

歩道橋の振動使用性評価のための設計用歩行外力に関する一提案

Study on Human Walking Force for investigation of vibration serviceability of pedestrian bridges

北海道大学大学院工学研究科 ○学生員 広岡 勉 (Hirooka Tsutomu)
 北海道大学大学院工学研究科 正員 小幡 卓司 (Obata Takashi)
 九州大学大学院工学研究院 正員 宮森 保紀 (Miyamori Yasunori)
 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

歩道橋は道路橋に比して剛性や減衰が小さいため、人間の歩行により振動が励起されやすく、その設計においては振動使用性に関する検討が極めて重要である¹⁾。この振動使用性に関して、歩道橋に関する現行の技術基準である立体横断施設技術基準・同解説²⁾では、たわみの制限あるいは低次の固有振動数が1.5Hz~2.3 Hzに含まれないことによって照査を行うこととされている。しかしながら、これらの制限は人間の振動感覚などに直結したものではなく、構造形式や規模などが多様化している現在では、設計の自由度を著しく阻害する場合もある。土木構造物の設計法が性能照査型に移行しつつあることを考慮すると、歩道橋の振動使用性照査においても、今後は構造物の動的応答量と許容限界振動量を比較する性能照査型設計が適用される場合が今後は増加すると予測される。

上記のような手法による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。既往の研究では、歩行外力曲線の実測値^{3),4)}に基づいて正弦波あるいは余弦波を用いた歩行外力を用いることが一般的であった^{3),5),6)}。しかしながら、現実の歩行外力は歩行者の歩調によって歩行速度や床版に与える衝撃力などが逐次変化するためその取り扱いが難しく、解析値と完成後の実測値が必ずしも一致しない場合が多い⁷⁾⁻⁹⁾。このような理由により、現状では設計時に歩道橋の動的応答量を解析によって正確に把握することは難しく、実用的な範囲で歩道橋の動的挙動を予測できる歩行外力モデルについては、未だ検討の余地を有すると思われる。

以上を踏まえて、著者らの一部は文献10)~13)において、歩道橋の設計段階で正確に動的応答量が把握できる歩行外力モデルを得るために、実際の歩行外力曲線に基づいたモデルを作成し、歩道橋の実測応答波形に対して遺伝的アルゴリズム^{14),15)} (以下、GAと称す)によってこのモデルのパラメータの同定を行った。その結果、実験時の応答をほぼ正確に求められる歩行外力の構築が可能であることが判明した。この動的外力の設計時における適用性を向上させるためには、その導出方法を簡便にする必要がある。そこで、本研究では歩調に応じた歩行外力の振動性状の変化に着目し、これを振動数領域のスペクトル形状で定義し、フーリエ逆変換を用いることで歩行外力の簡易導出方法を検討した。また、求められた外力を用いて、GAによる歩行外力パラメータ同定の対象としなかった歩道橋¹³⁾に対して時刻歴応答解析を行い、文献13)の歩行外力を適用した場合の応答波形および実験で計測された応答波形と比較することで、本研究のフーリエ逆変換により得られた歩行外力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

で、多自由度系の運動方程式は、以下の式で表される¹⁶⁾。

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

式(1)において、 $\mathbf{y}(t)$ は構造物の変位、 \mathbf{M} および \mathbf{K} はそれぞれ整合質量マトリックスおよび剛性マトリックスを表しており、減衰マトリックス \mathbf{C} にはレーリー減衰を用いることとした。レーリー減衰マトリックスの各係数は、解析対象の歩道橋における減衰自由振動実験にて得られた1次および2次の固有振動数ならびに減衰定数に基づいて決定した¹³⁾。また、 $\mathbf{F}(t)$ は歩行外力そのものであり、 $\boldsymbol{\varphi}(t)$ 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0.001secとした。

2.2 歩行外力のモデル化

本研究では、人間の運動機構に関する身体運動学¹⁷⁾に基づいて、人間の歩行形態を考慮した歩行外力モデルの構築を行う。図-2に歩行外力曲線の実測値を示す³⁾。図-2に着目すると、最初に踵が床面に接触することによる荷重のピークと、爪先による2つの荷重のピークを結ぶような滑らかなカーブによって表されている。

