

自動車車室内の振動および音環境が運転者へ与える影響把握

Study of the Influence of Driver by Environment of Sound and Vibration in Vehicle Interior

精密工学専攻 17号 小池 崇明
Takaaki Koike

1. はじめに

近年の自動車では、完全自動化に向けて自動ブレーキのような運転支援システムが次々と搭載され、ヒューマンエラーによる自動車事故は減少しつつある。しかし、運転支援システムの普及率はまだ低く、現在の交通事故原因の第一位は漫然運転であり⁽¹⁾、速度別の内訳では中速度域が最も多い。そのため、漫然状態の原因である疲労を低減させる取り組みが必要である。また、疲労は自動車の快適性と関わりが深く、製品の付加価値の向上にも繋がる。先行研究では、被験者の活動量と運転精度に相関があることが確認されている⁽²⁾。

そこで本研究では、自動車車室内の振動および走行音による運転者の疲労への影響を官能評価、行動量、生体情報より把握する。まず、実験日の違いによる評価結果への影響を低減する実験条件と算出方法を検討する。次に、検討した実験条件を用いて模擬運転評価を行い、走行音と振動を考慮した影響モデルの構築を行う。さらに振動と音環境などの受動的な運転環境ではなく、運転者が能動的に調節できる姿勢に着目し疲労への影響を把握する。

なお全ての評価は、被験者に対し十分なインフォームドコンセントを実施している。

2. 生体情報に基づいた自動車運転者の評価方法の検討

本研究では、自動車車室内の振動と走行音を変更した際の運転者の疲労に着目するため、条件ごとの違いを把握する。予備実験より、同一被験者でも実験日ごとの体調や気分の違いで反応が異なり、暴露条件による差の傾向が見られにくい。本章では、条件の違いを把握しやすい評価方法を検討する。

2.1 疲労の定義

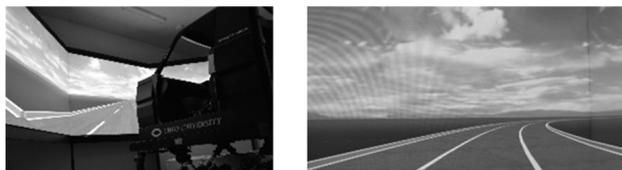
疲労とは、休養の願望を伴う身体の活動能力の減退状態である⁽³⁾とされ、本研究でも活動能力の低下として評価する。

2.2 評価に用いる運転タスク

本研究では、Fig. 1(a)に示すドライビングシミュレータ(以下、DS)を用いて、模擬運転を行うことで疲労を生じさせる。被験者は、Fig. 1(b)に示すような緩やかなカーブを保有する1周13 kmの8の字コースを中速度域である40 km/hにて定常走行を行う。評価を行う際に次の3項目の運転タスクを設けた。速度を40 km/hに維持すること、車線を逸脱しないこと、車両の走行位置が偏らないことを指示した。

2.3 疲労評価に使用する指標

疲労を評価する指標は、主観量では官能評価、客観量では物理指標より運転精度、生理指標より心拍活動を用いる。



(a) Driving simulator (b) Driving scene at curve
Fig. 1 Experiment setup

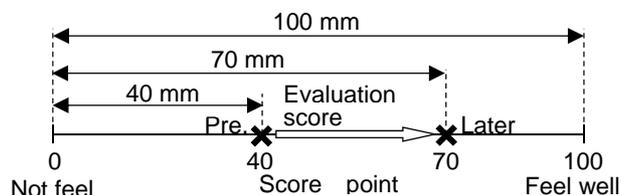


Fig. 2 Visual Analogue Scale

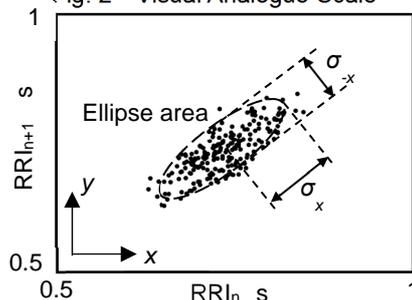


Fig. 3 Lorenz plot (LP)

