

一定周波数での支持面水平揺動に対する立位のバランス戦略

Standing balance strategy for horizontal sway of the support surface at constant frequencies

航空宇宙工学コース
動的デザイン研究室 1265033 日高 壮梧

1. 緒言

一定周波数による前後の水平揺動（一定周波数揺動）を与えたときのバランス応答では、一般的に揺動周波数に応じた関節戦略をとる。例えば、揺動周波数 0.7 Hz 以下の周波数帯域では上半身と下半身が一つの剛体棒のような足関節戦略で運動する⁽¹⁾。さらにこの周波数帯域では、0.3 Hz 付近を境とした姿勢制御戦略の切り替え⁽²⁾⁽³⁾が示唆されている。このとき、0.3 Hz よりも高い周波数では頭部加速度の抑制、低い周波数では質量中心の相対変位の抑制を目標とする制御戦略と想定されており、前者は前庭感覚、後者は体性感覚の検査やリハビリテーションに応用できる可能性がある。しかし、各周波数における最適な制御は定義されておらず、任意の運動を計測したときにどちらの戦略を採用しているのかを判定する指標も存在しない。

本研究では 0.7 Hz 以下の一定周波数揺動で現れる 2 つの戦略を定式化し、任意の運動に現れている戦略を判定することを目指す。定式化にあたって、各戦略の制御目標やエネルギー消費の抑制、定常応答で成り立つエネルギー収支のつりあいを考慮する。そのために、機構を単一倒立振り子モデルで単純化し、エネルギー収支のつりあい条件式を導出する。また、頭部水平加速度を抑制する戦略をモード 1、質量中心の相対変位を抑制する戦略をモード 2 とし、各戦略の制御目標とエネルギー消費の抑制を考慮した評価関数を定義する。これらの評価関数における未知パラメータ（エネルギー消費を抑制するための重みづけ係数）を調べるために、若年健康者を対象として 0.25 Hz と 0.5 Hz の 2 つの周波数で揺動実験を行う。また、得られた重みづけ係数を活用して、実験において被験者がいずれの戦略を採用したのかを判定する。

2. 戦略の定式化

2.1 単一倒立振り子モデルに基づく基礎式

ベースとなる機構モデルを図 1 に示す単一倒立振り子モデルとする。支持面が一定角速度の定常揺動で揺動するとき、戦略の定式化のための基礎式を、モデルに基づいて次式のように表した。

$$\{\alpha\Omega^2 + g(1-\gamma)\}\bar{x}_b(\Omega) + \beta\Omega^2 = 0 \quad (1)$$

ここに、 α と β は身体パラメータより得られる定数であり、 Ω は身長で正規化した角振動数、 \bar{x}_p, \bar{x}_b は支持面変位で正規化した質量中心と圧力中心の複素振幅を表す。また、 γ は複素数であり、 \bar{x}_p と \bar{x}_b の比を表す。

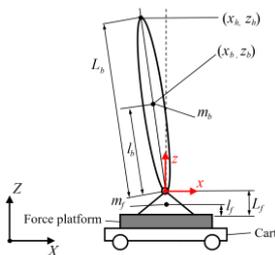


Fig.1 A single inverted pendulum model for describing a human standing on a sway board at a constant frequency below 0.7 Hz.

2.2 定常状態におけるエネルギー収支のつりあい

一定周波数揺動における応答は定常応答であることから、身体に作用する力に起因するエネルギー収支はつりあうはずである。そこで、図 1 に作用している慣性力、足関節力、重力に起因するエネルギー E_i, E_a, E_g のエネルギー収支をゼロ ($E_i + E_a + E_g = 0$) とすると、次式が得られる。

$$\beta\Omega^2 \sin(\phi_b) + g|\gamma\bar{x}_b(\Omega)|\sin(\phi_p - \phi_b) = 0 \quad (2)$$

ここに、 ϕ_p は支持面変位に対する圧力中心変位の位相差、 ϕ_b は支持面変位に対する質量中心変位の位相差を表す。式(2)は定常状態におけるエネルギー収支がつりあうための制約条件となる。

2.3 2 つの戦略を再現する条件式

式(1)を用いて、モード 1（頭部加速度を抑制する戦略）を再現する評価関数を定義する。0.7 Hz 付近の一定周波数揺動では、頭部が空間にほぼ静止するが、それより低い周波数では静止しなくなる⁽⁴⁾。このとき、頭部を完全に静止させるために必要な足関節力を 100 % 発揮せず、消費エネルギーを抑制していると解釈できる。そこで、本研究では頭部加速度の抑制と消費エネルギーの低減を両立するモード 1 の評価関数として次式を定義する。

$$\left. \begin{aligned} J_{11} &= 1 - \frac{l_b\beta\Omega^2}{\alpha\Omega^2 + g(1-\gamma)} \\ J_{12} &= k_1|\gamma| \end{aligned} \right\} \quad (3)$$

