モデリングに基づく支持面水平揺動時の個人の立位バランス特性の評価

園部 元康^{*1}, 井上 喜雄^{*2}, 芝田 京子^{*1}

Evaluation of personal balance characteristics based on a model during standing on a sway board

Motomichi SONOBE^{*1}, Yoshio INOUE^{*2} and Kyoko SHIBATA^{*1}^{*1,*2} School of systems engineering, Kochi University of Technology
185 Miyanokuchi, Tosayamada-cho, Kami-shi, Kochi 782-8502, Japan

Received: 23 October 2018; Revised: 23 January 2019; Accepted: 3 March 2019

Abstract

Balance evaluation during standing is an important issue for diagnosis of disease and determination of training effect. The purpose of this study is to evaluate personal balance characteristics based on a model from the response of human body when the support surface moves horizontally as an external stimulus. The response of human body was defined as posture angle based on a single-link model and the angle was estimated from two kinds of measurement system. One is a motion capture system and the other is force plates mounted on the support surface. We applied the frequency analysis to the response and identified personal balance characteristics in an assumed balance control model. The balance control model was defined as a multiple feedback loop system which is composed of the delayed state feedback control as an inner-loop and target posture definition according to the velocity of the support surface as an outer-loop. To evaluate personal characteristics from the identified parameters, equivalent damping ratio and natural angular frequency were defined from a pair of conjugate complex roots of the system. As a result, we found that inner-loop characteristics were uniform when the posture angle was estimated from force plates. Outer-loop characteristics contributed to reduce the body sway in the frequency range from 0.1 Hz to 0.2 Hz in theory. The result of seven subjects implied that a subject who has less damping effect tends to use outer-loop system actively.

Keywords : Balance modelling, Frontal plane, Inverted pendulum, Single link, Force plate, Cascade control system

1. 緒 言

人の立位のダイナミクスを適切な数学モデルで表現して個人のバランスを評価できれば、病気の診断やリハビリによる回復度の評価に活用できる。バランスモデリングに関して過去に多くの研究が行われてきたが、外部刺激の与え方、解析方法（時系列解析、周波数解析）、機構の定義、内部のバランス制御則の仮定に違いがあり、統一した手法の確立には至っていない。

バランスモデリングに関する代表的な研究事例として、次のようなものがある。Park らは、支持面にインパルスの水平揺動を与えた場合の上半身と下半身の応答から状態フィードバックゲインを調査した (Park et al., 2004)。Bingham らは、支持面前額面方向へのインパルス刺激を与え、足の開きによる重心の変化を考慮した 1 リンクモデルを対象として、遅延状態フィードバック制御則を仮定した (Bingham et al., 2011)。Goodworth らは、支持面を回転揺動させた場合の前額面の応答を上半身と下半身の角度として計測し、揺動振幅の増大に伴いゲインが減少する非線形特性を明らかにする (Goodworth and Peterka, 2010) とともに、姿勢角や関節モーメントなど複数のフィードバック変数を仮定した (Goodworth and Peterka, 2012)。また、Van der Kooij らは、支持面を矢状面方向に水平揺動した場合の 1 リンク姿勢角を周波数解析し、遅延時間の異なる複数の状態フィードバック制御則を仮定した (Van der Kooij et al., 2004)。Kiemel らは視覚刺激に対する上半身と下半身の応答を計測し、2 つの姿

No.18-00412 [DOI:10.1299/transjsme.18-00412], J-STAGE Advance Publication date : 11 March, 2019

^{*1} 正員, 高知工科大学 (〒782-8502 高知県香美市土佐山田町宮ノロ 185)^{*2} 正員, フェロー, 高知工科大学

E-mail of corresponding author: sonobe.motomichi@kochi-tech.ac.jp

勢角と関節モーメントをフィードバック変数とした制御則を仮定した (Kiemel et al., 2002)。

これらの研究では、被験者の個人特性ではなく、すべての被験者（健常者）の平均的な特性が示されている点で共通している。その特性はアウトライヤを除去した平均的な応答データに基づいており、限られた実験結果から個人の特性同定が一意になされることが示されていない。このように、バランスモデルの確実な同定は難しいと考えられる。その理由を以下に示す。

- ・ 実験結果とモデルの特性を精度よく一致させるために、仮定する内部のバランス制御則が複雑化し、モデルの未知パラメータが増加する。その結果、同じデータから複数の異なるパラメータが得られる冗長なシステムとなりやすい。
- ・ 特性を一致させるために機構の自由度を増やすと、アクチュエータが作用する関節の数も増加する。その結果、各関節の制御則を仮定するための未知パラメータの数が増加し、冗長性が増す。
- ・ 時系列解析では計測データのばらつきが大きいので、数多くの実験データとその統計的な処理が必要となる。それにより、個人の特性が希薄化し、一般的な特性の表現に限定される。

以上を考慮すると、個人のバランス特性を得るためのアプローチは、(1) 自由度の少ない機構を仮定すること、(2) 周波数領域で解析すること、(3) 簡潔なバランス制御則を仮定すること、の3つを満たす必要がある。

著者らは、これまでに支持面の水平揺動に対する前額面バランス応答を対象としたモデリングに取り組んできた。既報では、機構を1リンクに単純化し、その周波数解析結果に一致する内部のバランス制御則を検討した (園部, 日野, 2015)。本報では、0.2Hz以下の低周波帯域の特性を一致させるために内部のバランス制御則を新たに仮定し、その妥当性を検証する。さらに、実用性と精度改善のために床反力計測に変更し、個人のバランス特性を一意に同定できることを示す。

