

心拍変動の連続ウェーブレット変換による路面の乗り心地評価

Ride quality evaluation of road surface based on the continuous wavelet transform of heart rate variability

北見工業大学大学院	○学生員	富山和也 (Kazuya Tomiyama)
北見工業大学工学部	正会員	川村 彰 (Akira Kawamura)
(独)寒地土木研究所	正会員	石田 樹 (Tateki Ishida)
北見工業大学大学院	学生員	中島繁則 (Shigenori Nakajima)
北海道大学大学院	正会員	中辻 隆 (Takashi Nakatsuji)

1. はじめに

路面平たん性は路面の走行快適性や安全性に直結し、路面の供用性能に対する道路利用者の評価に多大な影響を与える。そのため、世界各国で、路面の平たん性と利用者の評価を関連付ける試みがなされている¹⁾。国内においても、舗装の設計や施行における性能規定化を背景に、道路利用者の評価観点に基づく平たん性の評価に関する研究が势力的に行われている²⁾。このような研究では、人の乗車感覚を直接計測できることから、体感による路面の乗り心地評価試験（以下、「体感試験」とする）がしばしば実施される。体感試験における利用者評価の多くは、「乗り心地が良い（悪い）」、「路面水準として許容できる（できない）」など乗車感覚を表すパネル評価を用いた主観評価による検討を行っている。しかし、被験者の動的な振動感受性の差に起因する評価のばらつきによる定量化の困難さや、自己申告であることによる客観性の低さが課題として指摘されている。

上述の背景から、本研究では、主観評価に加え、体感試験の客観性を補うために、生体信号の一つである心拍変動を用いた路面の乗り心地評価について検討した。心拍変動とは、心拍の一拍一拍の変動であり、呼吸や体温、メンタルストレスなどによって変化する、自律神経系の活動を表す重要な指標の一つである³⁾。自律神経系は交感神経系及び副交感神経系の異なる活動動態を持ち、心拍変動に影響を及ぼす。とりわけ、心拍変動の高周波成分（HF 成分: 0.15-0.4Hz）が副交感神経系の、低周波成分（LF 成分: 0.04-0.15）が副交感神経系と交感神経系の活動を反映する事が知られている³⁾。

ここで、心拍変動の利用における主たる関心は、副交感神経の活動がメンタルストレスにより不活化され、HF 成分が減衰することにある。そのため、従来から、フーリエ変換や自己回帰モデルによるスペクトル解析が、自律神経系の活動動態を表すために用いられてきた。しかし、スペクトル解析では、信号が定常状態であることが前提であり、また、時間（位相）に関する情報が得られないという問題がある。そこで、本研究では、ドライビングシミュレータを用いた体感試験により心拍数を計測し、時間-周波数の同時識別が可能な連続ウェーブレット変換⁴⁾を心拍変動に適用することにより、路面凹凸に起因する道路利用者のメンタルストレスの検出を試みた。

2. ドライビングシミュレータによる体感試験

2.1 Kitami Institute of Technology Driving Simulator

体感試験を実施するにあたり、実道における試験では、被験者の安全性や必要とされる路面条件確保の観点から多くの困難をとまなう。一方、ドライビングシミュレータを用いた体感試験では、安全性の確保や実験条件の容易な設定、同一条件で繰り返し試験が行えるなど多くの利点を有する事から、近年高い注目を集めている。このような背景から、筆者らの研究室では人と路面をつなぐインターフェイスとして、路面評価型のドライビングシミュレータ（KITDS: Kitami Institute of Technology Driving Simulator）を開発している⁵⁾。KITDS は、安全運転教育や景観評価といった従来の機能に加え、実路面プロファイルや実車両の挙動を前方映像とともに再現可能なドライビングシミュレータである（図-1）。KITDS により、従来では困難とされていた路面損傷に起因する車両の振動乗り心地の評価を、安全かつ効率的に実施する事が可能となった。そこで、本研究では、KITDS を用いて体感試験を行った。

