

博士（人間科学）学位論文

心拍変動解析の運転シミュレーター研究への応用

Applications of heart rate variability analysis  
to driving simulator research

2008年1月

早稲田大学大学院 人間科学研究科

三品 誠

Mishina, Makoto

研究指導教員： 石田 敏郎 教授

# 目次

1. はじめに .....	2
1.1. 概要 .....	2
1.2. 研究の流れ .....	4
2. 生理指標分析システムの構築 .....	6
2.1. 先行研究 .....	6
2.1.1. 心拍変動分析 .....	6
2.1.2. LF - HF による評価の問題点 .....	7
2.1.3. 呼吸心拍相関 .....	8
2.1.4. 血圧心拍相関 .....	8
2.2. 目的 .....	9
2.3. システムの概要 .....	9
2.3.1. 計測装置 .....	11
2.3.1.1. 心電図	
2.3.1.2. 呼吸	
2.3.1.3. 脈波	
2.3.2. 生理指標分析システムで算出可能な代表的指標 .....	16
2.4. 生理指標分析システムの詳細 .....	16
3. シミュレーター酔いに関する研究 .....	18
3.1. 背景 .....	18

3.1.1. シミュレーター酔いの評価方法 性差 対策 .....	18
3.1.2. 生理指標によるシミュレーター酔いの評価 .....	21
3.1.3. 心拍変動による自律神経活動度の推定 .....	21
3.2. 目的 .....	22
3.3. 実験 .....	22
3.3.1. 実験参加者 .....	22
3.3.2. 実験の概要 .....	23
3.3.3. 実験計画 .....	23
3.3.4. 装置 .....	25
3.3.5. 質問紙および姿勢課題による酔いの評価 .....	25
3.3.6. 生理指標の測定および映像記録 .....	26
3.3.7. 実験手続き .....	26
3.4. 分析 1 :シミュレーター酔いの発生状況と対策による軽減の可能性	
3.4.1. 目的 .....	28
3.4.2. 結果 .....	28
3.4.2.1. 事前質問回答の分析	
3.4.2.2. 結果の概要	
3.4.2.3. SR の事前事後比較	
3.4.2.4. 相関分析	
3.4.2.5. 分散分析	
3.4.3. 考察 .....	37
3.4.3.1. 相関分析	
3.4.3.2. ショウガの効果	
3.4.3.3. 視覚すだれの効果	
3.4.3.4. 男女差	
3.4.3.5. 酔いの累積効果	
3.4.3.6. 評価指標としての SSQ	
3.4.3.7. SR	
3.4.3.8. まとめと課題	
3.5. 分析 2 :生理指標と酔いの相関	
3.5.1. 目的 .....	41
3.5.2. 各指標の算出方法 .....	41
3.5.2.1. RRI の検出と ECG 基線変動	
3.5.2.2. RRI 平均値	

3.5.2.3. RRI パワー	
3.5.2.4. RRI パワースペクトルの LF および HF 成分	
3.5.2.5. RRI パワースペクトルの時間変化	
3.5.2.6. RRI パワースペクトルの重心周波数	
3.5.2.7. 呼吸データの同期リサンプリング	
3.5.2.8. 呼吸基線変動の除去	
3.5.2.9. 呼吸パワー	
3.5.2.10. 呼吸パワースペクトルの LF 成分	
3.5.2.11. 呼吸パワースペクトルの時間変化	
3.5.2.12. 呼吸パワースペクトルの重心周波数	
3.5.2.13. 呼吸心拍相互相関	
3.5.3. 結果	44
3.5.3.1. 実験遂行状況及びシミュレータ運転による酔いの主観評価	
3.5.3.2. 呼吸・心拍 RRI のスペクトログラム	
3.5.3.3. 呼吸心拍相互相関	
3.5.3.4. 生理指標とSSQ 各指標の相関	
3.5.3.5. 実験セッション中の呼吸心拍相互相関の変化	
3.5.4. 考察	49
3.5.4.1. 呼吸・心拍 RRI のスペクトログラム	
3.5.4.2. 呼吸心拍相互相関	
3.5.4.3. 生理指標とSSQ 各指標および Vection の相関	
3.5.4.3.1. ECG 基線変動と各主観指標 (正相関)	
3.5.4.3.2. RRI パワーと女性の SSQ 各指標 (正相関)	
3.5.4.3.3. RRI-LF と女性の SSQ-O ,D ,TS (正相関)	
3.5.4.3.4. 呼吸重心周波数と男性の Vection (負相関)	
3.5.4.3.5. 呼吸重心周波数と男女全体の SSQ-D,TS (負相関)	
3.5.4.3.6. 呼吸心拍相互相関 (CPCC)と男女全体の SSQ-O ,D (負相関)	
3.5.4.4. 実験セッション中の呼吸心拍相互相関の変化	
3.5.5. 結論	55
3.6. 分析 3 :運転場面と呼吸心拍相互相関との関連	
3.6.1. 目的	56
3.6.2. 各指標の算出方法	56
3.6.3. 結果	56
3.6.3.1. DS 運転によるシミュレーター酔いの誘発	

3.6.3.2. DS 運転中の CPCC の変化	
3.6.3.3. CPCC の分散分析	
3.6.3.4. シミュレーター酔いと生理指標の相関	
3.6.3.5. 運転場面の属性を独立変数とした CPCC の重回帰分析	
3.6.3.6. 異なる運転場面における CPCC、RRI、LF/HF の比較	
3.6.4. 考察	67
3.6.4.1. DS 運転中の CPCC の変化に関して	
3.6.4.2. CPCC の分散分析に関して	
3.6.4.3. シミュレーター酔いと生理指標の相関に関して	
3.6.4.4. 運転場面の属性を独立変数とした CPCC の重回帰分析に関して	
3.6.4.5. 副交感神経活動度指標としての CPCC の優位性	
3.6.4.6. CPCC の有用性	
3.6.4.7. 課題	
3.7. シミュレーター酔いに関する研究の考察	71
4. 実車運転中の呼吸・心拍・脈波同時測定の例	73
4.1. 背景	73
4.2. 目的	74
4.3. 実験	74
4.4. 分析	74
4.5. 結果	75
4.5.1. 記録データの例	75
4.5.2. 心拍 RR 間隔および脈波伝播時間の時間変化	78
4.5.3. Mayer 波帯域に限定した心拍 RR 間隔と脈波伝播時間の関係	79
4.5.4. 呼吸と心拍 RR 間隔の相互相関	81
4.5.5. 脈波伝播時間と心拍 RR 間隔の相互相関	82
4.5.6. CPCC と max の時間変化	83
4.6. 考察	86
4.6.1. 走行中の呼吸・心拍・脈波データの取得と各指標の算出	86
4.6.2. Mayer 波帯域に限定した心拍 RR 間隔と脈波伝播時間の関係	86
4.6.3. CPCC と max の時間変化	86
4.6.4. CPCC と max を併用することの意味	87

5. 総合的な考察と今後の課題 .....	90
5.1. 心拍関連生理指標 .....	90
5.2. シミュレーター酔い .....	91
5.3. 擬似環境の提示方法と教育効果 .....	92
6. 結語 .....	94
7. 文献 .....	96
8. Appendix .....	103
8.1. 生理指標分析システムの詳細 .....	103
8.1.1. 分析ソフトウェア .....	103
8.1.1.1. 心拍 RRI および脈波伝播時間の算出	
8.1.1.2. 周波数スペクトルおよび相互相関	
8.1.2. パワースペクトルの分析方法 .....	105
8.1.2.1. FFT	
8.1.2.2. MEM	
8.1.2.3. CWT	
8.1.3. スペクトログラムについて .....	106
8.1.3.1. テスト信号による比較	
8.1.3.2. 実際のデータによる比較	
8.1.4. テストパターン .....	117
8.2. 日本語版 SSQ .....	118

# 第1章

## はじめに

# 1. はじめに

## 1.1. 概要

### 研究の社会的背景

プロジェクターや大型液晶ディスプレイなど、表示面積の大きい映像装置が一般化している。また、個人用録画装置が普及し、コンピュータグラフィクス (CG)、バーチャルリアリティ (VR)、3Dゲーム、シミュレーション技術なども広く利用されている。このような技術により、大きな没入感が感じられるようになり、動きや輝度変化の早い映像、手ぶれ映像を見る機会も増えている。CGによるシミュレーター訓練は、航空機などの限られた利用から、一般人が運転免許取得時に体験する運転シミュレーターへとその用途を広げている。このような中で、乗り物酔いに類似した映像酔い・シミュレーター酔いなどの不快な症状が指摘されるケースも多くなっている。またそれに伴い、映像の安全性に関する基準、高い教育効果を持つとともに酔いにくいシミュレーターが求められている。

### 先行研究の現状

主観的な不快感が主な症状である酔いをモニターし、時系列的に評価する手段として心拍変動などの生理指標による方法が提案されている。しかし、シミュレーター運転や映像視聴では、「酔い」と無関係な精神生理学的反応が誘発される場合もある。「酔い」症状だけに選択的反応を示し、軽症から重篤な症状まで測定可能で、個人差も少ない単独指標は見出されていない。さまざまな指標と「酔い」および交感神経系・副交感神経系活動度の関連に関する基礎的な知見が求められている。

### 本研究の対象と目的

本論文を含む一連の研究の長期目標は、擬似環境を利用する運転者教育システムにおいて、高い教育効果と利用の快適性を両立させることである。この長期目標と前述の背景を踏まえて、本論文は心拍変動解析の運転シミュレーター研究への応用、特にシミュレーター酔いへの応用について述べる。運転シミュレーターによる「酔い」を評価し、その軽減可能性を探り、心拍変動と酔いの相関を明らかにすることが本研究の目的である。「酔い」と相関が高い生理指標を明らかにするとともに、逆に「酔い」から影響されにくい運転場面依存の自律神経系活動度指標を明らかにする。また、シミュレーター酔いの研究で用いた心拍変動解析手段が、実際の交通環境における運転時にも適用可能であることを示すことが本研究のもう一つの目的である。これは、擬似環境を用いる教育の積極的な効用である「身体反応のリアルさ」を検討する手段として心拍変動解析を用いるための基礎研究である。

## 生理指標分析システムの構築

本論文は、まず最初にこのような要求に応えるために開発した生理指標の分析システムについて言及する。これは、心拍、呼吸および脈波から複数の生理指標を系統的に求めるものである。従来から用いられている心拍変動の周波数分析による指標に加えて、瞬時心拍間隔 (RRI) と呼吸との相互相関、ならびに RRI と脈波伝播時間との相互相関を算出することを可能とした。されにこれら全ての指標を時系列的に分析する機能を有する。

## シミュレーター酔いに関する研究

次に上記分析システムを運転シミュレーターによるシミュレーター酔いの研究に適用した例について述べる。シミュレーター酔いを主観尺度と生理指標で同時評価することにより生理指標と酔いの関連を示した。「心電波形の基線変動と酔いが相関する」との先行研究を支持する結果が得られ、特に「吐き気」指標との相関が大きかった。また、呼吸と心拍の相互相関が「酔い」から影響されにくく、運転場面に対する依存が大きな指標であることが示された。「酔い」の対策に関して、画面上に設けた縞状フィルターの効果が認められた。これは「画面内の静止参照枠が有効」との先行研究を支持する結果であった。

## 実車運転中の呼吸・心拍・脈波同時測定

さらに、この分析システムを用いて実車運転中の生理データを分析した例を示す。これは、実際の自動車運転中とシミュレーションや映像視聴中の生理反応を検討することにより、それら映像技術を利用した場合の「リアルさ」を自律神経系の活動度によって評価して比較する試みへの第一段階である。「リアルな擬似環境による教育は効果が高い」という反説を検証することを通して、より教育効果の高い運転者教育システムを開発する取り組みへの一環である。交感神経系・副交感神経系の活動度を独立に評価するために呼吸・心拍・脈波の間の相関分析が有用であることが示唆された。

## 総合的な考察と課題

自律神経系活動度の推定などに利用できる心拍呼吸脈波同時測定による生理指標分析システムを構築した。これを用いてシミュレーター酔いの現状と予防可能性、酔いと生理指標との相関に関する知見を得た。酔いに相関する生理指標と酔いから影響されにくい運転場面依存の生理指標を明らかにし、さらに画面内静止参照枠による酔い軽減効果を示したことにより酔い防止研究へ向けた基礎付けを行った。またこの生理指標分析システムの構築により「リアルさ」評価へ向けた環境が整備され、教育効果に関する研究の体勢が整った。今後の課題はこれらの基礎成果を応用した、より実践的な研究を通して効果的で快適な教育方法を実現することである。

## 1.2. 研究の流れ

本研究の全体としての流れを「図 1-1」に示す。図中、「」は本論文に具体的な記述がある項目を示す。「§」はそれらの本論文における章番号である。

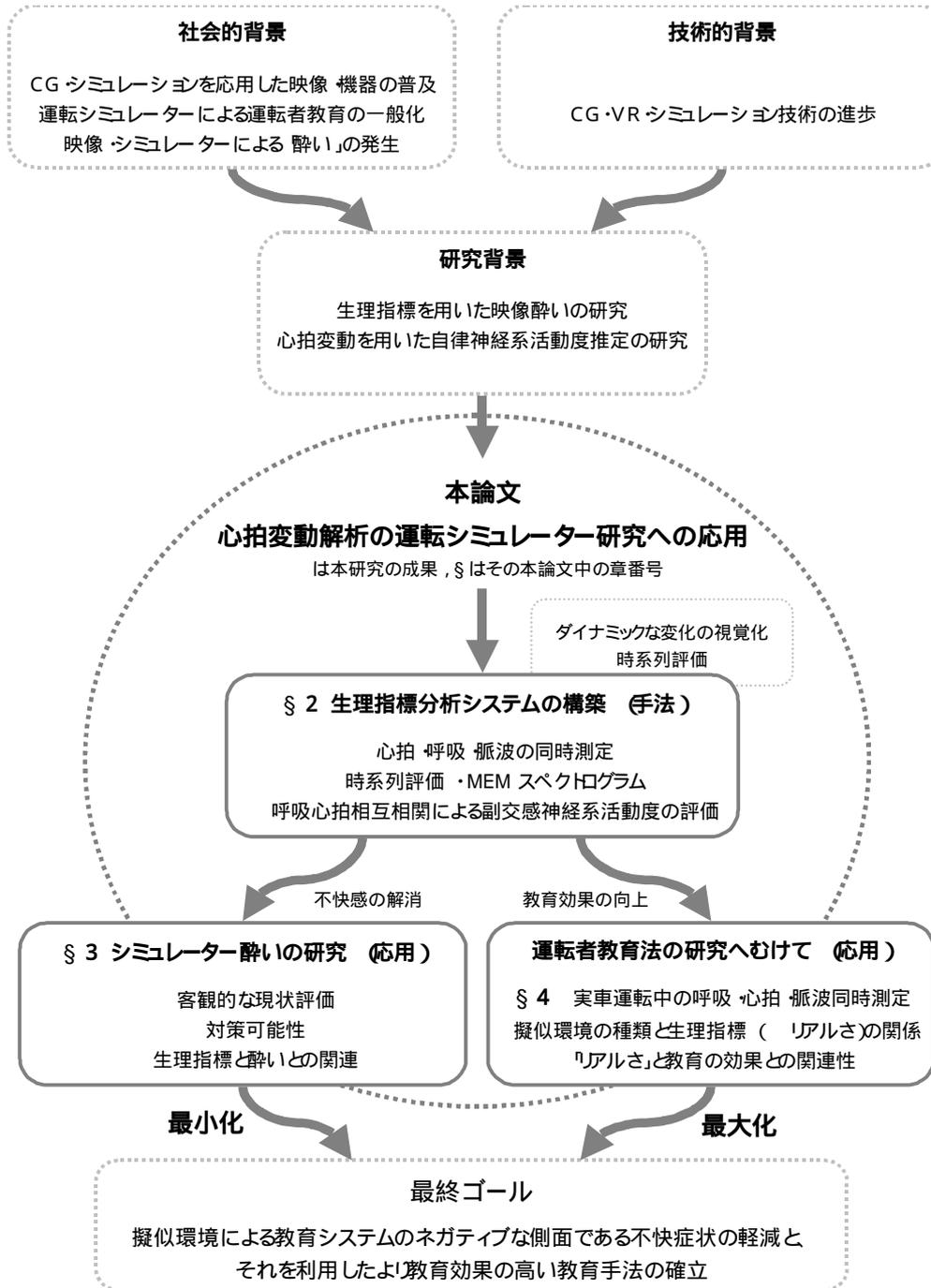


図 1-1 研究の流れ

## 第2章

# 生理指標分析システムの 構築

## 2. 生理指標分析システムの構築

### 2.1. 先行研究

#### 2.1.1. 心拍変動分析

心拍変動 (HRV : heart rate variability) には様々な要因がある。なかでも顕著なのは、呼吸に同期した心拍変動成分と、血圧調整に関わる圧受容器反射によるおよそ 0.1Hz の成分 (Mayer 波) である (Levick, 2000, p129)。前者は副交感神経系活動度と結び付けられ、後者は交感神経系および副交感神経系双方の活動度と関連付けられる。これらは臨床分野において疾患の予後予測などに利用されるとともに、精神生理学分野でも広く応用されている (早野, 2001)。

#### 周波数解析

心拍変動は、瞬時心拍 RR 間隔 (RRI : R-R interval) の周波数スペクトル、およびその特定周波数帯域のパワーで論じられることが多い。RRI は心拍ごとに得られる不等間隔の離散的データであるので、周波数分析にあたり一定間隔でリサンプル、補間して処理される。臨床的な利用では、呼吸同期成分 (HF) として 0.15 ~ 0.4Hz、圧受容器反射成分 (LF) として 0.04 ~ 0.15Hz の周波数帯での積算パワーを用いるのが一般的である (Task Force, 1996)。

#### 呼吸性洞性不整脈 (RSA)

呼吸に同期した心拍変動成分は呼吸性洞性不整脈 (RSA : respiratory sinus arrhythmia) と呼ばれる (村松, 1993)。その発現メカニズムは複雑であるが、吸気時の RRI 減少 (心拍数 HR は増加)、呼気時の増大 (HR 減少) を基本的な変動パターンとする (Berntson, Cacioppo, & Quigley, 1993)。

#### HF は副交感神経支配

RSA による HF 成分は一般的に副交感神経の活動と関連付けられる。これは心臓副交感神経節後線維終末におけるアセチルコリンによる神経伝達を、アトロピンの競合的拮抗作用でブロックした実験において HF 成分が消失することにより示される。(Hayano, Sakakibara, Yamada, Yamada, et al., 1991; Pomeranz, Macaulay, Caudill, Kutz, et al., 1985)。

## 周波数特性が影響

Berntson, Cacioppo, & Quigley (1993)によれば、HF が副交感神経系活動度のみと関連するのは、その機構自体に交感神経が関与しないからではない。交感神経系と副交感神経系の周波数応答特性に差があり、通常の呼吸周波数成分は副交感神経系のみが伝達可能であるためであるとされる。

## 圧受容器反射

一方、圧受容器反射の求心路は、大動脈弓および頸動脈洞の圧受容器（伸展受容器）からそれぞれ迷走神経、舌咽神経を經由して延髄心臓血管中枢に至る。その遠心路は、コリン作動性迷走神経枝及びアドレナリン作動性心臓交感神経である (Levick, 2000, p329-337; Mohrman & Heller, 2003, p158-162)。この反射は血圧の短期調整を担っており、そのループ挙動の残差成分が 0.1Hz 付近にピークを持つ Mayer 波として観察されることが考えられる。

## LF は交感神経・副交感神経双方の影響下にある

圧受容器反射このような機構から、これと関連する LF 成分は交感神経・副交感神経双方の影響下にあることが示唆される。このことを示す研究として、仰臥位よりも LF 成分が増大する立位での実験 (Pomeranz, 1985) を挙げることができる。Pomeranz によれば、アトロピンの副交感神経ブロック、もしくはプロプラノロールの交感神経受容体ブロックのみに比べて、両者同時ブロック時に LF 成分の低下が大きい。

### 2.1.2. LF - HF による評価の問題点

心拍変動（瞬時心拍間隔）周波数成分で、呼吸対応成分は副交感神経系の活動に、0.1Hz 付近は交感神経系及び副交感神経系の活動にそれぞれ対応すると考えられる。このことを利用して、心拍変動の HF(0.15 ~ 0.25Hz)周波数域パワーを副交感神経系活動度、LF (0.04 ~ 0.15Hz)周波数域パワーを交感神経系・副交感神経系活動度として利用する評価法がしばしば行われる。これは本来、呼吸周波数がおおむね HF 域にあると仮定できる統制呼吸下での評価や、比較的長い時間の測定を前提としている。しかし、呼吸周波数が HF 域を外れる場合や、呼吸の深さが変動する際には、そのような前提が満たされない。そのような場合には、応用に際して注意を払う必要がある。

実際、実車運転やシミュレーター運転では呼吸周波数が 0.4Hz を超える場合が少なくな。またシミュレーター運転によって「酔い」が発生した場合には反対に呼吸周波数が低下して、呼吸周波数スペクトルが LF 帯域に成分を持つ場合がある。このような場合には呼吸周波数成分が HF として定義された周波数域を逸脱してしまうので、単純に周波数帯域を

限定して、LF +HF 評価を行うことには問題がある。この問題に対処するため、呼吸波形から呼吸パワースペクトルの重心周波数を算出して、その重心周波数を基準とした一定範囲の帯域を呼吸関連成分としてスペクトル分析をする手法が提案されている(中川・大須賀・竹田, 2000; 中川・大須賀・竹田, 2001)。しかし、この方法によると、呼吸周波数が LF 帯域近くまで低下した場合に、圧受容器反射関連成分として評価されるべき成分も呼吸関連成分として検出されてしまうという問題がある。

呼吸の周波数と深さを統制しない場合には、心拍変動の周波数スペクトル以外の評価法が必要となる。特に測定時の外部環境や刺激が時間的に変化し、それに対する生体の応答を時系列的に評価しようとする場合にこの必要性が顕著となる。

### 2.1.3. 呼吸心拍相関

周波数分析によらずに呼吸性洞性不整脈 (RSA) に起因する心拍変動を評価する方法として、呼吸と心拍 RR 間隔との相互相関を利用した方法が提案されている (Perring & Jones, 2003; Schmitz, Claus, Neundorfer, & Handwerker, 1995)。RSA は一般に年齢に依存し、年齢が高くなるほど減少するが、この方法による評価値は年齢依存が少ない (Perring, 2003)。

### 2.1.4. 血圧心拍相関

圧受容器反射に関連する生体情報から自律神経系の状態を推定する方法として、瞬時血圧と心拍 RR 間隔の Meyer 波帯域成分の相互相関の最大値 ( max ) を利用する手法が提案され、映像酔いの評価に応用されている (杉田・阿部・吉澤・田中他, 2004; 杉田・田中・阿部・吉澤他, 2002; 杉田・田中・阿部・吉澤他, 2004)。血圧と脈波伝播時間 (PTT : pulse transit time) との間には負の相関がある (Gribbin, Steptoe, & Sleight, 1976)。このため、PTT と心拍 RR 間隔 (RRI) との間にも相関がある (Drinnan, Allen, & Murray, 2001)。このことを利用して、前記の max の算出において、血圧の代替として、脈波伝播時間を利用することも可能であるとされる (吉澤・杉田・田中・増田他, 2003; Sugita, Yoshizawa, Abe, Tanaka, et al., 2007; Sugita, Yoshizawa, Tanaka, Abe, et al., 2005)。

この手法によると心拍変動の周波数分析による評価に比べて情動反応に対してより鋭敏な指標が得られるとされる (杉田・田中・阿部・吉澤他, 2002)。圧受容器反射は交感神経・副交感神経の両者が関与するため、max もこれら双方の情報を含む。従って、max を自律神経系の挙動と結びつけて解釈するには、交感神経・副交感神経のそれぞれの関与を分離する手段が必要である。

## 2.2. 目的

前項に述べた背景を踏まえ、本研究では心拍変動周波数分析に加えて、自律神経系の活動度推定や動揺病に関連すると思われる多様な指標も自動的に算出できる測定系および分析システムの開発を目指した。心拍および呼吸の周波数領域の諸指標に加え、呼吸と心拍間隔の相互相関、脈波伝播時間と心拍の相互相関の各指標を算出対象に加える。また、全ての指標について、その時系列を算出可能とする。

## 2.3. システムの概要

精神生理学分野で利用される生理指標は、しばしば生体の状態に関する様々な要因と関連する。このため、特定の要因を選択的に評価するためには、しばしば複数の指標を同時に検討することが必要である。また、心拍変動による分析においては前節に述べたように、周波数パワースペクトル解析に加えて、生体情報間の相互相関を指標とする分析法も必要となっている。このような状況を踏まえ、心拍・呼吸・脈波から、その周波数スペクトル、特定周波数帯域のパワー、相互相関、およびそれらの時系列情報が得られるシステムを開発し、自動分析を可能とした。それを利用した分析フローの例を「図 2-1」に示す。

