

歩道橋の使用性照査における人間の歩行形態を考慮した歩行外力モデルについて

Study on walking force model for vibration serviceability assessment on pedestrian bridges based on real human walk

北海道大学大学院工学研究科 学 生 員 宮森 保紀 (Miyamori Yasunori)
 北海道大学大学院工学研究科 正 員 小幡 卓司 (Obata Takashi)
 北海道大学工学部土木工学科 ○学 生 員 広岡 勉 (Hirooka Tsutomu)
 北海道大学大学院工学研究科 フェロー 林川 俊郎 (Hayashikawa Toshiro)
 北海道大学大学院工学研究科 フェロー 佐藤 浩一 (Sato Koichi)

1. まえがき

歩道橋は人間が直接使用する構造物であることから、振動に起因する不快感や不安感に対して十分な配慮が必要であり、その構造特性は比較的剛性が小さいため、歩・走行により振動が励起されやすいことが知られている¹⁾。このため、歩道橋の保有性能を照査する際には、振動使用性に関する検討が極めて重要であると考えられる²⁾。歩道橋の振動使用性照査は、人間の感覚に基づいた振動限度と、歩道橋そのものの動的応答量を比較することによって行われるが、このうち動的応答量の算出については解析時に歩行外力をどのように取り扱うかが重要な問題である。既往の研究においては、人間の静的な体重と動的荷重の比と時間に関する曲線の実測値^{3), 4)}に基づいて Blanchard³⁾、梶川⁵⁾、Wheeler⁴⁾が正弦波あるいは余弦波を用いた歩行外力を提案しており、最近では米田⁶⁾が歩調の変化を考慮した解析を行っている。また、著者らの一部も、実測の歩行性状に基づいた複数のパラメータからなる歩行外力モデルを作成し、遺伝的アルゴリズム^{7), 8)}（以下、GAと称す）によって共振歩行時の歩行外力パラメータの同時同定を行った⁹⁾。しかしながら、現状においては歩道橋の動的応答性状を解析によって十分把握することは困難であり、設計時に実用的な範囲で歩道橋の動的挙動を予測可能であるとは言い難いのが現状である。

以上を踏まえて、本研究では人間の歩行形態に基づいた、より正確な歩行外力モデルを構築することを目的として、共振時のみならず、非共振歩行における歩道橋の実測応答波形に対して、GAによる歩行外力パラメータ同定を試みた¹⁰⁾。具体的には、支間長 21.8~29.2m の一般的な横断歩道橋 4 橋（以下、A~D 歩道橋と称す）の非共振歩行時における実測データに対して、文献 9 に基づいた 6 変数歩行外力モデルを用いて、そのパラメータを GA によって求めるものである。また、一般に 3Hz 程度以上の歩行振動数においては、人間の歩行形態が走行状態になることから、概ね 3Hz 以上の振動数における人間の走行形態を考慮したモデル化を行う必要があるため、これを想定した 3 変数からなる新たな走行モデルを構築して、6 変数モデルと同様に解析を行った。さらに、GA によって得られた歩行外力パラメータを用いて、同定対象以外の歩道橋について時刻歴応答解析を実施して実験結果との比較を行い、その妥当性について考察を加えたので、その結果を報告するものである。

2. 解析手法

2. 1 時刻歴応答解析

本研究においては、構造物の動的応答解析手法として、ニューマークβ法による直接数値積分法を採用した。ここで、多自由度系の運動方程式は、以下の式で表される¹¹⁾。

$$M\ddot{y}(t) + C\dot{y}(t) + Ky(t) = F(t) \cdot \varphi(t) \cdots (1)$$

式(1)の右辺における $F(t)$ は歩行外力そのものであり、 $\varphi(t)$ は人間の移動に応じて歩行外力を構造物モデルの各節点に分配する荷重分配係数ベクトルである。なお、時刻歴応答解析における歩道橋の解析モデルは、図-1 のような 2