2.2 実験条件

路面条件として、IRI (International Roughness Index) が 2, 3 及び 5mm/m に相当する路面プロファイル 3 水準を PIARC 国際共通試験⁶⁾から選定した。KITDS への入力となるデータは、選定したプロファイル上を 80km/h で走行した際の車両挙動を汎用の車両運動シミュレーションソフトウェアである CarSim^{®7)}で計算したものである。図-2 に KITDS 上で再現した上下加速度の一部分を示す。図中、CarSim[®]による計算値も合わせて示した。KITDS による加振時間は各プロファイル 60 秒間であり、振動区間前後にそれぞれ 120 秒と 60 秒の無振動区間を設けた。



図-1 KITDS の外観及び再現映像

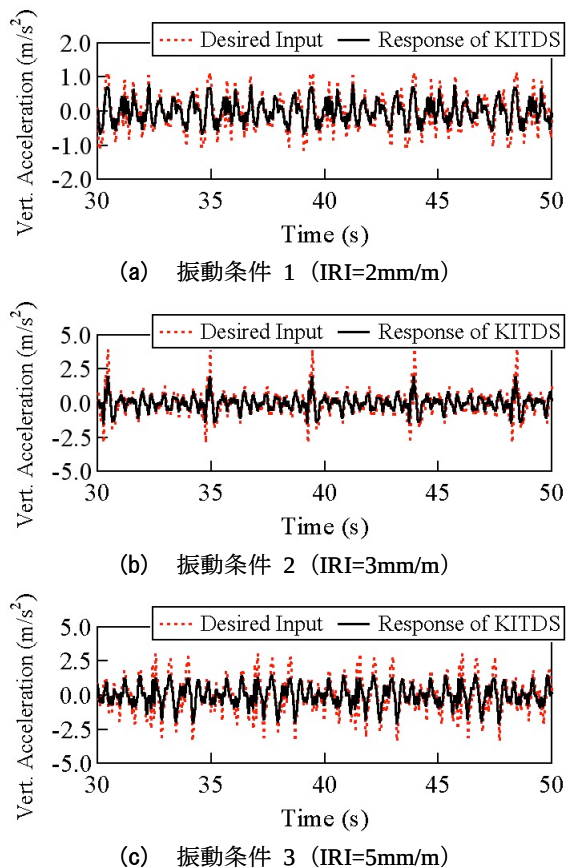


図-2 KITDS による上下振動加速度の再現



写真-1 心拍数計測装置

2.3 被験者

被験者として、試験目的に同意の上、健康な男女 37 名 (20 代 16 名, 60 代以上 11 名) の協力を得た。被験者は、後述の心拍数計測用の電極を装着後、KITDS に乗車、心拍数の安定を確認してから各実験条件の走行を行った。また、各振動条件を体験後直ちに、乗り心地の許諾に関する設問 (許容できる・許容できない・わからない) に回答した。

2.4 心電図の計測

心電図計の進歩により、ドライビングシミュレータ上など様々な状況下での、心拍数の計測が容易となった。計測機器は非常に小型であり、電極が小さいため被験者への負担も少なく、振動条件下におけるノイズや測定誤差に対しても頑健である。本研究では、心拍数の計測に写真-1 に示す TEAC 社製の Polymate II AP216 を用いた。

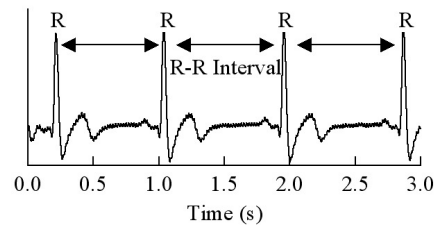


図-3 心拍変動の例

実験時、計測用電極を胸部 2 カ所、アース用電極を右腕 2 カ所に装着し、逐次計測器に接続した PC で信号をモニタリングしながら心拍数の収録を行った。なお、心拍数のサンプリング間隔は 0.001 秒である。

