713 歩行面の横揺れと歩行リズムの同期現象

Synchronization of walking rhythm with lateral vibration of walking surface

○正 宇津野秀夫 (京大)

井辻 隆志 (トヨタ自動車)

正 松久 寛 (京大)

正 朴 正圭 (京大)

Hideo UTSUNO, Kyoto University, Yoshida Honmachi, Sakyo-ku, Kyoto

Takashi ITSUJI, Toyota Motor Corporation, Hiroshi MATSUHISA, Kyoto University, Park Jeong Gyu

The lateral vibration of pedestrian bridge was induced by human walking in London. It was caused by the synchronization of human walking rhythm with lateral vibration of the bridge, but the mechanism of that synchronization has not been cleared yet. In this paper, the lateral vibration of pendulum with human walking was investigated by using neural oscillators model. Firstly, the neural oscillators themselves were testified numerically whether it could be applied to human walking. Then, human walking model on the pendulum was formulated, combining neural oscillators and the pendulum vibration. Experiments were carried out to investigate the synchronization phenomenon in various conditions and they were compared with the calculated results. The presented neural oscillators might simulate the synchronization of human walking on the vibrating bridge.

Key Words: Neural oscillators, pendulum, synchronization, human walk, vibration

A1. はじめに

ロンドンのミレニアムブリッジで橋の横揺れに人の歩行リズムが同調し、横揺れが一層増幅される問題が発生した。本研究では、身体運動のリズム生成と深い関係にある神経振動子に着目し、歩行に関する人と外部環境との相互作用を解析と実験の両面から検討する。

A2. 神経振動子モデルと台上歩行実験

歩行現象を表現する神経振動子の数学モデルに歩行面の横揺れに相当する正弦波を外部入力として与え、出力の周波数を計算した。図 A1 に示すように外部入力のない状態の歩行周波数 0.7Hz に対して、その周波数の n 倍付近では出力周波数が入力周波数に比例する同調現象が出現した。

Fig. A1 Synchronization of neural oscillator with external input.

Fig. A2 Synchronization of human walking experiments.

そこで横揺れする加振台上で人間による足踏み試験を行い、加振周波数と足踏み周波数の関係を図 A2 に整理した。実験においても神経振動子モデルと同じ同調現象が確認された。

A3. 自由振動する台上の歩行モデルと実験

図 A3 に示すように左右に自由振動する吊下げ台上で足踏みするモデルを考える。足踏み時の人体の動きを高速カメラで撮影し、人体の運動モデルを作成した。台単体の固有振動数を台の腕の長さ L を調節して変化させ、台と人からなる系の応答が最大となる周波数を測定した。図 A4 に示すように、自由振動する台上でも人の歩行リズムは台の固有振動数に同調する結果が得られた。また数値計算と実験とはよく対応する結果が得られた。

Fig. A3 Pendulum with human walking.

Fig. A4 Walking rhythm and natural frequency of the pendulum with human.

1. はじめに

ロンドンのミレニアムブリッジは、開通直後に人の歩行が原因で橋が大きく横揺れし、一時的に閉鎖された。Fujino ら¹⁾は、この現象が橋の横揺れの周期に人が歩調を合わせて歩いてしまう「引き込み現象」で、同じ歩調で歩く人が増すことでさらに橋の横揺れが増大した現象であることを報告している。一方多賀^{2,3)}は人の歩行を神経振動子を用いた数学モデルで表現できることを報告している。そこで本研究⁴⁾では、人と外部環境との相互作用の視点から、人の歩行リズムを生成する神経振動子と歩行面の揺れとの関係を解析と実験の両面から検討する。

まず初めに、歩行現象を表現する神経振動子の数学モデルに外部入力として歩行面の横揺れを与え、数値計算を行う。次に神経振動子が生成する歩行リズムと外部環境の関係を確認するため、横揺れする加振台上で足踏み実験を行い、歩行リズムを測定する。続けて自由振動する台上で人が歩行する場合を考え、数値シミュレーションと実験で歩行リズムを検討する。以上の一連の研究を通して、振動面上の人の歩行問題に関して、人と外部環境との相互作用を表す数理モデルを構築する。