図-3は、上述のような歩行メカニズムに従って本研究でモデル化したものである。踵と爪先の入力による荷重の増加部分または減少部分においては、それぞれ正弦波の1/4を用い、ピーク間の荷重の減少部分は踵と爪先のピークを正の最大値とするような余弦波の1/2によって補間を行うことにより人間の歩行形態を表現した。図中の丸数字は歩行外力モデルの形状を定義する各パラメータであり、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。ここで補間に用いる余弦波の周期は、衝撃継続時間ならびに踵と爪先の周期の関係から一義的に求めることができ、次の一歩までの時間差については、歩行周期そのものを用いることで対応が可能である。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し、踵と爪先の間中部の衝撃係数は、踵の衝撃係数を基準として、それからの減少量を用いている。

よって、このような外力モデルの各パラメータを歩行周期毎に設定できれば、より現実に近い解析が可能になると考えられる。

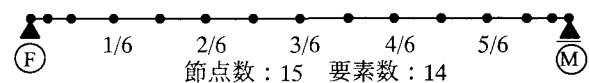


図-1 歩道橋モデル

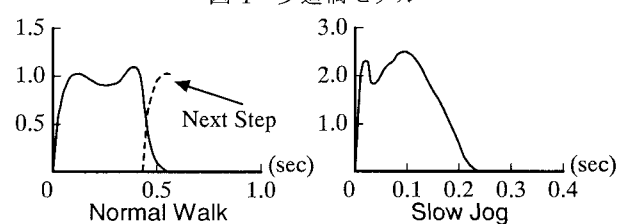


図-2 歩行者の荷重-時間曲線

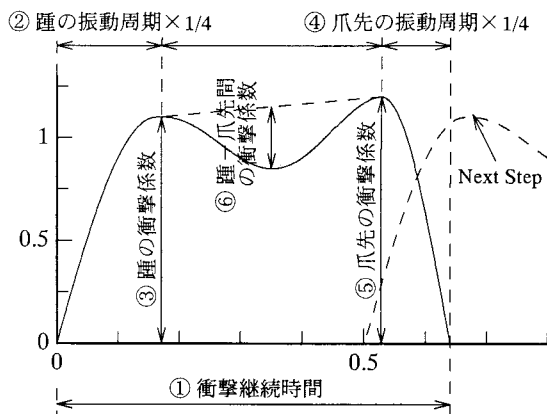


図-3 歩行外力モデル

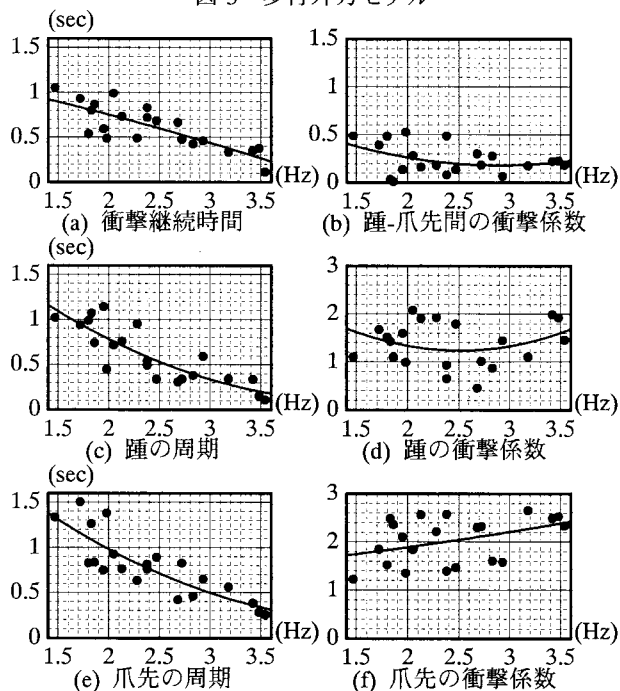


図-4 歩行外力パラメータ

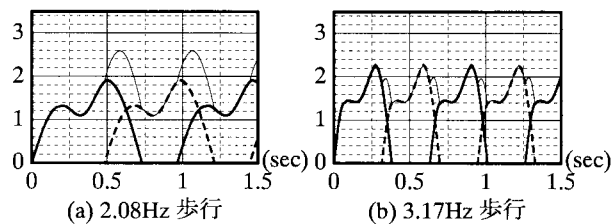


図-5 歩行外力

2. 3 遺伝的アルゴリズム (GA) の適用

前述の通り、本研究においては図-3の歩行外力モデルにおける複数のパラメータを同時に同定するためにGAを適用することとした^{10)~13)}。すなわち、歩行外力モデルの各パラメータを、歩道橋の動的応答量から逆解析的に求めるものである。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、歩道橋の動的応答性状を実験結果と一致させるために、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ることとした^{11)~13)}。