次元骨組構造モデルを用いており、ニューマークβ法の係数βは 1/4 に、また時間刻み Δt は 0.005sec とした。

2. 2 歩行外力のモデル化

本研究では、実測値に基づいて構築された歩行外力モデルを用いて解析を行った。図-2 に歩行外力曲線の実測値を示す。なお、本研究においては歩行者の静的な体重と動的荷重との比を衝撃係数と称することとする。図-2 に着目すると、Slow Walk から Fast Walk までの歩行状態では、最初に踵が床面に接触し、踵から爪先への荷重の移動を経て爪先から床面が離れるといった機構が、2つの荷重のピークとその頂部を結ぶ滑らかなカーブによって表されている。一方、歩行振動数が概ね 3.0Hz 以上となる Slow Jog および Running の走行状態では、爪先の荷重が主となるほとんど 1つのピークからなる荷重曲線となっていることがわかる。図-3(a), (b)は、以上のような歩行メカニズムに従ってモデル化された歩行外力モデルであり、図-3(a)は歩行時、図-3(b)は走行時を想定した歩行外力曲線を表している。図中の丸数字は GA によって同定する変数であり、歩行状態では衝撃継続時間、踵と爪先の半正弦波それぞれの周期および衝撃係数、踵と爪先間の余弦波における衝撃係数の合計 6 種類のパラメータから構成される。また、走行状態においては爪先のみ荷重を考慮するため、衝撃継続時間、爪先が床面に接触してから荷重の最大値に達するまでの半正弦波の周期および衝撃係数の 3 変数から構成される。このような歩行外力モデルの、それぞれの歩行周期

図-1 歩道橋モデル (A 歩道橋)

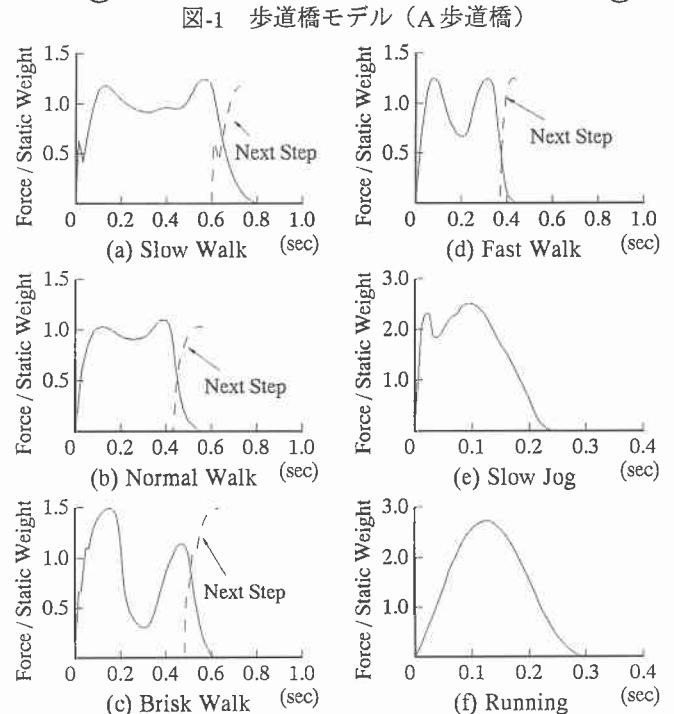


図-2 歩行者の荷重-時間曲線

に応じて各パラメータを設定できれば、従来の半正弦波などを用いた外力と比較して、より現実に近い歩行外力を得ることが可能になるものと考えられる。

2. 3 遺伝的アルゴリズム (GA) の適用

前述の通り、本研究においては歩行外力モデルにおける図-3 のような複数のパラメータを同時に同定するための手法としてGAを適用することとした^{7),8)}。

GAにおいては個体の適応度の評価が重要となるが、本研究では、GAオペレーション中に生成された各個体に対して個別に時刻歴応答解析を実施することで適応度を算出した。この適応度の算出に際しては、主に歩道橋の動的応答性状を実験結果と比較の高い精度で一致させるために、以下のような目的関数を用いて、これを最小化するような個体を探索することとした^{9),10)}。

$$J_{GA} = \sum_{i=1}^5 |a_{aRMSi}/a_{iRMSi} - 1.0| \cdot \dots \cdot (2)$$

ここで a_{aRMSi} および a_{iRMSi} は、解析および実験で得られた支間 1/6~5/6 の各点における応答加速度の実効値であり、解析と実験が完全に一致した場合には J_{GA} はゼロとなる。GAによる解析における具体的な解析条件としては、各個体のビット数は8、初期集団は100個体、交叉率は0.4、突然変異率は0.03であり、全個体が同一の値に収束するまで計算を続けることとした。

