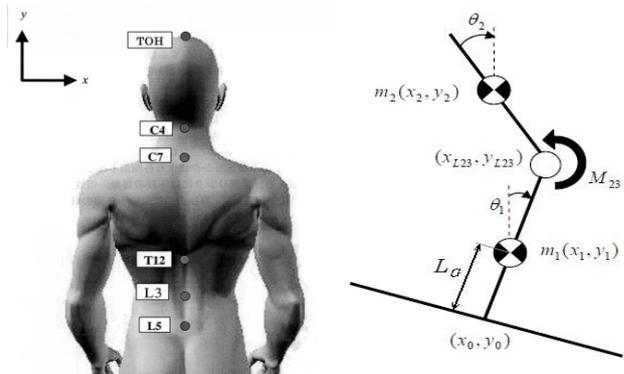


Figure1: Rigid link model of human body

また, 運動によって発生する関節変位を出力として, その出力値をフィードバックして, 入力するトルクを決

定していると仮定する．さらに第2, 第3 腰椎間のトルクは各関節角度変位と目標値（正面から見た時に脊椎が垂直な状態）との差, およびその微分値と, 比例ゲイン, 微分ゲインの積の和で求められているとする．この時それぞれのフィードバックゲインを LMI(線形行列不等式)に基づくシステム同定の手法を用いて推定する．また, 身体の変動に関するフィードフォワードゲイン, 前庭の感覚器である耳石器で検出された傾きとその差に関するフィードバック制御についても推定を行う．さらにシステムの非線形性を考慮して非線形制御則を加え, 偏差とその微分値の3乗に比例した関節モーメントが発生していると仮定した．また推定したモーメントを比例項と微分項とに分け被験者ごとに発生するモーメントにどのような違いがあるのかを検証した[3], [4].

3. バランス保持機構の同定

本研究では, 座位バランス保持を行う機構として, 図2のブロック線図で表されるような制御系を考える．本制御モデルは, 感覚器または体性感覚によって検知される身体の揺動に基づくフィードバック制御部と, 座面揺動角のフィードフォワード制御部から構成されている．以下で, フィードバック制御要素, フィードフォワード制御要素それぞれについて説明する．パラメータであるフィードバックゲインが時不変である場合のモデルの同定を行う．

3-1 フィードバック制御

座面からの外乱によって生ずる関節角度変位及び頭頂の水平方向変位を用いて, 人間が関節トルクを変化させるようなフィードバック制御を行っていると考えられる．

フィードバック制御を行う補償器の伝達関数は以下のように表される．

$$K_1(s) = k_p^1 + k_{p3}^1 s + k_D^1 s + k_{D3}^1 s \quad (2)$$

$$K_2(s) = k_p^2 + k_{p3}^2 s + k_D^2 s + k_{D3}^2 s \quad (3)$$

$$K_3(s) = k_p^3 + k_{p3}^3 s + k_D^3 s + k_{D3}^3 s \quad (4)$$

$$K(s) = [K_1(s) \quad K_2(s) \quad K_3(s)] \quad (5)$$

ここで, $K_1(s)$ は座面と腰部リンクとの角度変位の誤差に対するフィードバック補償器であり, ゲイン k_p^1 , k_D^1 はそれぞれ誤差およびその微分値に対するフィードバックゲイン k_{p3}^1 , k_{D3}^1 は誤差の3乗の値に対するフィードバックゲインを表している． k_{p3}^1 , k_{D3}^1 に関する項は, バランス保持制御則の非線形制御の効果を同定するために導入されている． $K_2(s)$ は腰部リンクと頭頂の角変位誤差に関するフィードバック補償器である． $K_3(s)$ は頭頂の水平方向変位の誤差に対するフィードバック補償器である．