2. 神経振動子

2. 1 神経振動子の数学モデル

脊椎動物の脊髄には、歩行などのリズム運動をつかさどるセントラルパターンジェネレーター(CPG と略す)と呼ばれる神経回路網が存在することが知られている。この CPG を構成する最小単位が神経振動子である。神経振動子は自律的に振動を生成するが、外部から周期的な入力があると神経振動子は固有のリズムを変化させて、外部の振動数と一致させる引き込み現象を生じる。本研究では、松岡ら⁵⁾が提案した下記の一

対の神経素子からなる神経振動子を歩行の数学モデルとして用いる。

$$\tau_1 \dot{u}_1 = -u_1 - \alpha f(v_1) + \beta f(u_2) + u_0 + s \quad (1)$$

$$\tau_1' \dot{v}_1 = -v_1 + f(u_1) \quad (2)$$

$$\tau_2 \dot{u}_2 = -u_2 - \alpha f(v_2) + \beta f(u_1) + u_0 - s \quad (3)$$

$$\tau_2' \dot{v}_2 = -v_2 + f(u_2) \quad (4)$$

$$f(u) = \max(0, u) \quad (5)$$

ここで、 $u_{1,2}$ は神経素子の内部状態、 $v_{1,2}$ は神経素子の疲労状態、 $\tau_{1,2}$ は内部状態の時定数、 $\tau_{1,2}'$ は疲労状態の時定数、 α は影響係数、 β は神経素子同士の結合強度、 u_0 は定常入力、 s は外部入力である。

外部入力 s は神経振動子に対する外部からの刺激であり、定常入力 u_0 は CPG 全体の活動を変化させるパラメータである。神経振動子はこの方程式に従い、外部からの刺激 s に応じてリズム生成を行う。神経振動子の出力は u_1 、 u_2 で、一方が関節における屈曲筋、他方が伸展筋の動きに対応する。一般的な値として $\tau_1 = \tau_2 = 0.031$ 、 $\tau_1' = \tau_2' = 0.377$ 、 $\alpha = 2.5$ 、 $\beta = -2.0$ 、 $u_0 = 6.0$ を用い、外部入力がない場合と振動数 1.1、1.6、1.7Hz の正弦波を入力した場合の神経素子 u_1 の出力時間波形を図 1 に示す。

2. 2 神経振動子の引き込み現象

歩行は右足と左足の一步ずつで 1 周期と考えるため、歩数の半分の値を基準に考える必要がある。図 1 に示した神経素子 u_1 の出力は、右足と左足の屈曲筋の運動が交互に繰返される状態を意味するため、歩行の振動数は神経振動子の出力振動数の 1/2 倍に換算して考えた。すなわち外部入力がない場合、神経振動子は約 0.7Hz の固有なリズムを生成する。振動数 1.1Hz と 1.7Hz の正弦波を外部入力として与えた場合、神経振

Fig. 1 Response of neural oscillator for various sinusoidal external input.

動子は外部入力に引き込まれることはないが、生成されるリズムは不規則な波形を示す。外部入力の振動数が 1.6Hz の場合は出力の時間波形はその半分の 0.8Hz となる。図 2 は、同じく神経振動子に正弦波を入力した場合であるが、入力振動数と出力振動数の関係を整理して示したものである。図中に示した直線の切片は 0 で、傾きは左から順に 1, 1/2, 1/3, 1/4 となっている。入力振動数が神経振動子の固有リズムの n 倍 (n : 自然数) に近いとき、出力振動数は入力振動数の $1/n$ 倍の値に引き込まれる。入力振動数が固有のリズムの n 倍から離れているときは、入力振動数に影響されることなく出力振動数は固有のリズムを維持している。

3. 振動台上での人間の歩行実験

図 3 に本実験の模式図とその写真を示す。被験者は、一定振幅 20mm で種々の正弦波で加振される加振台上で足踏みを行う。最初の 10 秒間は自分の歩行リズムの

Fig. 2 Synchronization of neural oscillator with external input.

メトロノーム音に合わせて足踏みし、メトロノーム音を消した後は自分の歩きやすいリズムで 80 秒間足踏み続ける。被験者の腰に装着したセンサで後半 40 秒間の加速度を検出し、フーリエ変換して足踏みの振動数を求めた。

図 4 に実験結果を示す。横軸が加振振動数、縦軸が足踏みの振動数である。被験者に固有な足踏みの振動数は 0.975Hz である。図中の直線の傾きは、左から順に、1/1, 1/2 であり、その切片は 0 である。両直線上には複数の測定点が明確に存在し、またそれ以外の領域においては、足踏みの振動数はほぼ固有のリズムに等しい値を示している。従って人間の歩行リズムは、神経振動子の生成するリズムと同様に引き込み現象を起こしていると言える。

図 5 には 3 人の被験者の測定結果を示す。一定振幅 20mm で歩行の固有リズムに近い周波数で加振してい

Fig. 3 Experiments for human walking on the vibration exciter.