3. 実橋振動実験

本研究では、解析対象とした歩道橋における固有振動数、動的応答量などを測定するため、人力加振による減衰自由振動実験ならびに強制加振実験を実施した¹²⁾。対象とした歩道橋は、前述の通り、支間長21.8~29.2m、幅員1.5mの一般的な横断歩道橋4橋である。表-1に減衰自由振動実験から得られた各歩道橋の固有振動特性を示す。実験方法においては、体重647N(66kgf)(D歩道橋については体重725N)の人間1名が1.5Hz~4.0Hzの加振振動数で歩行あるいは走行して歩道橋に起振力を与えることとした。この際のサンプリング周波数は200Hzである。

表-1に着目すると、固有振動数は2.5Hz~4Hz程度であり、減衰定数に関しては最大で約1.7%とかなり小さな値となっている。表-2は強制加振実験によって得られた歩行時間、移動速度、支間中央における最大応答加速度ならびに実効値の一覧である。強制加振実験における最大応答加速度あるいは実効値に関しては、加振振動数が歩道橋の固有振動数と近接した場合には比較的大きな応答が観測されたが、ある程度加振振動数が離れたケースにおいては、その応答量は極めて小さな値となっていることがわかる。

4. 解析結果とその考察

以上の解析手法および実験結果を用いて歩行外力パラメータの同定を試みた。GAによる解析は、表-2におけるA~C歩道橋における1.5~4.0Hzの歩行振動数の実験結果に対して行うこととし、図-3(a)の歩行外力モデルに対しては歩行振動数1.5Hz~4.0Hz、歩行状態を想定した図-3(b)の歩行外力モデルに対しては歩行振動数3.0~4.0Hzに対して同定を行った。

解析結果として、まず図-4に6変数を有する歩行外力モデルに対する同定結果を示す。図-4における黒点はGAによって同定された歩行外力モデルの各パラメータを歩行振動数ごとに図示したものである。この解析結果に対して歩行振動数と各変数の関係を求めるために最小2乗多項式近似を行い、その結果得られた近似曲線を実線で表した。さらに、図-4においては、共振歩行を対象として行った場合の同定結果も、白点および破線で示している。図-5は、以上の方法で求めた近似曲線に基づく各歩行振動数にお

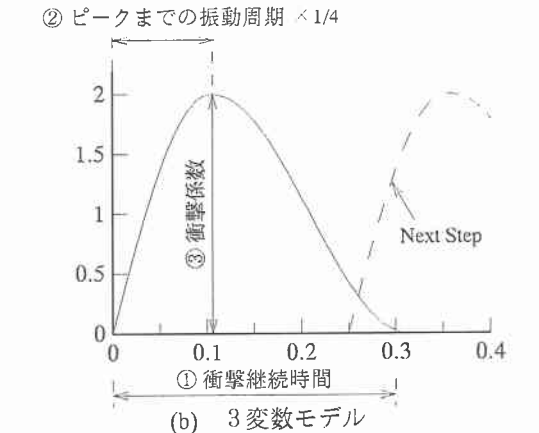
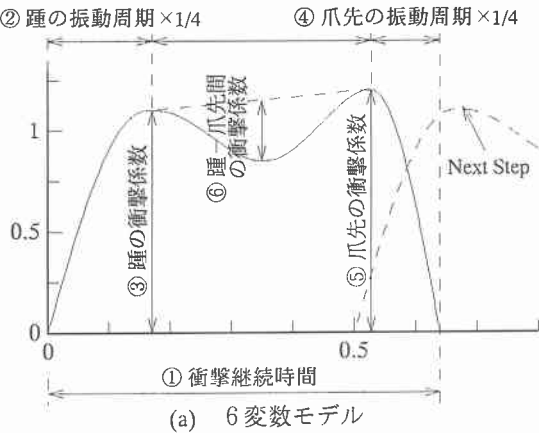


図-3 歩行外力モデル

表-1 固有振動特性

歩道橋	支間長 (m)	振動数 (Hz)		減衰定数 (%)	
		1st	2nd	1st	2nd
A	23.2	2.83	9.74	0.94	1.24
B	21.8	3.42	10.96	1.00	1.04
C	29.2	2.44	8.57	1.12	0.98
D	23.6	3.95	13.04	1.18	1.72

表-2 強制加振実験結果 (支間中央点)

