

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

Study on Identification of Kinesiological Walking Force Model by using Genetic Algorithm

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	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な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)~12)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^{13),14)} (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、歩行振動数が1.5Hz~4.0Hzまでの範囲で、ある程度正確に動的応答量が求められる歩行外力モデルの構築が可能であることが判明した。この歩行外力モデルの適用性や信頼性をさらに向上させるためには、人間の通常の歩行振動数である2.0Hz前後で共振歩行した場合の実験データの蓄積がさらに必要であると思われる。そこで、本研究では歩道橋の実測データとして、支間長13.60m~35.55mの一般的な横断歩道橋18橋 (以下、A~R歩道橋と称す) において、共振状態となるような振動数で歩行した場合の応答波形に対して、各振動数における歩行外力パラメータをGAによって求めた。また、同定された歩行外力を用いて時刻歴応答解析を行い、実験で計測された応答波形と比較することで、GA

の適用性や同定結果に対する妥当性の検討を行ったので、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¹⁵⁾。

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

式(1)において、 $y(t)$ は構造物の変位、 M および 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 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。また、 $F(t)$ は歩行外力そのものであり、 $\phi(t)$ 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¹⁶⁾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があり、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際に再び大きな荷重が作用するといった機構が、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。これらの歩行外力曲線においては、歩調が速くなるにつれて踵と爪先のピークの間隔が短くなるとともに、足裏の接触時間そのものも短縮しており、これに伴い踵と爪先の間における荷重の減少は大きくなっている。

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されたものである。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

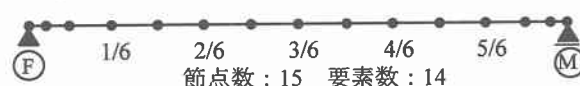


図-1 歩道橋モデル

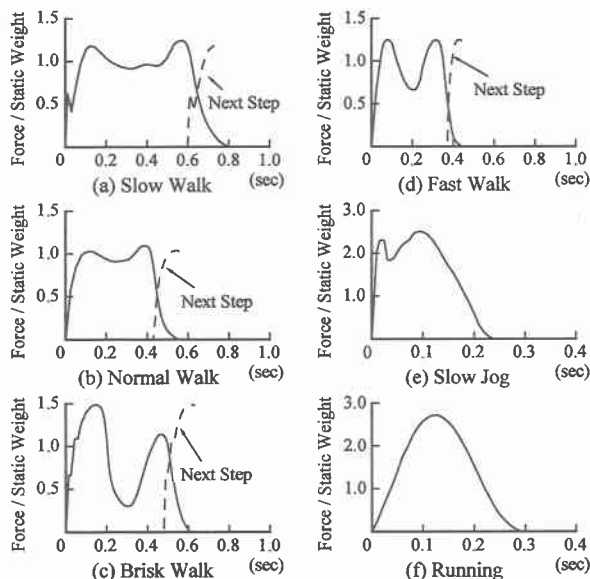


図-2 歩行者の荷重-時間曲線

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、次の一步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、踵と爪先の中間部の衝撃係数は、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)~12)}。GA の適用に際しては、図-3 に示されたような各変数を2進数にコード化して各々の遺伝子列を表現し、個体の選択にはルーレット戦略を、交叉には遺伝子列の切断点をランダムに変化させる2点交叉を用い、突然変異に関しては予め定められた確率に基づいて直接遺伝子座を操作する方法によって行なった。

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索することとした^{11),12)}。

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

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。具体的な GA の解析条件としては、各個体のビット数は 8、初期集団は50 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、