新たなバランス制御則を仮定する理由は、0.2 Hz以下の帯域における周波数特性を満たすためである。この周波数帯域では位相遅れがみられるが、これを一般的な状態遅延フィードバック制御則のみで表現することは難しい。この低周波帯域の特性を満たし、かつ、システムの冗長化を防ぐためのシンプルなバランス制御則として、カスケード制御系を仮定する。すなわち、インナーループとして一般的な状態遅延フィードバック制御を、アウトナーループとして支持面の速度に応じた参照姿勢角の変化を、それぞれ提案する。アウトナーループの仮定は過去の研究で提案されていないため、妥当性検証のために閉眼実験を行った。

本手法の実用化のためには、計測方法を簡易化する必要がある。そこで、実験時の姿勢計測を、カメラ計測からフォースプレート計測に変更した。これを実現するために、下半身を拘束3リンクとするマルチリンクモデルへ機構を変更し、拘束条件に従って1自由度システムへ内部自由度の消去を行った。これにより姿勢推定の精度を確保するとともに、前額面モデリングの妥当性向上を図る。

2. 理 論

2・1 前額面の機構モデル

本研究では、支持面を水平揺動する場合の前額面の姿勢応答を数学モデルで表現する。数学モデルは、機構モデルと内部のバランス制御則で構成される。ここでは、パラメータを一意に得るために、簡易な機構モデルを定義する。モデルは図1に示す1リンクモデルとして簡略化するが、その回転軸の位置と復元モーメント N_l を適切に定義しなければならない。そこで、図2に示すように、下半身を両脚部が平行な拘束3リンク、上半身を1リンクとしたマルチリンクモデルを仮定し、筋群から生じるモーメントが各関節に作用すると仮定する。マルチリンクモデルの運動方程式から内部自由度を消去することで、1リンクモデルを導出する。

図2にマルチリンクモデルの機構を示す。この機構モデルでは、身体を2つの足部、2つの脚部、骨盤部、上半身の6個のセグメントで構成し、両足関節、両股関節、腰部に5つのジョイントを定義する。絶対座標系における前額面水平方向変位を Y 、鉛直方向変位を Z とする。 Y_s を支持面の変位、 $(Y_{f,r}, Z_{f,r})$ 、 $(Y_{f,l}, Z_{f,l})$ を右足部と左足部の質量中心、 $(Y_{l,r}, Z_{l,r})$ 、 $(Y_{l,l}, Z_{l,l})$ を右脚部と左脚部の質量中心、 (Y_p, Z_p) を骨盤部の質量中心、 (Y_u, Z_u) を上半身の質量中心の座標とする。身体パラメータとして、 m_f を足部質量、 m_l を脚部質量、 m_w を骨盤部質量、 m_u を上半身の質量、 J_l を脚部質量中心まわりの慣性モーメント、 J_u を上半身質量中心まわりの慣性モーメントとする。 L_f を足関節の高さ、 l_f を足部質量中心の高さ、 l_l を足関節から脚部質量中心までの長さ、 L_l を足関節から股関節までの

Fig. 1 Single-link model.

Fig. 2 Mechanical model for representation of free body diagram.

長さ, l_p を股関節から骨盤部質量中心までの長さ, L_p を股関節から腰部ジョイントまでの長さ, l_u を腰部ジョイントから上半身質量中心までの長さとする. θ_{lr}, θ_{ll} は鉛直軸からみた両脚部の姿勢角度, θ_u を上半身の姿勢角度とする. スタンス幅は股関節幅 w と一致すると仮定することにより, 両脚部の傾きは常に等しくなる ($\theta_l = \theta_{lr} = \theta_{ll}$). 膝関節による上下動は無視し, 姿勢角の変化は微小とみなすことで, システムを近似線形化した. また, R は力, N はモーメントを表し, 添え字 a, h, w はそれぞれ足関節, 股関節, 腰部ジョイントを, y と z は方向を, l と r は左右をそれぞれ表している.

次に, 随意的なバランスの維持に寄与するアクチュエータを定義する. 図2のモデルでは5つの関節が存在し, 各関節にモーメントが作用すると仮定する. このうち, 腰部ジョイントのモーメント N_w は, 1リンクモデル導出のための拘束条件によって自動的に定まるため, それ以外の下半身の4つの関節 (両股関節と両足関節) の合力である下半身モーメント N_l が随意的にバランスを制御するためのアクチュエータと仮定する.

$$N_l = N_{a,r} + N_{a,l} - N_{h,r} - N_{h,l} \quad (1)$$

なお, 足関節と股関節でモーメントの作用に対する下半身の回転方向が逆向きになるため, 式(1)の足関節モーメントと股関節モーメントは異符号となる.

次に, 1リンクモデルの運動方程式を導出する. バランス制御をなすアクチュエータとして式(1)を定義したため, 運動方程式を下半身モーメントで表現する必要がある. まず, 図2のモデルの左脚部, 右脚部, 骨盤部, 上半身に関する Y 軸並進, Z 軸並進, X 軸まわりの回転の運動方程式をフリーボディダイアグラムに基づいて以下のように表す.

