

# 単一周波数での支持面揺動に対する立位バランス特性

## Balance characteristics during standing on single frequency sway board

システム工学群

知能メカトロダイナミクス研究室 1190038 岡林 啓太

### 1. 緒言

近年バランスの改善を図るリハビリテーション機器として、床面を揺動させる装置が販売されている。これらの機器には、床面を単純に揺動させる機器や、圧力中心などの物理量をフィードバックする機器が存在するが、特定のバランス能力の改善効果を得ることは難しい。

このような課題に対し、図1で示すように、支持面を矢状面内で0.7 Hz付近の単一周波数で揺動したときに、頭部付近は揺れずに支持面だけが揺動する現象に注目した。この現象では、支持面の揺動周波数や振幅をわずかに変更しても、頭部が揺れない状態に変化がない。これは、人間がバランス特性を調整しているからであると考えられる。この現象が生じているときの立位バランス特性を明らかにすることで、バランス改善へ応用の可能性を検討する。

本研究では、対象を単純な1リンクモデルと仮定し、その回転軸にバランス維持のための随意的なモーメントが作用すると考える。単一周波数での定常的な動きであることを考慮して、発生するモーメントの大きさと位相差を物理定数（剛性係数と減衰係数）で表現することで、ダイナミクスを表現する。頭部が揺れない理論的な物理定数と、実験からフーリエ解析で得た物理定数を比較し、現象を明らかにする。

### 2. 理論

#### 2.1 モデルと運動方程式

本研究で用いる1リンクモデルを図2に示す。足関節を境界として身体を2つに分割し、足首より上を1つの剛体と仮定し、以降ではこれを身体部と呼ぶ。足首から下の部分（足部）は支持面に固定していると仮定する。支持面上には応答を計測するためのフォースプレートが設置されており、せん断力  $R_x$ 、垂直反力  $R_z$ 、圧力中心  $x_p$  が計測される。

姿勢の変動を微小として線形近似を行うと、身体部の運動方程式は、次のようになる。

$$(J_b + m_b l_b^2) \ddot{\theta}_b - m_b g l_b \theta_b = -m_b l_b \ddot{X}_s - N_a \quad (1)$$

ここに、 $\theta_b$ は身体部の質量中心と足関節を結ぶ直線の鉛直軸からの角度であり、 $\ddot{X}_s$ は支持面加速度、 $N_a$ は足関節まわりに作用するモーメントを表す。また、 $m_b$ は身体部の質量、 $J_b$ は身体部質量中心まわりの慣性モーメント、 $l_b$ は足関節から身体部質量中心までの長さを表す。

人のバランスメカニズムにおいて、足関節モーメント  $N_a$  は重要であるが、その制御則は明らかになっていない。本研究では、これを単純な状態フィードバック制御と仮定する。

$$N_a = k_p \theta_b + k_d \dot{\theta}_b \quad (2)$$

$k_p, k_d$ は、フィードバックゲインであるが、本研究ではそれぞれ剛性係数、減衰係数として扱う。本研究では単一揺動による周期的な運動のみを扱うため、式(2)の定義で十分に特性を表すことができる。

#### 2.2 姿勢と関節モーメントの推定

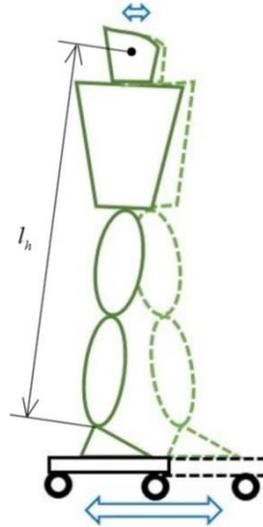


Fig.1 Schematic diagram of the single wave test

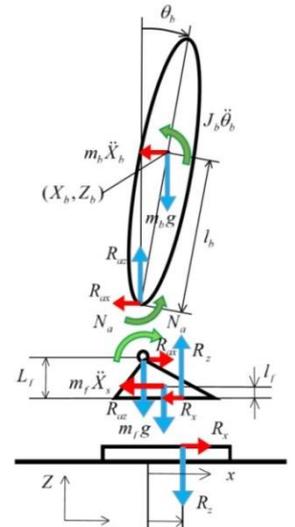


Fig.2 Single-link model with a force plate

実験では、フォースプレートをを用いた計測から、姿勢角と足関節モーメントを推定する。図2の足部まで含めた運動方程式から、姿勢角と足関節モーメントが次式によって推定できる<sup>(1)</sup>。