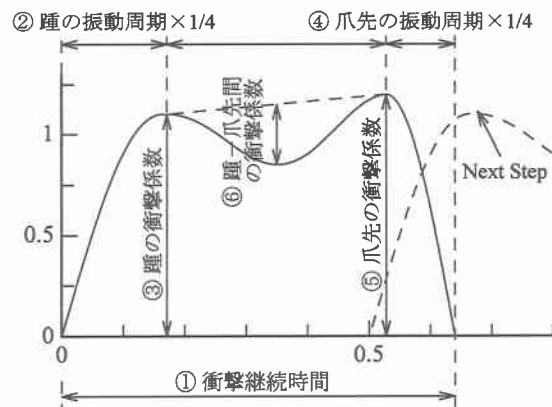


図-3 歩行外力モデル

表-1 固有振動特性

歩道橋	支間長 (m)	固有振動数(Hz)		減衰定数(%)	
		1st	2nd	1st	2nd
A	22.00	4.76	14.34	1.00	1.23
B	15.35	4.94	16.85	1.13	1.08
C	23.60	3.91	12.94	1.03	1.69
D	15.65	5.62	17.58	1.04	0.99
E	20.70	4.09	13.55	1.12	0.61
F	15.70	5.43	15.68	1.48	0.71
G	18.40	3.72	12.51	1.52	1.09
H	22.00	3.42	11.78	3.45	1.31
I	21.05	3.85	12.45	2.23	0.80
J	22.73	3.72	12.15	0.90	0.83
K	23.10	2.87	9.77	1.35	0.77
L	19.00	4.58	14.89	1.41	0.92
M	21.85	3.42	10.99	0.74	1.04
N	35.55	2.20	7.45	0.36	0.43
O	13.65	7.26	23.26	1.42	0.92
P	13.90	6.35	18.92	0.88	0.92
Q	15.65	5.37	16.18	2.01	1.15
R	13.60	6.90	21.61	1.58	1.03

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)	移動速度 (m/sec)	最大値 (gal)	実効値 (gal)	備考
1.47Hz	18.26	1.265	147.98	12.06	K 歩道橋
1.72Hz	13.77	1.587	205.80	17.78	M 歩道橋
1.77Hz	13.93	1.579	157.78	6.34	H 歩道橋
1.80Hz	8.68	1.573	172.48	8.25	O 歩道橋
1.83Hz	13.26	1.714	-66.64	25.76	J 歩道橋
1.86Hz	10.16	1.811	172.48	10.22	G 歩道橋
1.95Hz	13.64	1.730	-66.64	18.73	C 歩道橋
1.98Hz	12.09	1.741	129.36	11.49	I 歩道橋
2.05Hz	12.17	1.701	205.80	21.27	E 歩道橋
2.13Hz	18.35	1.937	-129.36	15.79	N 歩道橋
2.28Hz	9.17	2.072	-52.92	13.39	L 歩道橋
2.38Hz	11.00	2.000	119.56	21.99	A 歩道橋
2.47Hz	7.85	1.956	43.12	11.42	B 歩道橋
2.68Hz	2.68	2.147	-91.14	13.28	Q 歩道橋
2.72Hz	7.07	2.221	91.14	11.89	F 歩道橋
2.83Hz	7.80	2.006	-182.28	15.92	D 歩道橋
3.18Hz	3.18	1.753	86.24	31.86	P 歩道橋
3.48Hz	3.48	2.851	114.66	31.98	R 歩道橋
3.54Hz	9.32	2.361	91.14	35.31	H 歩道橋

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。対象とした歩道橋は、前にも述べた通り支間長 13.60m~35.55m の一般的な横断歩道橋 18 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。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。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。表-2 に本研究で行った全 19 ケースの強制加振実験における歩行時間、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を示す。

表-1 に着目すると、1 次固有振動数はほぼすべての歩道橋で立体横断施設技術基準・同解説で避けるべき固有振動数とされる 1.5Hz~2.3Hz を上回っている。また、減衰定数は平均で 1.37% であり、一般の道路橋と比較して小さいことが確認された。強制加振実験結果の表-2 では、歩行振動数が 1 次固有振動数の 1/2 の場合でも、1 次モードが励起されて、最大値・実効値ともに比較的大きな値が記録されている。したがって、これらの結果に基づいて構造物のモデル化と歩行外力パラメータの同定を行うこととした。