$$\left. \begin{aligned} -R_{ay,r} + R_{hy,r} - m_l \ddot{Y}_s + m_l l_l \ddot{\theta}_l &= 0 \\ R_{az,r} - R_{hz,r} - m_l g &= 0 \\ N_{a,r} - N_{h,r} - L_l R_{hy,r} + L_l \theta_l R_{hz,r} + m_l l_l \ddot{Y}_s - m_l l_l^2 \ddot{\theta}_l + m_l g l_l \theta_l - J_l \ddot{\theta}_l &= 0 \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

$$\left. \begin{aligned} -R_{ay,l} + R_{hy,l} - m_l \ddot{Y}_s + m_l l_l \ddot{\theta}_l &= 0 \\ R_{az,l} - R_{hz,l} - m_l g &= 0 \\ N_{a,l} - N_{h,l} - L_l R_{hy,l} + L_l \theta_l R_{hz,l} + m_l l_l \ddot{X}_s - m_l l_l^2 \ddot{\theta}_l + m_l g l_l \theta_l - J_l \ddot{\theta}_l &= 0 \end{aligned} \right\} \quad (3)$$

$$\left. \begin{aligned} -R_{hy,r} - R_{hy,l} + R_{wy} - m_p \ddot{Y}_s + m_p L_l \ddot{\theta}_l &= 0 \\ R_{hz,r} + R_{hz,l} - R_{wz} - m_p g &= 0 \\ N_{h,r} + N_{h,l} - N_w - L_p R_{wy} + m_p l_p \ddot{Y}_s - m_p L_l l_p \ddot{\theta}_l - \frac{w}{2} R_{hz,r} + \frac{w}{2} R_{hz,l} &= 0 \end{aligned} \right\} \quad (4)$$

$$\left. \begin{aligned} -R_{wy} - m_u \ddot{Y}_s + m_u L_l \ddot{\theta}_l + m_u l_u \ddot{\theta}_u &= 0 \\ R_{wz} - m_u g &= 0 \\ N_w + m_u l_u \ddot{Y}_s - m_u L_l l_u \ddot{\theta}_l - m_u l_u^2 \ddot{\theta}_u + m_u g l_u \theta_u - J_u \ddot{\theta}_u &= 0 \end{aligned} \right\} \quad (5)$$

式(4)の第1式と式(5)の第1式の和より、次式が得られる.

$$R_{hy,r} + R_{hy,l} = -(m_p + m_u) \ddot{Y}_s + (m_p + m_u) L_l \ddot{\theta}_l + m_u l_u \ddot{\theta}_u \quad (6)$$

次に、式(4)の第2式と式(5)の第2式の和より、次式が得られる.

$$R_{hz,r} + R_{hz,l} = (m_p + m_u) g \quad (7)$$

式(2)の第3式と式(3)の第3式の和をとり、得られた結果に式(6)と式(7)を代入して整理すると、次の運動方程式が得られる.

$$\{2J_l + 2m_l l_l^2 + (m_p + m_u) L_l^2\} \ddot{\theta}_l + m_u L_l l_u \ddot{\theta}_u - \{2m_l l_l + (m_p + m_u) L_l\} g \theta_l = \{2m_l l_l + (m_p + m_u) L_l\} \ddot{Y}_s + N_l \quad (8)$$

式(8)を1リンクの運動方程式とするために $\ddot{\theta}_b = \ddot{\theta}_u = \ddot{\theta}_l$, $\theta_b = \theta_u = \theta_l$ の拘束条件を与えると、次式が得られる.

$$\bar{J}_b \ddot{\theta}_b - \bar{G}_b g \theta_b = \bar{G}_b \ddot{Y}_s + N_l \quad (9)$$

ここに,

$$\begin{aligned} \bar{J}_b &= 2J_l + 2m_l l_l^2 + m_p L_l^2 + m_u L_l (L_l + l_u) \\ \bar{G}_b &= 2m_l l_l + (m_p + m_u) L_l \\ N_l &= N_{a,r} + N_{a,l} - N_{h,r} - N_{h,l} \end{aligned}$$

式(9)のモデルで未知となるのは、下半身モーメント N_l のみとなる. 次節では N_l のバランス制御則を検討する.

2・2 内部のバランス制御則の仮定と伝達関数の導出

前顔面の立位バランスモデルを構築するために、下半身モーメント N_l を適切な制御則で表現する. 過去の文献では、制御則を状態フィードバック制御や状態遅延フィードバック制御と仮定する場合が多く、随意制御による能動的なフィードバックと、非随意である受動的なフィードバックに分けて遅延時間に差を設けている文献もみられる. その他の手法としては、Bottaro らの間欠フィードバック制御則 (Bottaro et al., 2008) や Iqbal らの力や姿勢に関する PID コントローラ (Iqbal and Anindo, 2004) などが挙げられる.

パラメータを一意に得るためには、バランス制御則も単純化する必要がある。そのため、能動・受動で分割した制御則の定義や、間欠フィードバック制御のような可変構造制御系は適切ではない。また、PID 制御の積分器のように感覚器で計測できない変数をフィードバック変数に含めることは非現実的である。本研究では、状態遅延フィードバック制御をベースとしたバランス制御則を仮定する。さらに、図 8(a), (b)に示す低周波帯域での位相遅れ特性に一致させるために、内部のバランス制御則を図 3 に示す状態遅延フィードバック制御（インナーループ）と支持面の速度に応じた参照姿勢角の調整（アウトーループ）の組み合わせと仮定して、以下のように定義した。

$$\left. \begin{aligned} N_l &= -k_p \{ \theta_b(t-t_d) - \bar{\theta}_b(t-t_d) \} - k_d \dot{\theta}_b(t-t_d) \\ T_c \dot{\bar{\theta}}_b + \bar{\theta}_b &= \alpha \dot{X}_s \end{aligned} \right\} \quad (10)$$

ここに、 $\bar{\theta}_b$ は支持面速度に応じた参照姿勢角である。また、 k_p, k_d は状態フィードバックゲイン、 t_d は遅延時間、 T_c は支持面速度から参照姿勢角を得るための 1 次フィルタの時定数、 α は同フィルタのゲインを表す。この $k_p, k_d, t_d, T_c, \alpha$ の 5 つの未知パラメータを実験結果から同定し、個人のバランス特性を明らかにする。

式(9)と式(10)について初期値をゼロとしてラプラス変換し、入力を支持面加速度、出力を姿勢角とした伝達関数を次式に示す。

Fig. 3 Balance feedback control system assumed in this study.