分析システムは、心拍 RR 間隔・脈波伝播時間検出スクリプト「RR」(awk)、周波数分析・相互相関演算とそれらの時系列演算を行う「fri」、ならびに分析フローを制御するスクリプト(awk)によって構成される。「fri」は C 言語で作成し、周波数分析には FFT (高速フーリエ変換 :Fast Fourier Transform)とMEM (最大エントロピー法 :Maximum Entropy Model)を選択できるようにした。「fri」は分析用パラメータをコマンドラインから与えて実行できるので、スクリプト言語と組み合わせることにより、複雑な分析フローを自由に構成して自動分析を行うことが可能である。

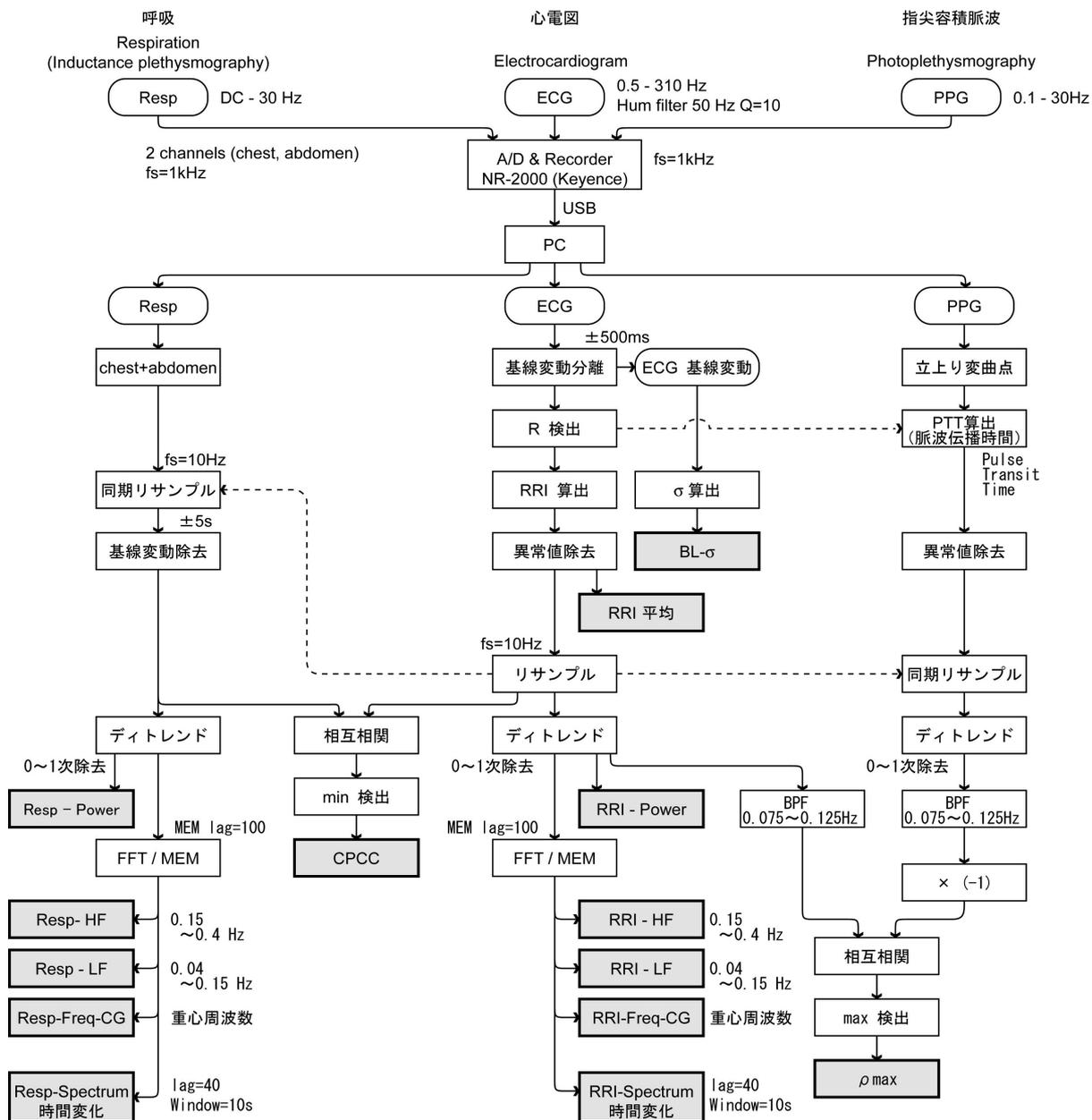


図 2-1 呼吸・心拍・脈波分析システムによる分析フロー

(分析パラメータは任意に設定可能であり 図中にはその一例を示す)

### 2.3.1. 計測装置

計測装置は、心電図・呼吸・脈波の検出装置、AD変換機能付きデジタルデータレコーダー、パーソナルコンピュータにより構成される。データレコーダーはキーエンス社製 NR-2000型を使用した。サンプル周波数は広い範囲で選択可能であるが、本論文で述べる実験においては全て  $f_s=1\text{kHz}$  とした。

#### 2.3.1.1. 心電図

心電 (ECG : Electrocardiogram) アンプは、初段に Analog Devices 社製 AD620A 計装アンプを使用して自作した (図 2-2)。アンプの全電圧ゲインは 1000、周波数特性は 0.5Hz ~ 310Hz で、ハムフィルター (50Hz,  $Q=10$ ) を用いた。入出力は信号系を BUR-BROWN 社製 ISO-122P アイソレーションアンプで、電源系を DC-DC コンバーターによってアイソレートした。



図 2-2 心電アンプ

### 2.3.1.2. 呼吸

呼吸曲線の検出には、コイルの伸縮によるインダクタンス変化を利用した "Inductance Plethysmography" 装置を自作して使用した (図 2-3)。胸部と腹部に巻きつけたコイルから得られる出力を加算して用いるこの方法は、睡眠時無呼吸症候群などの臨床診断に使用できる程度の信頼性が得られる (American Academy of Sleep Medicine Task Force, 1999)。

ここで用いた装置のセンサ部分は、線径 0.3、巻線外径 4 の密着巻きステンレスコイルを約 1.5 倍に引き伸ばして巻線同士が接触しないようにし、巻線長 230mm 分をゴムチューブに封入したものである。これに約 200kHz の微弱な交流を印加してインダクタンス変化によりコイルの伸縮を検出している。二つのコイルを胸部と腹部の前面に、たるみが生じないように長さ調整のできるベルトで装着し (図 2-4) それらからの出力の和を呼吸信号とする。コントローラーの呼吸信号に対する通過周波数範囲は DC ~ 30Hz である。

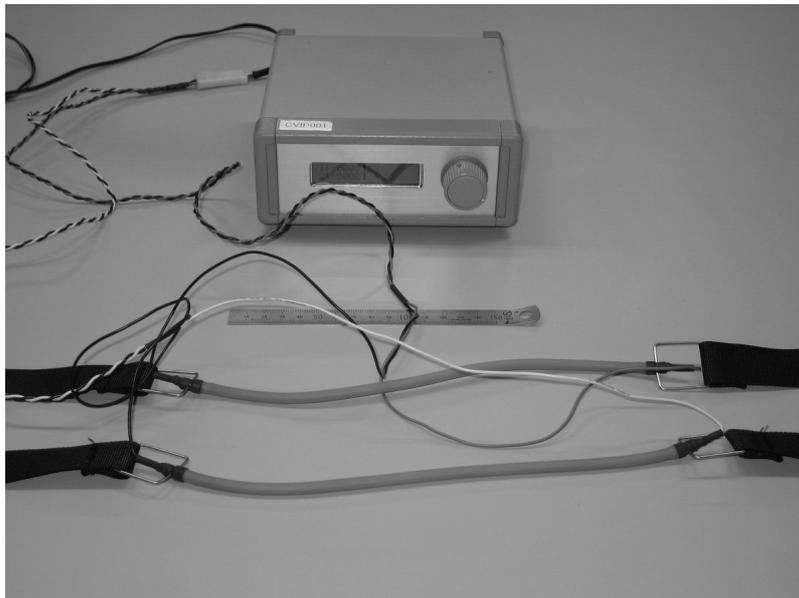


図 2-3 呼吸センサと制御アンプ



図 2-4 装着した状態の呼吸センサ

### 2.3.1.3. 脈波

脈波は光電法による指尖容積脈波測定装置を自作し、光電容積脈波 (PPG : Photoplethysmogram) として測定した。センサは赤外フォトフレクター (ROHM 社製 RPR-359F、ピーク感度波長 800nm) を使用し、通過周波数範囲は 0.1Hz ~ 30Hz とした (図 2-5, 図 2-6)。

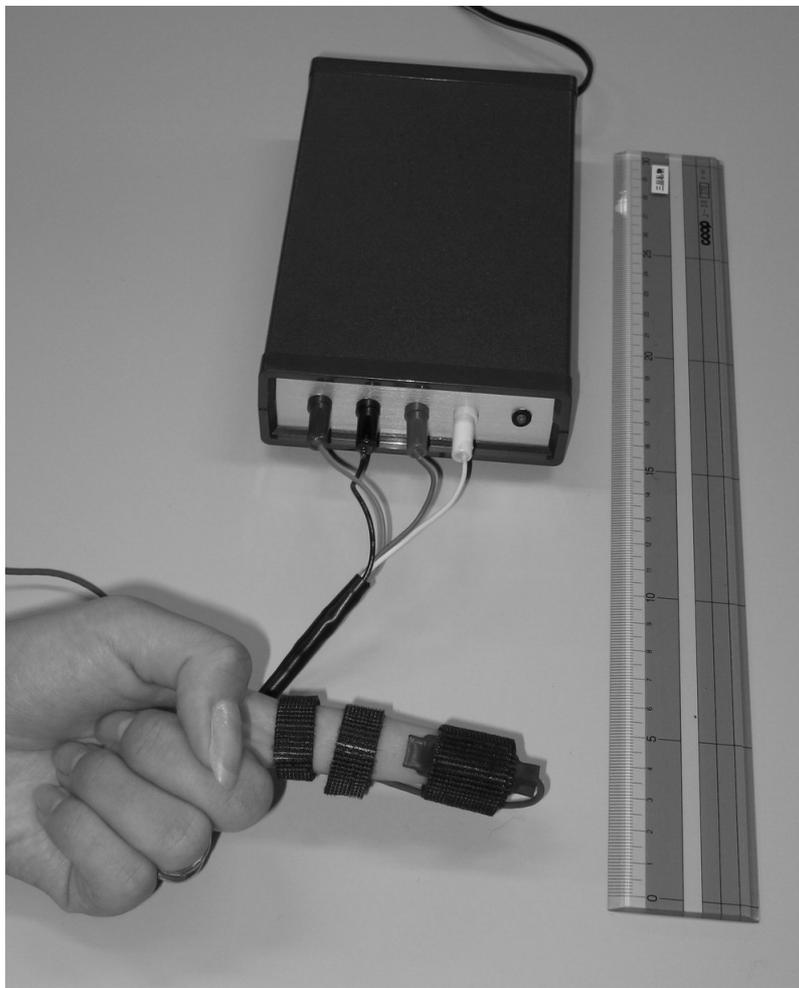


図 2-5 脈波アンプと装着した状態のセンサ

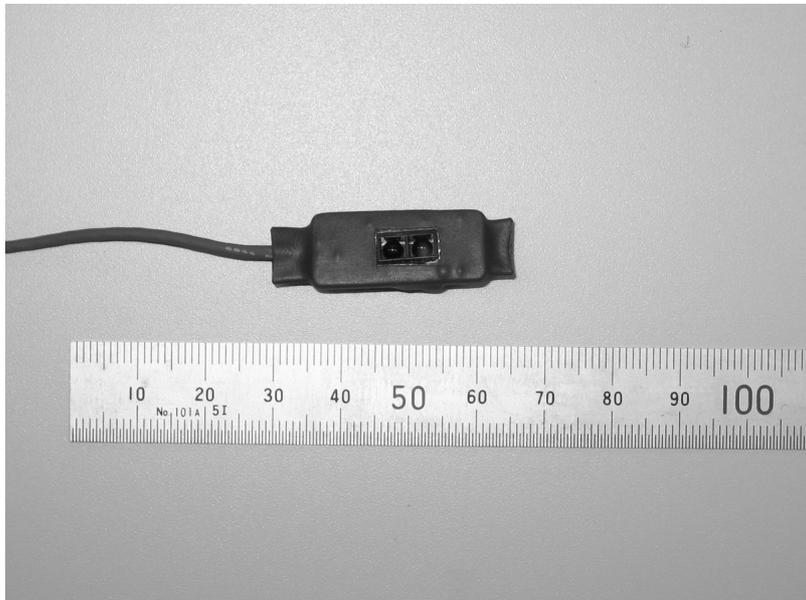


図 2-6 脈波センサ

### 2.3.2. 生理指標分析システムで算出可能な代表的指標

生理指標分析システムで算出可能な代表的指標は次の通りである。分析パラメータの設定によって、ここに示す以外の指標、たとえば特定周波数範囲の MEM パワーなどを得ることも可能である。また全ての指標は、分析対象時間区間を移動させながら反復的に値を求めて、その時系列を得ることができる。

ECG 基線変動 (BL- )

RRI 平均値

RRI パワー

RRI パワー HF 成分および LF 成分

RRI 重心周波数

RRI スペクトル

呼吸パワー

呼吸パワー HF 成分および LF 成分

呼吸重心周波数

呼吸スペクトル

さらに、相互相関による指標として、

心拍 RRI と呼吸曲線の相互相関、およびその最小値 (絶対値は最大) CPCC

心拍 RRI と脈波伝播時間の相互相関、およびその最大値 max

それぞれの具体的な算出方法については、本システムを適用した分析の例において後述する。

## 2.4. 生理指標分析システムの詳細

本研究で用いた生理指標分析システムの詳細を「8. Appendix : 8.1. 生理指標分析システムの詳細」に示す。下記の事項については、Appendix を参照されたい。

8.1.1. 分析ソフトウェア

8.1.2. パワースペクトルの分析方法

8.1.3. スペクトログラムについて

8.1.4. テストパターン

## 第3章

# シミュレーター酔いに関する 研究

### 3. シミュレーター酔いに関する研究

自動車教習用運転シミュレーターの使用に伴い、乗り物酔いなどと類似した「動揺病」の一種である「シミュレーター酔い」が報告され、対処が求められている。このシミュレーター酔いに関する基礎的なデータ収集と対策の可能性検討のために、実際に教習で用いられるシミュレーターを用いて実験室実験を行った。

なお、本実験は 2. 生理指標分析システムの構築 : 2.3.1.3. 脈波」に述べた脈波測定装置および脈波分析関連ソフトウェアの作成以前に行ったため、脈波を利用する分析はここには含めていない。

#### 3.1. 背景

(背景の概要)

動揺病の発生には性差があり、女性はその頻度・程度が男性より大きいことが知られている。映像やシミュレーターによる動揺病の発生には映像機器の仕様など多くの要因が影響を及ぼす。シミュレーション空間内で運転者の位置や方向が変化する際に、実空間に対して固定されて動かない要素が画面内にあると酔いは軽減されることが知られている。

##### 3.1.1. シミュレーター酔いの評価方法・性差・対策

教習用運転シミュレーターで、「動揺病」(motion sickness : MS)の一形態である「シミュレーター酔い」(Simulator Sickness : SS)が報告されており、対策が望まれている(有馬, 2005; 坂野・森・石田, 2005; 森・坂野・石田, 2005)。

動揺病の「感覚矛盾説」によれば、耳石・三半規管・視覚からの姿勢情報の関係が、日常的に適応した状態と異なるときに動揺病の症状を呈する場合があるとされる(Reason & Brand, 1975, p103)。これに従えば、動揺装置を備えない据え置き型の自動車シミュレーターでは画像の動きと、耳石・三半規管からの慣性情報が矛盾するために動揺病を生じると考えられる。

動揺病には消化器系の不快感、視覚系の異常、姿勢制御の異常などの諸症状がみられるが、どの症状がどれほど生じるかは発生原因と個人により異なる(Kennedy & Fowlkes, 1992)。

Kolasinski (1995)は SS に影響する 40 の要因を挙げ、さらにそれらを個人差、シミュレーターの特性、シミュレーターで模擬される課題の特性に分類した。個人差としては、年

年齢、集中度、人種、現実世界での課題経験、シミュレーター経験(適応)、フリッカー閾値、疾病と性格、心的回転能力、認知スタイル、姿勢安定性が挙げられている。

教習用運転シミュレーターの使用に伴うSSの発生に関する調査報告によれば、その発生頻度は女性の方が男性より多い(森他, 2005)。Hein(1993)も定性的な記述ではあるが、女性の方が運転シミュレーターによるSSの発生が多いとしている。Head-Mounted Display(HMD)によるVirtual Environment(仮想環境:VE)刺激でも女性の方が酔いやすい(Stanney, Hale, Nahmens, & Kennedy, 2003)。動揺病に対する感受性に性差があることは繰り返し報告されており、一般に女性の方が酔いやすい(Reason & Brand, 1975, p188; Lawther & Griffin, 1988)。Dobie, McBride, Dobie Jr., & May(2001)は乗り物酔いの性差について「乗り物に関する過去の経過」女性の方が乗り物酔いを重篤に報告する」など5通りの社会的要因仮説を調査研究で検証した結果、どれも採用できないとした。女性ホルモンの周期的変動の影響が、ヨットレース中の船酔い(Grunfeld & Gresty, 1998)、頭部を傾けた回転実験(Golding, Kadzere, & Gresty(2005)、HMD(Head-Mounted Display)を使ったVirtual Reality(仮想現実:VR)ゲーム(Clemes & Howarth, 2005)で示されている。また、動物実験(Suncus murinus:ジャコウネズミ)においてもメスがオスより振動実験で嘔吐しやすい(Javid & Naylor, 1999)。これらは社会的もしくは経験的な要因のみが性差の原因ではないことを示す。このように動揺病の性差に関しては多くの先行研究がある。しかし動揺病の発生メカニズムは十分解明されておらず、また刺激や課題の性質によってその発現の仕方は多様である。従って、効果のある実用的な対策と関連付けて運転シミュレーターによるSSの性差を検討するためには、実際に対策が求められているシミュレーターにおいて、標準的指標を用いた定量的な評価を行う必要がある。

SSの症状は吐き気やめまいなどの主観的不快感と姿勢の不安定化に大別され、通常前者は質問紙形式で自己評定を行わせ後者は姿勢課題で測定する。

フライトシミュレーターやVR(仮想現実)によるSSの主観的不快感の自己評定にはKennedy, Lane, Berbaum, & Lilienthal(1993)によるSimulator Sickness Questionnaire(SSQ)が広く用いられている(Kolasinski, 1995)。これは船酔い、飛行機酔いなどの動揺病に用いられていたもの(Kellogg, Kennedy, & Graybiel, 1965)をその原型としている。Kennedy, Lilienthal, Berbaum, Baltzley, & McCauley(1989)は28項目の指標をシミュレーターによる動揺病の評価に用いた。その後刺激の種類や個人差によって、異なったパターンのSSの症状が生じることが明らかになり(Kennedy & Fowlkes, 1992)、そのパターンを表現するために三つの下位指標を因子分析によって定めた(Kennedy, Lane, Berbaum, & Lilienthal, 1993)。下位指標は「Oculomotor(O, 眼球運動)」、「Disorientation(D, 方向感覚の失調)」、「Nausea(N, 吐き気)」と名づけられ、全体的傾向をあらわす指標「Total Severity(TS)」とあわせて用いられる。これらの算出には上記28項

目中 16 項目が用いられている。SSQ はシミュレーター酔いの主観評価指標として定着している。

姿勢安定性の評価は位置センサーなどの計測機器やビデオ映像の画像解析による電子的な方法 (Kennedy, Lanham, Drexler, & Lilienthal, 1995; Stoffregen, Hettinger, Haas, Roe, & Smart, 2000) と、姿勢課題での不安定化の頻度や時間を計測する方法 (Cobb, 1999) とに大別される。後者には要求する姿勢と計測の内容によって種々の方法がある。Hamilton, Kantor, & Magee (1989) はそれらのうち、フライトシミュレーターでは Stand on one leg eyes closed (SOLEC) と Sharpened Ronberg stance (SR) が信頼でき、主観報告との比較で SR のみが十分な感度を有するとしている。

SS の本質的な対策にはシミュレーター仕様と教習ソフトの改善が必要と思われる。しかし既存の機器やソフトに対して「アドホック」(後付け)的に用いることができる予防策があるのならばその適用も検討に値する。

Prothero, Draper, Furness 3rd, Parker, & Wells (1999) によれば、透過型と非透過型に切り替え可能な HMD (Head-Mounted Display) に左右方向の周期的な振れを伴う自然画映像を表示した際、透過型の方が非透過型より先動揺病の発生が少ない。また Lin, Abi-Rached, Kim, Parker & Furness (2002) によれば、運転シミュレーター画面内に静止した格子縞や雲の映像を表示すると動揺病の発生が軽減される。これらのことは VE (仮想環境) 表示内に外界に対して静止した視覚情報 (静止参照枠・独立背景) が有るとそれが無い場合に比べて酔いが軽減されることを示す。

ジメンヒドリナートなどの抗ヒスタミン剤の服用は動揺病に効果があると考えられる (Reason & Brand, 1975, p211)。抗ヒスタミン剤は H1 受容体遮断薬として中枢性に働いて、ヒスタミン神経系の興奮が嘔吐中枢に伝わるのをブロックし、悪心や嘔吐を抑制する (平柳, 2006) とされる。しかし、抗ヒスタミン剤は眠気を催す可能性があるために教習時の服用には適さない。これに代わる有効物質の候補として「シヨウガ」があげられる。

Ernst & Pittler (2000) によると、二重盲検の条件を満たす 6 件の研究報告を精査した結果、5 件で吐き気の抑制にシヨウガの効果が認められた。また、Mowrey & Clayson (1982) によると動揺病になりやすい男女学生 32 人に対する傾斜回転実験でシヨウガ粉の服用が動揺病による吐き気に対して効果があった。一方、メタ分析の結果から動揺病に対するシヨウガの効果を疑問視する研究 (Chrubasik, Pittler, & Roufogalis, 2005) もありその効果に関して定説は確立されていない。

シヨウガの嘔吐抑制作用については諸説があり定説は確立されていないが、そのうちのひとつに、5-HT<sub>3</sub> 受容体拮抗薬としての作用を示唆するものがある。嘔吐は、体内で遊離した 5-HT (5-hydroxytryptamine :セロトニン) が求心性腹部迷走神経末端の 5-HT<sub>3</sub> 受容体に結合して引き起こされる。5-HT<sub>3</sub> 受容体拮抗薬」説によると、シヨウガの主成分 Gingerol

特に 6-gingerol が 5-HT<sub>3</sub> 受容体において拮抗薬として作用することにより嘔吐を抑制する (Ernst & Pittler, 2000)。

### 3.1.2. 生理指標によるシミュレーター酔いの評価

映像酔い等の動揺病 (平柳, 2006) を時系列的に評価するための生理指標として、胃電位、呼吸周波数変動、心電図 (electrocardiogram : ECG) の基線変動、心拍変動 (heart rate variability : HRV) などが検討されている (中川・大須賀・竹田, 2000; 中川・大須賀・竹田, 2001)。ECG の基線変動は、ECG 波形の基線の不安定な変動として観察されるものであり、胃電位との関連が示唆される。心拍変動は、たとえば心電図の RR 間隔 (R-R interval : RRI) 時系列の周波数成分を解析し、その高周波成分 HF (0.15 ~ 0.4Hz) を副交感神経指標、低周波成分 LF (0.04 ~ 0.15Hz) を交感神経指標として利用する。HF は副交感神経に支配される呼吸性洞性不整脈 (respiratory sinus arrhythmia : RSA) と関連付けられ、LF は交感神経および副交感神経双方に支配される圧受容器反射 (Mayer 波) と関連付けられる。HF は呼吸の影響を強く受け、そのスペクトルは呼吸周波数の変動に伴って変化する。呼吸周波数変動の影響を軽減するために、呼吸重心周波数に連動して RRI パワースペクトルの積算範囲を変化させる方法が提案されている (中川・大須賀・竹田, 2000)。また、RSA を周波数分析ではなく呼吸と心拍間隔との相互相関によって評価する方法が提案されている (Perring & Jones, 2003)。映像酔いと関連する指標として、Mayer 波帯域の心拍数と血圧の相互相関係数の最大値を用いる方法も提案されている (杉田・阿部・吉澤・田中他, 2004)。

運転シミュレーターのように時間的に変化する刺激下で生理指標を観察する際、その指標の変化が「酔い」のみではなく注意や情動のような要因を反映している可能性もある。このため、「酔い」とそれ以外の要因を分離して検出するために、それぞれの要因にできるだけ独立に対応した生理指標を探し出すことが求められる。

### 3.1.3. 心拍変動による自律神経活動度の推定

一方、ドライビングシミュレーター (DS) を研究に用いる際、シミュレーション運転という課題が運転者に対してどれ程の負荷となっているかをモニターしたい、という局面にしばしば遭遇する。例えば、DS を運転者教育に用いようとする場合、それが実車の運転や運転映像の受動的な視聴と比較してどの程度現実味のある課題となっているかを知ることが、教育効果の高いソフト開発に役立つと考えられる。ここでいう「現実味のある課題」とは、現実の運転と同様の心身反応を運転者におこさせるような課題である。課題の遂行にともなう運転者 (受動的な視聴ではその視聴者) の心身反応は、「作業負荷」「覚醒度」「緊張度」「注意