式(3)第 1 式は式(1)を静止座標系の頭部変位について解いた式であり、 $J_{11} = 0$ のとき頭部加速度がゼロになる。式(3)第 2 式は消費エネルギーに比例するゲイン $|\gamma|$ を抑制するための式である。 k_1 は消費エネルギー抑制の程度を表す重みづけ係数であり、実験結果と一致するようにしてこの値を求める。そのために、 k_1 を任意の値として与え、式(2)に示すエネルギー収支のつりあい式を満たす制約条件下で、式(3)の評価関数の二乗和 $J_1 = \text{Re}[J_{11}]^2 + \text{Im}[J_{11}]^2 + J_{12}^2$ が最小となる γ を求める。得られた γ が最も実験結果に近くなるときの k_1 を導出する。

同様に、モード 2（質量中心の相対変位を抑制する戦略）を再現する評価関数を次式のように定義する。

$$\left. \begin{aligned} J_{21} &= -\frac{\beta\Omega^2}{\alpha\Omega^2 + g(1-\gamma)} \\ J_{22} &= k_2|\gamma| \end{aligned} \right\} \quad (4)$$

式(4)第 1 式は式(1)を移動座標系の質量中心変位について解いた式であり、 $J_{21} = 0$ のとき質量中心の変動がゼロになる。式(4)第 2 式は、式(3)第 2 式と同様の式である。モード 1 と同様に、 k_2 を任意の値として与え、式(2)を満たす制約条件下で、式(4)の評価関数の二乗和 $J_2 = \text{Re}[J_{21}]^2 + \text{Im}[J_{21}]^2 + J_{22}^2$ が最小となる γ を求める。得られた γ が最も実験結果に近くなるときの k_2 を導出する。

3. 未知パラメータを得るための一定周波数揺動実験

20 代の健康な男女 30 名を対象とした一定周波数揺動実験を実施した。実験概略図を図 2 に示す。揺動実験は、揺動装置、フォースプレート、慣性センサを用いて実施した。フォ

ースプレートは、揺動面上に固定されており、3軸方向の力とモーメントを計測した。なお、支持面の揺動によって生じるx軸慣性力は補正した。慣性センサは、揺動面と被験者の後頭部に取り付け、3軸方向の加速度と3軸まわりの角速度を計測した。

支持面の揺動は、0.25 Hzと0.5 Hzの2つの周波数パターンとし、それぞれの周波数で3回ずつ実施した。揺動振幅は、速度振幅0.07 m/sで統一した。揺動条件について、0.25 Hzでは、揺動周期を12周期とし、最初の2周期を除いた10周期分を解析区間とした。0.5 Hzでは、揺動周期を24周期とし、最初の4周期を除いた20周期分を解析区間とした。

4. データ解析

フォースプレートから圧力中心変位 x_p を計測し、フォースプレートと慣性センサの計測値から質量中心変位 x_b を文献(4)に基づいて推定した。 x_p, x_b をそれぞれ支持面変位で正規化した複素振幅(正規複素振幅) \tilde{x}_p, \tilde{x}_b で表現した。正規複素振幅から実験結果としての γ を導出した。

実験結果 γ をもとに各モードの再現結果 γ_1 (モード1)、 γ_2 (モード2)と各モードの消費エネルギー抑制の程度を表す重みづけ係数 k_1 (モード1)と k_2 (モード2)を求めた。モード判定の指標として、各モードの再現結果と実験結果の誤差を次式で計算した。

$$e_1 = \sqrt{(\text{Re}[\gamma_1] - \text{Re}[\gamma])^2 + (\text{Im}[\gamma_1] - \text{Im}[\gamma])^2} \quad (5)$$

$$e_2 = \sqrt{(\text{Re}[\gamma_2] - \text{Re}[\gamma])^2 + (\text{Im}[\gamma_2] - \text{Im}[\gamma])^2} \quad (6)$$

$e_1 < e_2$ のときモード1、 $e_1 > e_2$ のときモード2と判定される。

5. 結果

5.1 判定結果

0.5 Hzの実験から得られた γ の6名の被験者の結果と、これに合うようにして求めた各モードの再現結果 γ_1, γ_2 を複素平面に表した結果を図3に示す。 $\gamma, \gamma_1, \gamma_2$ を式(5),(6)にそれぞれ代入し、実験結果と各モードの再現結果の誤差 e_1, e_2 を求め、誤差の大きさでモードを判定した。その結果を図4に示す。4名の被験者がモード1、2名の被験者がモード2と判定された。消費エネルギー抑制の程度を表す重みづけ係数を調節することで、実験結果をいずれかのモードで再現することができた。

