

歩道橋の水平振動問題への適用を考えた神経振動子の基本特性

A Fundamental study on neural-oscillator-based algorithm for human-induced lateral vibration on congested pedestrian bridges

米田昌弘*, 深江美妃**

Masahiro YONEDA, Miki FUKAE

*工博, 近畿大学教授, 理工学部社会環境工学科 (〒577-8502 東大阪市小若江 3-4-1)

**元 近畿大学大学院, 総合理工学研究科 (〒577-8502 東大阪市小若江 3-4-1)

Locomotion of animals, such as walking and running, is generated and controlled by the central nervous system called as the central pattern generator (CPG). Recently, the CPG framework has been utilized to develop locomotion controllers for autonomous walking robots. Therefore, in this paper, a neural-oscillator-model proposed by Matsuoka is investigated to grasp some useful information for human-induced lateral vibration on congested pedestrian bridges. Numerical simulations were carried out taking into account various combinations of the parameters of the neural-oscillator model. It was ascertained that the neural-oscillator might be one of the useful model to explain the synchronization of a fairly high part of all pedestrians being on the bridge.

*Key Words: neural-oscillator; synchronization, congested pedestrian bridge
lateral vibration*

キーワード: 神経振動子, 引き込み現象, 歩道橋, 水平振動

1. まえがき

振動刺激に対する人間の心理的反応と歩道橋の振動使用性を検討した代表的なものとして, 小堀・梶川の研究^{1), 2)}が広く知られている。すなわち, 小堀・梶川は, 振動刺激が比較的小さい場合, 歩行位の振動感覚は振動速度に依存することを明らかにし, 使用性評価基準と振動速度(実効値)との関係を定量的に与えた。また, 歩行者との共振を避けるため, 歩道橋の固有振動数を2.3Hz程度以上にするのが望ましいとの見解を示した。これらの研究成果に基づき, 現在, 立体横断施設技術基準³⁾や建設省の標準設計⁴⁾では, 歩道橋の振動が歩行者に不快感を与えないよう, たわみ制限に加え, 歩道橋のたわみ固有振動数が1.5Hz~2.3Hzに入らないように規定している。

動的応答解析を実施すれば, 歩行者が歩道橋を移動する場合の動的応答量を算出できる。しかしながら, 実務設計にあたっては歩行者による最大変位や最大速度が推定されれば十分であり, 振動工学の知識を必要とする動的応答解析は, 実務技術者にとって現在でも難解な検討方法であると認識されている。このようなことから,

田中・加藤⁵⁾は, 単純桁歩道橋の振動使用性を評価できる, 設計上の簡易式を与えた。また, 著者ら^{6), 7)}も, 吊床版橋や連続桁形式歩道橋に適用できる簡易手法を同様に提案している。このように, 歩行者によって誘起される歩道橋の鉛直たわみ振動に関しては, 振動使用性の評価基準や設計上の簡易照査法がほぼ確立されていると言える。

これに対し, 歩行者に起因した歩道橋の水平振動は, 歩行にともなう踏力の水平成分が鉛直成分のほぼ1/10と小さいこともあり, 従来はあまり注目されていなかった⁸⁾。しかしながら, テムズ河に架かるミレニアムブリッジ, セーヌ河に架かるソルフェリーノ歩道橋で, それぞれ群衆による大きな水平振動が生じ, 相次いで閉鎖される事態が生じた⁹⁾。群衆に起因した歩道橋の水平振動については, わが国においてもすでに藤野らによって調査されており¹⁰⁾, 比較的大きな水平振動が発生している場合, 歩行者が桁の動きに同調し, 歩調だけでなく位相までそろって歩行するグループが認められたと報告している。すなわち, 何らかの要因で水平振動が発生した歩道橋では, 歩道橋と歩行者の間で一種の動的相互作用が生じ, 振幅の増大とともに歩行者の歩調が歩道橋の固有振動数と同調するようになり, その結果, さらに大

きな振動へと発達していくメカニズムを説明している。

最近になって、わが国では観光地の集客を目的として、長大な歩行者専用吊橋が幾つも建設されているが、これらの中には開通直後から歩行者によって高次の水平振動が発現したとの報告もなされている¹¹⁾。このような歩行者による歩道橋の大きな水平振動に対し、A.N.Blekherman はばね振り子モデルを用いて、非線形共振（パラメトリック励振）という観点から興味ある解明を試みている¹²⁾。一方、ロボット工学の分野では、ロボットの運動制御に適用するために、神経振動子に関する研究が以前より活発になされてきた。この神経振動子の大きな特徴は、外部入力 u_f の周波数が神経振動子の固有周波数に十分近いときに、神経振動子の出力と外部の振動的入力との間の位相関係が強く固定される引き込み現象が生じることである。このロボット工学の分野で知られている神経振動子を適用すれば、歩道橋と歩行者の間で生じる動的相互作用のみならず、群衆が移動する場合に発現する歩道橋の水平振動についても解明できる可能性がある。しかしながら、神経振動子のパラメータは経験的に決められる場合がほとんどであり、歩行者による歩道橋の水平振動への適用にあたっては、神経振動子の基本特性について十分な検討が必要であることは言うまでもない。

そこで本研究では、歩道橋の水平振動問題への適用を念頭において、神経振動子の固有周波数特性とその引き込み現象について詳細な解析的検討を実施したので、ここにその結果を報告する。

2. 神経振動子の概要

生物の基本的な運動である歩行や飛行および遊泳などの周期的な運動は生物の体内に存在する中央パターン生成器 (Central Pattern Generator の頭文字をとって CPG と記されることが多い) と呼ばれる神経回路によって制御されている。この神経回路内に見られるニューロン間の興奮・抑制メカニズムをモデル化したものが神経振動子と呼ばれるものである。この神経振動子には制御対象に同調する (制御対象に合わせて運動する) 特性があることから、最近では特に神経振動子をロボットの運動制御に適用するための研究が活発に実施されている。

人間における神経振動子の存在は間接的にしか確認されていないが、そのモデルは松岡をはじめとする研究者によって解明されている¹³⁾。図-1に松岡の提案する神経振動子モデルを示す。この神経振動子モデルは、神経素子 (ニューロン) の対を相互抑制的に結合することによって形成されており、以下のような2変数微分方程式で表すことができる。