Table 1 Physical parameters. (M : Weight [kg], H : Height [m])

Segment	Symbol	Function	Segment	Symbol	Function
Foot	m_f	$0.0154M$	Pelvis	m_p	$0.1420M$
	l_f	$0.0195H$		l_p	$0.0071H$
	L_f	$0.0390H$		L_p	$0.0500H$
Leg	m_l	$0.1465M$	Upper body	m_u	$0.5360M$
	J_l	$0.00224MH^2$		J_u	$0.00123MH^2$
	h_l	$0.2594H$		l_u	$0.2061H$
	L_l	$0.4410H$	Stance width	w	230 mm

Table 2 Height and weight of all subjects.

Subject	A	B	C	D	E	F	G
Height [cm]	178	172	174	177	167	180	175
Weight [kg]	66	73	80	66	52	74	56

$$\frac{\Theta_b(s)}{A_s(s)} = \frac{\bar{G}_b T_c s^2 + \bar{G}_b s + \alpha k_p e^{-t_d s}}{s(T_c s + 1)(\bar{J}_b s^2 + k_d e^{-t_d s} s + k_p e^{-t_d s} - \bar{G}_b g)} \quad (11)$$

ここに、 A_s 、 Θ_b はそれぞれ支持面の加速度と姿勢角のラプラス変換後の変数を表す。式(11)が実験結果に適合するように非線形最小二乗法により未知パラメータを求める。

2・3 身体パラメータの導出

未知パラメータを求める際に、セグメントの質量、慣性モーメント、全長、重心位置などが必要になる。本研究では文献（Winter, 2011）を参考にこれらのパラメータを被験者の身長と体重の比から表1のように求めた。股関節間の長さは230 mmで固定しており、両脚部が平行であることを仮定しているため、実験時のスタンス幅は230mmとなる。脚部と足部の身体パラメータは、左右対称と仮定した。

3. 揺動実験

3・1 実験装置および実験方法

実験では支持面を任意の加速度で揺動し、1リンクモデルの姿勢角を推定する。揺動装置として、図4に示す装置を製作した。閉眼実験での安全性を確保するためにフレームに手すりを取り付けた。中央の車軸にモータ（Maxon Motor, EC60, 400W, 減速比25:1の減速機、分解能500 pulse/revのロータリエンコーダ付属）を接続し、サーボドライバ（Maxon motor, EPOS2 70/10）を介して速度制御系を構築した。支持面上には2枚のフォースプレート（テック技販, TF-3040）を取り付け、各フォースプレートからの3軸の力と3軸まわりのモーメントの合計6個のアナログ出力を16bitのAD変換器で取り込んだ。揺動装置の制御は、マイコンボード（STMicroelectronics, NUCLEO-F767ZI）によりサンプリング周波数100Hzで行った。また、姿勢の計測には、赤外線カメラによるモーション解析システム（MotionAnalysis, MAC3D）を用いた。同システムにおいては、カメラ6台（Motion Analysis, Kestrel）を使用した。

本実験では、仮定したモデリング手法に基づいて、個人のバランス特性が再現性のある形で抽出できることを示す。健康な20代男性被験者7名（A～G）を被験者とした。このうち、被験者Aと被験者Bは過去にも実験に協力した経験があり、他は初めて実験を行う被験者である。各被験者の身長と体重を表2に示す。被験者は、スタンス幅230mmで実験機の上に立ち、両手を自然に下ろし、リラックスするように指示をした。被験者は、モーションキャプチャのマーカを貼り付けるために肌着の上に専用のスーツとヘルメットを着用し、足部は靴下のみとした。

7名の被験者（A～G）による開眼実験と、4名の被験者（A～D）による閉眼実験を行った。開眼実験では、視線を水平にして正面を向いて立ち、一点を凝視せずに広い視野を保つように指示した。閉眼実験ではアイマスク

Fig. 4 Horizontal sway system with force plates.

Fig. 5 Acceleration of the support surface in frequency response test.

Fig. 6 Center of gravity in 11 segments model.

を着用し、顔は正面を向けた。閉眼実験の目的は、式(10)の仮定の検証であり、閉眼の場合は支持面速度が検知できないため、低周波帯域における位相遅れが減少すると予想した。なお、本実験の遂行にあたっては、高知工科大学倫理審査委員会の承認を得ている（承認番号 N12-9）。

次に、支持面の揺動方法を説明する。一般的なシステム同定では、疑似ランダム波や M 系列信号が用いられる。しかし、これらの信号は多くの周波数成分を含むので、相対的に各周波数の振幅が小さくなり SN 比が悪化する。本研究では、ターゲットとする周波数帯域内に等間隔に揺動周波数を配置し、それらの重ね合わせによって揺動加速度を決定した。

$$a_{s,ref} = A \sum_{k=1}^{20} \cos(\omega_k t + \phi_k) \quad (12)$$

揺動周波数 ω_k は FFT 解析時の出力周波数に一致するように決定した。すなわち、サンプリング周波数 100Hz で解析区間を 81.92 秒（データ数 2^{13} 個）とすると、 $\omega_1 = 0.23, \dots, \omega_{20} = 6.06$ rad/s の約 0.3 rad/s きざみで 20 個の周波数を重ね合わせた。揺動時の加速度振幅は、最大加速度が 0.1 m/s^2 となるように決定した。なお、実験では予備揺動時間として 5 秒間を加えた 86.92 秒を実験時間とし、後半の 81.92 秒間のデータを周波数解析した。

