

歩道橋のモニタリングデータに基づいた歩行外力モデルの同定について

Identification of Human Walking Force Model Based on Monitoring Data of Pedestrian Bridges

北海道大学大学院工学研究科 学生員 宮森 保紀(Yasunori MIYAMORI)
 北海道大学大学院工学研究科○正 員 小幡 卓司(Takashi OBATA)
 北海道大学大学院工学研究科 F 会員 林川 俊郎(Toshiro HAYASHIKAWA)
 北海道大学大学院工学研究科 F 会員 佐藤 浩一(Koichi SATO)

1. まえがき

歩道橋は、交通安全施設としての横断歩道橋のみならず、近年の社会資本の充実に伴って数多く見受けられるようになってきた歩行者専用的人道橋、公園内に架けられる遊歩道橋等と称される各種形式の橋梁の総称である¹⁾。歩道橋の技術基準としては、昭和54年に制定された立体横断施設技術基準・同解説²⁾が現在においても用いられているが、環境や都市景観に対する意識の向上、高齢化あるいは身障者へのバリアフリー化等の社会情勢の変化から、歩道橋においても「人へのやさしさ」が求められるようになり、新たな設計指針等の整備も行われつつある^{3),4)}。

歩道橋における合目的性を考えた場合、歩道橋は人間が直接利用する構造物であるため、歩行時に不快感を与えない、いわゆる振動使用性は確保すべき性能の中でも重要視されるべき項目である。この振動使用性の検討は、立体横断施設技術基準においては、主に低次の固有振動数の制限によって照査が行われてきたが、近年では照査の対象となる構造物の動的応答量を求め、その結果と許容限界振動量を比較する限界状態設計法に対応した手法が用いられるようになってきた。

この照査手法について言及すれば、問題となるのは許容限界量、すなわち振動限度と、橋梁自体の動的応答量の求め方である。まず振動限度については比較的古くから研究が進められ、我が国においては、三輪らの研究⁵⁾、松本らの研究⁶⁾、小堀・梶川の研究^{7),8)}等がよく知られており、統一的なコンセンサスが得られた限度は未だに提示されていないものの、各種の限度を比較することにより歩道橋の要求性能に応じた限度を決定することはある程度容易に可能であると考えられる^{4),9)}。次に後者に関しては、コンピュータの性能および計算技術の発達により、動的応答解析そのものは容易に行うことが可能となったものの、一般に構造物に作用する外力は不確定要素が多いため、この取り扱いが極めて重要な問題となっている。我が国においては、地震力や基準風速等の整備は進みつつあるが、人間の歩行に伴う歩道橋への動的外力は、歩行者の歩調によって速度等のパラメータが逐次変化するため、その取り扱いには比較的難しく、汎用的な歩行外力は明確に規定されていない。よって、設計段階において動的応答量を正確に予測することはかなり困難であると考えられ、設計時の解析値と完成後の実測値とが一致しない場合も多く見受けられる。

以上を踏まえて、本研究では歩道橋の設計段階で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検討を目的として、Blanchard¹⁰⁾らの研究に基づいた新たな歩行外力のモデル化を行い、遺伝的アルゴリズム^{11),12)}（以下、GAと称す）を用いて、そのパラメータを同定することを試みた。具体的には、従来用いられてきた入力波としての余弦波あるいは半正弦波等に対して、1足の動的荷重を踵と爪先からの入力として個別に考慮し、その間を滑らかに結合させるようなモデルを構築した。この1足の荷重が、片足づつ歩行周期毎に交互に繰り返すことから、片足ごとの入力を重ね合わせることで、歩道橋に作用する歩行

外力を求めることとした。次に、得られた歩行外力を用いて歩道橋の時刻歴応答解析を実施し、実験結果との比較からGAによってそのパラメータの同定を行うものである。

したがって、本研究はこれらの結果を通じて、歩道橋の使用性判定における動的応答量の求め方に関して検討を加えたので、ここに報告するものである。

2. 解析手法

2.1 時刻歴応答解析

一般に、強制外力を受ける構造物の動的解析手法としては、モード解析法と、直接数値積分法が知られている。本研究においてはニューマークβ法を用いた直接数値積分法を採用し解析を行った。ここで、多自由度系の運動方程式は、以下のように表される¹³⁾。