$$J_{GA} = \sum_{i=1}^n |a_{ARMSi} / a_{IRMSi} - 1.0| \cdots \cdots (2)$$

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 点~5/6 点の各点における応答加速度の実効値で

あり、 J_{GA} が小さくなるほど解析と実験が一致していることとなる。

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¹⁴⁾。対象とした歩道橋は、支間長 13.60m~35.55m の一般的な横断歩道橋 19 橋である。測定方法は、歩道橋の支間を 6 分割して 1/6 点~5/6 点の各点に加速度ピックアップを設置し、動ひずみ計および A/D 変換ボードを介して加速度応答値を直接パソコンに記録する。なお、測定時のサンプリング周波数は 1000Hz を用いた。

減衰自由振動実験については、支間の 1/2 点、1/4 点で体重 617N (63kgf) の人間 1 名が一回跳躍することによって 1 次および 2 次モードの固有振動数を測定する。強制加振実験では人間 1 名が歩道橋の固有振動数またはその 1/2 の振動数で歩行して歩道橋に起振力を与えることにより加速度応答波形を測定した。本研究においては、17 橋に対して歩行外力パラメータの同定を行うこととした。

4. 歩行外力モデルの同定

解析結果として、まず図-4に歩行外力パラメータの同定結果を示す。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、その近似曲線を実線で表した。図-4 について考察を加えると、衝撃継続時間、踵および爪先の周期は同定された値にばらつきが小さく、歩調が速くなるにつれ減少する傾向を有する。爪先の衝撃係数については同定結果にばらつきがややあるものの、歩行振動数の上昇に伴って衝撃係数が大きくなる傾向が確認できる。踵の衝撃係数は 2.5Hz 程度まで減少し、その後増加する。これは歩調 (歩行振動数) に応じてその形態が歩行から走行に移る際に、歩行外力が爪先からによる荷重に支配されていくためと考えられ、2.5Hz 程度より歩調が速くなると歩行外力の踵と爪先のピークが近接し、また爪先の衝撃係数が増大するために、それに伴って踵の衝撃係数の値も増加していくと考えられる。踵-爪先間の衝撃係数は 2.5Hz 付近まで減少し、その後は大きな増減をしない。これについては、歩調が速くなるにつれ歩行外力が爪先からの荷重の入力が主となるためと思われる。また、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ける歩行外力であり、太線は右足の歩行外力、破線は左足の歩行外力、細線は両者の合計である。図-5 における歩行外力の形状は実測値である図-2 と比較しても概ね一致しており、GA によって同定された歩行外力の各パラメータは人間の歩行外力を適切に表現しているものと思われる。

5. 6 変数歩行外力モデルの簡易適用方法

本研究の歩行外力モデルは 6 変数から構成され、踵-爪先間の歩行外力を表す際に座標変換を行うなど、設計時に用いるにはかなり複雑である。そこで、設計時に容易に歩行外力が得られるような方法を検討する。

図-6(a)は図-4 から求めた 1.46Hz 歩行における歩行外力であるが、図-6(a)を見ると 0.5sec 程度から周期的な振動状態にある。歩道橋の設計に際して照査の中心となると思われる共振状態では、図-6(a)における初めの荷重増加部分が歩道橋の応答に与える影響は小さいと考えられるため、これを除外し、歩行外力が周期的な傾向を有する範囲で最大値と最小値の間を y 軸の原点としたものを図-6(b)に示す。このような原点移動を歩行振動数 1.57Hz~3.54Hz で 0.12Hz 刻みの 17 ケースについても同様に行い、各ケースに対してフーリエスペクトルを求めたものを図-7 に示す。なお、図-7 の縦軸は歩行振動数であり、色の濃淡でフーリ

エスペクトルの強度を表している。図-7においては歩行振動数の整数倍においてスペクトルのピークが現れており、その値は歩行振動数の3倍までが有意な値と推定されることから、4章までに求められた歩行外力は3つの周期の異なる正弦波の合成と考えることができる。そこで、図-8のように歩行振動数の3倍成分までのフーリエスペクトルのピーク値をプロットし、実際に設計する際には図-8から求めたい歩行振動数の各値を読み取りフーリエ逆変換することで元の歩行外力が再現されると思われる。解析例として1.46Hz, 2.08Hz, 3.17Hzの歩行振動数においてフーリエ逆変換したものを図-9(a)~(c)に示す。図中の実線はフーリエ逆変換による歩行外力、破線は6変数モデルによる外力である。これらと比較すると、1.46Hz, 2.08Hzでは逆変換する際に位相がずれているものの、振幅や振動周期な

