

水平横振動する床上での人の歩行特性

岡本章司*・阿部雅人**・藤野陽三***・
中野善浩****

ある歩道橋で見られた歩行者による桁の水平横方向励振のメカニズムを明らかにするために、水平横振動する床上での歩行特性を振動台を用いた実験により調べた。その結果、床の振動時において、人間の歩行は床の振動に同調すること、その横方向振幅は床の振動により増大すること、歩行に伴う水平横方向踏力と首の動きとの間には位相差があるように見受けられること、が示された。

Keywords : lateral floor vibration, pedestrian bridge, human walking, synchronization, experiment

1. はじめに

歩道橋において、歩行力による動的効果によって桁の振動が励起され、歩行者に不快感や不安感を与えることがある。

鉛直方向の振動についてはその例も多く、これまでに研究も数多く行われてきた^{1),2)}。それらに基づいて、設計指針³⁾においても歩行者による鉛直力の卓越振動数(=約2.0 Hz)を避けるようにとの解説が加えられている。それに対して、水平横方向の振動については、人間の歩行に伴う踏力の水平成分が鉛直成分のほぼ10分の1と小さいことから⁴⁾、特に注目されてはこなかった。当然、設計指針にも触れられておらず、歩道橋の設計においては特別の配慮がなされないのが普通である。

ところが、最近、歩道橋において歩行荷重に伴って水平横方向に振動する例が2, 3報告されている⁴⁾⁻⁷⁾。ある歩道橋(水平横たわみ1次固有振動数約0.9 Hz)では、高密度の歩行者の歩行に伴って1 cmを超える振幅の水平横振動が生じた。歩行荷重による橋桁の振幅の試算を行った結果、橋上の歩行者が、かりに橋桁の固有振動数と全く同じ歩調で歩いていたとしても、位相がばらばらであるとすると、高々0.4 cmの振幅にしかならず、1 cmという振幅は説明できないことがわかった⁸⁾。

関口、バチェコら^{9),10)}は、水平横振動するこの歩道橋上での歩行者の頭の動きをビデオ上で画像解析し、橋梁の振幅が大きいときには、

- ① 歩行の振動数が桁の振動数に近づくこと
- ② 歩行時の首の水平横方向振幅が大きくなること
- ③ 振動数が桁と合っている歩行者の中には位相まで

そろっている、すなわち、行進のように同じリズムで歩行しているグループが認められること

を示した。そして、この結果をもとに、橋がなんらかの原因で水平横振動を始めると、人は桁の動きに同調して歩くようになり、より大きな力が共振力として桁に作用するというメカニズムでこの現象を説明している^{5),6)}。

そこで、ここでは、歩行者による歩道橋の水平横方向振動のメカニズムを理解することを目的として、水平横振動する床上での歩行者の歩行特性に着目した実験を行った。

2. 実験の概要

(1) 実験の目的

人間の歩行時の振動数、歩行が床に与える力(踏力)などは、ある程度わかっている⁴⁾。また、最近では、人間の歩くメカニズムを人間工学的なアプローチから明らかにしようとする研究もいくつか行われている⁸⁾。しかし、いずれも静止した床上での歩行を対象としたものであり、水平横振動している床上での歩行特性を調べた研究は、著者らの知る限り皆無である。

そこで、水平横振動する床上での人間の歩行特性を明らかにすることを目的として、振動台上に歩行用の床をのせ、その上を被験者に歩かせる実験を行う。すなわち、通常状態の歩行が床の振動に伴いどのように変化するか、桁の動きに同調するのか、また、同調するとすれば位相関係はどうなっているのか、歩行に伴う踏力自体がどのように変化するかについて調べることとする。

(2) 実験装置および測定方法

被験者は、20代の男子学生15人であり、一人で何回か測定に参加した人もいたので、延べ24人であった。

図-1, 2に示すように、1.5 m×2.0 mの振動台の上には長さ7.2 m×幅1.3 mの床を据え付け、水平横方向に調和強制変位を与えた。

* 正会員 大林組(研究当時 東京大学大学院修士課程)
(〒101 千代田区神田司町2-3)