式(12)の位相 ϕ_k は、揺動時の台車の平均速度をゼロにすることと、ガウス性白色雑音を模擬するために支持面加速度のヒストグラムが $\sigma = 0.05$ の正規分布に近づくように調整した。同じ揺動の繰り返しによる被験者の予測を防ぐために、位相 ϕ_k の組み合わせを変えた 3 パターンの波形を生成し（図 5 の上段からパターン 1, 2, 3 とする）、パターン 1 → パターン 2 → パターン 3 → パターン 1 → … と繰り返しながら 12 回の実験を実施した。実験 3 回毎に約 2 分間の休憩を実施した。最大加速度 0.1 m/s^2 の揺動は十分に弱く、被験者に緊張を与える揺動ではないことを付記しておく。

3・2 支持面加速度と姿勢角の計測

揺動実験で得た支持面加速度と姿勢角を周波数解析し、式(11)の伝達関数に対応する周波数応答線図を求める。入力である支持面加速度は、モータ付属のロータリエンコーダから得られた変位を数値微分して求めた。一方、出力である 1 リンクモデルの姿勢角は、既報（園部，日野，2015）ではモーションキャプチャによる計測から求めたが、計測に手間がかかる点が課題であった。そこで、本研究では、新たにフォースプレートから 1 リンク姿勢角を推定し、その推定値に基づいて個人のバランス特性を同定することを試みる。

まず、モーションキャプチャによる計測からの姿勢推定法について説明する。文献 (Winter, 2011) に基づいて、身体を図 5 に示す 11 セグメントに分割し、その端点に反射マーカを貼り付けて端点からの長さ比 (図 6 に記載) によって各セグメントの質量中心を求める。さらに、足部を除くすべてのセグメントの質量中心を合成することによって、1 リンクモデルの質量中心を求める。ただし、適切な回転軸の位置がわからないため、両くるぶしに配置したマーカの中央を回転軸と仮定した。

次に、フォースプレート計測に基づく姿勢角の推定法を示す。フォースプレートで計測可能な圧力中心とせん断力に関する 1 リンクモデルの運動方程式を導出し、それを解くことで姿勢角と角加速度を求める。運動方程式を導くために、式(2)～式(5)で示した両脚部、骨盤部、上半身の各セグメントの運動方程式に、以下のような両足部の運動方程式を加える。

$$\left. \begin{aligned} -R_{y,r} + R_{ay,r} - m_f \ddot{y}_s &= 0 \\ R_{z,r} - R_{az,r} - m_f g &= 0 \\ -N_{a,r} + R_{z,r} y_{p,r} - L_f R_{y,r} - m_f (L_f - l_f) \ddot{y}_s &= 0 \end{aligned} \right\} \quad (13)$$

$$\left. \begin{aligned} -R_{y,l} + R_{ay,l} - m_f \ddot{y}_s &= 0 \\ R_{y,l} - R_{ay,l} - m_f g &= 0 \\ -N_{a,l} + R_{z,l} y_{p,l} - L_f R_{y,l} - m_f (L_f - l_f) \ddot{y}_s &= 0 \end{aligned} \right\} \quad (14)$$

式(2)～式(5)と式(13)と式(14)を第 1 式 (Y 軸に関する並進) と第 3 式 (X 軸まわりの回転) について合成し、拘束条件 $\ddot{\theta}_b = \ddot{\theta}_u = \ddot{\theta}_l$, $\theta_b = \theta_u = \theta_l$ に基づいて 1 リンクの運動方程式にまとめると、次式が得られる。

$$\left. \begin{aligned} (J_{11} + J_{12}) \ddot{\theta}_b &= M \ddot{y}_s + R_x \\ (J_{21} + J_{22}) \ddot{\theta}_b - (J_{11} + J_{12}) g \theta_b &= G_2 \ddot{y}_s - (L_f + l_l + L_p) R_y - N_s \end{aligned} \right\} \quad (15)$$

ここに、

$$\begin{aligned} J_{11} &= 2m_l l_l + (m_p + m_u) L_l, & J_{12} &= m_u l_u \\ J_{21} &= 2J_l + 2m_l l_l (l_l - L_l - l_p) + m_p L_l (l_p - L_p) + m_u L_l l_u, & J_{22} &= J_u + m_u l_u^2 \\ G_2 &= 2m_f (l_f - L_f - L_l - L_p) + 2m_l (l_l - L_l - L_p) + m_p (l_p - L_p) + m_u l_u \end{aligned}$$

であり、モーメント N_s はフォースプレートで計測される X 軸まわりのモーメントである。

式(15)の連立 1 次方程式を解くと、角加速度 $\ddot{\theta}_b$ と姿勢角 θ_b が推定できる。実際の計算では、ノイズによる影響

Fig. 7 Posture estimation from force plates in a frequency response test.

を除去するために線形カルマンフィルタを用いた。この姿勢角推定法の妥当性を確認するために、モーションキャプチャで計測した1リンク姿勢角との比較を図7に示す。フォースプレートからの姿勢角の推定値は、モーションキャプチャ計測から得られる結果に近いことを確認した。

3・3 実験結果

実験で得られた支持面加速度と姿勢角をフーリエ変換し、入力を支持面加速度、出力を1リンク姿勢角とした周波数応答線図を図8に示す。姿勢角はフォースプレートから推定した値を用いた。12回の実験の平均を○印で、標準偏差をエラーバーで描いた。すべての被験者に共通する特徴として、標準偏差が小さく、結果に再現性がみられた。一方、低周波帯域については標準偏差が大きくなる傾向がみられた。

この結果の特徴として、被験者 A～F では低周波帯域で位相が遅れる現象がみられた。位相遅れの程度には個人差があり、被験者 D は位相遅れが小さく、被験者 E は位相遅れが大きいことがわかる。一方、被験者 G は低周波帯域で逆に位相が進む特性がみられた。なお、著者の調べた限りにおいては、過去の文献でこのような低周波帯域における位相遅れは報告されていない。本研究ではこの位相遅れ特性の違いをモデルに含めるために、式(10)で支持面速度に応じた参照姿勢角をバランス制御則のアウトーループとして導入した。

Fig. 8 Frequency response diagrams (posture angle / sway acceleration) and theoretical lines from identified model using Eq.(11).