ど、その形状が良く再現されている。また、3.17Hzについては振幅や振動周期は良く一致しているが、波形の形状は若干の差異が生じている。これについては、この歩調程度で左右の足の重ね合わせが生じなくなる境界であり、スペクトルが非常に近接した2つのピークで表現されるため、6変数歩行外力の形状が複雑化したことによると考えられる。

次に、逆変換後の歩行外力の妥当性を検討するためにGAによる歩行外力パラメータの解析対象外であった歩道橋において時刻歴応答解析を行い、逆変換前の6変数歩行外力を用いた場合および強制加振実験結果との比較を行った。ここで、表-1は逆変換した歩行外力を解析に用いる際の衝撃係数補正值であり、逆変換時に生じる6変数モデルとの最大値の差(①)および図-6(a)から図-6(b)への原点移動についての補正值(②)から全補正值を求めている。また、図-10は強制加振実験時の各実験ケースに応じた移動速度をプロットし、最小2乗多項式近似を行ったものである。したがって、解析時にはこれらから補正值および移動速度を求め、それぞれ適用すればよい。図-11(a),(b)は、歩行振動数1.46Hzおよび2.44Hzにおける応答加速度とフーリエスペクトルであり、図中の細線は逆変換後の歩行外力、破線は6変数歩行外力、太線は歩行振動数1.46Hzおよび2.44Hzで歩道橋が共振状態となる場合の強制加振実験結果を示している。

これらの解析結果について考察を加えると、図-11(a)の応答加速度については逆変換後の歩行外力を用いた結果が6変数歩行外力を用いた場合に対して若干下回っているが、最大加速度実効値の差は1.3galと非常に小さく、実験結果およびフーリエスペクトルのピーク値と比較してもよく一致していることから、フーリエ逆変換により求め

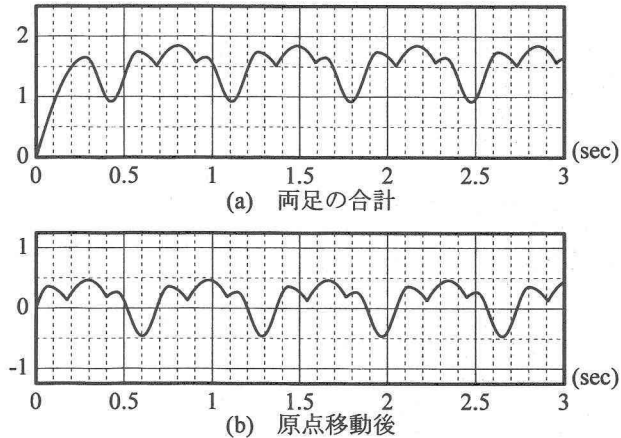


図-6 周期振動部の抽出(1.46Hz)

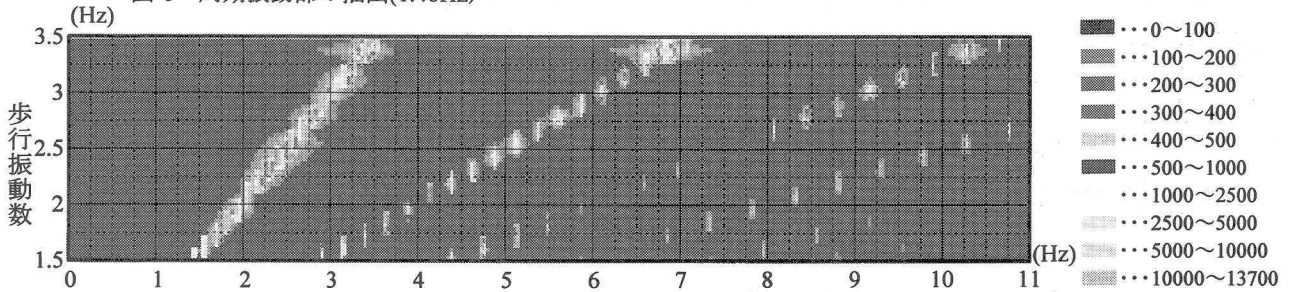


図-7 歩調とフーリエスペクトルの関係

凡例 (単位:sec)