Fig. 4 Synchronization of human walking experiments

Fig.5 Synchronized areas of walking experiments for three testees.

る。同調する範囲に個人差はあるが3人とも引き込み現象を確認できる。

4. 自由振動する台上での歩行リズム

4. 1 歩行リズムの計算

図6に示すように質量 m の人を載せた質量 M の台を考える。台は長さ L の2本の腕で吊下げられており、左右に動くことができる。ここでは台が動いても人は台とともに左右に動き、相対位置関係が変化しないと仮定して次の運動方程式を考える。

$$(M+m)L\ddot{\theta} + (M+m)g\theta = F_0 \sin \omega t \quad (6)$$

人間の歩行リズムは式(1)-(5)に示した神経振動子モデルを用い、台の運動方程式と連立させる。人間から台への入力とは人間の足踏みによる台への横荷重であり、その時間波形は角振動数 ω の正弦波と仮定した。また振幅 F_0 はJaegerらの研究⁶⁻⁸⁾を参考に、質量 m kgの人間が足踏みをする際、一歩ごとに $0.4m$ N・sの力積が体の側方に発生すると仮定した。また台から人

Fig. 6 Human walking on the pendulum.

Fig. 7 Calculated response of the pendulum.

間への入力とは式(1)中の外部入力 s であり、この値には台の加速度に係数 γ を乗じた値とした。なお、人間の体重を60kg、台の質量を75kg、係数の値を15として計算を行った。

図7に計算結果を示す。図7(a)の横軸は台の固有振動数で、縦軸は足踏みの振動数を表す。図7(b)の縦軸は台の最大角変位である。また同図中の直線の傾きは、左から順に、1/1, 1/2, であり、その切片は0である。

前節で述べたように強制加振される台上では、足踏みのリズムは複数の加振周波数に引き込まれた。しかしながら本計算結果においては、傾き1/1の直線上にのみ引き込み現象が現れている。すなわち、 $n=1$ の引き込み現象しか生じていない。これは歩行リズムが0.7Hzを基本としており、加振振動数にはその高次成分も存在するが、台の共振を考慮しても歩行リズム以外の振動数では台の振動振幅が小さく、引き込み現象を生じなかったためと解釈できる。このことは図7(b)において、引き込み現象が生じている振動数帯域でのみ台の角変位が増大していることから理解できる。

4. 2 歩行リズムの測定実験

腕の長さ L を変えることで台の固有振動数を変化させ、各固有振動数に対して足踏みのリズムを測定する。振動台と同様に、被験者は振り型の台上で一定時間足踏みを行う。足踏みの振動数は被験者の腰に装着した加速度センサの信号をフーリエ変換して求め、台の変位は超音波変位計で測定する。

測定結果を図8に示す。図8(a)は横軸が台の固有振動数、縦軸が足踏みの振動数であり、図8(b)は縦

Fig. 8 Measured response of pendulum.

軸が台の最大角変位である。図 8(a)に傾き 1, 切片 0 の直線を実線で示す。計算では足踏みの振動数が引き込まれてこの直線上にプロットされたが、実験では歩行振動数は台の固有振動数より大きな値を示した。ただし足踏みの振動数は破線で示すように台の固有振動数に対して切片 0 ではないが、傾きが 1 に近い直線上にあり、図 8(b)に示す台の最大角変位は計算結果と同様の形状を示している。このため台に人が乗ることで、系の固有振動数が変化したと考え、図 9 に示すように高速度カメラで足踏みの様子を撮影し、2 次元動画解析ソフトを用いて身体の動きを解析した。人間が横揺れする台上で足踏みすると、上半身は直立し、下半身が腰を中心に振り子状に運動していることが分かる。図 9 に示すように人間の質量を腰部に集中させ、この質量の左右方向の運動は拘束し、上下方向にのみ運動するモデルを考える。微小振幅を仮定して次式の運動方程式を得る。

$$\left\{ M + m \left(1 - \frac{L}{a} \right)^2 \right\} \ddot{\theta} + m \left(1 - \frac{L}{a} \right)^2 \dot{\theta}^2 \theta + g \left(\frac{M + m}{L} - \frac{m}{a} \right) \theta = 0 \quad (6)$$