加振振動数	歩行時間 (sec)	歩行速度 (m/s)	最大値 (gal)	実効値 (gal)	備考
1.5Hz	19.09	1.215	110.24	8.32	A歩道橋
	18.73	1.166	9.79	2.54	B歩道橋
	26.58	1.099	6.58	1.80	C歩道橋
	13.31	1.773	21.41	4.58	D歩道橋
2.0Hz	15.02	1.545	-9.29	2.63	A歩道橋
	14.45	1.511	20.67	2.92	B歩道橋
	19.38	1.507	6.63	1.94	C歩道橋
	11.53	2.047	-63.25	27.83	D歩道橋
2.5Hz	12.53	1.852	-6.97	1.52	A歩道橋
	11.34	1.925	17.88	4.37	B歩道橋
	14.78	1.976	-48.49	20.75	C歩道橋
	10.96	2.148	-17.50	5.23	D歩道橋
3.0Hz	9.71	2.389	-95.61	38.59	A歩道橋
	9.03	2.417	-39.14	16.66	B歩道橋
	12.00	2.433	-14.09	3.57	C歩道橋
	9.765	2.417	-19.57	6.00	D歩道橋
3.5Hz	8.37	2.772	-30.95	11.71	A歩道橋
	7.64	2.857	-155.44	75.40	B歩道橋
	9.59	3.045	16.88	4.99	C歩道橋
	8.01	2.946	-49.45	19.60	D歩道橋
4.0Hz	7.21	3.218	22.30	9.44	A歩道橋
	6.35	3.438	-49.47	19.31	B歩道橋
	8.45	3.456	-13.23	4.07	C歩道橋
	7.14	3.308	-170.49	79.00	D歩道橋

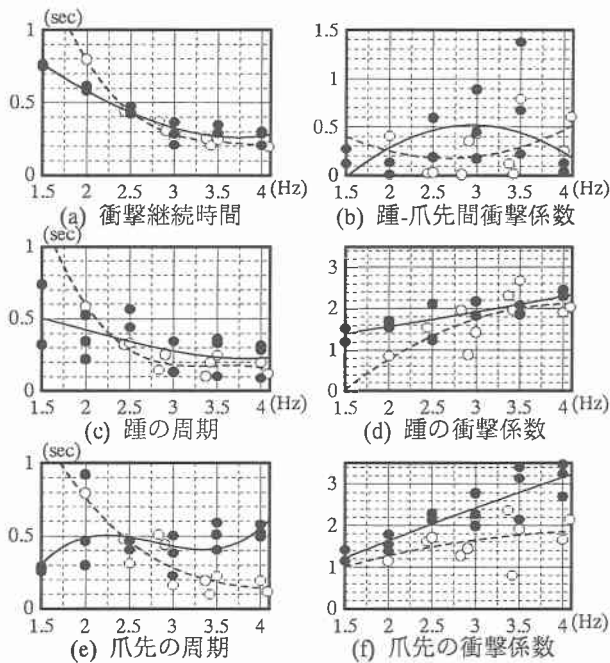


図-4 歩行外力パラメータ (6変数)

ける歩行外力であり、一点鎖線は右足の歩行外力、破線は左足の歩行外力、実線は両者の合計である。また、図-4と同様に3変数を有する歩行外力モデルに対する同定結果と最小近似曲線を図-6に示す。図-7は図-5と同様にして得られた、図-6の近似曲線に基づく3.0Hz~4.0Hzにおける各歩行振動数の歩行外力である。本研究ではこれらの歩行外力の妥当性を検討するために、GAの解析対象としなかったD歩道橋に対して時刻歴応答解析を実施した。解析結果の一例として歩行振動数3.5Hzにおける支間中央点の応答加速度波形を図-8に、そのフーリエスペクトルを図-9に示す。図-8、図-9において(a)は6変数からなる歩行外力、(b)は3変数の歩行外力を用いた場合の結果であり、図中の破線は強制加振実験の結果である。なお、フーリエスペクトルは比較のため解析結果の最大値が1となるように無次元化を行っている。