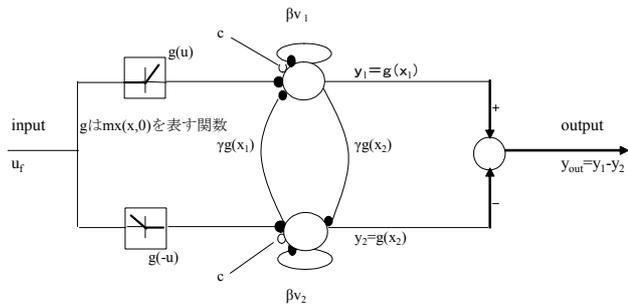


図-1 松岡の神経振動子モデル

$$\tau_1 \dot{x}_1 = -x_1 - \beta v_1 - \gamma [x_2]^+ + c - [u_f]^+ \quad (1)$$

$$\tau_2 \dot{v}_1 = -v_1 + [x_1]^+ \quad (2)$$

$$\tau_1 \dot{x}_2 = -x_2 - \beta v_2 - \gamma [x_1]^+ + c - (-1.0) \times [u_f]^+ \quad (3)$$

$$\tau_2 \dot{v}_2 = -v_2 + [x_2]^+ \quad (4)$$

ここに、 x_1 と x_2 は神経素子 (ニューロン) の膜電位、 v_1 と v_2 は内部状態を表す変数、 τ_1 と τ_2 は時定数、 β は疲労係数とも呼ばれる順応の強度を表す係数、 γ は二つの順応素子の結合係数、 u_f は外部からの持続入力である。また、 c は tonic な入力 (tonic は「元気づける」という意味) で $c = 0$ だと振動は生じない。さらに、 $[x]^+$ は閾値関数で

$$[x]^+ = \max(x, 0) \quad (5)$$

と表される非線形関数である。ちなみに、 x_1 と x_2 の正の部分⁺が各神経素子の出力に対応することから、神経振動子の出力 y_{out} は

$$y_{out} = y_1 - y_2 = \max(x_1, 0) - \max(x_2, 0) \quad (6)$$

で求められる。なお、式(1)と式(3)の右辺第二項が $\beta[v_1]^+$ 、 $\beta[v_2]^+$ と記述された論文もあるが、通常は v_1 と v_2 が正であり、同じ結果が与えられることを付記しておく。また、土木 (橋梁) 技術者にはなじみの薄い神経振動子モデルを歩道橋の水平振動問題に適用する場合、外部からの持続入力 u_f は歩道橋の水平振動応答、出力である y_{out} は歩行者の水平変位応答 (これから加速度を求めて体重を乗ずれば水平加振力になる) に対応することも合わせて述べておく。

図-1および式(1)~式(4)からわかるように、二つの神経素子の両方へ一定の tonic な入力 c が与えられると、偶然、他方よりも大きな状態値を持ったどちらかの神経素子 (たとえば、 x_2 と v_2) が最初により強く他方よりも興奮することになる。そして、より励起した側 (ここでの説明では x_2) が、式(1)の結合係数 γ を通して、他方 (ここでの説明では x_1) を抑制する。その結果、他方の神経素子からの抑制がさらに弱くなるため、より励起した側の興奮がさらに大きくなる。その後、より励起した側の興奮が頂点に達すると、順応性により x_2 の興奮が

徐々に緩和され、これが他方への抑制を弱め、その結果、他方の神経素子の興奮が強くなっていく。この一連の過程はシーソーのように続くことになる。そして、振動的な外部入力 u_f が一定の tonic 入力 c に重畳され、その信号の周波数が神経振動子の固有周波数に十分近いときに、神経振動子の出力と振動的入力との間の位相関係が強く固定されるが、これが引き込み特性と呼ばれるものである。

3. 神経振動子の固有周波数

松岡が提案した神経振動子モデルの基本的な特性を把握するため、ここでは神経振動子モデルに対応する式(1)～式(6)を解析し、神経振動子モデルにおける各種パラメーターの影響を把握することとした。

3.1 解析プログラムの妥当性

M. Williamson¹⁴⁾ は $\tau_1 = 0.25$, $\tau_2 = 0.5$, $\beta = 2.5$, $\gamma = 2.5$, $c = 1.5$ の条件 (以下、必要に応じ、 $\beta = 2.5$, $\gamma = 2.5$, $c = 1.5$ の解析条件を CASE-252515 と記す) のもとで松岡の神経振動子モデル¹³⁾ を解析している。そこで、まずはじめに、本研究で作成した神経振動子モデルの解析プログラムについてその妥当性を検証するため、M. Williamson と同じ条件のもとで神経振動子モデルを解析することとした。ただし、M. Williamson の論文では、 x_1 と x_2 の初期値が具体的な数値として記述されていないことから、ここでは文献 14) の論文中的図中から読み取った $x_1 = 1.5$, $x_2 = -0.3$ を初期値として採用した。本研究の解析結果を図-2に示す。ところで、神経振動子モデルの出力図において、出力の最大値を与える時間差を読み取れば固有周期が求まり、固有周期の逆数から固有周波数を算出できる。そこで、図-2の2番目と3番目のピーク値から神経振動子の固有周波数を算出したところ、本研究の解析では 0.449Hz となり、M. Williamson の解析結果である 0.445Hz と非常によく一致した。また、3番目のピーク値を比較したところ、本研究の解析では 0.721, M. Williamson の解析では 0.714 となり、同様に両者の結果は非常によく一致した。それゆえ、本研究で作成した神経振動子モデルの解析プログラムは妥当であると言える。

3.2 CASE-252515 の基本特性

神経振動子モデルの固有周波数はパラメーター β , γ , c が同じであっても、時定数の τ_1 と τ_2 の値によって変化すると予想される。そこで、パラメーター β , γ , c および初期値を、3.1 の計算と同じく $\beta = 2.5$, $\gamma = 2.5$, $c = 1.5$ および $x_1 = 1.5$, $x_2 = -0.3$ に設定し、 τ_1 と τ_2 の

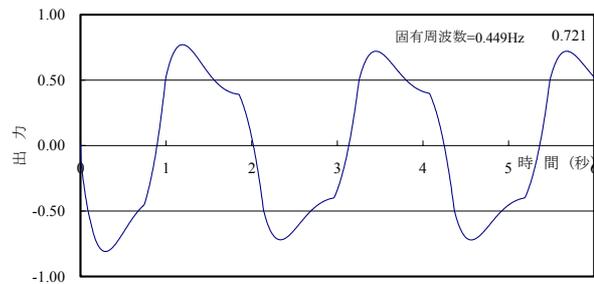


図-2 M. Williamson の解析と同じ条件での解析結果 ($\tau_1=0.25$, $\tau_2=0.50$, $\beta=2.5$, $\gamma=2.5$, $c=1.5$)

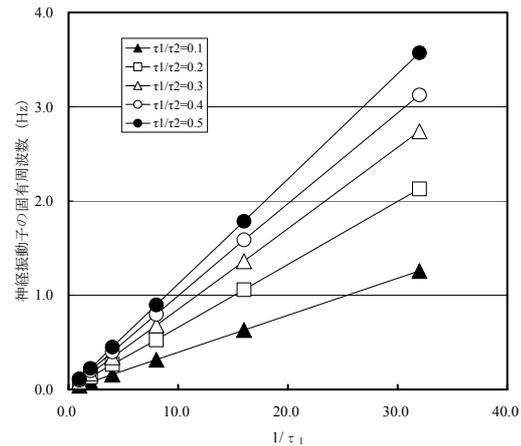


図-3 神経振動子の固有周波数 (パラメーター; $\beta=2.5$, $\gamma=2.5$, $c=1.5$ 初期値; $x_1=1.5$, $x_2=-0.3$)

表-1 神経振動子の固有周波数算定式 (CASE-252515)

τ_1/τ_2	固有周波数 (Hz)
0.1	$f=0.0395 \times 1/\tau_1$
0.2	$f=0.0665 \times 1/\tau_1$
0.3	$f=0.0850 \times 1/\tau_1$
0.4	$f=0.0991 \times 1/\tau_1$
0.5	$f=0.1121 \times 1/\tau_1$