** 学生会員 東京大学大学院 土木工学専攻

*** 正会員 Ph. D 東京大学教授 工学部土木工学科

**** 正会員 阪急電鉄(研究当時 東京大学工学部学生)

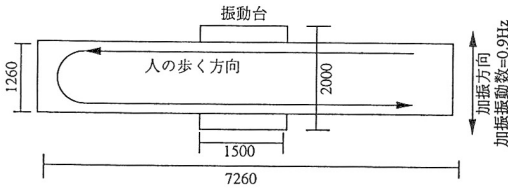


図-1 実験装置

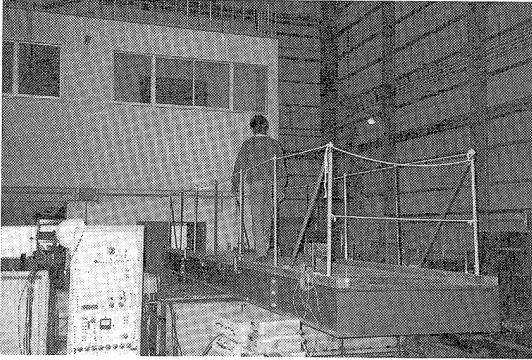


図-2 実験風景

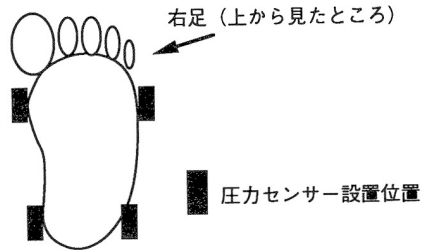


図-3 圧力センサーの設置方法

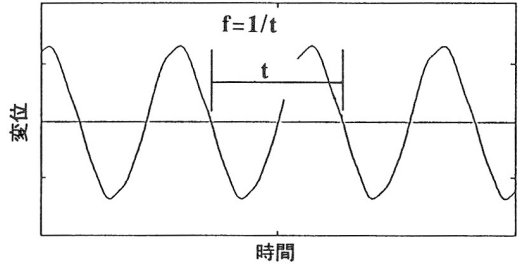


図-4 振動数の計算

被験者は、床上を往復するが、端部で折り返す際に立ち止まらずに連続的に歩かせることとした。桁の長さは約7 mであり決して長くない。そのため、端部で立ち止まると床の振動の影響が表れにくいと考えたためである。

加振振動数は実橋での例⁵⁾に準じて0.9 Hzとした。加振振幅は、0 mmからはじめて20 mmまで、5 mmあるいは10 mm刻みで段階的に増加させ、その後再び0 mmまで下げている。これは、大きな加振振幅を受ける前後での歩行特性の変化、いわば振動への「慣れ」の影響を見るためである。また、各振幅において床上を数十往復させ、10～20回の測定を行っているが、これは、同じ被験者でも結果がかなりばらつくためである。

被験者の首の付け根の後ろに加速度計をテープで張り付けて、人の進行方向と直角の水平運動を測定した。腰にも加速度計を取り付けたが、体の前後運動が混入して、解析可能なデータが得られなかったため、途中で測定するのを断念した。また、5名の被験者には、圧力センサーを図-3のように右足の内側および外側のつまききとかかとに各1個、計4個テープで張り付けて踏力の情報を得ることとした。また、桁の振動は、加速度計を桁に接着して測定した。

被験者が床上を端部から端部まで歩くのに約7秒かかるが、そのうち後半6秒分のデータを0.005秒刻みで記録した。その際に、ローパスアナログフィルターで7.1 Hz以上の振動成分を取り除いた。

(3) データ処理の方法

a) 首の加速度のデータ

まず、デジタルフィルターによってさらに0.5 Hz～

2.0 Hz以外の成分をカットした。被験者は、床の端部でターンするので、端部近くでは歩行が変化する。その影響を避けるためデータの最初から3秒後付近、すなわち被験者が床の中央付近を通過しているときの1波をとって、歩行の振動数 f および床と人の首との間の位相差を計算した。

歩行の振動数は、図-4のように波形のゼロクロッシングの間隔 t ($=1/f$) から求めた。振動数については、同様の方法でデータの最初から1.5秒後付近の波からも求めた。

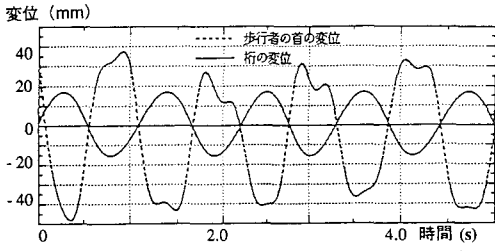
床の加速度と首の加速度の位相差は、床の加速度波形を0.025秒ずつずらしていき、人の首の加速度波形との相関関数が最大になる時間を、床の振動周期で除して求めた。位相差については、2つの波の振動数が離れていると意味を持たないため、人の首の加速度の振動数が、床の加振振動数 ± 0.05 Hzの範囲にあるデータのみを対象とした。