レベル」など様々な意味付けを与えられ、それぞれに評価手法が工夫されている。身体活動の生理学的な計測に基づく「生理指標」は連続測定により時系列の情報を得ることができるので、時間的に変化する刺激や課題に応じた運転者の状態変化を観察するのに適している。このような目的に応用可能な指標の多くは自律神経系の活動状況を反映するものであり、心拍変動・精神性発汗・皮膚電気反応などが代表的である。

なかでも心拍変動 (heart rate variability : HRV) は心臓疾患の診断などに関連して基礎的な研究が多くされており、精神生理学的な観点からも用いられることについては本論文の 2. 生理指標分析システムの構築 : 2.2. 先行研究」においてすでに述べた。

## 3.2. 目的

本研究 (シミュレーター酔いに関する研究) は、運転者教育に用いられているシミュレーターによるシミュレーター酔いを数値的に評価し、その予防の可能性を検討することを目的とする。また、心拍変動を中心とした多元的な生理指標と酔いとの相関を検討し、シミュレーター酔いを時系列的に評価するために適した生理指標を明らかにする。この目的のために本研究では、次の三つの側面について検討し、その詳細を「3.4. 分析 1」「3.5. 分析 2」「3.6. 分析 3」に述べる。

- (1) シミュレーター酔いの発生状況と対策による軽減の可能性
- (2) 生理指標と酔いの相関
- (3) 運転場面と呼吸心拍相互相関との関連

## 3.3. 実験

教習用シミュレーターを用いて、男女各 16 名、計 32 名が 10 分ずつのシミュレーション走行を 2 回、約 10 分間の休憩をはさんで行った。実験計画は、シミュレーター画面上に設けた「罫」の有無を参加者内要因とし、性別、酔い対策候補としてのショウガの服用有無、縞有無のどちらを先に行ったかを参加者間要因とする  $2 \times 2 \times 2 \times 2$  水準の混合計画である。

### 3.3.1. 実験参加者

実験参加者は運転免許を持つ 20 歳以上の男女各 16 名、計 32 名で、男性の平均年齢 23.6 (標準偏差 3.7)、女性の平均年齢 23.5 (標準偏差 3.5)、全体の平均年齢 23.6 (標準偏差 3.5) であった。運転時に眼鏡等を使用している者は、実験でもそれらを用いた。

### 3.3.2. 実験の概要

実験に先立って実験の内容を詳しく説明し書面による同意を得た。また参加者には実験開始前 12 時間以内の飲酒、抗ヒスタミン剤の服用を避けるよう求めた。途中辞退した場合も含めて謝礼を実験終了後に支払った。実験は事前に早稲田大学人間科学部研究倫理委員会によって承認された研究計画に従って行った。

### 3.3.3. 実験計画

性別、シヨウガ対プラセボ (以下「シヨウガ」)、視覚すだれ有・無条件のどちらの走行を先に行ったか (以下「騎順序」) を参加者間要因 (それぞれ 2 水準) とした。走行前 1 回、シミュレーション走行後 2 回の SSQ 記入および姿勢課題 SR 測定の反復が参加者内要因である。走行前の測定結果を分析に含めた場合の参加者内要因の水準数は 3、走行後の測定結果のみを分析対象とする場合の水準数は 2 である。

「シヨウガ」2 水準と「騎順序」2 水準からなる 4 群のそれぞれに、男女各 4 名計 8 名ずつ、総計 32 名の参加者を無作為に割り振った。

「シヨウガ」はシヨウガ粉を不透明セルロースカプセルに 1 カプセルあたり 500mg 充填し 2 カプセル (合計 1g) を 1 回の使用量とした。プラセボとしてのブドウ糖も同様に調製し、服用は二重盲検法で行った。

「視覚すだれ」は、透明アクリル板に短冊状の自動車用遮光フィルム (幅 50mm、可視光線透過率 15%) を縦長に等間隔で 1 画面あたり 4 枚貼付して構成した (図 3-1)。縞の貼り付けピッチ 118mm、視点位置から見た角度ピッチ約 8°、フィルムの無い部分を中央とした。



図 3-1 「視覚すだれ」を装着した運転シミュレーター

### 3.3.4. 装置

三菱プレジジョン株式会社製「DS-6000 型」運転シミュレーターを用いた。同機は動揺装置を持たず、衝突の際に座席を前後に移動させる衝撃発生機能は解除して実験を行った。主な仕様は、表示画面数 :3、表示視野角 :水平方向 34° × 3 台、垂直方向 26°、全視野角 108°、表示分解能 :水平 640 × 垂直 480 (1 チャンネルあたり)、フレームレート:60Hz、表示遅れ :66.7 ミ秒以内。

走行コースは教習用教材「危険予測教習編」の練習時間 :10 分、交通環境 :他の車両あり 危険場面のレベル :1 (他の車両はあるが危険場面の設定はない)を選択した。実験に先立って練習は行わない。

### 3.3.5. 質問紙および姿勢課題による酔いの評価

乗り物酔い、運動頻度について実験開始前に回答を求めた。乗り物酔いは、「かなり酔い易い :4、やや酔い易い :3、普通 :2、やや酔いにくい :1、全く酔わない :0」の 5 点法により得点化した。運動頻度は「ほぼ毎日 :4、週 3~4 回 :3、週 1~2 回 :2、ほとんどしない :1」の 4 点法により得点化した。なお、運動頻度をたずねたのは、後述する姿勢安定性が運動頻度に関連する可能性を考慮したためである。

SS の主観指標は Kennedy らの SSQ の各項目を日本語化して使用した。その全文を 8. Appendix :8.2. 日本語版 SSQ」に示す。使用した日本語項目名は「全体的な不快感」「疲労」「頭が重い(しめつけられる)感じ」「頭痛」「目の疲れ」「目の焦点が合わせづらい」「物がぶれて見える」「目を閉じた時のめまい(目がまわる感じ)」「目を開いている時のめまい(目がまわる感じ)」「方向がわからない(水平・垂直がわからない感じ)」「唾液の分泌」「胃の不快感」「吐き気」「げっぷ」「冷や汗」「集中できない感じ」である。上記に加えて、視覚刺激によって誘発された自己運動感覚である Vection を問う画面の動きに合わせて自分の体が動く感じ」をたずねた。回答は「全くない:0、やや感じる:1、かなり強く感じる:2、非常に強く感じる:3」の 4 点法によって各項目の素得点を得た。これから Kennedy らの方法 (Kennedy et al., 1993)によって、全体的傾向をあらわす指標「TS : Total Severity」と三つの指標「O : Oculomotor (眼球運動)」、「D : Disorientation (方向感覚の失調)」、「N : Nausea (吐き気)」を算出した。

姿勢安定性の評価には SR (Cobb, 1999; Prothero et al., 1999)を用いた。任意の片足のつま先を反対側の足の踵に密着させて一直線上に立ち、両腕を胸の前で組み、顎を上げる。足の位置が最初の位置から動いてしまったり 組んだ腕をほどいてしまった場合を「姿勢くずれ」とみなし、閉眼 60 秒間の姿勢くずれの回数を測定値とした。姿勢がくずれた場合には 60 秒の間何度でも規定の姿勢をと直させた。

### 3.3.6. 生理指標の測定および映像記録

#### 呼吸センサ

呼吸曲線の検出には、コイルの伸縮によるインダクタンス変化を利用する "Inductance Plethysmography" (American Academy of Sleep Medicine Task Force, 1999) 装置を自作して用いた。二つのコイルを胸部と腹部の前面に長さ調整のできるベルトによって装着し、それらからの出力の和を呼吸信号とした。コントローラーの呼吸信号に対する通過周波数範囲は DC ~ 30Hz である。

呼吸パワースペクトルの重心周波数および呼吸心拍相互相関の算出は各参加者の単一測定内における感度が一定であれば必ずしも個人ごとの絶対値較正は必要としないので、本研究では個別較正は行わなかった。

#### 心電図 (ECG)

NASA 誘導 (胸骨柄部を(-)、胸骨剣状突起部を(+)、第 10 肋骨部を(E) )で導出した。心電アンプの全電圧ゲインは 1000、周波数特性は 0.5Hz ~ 310Hz で、ハムフィルター (50Hz, Q=10) を用いた。

#### レコーダ

心電アンプ出力及び呼吸センサ出力は、データレコーダー (キーエンス NR-2000、サンプリング周期 1ms) を介して USB 接続されたノートPC に記録した。

#### 映像記録

DS 運転席での運転者の状態、実験室全体、DS 画面を 3 台のビデオカメラで撮影し、画面分割装置を介してビデオレコーダに記録した。

### 3.3.7. 実験手続き

遮光カーテンを閉じた実験室において、シミュレーター上に電球型蛍光灯を 1 灯点灯した状態で実験を行う。シミュレーション走行中と、走行前の安静時は室内灯を消灯、それ以外では室内灯を点灯する。なお、シミュレーション走行中に消灯するのはシミュレーターのディスプレイと、ディスプレイ前面に置いた「視覚すだれ」の基板としているアクリル板への映りこみを防ぐためである。また、シミュレーション走行中とその前の安静時以外に点灯するのは参加者が姿勢課題の遂行などのために移動する際の安全確保のためである。

実験内容の説明後、ショウガもしくはプラセボを水で服用する。事前質問紙への回答記入後、姿勢課題 SR の方法を教示し SR (測定) を測定する。

運転席に着席後 SSQ (測定 ) 記入、約 1 分間の安静後第 1 回目のシミュレーション運転 (10 分間 )、終了後 SR (測定 )、運転席に着席後 SSQ (測定 ) 記入、安静 (第 1 回目走行後約 10 分経過するまで ) の後第 2 回目のシミュレーション運転 (10 分間 ) を行い SR (測定 )、SSQ (測定 ) 記入。約 3 分間安静後体調を確認して実験を終了する。なお、シミュレーション走行 2 回の間安静時間 10 分は、シミュレーター酔いの回復のために十分な時間ではない。これを考慮して本研究では、反復測定の順序「竊順序」を参加者間要因とすることにより、酔いが回復しないことの効果と「竊有無」の効果とを分離検出可能としている。

### 3.4. 分析 1 :シミュレーター酔いの発生状況と対策による軽減の可能性

#### (分析 1の概要)

SS の重篤度の主観尺度として広く用いられている Kennedy らの SSQ (Simulator Sickness Questionnaire) (Kennedy et al. 1993)を用いた測定の結果、実際に SS の発生が確認され、女性の方がより大きかった。

DS 本体や教習用ソフト、その運用方法の変更を伴わないアトホック (後付け)な対策候補として、画面上に設けた透過率が異なる縞の影響を検討した。その結果、女性において「縞」がある方が無い場合に比べて酔いが小さく、その効果が認められた。

#### 3.4.1. 目的

本項 (分析 1)は次の 2点を目的とする。(1) Kennedy の SSQ および姿勢課題 (SR) を用いて教習用シミュレーターによる SS、特にその性差を実験的に評価する。(2) 運転シミュレーター装置やソフト内容に依存しない SS 対策 (「シヨウガ」および静止参照枠である「視覚すだれ」)を試み、運転シミュレーターによる SS の予防可能性を探る。

#### 3.4.2. 結果

##### 3.4.2.1. 事前質問回答の分析

質問項目のうち乗り物での「酔い易さ」の平均値に男女間で有意な差 (男平均 1.44、標準偏差 0.89、女平均 2.75、標準偏差 0.77、 $t(30) = 4.44$ 、 $p < 0.001$ )が認められ、女性の方が「酔い易い」と回答した。「運動頻度」には有意な男女差は無かった。

##### 3.4.2.2. 結果の概要

参加者中 1 名 (女性)が 1 回目のシミュレーション走行後、強度のシミュレーション酔いを訴えて実験を辞退し、31 名が 2 回のシミュレーション走行を含む全ての実験手続きを終了した。シヨウガもしくはプラセボの服用からシミュレーション運転開始までの実測平均時間は第 1 回目走行 25.4 分 (標準偏差 4.6 分)、第 2 回目走行 47.3 分 (標準偏差 5.0 分)であった。2回のシミュレーション運転後の SSQ 各指標、Vection、SR を 2回の測定に関して平均した平均値およびその男女差の t 検定 (不等分散に対する Welch の自由度補正による t 検定)結果を表 3-1」に示す。なお 1 回目のシミュレーション走行後実験を辞退した 1

名は第 1 回走行後の測定 の結果をもって平均値として 表 3-1」の分析に加えた。また、SSQ 各指標、Vection、SR の 1 回目のシミュレーション運転後 (測定 )と 2 回目のシミュレーション運転後 (測定 )との差の t 検定結果を 表 3-2」に示す。

表 3-1 実験結果の記述統計と男女比較

性別	SSQ-TS			SSQ-N			SSQ-O			SSQ-D			Vection			SR		
	M	W	T	M	W	T	M	W	T	M	W	T	M	W	T	M	W	T
n	16	16	32	16	16	32	16	16	32	16	16	32	16	16	32	16	16	32
Mean	14.14	45.46	29.80	11.93	42.63	27.28	14.21	38.37	26.29	9.14	36.54	22.84	1.50	1.75	1.63	0.84	2.19	1.52
SD	12.70	24.92	25.13	15.68	29.74	28.11	9.44	17.82	18.64	12.64	27.90	25.45	0.63	0.91	0.78	0.68	2.05	1.65
df	22.30			22.74			30.00			20.91			30.00			18.23		
t	4.48			3.65			4.79			3.58			0.90			2.49		
p	<0.001			0.001			<0.001			0.002			0.375			0.023		

M : Men, W : Women, T : Total. p-values are for two-tailed tests.

Mean values are those of averaged scores from two measurements after simulation drives.

2回のシミュレーション運転後の測定値の平均値を被験者間で平均したものを平均値として示す。

表 3-2 実験結果の測定回比較

測定回	SSQ-TS		SSQ-N		SSQ-O		SSQ-D		Vection		SR	
	②	③	②	③	②	③	②	③	②	③	②	③
n	31	31	31	31	31	31	31	31	31	31	31	31
Mean	25.09	31.61	23.08	27.70	22.50	27.87	18.41	26.04	1.48	1.68	1.48	1.58
SD	23.66	26.12	25.93	28.76	17.88	18.81	25.26	28.01	0.72	0.83	1.61	2.13
df	30		30		30		30		30		30	
t	2.94		1.79		3.49		2.88		2.68		0.31	
p	0.006		0.083		0.002		0.007		0.012		0.759	

② : second measurement (after the first simulation), ③ : third measurement (after the second simulation). p-values are for two-tailed tests.

Data for 31 participants who completed two simulation drives were analyzed.

2回のシミュレーション運転を完了した31名のデータの分析結果を示す。

### 3.4.2.3. SR の事前事後比較

まず、酔いの SR に対する影響を確認するため、シミュレーション走行を 2 回終了した 31 名分の測定値で走行前後 3 回の SR を比較した。「性別」「縞順序」「シヨウガ」を参加者間要因、「測定回」を参加者内要因とする  $2 \times 2 \times 2 \times 3$  分散分析 (反復測定一般線形モデル・タイプ ) の結果、女性の SR が男性より有意に大きかった (平均 : 男 1.06、女 2.42、 $F(1, 23) = 4.33, p = 0.049$ )。しかし「測定回」については走行前を含めた各測定値間に有意な差がなかった ( $F(2, 46) = 2.65, p = 0.081$ )。この結果から、SS は SR に対して有意な影響を持たなかったと判断し、SR の分析はそれ以上行わなかった。

### 3.4.2.4. 相関分析

事前質問回答の分析」および「結果の概要」で述べたように、事前質問の「酔い易さ」と SSQ 各項目の平均値がともに男性は低く、女性は高い傾向があった。このような状況では、性別を共通要因とする相関が各要因間の詳細な相関構造を隠してしまう可能性があるため、相関分析は男女別に行った。そこで、男女別に SSQ 各指標および Vection と質問紙の「酔い易さ」・「運動頻度」の相関係数を算出し、その有意性を検定した。分析にはシミュレーション走行を 2 回終了した 31 名  $\times$  2 回分の測定値と 1 回目のシミュレーション走行後辞退した 1 名の第 1 回走行後測定値、合計 63 セット (男性 2 セット、女性 31 セット) を用いた。この結果、男性は Vection と SSQ 各指標の間に有意な正の相関がみられた。一方、女性は Vection と SSQ-N (吐き気) の間のみ有意な正の相関が見られた (表 3-3)。

表 3-3 相関係数

	Report	Results				
	Ex.	SSQ-TS	SSQ-N	SSQ-O	SSQ-D	Vection
Men ( n = 16 )						
Report						
Susceptibility	0.17	0.24	0.30	0.02	0.33	0.30
Exercise	-	-0.01	-0.08	0.05	0.04	0.00
Results						
SSQ-TS		-				0.76 **
SSQ-N			-			0.81 **
SSQ-O				-		0.61 **
SSQ-D					-	0.56 **
Vection						-
Women ( n = 16 )						
Report						
Susceptibility	0.11	-0.12	-0.06	-0.17	-0.12	0.11
Exercise	-	0.02	0.01	0.08	-0.05	0.03
Results						
SSQ-TS		-				0.30
SSQ-N			-			0.40 *
SSQ-O				-		0.20
SSQ-D					-	0.16
Vection						-

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$

note. SSQ indices are mutually dependent so that their correlations are not included.

注) SSQ の各指標は算出方法上独立でないので相関係数の算出対象外

図中の "Susceptibility" は事前質問項目の「酔い易さ」を、"Exercise" は「運動頻度」を表す。

### 3.4.2.5. 分散分析

SSQ、Vection に対して、「性別」「縞順序」「ショウガ」を参加者間要因、「測定回」を参加者内要因とする  $2 \times 2 \times 2 \times 2$  の分散分析 (反復測定一般線形モデル・タイプ) を行った。分析には、シミュレーション走行を2回終了した31名分のデータを用いた。1回目のシミュレーション走行後実験を辞退した1名を除く31名のデータを分析の対象とした。参加者内要因「測定回」を「視覚すだれ有・無 (以下「縞有無」)」に置き換えて分析した場合を含めてその結果を表 3-4 に示す。「縞有無」は「測定回」と「縞順序」によって一意に決まるもので独立の要因ではない。

「性別」に関して女性が男性より有意に SSQ-N (吐き気)、SSQ-D (方向感覚の失調) の平均値が大きかった。SSQ-TS (全体的傾向) は「縞有無 × 性別」の交互作用があった。しかし「縞有無」いずれでも性別の単純主効果が有意で、女性の平均値が男性より大きかった。SSQ-O (眼球運動) は縞先条件の「測定」(1回目のシミュレーション運転後)のみ有意傾向 ( $p = 0.050$ ) にとどまったが他の全ての条件で有意に女性が男性より平均値が大きかった。

「測定回」に関して測定より先測定の SSQ-D (方向感覚の失調) が有意に大きかった。SSQ-TS (全体的傾向) は「性別 × 縞順序 × 測定回」の交互作用が有意で、男性は縞後条件のみで有意傾向 (測定 < 測定、 $p = 0.064$ )、女性は縞先条件のみで有意差 (測定 < 測定、 $p = 0.001$ ) があった。SSQ-O (眼球運動) は「性別 × 縞順序 × 測定回」の交互作用が有意で、男性は縞後条件のみで有意差 (測定 < 測定、 $p = 0.002$ ) が、女性は縞先条件のみで有意差 (測定 < 測定、 $p < 0.001$ ) があった。SSQ-N (吐き気) は「測定回」の主効果、「測定回」が関連する交互作用のいずれも有意ではなかった。

参加者内要因を「縞有無」として分析した場合に SSQ-TS (全体的傾向)、SSQ-O (眼球運動) で「縞有無 × 性別」の交互作用が有意であった。個別の比較で、SSQ-TS (全体的傾向) は女性のみ有意差 (縞有 < 縞無、 $p = 0.024$ ) が、SSQ-O (眼球運動) も女性のみ有意差 (縞有 < 縞無、 $p = 0.003$ ) が見られた (図 3-2, 図 3-3)。

Vection は、「性別 × 測定回」の交互作用が有意で、女性のみ測定より先測定の方が有意に平均値が大きかった (図 3-4)。

要因「ショウガ」に関しては、「縞順序 × ショウガ」の交互作用が SSQ-D (方向感覚の失調) で有意 (ブドウ糖条件のみで、縞先 < 縞後、 $p = 0.028$ ) であった。また「測定回 × 性別 × ショウガ」の有意な交互作用が SSQ-O (眼球運動) に見られた。個別の比較でショウガ条件では女性のみ (測定 < 測定、 $p < 0.001$ )、ブドウ糖条件では男性のみ (測定 < 測定、 $p = 0.005$ ) が有意であった。

表 3-4 SSQ, Vection, SR の分散分析表

変動因 Source	df	F					
		SSQ-TS	SSQ-N	SSQ-O	SSQ-D	Vection	SR
参加者間要因 Between Subjects							
性別 (Gd: Gender)	1	17.91 **	10.60 **	19.56 **	12.94 **	0.34	5.67 *
縞順序 (O: Order of Measurement)	1	1.74	2.37	0.44	1.35	0.91	0.15
ショウガ (Gg: Ginger)	1	0.19	0.17	0.23	0.05	1.05	1.55
Gd × O	1	0.77	0.17	0.72	1.63	0.01	0.02
Gd × Gg	1	0.22	0.02	0.23	0.66	1.05	0.51
O × Gg	1	2.64	1.30	1.64	4.36 *	0.01	0.61
Gd × O × Gg	1	0.72	0.09	1.20	1.09	0.91	0.00
誤差 within-group error	23	(732.2)	(1097.9)	(403.3)	(863.5)	(1.2)	(5.3)
参加者内要因 (縞有無として分析) Within subjects represented by with / without Stripes							
縞有無 (St : with / without Stripes)	1	1.02	1.03	1.46	0.21	0.10	0.27
St × Gd	1	6.07 *	3.68	12.26 **	2.19	0.10	0.11
St × O	1	11.29 **	3.68	21.60 **	10.16 **	9.68 **	0.11
St × Gg	1	0.20	0.01	2.53	0.05	0.10	4.11
St × Gd × O	1	1.02	1.03	0.00	2.19	9.68 **	0.84
St × Gd × Gg	1	0.11	0.01	0.49	0.32	0.10	0.02
St × O × Gg	1	1.52	0.32	1.46	3.32	1.55	0.02
St × Gd × O × Gg	1	2.46	0.32	7.49 *	2.19	1.55	0.52
誤差 (St) residual error	23	(66.9)	(107.3)	(23.6)	(99.7)	(0.1)	(1.6)
参加者内要因 (測定回として分析) Within subjects represented by Measurement							
測定回 (M: Measurement)	1	11.29 **	3.68	21.60 **	10.16 **	9.68 **	0.11
M × Gd	1	1.02	1.03	0.00	2.19	9.68 **	0.84
M × O	1	1.02	1.03	1.46	0.21	0.10	0.27
M × Gg	1	1.52	0.32	1.46	3.32	1.55	0.02
M × Gd × O	1	6.07 *	3.68	12.26 **	2.19	0.10	0.11
M × Gd × Gg	1	2.46	0.32	7.49 *	2.19	1.55	0.52
M × O × Gg	1	0.20	0.01	2.53	0.05	0.10	4.11
M × Gd × O × Gg	1	0.11	0.01	0.49	0.32	0.10	0.02
誤差 (M) residual error	23	(66.9)	(107.3)	(23.6)	(99.7)	(0.1)	(1.6)

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$

注) 括弧内の数値は誤差の平均平方 Values enclosed in parentheses represent mean square errors.