4. 解析結果とその考察

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り、文献 10) において共振歩行時を対象として同定した結果も白点で示した。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、文献 10) の結果も含めて最小 2 乗多項式近似を行い、その近似曲線を実線で表した。図-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、太実線は右足の歩行外力、破線は左足の歩行外力、細実線は両者の合計である。本研究では GA によって同定された歩行外力パラメータの妥当性を確認するために、各解析ケースにおける結果を用いて時刻歴応答解析を実施し、強制加振実験結果との比較を行なった。時刻歴応答解析結果の一例として、図-6(a)~(c) に支間中央点の応答加速度波形ならびにそのフーリエスペクトルを示す。図-6(a) は歩行振動数 1.47Hz (K 歩道橋)、(b) は 2.13Hz (N 歩道橋)、(c) は 3.18Hz (P 歩道橋) の結果であり、図中の実線は解析、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た。

これらの解析結果について考察を加えると、図-4 の衝撃継続時間および踵、爪先の周期に関して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なだらかに減少する傾向を有している。踵、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明確に確認できる。これらの結果は、歩行者の歩調が速くなると、足裏が地面に接触する時間が短くなり、踏力が大きくなる歩行のメカニズムを反映しているものと推定できる。また、踵・爪先

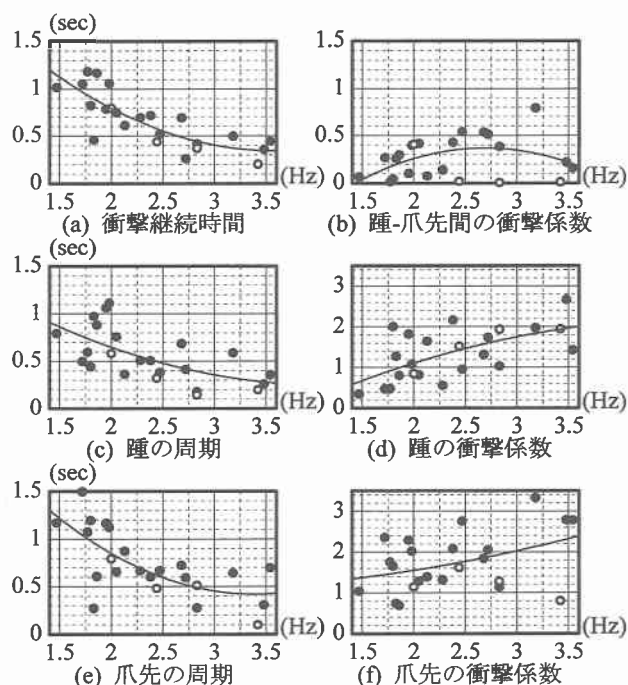


図-4 歩行外力パラメータ

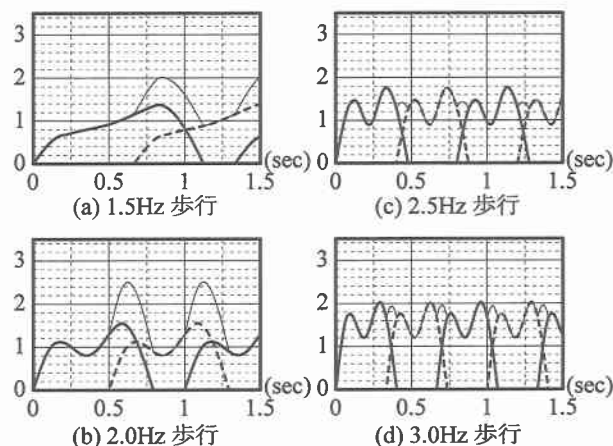


図-5 歩行外力

間の衝撃係数は 1.5Hz~2.5Hz までで増加し、3.0Hz 程度から減少に転じている。これは歩調が遅い場合には踵から爪先への荷重の移動がゆっくりと行われ、3.0Hz 以上の歩行振動数では、図-2(d)~(f) のように歩行形態が走行状態に近づくために爪先からの荷重の入力が主となるためと思われる。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と思われる。

次に、同定された歩行外力パラメータを用いて時刻歴応答解析を実施した結果である図-6 に着目すると、加速度応答波形は、最大応答加速度および最大値に達する時間がよく一致している。フーリエスペクトルについては、(a) では 2 次モードの 9.77Hz や、(c) の歩行振動数などでピーク値が実験と解析で完全には一致していないが、最も卓越する 1 次モードでは(a)~(c)のいずれのケースもピーク値はほぼ一致している。なお、実験波形では歩行開始直後に比較的大きな応答加速度が発生している。これは計測器のトリガを作動させるために歩行者が意識的に第一歩目を強く踏み出したために記録されたものである。したがって、GA によって同定された歩行外力モデルによる時刻歴応答