加速度データから変位データへの変換は、求めた振動数を f として $-(2\pi f)^2$ で加速度データの値を割ることによって近似的に行った。

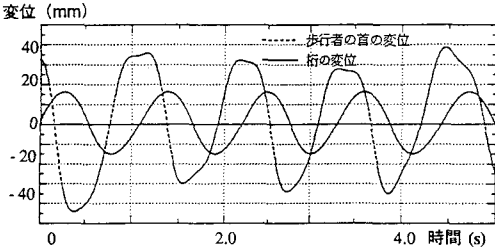
フィルターを通した後の変位波形の一例を図-5に示す。

b) 足につけた圧力センサーのデータ

圧力センサーは、足の上にテープで貼付けたため、足首を曲げただけで圧力がかってしまうこともあり、適切に取り付けるのが非常に困難であった。そのため、5名の被験者のデータの内、検討に用いたのは2名の被験者の足の小指側(外側)に付けた2個の圧力センサーのデータのみである。また、圧力センサーと足との接し方



a) 桁に同調している例 (加振振幅=20mm)



b) 桁に同調していない例 (加振振幅=20mm)

図-5 首の変位波形の例

が異なると圧力センサーの感度が異なるため、正確なキャリブレーションを行うことができなかった。そこで、圧力センサーのデータは、その値の大きさについては、同一被験者の同じ圧力センサーのデータのみと比較することにした。なお、以下の図では圧力センサーで検出された電圧値で、圧力の値を代用することとする。

図-6は、山崎によって求められた、大型踏力計による静止床上での踏力の水平横成分の実測波形である。縦軸は、踏力成分を被験者の体重で除している。首の動きと踏力の位相差は、踏力の水平成分が図-6のように足が床に着いている間はば一定であることに着目して、被験者のかかとの着地する時点とつま先が床からはなれる時点との時間軸上の中点の、首の動きのピークからの遅れをグラフより読み取ることによって求めた。

圧力センサーのデータの1例を図7に示す。

3. 実験結果と考察

(1) 歩行の振動数

歩行者は、左右の足を交互に出すとき、重心が若干水平方向に振動する。本研究では、水平横方向の踏力が問題となるから、この振動数、すなわち、左右1歩ずつ、合わせて2歩を1周期と考えた振動数を歩行の振動数と呼ぶことにする。歩行者の歩行の振動数の平均は松本らの測定¹⁾によれば約1.0 Hzとなる。しかし、本実験では、桁を加振していないときでも被験者の歩調は1.0 Hzよりも低いデータがほとんどであった。これは、床の長さが短く床の端部がすぐそこに見えており、そこで折り返すことがわかっているため、被験者が無意識の内にゆっくり歩いたものと考えられる。

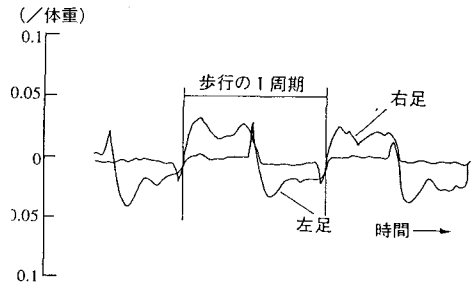


図-6 大型踏力計による踏力の水平成分の実測例 (慶応義塾大学 山崎信寿教授による)

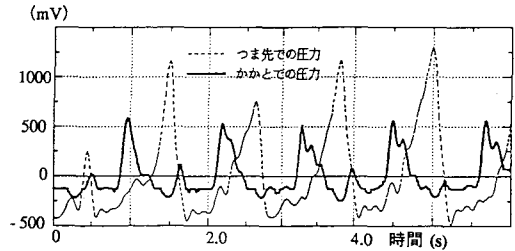


図-7 圧力センサーのデータの例 (加振振幅=20 mm)

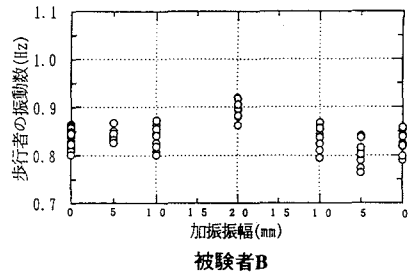
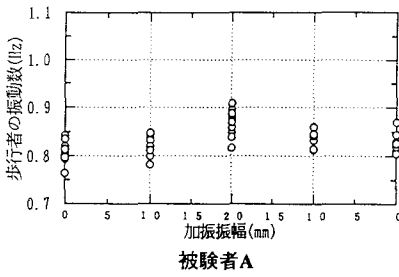
歩行の振動数のデータ (24 ケース) は、床への同調の様子に着目すると、以下の①~④の4つのタイプに分けることができた (図-8 a)~d)。なお、図-8中の白丸は、1つの測定値を表す。20 mmのデータを中心として左右両側に0 mm, 5 mm, 10 mmのデータがあるが、これは、左側が20 mmの振幅を与える前、右側が後のデータを示したものである。