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

式(1)において、 $\mathbf{M}$ 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であり、減衰マトリックス $\mathbf{C}$ にはレーレー減衰を用いることとした。レーレー減衰の各係数は、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。また、 $\mathbf{F}(t)$ は人型モデルによる歩行外力そのものであり、 $\boldsymbol{\varphi}(t)$ に関しては歩行外力を人間の移動に応じて構造物モデルの節点に分配する、荷重分配係数ベクトルである。本研究においてはニューマークβ法の係数βは0.25に、また時間刻み Δt は0.005secとして解析を行った¹⁴⁾。

2.2 歩行外力のモデル化

前述のように、本研究ではBlanchard¹⁰⁾らによって測定された歩行外力を基本として、モデル化を行った。図-1にBlanchardらによる、歩行に伴う衝撃係数と移動時間との関係を示す。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-1に着目すると、歩行周期が長い場合には、歩行外力は移動時間に対して、踵と爪先の床版等への接触に伴う2つのピークと、その間の足腰のばね作用による荷重の減少区間からなることがわかる。歩行周期が短く、すなわち移動速度が増大するに従い、踵と爪先のピークの間隔は短くなり、両者間の荷重の減少も大きくなる。これらを分解して考えれば、踵と爪先においてそれぞれ半正弦波を有し、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によって補間が可能であると考えられる。さらに走行状態では、爪先の接触のみによる半正弦波様の入力波形となるが、これは上記の特別な場合として爪先の半正弦波のみを考慮することでモデル化が可能となる。図-2に、本研究における歩行外力モデルを示す。図-2において必要となるパラメータは、荷重の継続時間、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種類となる。ここで、補間に用いる余弦波の周期は、踵と爪先の周期の差から一義的に求まり、また、次の一步までの時間差は、歩行周期そのものを用いることで対応が可能である。したがって、これらの6変数

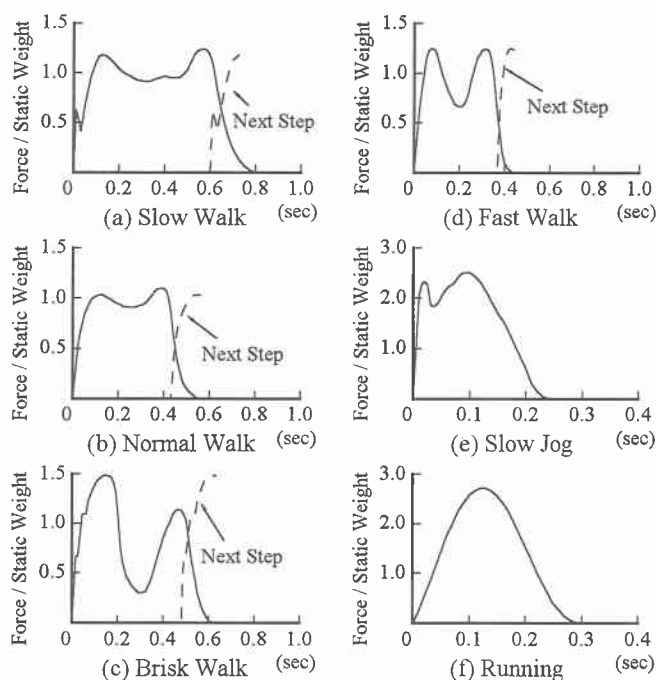


図-1 歩行者の荷重-時間曲線

を歩行周期毎に設定できれば、従来の入力波形に比してより現実の歩行形態に近い歩行外力を得ることができると考えられる。なお、本研究では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表現することとした。

2. 3 遺伝的アルゴリズム (GA) の適用

本研究では歩行外力モデルのパラメータ同定に GA を適用することとした^{11),12),14)}。具体的には、表-1 に示すような各変数を 8 ビットの 2 進数にコード化して各々の遺伝子列を表現し、一様乱数を用いて各個体毎にそれぞれ 6 組の遺伝子列を持つ初期集団を発生させた。この初期集団に対して単純 GA を用いた計算を実施し、歩行外力モデルにおけるパラメータを同定するものである。GA の計算過程における、個体の選択にはルーレット戦略を、交叉には 2 点交叉を用い、突然変異に関しては 2 進数で表現されている遺伝子列に対し、定められた確率に基づいて直接遺伝子座を操作して行った。また初期集団は 100 個体、交叉率は 0.5、突然変異率は 0.03 とし、収束判定は最良線列が全個体の 20% に達した時点で計算を終了させることとした。