$K_2(s)$, $K_3(s)$ においても, 誤差とその微分値に関する線形制御と, それらの3乗の値に関する非線形制御成分を仮定している．図2において, $u(t)$ は関節トルク, あるいは時刻 t における $e_1(t)$ は座面と腰部リンクとの角度変位 $y_1(t)$ の目標値 $R_1(s)$ (0)との誤差, $e_2(t)$ は腰部リンクと頭頂との角度変位 $y_2(t)$ の目標値 $R_2(s)$ (0)との誤差, $e_3(t)$ は頭頂の水平方向変位 $y_3(t)$ の目標値 $R_3(s)$ (0)との誤差を表す．

補償器 K_2 は耳石器を通して伝達される．耳石器は球形

囊と卵型囊よりなるが, その内部には有毛細胞があり, その上には炭酸カルシウムでできた平衡砂(耳石)が乗っている．頭の傾斜や直線運動刺激により感覚網が曲げられ, 感覚細胞が興奮する．耳石の変位が耳石器の出力であるとすれば, 頭部の傾斜 $e_2(t)$ (腰部リンクから頭頂まで一直線であると仮定)から耳石の出力 e_h までの伝達関数はサルで求めたものを利用して次のように仮定した[5].

$$e_h(t) = \frac{1.5}{(s+0.19)(s+1.5)} e_2(t) \quad (6)$$

このように耳石の変位は感覚細胞の出力に対応するが, これはさらに上位の神経回路で次式のような処理を受けて目標値 $R_2(s)$ (0)との誤差であり, 次式で表される e_j として知覚される．

$$e_j = (s + 0.076)e_h(t) \quad (7)$$

3-2 フィードフォワード制御

座面の運動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元にフィードフォワード制御を行っているとして仮定する．制御則は以下で表される．

$$K_f(s) = k_p^f + k_{p3}^f s + k_D^f s + k_{D3}^f s \quad (8)$$

ここで k_p^f , k_{p3}^f , k_D^f , k_{D3}^f は, それぞれ座面角度, その3乗, 座面角速度およびその3乗に関するフィードフォワードゲインである．

3-3 バランス保持制御系

3-1, 3-2 節より, 座位バランス保持制御系は次のように表される．

$$\begin{aligned} u(t) = & k_p^1 e_1(t) + k_{p3}^1 \{e_1(t)\}^3 + k_D^1 \dot{e}_1(t) + k_{D3}^1 \{\dot{e}_1(t)\}^3 \\ & + k_p^2 e_j(t) + k_{p3}^2 \{e_j(t)\}^3 + k_D^2 \dot{e}_j(t) + k_{D3}^2 \{\dot{e}_j(t)\}^3 \\ & + k_p^3 e_3(t) + k_{p3}^3 \{e_3(t)\}^3 + k_D^3 \dot{e}_3(t) + k_{D3}^3 \{\dot{e}_3(t)\}^3 \\ & + k_p^f \theta_f(t) + k_{p3}^f \{\theta_f(t)\}^3 + k_D^f \dot{\theta}_f(t) + k_{D3}^f \{\dot{\theta}_f(t)\}^3 \end{aligned} \quad (9)$$

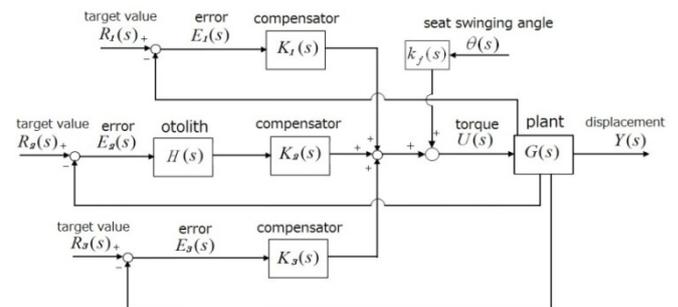


Figure2: Block diagram of the balancing control system

3-4 同定手法

式(1)を用いて導出される関節モーメント M_{L23} が, 式(9)のような制御則によって生成されると仮定し, 式(9)中のゲインパラメータ値を LMI(線形行列不等式)に基づく方法によって同定する．時刻 t での $M_{L23}(t)$ と $u(t)$ との誤差のユークリッドノルムの2乗が, ある整数より小さくなる条件は, 次式となる．