① 床の振幅が増えるにつれ同調するグループ (3 ケース) 図-8 a) は、加振振幅が大きくなると歩調が床の振動 (0.9 Hz) に同調すると考えられるデータである。このグループの被験者は、同調しない被験者に比べて、加振振幅が大きくなってもデータのばらつきが少なく、床の水平振動の振幅がある程度大きくても定常な歩行をしている。

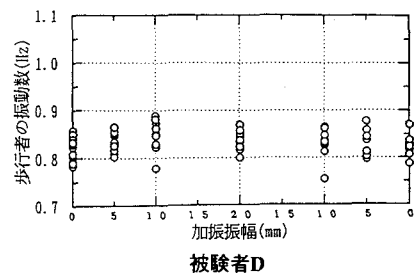
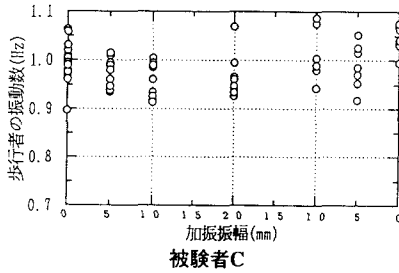
② 小振幅で同調するグループ (2 ケース) 図-8 b) は、加振振幅が10 mmまたは5 mmまでは、歩行の振動数が加振振動数に近付くが、それ以上加振振幅を増すと加振振動数から離れてしまうデータである。この理由は、被験者が振動に敏感で小振幅で同調するが、敏感であるがゆえに桁の振幅が大きいと歩行が乱されてしまうためであると考えている。

③ 全く同調しないグループ (3 ケース) 図-8 c) は、桁の振幅が大きくなっても、歩行の振動数が加振振動数に同調する傾向がほとんど見られないデータである。

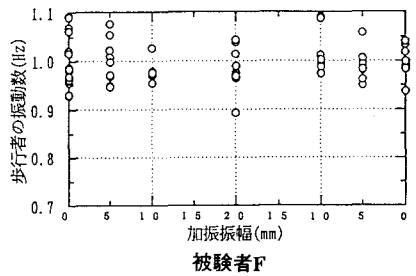
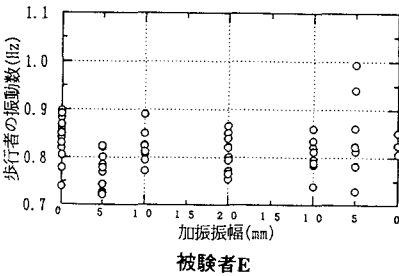
④ もともと加振振動数に近い振動数で歩いているグループ (16 ケース) 図-8 d) のデータは、桁を振動させる前から加振振動数に近い振動数で歩いているも



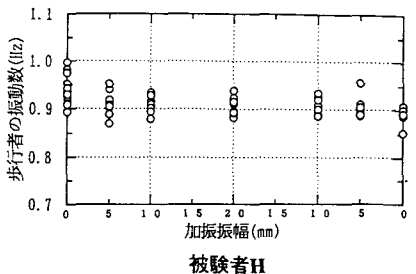
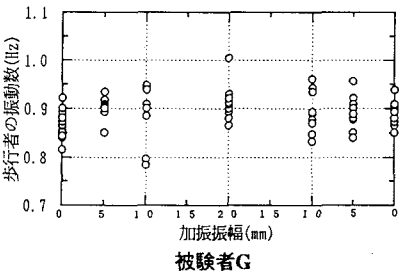
a) 床の振幅が増えるにつれ同調する例



b) 小振幅で同調する例



c) 全く同調しない例



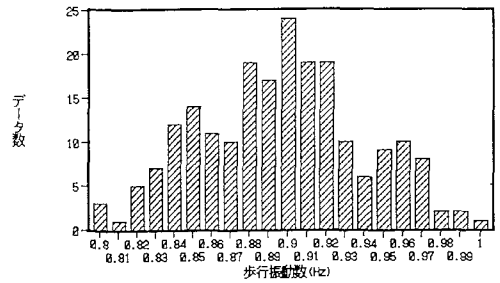
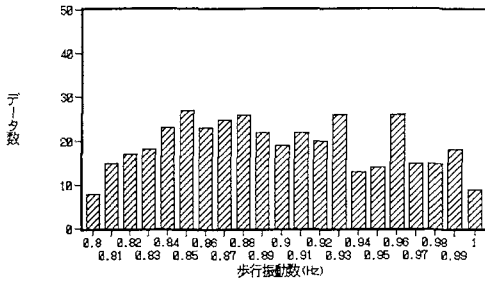
d) もともと加振振動数に近い振動数で歩いている例

