

卒業論文要旨

単一周波数揺動に基づく動的なバランス評価法の開発

システム工学群

動的デザイン研究室 1200164 山田 直輝

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、トレーニング効果の一般的に活用できる。バランスの評価法として、安静立位の評価が広く行われているが、歩行などの動的なバランス評価はほとんどなされておらず、動的な環境における評価法の開発が必要とされている。

動的バランス評価法の検討において、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バランス応答に焦点を当てる。台車を0.6Hz程度で揺動させたとき、頭部変位が小さくなることが報告されている⁽¹⁾。しかし、その応答のメカニズムや力学の合理性は明らかでなく、揺動周波数による応答の違いも十分にわかっていない。

本研究では、将来的に動的なバランス評価法の開発につながるために、0.3 Hz, 0.8 Hz, 1.5 Hzの3つの周波数での台車を揺動した場合の応答のメカニズムを明らかにする。解析では、人体を上半身と下半身の2自由度系として、強制振動解析を行う。さらに、力学的に合理的なメカニズムを仮定した場合の解と実験結果を比較することで、仮定したメカニズムの妥当性を検証する。

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

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)に固定されていると仮定する。姿勢の変動を微小として近似線形化を行うと、運動方程式は次のようになる。

$$M\ddot{x} - Kx = G\ddot{x}_s - N \quad (1)$$

$$x = \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix}, N = \begin{bmatrix} N_a \\ N_h \end{bmatrix}, M = \begin{bmatrix} \frac{J_1}{l_1} - \frac{J_2 L_1}{l_1 l_2} + m_1 l_1 & \frac{J_2}{l_2} + m_2(L_1 + l_2) \\ -\frac{J_2 L_1}{l_1 l_2} & \frac{J_2}{l_2} + m_2 l_2 \end{bmatrix}$$

$$K = \begin{bmatrix} m_1 g & m_2 g \\ -\frac{m_2 L_1 g}{l_1} & m_2 g \end{bmatrix}, C = \begin{bmatrix} m_1 l_1 + m_2(L_1 + l_2) \\ -m_2 l_2 \end{bmatrix}$$

であり、 x_1, x_2 は下半身および上半身の質量中心の水平変位、 \ddot{x}_s は台車の加速度を表す。大文字の \ddot{x}_s は絶対変位を、小文字の x_1, x_2 は相対変位を意味する。 N_a は足関節モーメント、 N_h は股関節モーメントを表す。また、身体パラメータとして、下半身と上半身の質量を m_1, m_2 、それぞれの剛体リンクの質量中心まわりの慣性モーメントを J_1, J_2 、足関節から下半身質量中心までの長さを l_1 、足関節から股関節までの長さを L_1 、股関節から上半身質量中心までの長さを l_2 とする。

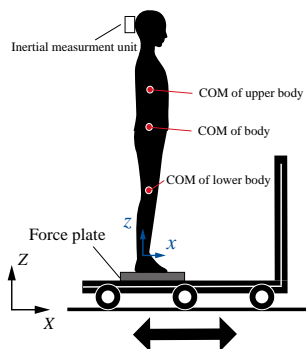


Fig. 1 Schematic diagram of horizontal sway test with single frequency.

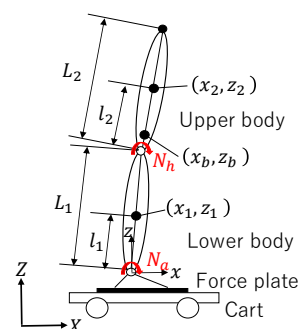


Fig. 2 Double-link model

2.2 関節戦略モードの表現

2自由度モデルの運動を解析するとき、物理座標では運動の本質の把握が難しい。そこで、本研究では足関節戦略モードと股関節戦略モードに対応する運動モードを定義し、モード座標に従って表現する⁽²⁾。