の値を変化させて神経振動子モデルの固有周波数を算出することとした。その結果を図-3に示す。なお、この解析において、時定数の比 τ_1/τ_2 を $\tau_1/\tau_2 = 0.1 \sim 0.5$ に設定したのは、神経振動子モデルの出力が常に安定な振動を呈するための必要条件が $\tau_1/\tau_2 = 0.1 \sim 0.5$ であるためである¹⁴⁾。

図-3より、時定数の比 τ_1/τ_2 が同じ場合、神経振動子の固有周波数は $1/\tau_1$ に比例することがわかる。それゆえ、CASE-252515 の場合、神経振動子モデルの固有周波数は、図-3の結果を数式化した表-1に示す各式を適用すれば算出できる。

次に、固有周波数に加え、神経振動子モデルの出力応答特性についても把握することとした。図-4は、初期値を $x_1 = 1.5$, $x_2 = -0.3$ に設定した CASE-252515

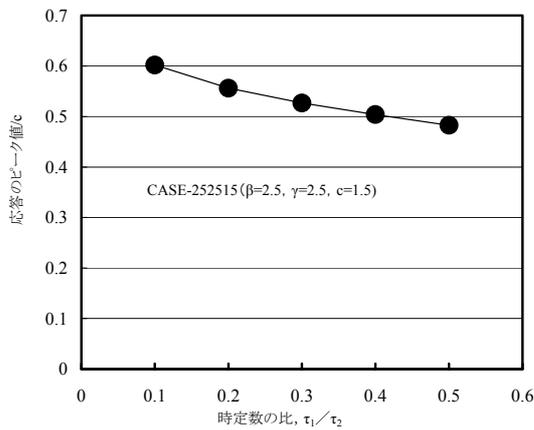


図-4 応答のピーク値/c と時定数比 τ_1/τ_2 の関係 (CASE-252515)

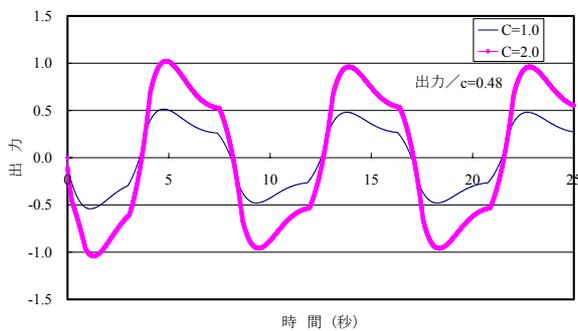


図-6 神経振動子の出力応答に及ぼす tonic な入力 c の影響 ($\tau_1/\tau_2=1/2=0.5$, $\beta=2.5$, $\gamma=2.5$)

($\beta = 2.5$, $\gamma = 2.5$, $c = 1.5$) について、時定数の比 τ_1/τ_2 と応答のピーク/c (定常状態となった出力応答のピーク値を tonic な入力 c で除した値) の関係を示したものであるが、この図から、時定数の比 τ_1/τ_2 が大きくなるにしたがって応答のピーク/c はほぼ直線的に低減していることがわかる。なお、参考までに、図-5 は $\tau_1/\tau_2 = 0.1$ となる CASE-252515 ($\beta = 2.5$, $\gamma = 2.5$, $c = 1.5$) の二つの組み合わせ ($\tau_1 = 0.1$ と $\tau_2 = 1.0$, $\tau_1 = 0.03125$ と $\tau_2 = 0.3125$) について出力を比較したものであるが、この図ならびにその他の同様の計算結果から、時定数の比 τ_1/τ_2 が同じであれば、 τ_1 と τ_2 の値にかかわらず定常状態に達した後の応答のピーク値は変化しないこともわかった。

一方、図-6 は、 $\tau_1/\tau_2 = 0.5$, $\beta = 2.5$, $\gamma = 2.5$ のもとで、tonic な入力 c を $c = 1.0$ と $c = 2.0$ に設定した場合の出力結果を比較したものである。この図から、他のパラメーターが同じで tonic な入力 c が大きくなれば出力応答は大きくなることがわかる。ただし、tonic な入力 c を変化させても、応答のピーク/c の値は 0.48 であり、 $c = 1.5$ の場合 (図-4 において $\tau_1/\tau_2 = 0.5$ における縦軸の値) と完全に一致した。また、神経振動子の固有周

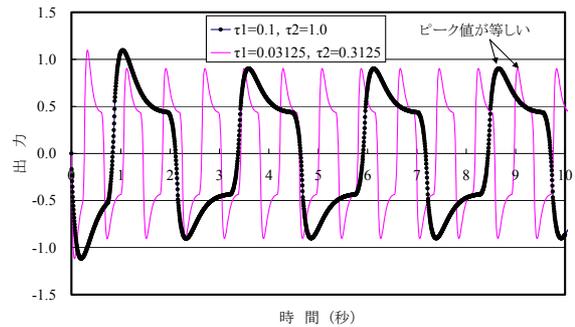


図-5 $\tau_1/\tau_2=0.1$ となる二つの組み合わせに対する出力

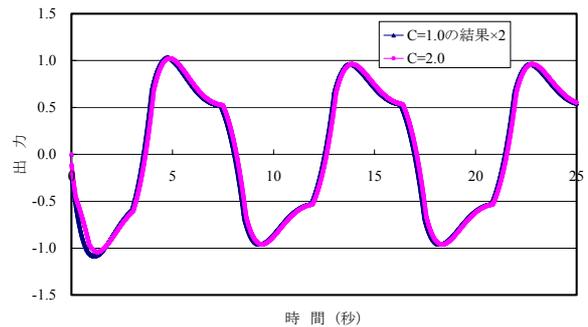


図-7 $c=2.0$ の結果と $c=1.0$ の結果を 2 倍した結果の比較 ($\tau_1/\tau_2=1.0/2.0=0.5$, $\beta=2.5$, $\gamma=2.5$)

波数はいずれも $c = 1.5$ の場合と同じく 0.1121Hz であった。それゆえ、その他の条件が同じであれば、tonic な入力 c の大きさが変化しても、応答のピーク/c と固有周波数は変化しないと言える。また、実際、図-7 は $c = 1.0$ の出力を 2 倍したものと $c = 2.0$ の計算結果を比較したものであるが、この図から両者はほぼ一致していることがわかる。それゆえ、パラメーター β , γ ならびに時定数の比 τ_1/τ_2 が同じであれば、tonic な入力 c の値が変化した場合、神経振動子の出力信号 (応答振幅) はほぼ相似形を保ったまま変化すると言える。

以上は、 $\beta = 2.5$, $\gamma = 2.5$ とした解析であったことから、次節では、 $\beta = 1.5$, $\gamma = 1.5$, $c = 1.5$ (以下、必要に応じて、CASE-151515 と記す) とした場合の解析も実施し、パラメーター β , γ の影響を把握することとした。

3.3 CASE-151515 の基本特性

CASE-151515 ($\beta = 1.5$, $\gamma = 1.5$, $c = 1.5$) についても、初期値を $x_1 = 1.5$, $x_2 = -0.3$ に設定し、同様に神経振動子モデルの固有周波数を算出した。その結果を図-8 に示す。また、図-8 の結果を数式化した固有周波数の算定式を表-2 に示す。これらの結果を図-3 と表-1 に示した CASE-252515 の結果と比較すれば、時定数の比率 τ_1/τ_2 が同じであっても、 β と γ の値が異なれば、神経振動子モデルの固有周波数は微妙に変化していることがわかる。