2.3.1 官能評価

疲労感の評価方法は、Fig. 2に示す Visual Analogue Scale (VAS) 検査が有用である⁽³⁾。VAS 検査とは、100 mmの線分の左端を“全く感じない”、右端を“非常に感じる”として、被験者の感覚を得点化する検査方法である。本研究では、評価前後で眠気と精神的疲労感、肉体的疲労感の評価を行う。

2.3.2 運転精度

疲労による活動能力の低下を把握するため、運転タスクの遂行結果をふらつき度と車線逸脱時間を運転精度として取得する。ふらつき度は、車線中央を原点とした位置の標準偏差より算出する。1区間を2.5分間とし、2分間の重複時間を設けて標準偏差を求め、平均する。車線逸脱時間は、車線中央から0.5 m以上離れた時間を算出する。

2.3.3 生体情報

疲労を定量的に推定するために、心電図より心拍間隔(以下、RRI)を取得する。心拍間隔より自律神経の活動とされるローレンツプロット(以下、LP)の面積を算出する。LPの面積は、Fig. 3に示すように、 $y = x$ と $y = -x$ 方向のばらつき σ_x と σ_{-x} を求め、次に記す楕円の面積の式より算出する。

$$LP = \pi \times \sigma_x \times \sigma_{-x} \quad (1)$$

LPは1区間を2.5分間とし、2分間の重複時間を設けて算出し、平均処理を行う。

2.4 ばらつきを低減する評価条件検討

2.4.1 評価時間の検討

本研究での予備実験より心拍数やLPなどの生体情報の初期状態は実験日ごとで異なることを確認している。これより、実験日ごとの被験者の状態を把握することが重要だと考えられる。しかし、安静を基準とする場合では、安静の統制が難しくばらつきが大きくなることが報告され⁽⁴⁾、基準とするには不十分である。そこで本研究では、基準条件での模擬運転を用いた運転タスクより状態の把握を行う。ただし基準評価で大きく疲労が蓄積しないように、基準評価の時間(Base)を10分間とし、その後安静時間を設け疲労を回復させる。

Table 1 Time protocol

Ex.	R	V	Base	V	R	V	Target	V
Time min	5		10		5		20	
ECG			→				→	
Car behavior			→				→	

(R: Rest, V: VAS)

次に、対象条件での評価時間を検討する。一般的に、DSでの評価は実車の3から4倍疲労の蓄積が早いとされ、本研究では実車の1時間を想定して、評価時間を20分間とする。

以上の検討に基づき、評価の流れをTable 1に示す。評価前後でVAS検査による官能評価を行い、被験者の疲労感を把握する。また評価前に統制のための安静5分間(R)を設ける。

2.4.2 評価結果の算出方法の検討

官能評価は、基準評価と対象評価の前後でVAS検査を行う。基準評価と対象評価の増加量の比より、官能評価を導出する。

ふらつき度および車線逸脱時間は、評価開始直後は運転が安定しないため、2.5分以降の車両位置データを対象にそれぞれ算出し、基準評価と対象評価の比より算出する。

基準評価の2.5分以降のRRIを対象にLPの平均と標準偏差を求める。次に対象評価の2.5分以降のLPの平均を求める。最後に、基準評価の平均と標準偏差を用いて対象評価のLPを正規化し、標準化LPを算出する。以上の方法を用いて複合刺激での条件にて評価し、本手法の有用性を確認する。

3. 振動および走行音の複合刺激による運転者の疲労への影響把握

一般的に自動車の振動や音環境が小さい方が蓄積される疲労が減少するとされており、高級車であるほど振動および騒音は低く、快適性は高いとされる。しかし、安価な自動車では低振動化および低騒音化の両方の実現は難しいため、設計するには費用に見合う取捨選択が必要である。しかしながら音と振動の複合的な影響を把握した研究は少ない。そこで本章では、現在の自動車車室内の振動と走行音の大きさに着目して、振動と音環境による心拍活動への影響度を把握することで、自動車を設計する際の費用対効果を考慮できる心拍活動への影響モデルを構築することを目的とする。

