

卒業論文要旨

一定周波数揺動に対する立位バランス応答を表現する機構モデルの検討

Study on mechanical model to express standing balance response to constant frequency vibration

システム工学群

動的デザイン研究室 1210172 山口 尚輝

1. 諸言

立位状態でのバランス評価ができれば、病気の診断、老化の判定、トレーニング効果向上に活用できる。そこで我々の研究では動的な環境におけるバランス評価法の開発を目標に台車上に立つ被験者に対し、台車を矢状面方向に一定周波数で水平に揺動した場合の単一周波数揺動に対するバランス応答について研究を行っている。

これまでの研究で、高い周波数(0.8Hz~1.5Hz 付近の周波数)に対する応答は、身体部が股関節で折れ曲がる2リンクモデル(股関節モード)で表現することができ、対して、低い周波数に対する応答は人体を一本の剛体に見立てた1リンクモデル(足関節モード)で表現でき、頭部の絶対変位が変化する逆振子のような応答になることが分かった。特に、低い周波数で現れる1リンクモデルの応答は簡単な運動方程式を適応し表現することができる。しかし1リンクモデルの応答を表す式は体重や身長など被験者の身体パラメータに依存しているため応答を表す基礎式として用いることができないという課題がある。低い周波数時の応答には視覚と体性感覚が大きく影響することから、一般化した式で被験者の身体パラメータによらず応答を比較することができれば、病気の早期発見やリハビリなど医療の現場でも用いることができると考えられる。

2. 解析モデルと関節戦略モードによる運動の表現

2.1 解析モデル

本研究の解析に用いる2リンクモデルを図2に示す。足関節と股関節を境界として身体を3つに分割し、足首から股関節までを下半身、股関節より上を上半身とし、それぞれ剛体リンクとする。足首より下は支持面(台車)に固定されると仮定する。並進と回転の運動方程式は次のようになる。運動方程式は身体パラメータを用いて解く。

$$\begin{pmatrix} J_1 - \frac{J_2 L_1}{l_2} + m_1 l_1 \\ l_1 \end{pmatrix} \ddot{x}_1 + \begin{pmatrix} J_2 + m_2(L_1 + l_2) \\ l_2 \end{pmatrix} \ddot{x}_2 - m_1 g x_1 - m_2 g x_2 - \{m_1 l_1 + m_2(L_1 + l_2)\} \ddot{X}_s = -N_a \quad (2.1)$$

$$\begin{aligned} -\frac{J_2 L_1}{l_1 l_2} \ddot{x}_1 + \left(\frac{J_2}{l_2} + m_2 l_2 \right) \ddot{x}_2 \\ + \frac{m_2 L_1 g}{l_1} x_1 - m_2 g x_2 + m_2 l_2 \ddot{X}_s = -N_b \end{aligned} \quad (2.2)$$

2.2 関節戦略モードの表現

理論解の検証や、実際の運動の解析を行う際に物理座標では運動の本質を把握することが難しい。そこで、本研究では足関節戦略と股関節戦略に対応する運動モードを定義して用いる⁽²⁾。関節戦略とは、矢状面の立位バランス戦略を表現するもので、足関節戦略は上半身と下半身が同位相、股関節戦略は逆位相で表現される各関節戦略をModel1, Mode2と

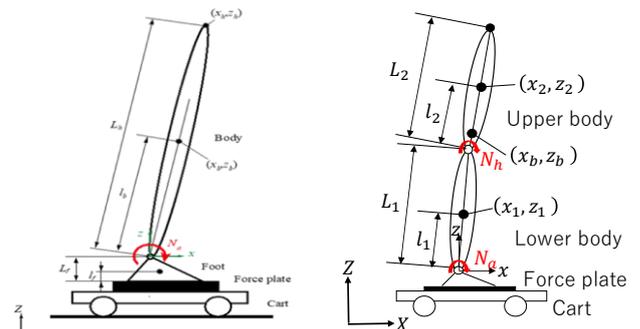


Fig. 3 Single-link model.

Fig. 2 Double-link model.