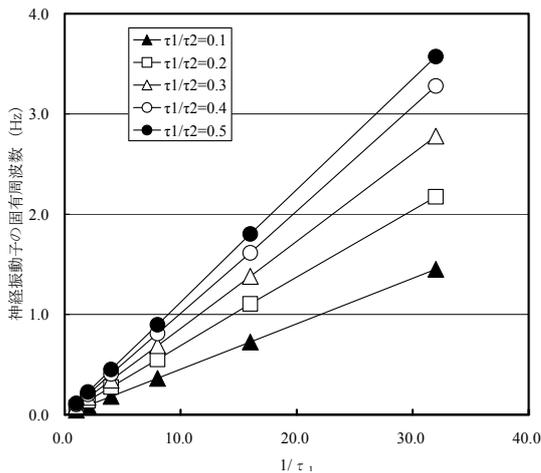
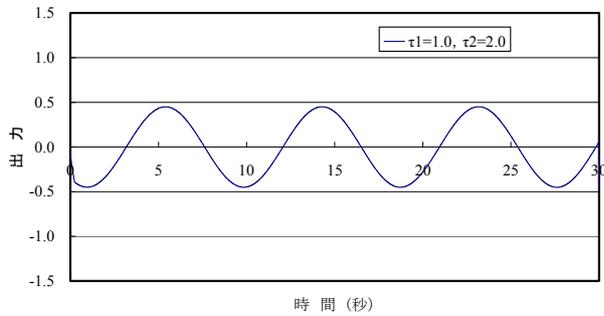
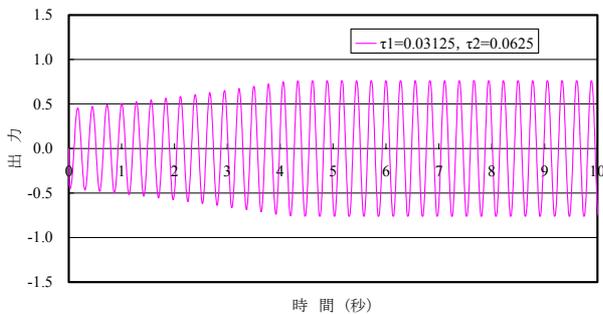


図-8 神経振動子の固有周波数 (パラメーター; $\beta=1.5$, $\gamma=1.5$, $c=1.5$ 初期値; $x_1=1.5$,



(a) CASE-151515 の出力波形 ($\tau_1/\tau_2=1.0/2.0=0.5$)



(b) CASE-151515 の出力波形 ($\tau_1/\tau_2=0.03125/0.625=0.5$)

図-10 $\tau_1/\tau_2=0.5$ の解析結果

図-9は、 $\tau_1/\tau_2=0.5$ ($\tau_1=0.125$, $\tau_2=0.250$) における CASE-252515 と CASE-151515 の解析結果を比較したものである。この図から、 β と γ の値をそれぞれ 2.5 から 1.5 に変更すると出力のピークはやや低減するが、正弦波にきわめて近い波形が出力されることがわかる。また、図-10は、 $\beta=\gamma=1.5$ のもとで、 $\tau_1/\tau_2=0.5$ となるその他の二つの組み合わせ ($\tau_1=1.0$ と $\tau_2=2.0$, $\tau_1=0.03125$ と $\tau_2=0.625$) についての出力応答を示し

表-2 神経振動子の固有周波数算定式 (CASE-151515)

τ_1/τ_2	固有周波数 (Hz)
0.1	$f=0.0454 \times 1/\tau_1$
0.2	$f=0.0689 \times 1/\tau_1$
0.3	$f=0.0861 \times 1/\tau_1$
0.4	$f=0.1012 \times 1/\tau_1$
0.5	$f=0.1125 \times 1/\tau_1$

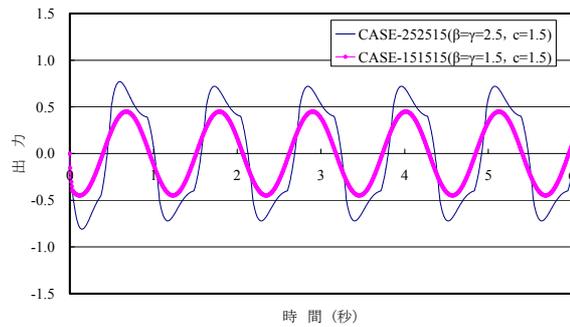


図-9 CASE-252515 と CASE151515 の出力波形 ($\tau_1/\tau_2=0.125/0.250=0.5$)

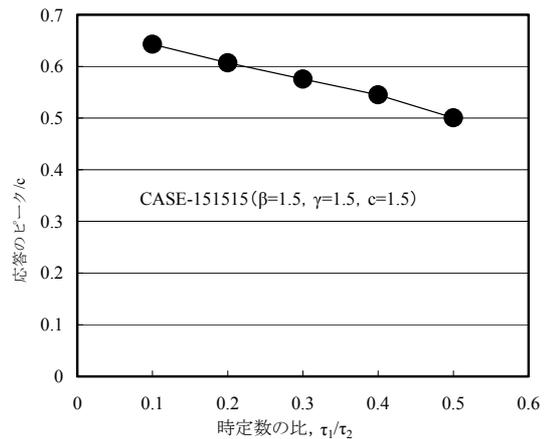


図-11 応答のピーク/c と時定数比 τ_1/τ_2 の関係 (CASE-151515)

たものであるが、同様にいずれの場合も正弦波にきわめて近い波形が出力されることがわかる。さらに、図-11は、初期値を $x_1=1.5$, $x_2=-0.3$ に設定した CASE-151515 ($\beta=1.5$, $\gamma=1.5$, $c=1.5$) について、時定数の比 τ_1/τ_2 と応答のピーク/c の関係を示したものであるが、この図から、CASE-252515 と同様に、時定数の比 τ_1/τ_2 が増加するにしたがって応答のピーク/c はほぼ直線的に低減していることがわかる。なお、図-12は、時定数の比 τ_1/τ_2 を 0.5 ($\tau_1=0.125$, $\tau_2=0.250$), 初期値を $x_1=1.5$, $x_2=-0.3$ に設定した CASE-151515 ($\beta=1.5$, $\gamma=1.5$, $c=1.5$) と CASE-101015 ($\beta=1.0$, $\gamma=1.0$, $c=1.5$) の出力を示したものであるが、この

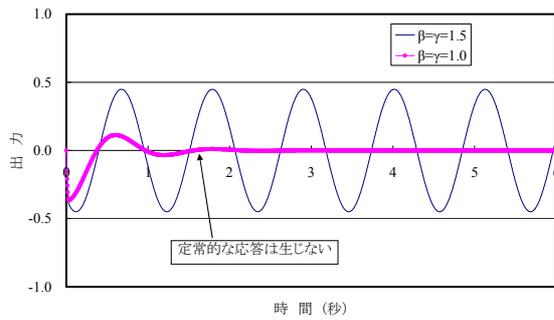


図-1 2 $\beta=\gamma=1.0$ とした場合の出力
($\tau_1/\tau_2=0.125/0.250=0.5$, $c=1.5$)

図からわかるように、パラメータを $\beta=1.0$, $\gamma=1.0$ に設定した CASE-101015 では定常的な出力応答が得られなかったことを付記しておく。