図-8 加振振幅と歩行の振動数

のである。これらが、床の振動に同調しているのかどうか判断が付きにくい。被験者 F のように、加振振幅が大きいときには振動数のばらつきが少なく、桁の振動に同調している可能性のあるものもある。

24 ケース全ての歩行の振動数のデータのヒストグラムを示したのが図-9 である。ただし、歩行振動数が 0.8 Hz ~ 1.0 Hz のデータに限定している。a) は静止床

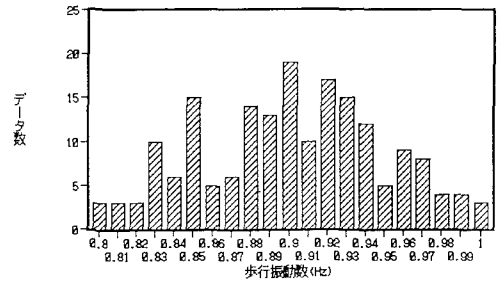
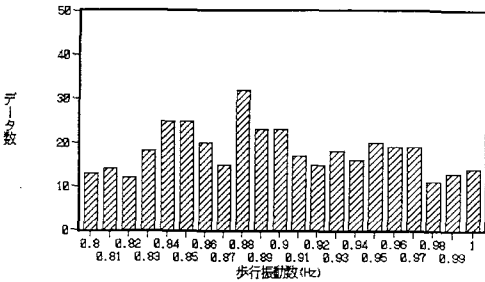
上、b) は加振振幅 20 mm のときである。静止床上では、0.8 ~ 1.0 Hz の間にはほぼ一様に分布しているのに対し、振動する床上では、加振振動数 0.9 Hz 付近にピークが生じており、全体として、桁の振動に同調していく傾向が認められる。図-8、9 に示した振動数は、データのはじめから 3 秒後の波形から求めたものであるが、図-10 は 1.5 秒後の波形から求めたものである。図-9 の方



a) 静止床上

b) 加振振幅=20mm

図-9 歩行の振動数 (3秒後)



a) 静止床上

b) 加振振幅=20mm

図-10 歩行の振動数 (1.5秒後)

が加振振動数に近く、被験者が歩き出してから床の振動の影響で歩行振動数を変化させていることがわかる。このことより、歩行者が桁の振動に同調するには、ある程度の時間が必要であることがわかる。

(2) 床の振動との位相差

a) 首の動き

歩行振動数が、0.85~0.95 Hzにあるデータから、床の振動との位相差を求めてヒストグラムにしたのが、図-11である。加振振幅 20 mm の場合を示した図-11 c) をみると 180 度付近にピークが現れている。すなわち、桁の振動と人の首の振動は逆位相になり、人の首の絶対加速度が最も小さくなるように歩いていることになる。

また、同図では、300 度~360 度付近にも小さなピークが認められるが、これは実験時に床を連続的に歩くために、データをとる前の歩行で床の横振動と首の振動との位相差が 180 度付近になるように歩いていたものが、そのまま折り返して向きを変えたため、位相が 180 度変わったものと考えられる。実際、位相差が 300 度付近のデータのターンする前の歩行を調べると、34 データ中 26 データが位相差 180 度付近になっていた。

大きな加振振幅 (20 mm) の前後での違い、すなわち「慣れ」の影響を見てみると、加振振幅 5 mm の図-11 a) と e) ではともにほぼ平均的にばらついており、大きな違いはみられない。しかし、加振振幅 10 mm の図-11 b) と d) をみると、d) では 180 度付近のデータが多くなっている。この違いは、大振幅の影響がその後

の歩行にまで及んでいるものと思われる。スパン長 100 m を超える実橋で考えると、振幅の大きいスパン中央部を通り過ぎた後でも、人の歩行の位相が桁の振動の影響を受け続けることになる。

b) 踏力

圧力センサーで測定した 2 例について、首の変位と水平方向踏力の位相差を求めた結果を図-12 に示す。首と踏力の位相差には、ばらつきはあるものの、ほぼ 0~20 度の範囲に分布している。