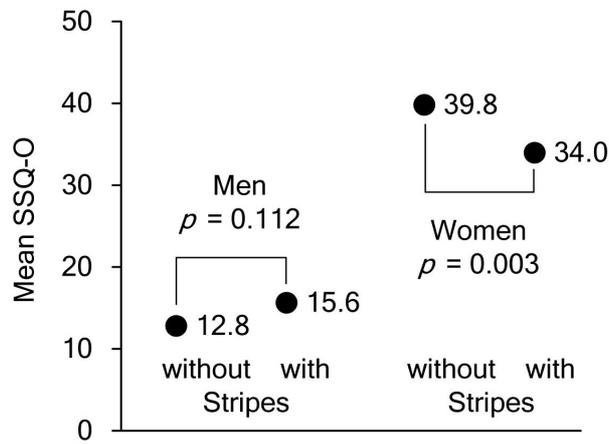


図 3-2 SSQ-O 平均値の性別 × 縞有無比較

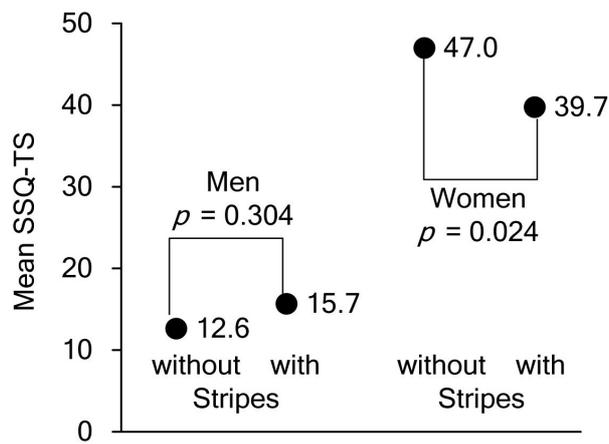


図 3-3 SSQ-TS 平均値の性別 × 縞有無比較

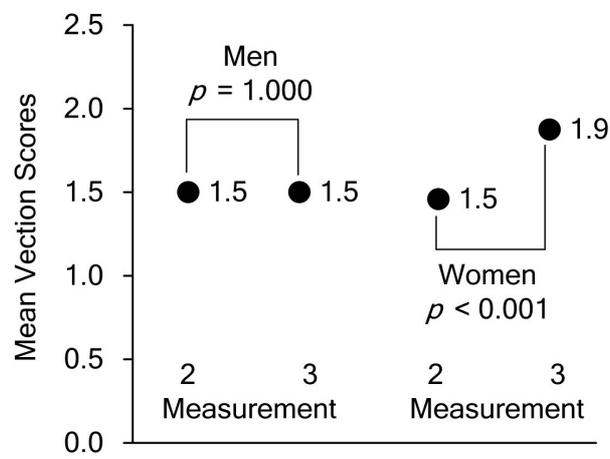


図 3-4 Vection 平均値の性別 × 測定回比較

### 3.4.3. 考察

#### 3.4.3.1. 相関分析

事前質問の「酔い易さ」は測定結果のいずれの指標とも男女別の分析で有意な相関がなかった(表 3-3)。先行研究では自己評定による「酔い易さ」と MS (動揺病) SS との相関が報告されている(Hutchins & Kennedy, 1965; Kennedy, Fowlkes, Berbaum & Lilienthal, 1992)。本研究は運転シミュレーターによる SS の対策へ向けた基礎資料収集が目的である。従って、個人の酔い易さ予測を目的としていないので、「酔い易さ」を単一の尺度とした。これに対して先行研究では MS (動揺病) SS の予測のために設計された質問セットを用いたために MS (動揺病) SS との相関が見出されたものと考えられる。運転シミュレーターによる SS においても、確度の高い予測を得るには SS との相関で有効性が確認された質問セットを用いることが必要であろう。

男性の Vection と SSQ の全指標との間に有意な正の相関がみられ、各指標中で SSQ-N (吐き気)が最も相関係数の値が大きかった(表 3-3)。女性も SSQ-N (吐き気)のみ有意な正の相関があった。この結果は Hettinger, Berbaum, Kennedy, Dunlap, & Nolan (1990)と基本的に符合する。

#### 3.4.3.2. ショウガの効果

有意な交互作用「騎順序 × ショウガ」、「測定回 × 性別 × ショウガ」が見られたが、ショウガの有意な主効果・単純主効果は見られなかった。高次の交互作用を詳しく分析するにはサンプル数が十分でない可能性もあり、今回の実験ではショウガの効果は肯定も否定もされなかったといえる。また、「結果の概要」に示したように服用から 2 回のシミュレーション運転開始までの平均時間が 25.4 分(標準偏差 4.6 分)、47.3 分(標準偏差 5.0 分)とやや短かった。そのため、2 回のシミュレーションでショウガ有効成分の血中濃度が異なり、それが参加者内要因の関連する交互作用に影響を与えた可能性もある。Mowrey & Clayson (1982)による傾斜回転の先行研究と本研究の結果は異なった。傾斜回転では耳石・三半規管の情報に矛盾することと、視覚情報の欠如が特徴である。これに対して、本研究では視覚誘発性の酔いが特徴であるという相違が関連している可能性がある。

#### 3.4.3.3. 視覚すだれの効果

分散分析表(表 3-4)に示すように視覚すだれの効果が SSQ-O (眼球運動)および SSQ-TS (全体的傾向)の「騎有無 × 性別」の有意な交互作用の形であらわれた。男女別に

見ると、男性は縞の有無による有意差はなく、女性は有意に「縞有 < 縞無」であった (図 3-2、図 3-3)。有意であった女性の側に着目すれば視覚すだれは酔いの眼球運動関連の指標に対して有効であったといえる。視覚すだれの効果が女性のみに見られた。これは、たとえばマイナス効果 (縞自体が「目障り」「ちらつく」など) とプラス効果 (酔いの防止) が男性は相殺しており、女性はプラス効果が優勢である、という仮説が考えられる。また、比較的酔いが強く発生した女性のみ視覚すだれの効果があらわれた可能性もある。

#### 3.4.3.4. 男女差

背景」に述べたようにシミュレーター酔いを含む動揺病全般で女性の方がその程度が強いことはたびたび報告されている。しかし従来の報告は、たとえば Stanney et al. (2003) の HMD (Head-Mounted Display)-VE (仮想環境) 刺激による SSQ-TS (全体的傾向) が男 24.89 : 女 29.32 (男女比 : 1.18) である。本研究における SSQ の性差 (表 3-1) はこれと比較して際立っている。また Vection における性別 × 測定回の交互作用 (図 3-4)、SSQ と Vection の相関係数の男女差 (表 3-3) は本研究において明らかとなった新たな知見である。それらの原因として「視覚 - 姿勢情報処理系の性差」、「運転行動の違い」などの可能性が考えられる。例えば Sandstrom, Kaufman, & Huettel (1998) によると、3D 仮想空間の移動課題において、女性は男性より先目的地点への到達時間が大きい。さらに視野に安定した位置の目印となる物 (ランドマーク) が無い条件でその傾向が強い。また、本実験で、男性に比べて女性は右左折後の蛇行が生じやすく、車両方向が安定するまで時間を要する傾向がうかがわれた。シミュレーション課題では実験参加者と刺激系がひとつのフィードバックループを形成し、その状態はリアルタイムに変化する。このため運転行動の性差から、刺激の差が生じて実験条件に複雑な影響を与えた可能性がある。女性は値の分散も大きい。この原因としては、例えば女性に特有な未統制の変動要因 (例えばホルモン変化) の影響も考えられる。さらに運転経験の性差が影響した可能性もあるが今回の研究では運転歴に関する客観的な情報を参加者から得ていないためその効果は明らかではない。今回の実験結果のみから性差の原因を特定するのは困難である。性差の大きさから考えて複数の原因が寄与することが示唆される。

#### 3.4.3.5. 酔いの累積効果

SSQ 指標の D および女性の Vection が「1 回目走行後 < 2 回目走行後」であった。これは 10 分走行 - 10 分休憩 - 10 分走行という今回の条件では、途中の休憩で酔いの Disorientation (方向感覚の失調) 要素と女性の Vection は解消せず 2 回の走行で累積的に増加したことを示す。この結果は VE (仮想環境) 刺激で酔い症状が時間経過とともに増

加する、との従来研究 (Stanney et al., 2003) と符合する。これに対して SSQ-N (吐き気) は測定回の主効果も、測定回が関連する交互作用もない。吐き気に関しては走行を始めて間もなく症状が生じ、その後それが持続する可能性がある。

#### 3.4.3.6. 評価指標としての SSQ

相関分析や分散分析の結果に SSQ 各指標 (TS、N、O、D) の特色が現れていることから、運転シミュレーターによる SS においてもこれら各指標が有効であると示唆される。従って、複数の下位指標により症状の発生パターンを表現できる SSQ は、教習用運転シミュレーターに起因する SS の評価に適した尺度であると考えられる。

#### 3.4.3.7. SR

本研究では姿勢課題 SR の値に関して「測定回」に有意な差がなかったため SR は酔いの影響を検出することができなかつたと判断して詳細な分析は行わなかった。学習効果が飽和していなかったため酔いの影響と学習効果とが混在したものと思われる。SR は姿勢安定性の評価指標として有効性がすでに確認されている。しかし実際の測定では、両足を揃える角度や前に組んだ手の位置などに「工夫」の余地がある。条件を統一するためには、これらの許容基準をあらかじめ決めておくことが必要である。また実験開始に先立って学習効果を十分飽和させる必要がある。

#### 3.4.3.8. まとめと課題

「教習用シミュレーターによる SS の実験的評価」という本分析の目的に従って、SSQ を日本語化して運転シミュレーターの SS を分析した。その結果、SSQ 各下位指標の特徴示されるなど、SSQ が教習用運転シミュレーターの SS 評価にも適した主観指標であることが確認された。一方姿勢安定性の評価については、SR 測定結果に SS からの有意な影響を見出すことができなかった。SR の練習効果を飽和させる手続きが不十分であったためと思われる。これを実用的な指標として用いるためには練習効果飽和のための手続きを実施する必要がある。

SSQ の各指標値で性差が大きく、女性が男性より先酔いの程度が重いことが明らかとなった。教習用シミュレーターによる SS の評価や対策の立案、その効果評価に際して SS の性差に配慮する必要がある。

「運転シミュレーターの装置自体やソフトの内容に依存しない対策の有効性」に関して、「視覚すだれ」の効果が特に女性の SSQ-O (眼球運動) で確認できた。本研究によって、運

転シミュレーターに起因する SS が、「アドホックな」対策である程度予防できる可能性が示された。本研究で SS の軽減効果が認められた「視覚すだれ」は、実際に用いるにあたってさらに工夫を要する。シミュレーション運転時に違和感が少なく、運転行動への影響も小さい視覚パターンを見出すためには、電子的な提示方法や提示タイミングを研究する必要がある。

## 3.5. 分析 2 :生理指標と酔いの相関

### (分析 2の概要)

主観尺度のみでは、SS の発生状況を連続的に評価することは困難である。これに対して、SS と相関が高い生理指標を用いれば、SS の発生状況を経時的に観察できる。これは、予防対策にも有効である。

酔いの主観評価値 SSQ と生理指標との相関を検討した結果次のことが明らかとなった。

主観評価値と ECG (心電図)基線変動に相関がみられ、特に SSQ-N (吐き気)は男女とも有意(中川ら(2001) と符合)。

心拍 RRI (R-R 間隔)のパワーは女性のみ SSQ の各指標との相関が有意。

心拍 RRI の LF (低周波域 :0.04 ~ 0.15Hz)成分が女性のみ SSQ-O (眼球運動), D (方向感覚の失調), TS (全体的傾向)との相関が有意。

### 3.5.1. 目的

本項(分析 2)は、運転シミュレーターでシミュレーター酔いが誘発された状態における、呼吸および心拍の変化を分析する。その検討を通して、酔いの主観評価と生理指標の相関関係を明らかにする。生理指標として採用するのは、呼吸心拍相互相関、RRI 平均値、ECG 基線変動、RRI パワースペクトルの LF および HF 成分、RRI パワースペクトル重心周波数、呼吸パワースペクトル重心周波数の各指標である。また、酔いの主観評価は SSQ の各指標及び Vection を用いる。

### 3.5.2. 各指標の算出方法

#### 3.5.2.1. RRI の検出と ECG 基線変動

記録されたデータから、2 回のシミュレーション走行と 3 回の安静に対応した部分を抽出した。ECG データは基線変動を除去して RR 間隔を検出した上でリサンプルし(サンプリング周波数  $f_s=10\text{Hz}$ 、直線補間) 瞬時 RR 間隔(R-R interval : RRI)とした。ECG データ瞬時値から前後 500ms 計 1s 分の平均値を差し引くことにより基線変動を除去した。また、この 1s 分の平均値の時系列データをサンプリング周波数  $f_s=10\text{Hz}$  でリサンプルし、その標準偏差を算出して ECG 基線変動 : BLV 指標とした。

心拍 RRI データを、各指標の分析に先立ち、ディトレンド(時間に対する 1 次回帰成分を除去)した。

このようにして得られた RRI 時系列データおよびそのスペクトルを精査し、異常値が疑われる場合には ECG 原波形を観察した上で、異常の原因を特定した。その上で原因に応じてスムージング(11 ないし 21 サンプル平均値の採用)あるいは対象部分の除外をした。除去した部分の RRI 値はリサンプルの際に前後のデータから補間される。個別の指標ごとのデータ処理方法を以下に述べる。

### 3.5.2.2. RRI 平均値

「RRI 平均値」は上記によって得られた RRI データ(異常値除去、リサンプル後)の平均値である。

### 3.5.2.3. RRI パワー

リサンプル、ディトレンド後の値の 2 乗を時間平均したものを「RRI パワー」とした。

### 3.5.2.4. RRI パワースペクトルの LF および HF 成分

RRI パワースペクトルの LF(0.04 ~ 0.15Hz)、HF(0.15 ~ 0.4Hz)各周波数帯での積算値を最大エントロピー法(日野, 1977, p83-94, p210-227; Silvia & Robinson, 1979, p214-226)(Maximum Entropy Model :MEM、回帰式の次数=100、スペクトル数=8193、Burg アルゴリズム)によって算出した。

### 3.5.2.5. RRI パワースペクトルの時間変化

対象時間内で 10 秒分のデータウインドウを 1 秒ずつスライドさせて MEM パワースペクトル時間平均値(回帰式の次数=40、スペクトル数=513)を反復的に算出することにより RRI パワースペクトルの時間変化(スペクトログラム)を得た。

### 3.5.2.6. RRI パワースペクトルの重心周波数

LF および HF 成分の算出と同じ方法でパワースペクトルを算出し、その重心周波数、すなわち((パワー値 × 周波数)の積算値 ÷ パワー値の積算値)を求めることにより RRI パワースペクトル重心周波数を算出した。

### 3.5.2.7. 呼吸データの同期リサンプリング

呼吸心拍相互相関 (後述) の算出では呼吸データと RRI データが時間的に対応している必要がある。このため、相互相関以外の分析も含めて、呼吸データはすべて RRI データのリサンプルタイミングと同期リサンプルして使用した (間引き、サンプリング周波数  $f_s=10\text{Hz}$ )。

### 3.5.2.8. 呼吸基線変動の除去

心拍 RRI との同期リサンプル後の呼吸データに対して、前後合計 10 秒分の平均値を差し引くことにより基線変動の除去を行った。

### 3.5.2.9. 呼吸パワー

心拍 RRI との同期リサンプル、基線変動除去、ディトレンド (時間に対する 1 次回帰成分除去) 後、値の 2 乗を時間平均して「呼吸パワー」とした。

### 3.5.2.10. 呼吸パワースペクトルの LF 成分

呼吸パワースペクトルの低域周波数成分 (LF) を心拍 RRI の LF と同一の方法 (MEM、回帰式の次数=100、スペクトル数=8193、0.04 ~ 0.15Hz) で求めた。

### 3.5.2.11. 呼吸パワースペクトルの時間変化

RRI パワースペクトル時間変化を得たのと同じ方法を、上記リサンプル、基線変動除去後の呼吸データに対して適用して呼吸パワースペクトル時間変化 (スペクトログラム) を得た。

### 3.5.2.12. 呼吸パワースペクトルの重心周波数

RRI パワースペクトルの重心周波数と同様の方法で呼吸パワースペクトルの重心周波数を算出した。

### 3.5.2.13. 呼吸心拍相互相関

リサンプルした RRI データと それに同期リサンプルした呼吸データの間で、相互相関係数を  $\pm 100$  サンプル ( $\approx 10\text{s}$ ) 分について算出した。さらに相関係数の絶対値が最大となる (相関係数自体は最小) 値を求めた。負相関に着目するのは、RSA の作用により 吸気時に心拍間隔が減少するので、吸気 呼吸信号 (+) RRI (-) となるためである。このように

して得られた呼吸心拍相互相関値を以下「cardiopulmonary cross correlation : CPCC」と呼ぶ。

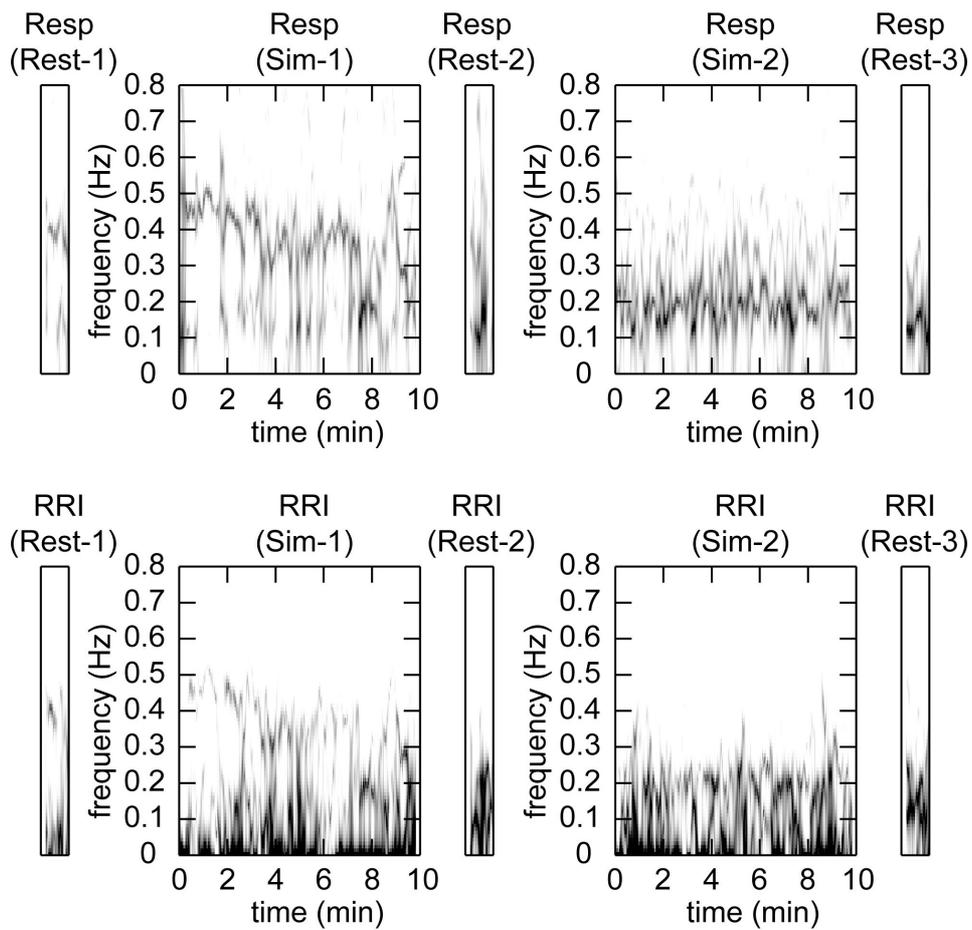
### 3.5.3. 結果

#### 3.5.3.1. 実験遂行状況及びシミュレータ運転による酔いの主観評価

主観評価 (SSQ, Vection)による酔いと、実験計画の各要因の関連は、3.4. 分析1」で述べた通りである。

#### 3.5.3.2. 呼吸・心拍 RRI のスペクトログラム

シミュレーション走行 2 回と安静時 3 回の、呼吸および心拍 RRI パワースペクトルを MEM で求め、時系列表示したスペクトログラムを「図 3-5」に示す。これは、SSQ-N および SSQ-TS で最高値を記録した参加者 (女性) の例である。



呼吸を上段に、心拍RRIを下段に示す。

RSAによる呼吸関連成分と、それと独立のLF成分がRRIに見られる。

Sim-2 では、呼吸周波数が低下して、周波数による分離が難しい。

Resp : 呼吸, RRI : 心拍 RRI, Rest : 安静, Sim : 走行

図 3-5 呼吸および心拍 RRI パワースペクトル時系列の例

### 3.5.3.3. 呼吸心拍相互相関

呼吸心拍相互相関を、ラグ時間 (相互相関計算時の呼吸 - 心拍時間差)  $\pm 20$ s の範囲でプロットした例を 図 3-6 に示す。この最小値が CPCC である。ラグ時間は、呼吸が心拍 RRI に先行する側を正とした。

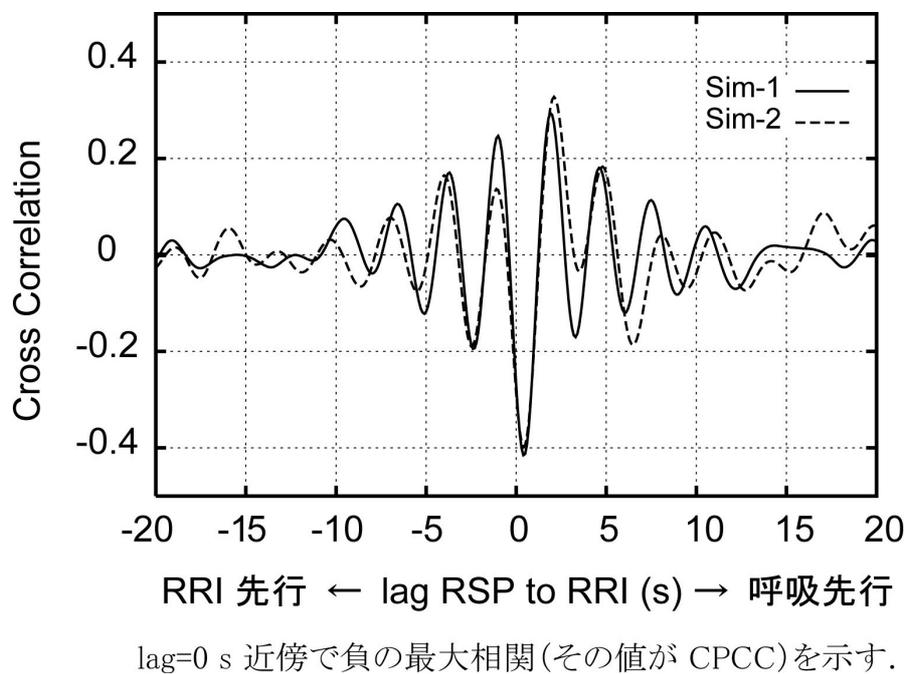


図 3-6 呼吸 - 心拍 RRI 相互相関の例

### 3.5.3.4. 生理指標とSSQ 各指標の相関

各シミュレーション走行直後の主観指標 SSQ および Vection と シミュレーション走行中の生理指標の相関係数 (Pearson の積率相関係数) を、男女別および男女全体について表 3-5 に示す。分析には、32 (参加者数) × 2 (シミュレーション走行回数) - 1 (1 回目走行後辞退者) = 63 試行のデータを用いた。下記の指標の組み合わせで有意な相関がみられた。

- (1) ECG 基線変動とSSQ 各指標および Vection (正相関)
- (2) RRI パワーと女性の SSQ 各指標 (正相関)
- (3) RRI-LF と女性の SSQ-O、D、TS (正相関)
- (4) 呼吸重心周波数と男性の Vection (負相関)
- (5) 呼吸重心周波数と男女全体の SSQ-D, TS (負相関)
- (6) CPCC と男女全体の SSQ-O、D (負相関)

表 3-5 SSQ 各指標および Vection と各生理指標との相関係数

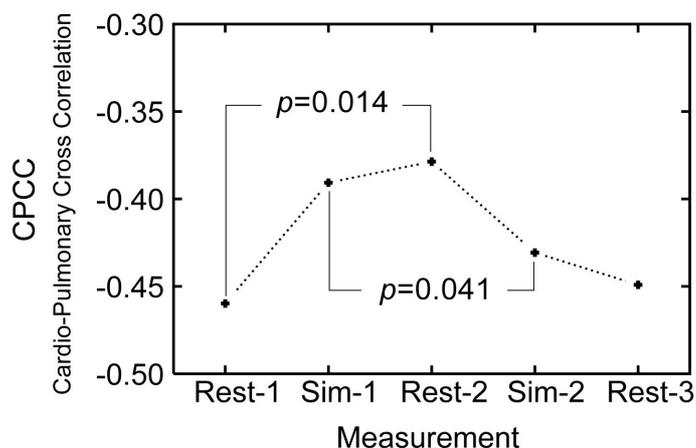
		ECG 基線 変動	RRI 平均	RRI パワー			RRI 重心 周波数	呼吸 重心 周波数	呼吸心拍 相互相関
		BLV	RRI -M	RRI -Pw	RRI -LF	RRI -HF	RRI -CG	RSP -CG	CPCC
Men	Vection	<b>0.52**</b>	-0.14	-0.23	-0.27	0.07	0.18	<b>-0.39*</b>	-0.22
	SSQ-N	<b>0.58**</b>	0.00	-0.03	0.01	0.19	0.26	-0.20	-0.13
	SSQ-O	0.11	0.34	0.17	0.13	0.31	0.15	0.00	-0.02
	SSQ-D	<b>0.47**</b>	0.12	0.08	0.10	0.18	0.04	-0.34	-0.04
	SSQ-TS	<b>0.44*</b>	0.16	0.08	0.08	0.25	0.19	-0.19	-0.08
Women	Vection	0.34	-0.25	-0.19	-0.15	-0.37	-0.04	0.14	0.07
	SSQ-N	<b>0.40*</b>	-0.09	<b>0.45*</b>	0.31	0.05	-0.35	-0.24	0.01
	SSQ-O	0.17	0.16	<b>0.37*</b>	<b>0.57**</b>	0.08	0.04	-0.31	-0.28
	SSQ-D	-0.04	0.30	<b>0.40*</b>	<b>0.54**</b>	0.26	0.17	-0.27	-0.29
	SSQ-TS	0.23	0.11	<b>0.46**</b>	<b>0.51**</b>	0.13	-0.09	-0.30	-0.18
All	Vection	<b>0.38**</b>	-0.21	-0.21	-0.22	-0.18	0.01	-0.06	-0.06
	SSQ-N	<b>0.47**</b>	-0.16	-0.02	-0.04	-0.06	-0.22	-0.24	-0.14
	SSQ-O	<b>0.26*</b>	0.02	-0.01	0.05	-0.04	-0.05	-0.22	<b>-0.28*</b>
	SSQ-D	0.14	0.05	0.01	0.08	0.03	0.02	<b>-0.29*</b>	<b>-0.29*</b>
	SSQ-TS	<b>0.33**</b>	-0.05	-0.01	0.02	-0.03	-0.11	<b>-0.27*</b>	-0.25

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$

### 3.5.3.5. 実験セッション中の呼吸心拍相互相関の変化

図 3-7」に、呼吸心拍相互相関 (負の最大相関の値 :CPCC) の 2 回のシミュレーション走行 (Sim-1,2) および 3 回の安静時 (Rest-1,2,3) の平均値を示す。

計 5 回の「測定」における CPCC の差を検討するために分散分析 (反復測定一般線形モデル、タイプ ) を行った。「性別」「シヨウガ」「視覚すだれ有無条件のどちらを先に行ったか」を参加者間要因とし、(Sim-1,2) および (Rest-1,2,3) 合計 5 回の反復測定を参加者内要因とした。1 分間の安静時のデータとの比較のために、シミュレーション走行中のデータについては、1 分ずつ 10 個の CPCC を算出し、その平均値を分散分析に用いた。その結果、「測定」の主効果が有意 (Greenhouse-Geisser の自由度補正による  $F(2.31, 53.1)=3.33$ ,  $p=0.037$ ) であった。Bonferroni 法による多重比較の結果、 $\text{Sim-1} > \text{Sim-2}$  ( $p=0.041$ )、 $\text{Rest-1} < \text{Rest-2}$  ( $p=0.014$ ) が有意であった。「測定」以外の各要因は主効果も交互作用も有意でなかった。



CPCC は呼吸-心拍RRI相互相関が負の最大相関となる値. CPCC 平均値は1回目のシミュレーション走行が2回目よりも有意に高く, 2回の走行間の安静時は走行前の安静時よりも有意に高かった.