Fig. 9 Frequency response diagram depending on visual condition.

式(10)で導入したアウトループの妥当性を検証するために、開眼時と閉眼時の周波数応答線図の比較を行った。式(10)の仮定が正しければ、閉眼時には支持面速度を検知できず、低周波帯域での位相遅れの程度が減少する筈である。実験を行った被験者 A～D の結果を図 9 に示す。0.2 Hz 以下の低周波帯域における位相特性に注目すると、被験者 A と D は閉眼時と比べて位相遅れの程度が明確に減少した。一方、被験者 B と C は視覚条件を変えても低周波帯域における位相遅れの変化は小さかった。この解釈として、視覚の代償として、足裏の体性感覚で検知できる支持面加速度の変化やモータ付属の減速機の声（回転速度に応じて音量が変化）から支持面速度を推定している可能性が考えられる。このように、一部被験者では何らかの情報からの代償によって支持面速度を推定している可能性があるが、少なくとも視覚条件が低周波帯域の位相特性に大きく影響を及ぼしていることが示されており、その特徴は式(10)の仮定と矛盾しないことがわかった。

4. パラメータ同定と個人のバランス評価

4・1 最小二乗法によるパラメータの同定

式(11)の伝達関数と実験データに基づいて、非線形最小二乗法によるパラメータ同定を行った。以下では、解析対象を開眼実験のみとする。同定により 5 つのフィードバックパラメータ $k_p, k_d, t_d, T_c, \alpha$ が得られる。12 回の実験の平均に対して同定を行い、得られたパラメータに対する周波数応答線図を図 8 に青線で示す。この結果は実験結果とよく一致しており、仮定した機構モデルおよび内部のバランス制御則は 0.03～1Hz の周波数帯域においてバランス特性を表現できることを確認した。

Fig. 10 Balance control parameters identified from frequency response test.

次に、1 回毎の実験結果にパラメータ同定を適用し、12 回のパラメータの平均と標準偏差を図 10 に示す。図 10(a)はモーションキャプチャ計測から姿勢角を推定した場合、図 10(b)はフォースプレート計測から姿勢角を推定した場合に同定したパラメータをそれぞれ表している。この結果から、7 名×12 回 = 84 回のすべての実験データに対し、仮定したモデルのパラメータを一樣に同定できていることを確認した。また、図 10 の(a)と(b)を比較すると、姿勢角をフォースプレート計測から推定した場合のほうが、モーションキャプチャから推定した場合よりも、インナーループ特性を示す k_p , k_d , t_d のばらつきが小さくなることがわかった。これは、モーションキャプチャの姿勢角の定義（回転軸を両足首の中央とする）が適切ではないためと考えられる。この結果を受けて、以降ではフォースプレート計測から推定した姿勢角に基づいて解析を行う。

一方、アウトーループ特性を表す 2 つのパラメータ (T_c , α) に関しては、計測方法に関係なくばらつきが大きい。これは、図 8 で示したように低周波帯域における偏差が大きいため、アウトーループ特性自体のばらつきが原因と考えられる。

4・2 インナーループの特性評価

個人のバランス特性を評価するために、ここではインナーループとアウトーループを別々に評価する。まず、インナーループである遅延状態フィードバック制御の評価方法を考える。被験者毎に体型の違いがあり、同定されたパラメータも 3 つある。これらを総合的かつ簡易的に評価したい。その手がかりとして、式(11)の伝達関数の特性根を利用する。

ゼロ特性根とアウトーループの 1 次フィルタの特性根 ($-1/T_c$) 以外の根は、インナーループの特性を表す。遅延を表す指数関数の線形化のために 5 次の Padé 近似を適用すると、9 個の特性根が得られる。被験者 1 名分の特性根の分布を図 11 に示す。バランス特性の違いを伝達関数で評価する方法として、一巡伝達関数の位相余裕やゲイン余裕を用いる方法が提案されている (Bingham et al., 2011)。しかし、同定されたシステムは十分に安定であるため、位相余裕やゲイン余裕では個人のバランスの安定性を把握することは難しい。

本研究では、バランス制御を 1 自由度の減衰振動システムとみなして、固有角振動数や減衰比といった指標によるバランスの評価を提案する。図 11 の特性根のうち、赤の菱形で示す最も虚部の絶対値が小さい共役な複素数根 (p_1, p_2) を特性根とする 2 次の減衰振動システムを考える。このとき、等価非減衰固有角振動数 ω_n と等価減衰比 ζ が次式で得られる。

Fig. 11 Roots of the transfer function of Eq. (11).

Fig. 12 Equivalent natural angular frequency and damping ratio.

Fig. 13 Comparison of frequency response diagram between the assumed feedback control system (Inner-loop + Outer-loop) and delayed state feedback system (Inner-loop only).

$$\omega_n = \sqrt{p_1 \cdot p_2}, \quad \zeta = \frac{p_1 + p_2}{2\sqrt{p_1 \cdot p_2}} \quad (16)$$

式(16)により計算した等価固有角振動数と等価減衰比を図 12 に示す. この結果から, 被験者 G を除いて等価固有角振動数に個人差は少なく, 等価減衰比の個人差が大きいことがわかる. したがって, 個人のバランス特性は, 等価減衰比によって評価できると考えられる.