してモードごとの支配度を表す。足関節戦略モードを ξ_1 で、股関節戦略モードを ξ_2 で表現できる。

2.1 素振幅による定常振動解の表現

解析対象となる単一周波数揺動を強制振動と捉え、定常周期解を導くことができる。そこで計測値を複素振幅で表現して比較を行う。複素振幅は揺動周波数における計測値のフーリエ係数を求め、それを支持面の変位振幅で除することで正規化したものを用いる。

まず支持面の複素振幅は式(2.3)のようになる。

$$\tilde{X}_s = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N X_s(n) e^{-i\omega n \Delta t} \quad (2.3)$$

ω は支持面の揺動角振動数 [rad/s], Δt はサンプリング時間 [s], N は解析区間内のサンプリングデータ数, n はデータ数である。 x_p, x_b, x_1, x_2, x_h に関しては支持面変位の複素振幅 \tilde{X}_s で除して正規複素振幅 $\bar{x}_p, \bar{x}_b, \bar{x}_1, \bar{x}_2, \bar{x}_h$ を求める。

この正規化により、支持面の振幅 \bar{X}_s は+1となり、他の正規複素振幅の大きさは支持面振幅に対する比を表す。

3. 単一周波数揺動実験

本実験では揺動装置の上に被験者が立ち、揺動装置を設定条件で揺動させた場合の被験者の応答を計測する。実験には研究室で製作した揺動装置を用いた。被験者は揺動装置に両手を自然に体側につけて立ち、視線は前方に固定する。揺動は0.4Hz, 0.6Hz, 0.8Hz, 1.2Hzの4パターンで、揺動振幅は25mmとした。実験は6名分を3回ずつ行った。代表的な被験者の実験結果を複素振幅で図4に示す。

4. 1リンクモデルの一般化

実験結果をもとに、低周波数時の揺動に対する応答に注目し、1リンクモデルでバランス特性を明らかにしたい。

4.1 低周波数時の運動を表す1リンクモデル

1リンクモデルを図5.1に示す。身体部の質量を m_b 、身体部質量中心(COM)まわりの慣性モーメントを J 、足関節から身体部COMまでの長さを L_b 、足関節から頭部(外耳道)までの長さを L_h とする。また台車の支持面から足部COMまでを l_f 、台車支持面から足関節までを L_f とする。身体部質量中心は、足関節を原点とする相対座標系で (x_b, z_b) と表現する。支持面の変位は絶対座標系で X_s とする。この1リンクモデルに関して姿勢角を微小と線形近似化をして並進の運動方程式を立てると次のようになる。

$$\left(\frac{J_b + m_b l_b}{l_b} \right) \ddot{x}_b - m_b g x_b = -m_b l_b \ddot{X}_s + N_a \quad (4.1)$$

N_a , N_h は足関節モーメントと股関節モーメントを表す。

足関節モーメントは足部のまわりの力のつり合いより、求めることができる。

$$N_a = -Mg x_p + L_f R_x + m_f (L_f - l_f) \ddot{X}_s \quad (4.2)$$

M は被験者の体重、 R_x は足部のせん断力である。

4.2 低周波数時の運動方程式の一般化

図3のモデルの運動方程式と足関節モーメントは式(4.1), (4.2)で表される。足関節モーメントは圧力中心が支配的であるために式(4.2)の右辺第2項と第3項は微小として無視する。運動方程式(4.1)を一般化するために係数を身長体重比で表現する。身体パラメータに依存する係数 α , β を用いて次式で表すことができる。

$$\frac{J_b + m_b l_b}{l_b} = \alpha ML$$

$$l_b = \beta L \quad (4.3)$$

$$m_b \approx M$$

$$N_b \approx -Mg x_p$$

式(4.1)に式(4.3)を代入すると次のようになる。

$$\alpha L \ddot{x}_b - g x_b = -\beta L \ddot{X}_s - g x_p \quad (4.4)$$

式(4.4)から身長 L の影響をなくすために、振動角振動数 ω rad/s に対する無次元化各振動数 Ω を用いて以下のように表すことができる。

$$\Omega = \omega \sqrt{L} \quad (4.5)$$

次に X_s , x_b , x_p の定常振動解を、複素振幅 \bar{X}_s , \bar{x}_b , \bar{x}_p で表す。

$$X_s = \bar{X}_s e^{i\Omega t}$$

$$x_b = \bar{x}_b e^{i\Omega t} \quad (4.6)$$

$$x_p = \bar{x}_p e^{i\Omega t}$$

式(4.5), (4.6)を用いて式(4.4)を整理すると以下のような一般化した式になる。

$$-(\alpha \Omega^2 + g) \bar{x}_b = \beta \Omega^2 \bar{X}_s - g \bar{x}_p \quad (4.7)$$