3.1 振動および走行音の複合刺激による評価条件

2章で検討した評価条件を用いて走行音と振動の影響を把握する。暴露条件をTable 2に示す。評価する走行音は、40 km/hの定常走行時の車室内音を基準とし、音圧レベルは基準音 A_B : 56.6 dB(A)、音圧小 A_S : 50.6 dB(A)、音圧大 A_L : 62.6 dB(A)の3条件を用いる。振動はFig. 4に示す路面の粗さを

Table 2 Experiment pattern

Acoustic-Vibration		Vibration		
		No	Base	Large
Acoustic	Small	A_S-V_{No}	A_S-V_B	A_S-V_L
	Base	A_B-V_{No}	A_B-V_B	A_B-V_L
	Large	A_L-V_{No}	A_L-V_B	A_L-V_L

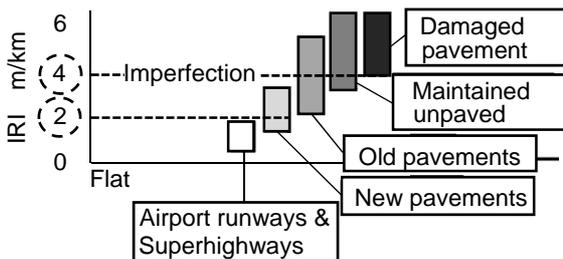


Fig. 4 International Roughness Index(IRI)

表す国際ラフネス指数 IRI⁽⁵⁾より、基準振動 V_B : 2 m/km、振動大 V_L : 4 m/kmと、振動なし V_{No} の3つの路面を用いる。全身振動の加速度は、背もたれと座面、足元の加速度に感度特性を掛けた値で合算を行い算出した結果、IRI 2 m/kmが0.24 m/s^2 、IRI 4 m/kmが0.45 m/s^2 である。被験者は、運転習慣のある20代前半の2名を対象とし、DSに十分慣らした状態で評価を行う。

被験者の統制を行うために、以下の制約条件を設ける。前日の暴飲暴食、アルコールの摂取、過度な運動を禁止する。また、前日の睡眠時間を6時間以上として、普段通りの時間の就寝起床を指示する。さらに、当日の薬の服用、カフェインの摂取を禁止する。評価の実施時間は、10時から12時までとし、被験者ごとに時間を統一して評価する。

3.2 振動および走行音の複合刺激による評価結果と考察

3.2.1 官能評価

VAS検査による眠気と精神的疲労感の結果をFig. 5に示す。Fig. 5(a)より、走行音に着目すると、 A_L は A_S 、 A_B よりも眠気が増加する傾向で、振動では V_B 、 V_L は、 V_{No} よりも眠気が増加する傾向が見られる。Fig. 5(b)より、走行音に着目すると A_L は、 A_S よりも精神的疲労感が増加しており、振動では V_L は、 V_{No} と V_B よりも精神的疲労感が増加している。 V_B は V_{No} より減少する傾向であることが確認された。肉体的疲労感は変化が小さく本評価での評価に適さないとし、今回は割愛する。

これらより、振動の有無で傾向が異なる可能性を示した。複合刺激環境下に着目すると、走行音や振動が大きくなると、官能評価での眠気や精神的疲労感が増加する傾向であった。

3.2.2 運転精度

Fig. 6(a)に車線の逸脱時間、Fig. 6(b)にふらつき度の結果を示す。走行音に着目すると、 A_L は A_S 、 A_B より減少する傾向であることが確認できる。また振動では、Fig. 6(a)より V_L は V_{No} と V_B よりも逸脱時間が増加する傾向である。またFig. 6(b)より音圧レベルが基準音以外では、 V_B は V_{No} よりもふらつき度が低い傾向であり、振動ありの V_B と V_L に着目すると、振動が大きくなるとふらつき度が増加する傾向である。