$$(u(t) - E\hat{K})^T (u(t) - E\hat{K}) \quad (10)$$

$$\beta - (u(t) - E\hat{K})^T (u(t) - E\hat{K}) > 0 \quad (11)$$

ここで、 E および \hat{R} は、式(9)よりそれぞれ以下のように表される。

$$E = [e_1(t) \{e_1(t)\}^3 \dot{e}_1(t) \{\dot{e}_1(t)\}^3 e_j(t) \{e_j(t)\}^3 \dot{e}_j(t) \{\dot{e}_j(t)\}^3 e_3(t) \{e_3(t)\}^3 \dot{e}_3(t) \{\dot{e}_3(t)\}^3 \theta_f(t) \{\theta_f(t)\}^3 \dot{\theta}_f(t) \{\dot{\theta}_f(t)\}^3] \quad (12)$$

$$K = [k_p^1 \ k_{p3}^1 \ k_D^1 \ k_{D3}^1 \ k_p^j \ k_{p3}^j \ k_D^j \ k_{D3}^j \ k_p^3 \ k_{p3}^3 \ k_D^f \ k_{D3}^f \ k_p^f \ k_{p3}^f \ k_D^f \ k_{D3}^f]^T \quad (13)$$

E の成分は運動データから得られ、 \hat{R} が推定されるゲインパラメータ値をその成分に持つベクトルである。

Schur complement の補題を用いると式(11)は次式と等価になる。

$$\begin{bmatrix} \beta & (u(t) - E\hat{K})^T \\ ((u(t) - E\hat{K})^T & I \end{bmatrix} > 0 \quad (14)$$

E は β, \hat{K} に関する LMI となっており、LMI の性質から、 $\beta > 0$ の値を大域的に最小化するような \hat{K} 、すなわち、計算された関節モーメント M_{L23} を近似するようなゲインパラメータ値を必ず得ることができる。

4. 結果

同定されたバランス保持のための制御則において、制御則の入力である誤差や座面角度およびそれらの微分値に対してどのようにトルクを発生しているかを調べる。それぞれの制御要素が発生するモーメントは、次式で計算される。

$$u_p^1(t) = k_p^1 e_1(t) + k_{p3}^1 \{e_1(t)\}^3 \quad (15)$$

$$u_D^1(t) = k_D^1 \dot{e}_1(t) + k_{D3}^1 \{\dot{e}_1(t)\}^3 \quad (16)$$

$$u_p^2(t) = k_p^2 e_j(t) + k_{p3}^2 \{e_j(t)\}^3 \quad (17)$$

$$u_D^2(t) = k_D^2 \dot{e}_j(t) + k_{D3}^2 \{\dot{e}_j(t)\}^3 \quad (18)$$

$$u_p^3(t) = k_p^3 e_3(t) + k_{p3}^3 \{e_3(t)\}^3 \quad (19)$$

$$u_D^3(t) = k_D^3 \dot{e}_3(t) + k_{D3}^3 \{\dot{e}_3(t)\}^3 \quad (20)$$

$$u_p^f(t) = k_p^f \theta_f(t) + k_{p3}^f \{\theta_f(t)\}^3 \quad (21)$$

$$u_D^f(t) = k_D^f \dot{\theta}_f(t) + k_{D3}^f \{\dot{\theta}_f(t)\}^3 \quad (22)$$

フィードフォワードゲイン、フィードバックゲイン推定値は表 1 の値を使用した。その推定値を代入して制御要素が発生するモーメントを求めた。

表 1 に、被験者 1 に対して同定された制御ゲインを示す。実験データから計算された関節モーメントと同定された制御則から求められた関節モーメントの二乗誤差の和である β の値も合わせて示す。図 3 は、前述の 2 つの関節モーメントの時刻歴であり、実線が運動データから求められた関節トルク (実験値) で破線が同定されたゲインから求められたトルク (推定値) を表している。同定された制御則は、実験データから得られた関節モーメントによく一致しており、本研究で用いた同定法の有効性が示されている。