4. 神経振動子の引き込み現象

4.1 解析プログラムの妥当性

神経振動子の大きな特徴は、神経振動子の固有周波数と外部入力の周波数が近い時に、神経振動子の出力と振動入力との間の位相関係が強く固定される引き込み現象が生じることである。この引き込み現象については、M.Williamson も時定数比が $\tau_1/\tau_2 = 0.5$ ($\tau_1 = 0.1$, $\tau_2 = 0.2$)、パラメータが $\beta = 2.5$, $\gamma = 2.5$, $c = 1.0$ 、神経振動子の固有周波数が 1.122Hz、外部入力の周波数が 1.738Hz の条件で、外部入力の振幅 A をそれぞれ $A = 0.0716$, $A = 0.239$, $A = 0.477$ に設定した場合について解析している。そこで、本研究で作成した神経振動子モデルの解析プログラムについて外部入力作用した場合の妥当性を検証するため、M.Williamson と同じ条件のもとで神経振動子モデルを解析することとした。その結果を図-1 3に示す。この図からわかるように、本解析では、M.Williamson の解析結果と同じく、 $A = 0.0716$ で引き込み現象が生じていない状況、 $A = 0.239$ で引き込み現象がおおむね生じている状況、 $A = 0.477$ で完全に引き込み現象が生じて神経振動子の周波数が外部入力の周波数にロックオンされている状況をほぼ再現している。それゆえ、本研究で作成した神経振動子モデルの解析プログラムは妥当であると言える。

4.2 定常入力

解析プログラムの妥当性を検証できたことから、本節では、神経振動子モデルに定常的な振動が入力された場合の応答(出力)特性について具体的に検討することとした。まずはじめに、 $\tau_1/\tau_2 = 0.1$ ($\tau_1 = 0.0454$,

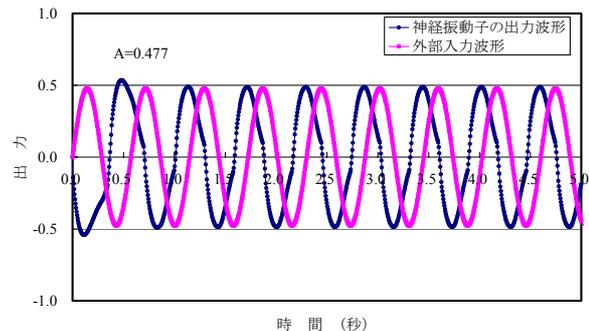
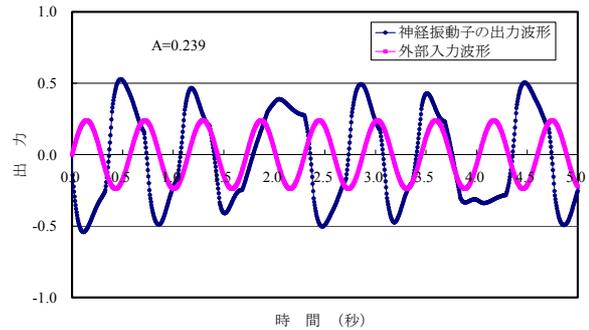
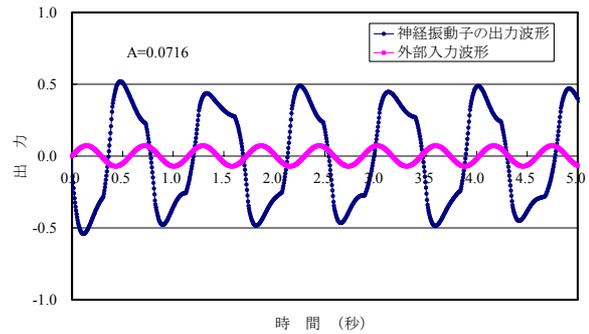
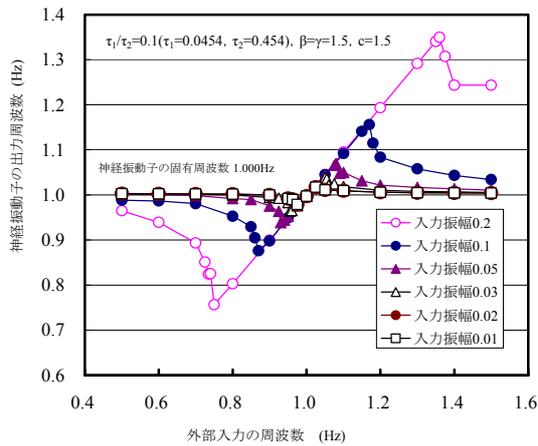
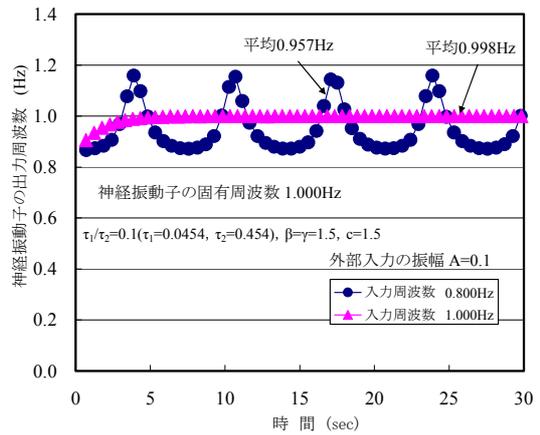


図-1 3 引き込み現象の解析 ($\tau_1=0.1$, $\tau_2=0.2$, $\beta=\gamma=2.5$, $c=1.0$, 神経振動子の固有周波数が 1.122Hz, 外部入力の周波数が 1.738Hz)

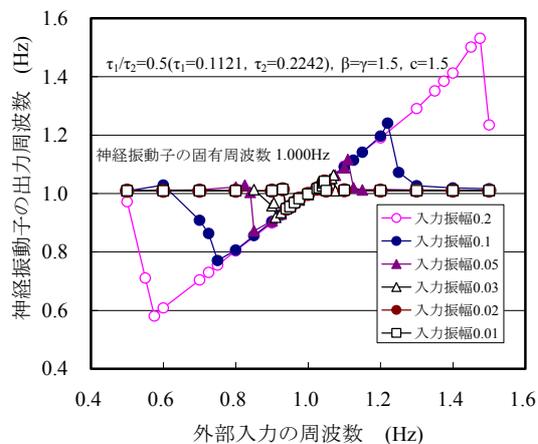
$\tau_2 = 0.454$) とした CASE-151515 ($\beta = 1.5$, $\gamma = 1.5$, $c = 1.5$) の神経振動子モデル (固有周波数は 1.000Hz であり、この値は表-2 の式から求めた値と等しい) を対象として、外部入力の振幅を 0.01~0.2 (無次元だが次元を m と考えても良い)、外部入力の周波数を 0.5Hz~1.5Hz の範囲で変化させて引き込み現象の特性を検討した。解析で得られた入力周波数とゼロクロッシング法で算出した神経振動子モデルの出力周波数の関係を図-1 4に示す。この図において、正の直線勾配を示している区間が引き込み現象を生じている領域であり、入力振幅がたとえ $0.01m=1.0cm$ (図中の□記号) であっても、0.975Hz~1.025Hz の周波数領域 (神経振動子の固有周波数に対して $\pm 2.5\%$ の周波数領域) で明確な引き込み現象が生じていることがわかる。また、この引き込み現象は、