これらより、車線の逸脱時間とふらつき度は同傾向であることも確認され、運転精度は走行音が大きくなると向上し、振動が大きくなると低下する傾向である。

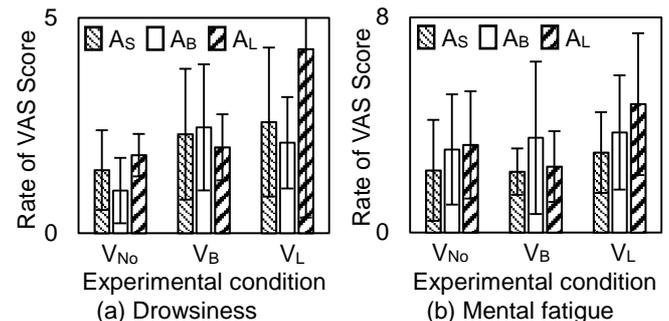


Fig. 5 Sensory evaluation by VAS

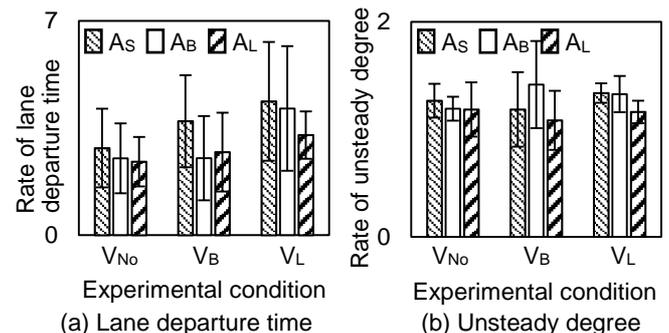


Fig. 6 Driving accuracy by car behavior

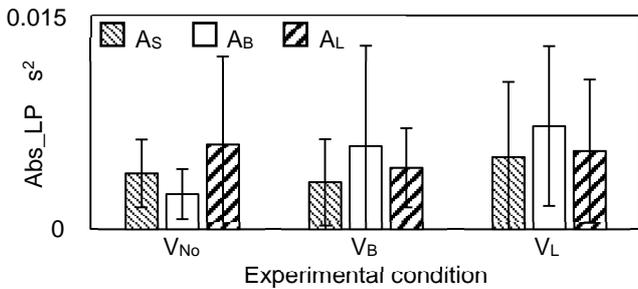


Fig. 7 Abs_LP by ECG

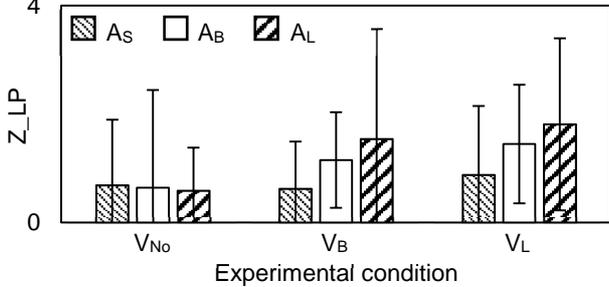


Fig. 8 Z_LP by ECG

3.2.3 心拍活動

Fig. 7 に 2.5 分以降の RRI を対象に算出した絶対値での LP (以下, Abs_LP) および Fig. 8 に標準化した LP (以下, Z_LP) を示す. まず, 振動の有無に着目すると, Abs_LP よりも Z_LP の方の差が大きいことが確認できる.

また, Abs_LP と Z_LP は, 振動ありの条件 V_B と V_L で A_S と A_L の傾向が似ている. これを踏まえ, 振動ありの V_B, V_L で A_S, A_L についての有意差検定より p 値が低かった評価方法を Table 3 に示す. Z_LP の方の有意傾向が強まる傾向であったため, 以下では, Z_LP について考察を行う.

Fig. 8 より, まず走行音に着目すると, V_{No} では走行音が大きくなると, わずかに減少する傾向が見られ, 振動あり条件 V_B, V_L については走行音が大きくなると, 増加することが確認できる. また振動では, V_{No}, V_B, V_L の順に増加することが確認できる.