これらの解析結果について考察を加えると、図-4において、衝撃継続時間および踵、爪先の衝撃係数に関しては、GAによって同定された値にばらつきが少なく、共振歩行時を対象とした同定結果と比較しても、概ね同様の結果を得られていることが確認できる。また、図-2における実測の歩行形態ともほぼ一致していることから、これらの歩行外力パラメータに関しては人間の歩行外力をある程度適切に表現しているものと考えられる。一方、踵および爪先の周期に関しては、爪先の周期において共振時の同定結果とは異なる傾向が見受けられ、踵の周期に関しても共振時と比較して同定結果のばらつきが大きくなっている。これは図-3(a)における歩行外力が、踵および爪先からの荷重によって2つのピークを有することを想定しているのに対して、図-5(e)および図-5(f)の歩行外力はほぼ1つのピークから構成されており、同定された歩行外力が「踵の周期」や「爪先の周期」などで構成されているのではなく、例えば図-2の走行状態のように爪先のみを複数のパラメータで表現しているためと考えられる。このことから、歩行外力パラメータを現実の歩行あるいは走行のメカニズムと対応づけるために、走行状態となる3.0Hz以上の歩行振動数において、図-3(b)のような爪先の荷重伝達のみを考慮した歩行外力モデルを構築し、GAによるパラメータ同定を行った。

爪先のみを考慮した場合の同定結果である図-6においては、図-6(a)の衝撃継続時間に関しては図-4(a)にお

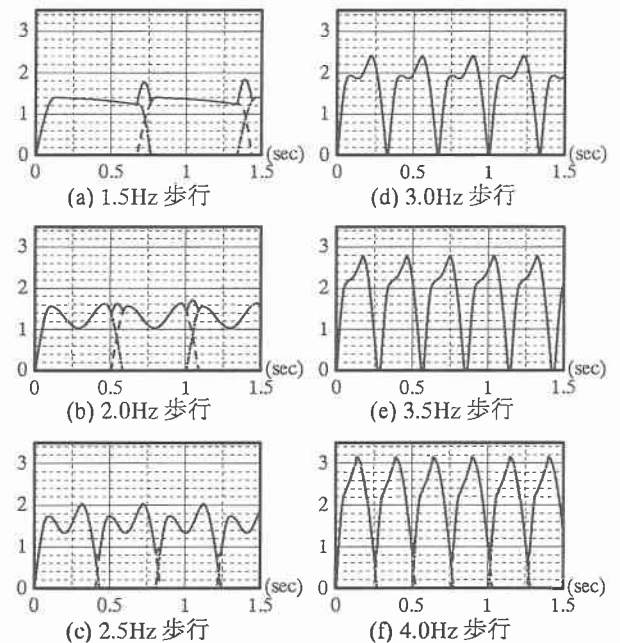


図-5 歩行外力 (6変数)

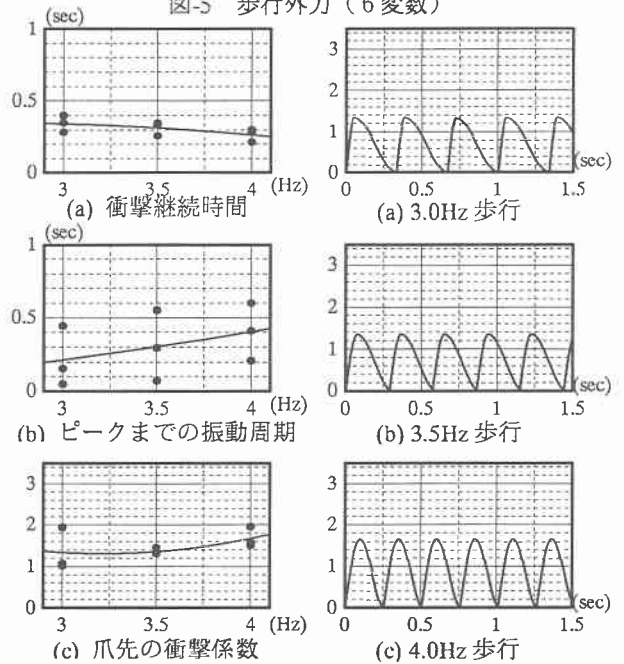


図-6 歩行外力パラメータ (3変数)

図-7 歩行外力 (3変数)