ここで M , m , L , a はそれぞれ台の質量, 人間の質量, 台の腕の長さ, 腰から台までの長さであり, θ は台の角変位である。微小量のべき乗項を無視すると台の固有振動数は次式で与えられる。

$$f = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{g}{L} \left\{ 1 + \frac{m}{M} \left(1 - \frac{L}{a} \right) \right\}} = f_0 \sqrt{1 + \frac{m}{M} \left(1 - \frac{L}{a} \right)} \quad (7)$$

ここで f_0 は台のみの固有振動数である。仮に $M = 75\text{kg}$, $m = 60\text{kg}$, $a = 1.0\text{m}$ とすると式 (7) の固有振動数は $f = 1.18f_0$ となり図 8(a)に示した測定値に近い値となる。

そこで台の腕の長さを変化させ、台上の被験者には台の振幅が増大するように意識して足踏みを行わせて振動数を測定する実験を行った。図 10 は横軸に台のみの固有振動数を取り、縦軸に足踏み時の固有振動数を示す。式 (7) で計算された微小振幅時の固有振動数を実線で示している。計算値と実験値はほぼ一致しているが、この実験結果の場合には切片 0 で傾き 1.2 の 1 次関数でも近似可能であった。

簡便化するため、台のみの固有振動数に係数 1.2 を乗じた値を足踏み時の固有振動数と考え、図 8 を修正して図 11 に示す。同図 (a)に傾き 1, 切片 0 の直線を実線で示すが、この直線上に足踏みの振動数が分布する領域 (0.85Hz~1.0Hz) が存在することから、足踏みの振動数と人間の乗った台の固有振動数との間に引き込み現象を生じていることが分かる。なお図 11(b)に示したように、台の最大角変位もこの振動数域において増大しており、数値計算の傾向と一致している。

Fig. 9 Schematic diagram of pendulum with human walking.

Fig. 10 Walking frequency measured for the model.

(a) Human walking frequency.

(b) Maximum angle of the pendulum.

Fig. 11 Measured response of the pendulum.

4. 結 言

身体運動のリズム生成を司る神経振動子に着目して、歩行に関する人と外部環境との相互作用を解析と実験の両面から検討し、以下の結論を得た。

- 1) 入力振動数が、神経振動子の固有の振動数の n (n : 自然数) 倍に近いとき、出力振動数は入力振動数の影響を受けて引き込み現象を起こす。
- 2) 強制加振された台上で足踏み実験を行うと、人の歩行リズムは、加振周波数に引き込まれた。この実験結果は神経振動子シミュレーションと同様な傾向を示した。
- 3) 自由振動する台上を歩行する場合、台の固有振動数でのみ引き込み現象を起こした。
- 4) 人が乗った場合の台の固有振動数は、人の動きによって変化する。

参考文献

- (1) Y. Fujino, et al., Synchronization of human walking observed during lateral vibration of a congested pedestrian bridge, Earthquake eng. and struct dyn., 22, 741-758 (1993)
- (2) 多賀巖太郎, 身体運動の生成と発達のデザイン原理, シミュレーション, 第15巻第4号, pp. 239-246, 1996.
- (3) 多賀巖太郎, 視覚誘導歩行における脳神経系・身体・環境の動的カップリング, システム/制御/情報, Vol. 46, No. 1, pp. 9-14, 2002.
- (4) 松久寛, 歩道橋の横揺れによる歩行リズムの同期現象, D&D2003
- (5) K. Matsuoka, Mechanisms of Frequency and Pattern Control in the Neural Rhythm Generators, Biol. Cybern., 56, pp. 345-353, 1987.
- (6) 上村徳秀, 連続体補助構造物を用いた橋の上下振動の制振, 2000.
- (7) Colum D. Mackinnon and David A. Winter, CONTROL OF WHOLE BODY BALANCE IN THE FRONTAL PLANE DURING HUMAN WALKING, J. Biomechanics, Vol. 26, No. 6, pp. 633-644, 1993.
- (8) R. J. Jaeger and P. Vanitchavan, GROUND REACTION FORCES DURING TERMINATION OF HUMAN