3.3 振動と走行音を考慮した心拍活動への影響モデル

走行音と振動の疲労に対する影響度を把握するために, LP を用いた心拍活動についての走行音と振動の影響モデルを振動のある 6 条件を対象に, 重回帰分析より構築する. 影響モデルの推定には, 走行音の A 特性音圧レベルと振動の全身振動の加速度を推定パラメータとして用いる. 心拍活動への影響モデルの結果を Fig. 9 に示す.

まず, 影響モデルの推定精度は実験結果に対して, 高い相関を示していることが確認できる. Z_LP への影響度を示す標準偏回帰係数は, 走行音では 0.94, 振動では 0.34 であった. 今回, 構築した影響モデルでは, 走行音の音圧 Pa は 4 倍の幅があり, 振動 m/s^2 は約 2 倍の幅があることから, 今回の条件では, 走行音が心拍活動へ与えた影響は, 振動の約 1.4 倍程度であることが確認された.

3.4 走行音と振動の影響モデルの検証評価

本節では, 3.3 節で構築した影響モデルの検証評価を行う. 被験者は, 自動車運転免許を保有する 20 代前半の 3 名とする. 被験者には, 予め DS で運転慣れしてから, 評価を行う. 暴露条件は, $A_S-V_B, A_S-V_L, A_B-V_B, A_B-V_L$ である.

検証評価の LP の結果を Fig. 9 に示す. 走行音と振動が大きくなると LP の値が大きくなる傾向は一緒であった. $A_S-V_B, A_S-V_L, A_B-V_B$ では影響モデルと同傾向を示したが, 一方 A_B-V_L では, 影響モデルの推定値より大きく異なった. これより, A_B-V_B より大きい暴露条件では, 影響モデルと傾向が異なる可能性があるが, A_B-V_B 以下では適応できることを確認した.

Table 3 Higher significant difference in Abs_LP and Z_LP by T-test

	A_S-V_B	A_S-V_L	A_L-V_B	A_L-V_L
A_S-V_B		Abs_LP	Z_LP	Z_LP
A_S-V_L			Z_LP	Z_LP
A_L-V_B				Abs_LP
A_L-V_L				

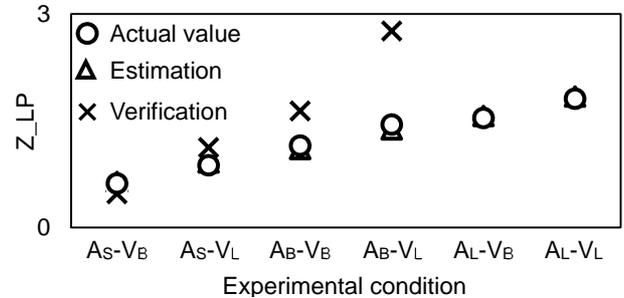


Fig. 9 Model and Verification of Z_LP

次に, 走行音と振動の影響度を算出すると, 走行音の心拍活動への影響は, 振動の約 1.5 倍であることを確認した.

以上より, 振動よりも走行音の方が心拍活動に大きく影響しており, A_B-V_B 以下の暴露レベルでは影響モデルを適用できることを確認し, 今後の低振動および低騒音化を想定するには, 有用であると考えられる.

4. 背もたれ角度の違いによる運転者の疲労への影響把握

3 章では, 振動と音環境の外的刺激による受動的な運転環境の違いの影響について把握した. 本章では運転環境の中でも運転者が能動的に変更可能な姿勢の違いに着目して運転者の疲労への影響を把握する. 先行研究⁽⁶⁾では姿勢と振動に着目した疲労評価が行われ, まず運転姿勢と振動に着目し評価を行う. 心拍活動が最も高かった結果について走行音の音圧レベルを心拍活動への影響モデルより決定し, 評価する. さらに運転姿勢が変化した際の振動や音環境の影響度が 3 章の心拍活動への影響モデルが適用できるかについて確認する.