図 3-7 CPCC 平均値の実験経過にともなう変化

### 3.5.4. 考察

#### 3.5.4.1. 呼吸・心拍 RRI のスペクトログラム

図 3-5」に示した例では 1 回目のシミュレーション走行開始時の呼吸周波数成分は 0.45Hz 付近に集中している。これは RRI の周波数成分を自律神経活動と関連付ける際に用いられる呼吸対応成分 (HF) の一般的な周波数範囲 (0.15 ~ 0.4Hz) を逸脱している。1 回目のシミュレーション走行中、時間経過とともに呼吸周波数が低下し、2 回目のシミュレーション走行では 0.15 ~ 0.2Hz 周辺に呼吸パワーが集中している。この結果呼吸対応成分と呼吸と独立の LF 成分の境界が、RRI スペクトログラム中で不明瞭である。このような場合には、RSA による副交感神経関連成分と Mayer 波による交感神経関連成分を周波数によって分離することは困難である。呼吸と心拍 RRI のスペクトログラムを同時検討すると、周波数分析で自律神経系活動度を評価することが不適切な場合を明瞭に判別できる。これらは RRI の周波数分析に先立って、その妥当性を検討するための優れた方法であると考えられる。

#### 3.5.4.2. 呼吸心拍相互相関

図 3-6」に示したように、呼吸 - 心拍 RRI の相互相関プロットは、ラグ=0 付近で負の最大相関をもち、その周辺で相関係数が振動的に変化している。呼吸と心拍 RRI が負相関を持ちながら、この振動周期に近い周期で変化していることを示しており、負の最大相関値は RSA による心肺結合の強さを代表する数値として妥当であることが示唆される。

#### 3.5.4.3. 生理指標とSSQ 各指標および Vection の相関

生理指標と SSQ、Vection 各指標の相関は全体として男女でその傾向が大きく異なった。相関が有意であった項目ごとにこれらの傾向について以下に考察する。

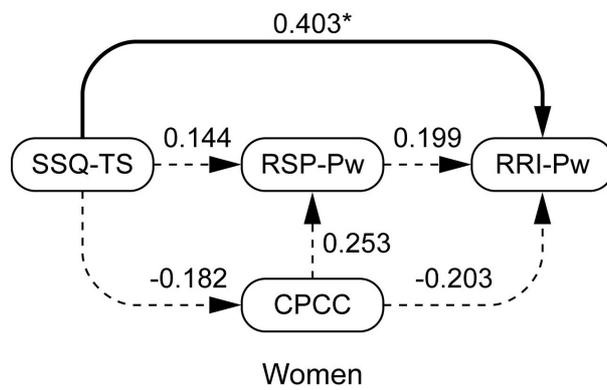
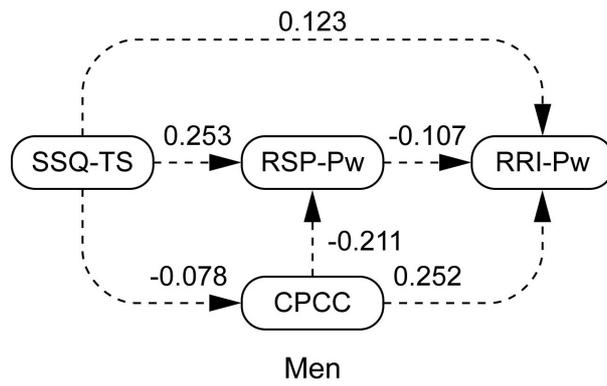
##### 3.5.4.3.1. ECG 基線変動と各主観指標 (正相関)

「SSQ-N」と「ECG 基線変動」との相関が男女ともに有意であった。これは、強度の酔い発生時に心電波形に基線変動が見られる場合があるとする先行研究 (中川・大須賀・竹田, 2001) と同じ傾向である。本研究はさらに「ECG 基線変動」がシミュレーター酔いの各指標中「吐き気」に関連した指標である「SSQ-N」と最も高い相関を有することを明らかにした。

「SSQ-N」以外の主観指標は「ECG 基線変動」との相関の傾向に男女差があり、男性は「vection」「SSQ-D」「SSQ-TS」との相関も有意である一方、女性は「SSQ-N」以外の指標との相関は有意でなかった。

#### 3.5.4.3.2. RRI パワーと女性の SSQ 各指標 (正相関)

RRI パワーが酔いの増大に伴って増加する要因を検討するために、「図 3-8」に示す簡単なモデルの各要素間で回帰分析および重回帰分析を行い、各経路の回帰係数および偏回帰係数を算出するパス解析を行った。SSQ の各指標間には算出方法による原理的な相関があるので、SSQ-TS を代表として採用した。図中に示した値は、標準化(偏)回帰係数の値である。本研究では呼吸の記録にあたって絶対値較正を行っていないので、実験参加者間でその検出感度には差がある。従って呼吸が関連する部分についての値はあくまでも参考値である。このパス解析によれば女性では SSQ-TS から RRI パワーへのパスの標準化偏回帰係数のみが有意であった。一方男性ではいずれのパスも有意ではなかった。これは女性のみ、酔いの増大が心肺結合の強さの変化や呼吸の変化を経由せずに(少なくともそれらの経路より強く)直接 RRI パワーの増加と結びついている可能性を示唆している。



RRI-Pw : RRI パワー(本文参照).  
 RSP-Pw : 呼吸パワー.  
 数値は各パスの標準化(偏)回帰係数. \* :  $p < 0.05$ .

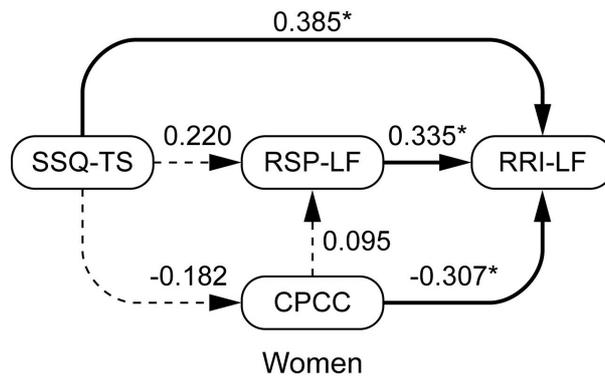
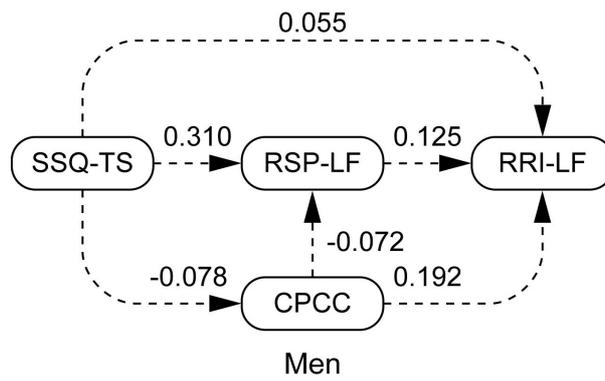
図 3-8 RRI-Pw のパス解析

### 3.5.4.3.3. RRI-LF と女性の SSQ-O, D, TS (正相関)

次に女性のみ、RRI-LF と SSQ-O, D, TS の間に有意な相関が見られたことについて検討する。前項と同様に SSQ-TS を代表とし、図 3-9」のモデルについて同様のパス解析を行った。図示したように女性では「酔い」(SSQ-TS)が大きい場合、呼吸の LF 成分 (RSP-LF) が大きい場合、並びに CPCC が小さい (絶対値が大きい) 心肺結合が強い・副交感神経活動度が高い)場合に RRI-LF が大きくなっている。第三の要素 (CPCC 小 RRI-LF 大)は、RRI-LF を交感神経活動度としてとらえると、副交感神経活動度 (+) 交感神経活動度 (+) となり一見矛盾する。ここではむしろ、呼吸 LF 帯成分の影響が、RSA を介して RRI-LF に生じ、さらに CPCC がその結合を変化させるため、CPCC 小 (負相関が大) RRI-LF 大となった、と解釈するのが妥当と思われる。

一方、SSQ-TS から CPCC へのパスの標準化偏回帰係数が有意でないことは、CPCC が酔いでは変化しにくいことを示唆している。

以上を総合すると、女性において RRI-LF は酔い、呼吸の LF 成分、並びに CPCC を介した酔い以外の要因 (たとえば緊張度)による影響を受けていると考えられる。



RRI-LF :  
RRI パワースペクトルのLF成分 (0.04~0.15 Hz)

RSP-LF :  
呼吸パワースペクトルのLF成分 (0.04~0.15 Hz)

数値は各パスの標準化(偏)回帰係数. \*:  $p < 0.05$ .

図 3-9 RRI-Pw のパス解析

#### 3.5.4.3.4. 呼吸重心周波数と男性の Vection (負相関)

男性のみに Vection と呼吸重心周波数との間に「表 3-5」に示す有意な相関がみられたことは、ECG 基線変動と Vection との相関の性差と類似の傾向である。男性の方が女性より先 Vection への酔いの影響が顕著である可能性を示唆している。

#### 3.5.4.3.5. 呼吸重心周波数と男女全体の SSQ-D,TS (負相関)

これらの相関は男女別ではいずれも有意となっていない。しかし男女それぞれがおおむね類似した傾向の相関を示したため、全体で有意となったものと考えられる。呼吸重心周波数と男女全体の SSQ-D,TS の間に有意な正の相関が認められることは、シミュレーター酔いとともなって呼吸重心周波数が有意に低下することを示している。

#### 3.5.4.3.6. 呼吸心拍相互相関 (CPC)と男女全体の SSQ-O ,D (負相関)

これらの間の相関を男女別に見ると、その相関は小さく、特に男性は非常に小さい。それにもかかわらず男女全体で相関が有意なのは、呼吸心拍相互相関と SSQ 両方に性差があるためと考えられる。男性が女性より先呼吸心拍相互相関の平均値がやや大きい(走行 2 回の CPC の男性平均  $-0.287$ 、標準偏差  $0.088$ 、女性平均  $-0.329$ 、標準偏差  $0.101$ 、 $t(59.3)=1.75$ 、 $p=0.085$ , Welch, 両側) (負相関なので男性が女性より相関が小さい)。また「5.1. 実験遂行状況及びシミュレーター運転による酔いの発生状況」に記したように、女性が男性より先有意に SSQ の平均値が大きかった。これらの結果、男女全体では相関が有意となったものと考えられる。

#### 3.5.4.4. 実験セッション中の呼吸心拍相互相関の変化

安静時を含めた実験セッション全体での CPC の変化は、「図 3-7」に示すように山型のカーブを描いた。またシミュレーション走行に着目すると Sim-1 の方が Sim-2 より先 CPC の値が大きかった(絶対値は小さい)。このことは Sim-1 の方が Sim-2 より先心肺結合が弱い、即ち副交感神経活動度が低いことを示す。一方、シミュレーション酔いの主観評価値と CPC の相関は、前項で述べたように男女別に見ると有意な相関を示さなかった。これらの結果から CPC は「シミュレーション酔い」とは異なる要因、例えば実験自体やシミュレーション運転の場面に対する緊張・ストレスなどを反映していることが考えられる。二回のシミュレーション走行は同じコースを走るため、一回目より先二回目の方が、緊張度が低いことも一因と思われる。

### 3.5.5. 結論

運転シミュレーターによるシミュレーター酔いが発生する状況で、酔いの主観評価値 (SSQ、Vection) と呼吸および心拍 RRI にもとづく各種の生理指標値との相関を検討した。また、呼吸曲線および心拍 RRI をスペクトログラムによって比較した。その結果、呼吸の周波数成分が HF の範囲を逸脱することにより RSA を介した心拍変動成分も HF の範囲を外れてしまい、HRV の周波数分析による解析が不適切な場合があることを確認した。

呼吸心拍相互相関「CPC」 と SSQ の相関 (負相関) が男女全体では有意であったが、男女別に検討するとどちらも有意ではなかった。性別を共通要因とした見かけ上の相関である可能性が示唆される。CPC は比較的酔いに影響されにくい指標と考えられる。

酔いの発生に性差が認められた本研究において、酔いと生理指標との相関構造にもまた性差が顕著であった。ECG 基線変動は男女共に SSQ-N との相関が有意である一方、心拍 RRI の LF 成分は女性のみ SSQ-O, D, TS との相関が有意であった。

以上の結果から、ECG 基線変動、心拍 RRI の LF 成分、CPC を総合的に検討することにより、酔いとは独立した緊張などの影響と、酔いそのものによる変化を分離して検出可能であることが示唆された。

酔いと生理指標との相関構造の性差が本質的なものであるのか、本研究において重度の酔いを経験した参加者が女性に多かったことが影響したのかは不明である。

酔いの発生に大きな性差が見られる本研究のような条件では、生理指標を用いた酔いの評価において、性差を考慮することが重要であることが明らかとなった。

シミュレーション運転課題では、運転行動の差がシミュレーションされた車両の運動の差を通して画面の動きの差になって運転者にフィードバックされる。従って、運転行動の性差も酔いの性差に関連している可能性があり、今後の検討を要する。

酔いが精神生理学的反応を誘発する際の時間差や、時間経過とともに酔いの生理指標への影響パターンが変化する、という二相性反応 (杉田・阿部・吉澤・田中他, 2004) については本研究で触れなかった。これらは今後の課題である。

## 3.6. 分析 3 運転場面と呼吸心拍相互相関との関連

### (分析 3 の概要)

シミュレーター酔いなど動揺病の発生下では、ある指標に「酔い」と「酔い」以外の両要因が反映する可能性がある。従って、「酔い」への反応と擬似環境刺激の時間的な変化に起因する「酔い」以外の反応を判別する手がかりが必要である。本項の分析によって、呼吸心拍相互相関 (CPCC) が、運転場面の特性を反映する一方、酔いに対しては比較的独立な指標であることが明らかになった。

### 3.6.1. 目的

この実験は、DS 運転に伴うシミュレーター酔いの分析を主な目的として実施したものであるが、本項 (分析 3) では「呼吸心拍相互相関」による時系列分析に重点を置いて述べる。特に運転場面およびシミュレーター酔いの発生状況と「呼吸心拍相互相関」の間の関連を明らかにすることが本項の目的である。

### 3.6.2. 各指標の算出方法

本項 (分析 3) に用いた各指標は、「分析 2」に述べたのと同様の方法で算出した。

### 3.6.3. 結果

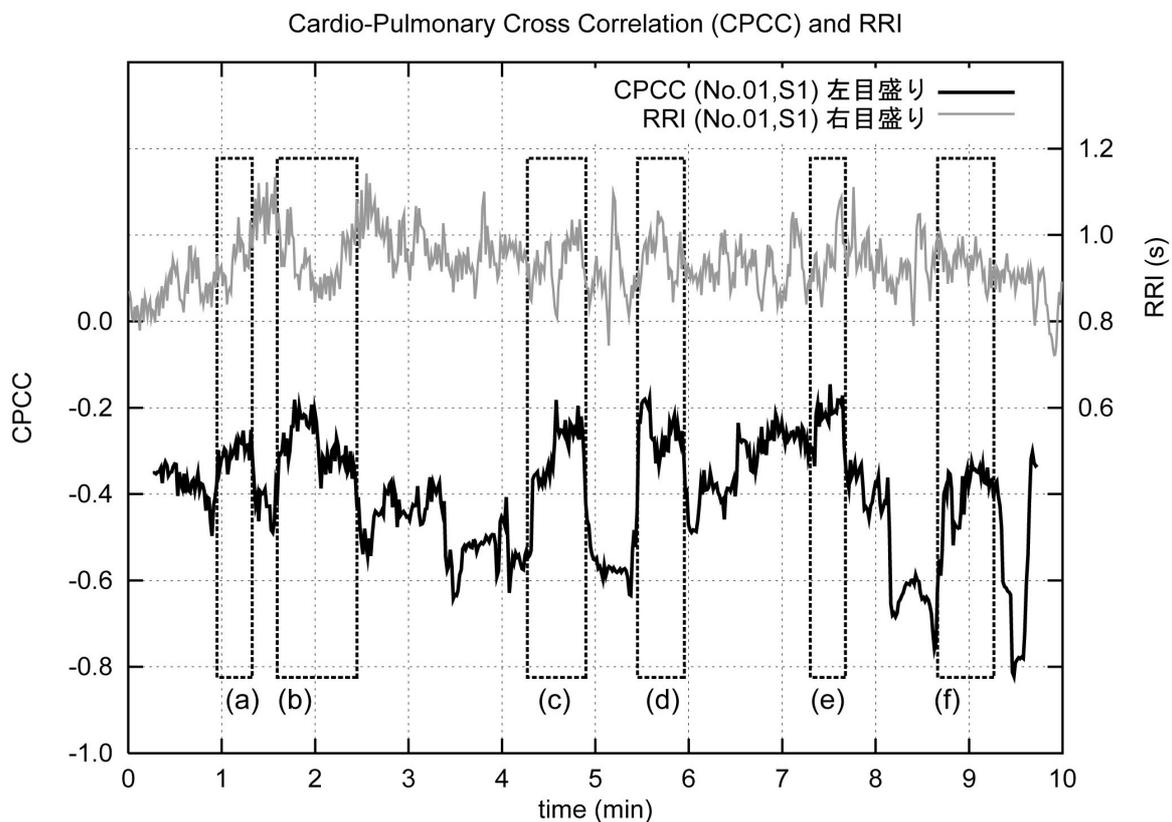
#### 3.6.3.1. DS 運転によるシミュレーター酔いの誘発

主観評価 (SSQ, Vection) による酔いと実験計画の各要因の関連については、「3.4. 分析 1」に述べた通りである。

#### 3.6.3.2. DS 運転中の CPCC の変化

上記の CPCC 値を比較的短時間の観測時間窓の範囲で計算し、その観測時間窓を時間的にシフトしながら次々と計算することにより CPCC の時系列が得られる。本実験のシミュレーター運転中に観測された呼吸心拍データからこのようにして得られた CPCC 時系列の例は心拍 RRI とともに「図 3-10」(男性)及び「図 3-11」(女性)に示した。どちらも1回目のシミュレーション走行中のものである。なおこの時系列分析では、観測時間窓は 30 秒、相互相関係数の最小値 (値が負で絶対値が最大となる値) の検索ラグ範囲は  $\pm 2$  秒、観測

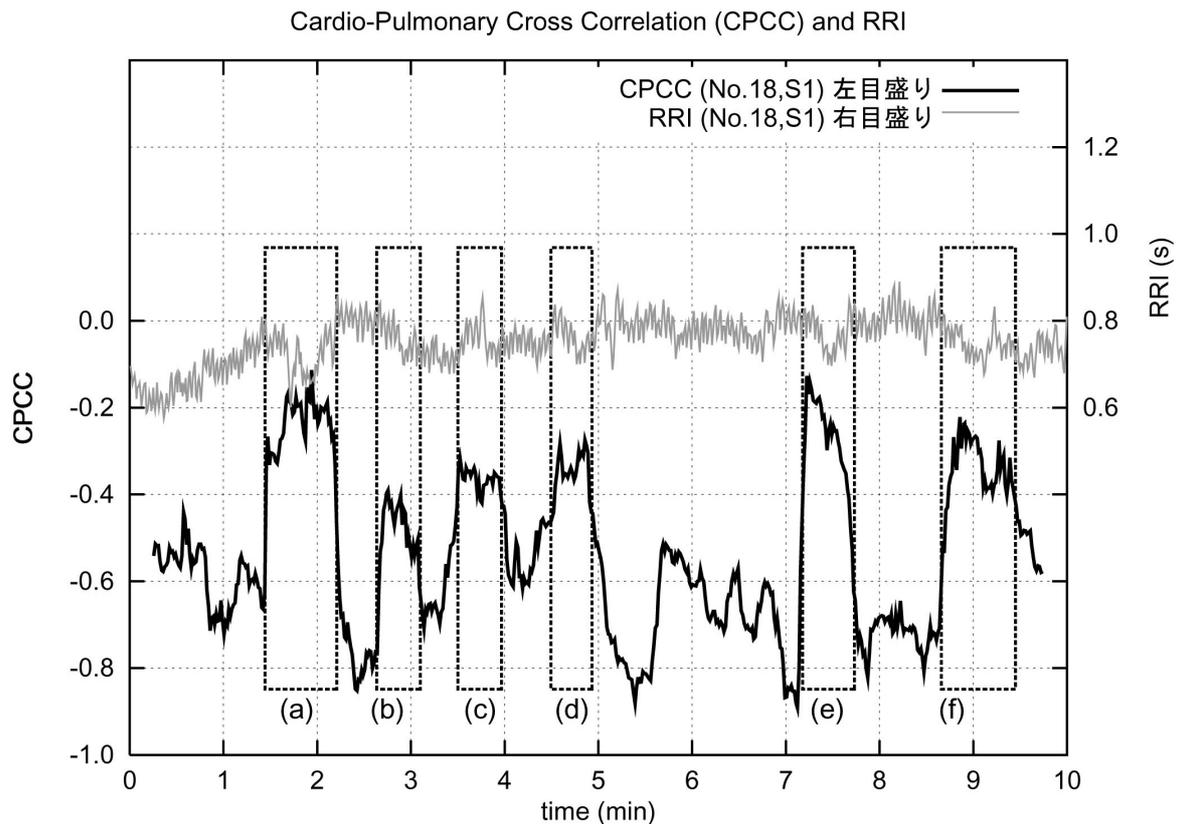
時間窓のシフト刻みは 1秒とした。CPC の値が特徴的な増大を示した部分(a) ~ (f)について、それぞれ対応する走行場面の簡単な説明を付した。



- (a) 有信号交差点信号待ち後直進通過
- (b) 有信号交差点直進通過後、有信号交差点左折
- (c) 有信号交差点信号待ち後直進、駐車車両側方通過（対向車あり）
- (d) 有信号交差点左折、有信号交差点右折
- (e) 無信号交差点右折
- (f) 左カーブで対向車出現、横断歩道歩行者待ち一時停止

図 3-10 DS 運転中の呼吸心拍相互相関 (CPCC) および心拍 R-R 間隔 (RRI)

例 1 (男性)・第 1 回目のシミュレーション走行



- (a) 有信号交差点直進通過（先行左折車あり）の後，有信号交差点左折
- (b) 駐車車両側方通過（対向車あり）
- (c) 有信号交差点直進通過（信号青→赤に変化）
- (d) 有信号交差点左折
- (e) 無信号交差点左折
- (f) 有信号交差点右折の後，右カーブ

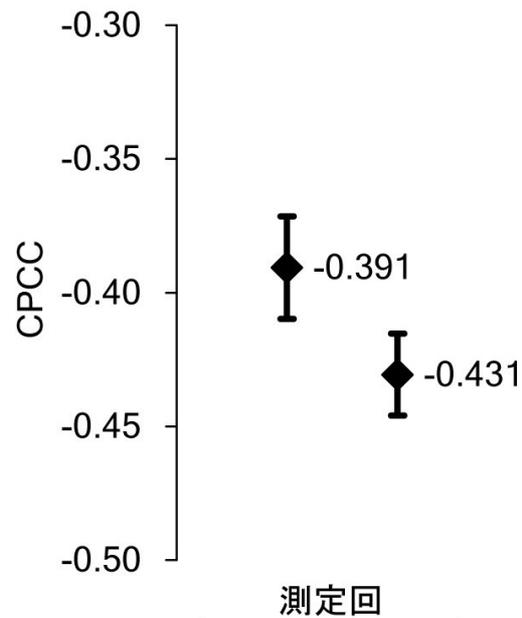
図 3-11 DS 運転中の呼吸心拍相互相関 (CPCC) および心拍 R-R 間隔 (RRI)