3. 心拍変動による路面の乗り心地評価

3.1 心拍変動データの連続ウェーブレット変換

心拍数の周期は一定でなく、時間とともに変化する。心拍変動とは、図-3 に示すように、心拍の一拍一拍の間隔 (R-R 間隔) を時系列で表したものである³⁾。はじめに、心電図から R 波と呼ばれる特徴的なピークを抽出し、R-R 間隔を求めた。次に、一定間隔でサンプリングされた心拍変動データとするため、サンプリング間隔が 0.1 秒となるよう R-R 間隔の補間処理を行った。こうして得られた心拍変動データに、連続ウェーブレット変換を適用し、副交感神経系の活動の把握を試みた。

時間 u 、スケール s における信号 $f(t)$ の連続ウェーブレット変換は(1)式で与えられる⁴⁾。

$$Wf(u, s) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \frac{1}{\sqrt{s}} \psi^* \left(\frac{t-u}{s} \right) dt \quad (1)$$

本研究では、マザーウェーブレット $\psi(t)$ として、(2)式で定義される Morlet を用いた。

$$\psi(t) = \pi^{-1/4} e^{-t^2/2} \cos(5t) \quad (2)$$

ここで、*は共役複素数を表す。また、スケールと周波数の関係は(3)式で定義される。

$$F_s = \frac{F_c}{s \cdot \Delta} \quad (3)$$

ここで、

F_s : スケール s に対応する周波数 (Hz)

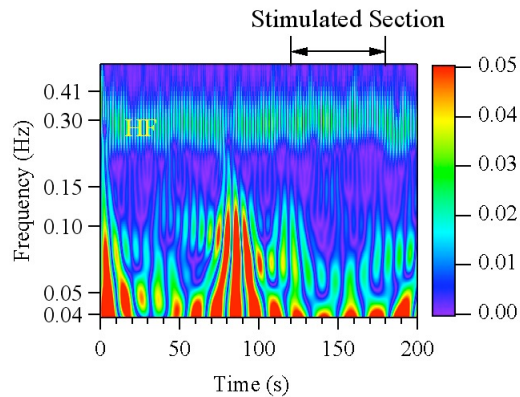
F_c : マザーウェーブレットの中心周波数 (Hz)

Δ : サンプリング間隔 (s)。

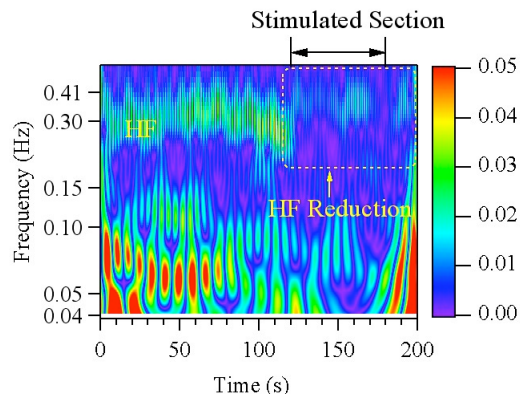
なお、連続ウェーブレット変換には WaveMetrics 社の IGOR Pro 6.0 を用いた⁸⁾。

3.2 心拍変動の生理学的な解釈

心拍変動は周波数領域において、HF (0.15-0.4Hz) と



(a) 副交感神経系（高周波成分）に反応無し



(b) 副交感神経系（高周波成分）に反応あり

図-4 心拍変動の連続ウェーブレット変換結果の例

LF (0.04-0.15Hz) の帯域にピークを持ち、HF は副交感神経系の、LF は副交感神経系と交感神経系の活動に関与することを上述した。特に、人が外部から振動などの刺激によりストレス負荷を受けると、HF 成分が減衰することが知られている³⁾。そこで、本研究では、乗り心地に関連した心拍変動の指標として、HF 成分に着目した。