4.1 背もたれ角度を変更した評価条件

評価条件として, 背もたれ角度を 110 度から 120 度に変えた際の影響を把握する. 暴露条件は, 走行音を 3.1 節で定義した A_B で振動と背もたれ角を $V_B 110$ 度, $V_B 120$ 度, $V_L 120$ 度の 3 条件にて評価する. 被験者は 20 代前半の 3 名とし, 制約条件は 3 章と同様とする. また, 姿勢が異なることによる影響が出やすいと想定できる足などの置き換え動作の回数 (以下, 動作回数) を Fig. 10 に示すようにビデオカメラにて記録する. 予備実験より動作回数についての評価時間は 40 分間で十分に評価できることを確認したので, 2 章で検討した評価条件の流れで 40 分間の評価を行う. なお, 心拍活動や運転精度の算出対象の時間は, 2.5-20 分までとする.



Fig. 10 Experiment setup of video record

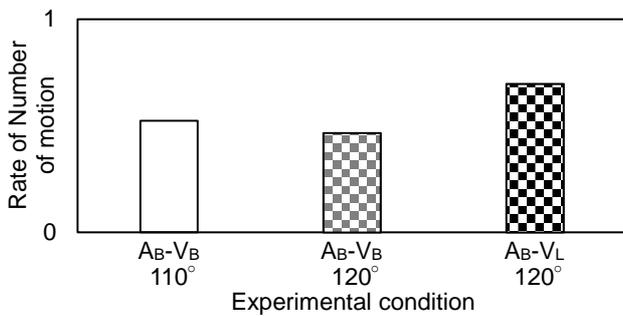


Fig. 11 Number of motion by video record

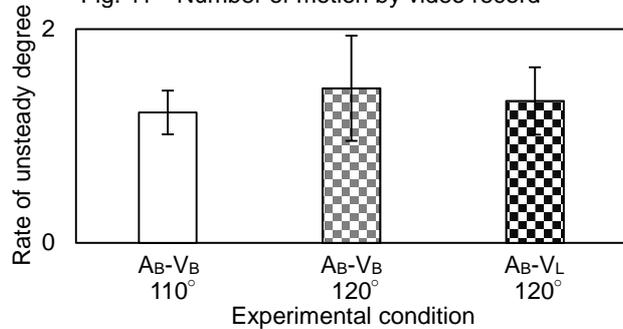


Fig. 12 Unsteady degree by car behavior

4.2 背もたれ角度を変更した評価結果

動作回数とふらつき度，心拍活動について結果を示す。

4.2.1 動作回数

Fig. 11 に動作回数の結果を示す。動作回数は被験者ごとで異なるため，被験者の中で最も動作回数が多かった条件を1で正規化し，各条件の比率を求め平均して算出する。動作回数は， V_B 120度の条件が少ない傾向であり，官能評価の精神的疲労感と同様の結果である。背もたれ角がより緩やかで楽になったために疲労を感じにくくなったと推測できる。また，置き換え動作は疲労を自覚した際の気分転換やうっ血などを緩和するための動作であるため，能動的であり官能評価と似た傾向の結果になったと推測できる。置き換え動作の回数は，疲労感の裏付けになることを確認した。

4.2.2 ふらつき度

Fig. 12 にふらつき度の結果を示す。 V_B 120度が最も高い傾向であり，背もたれ角120度の方が高い傾向である。これより，姿勢が楽になり疲労感は減るが，運転に適さない姿勢であるため集中力を維持しにくくなり，ふらつき度が増加したと推測される。

4.2.3 心拍活動

Fig. 13 の左側3条件にLPの結果を示す。 V_B 110度より V_B 120度の方が心拍活動が増加する傾向である。 V_B 120と V_L 120を比較すると， V_L 120の方が心拍活動が増加しており，3章の傾向と同様であった。これより，運転に適した姿勢でなくなると，疲労が蓄積されることが定量的に確認された。本評価