ける6変数の歩行外力モデルを適用した場合の同定結果と比較してよく一致している。しかしながら図-6(c)の衝撃係数に関しては、歩行振動数の上昇に伴って衝撃係数の値が増加する傾向は従来の解析結果と同様であるものの、衝撃係数の値そのものは比較的小さい値にとどまっている。これは、歩行外力が1つのピークのみで構成されていることと、衝撃継続時間が歩行周期と概ね一致したこと、同定された歩行外力の周期性が、現実の走行形態よりもはるかに大きくなったためと考えられる。本研究においては、単純に半正弦波などを用いる場合のような強い周期性をある程度軽減することを目的として、衝撃係数がピークに至るまでの半正弦波の周期を独立したパラメータとして扱っている。しかしながら、図-6(b)の同定結果は解析ケースごとにばらつきが生じており、このパラメータが歩行外力の特性に与える影響は小さく、歩行外力の周期性を低減させることが十分にできなかったものと推定される。

次に、同定対象外の歩道橋における時刻歴応答解析結果

である図-8の応答加速度波形に着目すると、いずれの歩行外力モデルを用いた場合においても応答波形を見る限りにおいては実験結果とある程度一致しており、仮に実効値で使用性評価を行う際には、本研究の歩行外力モデルを用いた場合でもある程度の精度を有しているものと思われる。しかしながらフーリエスペクトルに関しては、卓越している振動数は実験結果と一致しているものの、各振動数におけるピークの大小関係については、解析では歩道橋の1次固有振動数成分が歩行振動数成分と比べて大幅に小さく、強制加振実験における構造物の振動性状を十分に予測可能であるとは言えない結果となっている。これについては、評価関数に振動数の情報を取り入れていないことが挙げられる。すなわち、本研究では実験結果と解析結果との整合性を判断する評価関数を、強制加振実験と時刻歴応答解析における応答加速度の実効値の比を算出することで行っていた。この実効値の算出に際しては、構造物全体の動的応答を把握するために、支間1/6～5/6点における実効値の比をそれぞれ求めていたが、振動数ごとの卓越状況については評価を行っていない。共振時を対象とした場合には、歩行振動数と構造物の基本固有振動数が一致しているため、構造物の応答はほぼ1次モードのみとなり、実効値あるいは最大値の比較を行えば振動数成分までを一致させることが可能である。しかしながら非共振時に関しては、構造物の振動応答は歩行振動数に加えて、1次モードおよび3次モードなど低次の対称モードの振動数成分が混在した状態になっている。このため、解析結果と実験結果で卓越する振動数成分の大小関係が異なった場合でも、評価関数における実効値の大きさが同程度になればGAにおける適応度は高いと評価され、必ずしも構造物の振動性状を正確に反映することができなかったものと考えられる。このような場合には、実験および解析によって得られた構造物の応答加速度に対して、歩行振動数および対象とするモード形状の振動数ごとに応答成分の抽出を行い、得られた成分を個々に比較することで、最大応答値あるいは実効値のみならず、歩道橋の振動性状までをある程度一致させるような歩行外力モデルの同定が可能になるものと推定される。

5. あとがき

以上のように、本研究は歩道橋の時刻歴応答解析においてある程度正確に動的応答量を求めることのできる歩行外力の構築を目的として、人間の歩行形態に基づいた歩行外力のモデル化を行い、歩道橋における非共振状態を対象にした強制加振実験結果に基づいて、GAによりそのパラメータを同定することを試みたものである。

GAによる解析によって得られた歩行外力は、実測結果と形状が比較的良好に一致することが確認された。それぞれのパラメータに対して詳細な検討を行ったところ、衝撃継続時間に関しては、実測値のみならず共振歩行を対象とした同定結果とも概ね一致する結果となった。また衝撃係数に関しては、人間の走行時を想定した3変数からなる歩行外力モデルは歩行外力の周期性の影響が大きく、従来の解析結果と比較して衝撃係数が小さくなる結果となったものの、各解析ケースにおいて同定結果のばらつきが比較的小なかったことから、本研究のようにGAを用いて行った複数パラメータの同時同定は、ある程度高い信頼性を有していると考えられる。

さらに本研究では、同定された歩行外力を用いて時刻歴応答解析を実施し、実験結果との比較によって歩行外力の妥当性を検討した。その結果、非共振状態となる解析ケースにおいては、動的応答量そのものの大きさはある程度良い一致が得られたが、卓越する振動数成分の大小関係につ