先に示した図-6 の大型踏力計のデータによると、足の接地から約 0.11 秒 (約 20 度) の間は、内側方向の力を床に加えていることがわかる。本実験では、内側方向の力を測定することに失敗しているため、この内向きの方の影響は考慮せずに、足の着いている時間から位相差を計算している。そのため、踏力の位相は図-12 の位相差よりさらに遅れることが推定され、このことを勘案すると首の動きと踏力の位相差は 30 度程度と見積れる。

(3) 振幅

加速度計より求めた全被験者の首の変位の振幅データを、ヒストグラムにしたのが図-13 である。図-13 a) は静止床上であり、同図 b) は加振振幅 20 mm のときの床からの相対変位振幅を示している。これより、加振振幅が大きくなると歩行者の首の相対変位の振幅が大きくなるのがわかる。

図-13 c) は加振振幅 20 mm のときの絶対変位の振幅をヒストグラムにしたものである。床が振動して

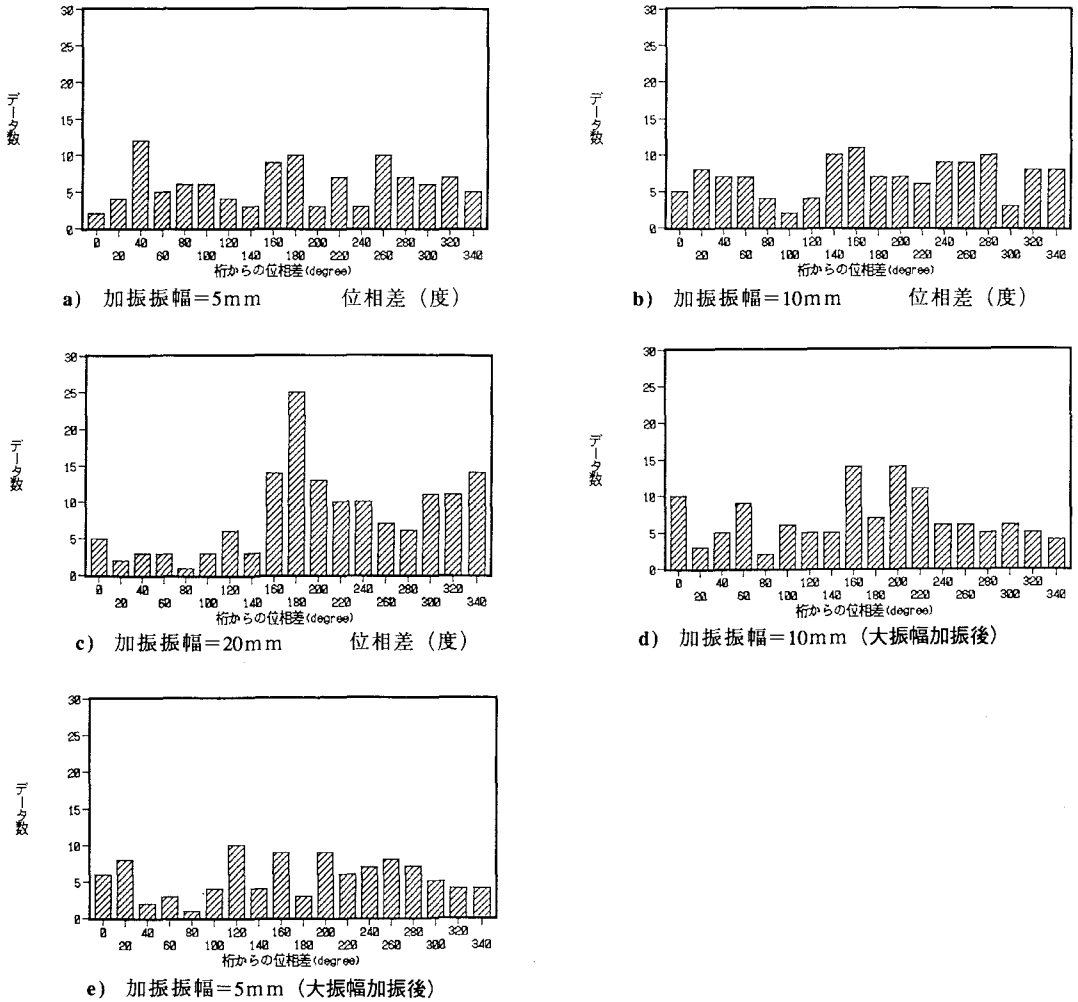


図-11 床と人の首の位相差

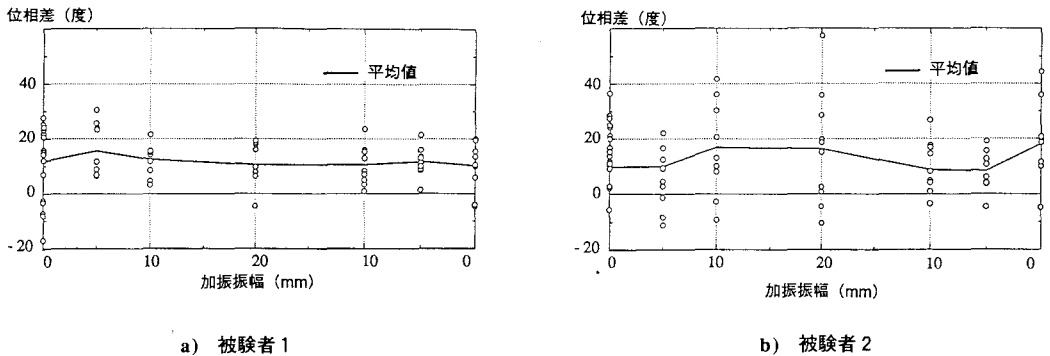
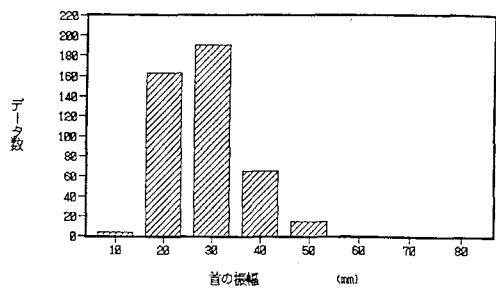