Table1: Result of the system identification (Gain parameters and the identification error): Subject1

	Subject1		
k_p^1	-152.5816	k_D^3	1.0213
k_D^1	-35.6331	k_{p3}^3	761.2839
k_{p3}^1	164.9548	k_{D3}^3	-7201.1
k_{D3}^1	2174.4	k_p^f	1.5986
k_p^2	-80.6009	k_D^f	0.2360
k_D^2	-122.4747	k_{p3}^f	-0.0414
k_{p3}^2	3350.1	k_{D3}^f	-0.0087
k_{D3}^2	11373	β	3.7484
k_p^3	129.2758		

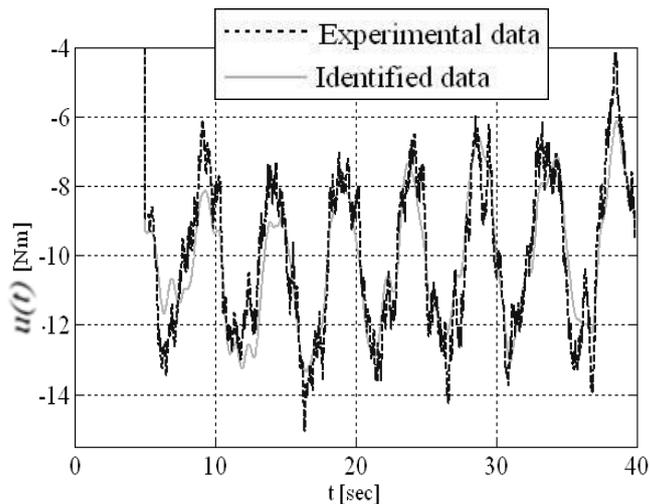


Figure3: Joint moment of Subject1

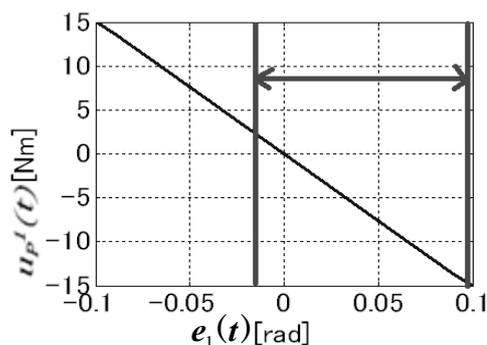


Figure4: I/O map of the feedback proportional control element (Subject1)

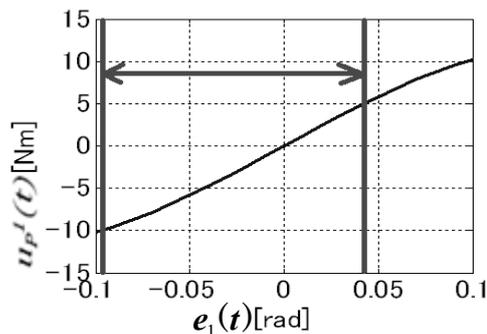


Figure5: I/O map of the feedback proportional control element (Subject2)

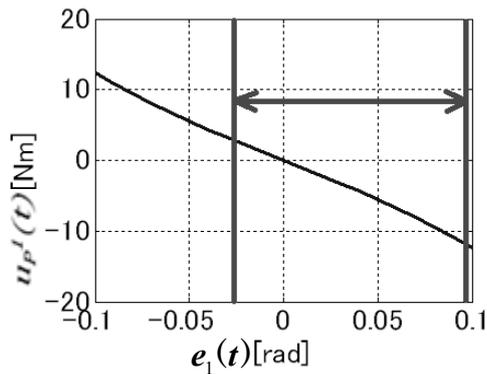


Figure6: I/O map of the feedback proportional control element (Subject3)