4・3 アウターループの意義

次に, アウターループの評価を考える. アウターループ特性は, 0.2Hz 以下の低周波帯域の特性が強く反映されるが, 図 8 ではこの周波数帯域のばらつきが多い. また, 被験者 G は他の被験者と異なる位相特性となっていることが, 評価を複雑にしている. そこで, ここではアウターループの制御システムの力学的な意義を検討する.

アウターループ制御系の特性は, 式(11)で仮定したバランス制御システムの周波数応答線図と, そこからアウターループを除外してインナーループのみで構成したバランス制御システムの伝達関数

$$\frac{\Theta_b(s)}{A_s(s)} = \frac{\bar{G}_b}{\bar{J}_b s^2 + k_d e^{-t_d s} s + k_p e^{-t_d} - \bar{G}_b g} \quad (17)$$

の周波数応答線図を比較することで把握できる. 図 13 では, 低周波帯域で位相が遅れる被験者を代表して被験者 A と, 低周波帯域にて位相が進む被験者 G を対象として, 式(11)と式(17)の伝達関数から得られる周波数応答線図の比較を示す. この結果より, 被験者 A はバランス制御則に $\alpha > 0$ のアウトーループを含むことによって, 0.1~0.2 Hz 付近のゲインを低減できていることがわかる. 一方, 被験者 G は $\alpha < 0$ のアウトーループの付加により, 低周波帯域の振幅が増大している. したがって, 低周波帯域で位相が遅れることで, この帯域の振動抑制効果が得られていることが示された. なお, 0.05 Hz 以下の周波数帯域で式(11)の伝達関数のゲインが大きくなるが, これは式(11)の伝達関数の分母に定数項がないためであり, 力学的な意味はない.

以上の議論より, アウターループの意義は 0.1~0.2Hz の周波数帯域における揺れの低減と考えられ, 7 名中 6 名の被験者がこれを活用して低周波帯域の揺れを抑制していると考えられる.

4・4 個人のバランス評価

本研究の目的は, 前額面の揺動実験を通じて個人のバランス特性を調べることである. ここでは, 7 名の被験者のバランス特性を個別に評価する. 本研究では, 内部のバランス制御則をインナーループとアウトーループで分けて示したため, 各ループのバランス評価が可能である.

まず, インナーループ特性を図 12 の等価固有角振動数と等価減衰比を用いて評価する. 等価減衰比に注目すると, すべての被験者が 0.3~0.6 程度であり, 被験者 A と被験者 D は相対的に高く, 被験者 C は低いことがわかる. 等価減衰比の値が大きいくちが揺れを抑制できると考えられるため, 被験者 A と被験者 D はバランス特性が高いと評価できる. これに対し, 等価固有角振動数は, 被験者 G 以外は 5 rad/s 程度でほぼ同じであり, 個人のバランス評価の指標にはなりにくいことがわかった. なお, 被験者 G の等価固有角振動数は 3 rad/s 程度と小さく, 同被験者が特異なアウトーループ特性を持つことに関係している可能性が示唆された. 結論として, インナーループ特性は等価減衰比が高いほどバランス性能が高いと評価できる.

次に, アウターループのバランス評価を行う. アウターループは実験毎のばらつきが大きい, その平均特性を個別に評価した. アウターループでは, 支持面の速度に対する参照姿勢角が周波数特性を持つと仮定している. この周波数特性は, 入力を支持面速度, 出力を参照姿勢角とした伝達関数で次のように表される.

$$G_o(s) = \frac{\bar{\Theta}(s)}{V_s(s)} = \frac{\alpha}{T_c s + 1} \quad (18)$$

実験で同定されたパラメータ T_c と α を用いて, 式(18)の周波数応答線図を図 14 に示す. $V_s(s)$, $\bar{\Theta}(s)$ はそれぞれ

Fig. 14 Frequency response diagram of the outer-loop system.

支持面速度 $\dot{Y}_s$ と参照姿勢角 $\bar{\theta}_b$ のラプラス変換後の値を示す。図 14 のゲインに注目すると、被験者 C と被験者 E は 0.1~0.2 Hz の周波数帯域でゲインが大きく、被験者 D は同帯域でゲインが小さいことがわかる。すなわち、前者はアウターループ特性を活用しているが、後者はあまり活用していないことが示唆された。特に、被験者 D は図 10 (b)において T_c のばらつきが顕著であるが、これはアウターループ特性をあまり活用していないためと考えられる。被験者 D は、図 8(d)の周波数応答線図においても低周波帯域の位相遅れが小さいが、これもアウターループ特性の活用度が低いためと説明できる。

また、一部の被験者においては、インナーループ特性とアウターループ特性に相関性がみられた。被験者 C は等価減衰比が小さいが、図 14 よりアウターループは積極的に活用していると考えられる。一方、被験者 D は等価減衰比が大きいため、アウターループ特性をあまり活用する必要がないと考えられる。なお、例外として、被験者 A は等価減衰比が大きいが、アウターループ特性も活用している。これは、同被験者が過去に実験経験のある被験者であるため、慣れや適応によってアウターループ特性を積極的に活用するようになった可能性がある。このような慣れやトレーニングによる特性の変化は本研究における重要な課題の一つであるが、その検証については今後の課題としたい。

5. 結 言

本研究では、前額面に関する個人の立位バランスを評価するためのモデリング手法を提案し、そのパラメータ同定から個人のバランス特性を評価できることを示した。基礎データは支持面の水平揺動実験から取得し、支持面加速度と姿勢角応答の周波数解析を行った。モデリングのためには、機構モデルと内部のバランス制御則が必要となる。機構モデルは、下半身を拘束 3 リンク、上半身を独立な 1 リンクと仮定して求めた運動方程式から内部自由度を消去し、1 リンクモデルの運動方程式を求めた。内部のバランス制御則はカスケード制御系とし、状態遅延フィードバック（インナーループ）と支持面速度に応じた参照姿勢角の調整（アウターループ）の組み合わせと定義した。