$$\theta_b = \frac{1}{m_b^2 l_b^2 g} [\{M J_b + m_b m_f l_b (L_f - l_f + l_b)\} \ddot{X}_b - \{J_b + m_b l_b (L_f + l_b)\} R_x + M m_b l_b g x_p] \quad (3)$$

$$N_a = R_z x_p - L_f R_x - m_f (L_f - l_f) \ddot{X}_s \quad (4)$$

ここに、 $M$ は体重、 $m_f$ は足部の質量、 $L_f$ は足関節の高さ、 $l_f$ は足部質量中心の高さを表す。

#### 2.3 物理定数の理論値

頭部の変位が動かないと仮定することで、任意の揺動周波数  $\Omega$  rad/s で支持面を揺動した場合のフィードバック係数を求められる。まず、支持面の揺動を以下のように定義する。

$$\ddot{X}_s = V_{\max} \sin \Omega t \quad (5)$$

式(5)を式(1)と式(2)のシステムに代入すると、強制振動系となる。この特解より、絶対座標系における頭部の水平変位  $X_h$  は次式となる。

$$\left. \begin{aligned} X_h &= \frac{-l_b G V_{\max} \Omega}{\sqrt{(K - J \Omega^2)^2 + \Omega^2 C^2}} \cos(\Omega t + \phi_b) - \frac{V_{\max}}{\Omega} \cos \Omega t \\ \phi_b &= \tan^{-1} \frac{-C \Omega}{K - J \Omega^2} \end{aligned} \right\} \quad (6)$$

ここに、 $l_h$ は足関節から頭部質量中心までの長さを表し、

$$J = J_b + m_b l_b^2, C = k_d, K = k_p - m_b g l_b, G = m_b l_b \quad (7)$$

とした。 $X_h$ の振幅がゼロになるための理論的な剛性係数  $k_p'$  と減衰係数  $k_d'$  は、次式で求められる。

Table. 1 Physical parameter in single-link

Symbol	Male	Female
$m_b$	0.978M	0.978M
$m_f$	0.022M	0.022M
$J_b$	0.0484MH <sup>2</sup>	0.0496MH <sup>2</sup>
$l_b$	0.517H	0.510H
$l_f$	0.020H	0.020H
$L_f$	0.039H	0.039H
$l_h$	0.908H	0.912H

M:Weight[kg], H:Height[m]

$$\left. \begin{aligned} k_p' &= \{J_b + m_b l_b (l_b - l_h)\} \Omega^2 + m_b g l_b \\ k_d' &= 0 \end{aligned} \right\} \quad (8)$$

式(8)より、頭部が動かないための減衰係数は常にゼロであり、剛性係数は揺動振幅に関係なく、揺動周波数のみに依存することがわかる。

#### 2.4 計測に基づく物理定数の導出

実験の計測値に基づいて、実際の剛性係数と減衰係数を推定する。支持面加速度  $\dot{X}_s$ 、せん断力  $R_x$ 、圧力中心  $x_p$  が計測される。これに基づいて、式(3)と式(4)より姿勢角  $\theta$  と足関節モーメント  $N_a$  が推定される。支持面は一定角振動数  $\Omega$  で揺動されているので、同振動数で  $\theta$  と  $N_a$  をフーリエ級数展開すると、係数  $a_1, b_1, a_2, b_2$  が得られ、次式の関係となる。

$$\left. \begin{aligned} \theta_b &= a_1 \cos \Omega t + b_1 \sin \Omega t \\ \dot{\theta}_b &= b_1 \Omega \cos \Omega t - a_1 \Omega \sin \Omega t \\ N_a &= a_2 \cos \Omega t + b_2 \sin \Omega t \end{aligned} \right\} \quad (9)$$

式(2)と式(9)より、 $k_p$  と  $k_d$  は次式で得られる。

$$k_p = \frac{a_1 a_2 + b_1 b_2}{a_1^2 + b_1^2}, \quad k_d = \frac{a_2 b_1 - a_1 b_2}{\Omega(a_1^2 + b_1^2)} \quad (10)$$

