

1. はじめに

歩行外力を厳密に測定するには特別な実験装置が必要となることから、多くの歩行者を対象として数多くの歩行特性データを収集するためには、より簡単で簡便な算定法の開発が望まれる。そこで、本研究では、歩行にともなう人体の加速度応答を FFT でスペクトル解析した結果（パワースペクトル）を用いる方法を提案し、歩行者（男子と女子の大学生）の歩行外力（鉛直と水平の衝撃力比）を算定することとした。

2. 正弦波を用いた推定精度の検討

振幅が a 、周波数が f （円振動数が ω ）の正弦波をスペクトル解析すれば、理論上、周波数 f に対応するパワースペクトル P_f は、次式で与えられる。

$$P_f = a^2 \times \frac{T}{2} \quad (1)$$

ここに、 T は波形の継続時間（データ個数を 2 の累乗個とするために後続の 0 を追加した場合は、後続の 0 を除いた時間）であり、データ個数を N 、サンプリング時間を Δt とした場合、 $T = N \times \Delta t$ となる。具体例として、 $a = 1.0 \text{ m/sec}^2$ 、 $f = 0.9765 \text{ Hz}$ の正弦波を $\Delta t = 0.005 \text{ sec}$ でサンプリングした加速度波形（データ数は $N = 2048$ ）を FFT でスペクトル解析した結果を図-1 に示す。図-1 に記したように、パワースペクトルのピーク値は $P_f = 5.12 \text{ (m/sec}^2)^2 \cdot \text{s}$ であり、この値を $T = N \times \Delta t = 2048 \times 0.005 = 10.24 \text{ sec}$ とともに式(1)に代入して振幅 a を逆算すれば、確かに $a = 1.0 \text{ m/sec}^2$ が得られる。

一方、 $a = 1.0 \text{ m/sec}^2$ 、 $f = 1.0000 \text{ Hz}$ の正弦波を $\Delta t = 0.005 \text{ sec}$ でサンプリングした加速度波形（ $N = 2048$ ）を FFT でスペクトル解析した結果を図-2 に示す。この図から、パワースペクトルのピーク値は $P_f = 4.21 \text{ (m/sec}^2)^2 \cdot \text{s}$ に低下し、両隣の周波数域にパワーが分散されていることがわかる。これはパワースペクトルの解析結果として出力される 1Hz 近傍の周波数が 0.9765 Hz と 1.0742 Hz である（1.0000 Hz は出力されない）ことに起因する。そこで、本研究では、パワースペクトルのピーク値を含む上位 4 つ目までのパワースペクトル P_1 、 P_2 、 P_3 、 P_4 を機械的に合計することとする。

結果は省略するが、本手法に対して、データ個数も変化させて推定精度を検討したところ、正弦波を用いた検討では、推定誤差は最大で 5% 程度であることがわかった。

3. 歩行外力（衝撃力比）の算定

(1) 鉛直の歩行外力（衝撃力比）

加速度計を歩行者の頭部ヘルメットに取り付けて、20m 歩行にともなう鉛直方向加速度を測定した。男子学生 I の計測例（175cm, 676N）を図-3 に示す。なお、この図は、出力波形をわかりやすくするため、歩行を開始してから 8~14 秒区間の値を表示している。

スペクトル解析は、3 秒後から 2048 個のデータ（ $\Delta t = 0.005 \text{ sec}$ なので 10.24 秒分のデータ）を取り出して実施した。男子学生に対する鉛直歩調と衝撃力比（＝算定加速度/重力加速度）の関係を図-4 に示す。この図より、個人差（歩き方）に起因する若干のばらつきはあるものの、本手法を用いて算出した衝撃力比は梶川の衝撃力比¹⁾と非常に良く一致しており、本手法はきわめて有用な手法になり得るものと言える。一方、女子学生の結果を図-5 に示す。この図より、女子学生については、個人差に加え、体格差（2Hz 付近の小さなデータは身長が 150cm 以下の小柄な学生のデータ）に依存すると思われるばらつきが認められるが、同様に実測された衝撃力比の最大は梶川の衝撃力比と比較的良く一致していることがわかった。

(2) 水平の歩行外力（衝撃力比）

腰部で計測した水平加速度波形を用いて、同様に水平の歩行外力（衝撃力比）を算出することとした。水平歩調と衝撃力比（水平）の関係を図-6 に示す。

水平歩行外力の衝撃力比については計測例が非常に少ないが、インペリアルカレッジの実験では、桁変位が生じない場合（桁速度がない場合）の衝撃力比（DLF）として約 0.04 の値が報告されている²⁾。これに対し、図-6 からわかるように、本手法で算出した水平の衝撃力比のうち、多くの算出値は同程度の 0.05 付近に分布しており、本文で提案した手法は水平歩行外力（衝撃力比）の算定にも有用であると言える。なお、本研究では 0.10 程度の値も算出されているが、これらは特定の学生の計測データであり、計測値は個人差（歩き方の差異）が大きいと推察される。