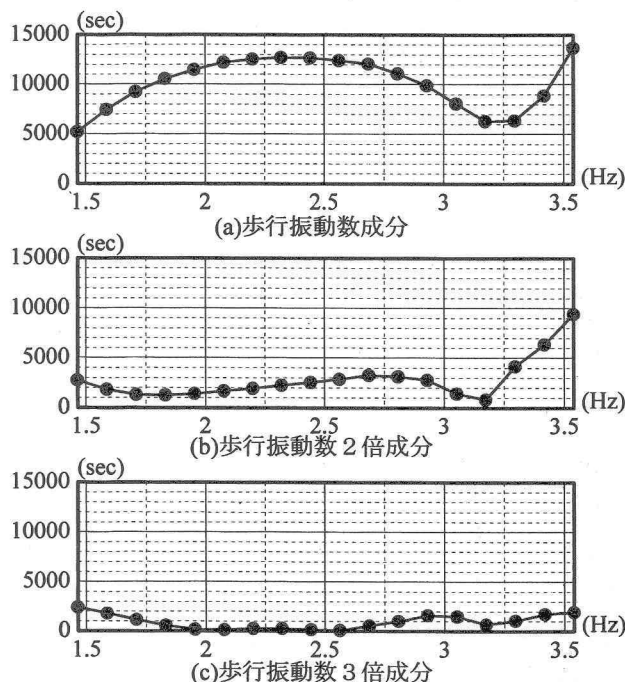


図-8 フーリエスペクトルピーク値

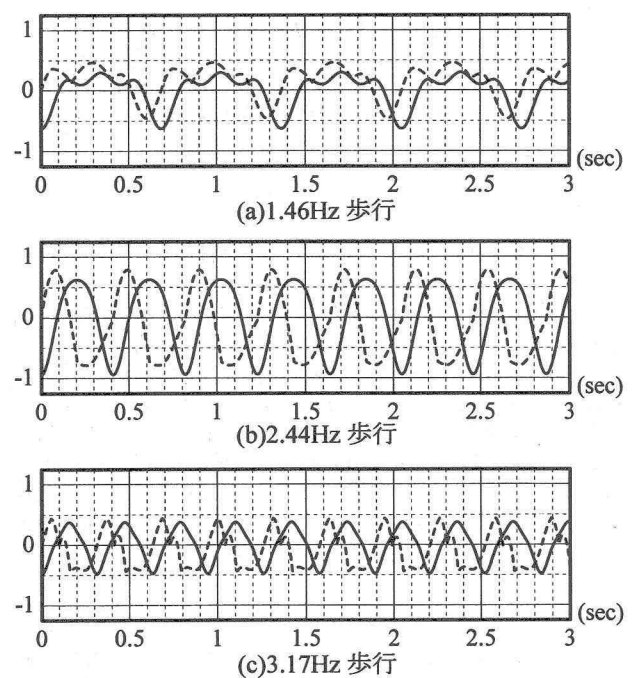


図-9 逆変換後の歩行外力

た歩行外力は高い精度で6変数歩行外力を再現したと考えられる。また、図-11(b)のフーリエスペクトルに関しては、ピークの最大値は異なるものの、その振動数は一致しており、応答加速度については6変数モデルおよび実験結果と比較して非常に良い整合性が確認された。以上より、フーリエ逆変換によって求めた歩行外力を用いた解析結果は、6変数外力を用いた場合および強制加振実験結果ともに良く整合したと考えることができ、本研究のフーリエ逆変換を用いた歩行外力は妥当なものとして判断できる。

6. あとがき

以上のように、本研究は人間の歩行形態に基づいて構築された歩行外力モデルを設計時に簡便に適用する方法を求めることを目的として、歩行外力モデルの歩調に応じた振動性状を考慮して、これを振動数領域のスペクトル形状で定義し、フーリエ逆変換を用いることで歩行外力の簡易導出方法を検討したものである。

フーリエ逆変換により得られた歩行外力を用いた時刻歴応答解析結果では、6変数歩行外力を用いた場合および強制加振実験の結果とよく一致したことから、本研究の歩行外力は妥当なものと考えられる。したがって、本研究の導出方法によることで歩行外力を簡便にかつ正確に求め

表-1 衝撃係数補正量

歩行振動数	①	②	全補正量
1.46Hz	0.17	1.38	1.55
1.59Hz	0.11	1.51	1.62
1.71Hz	0.08	1.62	1.70
1.83Hz	0.08	1.71	1.78
1.95Hz	0.09	1.78	1.86
2.08Hz	0.10	1.84	1.95
2.20Hz	0.12	1.90	2.02
2.32Hz	0.14	1.95	2.08
2.44Hz	0.16	1.98	2.14
2.56Hz	0.17	2.01	2.19
2.69Hz	0.20	2.03	2.23
2.81Hz	0.19	2.03	2.22
2.93Hz	0.17	1.99	2.16
3.05Hz	0.09	1.89	1.97
3.17Hz	0.05	1.83	1.88
3.30Hz	0.22	1.73	1.94
3.42Hz	0.31	1.26	1.57
3.54Hz	0.45	1.20	1.65