例 2 (女性) 第 1 回目のシミュレーション走行

### 3.6.3.3. CPCC の分散分析

10 分間のシミュレーション走行中の CPCC を1分ごとに算出し、それらの平均値をもってそのシミュレーション走行における CPCC の値とした。10 分回の走行中のデータを単一の分析単位として CPCC を算出することもできるが、後述する場面对応分析との手法の整合性の観点からこのような平均操作を行った。相互相関係数の検索ラグ範囲は±10 秒とした。

シミュレーション走行の反復(測定回) (水準数:2)を参加者内要因とし、「性別」「シヨウガがあるいはプラセボの服用(シヨウガ)」「縞状フィルターの有無どちらの条件を先に行ったか(縞順序)」(水準数:2×2×2)を参加者間要因として CPCC の分散分析(反復測定一般線形モデル・タイプ)を行った。なお、シミュレーター画面上の縞状フィルターの有無(縞有無)と、分析時の要因「測定回」は、一方を決めると他方は参加者によって一意的に定まる。ここでは分析結果の説明の便宜上、参加者間要因を上記のように「測定回」とした。1 回目のシミュレーション走行後強度のシミュレーター酔い症状で辞退した1名(女性)を除く31名のデータを分析した。分析の結果、参加者内要因「測定回」に有意な主効果( $F(1,12) = 10.19$ 、 $p = 0.004$ )が見出され、「1回目の CPCC > 2回目の CPCC」であった(図 3-12)。CPCC の値は負であるので、1回目の方が2回目より先相関が小さいことを示している。参加者間要因「性別」「シヨウガ」「縞順序」に関しては有意な主効果はなく、またいずれの要因間にも有意な交互作用はなかった。



	1回目	2回目
推定周辺平均	-0.391	-0.431
標準誤差	0.019	0.015
<i>df</i>	( 1, 23 )	
<i>F</i>	10.2	
<i>p</i>	0.004	

エラーバーは標準誤差をあらわす。

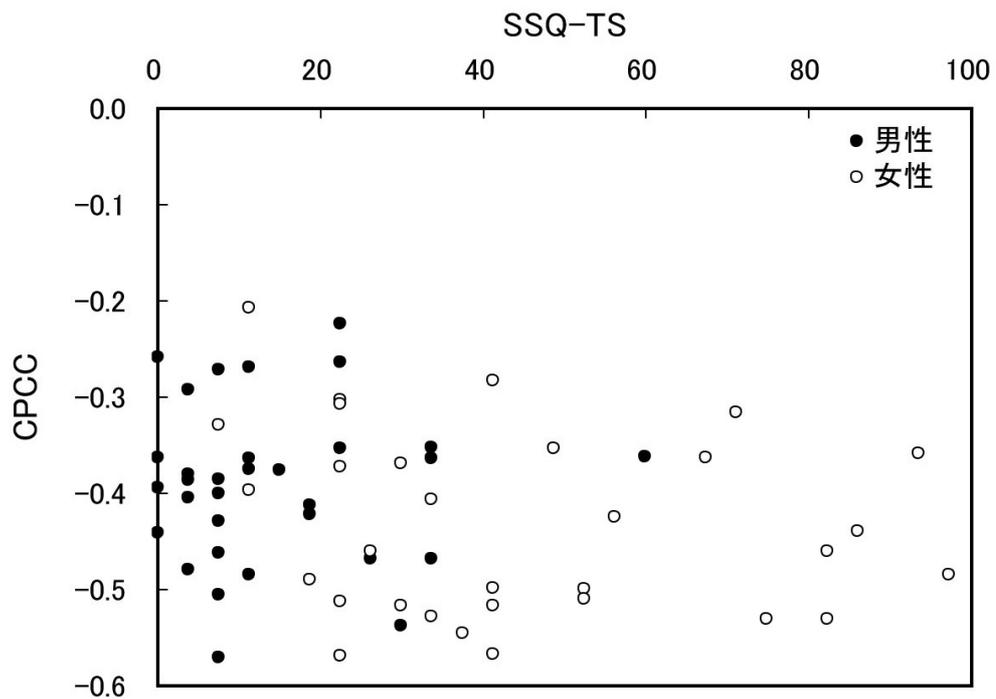
走行2回目の方が1回目よりもCPCCの平均値が小さかった。2回目の走行が1回目よりも副交感神経活動度が高かったことを示す。

図 3-12 CPCC 平均値の測定回比較

#### 3.6.3.4. シミュレーター酔いと生理指標の相関

シミュレーション走行中に得られた生理指標と、走行直後の回答から得られた主観指標の相関については、「3.5.3.4. 生理指標とSSQ 各指標の相関」に述べた通りである。ここでは、前項「3.6.3.3. CPCC の分散分析」と同様に、1分ずつ 10 区間に区切って算出した CPCC の区分平均をさらに 10 区間にわたって平均した値 (平均 CPCC) と酔いの主観指標値の相関を検討した。

2回のシミュレーション走行を完了した 31 名の 2走行分および 1回目の走行後実験を辞退した 1名の 1回目走行分、合計 63 試行に関する相関分析を行った。その結果、平均 CPCC と SSQ の各指標の間に有意な相関を示す組み合わせは見出せなかった。「図 3-13」に一例として、CPCC と SSQ-TS の値の散布図を示す。男女全体ではこれらの間に弱い相関 ( $r = -0.23$ ,  $p = 0.067$ ) があるように見える。しかし、性別を共通要因とする見かけの上の相関が疑えるため男女別に相関を検討した結果、男性 ( $r = -0.013$ ,  $p = 0.943$ )、女性 ( $r = -0.182$ ,  $p = 0.326$ ) とともに有意な相関は見られなかった。SSQ の他の下位指標も同じ傾向であった。



男女をあわせると性別を共通要因とした弱い相関傾向があるが、男女別では相関は見られない。

男女をあわせた相関係数  $r = -0.23$ ,  $p = 0.067$  (両側),  $n = 63$

男性のみの相関係数  $r = -0.013$ ,  $p = 0.943$  (両側),  $n = 32$

女性のみの相関係数  $r = -0.182$ ,  $p = 0.326$  (両側),  $n = 31$

図 3-13 SSQ-TS と CPCC の関係

### 3.6.3.5. 運転場面の属性を独立変数とした CPCC の重回帰分析

「DS 運転中の CPCC の変化」において、DS 運転中の CPCC の変化が走行場面と関連付けられることを定性的に示した。本項では、これを定量的に示す。シミュレーション走行では、経過時間と走行場面の関係や、他車との位置関係などが走行ごとに異なる。従って、走行場面による CPCC の違いを定量的に分析するために、単純な参加者間平均は適用できない。走行場面の属性、例えば「交差点の有無」を時間経過に対してなんらかの方法で記述し、その属性と時系列データの関連を分析する必要がある。またさらに、シミュレーション走行を例えば 1分ごとに区切ると、ある区間が複数の属性を重複して持つ場合もあり、各区間を単一の属性に振り分けることはできない。そこで、全 63 シミュレーション走行をそれぞれ 1分ずつ 10 区間に区切り、各区間における次の事象を数え、その回数を各区間の属性値とした。計数対象とした事象は、「有信号交差点の右左折 (450)」「無信号交差点の右左折 (98)」「有信号交差点の直進 (307)」「無信号交差点の直進 (170)」「駐車車両の側方通過 (185)」「衝突 (12)」「コース間違い (22)」である(カッコ内の数値は全試行中のその事象の回数総計)。

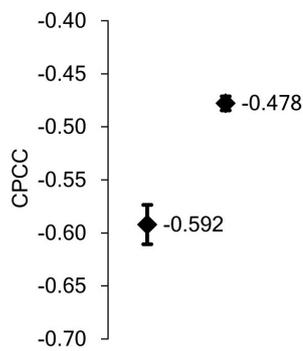
走行場面の属性と CPCC の関連を検討するために、各区分区間における生理指標「RRI 区分平均」「LF/HF 区分平均」「CPCC 区分平均」を従属変数とする重回帰分析を行った。独立変数は、63 試行 × 10 区分区間 = 630 区間それぞれにおける上記事象の回数である。「RRI 区分平均」「LF/HF 区分平均」を分析の対象としたのは、それらと「CPCC 区分平均」との違いを検討するためである。重回帰分析はステップワイズ投入法(独立変数の投入基準  $p = 0.05$ 、除去基準  $p = 0.10$ )で行った。その結果、「RRI 区分平均」「LF/HF 区分平均」については、いずれの場面属性にも有意な偏回帰係数は見出せなかった。

「CPCC 区分平均」は、「有信号交差点の右左折」のみ偏回帰係数が有意であった(標準化偏回帰係数 = 0.086、 $p = 0.030$ )。参考として、それぞれの区間の CPCC 区分平均値から区分平均の 10 区間平均値を差し引いた「正規化 CPCC」および、さらにそれを 10 区間の区分平均値の標準偏差で除した「CPCC-z 値」についても同様に分析した。その結果、どちらも CPCC と同じく「有信号交差点の右左折」のみ標準化偏回帰係数が有意(「正規化 CPCC」: = 0.139、 $p < 0.001$ 、「CPCC-z 値」: = 0.142、 $p < 0.001$ )であった。標準化偏回帰係数は、いずれも正であるので、区分区間における「有信号交差点の右左折」の多い方が「CPCC」、「正規化 CPCC」、「CPCC-z 値」はいずれも有意に大きい。

### 3.6.3.6. 異なる運転場面における CPCC、RRI、LF/HF の比較

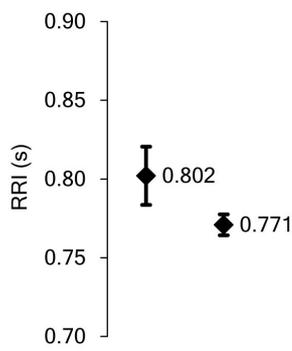
前項の重回帰分析では、一定の継続時間を持つ交通場面を、それを代表する時刻によって一意的に一つの区間と関連付けた。しかし実際には、このような交通場面が複数の

区間にわたって継続する場合も多く、そのことが分析結果における場面の差を弱めている可能性がある。そこで、重回帰分析で標準化偏回帰係数が有意だった「有信号交差点の右左折」に着目して、交差点中央通過時刻を中心とした30秒を抽出し、全走行のそれらの区間におけるCPC、RRI、LF/HFの平均値を算出した。重回帰分析に用いた450か所から、分析に必要な時間窓(30秒)が確保できない部分を除く429か所を対象とした。さらに、全員がすべての走行で共通に走行した同一部分(信号のある交差点を含まない直線部1か所)30秒の区間について、それらの平均値を算出した。その結果を図3-13(a)から図3-13(c)に示す。場面による差が最も明瞭であったのはCPC ( $t(490) = 6.1, p < 0.001$ )で、LF/HF ( $t(490) = 2.1, p = 0.038$ )、RRI ( $t(490) = 1.7, p = 0.087$ )がこれに次いだ。



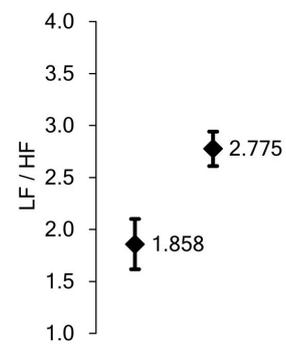
	場面	
	直線	交差点
平均	-0.592	-0.478
標準誤差	0.019	0.007
<i>n</i>	63	429
<i>df</i>	490	
<i>t</i>	6.1	
<i>p</i>	< 0.001	

(a) CPCC 平均値の場面比較



	場面	
	直線	交差点
平均	0.802	0.771
標準誤差	0.016	0.007
<i>n</i>	63	429
<i>df</i>	490	
<i>t</i>	1.7	
<i>p</i>	0.092	

(b) RRI 平均値の場面比較



	場面	
	直線	交差点
平均	1.858	2.775
標準誤差	0.242	0.165
<i>n</i>	63	429
<i>df</i>	490	
<i>t</i>	2.1	
<i>p</i>	0.038	

(c) LF / HF 平均値の場面比較

「場面」名称の「直線」は本文中の「信号のある交差点を含まない直線部」を、「交差点」は「有信号交差点の右左折」をあらわす。これらの指標のうち、CPCCが場面による差が最も明瞭で、LF/HF、RRIがこれに次いだ。

図 3-13 CPCC, RRI, LF/HF 平均値の場面比較

### 3.6.4. 考察

#### 3.6.4.1. DS 運転中の CPCC の変化に関して

図 3-10」及び「図 3-11」に示すように、RRI と比べて CPCC の時間変化は走行場面との対応がより明瞭である。相互相関係数の値は原理的に -1 から +1 の範囲をとる。また呼吸と心拍 RRI 値の RSA に起因する相互相関は、吸気側を + と定義したので相関が強いほど負で絶対値の大きい値をとる。これらのことをふまえると、シミュレーション運転中に RSA による心肺結合が、かなり大きな幅で変化を示していることがわかる。RSA は主として副交感神経に支配される現象であるので、CPCC の値が大きくなる(絶対値が小さくなる)ことは副交感神経活動度が低下することを意味する。図示した例において CPCC の値が特徴的な増加(絶対値は減少)を示す部分は、交差点の右左折や駐車車両の側方通過など、運転に必要な情報処理量が増大する場面であった。一方 RRI は、RSA による呼吸同期の変化以外では、ところどころに急峻な変化が見られるものの、走行場面との対応は CPCC ほど明瞭ではない。

#### 3.6.4.2. CPCC の分散分析に関して

CPCC の分散分析において「1回目の CPCC > 2回目の CPCC」であった。小さい CPCC の値(絶対値が大きい)は副交感神経活動度が高いことを示すので、2回目は1回目より先副交感神経活動度が高かったことを示唆する。2回目の走行の方が1回目より先緊張度が低かったためであると考えられる。実験計画上の他の要因に関して主効果も交互作用も有意でなかったことは、これらの要因に対して CPCC が独立性の高い指標であることを示唆している。

#### 3.6.4.3. シミュレーター酔いと生理指標の相関に関して

シミュレーター酔いの主観指標である SSQ の各指標値と CPCC が有意な相関を持たないことは、CPCC がシミュレーター酔いに対して独立した指標であることを示唆する。

今回の結果はシミュレーター走行 10分間に対して 1セットの SSQ 指標を得る、という条件下のものである。シミュレーター酔いの主観指標と生理指標の時間推移には時間的なずれがある可能性がある。このため、主観指標を今回の実験より先細かい時間分解能で評価した場合には、さらにこのようなずれを考慮に入れて評価を行う必要がある。

#### 3.6.4.4. 運転場面の属性を独立変数とした CPCC の重回帰分析に関して

運転場面の属性を独立変数とした CPCC の重回帰分析の結果、「RRI 区分平均」「LF/HF 区分平均」については、いずれの場面属性にも有意な偏回帰係数は見出せなかった。これに対して、「CPCC 区分平均」は、「有信号交差点の右左折」のみ偏回帰係数が有意であった。このことは、「RRI 区分平均」「LF/HF 区分平均」に比べて「CPCC 区分平均」は運転場面の属性を反映する指標であることを示唆する。また、「CPCC 区分平均」は「有信号交差点の右左折」以外で有意な偏回帰係数を持たなかった。これについては、「有信号交差点の右左折」が他の事象より多いことによる可能性と、「有信号交差点の右左折」が他の事象より CPCC への影響が強かった可能性の両方が考えられる。「CPCC」から各シミュレーション走行の平均値を引いた「正規化 CPCC」や、さらに各区分区間の値をその標準偏差で除した「CPCC-z 値」は、参加者間の個人差を除外して場面依存を強調するものである。いずれの場合も標準化偏回帰係数の値は比較的小さかったが、一貫して「有信号交差点の右左折」のみが有意であった。このことから、「有信号交差点の右左折」が他の場面属性より CPCC の値を増大（絶対値は減少）させた、すなわち副交感神経活動を低下させたと考えるのが妥当であろう。

#### 3.6.4.5. 副交感神経活動度指標としての CPCC の優位性

RRI の周波数分析によるパワースペクトルの特定周波数帯域における積算値を利用した RRI-LF および、RRI-HF や、これらから算出される LF/HF が呼吸周波数に直接依存する。これに対して、CPCC は呼吸周波数変化の影響を比較的受けにくいという特長があるので、自由呼吸下での分析に適した方法である。さらに、「シミュレーター酔いと生理指標の相関」に示すように、CPCC はシミュレーター酔いに対して独立しており、図 7. 異なる運転場面における CPCC、RRI、LF/HF の比較」に示したように、RRI、LF/HF と比較して走行場面の属性を、より明瞭に反映する指標である。

#### 3.6.4.6. CPCC の有用性

背景に述べたように、次のような条件を満たす自律神経活動指標は有用度が高い。

実車運転、シミュレーター運転、映像の受動的な視聴の全ての条件下で共通に利用できる。

呼吸周波数など、測定条件に特別の制約がない。

シミュレーター酔いに対して独立性が高いかあるいはそれと強く相関するか、いずれが明瞭であること。

本研究を通して明らかにされたように CPCC は、これらの条件を満たし、「シミュレーター酔い」に影響されにくい指標である。「酔い」を伴う可能性のある条件において、CPCC は課題の遂行に伴う自律神経活動、特に副交感神経活動度のうち、心臓副交感神経活動度をよく反映し、呼吸周波数の影響を受けにくい良好な指標であると考えられる。

シミュレーター酔いや映像酔いの時系列評価に用いられる生理指標の多くは、「酔い」以外にも、映像の内容自体や作業負荷に影響される。これまで論じたように、CPCC は「酔い」に対して独立な副交感神経活動度指標と考えられる。従って、従来指標に加えてこれを用いることにより、それらの指標値の変動が「酔い」によるものであるのか、それ以外の要因の影響を受けたものであるのかを検討するための手段としても、CPCC は有用である。

また、心拍数と血圧の相互相関係数の最大値  $\max$  と CPCC を併用することで自律神経の活動度をより明瞭に評価することが可能であると考えられる。 $\max$  が交感神経系、副交感神経系両方の活動に関連する指標であるのに対して、CPCC は副交感神経系の指標であるためである。

#### 3.6.4.7. 課題

運転場面や運転行動の CPCC への影響がかなり明瞭であることが示唆された。しかし、本研究で報告した実験は本来「シミュレーター酔い」の検討を主眼としたものであり、運転場面の属性を直接統制したものではない。されにこれを確かなものとするためには、運転場面の属性や運転者への負荷を直接統制した実験を行うことが望ましい。

運転負荷の時系列的な定量化はそれ自体が一つの課題である。一例を挙げれば、NASA-TLX などの質問紙法による事後的な評価と CPCC の比較的長時間にわたる平均値の関連を検討した上で、時系列測定値へその結果を敷衍する、という手法が考えられる。

本研究における CPCC の分析手法は、前述のように実車運転、シミュレーター運転、映像の受動的な視聴の全ての条件下で共通に利用可能である。実際にこれらの条件の違いが CPCC にどのように反映されるかを検討することは運転者教育手法の開発や、運転シミュレーターを利用したさまざまな研究の妥当性を検討する上で重要である。

なお、CPCC の具体的な算出方法に関しては、若干の検討の余地がある。たとえば呼吸心拍相互相関の最小値（絶対値は最大）探索の際のラグ範囲の問題がある。呼吸と心拍のデータ間に時間差（ラグ）をつけて計算し、一定のラグ範囲で相関係数が最小（絶対値は最大）となる値を CPCC の値とした。しかし、特に相関が小さい場合にはあらかじめ決めたラグ範囲の端点で最小値をとる場合がしばしばあった。これは、相関が非常に弱くなる場合には事実上呼吸に同期した心拍変動がほとんど見られなくなることを意味している。そのような場合と、相関が比較的強い場合の CPCC の値に連続性をもたせるためには、何等かの

工夫が望ましい。例えば、最小値を検索せず、個人ごとにあらかじめ安静時データなどから得た所定のラグの値における相互相関係数をもって CPCC の値とする方法も選択肢となる

### 3.7. シミュレーター酔いに関する研究の考察

自動車教習所で用いられている運転シミュレーターを使って、シミュレーター利用に伴う動揺病(シミュレーター酔い:SS)の発生状況を検討した。SSの重篤度の主観尺度として広く用いられているKennedyらのSSQ(Simulator Sickness Questionnaire)(Kennedy et al. 1993)が、運転シミュレーターによる酔いの主観評価にも適用できることを確認した。

酔いの発生は女性の方が大きく、その性差は先行研究より先大きかった。その理由として、運転行動の違いなどが示唆されるが本研究の範囲では明らかでない。

シミュレーター自体のハードウェアやソフトウェアの変更を必要としない、アドホック(後付け)対策候補として、画面上に固定した縞状フィルターの効果を検討したところ、女性にその効果が認められた。実際に教育用として用いる際には、例えば同等の機能を電子的に実現する、など実用性と有効性を向上する研究が必要であろう。

対策志向の研究には、酔いの発生状況を主観尺度によるより先高い時間的分解能で時系列的に評価する手段が欠かせない。このような目的に用いることを前提として、呼吸および心拍の測定結果から各種生理指標を導出し、それらと酔いの相関を検討した。主観評価値とECG(心電図)基線変動に相関がみられ、特にSSQ-N(吐き気)との相関は男女ともに有意であった。これは中川ら(2001)の先行研究と符合する。さらに女性のRRI(LF成分)のパス解析により女性のRRI(LF成分)は呼吸周波数の低下による呼吸LF成分の増大を通じた酔いの影響と、それを媒介としない影響の両方を受けている可能性が示唆された。本研究により複数の生理指標を同時に検討することで、酔いの状況を多面的に評価できることが明らかとなった。また、これらの検討に際してMEMによるスペクトログラムが、呼吸周波数の変動やそのRRIへの影響を評価する際に有効であった。

シミュレーター運転中の呼吸心拍相互相関(CPCC)と酔いおよび運転場面の関連を検討したところ、酔いとの相関は小さく、場面による差が認められた。CPCCはそれ単独でシミュレーター運転中などの副交感神経系の活動度の推定に用いることができると考えられる。また他の生理指標を酔いと関連付ける際にも、CPCCを併用することは有益であると考えられる。その生理指標の反応が酔いに起因するものであるのか、酔いとは独立の自律神経系の反応に起因するのかを判断するための補助的な情報をCPCCが提供できるからである。

このように本研究で開発した生理指標分析システムはシミュレーター酔いに関する研究に有効に活用できることが明らかになった。この実験の段階では脈波をあわせて測定・分析する体制が整っていなかったため、分析は呼吸と心拍のデータのみによった。脈波もあわせて分析することによりシミュレーター酔いをさらに多面的・立体的に明らかにし、その対策方法を提案することが今後の課題である。

# 第4章

## 実車運転中の 呼吸心拍脈波同時測定の実例

## 4. 実車運転中の呼吸・心拍・脈波同時測定の例

自動車運転中に心拍・呼吸・脈波を同時測定したデータから呼吸心拍相互相関と脈波伝播遅延時間 - 心拍相互相関を算出した例を示す。この実験はこれらの指標を用いて、実車運転中・シミュレーター運転中・運転映像の受動視聴時の自律神経系の反応を比較することによって擬似環境のリアルさを評価する研究の予備段階として実施したものである。

### 4.1. 背景

1994年に指定自動車教習所での運転シミュレーターの利用が制度化され、実技教習の一部をシミュレーターで行うことが可能となった。また高齢運転者が起こす事故が問題視され、高齢者に対して運転免許の更新時に特別な講習が課されるようになった。この高齢者の更新時講習制度で使用される検査装置の一つにCGを利用した簡易的なシミュレーターである「運転操作検査器」が規定されている。コンピューターが生成する擬似環境を利用した運転者教育はこのように一般化している。しかし、擬似環境のリアルさと教育効果の関連に関する研究はいまだその端緒にすぎないばかりである。

リアルな擬似環境に付随する「シミュレーター酔い」のような問題点を回避しながら、効果の高い教育システムを実現するには、擬似環境と教育効果に関する次のような知見を蓄積する必要がある。

- ・交通教育に用いる擬似環境の「リアルさ」を評価する手法
- ・スキル学習中の学習者の自律神経活動度と学習効果の関連
- ・擬似環境のリアルさと、その環境による交通教育の教育効果の関連

擬似環境が持つ教育効果と不快感の両面を客観的に評価するために、本研究で開発した「生理指標分析システム」が様々な局面で活用できると考えられる。

実車運転時の自律神経系の反応と、それと似た場面の擬似交通環境に対する反応の類似度を、擬似交通環境の「リアルさ」と仮定する。この仮定のもとでは、「リアルさ」を評価するために、実車運転時と擬似交通環境の両方で用いることができる自律神経系活動の評価手段が必要である。

生理指標の測定環境としては、実車運転とシミュレーター運転、運転映像の受動的視聴を比べると、当然ながら実車運転中が最も厳しい。実車運転で得ることができる指標は、他の環境でも得ることができると考えられる。

実車運転中の精神生理学的指標を、緊張度、疲労度、ストレスなど関連付けて検討した先行研究は少ない。たとえば、運転時の主観的な疲労度と心拍 RR 間隔の低周波数成分 (LF) と高周波数成分 (HF) のパワー比 (LF/HF) に関連があることが報告されている (野口・豊福, 1996)。