足関節戦略モードは下半身と上半身が一直線になる運動と定義し、股関節戦略モードは重心加速度に足関節モーメントが寄与せず、股関節モーメントだけで変化させている状態と定義する。この2つのモードを表現するために、次のような座標変換を定義する。

$$x = V\xi \quad (2)$$

$$\xi = [\xi_1 \quad \xi_2]^T, V = [\bar{v}_1 \quad \bar{v}_2],$$

$$\bar{v}_1 = \begin{bmatrix} \frac{l_1}{d_1} \\ \frac{L_1 + l_2}{d_1} \end{bmatrix}, \bar{v}_2 = \begin{bmatrix} -\frac{J_2 / l_2 + m_2(L_1 + l_2)}{d_2} \\ \frac{J_1 / l_1 - J_2 L_1 / l_1 l_2 + m_1 l_1}{d_2} \end{bmatrix}$$

$$d_1 = \sqrt{l_1^2 + (L_1 + l_2)^2},$$

$$d_2 = \sqrt{\left(\frac{J_1}{l_1} - \frac{J_2 L_1}{l_1 l_2} + m_1 l_1\right)^2 + \left\{\frac{J_2}{l_2} + m_2(L_1 + l_2)\right\}^2}$$

この座標変換によって、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。

2.3 複素振幅による定常振動解の表現

ここでは、解析対象となる単一周波数揺動を強制振動と捉え、複素解法によって理論的な定常振動解を求める。対象は、式(1)に式(2)のモード座標に変換した次式とする。

$$MV\ddot{\xi} - KV\xi = G\ddot{x}_s - N \quad (3)$$

いま、支持面が単一の角振動数で揺動していると仮定すると、

$$\tilde{X}_s = \tilde{X}_s e^{i\omega t} \quad (4)$$

となる。 \tilde{X}_s は台車の複素振幅であるが、台車の位相を基準とするので \tilde{X}_s を正の実数となる。このとき、 ξ, N の複素振幅 $\tilde{\xi}, \tilde{N}$ を求めるためには、2つの条件式を追加する必要がある。本研究では、この条件式を現象との一致や力学的合理性に基づいて仮定した。

1つ目の仮定は、現象に一致する条件とし、頭部の絶対変位が動かないと仮定した。その条件式は幾何学的な関係より次のようになる。

$$\tilde{X}_s + \left[-\frac{L_1}{l_1 l_2} (L_2 - l_2) \quad \frac{L_2}{l_2} \right] \mathbf{V} \tilde{\xi} = 0 \quad (5)$$

2つ目の仮定は、力学的に合理的な条件とし、足関節モーメントをゼロと仮定した。その条件式は式(3)より次のようになる。

$$\tilde{N}_a = -(\omega^2 \gamma z - m_1 g) \tilde{\xi}_1 + m_2 g \tilde{\xi}_2 + \omega^2 \{m_1 l_1 + m_2 (L_1 + l_2)\} \tilde{X}_s \quad (6)$$

$$\gamma = \frac{J_1}{l_1} - \frac{J_2 L_1}{l_1 l} + m_1 l_1$$

この仮定の下で台車振幅 50 mm としたときに 0.3Hz~1.5Hz の揺動に対する標準的な被験者に対する複素振幅を図3に示す。赤丸で示す足関節戦略モードが支配的であり、0.7Hz 付近で股関節戦略モードが消滅する。なお、この計算を行うために身体パラメータを文献⁽³⁾に基づいて身長体重比から導出したが、具体的な計算方法については先行研究⁽²⁾に記載しており、ここでは割愛する。

3 揺動実験

3.1 実験方法

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。

質量中心の推定は、先行研究⁽²⁾にしたがって台車に取り付けたフォースプレート (テック技販, TF-3040) で6軸の力と頭部に慣性センサ (ATR-Promotions, TSND151) で3軸加速度、角速度をそれぞれサンプリング周波数 100 Hz で計測し、上半身と下半身の質量中心の運動を推定した。