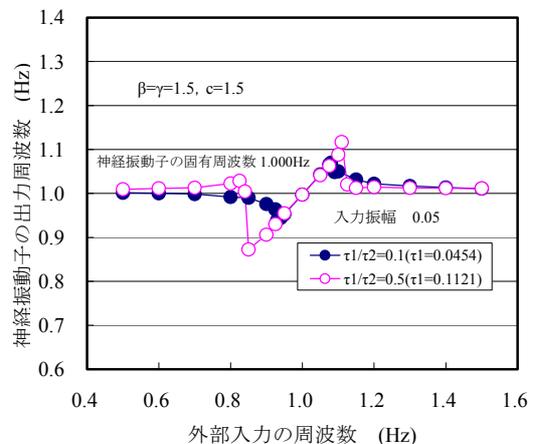
図一 1 4 外部入力の周波数と神経振動子の出力周波数の関係 ($\tau_1/\tau_2=0.1$)



図一 1 5 出力周波数の時間的変化



図一 1 6 外部入力の周波数と神経振動子の出力周波数の関係 ($\tau_1/\tau_2=0.5$)



図一 1 7 引き込み現象が生じる周波数領域の比較 ($\tau_1/\tau_2=0.1$ と $\tau_1/\tau_2=0.5$)

入力振幅が大きくなるにしたがって生じる周波数領域が拡大していることもわかる。なお、図一 1 5 は入力振幅が 0.1m(10.0cm)で、入力周波数が 0.8Hz (図一 1 4 の●記号において正の直線勾配を呈した 0.90Hz~1.15Hz の範囲外なので、完全な引き込みを起こさない場合) と 1.0Hz (0.90Hz~1.15Hz の範囲内なので引き込みを起こす場合) のそれぞれについて、ゼロクロッシング法で算出した神経振動子の出力周波数をプロットしたものである。この図より、引き込み現象を起こす入力周波数 1.0Hz の場合は、最初の過渡的な領域を除き、出力周波数は 0.998Hz でほぼ一定であるのに対し、引き込み現象を起こさない入力周波数 0.8Hz の場合は、平均の出力周波数は 0.957Hz であるものの、それぞれの周波数は 0.867Hz~1.159Hz の範囲で大きく変動していることがわかる。これは、入力周波数の 0.8Hz が引き込みを起こす 0.9Hz に比較的近く、神経振動子モデルから過渡的な応答波形が出力されたためと考えられる。

以上と同様の計算を、 $\tau_1/\tau_2=0.5$ ($\tau_1=0.1121$,

$\tau_2=0.2242$) とした CASE-151515 ($\beta=1.5$, $\gamma=1.5$, $c=1.5$) の場合 (神経振動子モデルの固有振動数は 1.000Hz) についても実施した。この計算は図一 1 4 の計算と比較し、時定数比 τ_1/τ_2 のみを $\tau_1/\tau_2=0.1$ から $\tau_1/\tau_2=0.5$ に変化させたもので、その他の条件は全く同一である。解析で得られた入力周波数とゼロクロッシング法で算出した神経振動子モデルの出力周波数の関係を図一 1 6 に示す。図一 1 6 から、 $\tau_1/\tau_2=0.5$ とした場合についても明確な引き込み現象が生じていることがわかる。ただし、 $\tau_1/\tau_2=0.1$ と $\tau_1/\tau_2=0.5$ のそれぞれについて、外部の振動振幅を 0.05 とした引き込み現象の比較結果である図一 1 7 から、神経振動子の固有周波数と同じであっても引き込み現象が生じる周波数領域は τ_1/τ_2 によって変化している ($\tau_1/\tau_2=0.1$ の方が引き込み現象の生じる周波数領域が狭い) ことがわかる。一方、図一 1 8 は、同じく外部の振動振幅が 0.05 の場合に着目し、 $\tau_1/\tau_2=0.5$ ($\tau_1=0.1121$, $\tau_2=0.2242$) の CASE-151515 ($\beta=1.5$, $\gamma=1.5$, $c=1.5$) と新たに計

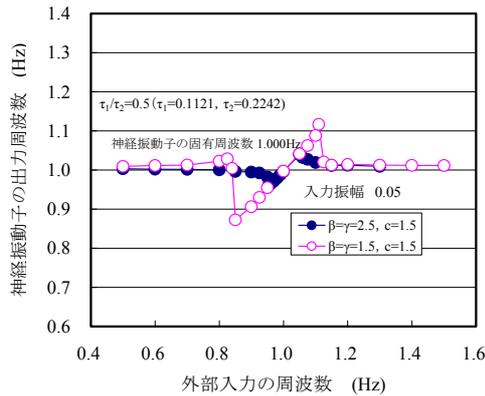


図-1 8 引き込み現象に及ぼすパラメータ β , γ の影響 ($\tau_1/\tau_2=0.5$)

算した CASE-252515 ($\beta = 2.5, \gamma = 2.5, c = 1.5$) について引き込み現象が生じた周波数域を比較したものであるが、この図から同じ振幅であれば、パラメータ β, γ を $\beta = \gamma = 2.5$ とした CASE-252515 の方が CASE-151515 よりも引き込み現象が生じる周波数範囲がやや狭くなっていることがわかる。

このように神経振動子の引き込み特性はパラメータ β とパラメータ γ ならびに時定数比 τ_1/τ_2 の値によって変化し、歩道橋の水平振動問題に対する最適な組み合わせについては振動実験や実橋での観測なども含めて今後の研究に期待する必要がある、現時点では決定することができない。そこで、上述の計算結果を考慮し、ここでは時定数比については $\tau_1/\tau_2 = 0.5$ (引き込み現象が生じる周波数範囲が広い場合)、パラメータ β とパラメータ γ については $\beta = 2.5, \gamma = 2.5$ (tonic な入力は $c = 1.5$ とした CASE-252515 で、CASE-151515 よりも引き込み現象が生じる周波数範囲が狭い場合) を選択し、より詳細な特性について検討することとした。

$\tau_1/\tau_2 = 0.5$ の関係を保ったままで τ_1 の値を変化させれば、神経振動子の固有周波数は変化する。そこで、神経振動子の固有周波数を $0.50\text{Hz} \sim 1.0\text{Hz}$ ($\tau_1 = 0.2242 \sim 0.1121$) の範囲で変化させて、外部入力の振動振幅と神経振動子の引き込み現象が生じる周波数の範囲を比較した。その結果を図-1 9 に示す。ただし、図-1 9 において、縦軸の D [%] は $|1 - \text{引き込み周波数} / \text{固有周波数}| \times 100$ を表し、一つの周波数に対して正負の値が存在することから、ここでは負の値に対しては絶対値をとり、正の値との平均値を記すこととした。この図より、入力振幅が大きくなるにしたがって引き込み現象が生じる周波数範囲が増加すること、入力振幅が同じであっても神経振動子の固有周波数が小さくなるにしたがって引き込み現象が生じる周波数範囲が低減することがわかる。また、引き込み現象