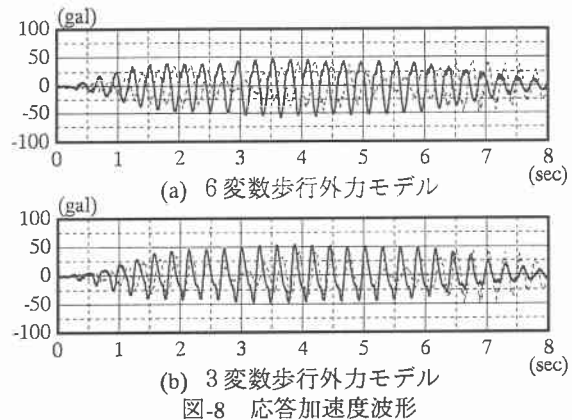


図-8 応答加速度波形

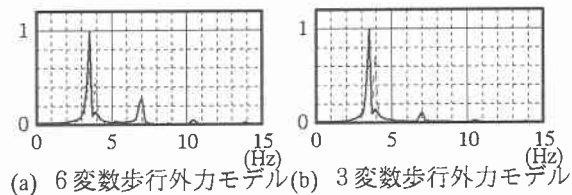


図-9 フーリエスペクトル

いては解析と実験の整合性は十分ではない結果となった。このことから、歩道橋の振動性状をも正確に反映することが可能な、歩行外力モデルの同定を行うためには、GAによる解析に際して、対象とする卓越振動数ごとの動的応答を個別に比較するような評価関数が必要であると考えられる。しかしながら、実際の設計に際しては、歩道橋の共振状態に対する照査が中心になると思われるため、共振時に限らず実効値が比較的確に求めることが可能な本研究の歩行外力モデルは、歩道橋の振動使用性照査の信頼性を大きく向上させるものと期待できる。

最後に、実験に協力して頂いた北海道大学大学院工学研究科 及川昭夫技官、ならびに村井健二氏および目時政紀氏（実験当時、同修士課程2年）に対し、ここに記して感謝の意を表する次第である。

【参考文献】

- 1) 梶川康男, 加藤雅史: 歩道橋の振動と使用性設計, 振動制御コロキウム PART.B 講演論文集, pp.9-14, 1991.
- 2) 小幡卓司, 林川俊郎, 佐藤浩一: 人間の振動感覚に基づいた歩道橋の使用限界状態に関する研究, 土木学会論文集, No.537/I-35, pp.217-231, 1996.
- 3) Blanchard, J., Davis, B., L. and Smith, J., W.: Design Criteria and Analysis for Dynamic Loading of Footbridges, UK., TRRL Report SR, 275, 1977.
- 4) Wheeler, J. E.: Prediction and Control of Pedestrian- Induced Vibration in Footbridges, Journal of The Structural Division, ASCE, Vol.108, No. ST9, pp.2045-2065, 1982.
- 5) 梶川康男: 振動感覚を考慮した歩道橋の使用性照査法に関する研究, 土木学会論文報告集, 第325号, pp.23-33, 1982.
- 6) 米田昌弘: 種々の歩行外力モデルを用いた単純桁歩道橋の動的応答解析と共振歩行試験結果に対する考察, 構造工学論文集, Vol.46A, pp.439-448, 2000.
- 7) 田村 亨, 杉本博之, 上前孝之: 遺伝的アルゴリズムの道路整備順位決定問題への適用, 土木学会論文集, No.482/V-22, pp.37-46, 1994.
- 8) 下田和敏, 小幡卓司, 林川俊郎, 佐藤浩一, 宅和大助: GAを用いたファジィアクティブ制御の効率化に関する研究, 構造工学論文集, Vol.43A, pp.685-692, 1997.
- 9) 宮森保紀, 小幡卓司, 林川俊郎, 佐藤浩一: 歩道橋の動的応答に基づいた歩行外力モデルの同定に関する研究, 構造工学論文集, Vol.47A, pp.343-350, 2001.
- 10) 宮森保紀, 小幡卓司, 林川俊郎, 佐藤浩一: 歩道橋の非共振応答に基づいた歩行外力モデルに関する一検討, 橋梁振動コロキウム'01 論文集, pp.147-154, 2001.
- 11) 橋梁振動研究会編: 橋梁振動の計測と解析, 技報堂出版, 1993.
- 12) 小幡卓司, 伊藤公彦, 林川俊郎, 佐藤浩一, 亀井与志: 歩道橋の動的応答と歩行外力の同定に関する一考察, 鋼構造年次論文報告集, 第4巻, pp.447-454, 1996.