5.2 エネルギー消費の抑制の程度を表す重みづけ係数

0.25 Hzと0.5 Hzの2つの周波数パターンにおいて、被験者30名の3回分の実験から得られたすべての判定結果から、0.5 Hzでモード1、0.25 Hzでモード2と判定された結果を抽出した。そのときの消費エネルギー抑制の程度を表す重みづけ係数の平均と標準偏差を調べた。すると、 k_1 は 0.059 ± 0.066 、 k_2 は 0.011 ± 0.006 となった。モード1では、頭部加速度抑制の程度に個人差が大きく現れており、モード2では k_2

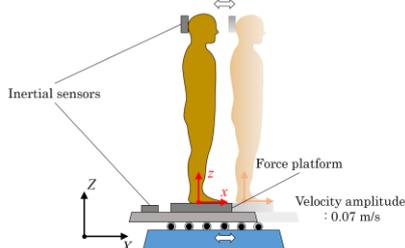


Fig.2 Schematic diagram of the constant frequency sway test. Subject stood on the force platform. Inertial sensors were mounted on the subject's back head and on the support surface.

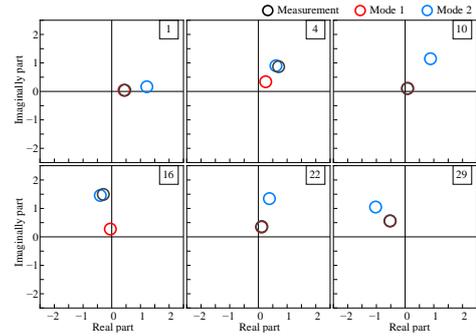


Fig.3 Results for 6 subjects in horizontal sway of the support surface at 0.5 Hz. The experimental results (γ : black marks) and the reproduced values of each mode (γ_1 : red marks, γ_2 : blue marks) are shown in the complex plane.

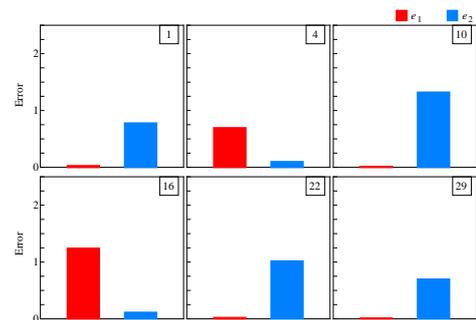


Fig.4 Errors between the experimental results and reproduced values for each mode in Figure 3. Four subjects were identified as Mode 1 and two subjects were identified as Mode 2.

は概ね0.01程度になると結論づけられた。

6. 結言

本研究では、0.7 Hz以下の一定周波数揺動を与えたときに現れる2つの姿勢制御戦略(モード1、モード2)について、戦略の定式化と任意の運動に対する戦略の判定を検討した。その結果、消費エネルギー抑制の程度を表す重みづけ係数 k_1, k_2 をそれぞれ0.06程度、0.01程度としたとき、各モードの再現結果と実験結果がよく一致した。これにより、実験結果に現れているモードを判定することができた。しかしながら、各モードにおける感覚器の重みづけの評価、無意識下で戦略励起させる方法については検討できていない。本手法を固有感覚の検査やリハビリテーションに活用していくためには、これらの課題解決に引き続き取り組んでいく必要がある。

文献

- (1) 園部 元康, 井上 喜雄, “一定周波数で揺動する台車における立位バランス応答(力学モデルに基づく定常応答特性の理解)”, 日本機械学会論文集, 2021, Vol. 87, No. 898.
- (2) Ko, J., Challis, J. and Newell, K., “Transition of COM-COP relative phase in a dynamic balance task”, Human Movement Science, 2014, Vol. 38, pp. 1-14.
- (3) Mills, R. S. and Sveistrup, H., “Kinematics and postural muscular activity during continuous oscillating platform movement in children and adolescents”, Experimental Brain Research, 2018, Vol. 236, No. 5, pp.1479-1490.
- (4) Sonobe, M. and Inoue, Y., “Center of Mass Estimation Using a Force Platform and Inertial Sensors for Balance Evaluation in Quiet Standing”, Sensors, 2023, Vol. 23, No.4933, pp. 1-16.