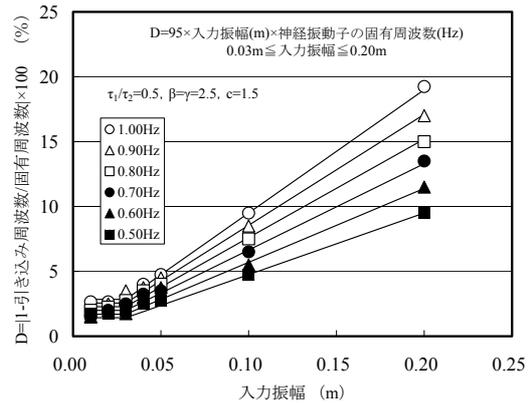


図-1 9 入力振幅と引き込み現象が生じる領域の対比 ($\tau_1/\tau_2=0.5$ に固定)

が生じる周波数範囲に対して、概ね次式の関係が成立することがわかる。

$$D = 95 \times \text{入力振幅}[m] \times \text{神経振動子の固有周波数}[Hz]$$

ただし、 $0.03\text{m} \leq \text{入力振幅} \leq 0.20\text{m}$ で、
95 の次元は [% × sec / m]

なお、入力振幅が 0.03m よりも小さい場合には、上式に 0.03m を代入した値 (たとえば、神経振動子の固有周波数が 1.00Hz であれば 2.85% 、 0.50Hz であれば 1.425%) を採用する。

4.3 うなり入力

支間長が比較的長い人道吊橋では、水平方向に卓越した振動モードが近接して存在することも多い。周知の如く、振動数が近接した二つの振動モードが存在すればしばしばうなり波形が生じることから、ここではうなり波形が神経振動子に入力された場合の応答についても考察することとした。

具体的には、上述の計算と同じく、 $\tau_1/\tau_2 = 0.5$ の CASE-252515 ($\beta = 2.5, \gamma = 2.5, c = 1.5$) の場合に着目し、神経振動子の固有周波数は 1.000Hz ($\tau_1 = 0.1121$ の場合に対応) に設定した。また、うなり波形を構成する二つの振動数は分解能を考慮して $f_1 = 0.952148\text{Hz}$, $f_2 = 1.049805\text{Hz}$ とし、それぞれの振幅は $A_1 = 0.01 \sim 0.095, A_2 = 0.1$ (一定) とした。このような条件のもとで作成したうなり波形を神経振動子に入力させて神経振動子の出力を FFT でスペクトル解析した。一例として、 $A_1 = 0.093, A_2 = 0.1$ とした場合のうなり波形を図-2 0 に、神経振動子の出力波形を図-2 1 に示す。また、この場合のスペクトル解析結果を図-2 2 に示す。図-2 2 から、今回の計算では $A_1/A_2 = 0.93$ の時に、二つの周波数成分のパワースペクトル成分がほぼ同程度卓越していることがわかる。しかしながら、図-2 1 に示した神経振動子の時刻歴波形からわかるよう

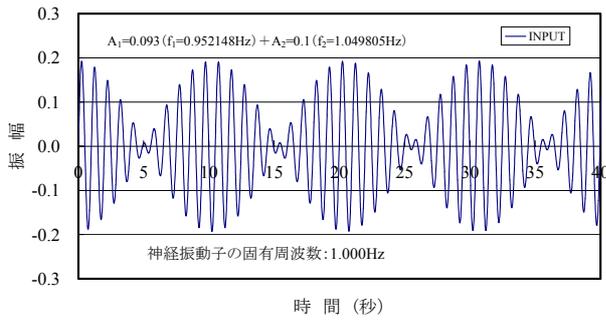


図-2 0 神経振動子 ($\tau_1/\tau_2=0.5$, $\beta=\gamma=2.5$, $c=1.5$) に入力したうなり波形

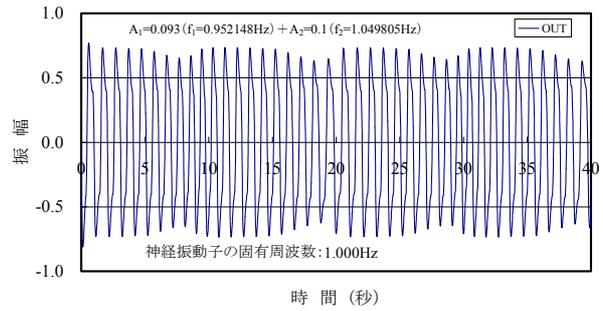


図-2 1 神経振動子 ($\tau_1/\tau_2=0.5$, $\beta=\gamma=2.5$, $c=1.5$) の出力波形

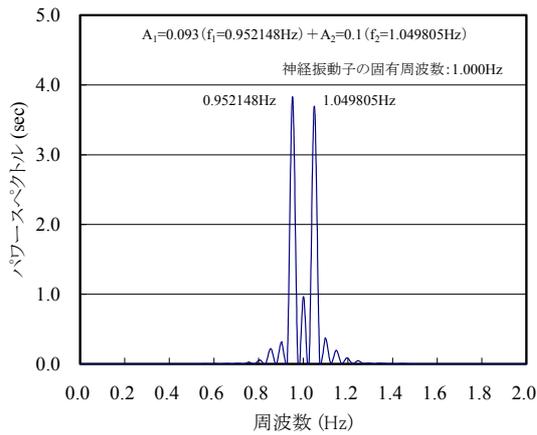


図-2 2 神経振動子 ($\tau_1/\tau_2=0.5$, $\beta=\gamma=2.5$, $c=1.5$) の出力波形に対するパワースペクトル

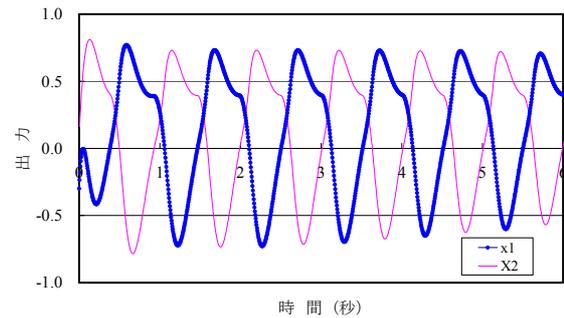


図-2 3 神経振動子 ($\tau_1/\tau_2=0.5$, $\beta=\gamma=2.5$, $c=1.5$) を構成する神経素子の出力 x_1 , x_2

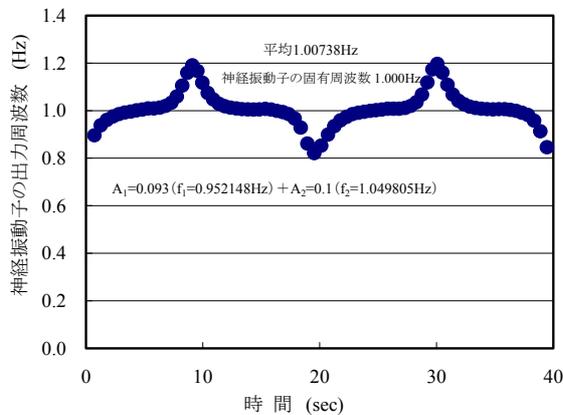


図-2 4 神経振動子 ($\tau_1/\tau_2=0.5$, $\beta=\gamma=2.5$, $c=1.5$) の出力波形に対する周波数の時間的变化

に、出力波形には入力波形ほどの明確なうなりが生じていない。これは神経振動子の出力 y_{out} が式(6)に示したように

$$y_{out} = y_1 - y_2 = \max(x_1, 0) - \max(x_2, 0)$$

で表され、図-2 3に示した神経素子(ニューロン)の出力である x_1 と x_2 から、神経振動子の出力 y_{out} の周期が概ね半波ごとに変わること(周波数一定の近接した2つの重ね合わせではないこと)からも予想される。参考