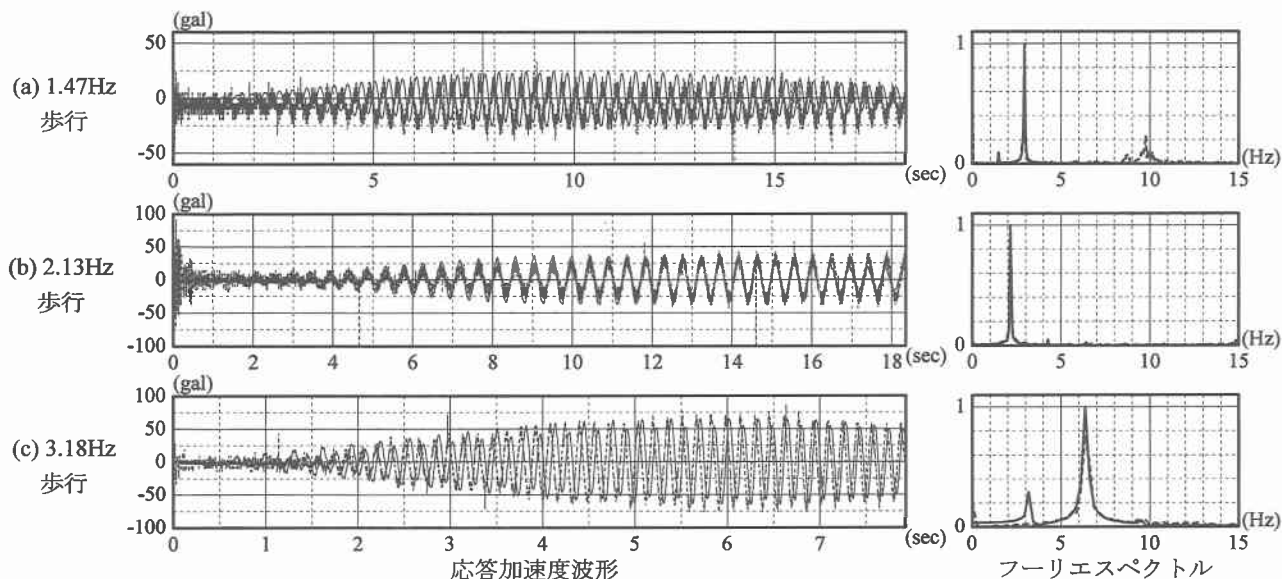


図-6 時刻歴応答解析結果

解析結果は、強制加振実験の結果と極めて良く整合していると考えることができ、本研究のGAによるパラメータ同定は適切に行われ、評価関数の設定も妥当であったと判断できる。

5. あとがき

以上のように、本研究は歩道橋の設計段階において正確に動的応答量を求めることが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、歩道橋の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による解析の結果、同定された各パラメータは歩行振動数の上昇に従って、衝撃継続時間や踵、爪先の周期は短くなり、衝撃係数は増大した。この傾向は人間の歩行メカニズムを反映しており、同定結果の近似曲線から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していた。さらに、GAの各解析ケースで同定された歩行外力パラメータを用いて時刻歴応答解析を行い、個別の同定結果が強制加振実験の結果と整合性を有することを確認した。時刻歴応答解析で得られた歩道橋の応答加速度波形は実験結果と極めてよく一致したことから、GAの解析は適切に行われ、実験と解析の適合度を求めた評価関数も妥当であったと考えられる。したがって、今回の解析対象外の歩道橋における順解析の実施や、他の構造形式の歩道橋に対して適用を試みることで、本研究の歩行外力モデルの汎用性を確認すれば、実際の歩道橋設計における振動使用性照査において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) 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.
- 14) 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.
- 15) 橋梁振動研究会編: 橋梁振動の計測と解析, 技報堂出版, 1993.
- 16) 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.