GA においては個体の適応度の評価が必要となるが、本研究においては最大応答値のみならず、歩道橋の動的応答性状もある程度一致させることを考慮して、以下のような目的関数を用いている。

$$J_{GA} = \sum_{i=1}^5 \left\{ \left| \frac{a_{amax_i}}{a_{imax_i}} - 1.0 \right| + \left| \frac{a_{aRMSi}}{a_{iRMSi}} - 1.0 \right| \right\} \cdot (2)$$

ここで a_{amax_i} および a_{imax_i} 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最大値であり、 a_{aRMSi} と a_{iRMSi} は同様に応答加速度の実効値である。式(2)より、目的関数 J_{GA} がより小さくなれば適応度の高い個体と判定される。なお、GA の遺伝子列の組み合わせによっては、踵と爪先の間中部において負の荷重 (床版の下面から上面への荷重) が生じる可能性がある。図-1 からは、このような状態は現実にはあり得ないと思われるため、負の荷重が生じるような遺伝子の組み合わせに対しては、目的関数に十分大きな値を与えて時刻歴応答解析は行わないこととした。

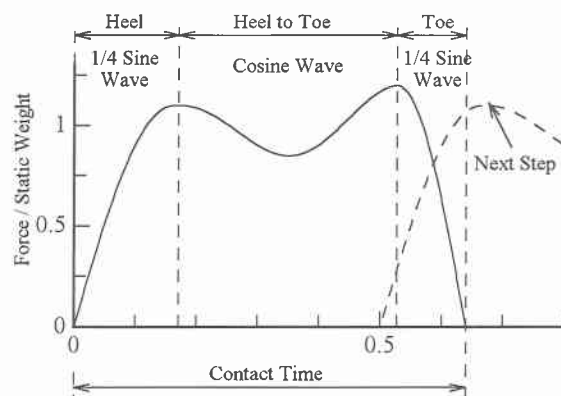


図-2 歩行外力モデル

表-1 同定変数一覧

No.	同 定 変 数
①	衝撃継続時間 (sec)
②	踵の振動周期 (sec)
③	踵の衝撃係数
④	爪先の振動周期 (sec)
⑤	爪先の衝撃係数
⑥	踵と爪先の間中部の衝撃係数

表-2 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	20.7	4.05	13.50	1.23	1.09
B	21.8	3.42	10.96	1.00	1.04
C	23.2	2.83	9.74	0.94	1.24
D	29.2	2.44	8.57	1.12	0.98

3. 実橋振動実験

本研究では、解析対象の歩道橋における固有振動数、動的応答量等を測定するため、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¹⁵⁾。対象とした歩道橋は、過去の実験データを参考として、支間長 20.7～29.3m、幅員 1.5m の一般的な横断歩道橋 4 橋を選定した。

測定方法としては、歩道橋の支間を 6 分割して 1/6 点～5/6 点の各点に 2G 加速度計を設置し、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した。サンプリング周波数は 200Hz、測定データ点数は 8192 個を用いている。実際の測定においては、歩行者の第 1 歩目の位置に加速度計を 1 基設置してこれをトリガーとして用い、同時に歩行に要した時間を測定することによって、測定データと実歩行時間の同期を行った。なお、本研究では測定用ソフトに LabView を用いている¹⁶⁾。

加振方法は、1 次・2 次モードの固有振動数の測定においては、それぞれの振動モード形状を考慮して前者は支間の 1/2 点、後者は 1/4 点で人間 1 名ないし 2 名が跳躍することによって行った。強制加振実験に関しては、体重 647N (66kgf) の人間 1 名が所定の振動数で歩行あるいは走行して歩道橋に起振力を与えている。加振振動数については、今回の実験においては共振あるいは共振に極めて近い振動状態を対象とすることとし、上述の固有振動実験の結果に基づいてこれら振動数を決定した。実験結果の一例として、表-2 に各歩道橋の固有振動特性を示す。

表-2 に着目すると、今回対象とした歩道橋は約 2.5Hz～4Hz 程度の固有振動数を有していることから、強制加振の振動数を 2.0Hz、4.0Hz、4.08Hz (A 歩道橋)、3.37Hz、3.42Hz、3.5Hz (B 歩道橋)、2.83Hz、2.91Hz、3.0Hz (C 歩道橋)、2.44Hz、