図-4 に心拍変動の連続ウェーブレット変換結果の一例を示す。図中、カラースケールはウェーブレット係数の絶対値を表し、周波数は対数表示とした。また、120-180 秒が平たん性に起因する振動区間である。図-4(a) の例では、振動区間中、HF 成分に変化は見られない。一方、図-4(b) の例では、振動区間中、HF 成分の減衰が確認できる。図-4(b) のように、HF 成分が減衰する場合は、パネル評価による乗り心地の諸否に関わらず、平たん性に起因する車両振動に対しストレスを受けていると言える。そこで、乗り心地に対する被験者の反応を把握するため、心拍変動の反応とパネル評価の関係について、Class I から Class III の 3 通りに分類した。また、下記の分類をまとめたものを、表-1 に示す。

(1) Class I. 心拍変動に反応がなく、パネル評価では「許容できる」、もしくは心拍変動に反応があり、パネル評価では「許容できない」場合であり、心拍変動の反応とパネル評価は一致する。この場合、乗り心地の指標として心拍変動とパネル評価のいずれ

表-1 心拍変動による体感試験結果の分類

心拍変動	パネル評価	Class	指標
反応なし	許容できる	I	パネル評価 心拍変動
	許容できない	II	パネル評価
	わからない	III	心拍変動
反応あり	許容できる	III	心拍変動
	許容できない	I	パネル評価 心拍変動
	わからない	III	心拍変動

も利用可能である。

(2) Class II. 心拍変動に反応がなく、パネル評価では「許容できない」場合であり、心拍変動とパネル評価は一致しない。この場合、指標は安全側としてパネル評価を用いる。

(3) Class III. 心拍変動に反応があるにも関わらず、パネル評価では「許容できる」場合であり、心拍変動とパネル評価で反対の反応を示す。また、パネル評価値が「わからない」となる場合も含む。この場合、自覚はしていないが、潜在的にストレスを受けていると考えられるため、心拍変動の反応を参照する必要がある。

3.3 心拍変動を考慮した体感評価結果の修正

表-2 に、体感評価試験結果と、表-1 に基づく評価の分類を示す。表-2 より、全体の 49%が統計的 95%信頼区間（以下、「信頼区間」とする）38-61%の範囲で Class I に分類され、21%(信頼区間：13-31%)および 30%（信頼区間：20-41%）がそれぞれ Class II, Class III に分類される。ここで、注目すべきは、全体の 3 割が Class III に分類されており、パネル評価を用いた被験者の乗車感覚の把握には限界があることがわかる。そこで、体感試験の精度を向上するため、Class III に分類されたパネル評価を以下の基準により修正した。

(1) パネル評価値が「許容できる」もしくは「わからない」となった場合でも、心拍変動の HF 成分に減衰が認められれば、パネル評価を「許容できない」に置換する。

(2) パネル評価値が「わからない」であり、心拍変動の HF 成分に変化がない場合は、パネル評価値を「許容できる」に置換する。

上記の基準により修正したパネル評価値を表-2 中、【】で示した。上述の結果を踏まえ、各振動条件下での乗り心地の許容率を算出したところ、自己申告型の評価に比べ 11%評価が低下した（図-5）。以上より、自己申告型のパネル評価に加え、心拍変動の反応を考慮することで、体感試験による乗り心地評価の精度を向上できることがわかった。