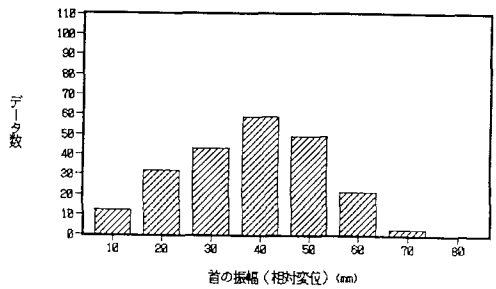


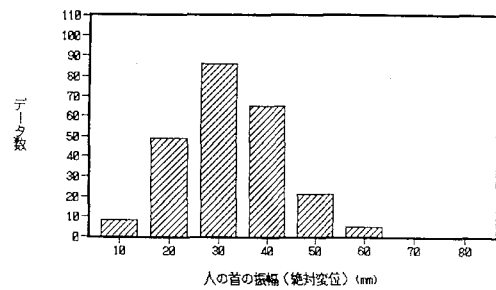
図-12 首と水平方向踏力の位相差



a) 静止床上



b) 相対変位



c) 絶対変位

図-13 首の振幅

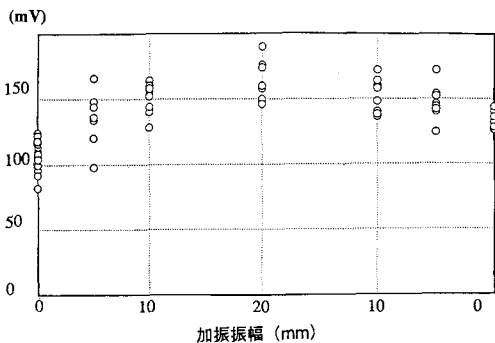
も、絶対変位、すなわち首あるいは頭の絶対加速度はそれほど大きくなるということがわかる。

圧力センサーの値のデータの例を、図-14に示す。圧力センサーの電圧の値が踏力に比例したものであるとすると、加振振幅が大きくなるとかかとから床に伝わる力はあまり変化せずむしろ小さくなるが、つまさきから床に伝わる力は大きくなるということがわかる。

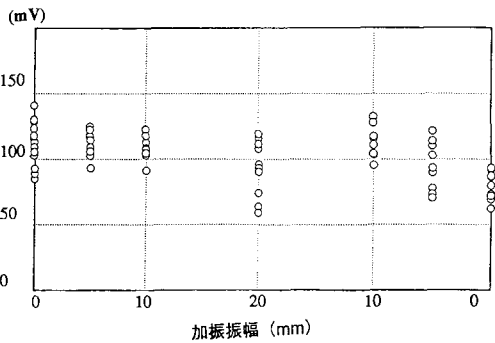
加振振幅が 20 mm の時の平均値を求めると、加振しないときの平均値の約 1.6 倍である。また、首の相対変位についても同様に静止時、20 mm 加振時の平均値を比較すると、その比は約 1.5 倍になっていた。したがって、相対変位の振幅と踏力は比例的関係にあると考えられる。