2.5Hz (D 歩道橋) の全 11 ケースとして実験を行った。ここで A 歩道橋の 2.0Hz 加振は、共振振動数の半分の振動数で加振した場合にも比較的大きな応答が生じることが知られているため実施することとし¹⁰⁾、また、B および C 歩道橋において共振付近で 2 ケースの振動数が存在するのは、例えば支間の 1/2 点あるいは 1/4 点で加振した際に、卓越振動数に若干の差違が認められたためである。

4. 解析結果とその考察

以上のように、本研究では GA を用いて歩行外力モデルの同定を試みた。解析は 2.0Hz~4.0Hz および共振歩行時における支間 1/6~5/6 点の加速度応答最大値と実効値を目的関数のパラメータとして行い、同定された 6 個の変数から歩行外力の妥当性を検討した。解析結果として、図-3(a),(b),(c)に B 歩道橋の共振歩行時における支間 1/3、1/2、2/3 点の加速度応答波形を、図-4(a)~(d)に同定された歩行外力を示す。また、図-5 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である。ここで、図-3 には比較のため実験結果も破線で示した。また、図-4 中の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。

図-3 より、支間中央点のみならず、他の測定位置においても解析結果と実験結果は極めて良く一致していることがわかる。最大応答値が得られる時間に関しても、解析と実験ではほぼ同一となっており、解析結果は比較的高い信頼性を有するものと考えられ、本研究で用いた目的関数はこの種の同定問題に対して有効であると判断される。

次に、図-4 に着目すると、先に示した図-1 の歩行外力と比較的よく一致しているものと思われる。すなわち、3.0Hz 歩行(Fast Walk)程度までは衝撃継続時間、衝撃係数の数値そのものには若干の差違はあるものの、全体的な外力の形状はほぼ同一となっていることが確認できる。歩行振動数が 3.0Hz を越えるような場合に関しては、今回の解析では実際の走行状態のように爪先だけの荷重伝達とはならず、踵と爪先の双方で加振するような結果が得られた。これは、3.0Hz を越えるような走行は現実にはかなりの高速となるため、実験的に歩調を合わせ、かつ自然に走行することは極めて困難であり、実験時においてはいわゆる「腿上げ」のような走行形態になっていたことが挙げられる。よって、実験時の走行状態を考慮すれば、同定結果は実験結果にある程度即したものと推定される。

また、図-5 において、まず衝撃継続時間、踵、爪先の周期について考察を加えると、歩行振動数が大きくなるに伴って各変数は次第に小さくなっていることがわかる。これらに関しては、人間の歩行形態が比較的複雑であり、個人差もある程度大きいことから、同定された個々の数値そのものが普遍的と言えるかどうかは判然としないが、傾向としては、実際の人間の歩行も本研究の結果と同様であろうことは容易に推定できるとと思われる。次に、踵-爪先間の衝撃係数については、歩行状態から走行に変化するに伴い、爪先だけの荷重伝達となるため、3.0Hz 程度から次第にゼロに漸近すると考えられるが、前述のように実験では高速になるにしたがい「腿上げ」様の走行形態となったため、その影響を受けて図-5(b)のような結果となったと判断される。さらに、踵ならびに爪先の衝撃係数に着目すれば、図-5(d)あるいは(f)のように若干ばらつきが大きい結果となった。これらのパラメータの GA による同定に際しては、踵および爪先の衝撃係数に実際の歩行特性を考慮するような解析上の制限を設けていないため、同定結果においては、両者が逆転するようなケースや、あるいは衝撃継続時間がある程度短くなった場合には、一方の衝撃係数のみに

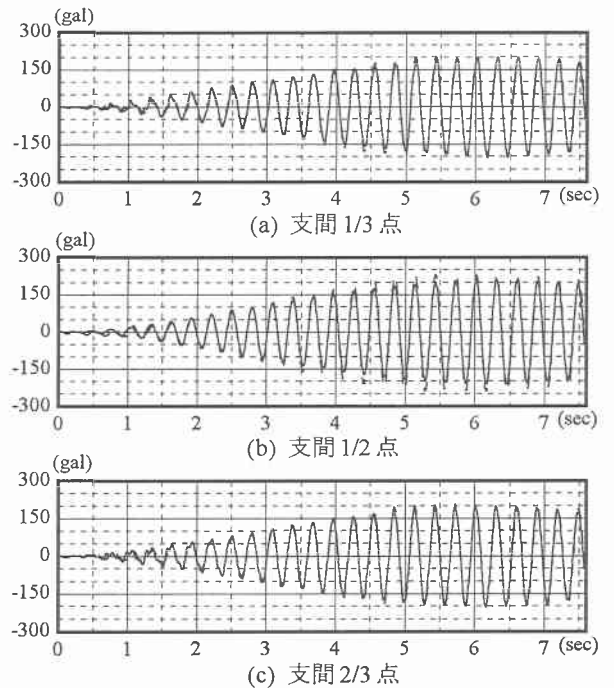


図-3 加速度応答波形 (B 歩道橋)