被験者は揺動装置に素足で両腕を下した状態で立ち、視線は前方に固定した。揺動装置は 0.3, 0.8, 1.5Hz の3パターンとし、それぞれ振幅を 55, 45, 15 mm で揺動した。実験は3名分を3回ずつ行ったが、多くの結果で同様な傾向がみられたため、代表的な被験者の3つの周波数の結果を図3に示す。

3.2 実験結果

図3に複素振幅の理論値、図4に被験者1名分の解析結果を示す。頭部変位について、0.8Hz と 1.5Hz の時はほぼ0なのに対し、0.3Hz の時は0ではない。また、Mode1 については 0.8Hz, 1.5Hz ではほぼ理論通りの結果であった。また、0.3Hz では振幅、位相とも理論値とは異なる結果となった。Mode2 については 0.8Hz, 1.5Hz では理論値通りであり、0.3Hz では理論値と異なる結果となった。

これらのことからバランス戦略を、関節戦略モードを用いて推定する際、2.3章で述べた仮定では0.8Hzには適用でき、より周波数の高い1.5Hzでは振幅が異なるが、仮定に近い運動の特徴がみられた。しかし、周波数の低い0.3Hzでは仮定と異なる結果となった。

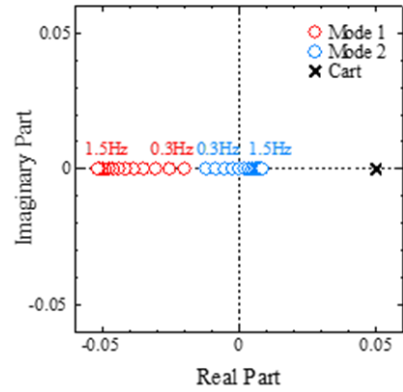


Fig. 3 Theoretical stationary solutions with 50 mm swaying

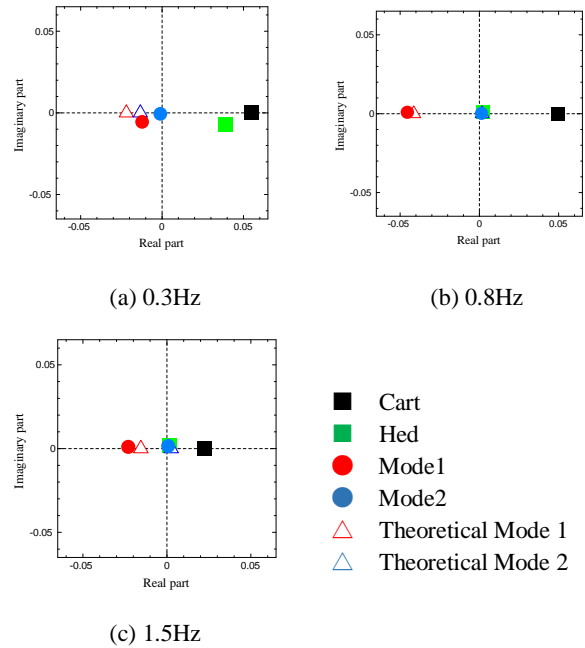


Fig. 4 Stationary solutions from theoretical assumption and experimental results

4 結言

単一周波数揺動実験により、床面が水平に揺動する際のバランス戦略を関節戦略モードで評価した。0.8Hz, 1.5Hz では仮定したバランス制御戦略に近い傾向がみられたが、0.3Hz は仮定と異なる結果となった。これは 0.3Hz 程度の低周波帯域では圧力中心位置を動かさないといった異なる制御戦略を取っているためと考えられる。また、本研究で使用したモード座標の定義は、床面が動いていない時の定義であったため、今後は床面が水平移動することを考慮したモードの定義に基づいた解析も行う予定である。

参考文献

- (1) Corna, S. et al., "Standing on a continuously moving platform: Is body inertia counteracted or exploited?", *Experimental Brain Research*, 124-3 (1999), pp.331-341.
- (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).
- (3) 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.