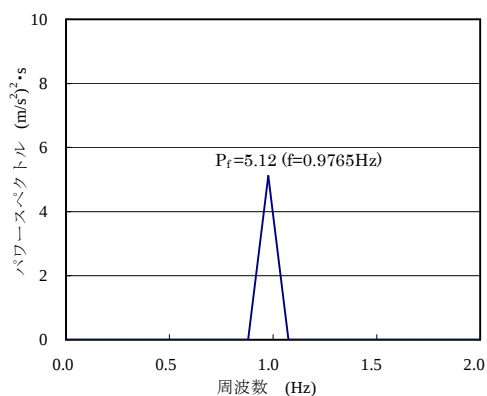


図-1 FFTによるスペクトル解析結果
($N=2048$, $a=1.0\text{ m/sec}^2$, $f=0.9765\text{ Hz}$)

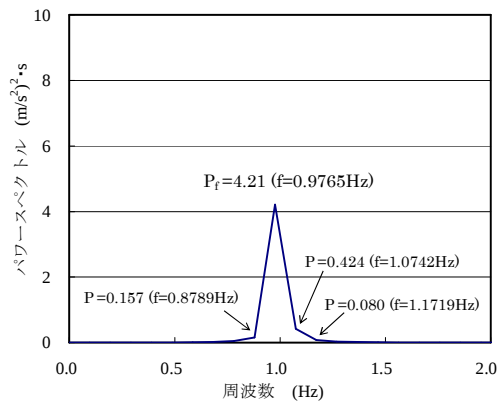


図-2 FFTによるスペクトル解析結果
($N=2048$, $a=1.0\text{ m/sec}^2$, $f=1.000\text{ Hz}$)

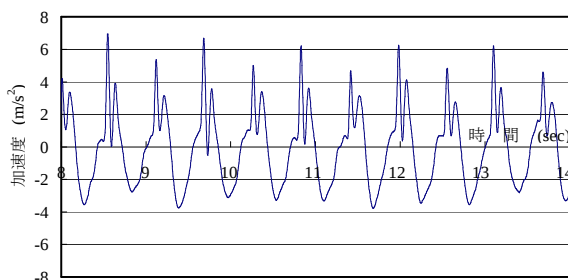


図-3 鉛直方向の加速度波形 (男子学生 I)
($\Delta t=0.005\text{ sec}$, $N=3066$, 10 Hz アナログローパスフィルター)

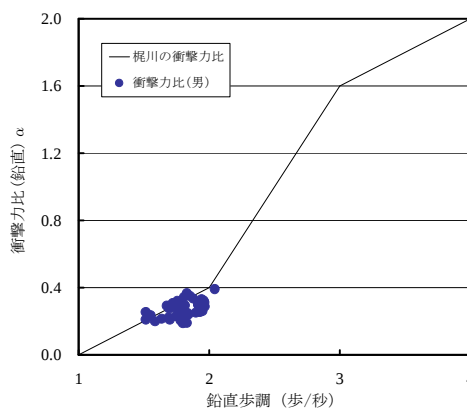


図-4 鉛直歩調と衝撃力比の関係 (男子学生)

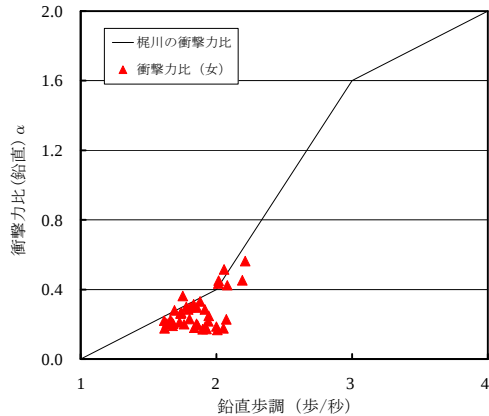


図-5 鉛直歩調と衝撃力比の関係 (女子学生)

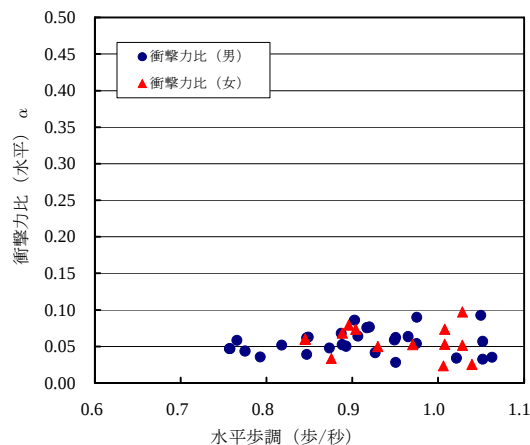


図-6 水平歩調と衝撃比の関係

4. あとがき

当然予想されるように、歩行者の歩行特性は体格・性別・年齢だけでなく、個人差も非常に大きいと考えられる。それゆえ、今後は、本手法を適用して、鉛直歩行外力のみならず水平歩行外力に関しても、これらの影響を把握できるデータ収集を図っていきたいと考えている。本文が、歩道橋の設計に携わる実務技術者にとって示唆に富んだ有益な技術資料になることを心から願う次第である。

参考文献

- 1) 小堀為雄, 梶川康男, 城戸隆良: 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.
- 2) Dallard, P., Fitzpatrick, A.J., Flint, A., Bourva, S.Le, Low, A., Ridsdill Smith, R.M. and Willford, M. : The London Millennium Footbridge, The structural Engineer, Vol.79, No.22, pp.17-33, November, 2001.