4. まとめ

本研究は、体感試験において、自己申告によるパネル評価に加え、心拍数を測定することにより、評価の精度向上を試みたものである。本研究のまとめを以下に示す。

表-2 体感試験結果と心拍変動に基づく評価の修正

被験者	振動条件 1 (IRI=2 mm/m)			振動条件 2 (IRI=3 mm/m)			振動条件 3 (IRI=5 mm/m)		
	評価	HF	Class	評価	HF	Class	評価	HF	Class
1	-1	-	II	1	-	I	-1	-	II
2	1	-	I	1	-	I	1	-	I
3	0 [1]	-	III	-1	↓	I	-1	↓	I
4	1	-	I	1	-	I	-1	↓	I
5	1	-	I	-1	-	II	-1	-	II
6	1 [-1]	↓	III	-1	↓	I	-1	-	II
7	-1	-	II	1	-	I	-1	↓	I
8	-1	-	II	-1	↓	I	-1	↓	I
9	1 [-1]	↓	III	1 [-1]	↓	III	1 [-1]	↓	III
10	1	-	I	1	-	I	1	-	I
11	1	-	I	1	-	I	1	-	I
12	1	-	I	1	-	I	0 [-1]	↓	III
13	-1	-	II	-1	-	II	-1	-	II
14	1 [-1]	↓	III	1 [-1]	↓	III	-1	↓	I
15	1	-	I	1	-	I	-1	-	II
16	0 [1]	-	III	1 [-1]	↓	III	1 [-1]	↓	III
17	1 [-1]	↓	III	1 [-1]	↓	III	-1	↓	I
18	-1	↓	I	-1	↓	I	-1	↓	I
19	1	-	I	0 [1]	-	III	-1	-	II
20	0 [1]	-	III	0 [1]	-	III	-1	-	II
21	1 [-1]	↓	III	1 [-1]	↓	III	1 [-1]	↓	III
22	1 [-1]	↓	III	1 [-1]	↓	III	-1	↓	I
23	1	-	I	-1	-	II	-1	-	II
24	1	-	I	1	-	I	1	-	I
25	1	-	I	1	-	I	1	-	I
26	0 [1]	-	III	0 [1]	-	III	-1	-	II
27	1 [-1]	↓	III	-1	-	II	1	-	I

- 評価 1: 許容できる, 0: わからない, -1: 許容できない
 - HF: 心拍変動の周波数領域における高周波成分, -: 変化無し, ↓: 減衰
 - [] Class III に分類され評価を修正したもの

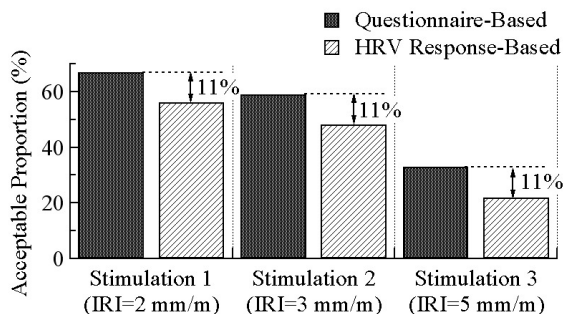


図-5 自己申告型と心拍変動を考慮した評価の比較

- (1) 心拍変動の連続ウェーブレット変換により、路面凹凸上を走行した際の被験者のメンタルストレスを把握し、心拍変動とパネル評価を基に、被験者の評価値を Class I から Class III の 3 つのクラスに分類した。Class III に分類された場合、無意識のうちにストレスを受けていると考えられるため、心拍変動の反応を参照する必要がある。
- (2) Class III に分類されたパネル評価値を、心拍変動の反応に基づき修正することで、体感評価の精度が 1 割程度向上することがわかった。

謝辞

本研究は、日本学術振興会科研費(19360226)基盤研究(B)の補助を受け進められたものである。ここに感謝の意を表する。

参考文献

- 1) Hassan, R. A., and McManus, K.: Assessment of Interaction Between Road Roughness and Heavy Vehicles, Transportation Research Record, No. 1819, pp. 236-243, 2003.
- 2) Ishida, T., Kawamura, A., and Tomiyama, K: Quantitative Evaluation of Ride Comfort Using a Driving Simulator, Proceedings of the TRB 87th Annual Meeting (CD-ROM), 2008.
- 3) Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology: Heart Rate Variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use, European Heart Journal. Vol. 17, No. 3, pp. 354-381, 1996.
- 4) Mallat, S. A.: Wavelet Tour of Signal Processing, Academic Press, 1999.
- 5) Kawamura, A., Shirakawa, T. and Maeda, T.: KIT Driving Simulator for Road Surface Evaluation, Proceedings of the
- 6) Kawamura, A., Takahashi, M. and Inoue, T.: Basic Analysis of Measurement Data from Japan in EVEN Project, Transportation Research Record, No.1764, pp.232-242, 2001.
- 7) Mechanical Simulation Corporation: CarSim Reference Manual, 2006.
- 8) WaveMetrics, Inc.: IGOR Pro Manual, 2007.