4. まとめ

実験結果にはかなりばらつきがあるものの、水平横振動する床上的の歩行者の歩行特性として、



a) つまさき



b) かかと

図-14 圧力の振幅

(1) 歩行の振動数は床の振動数に近づく。

(2) その際に、歩行者の首の動きの位相は、床の振動よりも 180 度遅れたところに集まる。また、踏力の水平成分はそれよりも更に 30 度、床の動きからみれば 210 度程度遅れると見積れる。

(3) 歩行者が床に加える踏力の水平横方向成分は大きくなる。

ことが明らかになった

これらは、実際の橋上とは異なる実験室内での結果であるが、定性的には実橋においても当てはまるものであると思われる。

踏力については、本実験の方法では圧力センサーの設置の仕方値が異なるため、測定法に検討の余地があると考えられる。また、圧力センサーの不調などで、足の内側のデータがとれずデータ数も限られたものであったため、踏力については確定的な特性を論じるには至っていない。

本実験では、床の長さが短かったために床の振動に歩行を同調させる時間が十分でなかったと考えられる。実橋で水平横振動が生じた場合、歩行距離が長いために、今回の実験結果よりも同調現象がより顕著に現れるものと考えられる。

本実験の結果より、「横たわみ固有振動数が 1 Hz 付近

にある歩道橋において、歩行力によりなんらかの水平横振動が起こると、何人かの歩行者の歩行が歩道橋の動きに同調する。その結果、橋の水平横振動の振幅が増し、より多くの人と同調し、桁の振幅がさらに増大する。すなわち、自励的な振動が生じる」と考えてよいと思われる。

謝 辞

本実験は東京大学生産技術研究所千葉実験所の振動台をお借りして行ったものである。東京大学生産技術研究所の柴田碧教授、ならびに同千葉実験所助手重田達也氏は、実験を行うにあたり便宜をはかって下さるとともに、実験に際してもいろいろとご協力頂いた。また、慶応義塾大学理工学部山崎信寿教授には、踏力のデータを提供して頂き、実験方法についても助言を頂いた。また、本研究は文部省科学研究費の補助を受けて行われたものである。ここに記して謝意を表する。

参 考 文 献

- 1) 松本・佐藤・西岡・塩尻：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，土木学会論文報告集，No. 205，pp.63～70，1972年9月。
- 2) 小堀・梶川・城戸：振動感覚を考慮した歩道橋の設計，橋梁と基礎，Vol.8，No.12，pp.23～29，1974年12月。
- 3) 日本道路協会：立体横断施設技術基準・同解説，pp.35～37，1979年1月。
- 4) Bachmann, H. and Ammann, W. : Vibrations in Structures, pp.14～25, IABSE, 1987.
- 5) Pacheco, B. and Fujino, Y. : Synchronization of human walking observed during lateral vibration of a congested bridge, Proc. of 6th US-Japan Bridge Engineering Workshop, pp.449～462, Nevada, USA, May, 1990.
- 6) 関口・Warnitchai, P.・Pacheco, B.・藤野・伊藤：人の歩行特性と橋の横方向励振可能性，土木学会第45回年次学術講演会講演概要集第1部，pp.20～21，1990年9月。
- 7) Police to limit Roebling pedestrian : The Cincinnati Enquirer新聞，1990年11月22日。
- 8) 日本機械学会編：生体力学，pp.247～289，オーム社，1991年。

(1991.5.8受付)

CHARACTERISTICS OF HUMAN WALKING ON A Laterally SHAKING FLOOR

Shoji OKAMOTO, Masato ABE, Yozo FUJINO and Yoshihiro NAKANO

An experiment on human walking is carried out using laterally shaking floor in order to clarify causes of pedestrian-induced lateral vibration observed in an actual bridge. The purpose of the experiment is to make clear the changes of characteristics of walking under the lateral motion of the floor. Lateral motion of the neck of the human body is measured by an acceleration meter, while the lateral force exerted by walking is measured by pressure meters. Synchronization of human walking to the floor motion is confirmed and it is found that the lateral motion during walking increases as the amplitude of the floor shaking increases. According to these experimental results, it is pointed out that lateral vibration of a bridge occurs through synchronization of human walking to the floor.