また、運転時の緊張度を心拍 RR 間隔データのフラクタル解析によって評価する方法が提案されている (平田・長岡, 1997)。

運転中の指尖容積脈波データをカオス解析することにより、ドライバーの精神負荷状態を時系列的に分析する試みが行われている (苗・清水・下山, 2003)。これによれば、テストコースや高速道路走行において運転負荷とカオス指標の間に関連があるとされる。

しかしこれらはいずれも、自律神経系の活動度を交感神経系・副交感神経系それぞれについて独立に評価したものではない。自動車運転中に測定可能なデータから運転者の交感神経系・副交感神経系それぞれの活動度を独立に評価できれば、運転に関わる精神生理学的な研究を大きく押し進められる。

## 4.2. 目的

この実験の目的は、実車運転中に得られた呼吸・心拍・脈波データから呼吸心拍相互相関と脈波心拍相互相関を得ることである。またそれらの時間的变化と交通環境の間に何らかの関係を見出すことができるかを検討する。

## 4.3. 実験

測定系は、心電アンプ、Inductance Plethysmography 法による呼吸センサ、フォトフレクターをセンサとして用いた光電脈波検出装置及びデータレコーダーで構成した。これらは「2.3.1 計測装置」に示したものである。心電用の電極は市販のディスプレイ電極を使用し、NASA 誘導 (胸骨柄部を(-)、胸骨剣状突起部を(+)、第 10 肋骨部を(E)) で導出した。脈波センサーは左手示指に面ファスナーで装着した。交通環境を記録するために2台のビデオカメラと1台のビデオ録画装置を用いた。

著者自身を被験者として、東京都内および横浜市内の公道を午後から夕刻にかけて乗用車で走行した。

## 4.4. 分析

データ処理のフローは「2.3. システムの概要」に述べたフロー中、「呼吸」「心電図」「指尖容積脈波」から「CPC」および「max」に至る部分である。

心拍データ(RRI 間隔)は基線変動除去後、一定時間間隔( $f_s=10\text{Hz}$ )でリサンプルを行い、ディトレンド(時間に対する1次の回帰成分を除去)した。呼吸データは基線変動除去後、心拍と同期リサンプル、ディトレンドした。これらの処理後、心拍と呼吸データを一定時間(60s)分抽出し、Hanning 窓関数を適用して相互相関演算を行い、その最小値(絶対値は最大)を呼吸心拍相互相関値(CPCC)とした。さらに、観測時間窓を時間軸方向にシフトすることでその時系列を得た。

一方脈波データは、特徴点(変曲点)検出後、先行する心拍 R 位置からの遅延時間(脈波伝播遅延時間)を算出して心拍データと同期リサンプルした。リサンプル後の心拍データと脈波伝播遅延時間データの Mayer 波帯域成分(0.075 ~ 0.125Hz)を FFT によるデジタルフィルタで抽出した。さらにそれらの一定時間(60s)分に Hanning 窓関数を適用し、その相互相関の最大値を「max」とした。max についても CPCC と同様に時系列を得た。

## 4.5. 結果

### 4.5.1. 記録データの例

走行中の呼吸・心拍・脈波同時測定で得られたデータの例を「図 4-1」および「図 4-2」に示す。「図 4-1」に示した例は都内住宅地の片側 1車線直線道路走行中のデータである。この例では心拍・脈波の各データはノイズも少なく良好に記録されている。呼吸測定に機械的な方法を用いているため、振動によると見られるノイズが重畳しているが、分析に支障はない。「図 4-2」の例は、都内住宅地の中央線がない道路で信号のない交差点を右折する際に得られたものである。心拍データにハンドル操作による筋電の混入が見られ、脈波データはかなり乱れているが、心拍 R 位置および脈波特徴点の検出は可能であり、全走行区間を通じておおむね分析に耐えるデータが得られている。このように、本実験で用いた測定系により、実車走行中に、以後の分析に用いることができる程度の品質のデータを得ることが確認された。

ECG - Photo Plethysmogram - Respiration 17:19:00

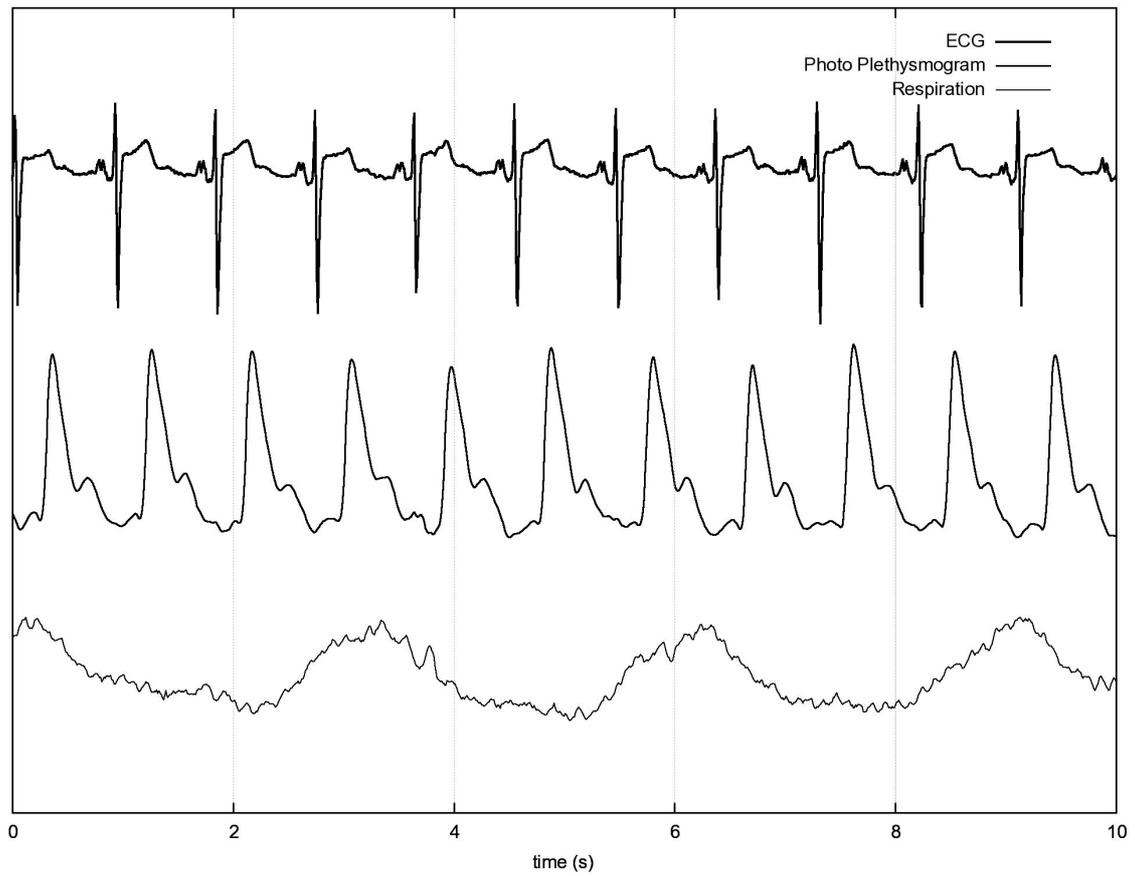


図 4-1 走行中の呼吸・心拍・脈波同時測定で得られたデータの例

(都内住宅地片側 1車線・直線)

ECG - Photo Plethysmogram - Respiration 17:21:08

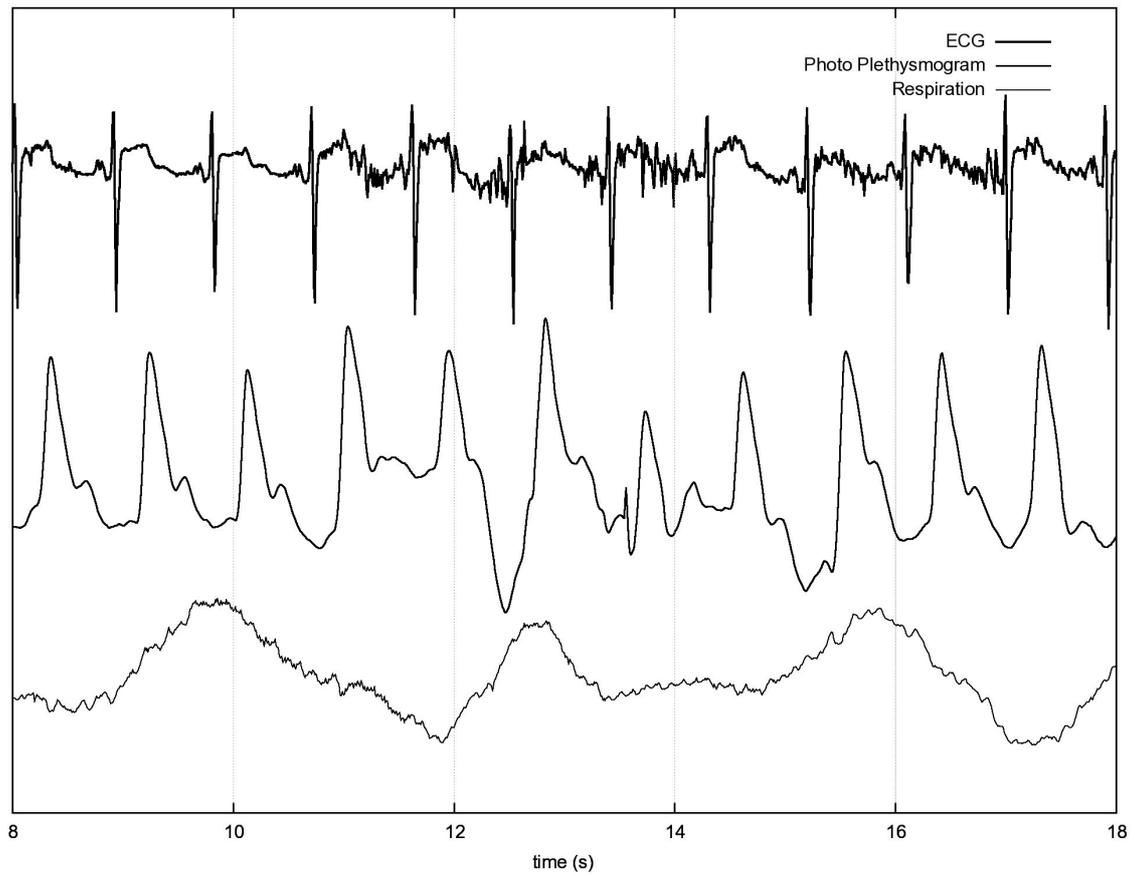


図 4-2 走行中の呼吸・心拍・脈波同時測定で得られたデータの例

(都内住宅地中央線のない道路 信号のない交差点右折)

#### 4.5.2. 心拍 RR 間隔および脈波伝播時間の時間変化

走行中の心拍・脈波データから得られた心拍 RR 間隔 (RRI)、脈波伝播時間 (PTT) の例を 図 4-3」に示す。この例では、RRI の変動幅が約 150ms であるのに対して PTT の変動幅は約 50ms と RRI の三分の一程度となっている。信頼性の高いデータを得るためには PTT の測定・分析に高い時間分解能と精度が必要である。

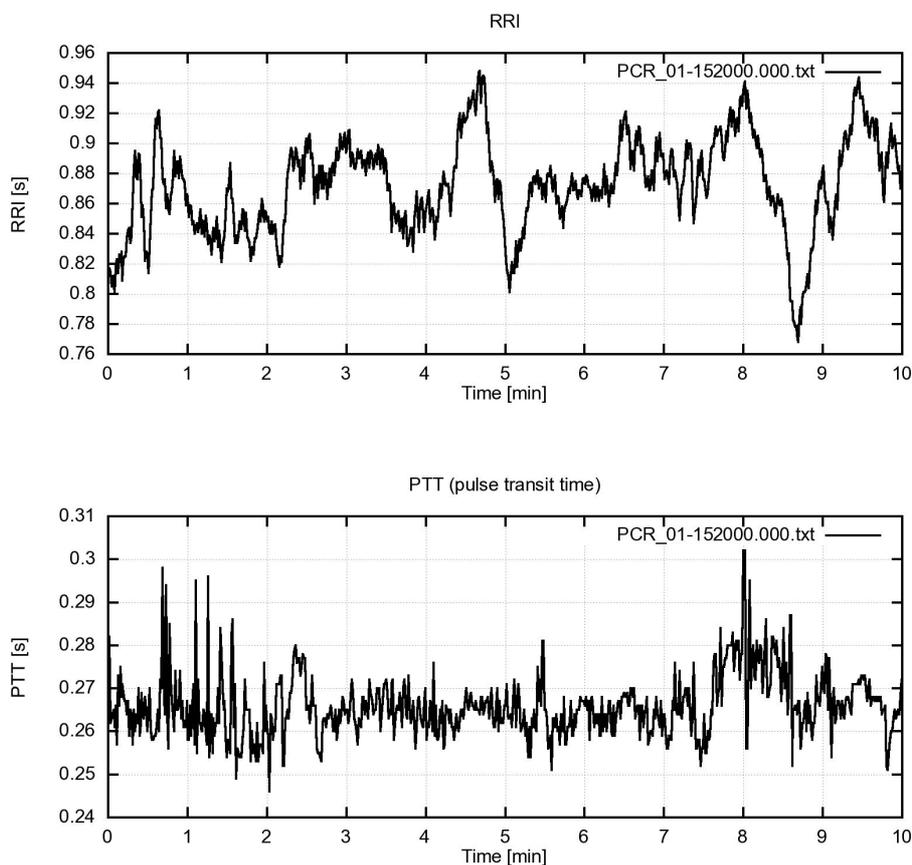


図 4-3 走行中の心拍・脈波データから得られた心拍 RR 間隔 (RRI)、脈波伝播時間 (PTT) の例

(横浜市港北区 都筑区方面走行時のもの)

#### 4.5.3. Mayer 波帯域に限定した心拍 RR 間隔と脈波伝播時間の関係

図 4-3」に示した心拍 RR 間隔 (RRI)、脈波伝播時間 (PTT) をそれぞれディトレンド(時間に対する 1 次の回帰成分までを除去)したものに、Mayer 波帯域に相当する 0.075 ~ 0.125Hz を通過帯域とする FFT によるデジタルフィルタ(矩形窓)を施した結果の一部(時刻 1m(60s) ~ 2m(120s) の部分)を 図 4-4」に示す。これは圧受容器反射による心拍・血圧調整ループの残差に相当すると考えられる。圧受容器反射は、血圧( )...脈波伝播時間( )...心拍 RR 間隔( )とい調整機能である。このため脈波伝播時間と心拍 RR 間隔を本来の符合のまま図示すると位相が反転していて対応関係がわかりづらいので、脈波伝播時間 (PTT) の符合を反転して図示した。ここに図示したのは、観測時間中の限定された部分であるが、脈波伝播時間 (PTT) と心拍 RR 間隔 (RRI) は、概ねここに示したような位相関係を保って推移していた。「同期リサンプル」を行う際に、算出された脈波伝播時間は次の心拍 R 時刻に処理している。このため、両波形の位相差(時間差)にはこの誤差 (PTT が次の心拍 R 時刻まで遅れて記録される)が含まれる。

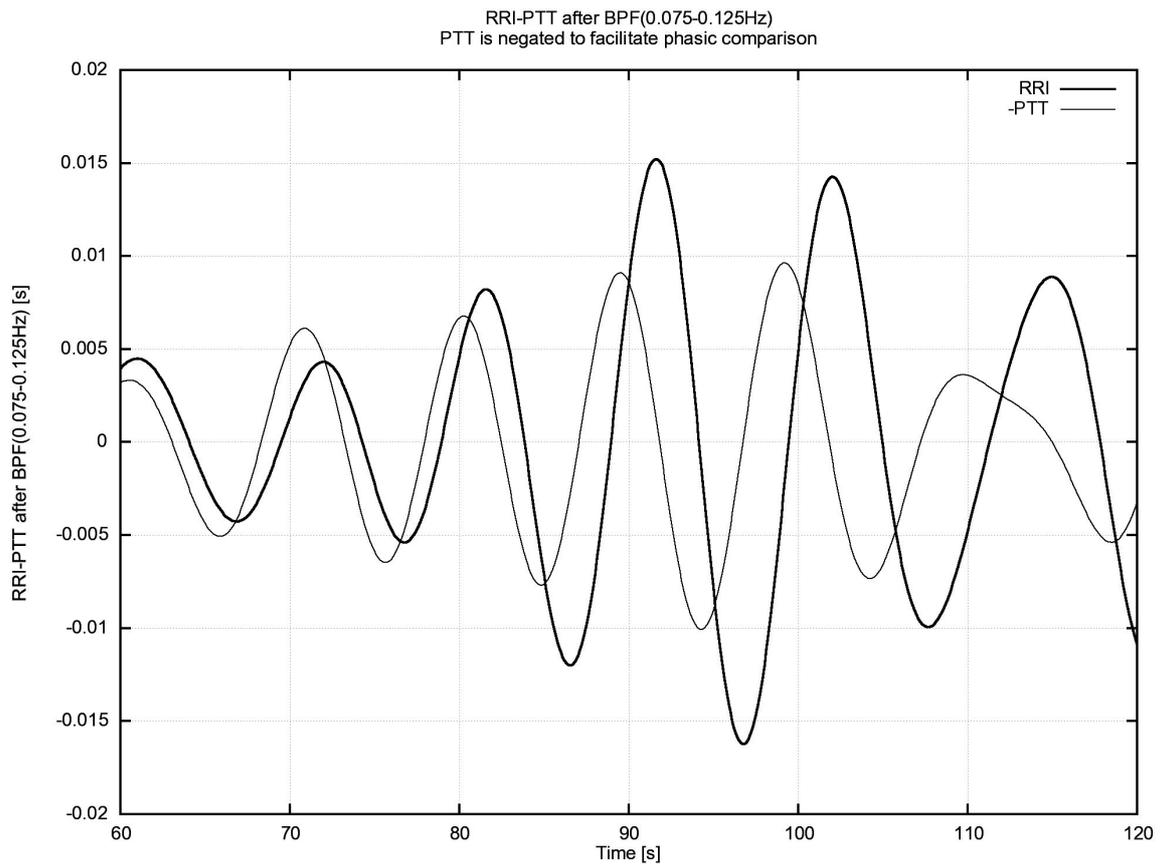


図 4-4 Mayer 波帯域に限定した心拍 RR 間隔と脈波伝播時間の例

#### 4.5.4. 呼吸と心拍 RR 間隔の相互相関

図 4-3」に示した観測区間における 10 分間の心拍 RR 間隔データおよび呼吸データを用いて、それらの相互相関を算出した結果を図 4-5」に示す。この相関の発生原因である呼吸性洞性不整脈 (RSA : respiratory sinus arrhythmia) の機構は、吸気 ( )...心拍 RR 間隔 ( ) という関係を生ずる。本実験の測定・分析系では呼吸の吸気を (+) 側と定めているので、呼吸と心拍 RR 間隔 (RRI) は負の相関を有することが予想される。実際、図 4-5」に示した例では 1 秒以下の小さいラグ (呼吸が心拍 RR 間隔に先行) で負の相関が最大 (値は最小) となっている。この負の最大相関値が本論文で新たに導入した CPCC (cardiopulmonary cross correlation) である。

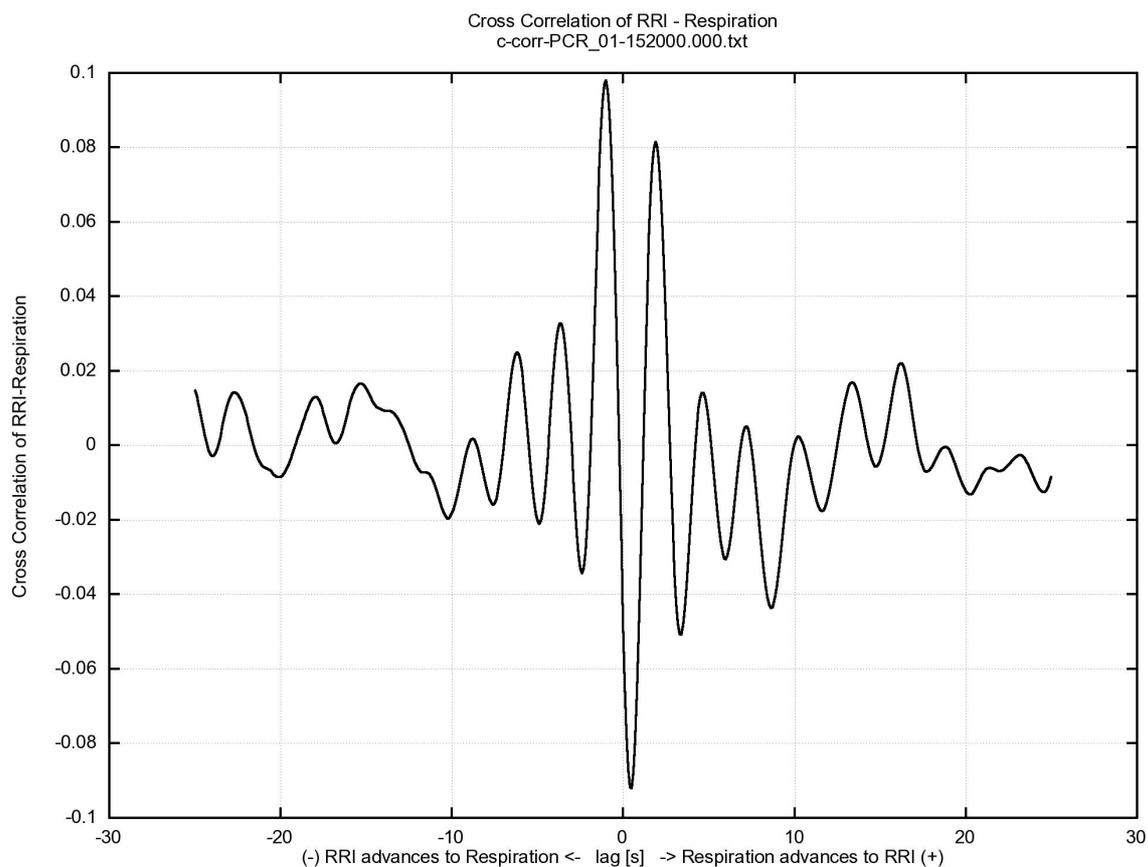


図 4-5 呼吸と心拍 RR 間隔の相互相関

#### 4.5.5. 脈波伝播時間と心拍 RR 間隔の相互相関

図 4-3」に示した観測区間における 10 分間の心拍 RR 間隔データおよび脈波伝播時間を用いて、それらの相互相関を算出した結果を図 4-6」に示す。図 4-4」において脈波伝播時間 (PTT) の符合を反転して図示したのと同様の理由でここでも PTT はその符合を反転したデータを用いた。圧受容器反射の機構から脈波伝播時間 (符合反転) と心拍 RR 間隔は正の相関を持つことが予想される。実際、図 4-6」に示すように脈波伝播時間 (PTT) が心拍 RR 間隔 (RRI) に対して先行する側で相互相関の値は正の最大値を有している。この値が杉田・田中・阿部・吉澤他 (2002)、および本論文中「生理指標分析システムの構築 : 先行研究 : 血圧心拍相関」の max に相当する。