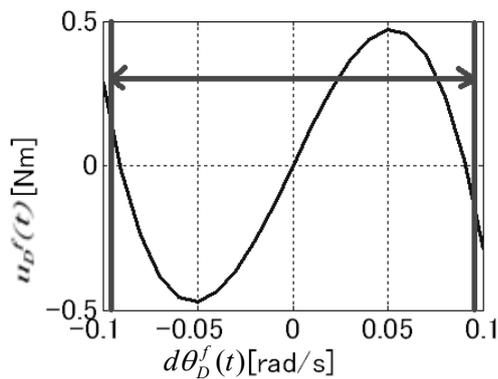


Figure7: I/O map of the feedforward differential control element (Subject1)

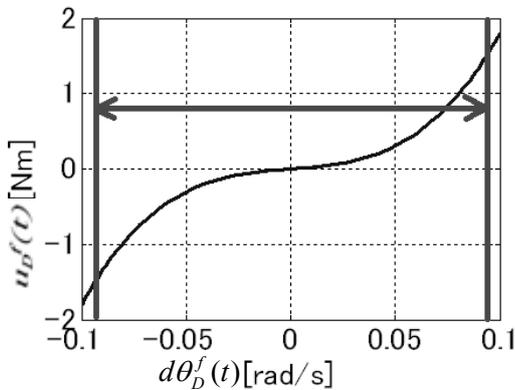


Figure8: I/O map of the feedforward differential control element (Subject2)

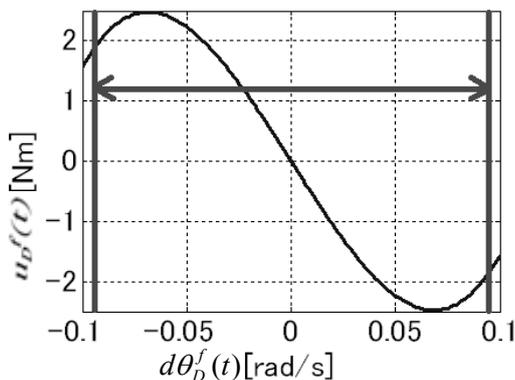


Figure9: I/O map of the feedforward differential control element (Subject3)

図 4-9 に、3 名の被験者のフィードバック制御要素の中の比例制御成分と、フィードフォワード制御則の微分制御要素の入出力の関係を示す。ここで、矢印で示した範囲は、実験において被験者がとった制御要素の入力(誤差やその微分)の範囲である。

フィードバック制御の比例項の推定トルク u_p^f において被験者1は被験者3のグラフに近いが傾きが被験者1のほうが大きく範囲にも若干の違いがみられる、被験者2は他の二人と傾きが反対になっており両端部に非線形性がみられる。フィードフォワード制御の微分項の推定トルク u_d^f において被験者1は他の被験者に比べてトルクの最大値は約1/4になっている。また、被験者3は他の被験者と0 [rad/s] 付近の傾きが逆になっており、被験者1と3では非線形制御成分が大きくなっている。以上より、各制御要素の入出力特性は、被験者間で大きく異なっていることがわかった。

5. まとめ

本稿では LMI に基づく手法によってパラメータ同定を行った。バランス保持制御が、いくつかのフィードバックおよびフィードフォワード制御要素によって行われていると仮定し、LMI に基づく同定手法を用いてそれぞれの制御要素のゲインを求め、実験データをよく近似するゲインを求めることが出来た。

さらに、同定された制御則の特徴を調べるために、誤差や座面角度に対するモーメント値(比例制御の要素)と、それらの微分値に対するモーメント値(微分制御の要素)において、顕著な被験者間の差が現れた。今後は、この相違を用いることによって、バランス保持能力の優劣の定量化や、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検討する。

参考文献

- [1]Marjorie H. Woollacot 他, 姿勢と歩行の発達 - 生涯にわたる変化の過程 -, 大修館書店(1993).
- [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, 23-33(1992).
- [3]大橋泰斗, 生体座位バランスメカニズムのモデル化に関する研究, 秋田大学 2008 年度修士論文(2008).
- [4]萩沢征宏, 座位バランス保持フィードバック機構のシステム同定, 秋田大学 2009 年度卒業論文(2009).
- [5]星宮望他, 筋運動制御系, 株式会社昭晃堂(1993).