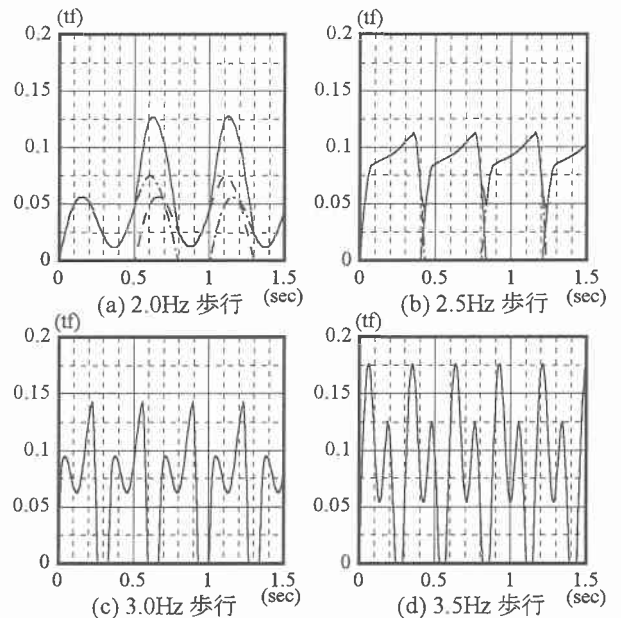


図-4 歩行外力

よって歩行外力が表現されてしまうような遺伝子列の選択が行われたことが主な原因であろう。これらの理由から、概ね 3.0Hz 以上においては踵と爪先の衝撃係数を平均化して考察を加えると、歩行振動数の増大にしたがって衝撃係数も増加傾向にあること、あるいは前述のように実験結果と解析結果の応答波形、実効値、最大値等がよく一致していることから、本研究の解析結果はほぼ妥当であると考えられる。

さらに本研究では、図-5 の結果に対して、最小 2 乗法を用いて歩行振動数と各パラメータの関係を推定することを試みた。具体的には、GA によって同定された各パラメータに対して、最小 2 乗多項式近似を行い、その次数は衝撃継続時間、踵の周期および爪先の周期については 3 次を、それぞれの衝撃係数に関しては 2 次を適用することとした。図-9 中の実線はその結果であり、表-3 には各パラメータに対する最小 2 乗法で得られた係数を示してある。これ

らの近似曲線は、同定結果を比較的好く表しているものと思われる、本解析結果を用いることにより、歩道橋の設計時において従来の歩行外力よりもある程度正確な動的応答量を得られる可能性が極めて高いと判断される。加えて、さらに多くの歩道橋に対して強制加振実験を実施し、得られた結果に対して衝撃継続時間、衝撃係数等のパラメータ同定を行えば、汎用的な歩行外力を求めることも十分可能であると考えられる。

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検討を目的として、人間の歩行形態に基づいた新たな歩行外力のモデル化を行い、歩道橋の強制加振実験結果に基づいてGAを適用することにより、そのパラメータを同定することを試みたものである。

歩行外力パラメータの同定に関しては、本研究の歩行外力は Blanchard らの実測結果と比較的好く一致し、3.0Hz程度までは衝撃継続時間、衝撃係数の数値そのものには若干の差はあるものの、全体的な外力の形状はほぼ同一となっていることが確認された。歩行振動数が3.0Hzを越えるような場合に関しては、実測値とは若干異なる傾向を有しているものの、実験時における歩行あるいは走行状態を考慮すれば、同定結果は実験結果にある程度即したものと推定される。また、解析と実験の時刻歴応答波形の比較からは、支間1/6～5/6点のすべてにおいて波形そのもののみならず、実効値、最大値等に関しても非常によく一致していることから、本研究の解析結果はほぼ妥当であると考えられる。