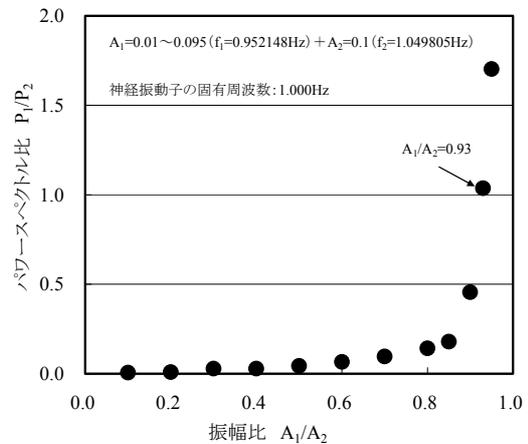


図-2 5 パワースペクトルの比率

までに、ゼロクロッシング法で算出した神経振動子の出力 y_{out} の周期(半波ごとの時間から周期を算出)を図-2 4に示す。なお、図-2 5は、 $A_2 = 0.1$ を一定にして $A_1 = 0.01 \sim 0.095$ とした場合のパワースペクトルの比 P_1/P_2 を示したものであるが、この図から、振動数が近接した二つの振動モードが存在した場合、神経振動子の出力波形に二つの振動数成分が同程度だけ混在するのは $A_1/A_2 = 0.93$ 付近のごく限られた領域のみであり、その他の振幅比ではどちらか一方が卓越するものと推察される。

5. まとめ

本論文は、歩道橋の水平振動問題における歩行者との動的相互作用を解明するために、ロボット工学の分野で知られている神経振動子に着目し、固有周波数や引き込み現象をはじめとする神経振動子の基本特性について検討したものである。得られた主要な結果を以下に示す。

- (1) 時定数の比 τ_1/τ_2 が同じ場合、神経振動子の固有周波数は $1/\tau_1$ に比例する。そこで、神経振動子モデルの固有周波数を算出するための算定式を提示した。
- (2) 神経振動子モデルのパラメーター β, γ が同じ場合、時定数の比 τ_1/τ_2 が大きくなるにしたがって応答のピーク $/c$ (定常状態となった出力応答のピーク値を **tonic** な入力 c で除した値) はほぼ直線的に低減する。
- (3) パラメーター β, γ ならびに時定数の比 τ_1/τ_2 が同じであれば、**tonic** な入力 c の値が変化した場合、神経振動子の出力信号 (応答振幅) はほぼ相似形を保ったまま変化する。
- (4) $\tau_1/\tau_2 = 0.5$ ($\tau_1 = 0.125, \tau_2 = 0.250$) において β と γ の値をそれぞれ 2.5 から 1.5 に変更すると、出力のピークはやや低減するが、応答 (固有周波数) には正弦波にきわめて近い波形が出力された。
- (5) $\tau_1/\tau_2 = 0.5$ ($\tau_1 = 0.125, \tau_2 = 0.250$) では、CASE-151515 ($\beta = 1.5, \gamma = 1.5, c = 1.5$) の場合に神経振動子の出力 (周波数) に定常的な応答が得られたが、CASE-101015 ($\beta = 1.0, \gamma = 1.0, c = 1.5$) では定常的な出力応答は生じなかった。
- (6) 神経振動子モデルに定常的な振動が入力された場合の応答 (出力) 波形から、入力振幅がたとえ $0.01m=1.0cm$ であっても、明確な引き込み現象が生じることがわかった。
- (7) 神経振動子の固有周波数が同じであっても引き込み現象が生じる周波数領域は時定数比 τ_1/τ_2 によって変化し、時定数比 τ_1/τ_2 が小さいほど引き込み現象が生じる周波数領域は狭くなる。
- (8) 時定数比 τ_1/τ_2 と **tonic** な入力 c が同一の場合、パラメーター β, γ を大きくすると引き込み現象が生じる周波数領域は狭くなる。
- (9) $\tau_1/\tau_2 = 0.5$ の CASE-252515 ($\beta = 2.5, \gamma = 2.5, c = 1.5$) の場合に着目し、引き込み現象が生じる周波数範囲を予測するための設計式を提示した。
- (10) 振動数が近接した二つの振動モードが存在した場合 (神経振動子にうなり波形として入力した場合)、神経振動子の出力波形に二つの振動数成分が同程度だけ混在するのは振幅比が概ね等しいごく限定された領域だけであり、その他の振幅比ではどちらか一方が卓越する。

なお、今後は、神経振動子モデルを組み込んだ歩道橋の動的応答解析を実施し、歩道橋と歩行者との動的相互作用についてより詳細な検討を実施する所存である。

参考文献

- 1) 小堀為雄, 梶川康男, 城戸隆良: 振動感覚を考慮した歩道橋の設計, Vol.8, No.12, pp.23~29, 1974年12月.
- 2) 梶川康男: 道路橋の振動とその橋梁の使用性に与える影響に関する研究, 京都大学学位論文, 1979年8月.
- 3) 日本道路協会: 立体横断施設基準・同解説, 丸善, pp.35~37, 1979年1月.
- 4) 建設省土木研究所編: 土木構造物標準設計第5巻解説書 (横断歩道橋・地下横断歩道), 全日本建設技術協会, pp.3~13, 1985年2月.
- 5) 田中信治, 加藤雅史: 設計時における歩道橋の振動使用性照査法, 土木学会論文集, 第471号/I-24, pp.77~84, 1993年7月.
- 6) 米田昌弘: 歩行者によって誘起される吊床版橋の動的応答特性とその設計用使用性評価式, 構造工学論文集, Vol.47A, pp.351~362, 2001年3月.
- 7) 米田昌弘: 歩行者による連続桁形式歩道橋の振動使用性評価法, 土木学会論文集, 第693号/VI-53, pp.145~159, 2001年12月.
- 8) たとえば, 岡本章司, 阿部雅人, 藤野陽三, 中野善浩: 水平横振動する床上での人の歩行特性, 土木学会論文集, 第441号/I-18, pp.177~184, 1992年1月.
- 9) Spans Sway underfoot in Europe: ENR, July 10, 2000.
- 10) Fujino Y. Pacheco, M. B., Nakamura, S. and Pennung, W.: Synchronization of Human Walking Observed during Lateral Vibration of a Congested Pedestrian Bridge, Earthquake Engineering and Structural Dynamics, Vol.22, pp.741~758, September, 1993.
- 11) 川崎俊次, 中村俊一, 大野克紀: 歩行者により生じた吊橋の水平振動計測, 土木学会論文集, 第777号/VI-65, pp.97~107, 2004年12月.
- 12) Alexander N. Blekherman: Swaying of Pedestrian Bridges, Journal of Bridge Engineering, March/April, Vol.10, No.2, pp.142~150, 2005.
- 13) K. Matsuoka: Sustained Oscillations Generated by Mutually Inhibiting Neurons with Adaptations, Biological Cybernetics, Vol.52, pp.367~376, 1985.
- 14) M. Williamson: Neural Control of Rhythmic Arm Movements, Neural Networks, Vol.11, pp.1379~1394, 1998.

(2007年9月18日受付)