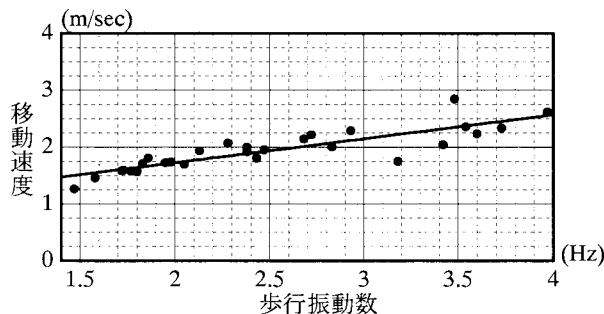


図-10 歩調と移動速度の関係

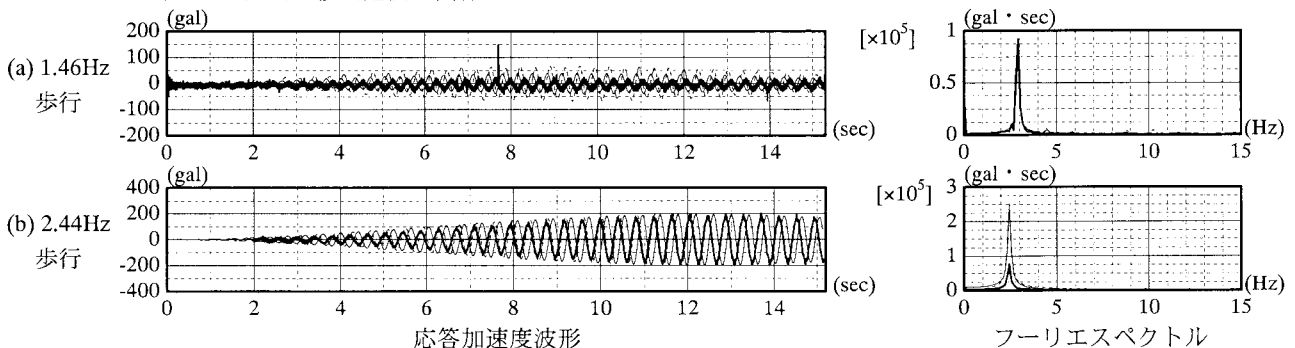


図-11 時刻歴応答解析結果

ることができ、実際の歩道橋設計における振動使用性照査においても大きな威力を発揮するものと思われる。

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井田俊輔氏、鈴木隆氏に対し、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) 日本道路協会: 立体横断施設技術基準・同解説, 丸善, 1979.
- 3) 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.
- 4) Harper, F. C., : The Mechanics of Walking, Research Applied in Industry. Vol. XV, No.1, pp.23-28, 1962.
- 5) Blanchard, J., Davis, B., L. and Smith, J., W.: Design Criteria and Analysis for Dynamic Loading of Footbridges, UK., TRRL Report SR, 275, 1977.
- 6) 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.
- 7) 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.
- 8) 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.
- 9) 鈴木森晶, 加藤雅史: 歩道橋の減衰特性と歩行時振動振幅の検討, 構造工学論文集, Vol.39A, pp.811-818, 1993.
- 10) 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.
- 11) 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.
- 12) 宮森保紀, 広岡勉, 小幡卓司, 林川俊郎, 佐藤浩一: 歩道橋の使用性照査のための身体運動学的外力モデルに関する研究, 鋼構造年次論文報告集, 第10巻, pp.127-134, 2002.
- 13) 宮森保紀, 小幡卓司, 広岡勉, 林川俊郎, 佐藤浩一: GAを用いた身体運動学的歩行外力モデルの同定について, 土木学会北海道支部論文報告集, 第59号, pp.14-17, 2003.
- 14) 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.
- 15) 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.
- 16) 橋梁振動研究会編: 橋梁振動の計測と解析, 技報堂出版, 1993.
- 17) 浅見俊雄, 石井喜八, 宮下充正, 浅見高明, 小林寛道編著: 身体運動学概論, 大修館書店, 1989.