また、本研究では同定結果に対して、最小2乗法を用いて歩行振動数と各パラメータの関係の推定を行った。その結果、最小2乗法による近似曲線は、同定結果を比較的好く表しているものと思われる。したがって、本研究の歩行外力を用いることにより、歩道橋の設計時において従来よりも比較的正確な動的応答量を得られる可能性が極めて高いと考えられる。加えて、さらに多くの歩道橋に対して

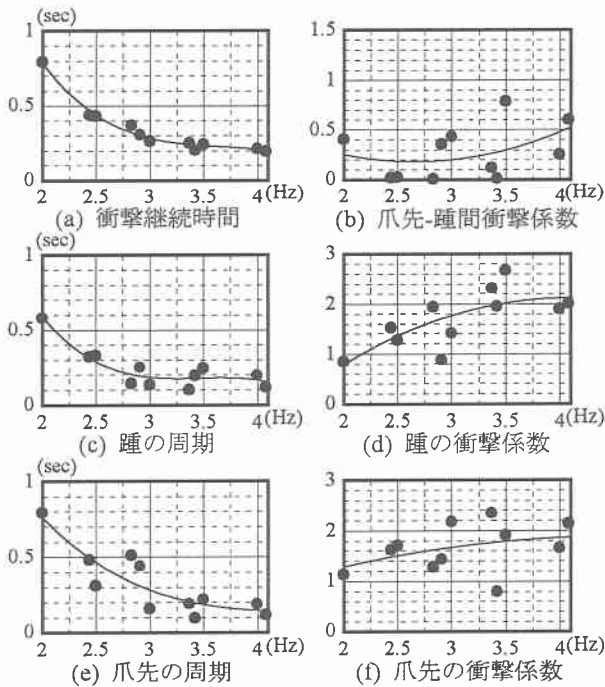


図-5 歩行外力パラメータ

表-3 最小2乗法解析結果

	a_0	a_1	a_2	a_3
衝撃継続時間	5.8379	-4.5565	1.2441	-0.1142
踵の周期	5.9612	-5.0423	1.4602	-0.1405
爪先の周期	3.7245	-2.3914	0.5361	-0.0405
踵の衝撃係数	-3.0491	2.5411	-0.3128	---
爪先の衝撃係数	-0.0435	0.8510	-0.0939	---
踵-爪先間衝撃係数	1.3525	-0.8796	0.1650	---

強制加振実験を実施し、得られた結果に対して衝撃継続時間、衝撃係数等のパラメータ同定を行えば、汎用的な歩行外力を求めることも十分可能であると推定される。

【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・解説, 丸善, 1979.

3) 関西道路研究会 道路橋調査研究委員会編：人道橋の景観設計, 鹿島出版会, 1991.

4) 日本鋼構造協会編：これからの歩道橋, 技報堂出版, 1998.

5) 三輪俊輔, 米川善晴：振動の評価法 1, 2, 3, 日本音響学会誌, 27 巻 1 号, pp.11-39, 1971.

6) 松本嘉司, 佐藤秀一, 西岡隆, 塩尻弘雄：歩行者の特性を考慮した歩道橋の動的設計に関する研究, 土木学会論文集, 第 205 号, pp.63-70, 1972.

7) 小堀為雄, 梶川康男：道路橋の振動とその振動感覚, 土木学会論文報告集, 第 222 号, pp.15-23, 1974.

8) 小堀為雄, 梶川康男：橋梁振動の人間工学的評価法, 土木学会論文報告集, 第 230 号, pp.23-31, 1974.

9) 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.

10) Blanchard, J., Davis, B., L. and Smith, J., W.:Design Criteria and Analysis for Dynamic Loading of Footbridges, UK., TRRL. Report SR, 275, 1977.

11) 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.

12) 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.

13) 橋梁振動研究会編：橋梁振動の計測と解析, 技報堂出版, 1993.

14) 宮森保紀, 小幡卓司, 林川俊郎, 佐藤浩一：歩道橋の応答特性に基づいた人型歩行モデルの同定に関する研究, 鋼構造年次論文報告集, 第 7 巻, pp.103-108, 1999.

15) 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.

16) 岡林隆敏, 山森和博, 田丸康広, 吉村徹：可搬型振動測定システムによる構造物の振動特性推定, 土木学会論文集, No.591/I-43, pp.327-337, 1998.