仮定した内部のバランス制御則の妥当性を検証するために、開眼と閉眼での揺動実験を行った。開眼実験では、84 回のすべての実験で、適切なパラメータを同定できた。閉眼実験では、低周波帯域における位相遅れが減少したため、アウターループの仮定に一定の妥当性があることを確認した。また、アウターループは 0.1~0.2 Hz の周波数帯域において振幅を低減する効果があることを示した。さらに、姿勢角をフォースプレート計測から推定すると、計測の簡易化が図られるだけでなく、インナーループのパラメータ同定の再現性が向上することがわかった。

個人のバランス特性の評価は、インナーループ特性とアウターループ特性に分けて行い、インナーループ特性は複素特性根から等価減衰比と等価固有角振動数を求め、等価減衰比に個人差がみられることを示した。アウターループについては、等価減衰比の違いに応じて活用度に違いが生じている可能性が示された。

本提案手法により、前額面の支持面水平揺動実験を通じて個人のバランス特性が一定の精度で評価できることが示された。今後の課題として、矢状面のバランス評価への適用、支持面の揺動振幅に対する非線形特性、慣れやトレーニングによるバランス特性の変化について、取り組んでいく予定である。

文 献

- Bingham, J. T., Choi, J. T. and Ting, L. H., Stability in a frontal plane model of balance requires coupled changes to postural configuration and neural feedback control, *Journal of Neurophysiology*, Vol. 106, No. 1 (2011), pp. 437-448.
- Bottaro, A., Yasutake, Y., Nomura, T., Casadio, M. and Morasso, P., Bounded stability of the quiet standing posture: An intermittent control model, *Human Movement Science*, Vol. 27, No.3 (2008), pp. 473-495.
- Goodworth, A. D. and Peterka, R. J., Influence of bilateral vestibular loss on spinal stabilization in humans, *Journal of Neurophysiology*, Vol. 103, No. 4 (2010), pp. 1978-1987.
- Goodworth, A. D. and Peterka, R. J., Sensorimotor integration for multisegmental frontal plane balance control in humans, *Journal of Neurophysiology*, Vol.107, Issue 1 (2012), pp.12-28.
- Iqbal, K. and Anindo R., Stabilizing PID controllers for a single-link biomechanical model with position, velocity, and force

- feedback, Transactions of the ASME-K-Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 126, Issue 6 (2004), pp.838-843.
- Kiemel, T., Oie, K. S. and Jeka, J. J., Multisensory fusion and the stochastic structure of postural sway, Biological Cybernetics, Vol. 87, Issue 4 (2002), pp.262-277.
- Park, S., Park, S., Horak, F. B. and Kuo, A. D., Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing, Experimental Brain Research, Vol. 154, Issue 4 (2004), pp.417-427.
- 園部元康, 日野順市, 立位時における人体前額面の姿勢制御モデルの検討(周波数応答実験による伝達関数モデルの導出), 日本機械学会論文集, Vol.81, No.832 (2015), DOI:10.1299/transjsme.15-00260.
- Van der Kooij, H., Donker, S., De Vrijer, M. and Van der Helm, F., Identification of human balance control in standing, IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, Vol. 3 (2004), pp. 2535-2541.
- Winter, D. A., バイオメカニクス (人体運動の力学と制御) (2011), pp.82-107, ラウンドフラット.

References

- Bingham, J. T., Choi, J. T. and Ting, L. H., Stability in a frontal plane model of balance requires coupled changes to postural configuration and neural feedback control, Journal of Neurophysiology, Vol. 106, No. 1 (2011), pp. 437-448.
- Bottaro, A., Yasutake, Y., Nomura, T., Casadio, M. and Morasso, P., Bounded stability of the quiet standing posture: An intermittent control model, Human Movement Science, Vol. 27, No.3 (2008), pp. 473-495.
- Goodworth, A. D. and Peterka, R. J., Influence of bilateral vestibular loss on spinal stabilization in humans, Journal of Neurophysiology, Vol. 103, No. 4 (2010), pp. 1978-1987.
- Goodworth, A. D. and Peterka, R. J., Sensorimotor integration for multisegmental frontal plane balance control in humans, Journal of Neurophysiology, Vol.107, Issue 1 (2012), pp.12-28.
- Iqbal, K. and Anindo R., Stabilizing PID controllers for a single-link biomechanical model with position, velocity, and force feedback, Transactions of the ASME-K-Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 126, Issue 6 (2004), pp.838-843.
- Kiemel, T., Oie, K. S. and Jeka, J. J., Multisensory fusion and the stochastic structure of postural sway, Biological Cybernetics, Vol. 87, Issue 4 (2002), pp.262-277.
- Park, S., Park, S., Horak, F. B. and Kuo, A. D., Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing, Experimental Brain Research, Vol. 154, Issue 4 (2004), pp.417-427.
- Sonobe, M., and Hino, J., Study on modeling of human postural control on frontal-plane during standing (Identification of a transfer function model by frequency response test), Transactions of the JSME (in Japanese), Vol.81, No.832 (2015), DOI:10.1299/transjsme.15-00260.
- Van der Kooij, H., Donker, S., De Vrijer, M. and Van der Helm, F., Identification of human balance control in standing, IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, Vol. 3 (2004), pp. 2535-2541.
- Winter, D. A., Biomechanics and motor control of human movement 4th edition (2011), pp.82-107, Roundflat (in Japanese).