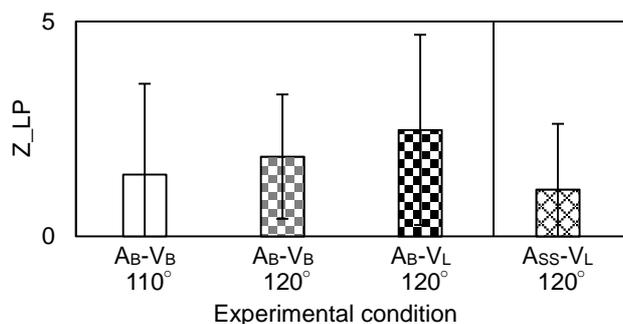


Fig. 13 Z_LP by ECG

での姿勢と振動の心拍活動へ影響は，振動を1とすると姿勢の影響度は0.7であった。正しい姿勢で運転することで疲労が軽減できることが客観的に把握できた。

また振動による心拍への影響の大きさは，3章と同様であることを確認した。これより背もたれ角を110度から120度の範囲では，振動による心拍活動への影響は変わらないことを確認した。次に，心拍活動が最も高かった V_L 120度を対象として，最も低かった V_B 110度を目標とするように，走行音を変更して低減する評価を行う。

4.3 背もたれ角を考慮した走行音の影響評価

4.3.1 暴露する走行音

A_B-V_L 120度の心拍活動が A_B-V_B 110度と同じになるように暴露する走行音の音圧レベルを低くした条件で評価を行い，姿勢が異なった環境でも影響モデルが適応可能か把握する。

3章の影響モデルの式より， A_B から13.5 dB(A)低くした A_{SS} を用いて，4.1節の評価条件にて評価する。

4.3.2 背もたれ角を考慮した走行音の影響評価結果

Fig. 13の右端に走行音の音圧レベルを低くした心拍活動の結果を示す。推定通りに A_{SS-V_L} 120度は A_B-V_B 110度に近い値となった。これより，背もたれ角が110度から120度の範囲では，走行音による心拍活動への影響は変わらないことを把握した。また走行音の音圧レベルを下げることで，振動と姿勢による影響を減らせることを明らかにした。

以上より，本研究の運転姿勢の範囲であれば，振動と走行音の影響の比率については，適用可能であることを確認した。

5. 研究成果

自動車車室内の複合刺激環境に着目した評価を行うことで，以下の研究成果を得た。

- (1) 疲労評価実験における実験日ごとの被験者の心拍活動のばらつきを低減する実験条件を検討し有用性を確認した。
- (2) 走行音と振動について，単刺激と複合刺激で心拍活動の傾向が異なることを明らかにした。
- (3) 走行音と振動の複合刺激環境下で，心拍活動への影響モデルを構築し，走行音と振動の影響度を提案した。
- (4) 心拍活動より，運転に適さない姿勢の場合に，疲労が蓄積されることを把握し，正しい運転姿勢で疲労が低減される重要性を把握した。
- (5) 心拍活動への影響モデルの検証評価より，自動車車室内の低振動化および低騒音化を想定する際には，本提案の走行音および振動の影響度が有効であることを検証した。

参考文献

- (1) 警視庁交通局，平成26年中の交通死亡事故の特徴及び道路交通法違反取締り状況について(2015)，pp. 23-26.
- (2) 和 他，自動車車室内の走行音および揺動の有無による運転者の集中力変化，日本機械学会環境工学総合シンポジウム，16-8 (2016) pp. 1-4.
- (3) 日本疲労学会，抗疲労臨床評価ガイドライン。
- (4) 内田 他，生体情報に基づく音質評価のためのタスクの検討，自動車技術会論文集，46-6 (2015) pp. 1029-1034.
- (5) 国土交通省道路局，総点検実施要綱，(2013)。
- (6) 畝 他，自動車シートの疲労度に関する研究，日本人間工学会，31 (1995) pp. 490-491.
- (7) 小池 他，自動車車室内の走行音および揺動による運転者の眠気への影響，日本音響学会講演論文集(春)(2016)，pp. 1419-1420.
- (8) 小池 他，自動車走行音および揺動に着目した運転者の疲労への影響把握，日本音響学会講演論文集(春)(2017) 2-4-3.