#### 2.5 身体パラメータ

計算に用いるパラメータは、文献<sup>(2)(3)</sup>を参考に身長・体重比より求めた。各パラメータの身長・体重比を表1に示す。

### 3. 単一周波数揺動実験

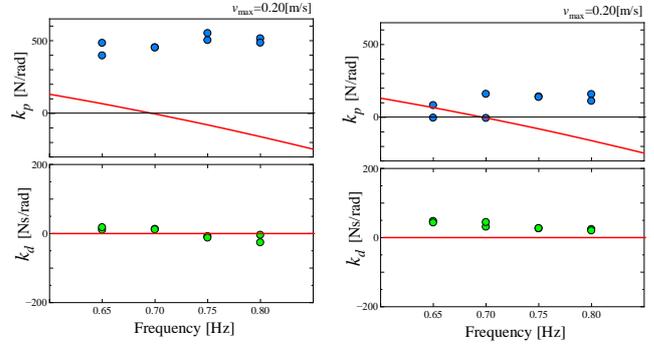
単一周波数揺動実験には研究室で製作した揺動装置を用いた。揺動装置は、モータ (Maxon Motor, EC60, 400W, 減速比 25:1 の減速機, 分解能 500 pulse/rev のロータリエンコーダ付属) を搭載し、サーボドライバ (Maxon motor, EPOS2 70/10) を介して速度制御系を構築した。支持面上に取り付けたフォースプレート (テック技販, TF-3040) 上の被験者の応答をサンプリング周波数 100Hz で計測した。正確な頭部の揺れや上半身と下半身の位相差を確認するために、モーションキャプチャ (Motion Analysis 社, MAC3D&Kestrel) を用いた。

被験者は健康な 20 代男性 6 名である。揺動振幅は  $V_{max} = 0.1, 0.15, 0.2m/s$  の 3 通りとし、揺動周波数は 0.65, 0.7, 0.75, 0.8 Hz の 4 通りとした。揺動回数は 40 周期とし、予備揺動区間としての 5 周期分を除く 35 周期分を解析区間とした。被験者は裸足とし、揺動中は自然な姿勢で視線は遠くの前方を見ながら頭を動かさないように指示した。

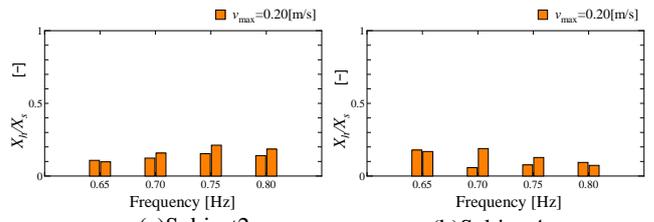
### 4. 解析結果

図3に被験者2名の  $k_p, k_d$  の値を示す。上段は剛性係数  $k_p$ 、下段は減衰係数  $k_d$ 、赤線は式(8)で得た理論上での値を表している。被験者による理論値との差には大小がみられる。この時の頭部の揺れを、支持面振幅との比で表したものを図4に、上半身と下半身の角度位相差を図5に示す。

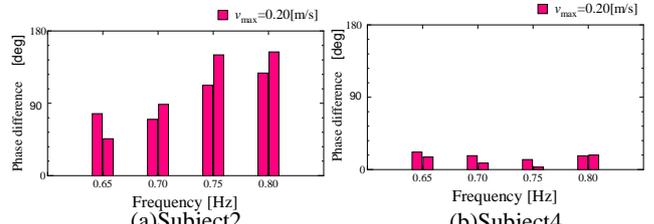
被験者2と4はそれぞれ、理論と全く異なる変化を示すものと理論と似た変化を示すものである。このような違いが生じた理由は、頭部は揺れないように制御しているが、体を動かすモードが2名の被験者で異なっているため、理論値と実験値との差に個人差が生じたことが分かる。理論では周波数ごとに剛性係数を変化させているが、人体を1リンクモデルで表現する研究手法では被験者のモードが異なるため、周波数ごとに剛性係数を変えているとは言えない。



(a)Subject2 (b)Subject4  
Fig.3 Balance characteristics



(a)Subject2 (b)Subject4  
Fig.4 Ratio of head shaking



(a)Subject2 (b)Subject4  
Fig.5 Difference in mode

### 5. 結言

単一周波数揺動実験により、立位バランス特性を定量化して、理論値と比較することができた。剛性係数と減衰係数で表す立位バランス特性の個人差が存在し、その理由は、被験者のモードが異なるために生じていることが分かった。しかしモードが異なるために起きる影響が詳細には分からないため、今後はモードが異なる場合を考慮して研究を行う必要がある。

### 6. 参考文献

- (1) 園部 元康, 井上 喜雄, 芝田 京子, "フォースプレート測に基づく立位姿勢の推定", D&D2018(2018).
- (2) 阿江 通良, 湯 海鵬, 横井 孝志, "日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定", バイオメカニズム, Vol.11(1992), pp.22-23.
- (3) 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.