これは、被験者の身長、体重に依存しない関係式となる。

\bar{x}_p は内部のフィードバック制御則に依存するため、身体部質量中心に対する比例フィードバック(剛性係数)と速度フィードバック(減衰係数)を仮定して次のように置く。

$$\bar{x}_p = \gamma \bar{x}_b \quad (4.8)$$

γ は複素数であり、実部が剛性係数、虚部を Ω で割った

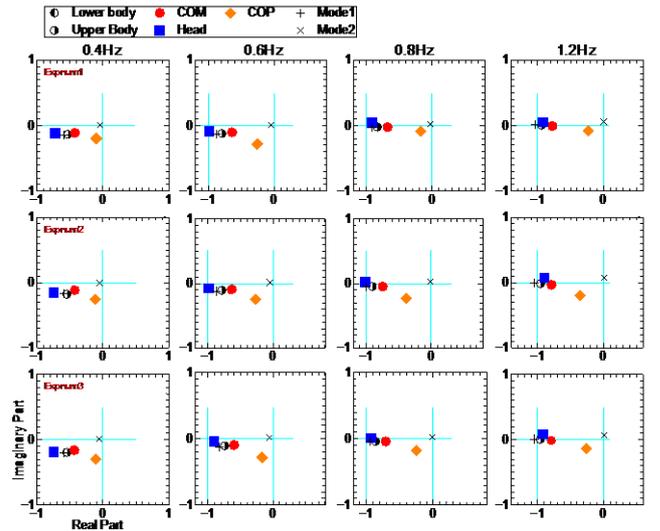


Fig. 4 Subject F, Results of a single frequency oscillation experiment.

Table1 Test results.

subject	expnum	α	β	h_0
A	1	0.451	0.511	1.584
	2	0.520	0.521	1.706
	3	0.493	0.527	1.690
B	1	0.039	0.340	1.754
	2	0.595	0.536	1.647
	3	0.494	0.500	1.549
C	1	0.631	0.561	1.773
	2	0.576	0.536	1.840
	3	0.630	0.569	1.727
D	1	0.644	0.539	1.656
	2	0.695	0.547	1.875
	3	2.034	0.921	1.871
E	1	0.061	0.423	1.990
	2	0.200	0.437	1.831
	3	0.383	0.476	1.884
F	1	0.664	0.565	1.688
	2	0.666	0.567	1.659
	3	0.689	0.583	1.669

Table2 Theoretical value, True value.

	α	β	h_0
理論値	0.604	0.615	1.690
真値	0.643	0.556	1.726

ものが減衰係数に相当する。式(4.8)を用いて式(4.7)を整理すると、次式のようなになる。

$$\{-\alpha \Omega^2 + (\gamma - 1)g\} \bar{x}_b = \beta \Omega^2 \bar{X}_s \quad (4.9)$$

式(4.9)より、振動振幅に対する身体部質量中心の無次元化振動幅 σ_b は次のようになる。

$$\sigma_b = \frac{\bar{x}_b}{\bar{X}_s} = \frac{\beta \Omega^2}{-\alpha \Omega^2 + (\gamma - 1)g} \quad (4.10)$$

低周波数時の応答を足関節戦略モードと仮定すると、足関節から身体部質量中心を結ぶ直線の延長線上に頭部がある

ため、揺動振幅に対する頭部変位の無次元化振幅 σ_h は次のようになる。

$$\sigma_h = \frac{L_h}{l_b} \sigma_b = h_0 \sigma_b = \frac{\beta h_0 \Omega^2}{-\alpha \Omega^2 + (\gamma - 1)g} \quad (4.11)$$

身体パラメータから計算すると、 $h_0 = 1.69$ となる。式(4.11)から頭部変位の絶対変位の無次元化絶対振幅 $\sigma_h + 1$ も γ に応じて定まる。次に、絶対座標系における頭部の揺れを抑えるためのフィードバックゲイン γ の理論値を考える。これを実現するためには、 $\sigma_h + 1 = 0$ となるようにゲインを決めればよいので、理論値 γ^* は次のようになる。

$$\gamma^* = 1 - \frac{\beta h_0 - \alpha}{g} \Omega^2 \quad (4.12)$$

式(4.12)より、 γ^* は実数である。式(4.7)と式(4.8)より、このときの圧力中心の無次元化振幅は次のようになる。

$$\sigma_p^* = \frac{\bar{x}_p}{\bar{X}_s} = \frac{\beta \gamma^* \Omega^2}{-\alpha \Omega^2 + (\gamma^* - 1)g} \quad (4.13)$$

式(4.12)で $\gamma^* = 0$ になる条件より、足関節モーメントを全く使わずに、頭部絶対振幅をゼロにする揺動周波数が存在する。この無次元化揺動周波数は次式で得られる。

$$\Omega_0 = \sqrt{\frac{g}{\beta h_0 - \alpha}} \quad (4.14)$$

本研究では、式(4.14)の Ω_0 を無次元化境界角振動数と呼ぶ。これより高い周波数であれば股関節戦略が支配的となり、低い周波数であれば足関節戦略が支配的であると予想される。

4.2 α, β, h_0 の実験値

α, β は式(4.7)の一般化した式より計測値から求めることができる。式(4.7)を圧力中心と身体部質量中心の無次元化複素振幅で表すと式(4.15)となる。

$$\begin{bmatrix} \text{real_XB} & 1 \\ \text{imag_XB} & 0 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \alpha \\ \beta \end{bmatrix} = \frac{g}{\Omega^2} \begin{bmatrix} \text{real_}(XP - XB) \\ \text{imag_}(XP - XB) \end{bmatrix} \quad (4.15)$$

式(4.15)より α, β が定まる。 h_0 は以下のように計算した。

$$h_0 = \frac{L_h}{l_b} \approx \frac{\bar{x}_h}{\bar{x}_b} \quad (4.16)$$

α, β, h_0 の実験値から求めた値を表 1 に示す。

α, β に関しては比較的理論値に近い値となっている被験者が多く見てとれた。しかし、被験者 B の 1 回目や D の 3 回目、E のように大きく理論値から外れている被験者も多く見て取れた。これは、式(4.15)より \bar{x}_b の虚数部分がゼロに近い場合、計算することができず理論値から大きく外れた値になったと考えられる。また、式(4.3)の第 1 式、第 2 式より $\alpha > \beta$ となるはずだが、 $\alpha < \beta$ となっているものがある。原因は分からないがこれらの値は信用できない。したがって先の 2 パターンに当てはまらない色で示した部分の値を真値として、その平均を係数 α, β として決定する。また、 h_0 の値も同様に平均を真値として用いる(表 2)。

4.3 無次元化境界角振動数

式(4.14)から無次元化境界角振動数を求めると、 $\Omega_0 = 5.619$ となる。この時の境界周波数は次式で示すことができる。

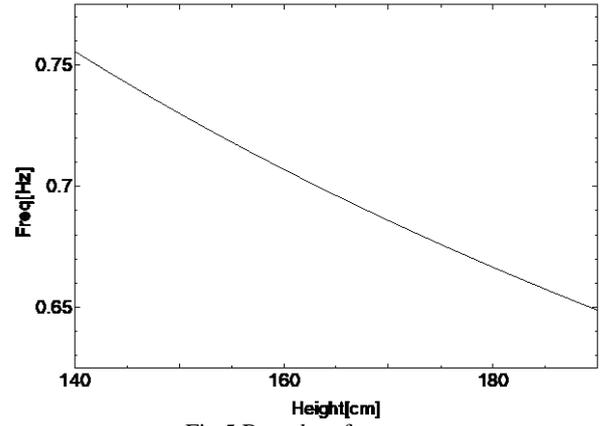


Fig.5 Boundary frequency.

$$\omega_0 = \frac{\Omega_0}{2\pi\sqrt{L}} \quad (4.17)$$

式(4.17)より身長ごとの境界周波数を図 5 に示す。

5. 結言

本研究では低周波数時の単一周波数揺動に対する応答について検討した。高い周波数に対しては足関節モードと股関節モードの重ね合わせで運動していることが確認できた。対して、低い周波数では足関節モードで運動していることが確認できた。

また、低い周波数揺動に対する応答では、1 リンクモデルを一般化した式でバランス戦略の検討を行った。計測値の複素振幅から求めたパラメータを理論値のパラメータと比較したところ、計測値から求めた値を真値として決定することにした今回の実験結果から、無次元化境界角周波数は $\Omega_0 = 5.619$ であり、境界周波数は身長 170cm の男性で 0.65 ~ 0.7Hz 付近にあると考えられる。被験者が高身長の男性しかいなかったことや、パラメータを求めることができなかったデータが多くあることから、さらなる検証が必要だと考えられる。

この研究の本質には、バランス評価を簡易的に行いたいという目的がある。MC では手間がかかりすぎるという問題がある。今回は検証することができなかったが今後は、IMU と FP でパラメータの推定ができるか検証していく必要がある。

文献

- (1) 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. 23-33.
- (2) 園部 元康, 井上 喜雄, 熊本 純也, “フォースプレートと慣性センサに基づく矢状面の関節戦略の推定”, *MoViC2019 講演論文集*, (2019)