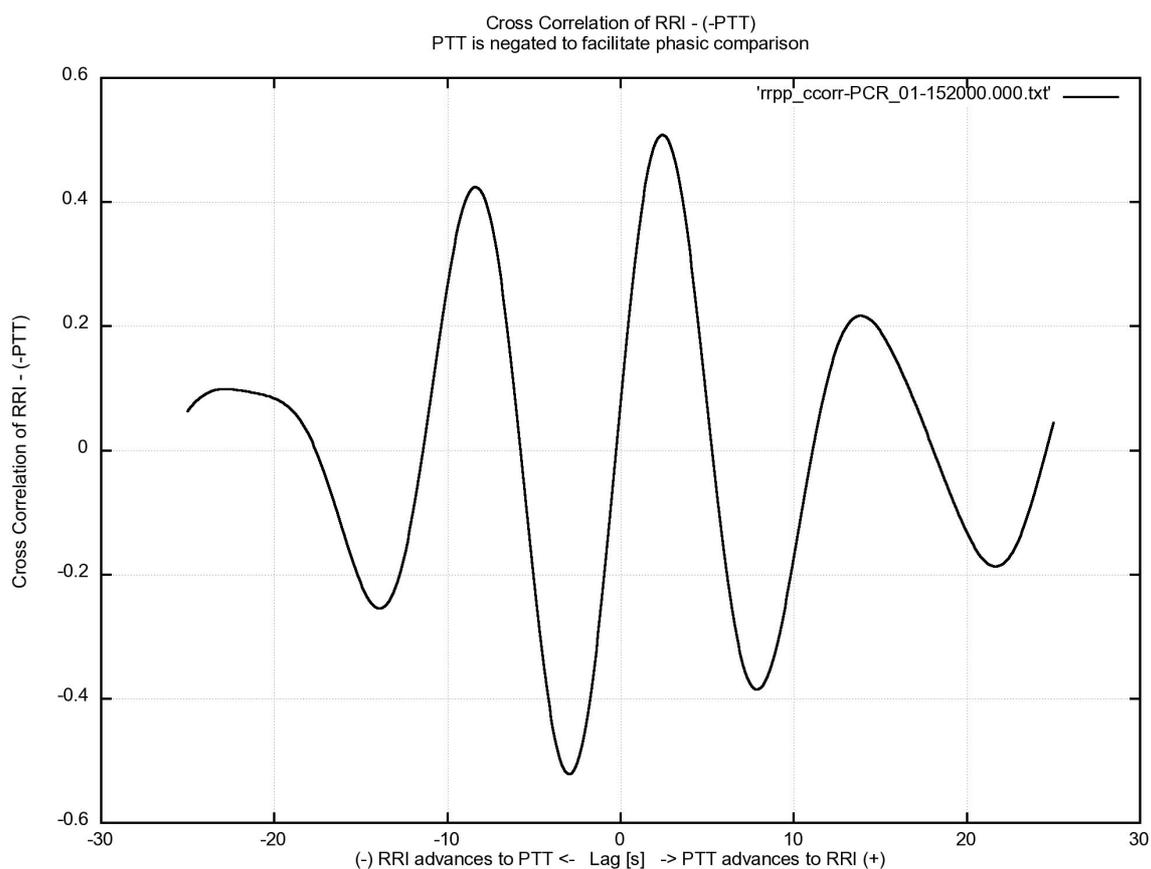


図 4-6 脈波伝播時間と心拍 RR 間隔の相互相関

#### 4.5.6. CPCC と max の時間変化

図 4-3」に示した観測区間における 10 分間分の心拍 RR 間隔、脈波伝播時間、及び呼吸の各データから算出した、各指標の時間変化を 図 4-7」に示す。指標は、心拍 RR 間隔 (RRI) および脈波伝播時間 (PTT) の Mayer 波帯域 (0.075 ~ 0.125Hz) パワー、呼吸と心拍 RRI 間隔の負の最大相関値 (CPCC、符合反転)、Mayer 波帯域の心拍 RR 間隔 (RRI) と脈波伝播時間 (PTT、符合反転) の最大相関 ( max ) である。なお本図においては、CPCC と max との比較を容易にするために、CPCC の符合を反転して図示してある。これらの各指標の算出にあたり 対象時刻を中心とした 1分間分のデータに hanning 窓関数を適用し、分析対象部分を 1秒ずつシフトすることで時間変化を得た。参考のために各時刻における走行環境の概要を図の下に付記した。また、これとは異なる走行区間における同様の分析結果を 図 4-8」に示す。後者は都内世田谷区の市街地および幹線道走行時のものであり 前者より先混雑した環境である。

図 4-7」に示した例においては、CPCC と max が類似した変化傾向を持つ部分 (時刻 3、4、6、7 min 付近) と異なる変化傾向を持つ部分 (時刻 1、2、8、9 min 付近) とが混在する。図中に付記した交通環境の概要と CPCC、 max の間に顕著な対応関係は見出せない。図中には示さなかったが、CPCC が比較的大きな値を示した部分 (時刻 3、4、7 min 付近) は歩道および中央分離帯に背が低い植栽がある片側 1車線の道路走行中であった。

一方、図 4-8」に示した例においては、CPCC が比較的平坦であるのに対して、 max はいくつかのピークを持った。これら max のピーク付近では心拍 RR 間隔 (RRI) の Mayer 波帯域 (0.075 ~ 0.125Hz) パワーもピークを持つ場合が多かった (時刻 0.7、2、4.3、5.5、6.7、8、8.9 min 付近)。さらにこれらのうちいくつかは走行 減速 停止 という運転行動の場面と概ね対応した (時刻 0.7、2、5.5、6.7、8 min 付近)。

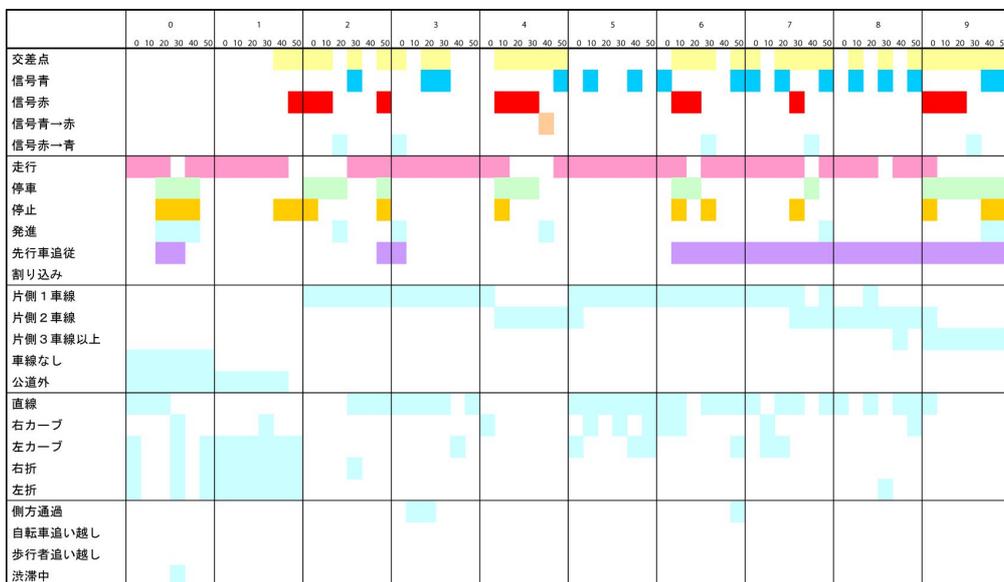
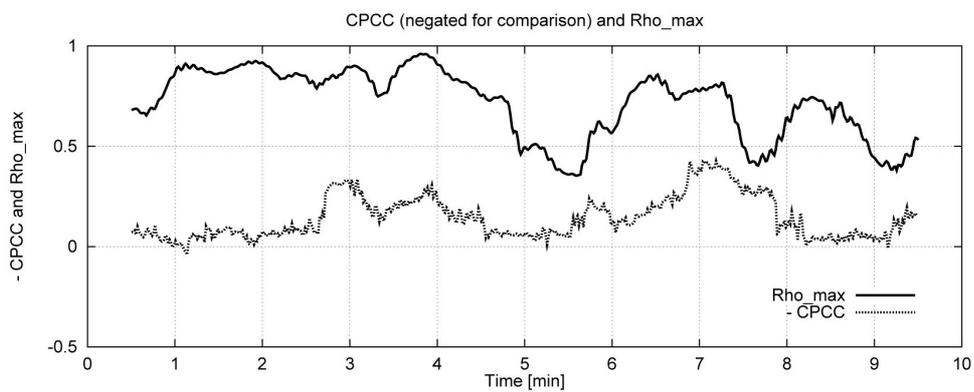
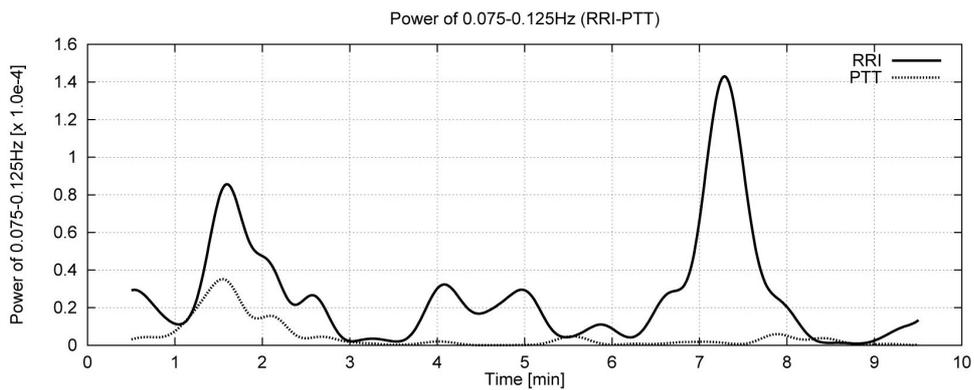


図 4-7 CPCC と max の時間変化 (その1)

(横浜市港北区 都筑区方面走行時のもの)

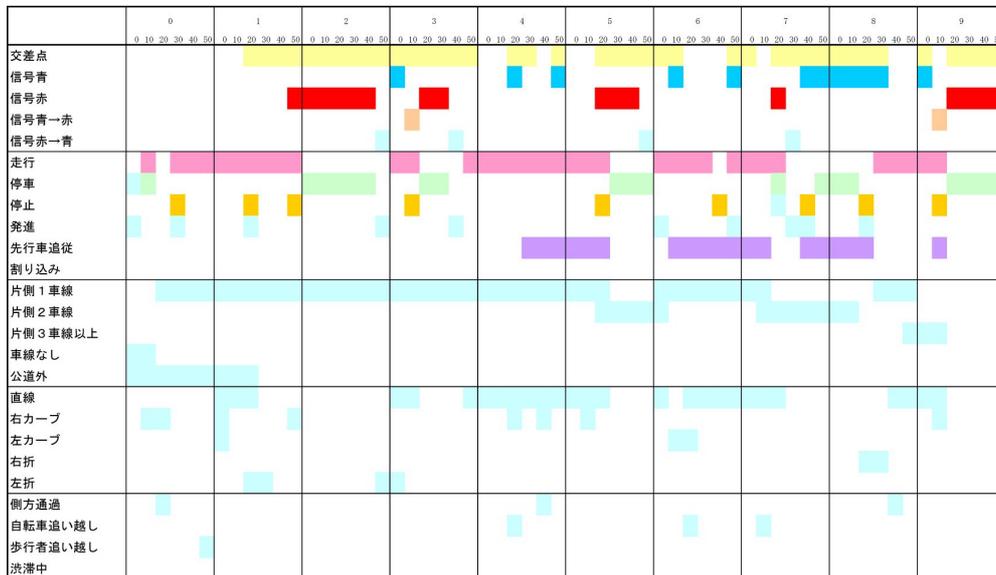
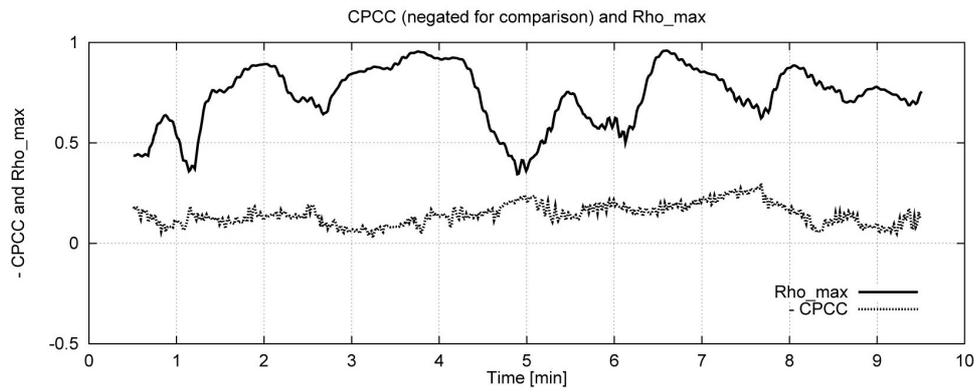
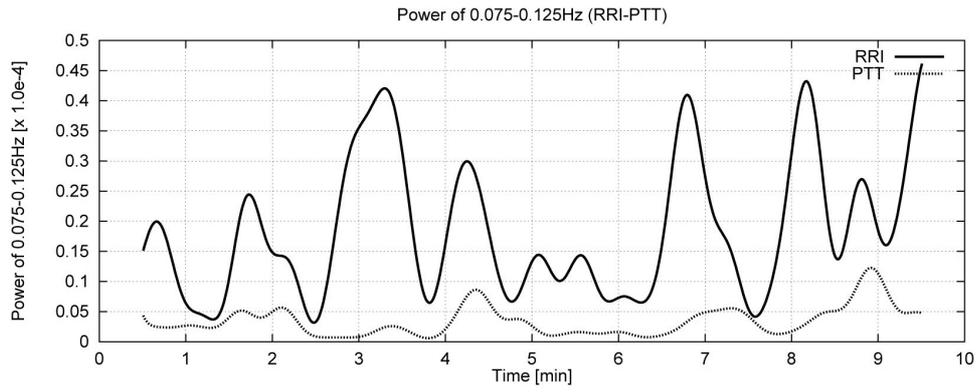


図 4-8 CPCC と max の時間変化 (その2)

(都内世田谷区内走行時のもの)

## 4.6. 考察

### 4.6.1. 走行中の呼吸・心拍・脈波データの取得と各指標の算出

図 4-1」に示したように、本実験において走行中の呼吸・心拍・脈波データは概ね良好に得られた。ハンドル操作を伴う場面では脈波波形の立上り時の変曲点を特徴点とすることにより、図 4-2」のような脈波データの乱れにも追従して脈波伝播時間を得ることができた。また、得られた脈波伝播時間が、予め定めた上限・下限を外れた場合にはその値を除去し、その部分の値を前後の値からサンプル時に補間した。これにより、その後の分析に耐えるデータを得ることができたと考えられる。さらに、単発的な異常値は引き続いて適用される Mayer 波帯域 (0.075 ~ 0.125Hz)のみを通過させる帯域通過フィルタ処理でもその影響が軽減される。

これらのことから、本実験に用いた測定系によって、走行中の呼吸・心拍・脈波データが、呼吸 - 心拍 RR 間隔相関や脈波伝播時間 - 心拍 RR 間隔相関の各指標の算出に利用できる品質で得られることが確認できた。

### 4.6.2. Mayer 波帯域に限定した心拍 RR 間隔と脈波伝播時間の関係

本実験において  $\max$  を得るために用いたデータ処理フローは、杉田・田中・阿部・吉澤ら (2002) に準じている。本研究では血圧に代えて脈波伝播時間 (符合反転)を用い、心拍数 (符合反転)に代えて心拍 RR 間隔 (RRI)を用いている。これを勘案して、図 4-4」に示した Mayer 波帯域の心拍 RR 間隔と脈波伝播時間の関係と、杉田ら (2002) におけるそれに相当する関係を示す図を比較すると、両指標間の位相関係や相互相関の様相など本質的な関係は共通している。このことは、本実験で用いた測定系およびデータ処理の手法が、杉田ら (2002)、吉澤・杉田・田中・増田ら (2003) において提案された  $\max$  と等価な指標を得るために適したものであることを示している。

### 4.6.3. CPCC と $\max$ の時間変化

CPCC および  $\max$  と交通環境の関連に関して、一部で  $\max$  の増大と運転上の停止操作が概ね一致するなど、ある程度の関連性が示唆された。必ずしも明瞭な対応関係が見られなかったのは、時系列分析にあたり 1分間分のデータを用いて指標を算出しているため、時間分解能がその程度に限定されることが一因であろう。

3.6.3.2. DS 運転中の CPCC の変化」に示した CPCC の時間変化に比べて本実験における CPCC の方が、変化が少なくその値 (絶対値) も小さかった。この原因として被験者の違い、実験環境の差 (シミュレーター運転対実車走行)、時系列的な CPCC 算出時の観測窓の違いなどが影響している可能性がある。観測窓は、前章では 30 秒矩形窓、本章では 60 秒 hanning 窓である。本章において前章と異なる条件を採用したのは、低い周波数帯の信号の相関を算出するために時間分解能が低くなってしまう  $\max$  と条件を揃えるためである。自律神経系の活動と関連の深い指標である CPCC および  $\max$  には、客観的な交通環境のみではなく運転者の注意や情動などの状態が反映していると考えられる。実際の交通環境におけるこれらの指標の変化を解釈するためには、環境を統制した基礎実験で、環境や情動とこれらの指標との関係を検討する必要がある。さらに時間分解能の向上可能性に関する検討も必要であろう。

#### 4.6.4. CPCC と $\max$ を併用することの意味

通常の呼吸周波数における RSA (respiratory sinus arrhythmia : 呼吸性洞性不整脈) は専ら副交感神経によって支配され、圧受容器反射は交感神経と副交感神経の両者に支配される。このことから呼吸と心拍 RR 間隔の相関である CPCC は副交感神経の活動度を反映し、脈波伝播時間と心拍 RR 間隔の相関である  $\max$  は交感神経・副交感神経両者の活動度を反映すると考えられる。従って CPCC と  $\max$  を併用すると、交感神経系と副交感神経系の両方の活動度を同時に独立して評価することができると考えられる。

心拍 RR 間隔の低周波成分 (LF : 0.04 ~ 0.15Hz) と高周波成分 (HF : 0.15 ~ 0.4Hz) の比 LF / HF を交感神経系の活動度の指標とするのも、同様の発想によっている。しかし、LF / HF は呼吸成分である HF の大きさそのものに依存する。このため、呼吸周波数変動 (HF 帯域外への逸脱)、下側周波数における Mayer 波帯域成分の混入、RSA の年齢依存に起因する HF の個人差による影響が避けられない。

これに対して CPCC と  $\max$  による方法は、それぞれ RSA と圧受容器反射の機構をより直接的に利用したものである。このため、交感神経系と副交感神経系の活動度をより高い精度で推定できる可能性があると考えられる。

これを明確に示すためには、交感神経系と副交感神経系をそれぞれ独立に遮断する実験が必要である。しかし、姿勢と呼吸周波数の変化、精神的な作業負荷などを独立変数とした実験によってもある程度の洞察を得ることができると考えられる。

これらの基礎的な検証が済んでいない段階では、あくまでも予想 (speculation) ではあるが、CPCC および  $\max$  と、交感神経系と副交感神経系それぞれの活動度の間には次のような関係が想定できる。

(1) max は交感神経系と副交感神経系両方の活動を反映するが、もっぱら副交感神経系に支配される CPCC がゼロに近い値を持つ (無相関 :副交感神経系 )場合には、max は主として交感神経系の活動を表すと考えられる。

(2) max と CPCC (符合反転)が類似した挙動を示す場合には、両者が副交感神経系の活動度を反映するか、もしくは交感神経系と副交感神経系が協調しているものと考えられる。

上記に示した予想を踏まえると本実験の結果は次のように解釈することができる。

(A) CPCC がゼロに近い値を持った場面では、交感神経系の活動が支配的であり、それは max の変化に現れたような推移を示した。

(B) max と CPCC (符合反転)が類似した挙動を示した場面では、副交感神経系の活動度が支配的もしくは、交感神経系と副交感神経系が協調して CPCC および max の変化に現れたような推移を示した。

以上を総合すると、max と CPCC を併用する方法は、周波数領域での指標や max 単独の場合と比べて、交感神経系と副交感神経系それぞれの活動度を独立に評価するための有効な手段であることが示唆される。

## 第5章

# 総合的な考察と今後の課題

## 5. 総合的な考察と今後の課題

本研究において、心拍呼吸脈波同時測定により自律神経系活動度の推定を可能とする測定・分析系を整備した。これは、運転シミュレーターで誘発される「酔い」評価と、擬似交通環境の「リアルさ」評価に共通して適用できるものである。

運転シミュレーターのネガティブな要素であるシミュレーター酔いを、主観尺度と生理指標で同時に評価することにより、それらの関連を明らかにした。先行研究において酔いとどの相関が指摘されていた心電波形の基線変動が、特に「吐き気」と相関を持つことが示された。また呼吸心拍相互相関の値が、酔いから影響を受けにくい一方、運転場面の差を明瞭に示す指標であることを明らかにした。酔いを反映する生理指標を用いる分析において、これを併せて用いることで酔いの影響と場面の影響を分離できることが示唆された。さらに、先行研究より大きな性差（女性が酔い易い）が見られたこと、画面上に設けた静止参照枠が酔いの予防に有効であることを示す結果など、運転シミュレーターによる酔いに関する基礎的な成果が多く得られた。

擬似交通環境の「リアルさ」評価に向けた研究に関して、心拍呼吸脈波の運転中の同時記録データから、呼吸と心拍の相互相関および脈波伝播時間と心拍の相互相関を算出することを可能にした。さらにこれらの時系列分析を可能とすることで、擬似交通環境のリアルさ評価へ向けての基礎付けを行った。

以上の成果を応用して、擬似環境を用いた効果的で不快感の少ない教育手法を開発することが長期的な課題である。

最後に、今後の研究展開の可能性について、

・心拍関連生理指標に関する研究

・シミュレーター酔いに関する研究

・擬似環境の提示方法による自律神経活動度の差の検討

の順に次項以下に述べる。

### 5.1. 心拍関連生理指標

本研究において、呼吸心拍相互相関による副交感神経系活動度の評価法を確立することができた。また、スペクトログラムを用いて呼吸曲線・心拍 RRI 間隔を検討することで、心拍変動の周波数解析による分析の妥当性評価が可能であることが示された。さらに、心拍呼吸脈波同時測定による交感神経系・副交感神経系の同時総合評価法も、測定・分析系の整備を終え実用へむけての検証段階にある。これらの手法を用いた研究の今後の展開の可能性として次のような例がある。

## 心理・精神生理学的な諸量と心拍呼吸脈波同時測定結果との関連検討

緊張、注意、覚醒度、ストレスなどで表される諸概念と、心拍呼吸脈波同時測定によって得られる自律神経系指標との関連を検証する。

## 心拍呼吸脈波同時測定の運転行動評価への応用

運転速度や運転行動と心拍呼吸脈波同時測定結果から得られる自律神経系指標との関係を検討する。さらにリスク知覚、ハザードへの反応時間など安全性に関連する運転行動の指標と自律神経系指標との関連を検討する。

## 5.2. シミュレーター酔い

上述したシミュレーター酔いに関する研究の結果、教習用シミュレーターによるシミュレーター酔いの現状、特にその性差が明らかにされ、予防の可能性も示唆された。これに関連して次のような研究課題がある。

### 動揺病と生理指標との関連研究

本研究を通して、運転シミュレーターによる動揺病の発生状況と心拍を主とした各種生理指標との関連が明らかになった。今後、種々の異なる擬似環境におけるこれらの指標の反応と、主観的な尺度との関連を検討して基礎的な知見を蓄積することが課題である。

### 運転シミュレーターの仕様および使い方による酔いの違い

上述のシミュレーター酔いに関する研究では、シミュレーター装置およびソフトウェア自体は既存のものをそのまま利用した。しかし、酔いに影響する要因には画像表示装置など機器本体に依存するものも多い。それらの仕様にまで踏み込んで酔いとの関連を検討することが課題である。

### 酔いの性差の原因

上述のシミュレーター酔いに関する研究の結果、性差が大きく、女性が酔いやすいことが示された。一般に動揺病は女性の方が生じやすく、程度も重いことが知られている。しかし、この研究における性差は先行研究で示されたものと比較してかなり大きい。シミュレーター運転時の運転行動の違いなども影響している可能性があるが、上述の研究ではその原因は明らかになっていない。運転行動やシミュレーションされた車両状態などの分析による、性差の解明が課題である。

## 酔いの実用的な予防法

上述のシミュレーター酔いに関する研究で、画面上に静止した縞状のフィルターを設けることにより女性の酔いが軽減することが示された。この方法は教習で利用できるものとは言いがたいが、シミュレーター酔いの発生をある程度操作することが可能であることを示した。これと同様の原理による実用的でより効果的な方法の検討が課題である。

## 5.3. 擬似環境の提示方法と教育効果

本研究は、運転シミュレーターなど擬似環境を利用した運転者教育のネガティブな側面である不快症状の防止と、教育効果の高い教育手法の確立を最終的な目標としている。よりリアルな擬似環境による教育は、より高い教育効果を生じるか、という課題を実証的に明らかにすることが課題である。擬似環境（シミュレーション・インタラクティブ映像・映像の受動的視聴など）のリアルさと、それを利用した場合の教育効果との関連の検討には、たとえば次のようなステップが必要となろう。

### 擬似環境の提示方法と自律神経系の反応の関連性

擬似環境（シミュレーターなど）の「リアルさ」とは、その環境を刺激とした心身反応と、それに対応する実際の環境（路上での実際の運転）での反応との間の類似度であると仮定する。その上で、心拍呼吸脈波同時測定結果から得られる自律神経系指標を「リアルさ」の指標として、実際の運転、シミュレーター運転、受動的な運転映像視聴時のその相違や表示画面の大きさなどの影響を検討する。

### 自律神経系の反応と教育効果の相関

交感神経系の活動度が高い環境で学習された行動方略は記憶されやすい、という仮説を検証する。この仮説が正しいならば、リアルな擬似環境の利用は運転行動の学習の効果を高める、という仮説を支持する一つの証左となる。

# 結 語

## 6. 結語

心拍変動と、それに関連する種々の指標が同時に得られる生理指標分析システムを実現し、運転シミュレーターによるシミュレーター酔いの分析と、実車運転時の心拍変動解析に適用した。これらはそれぞれ、運転シミュレーターなどの映像を利用した擬似環境による教育システムのネガティブな側面である不快症状の軽減と、擬似環境を利用した効果的な教育手法の確立を志向している。

本研究において、呼吸心拍相互相関 (CPC) が、従来から用いられている瞬時心拍の周波数分析より運転場面の变化を明瞭に表すことを示した。これらの点で、「生理指標によって酔いや運転中の自律神経系活動度をダイナミックに捉える」という目標をある程度達成できた。

本研究の成果は目標へ向けての第一歩であり、研究はようやく緒に着いた段階といえる。これらの成果に基づいて、生理指標と自律神経系活動度の関連を、直接的な方法で検証する基礎研究を進めたい。またさらに「不快感が伴わない、擬似映像環境による効果的な教育システム」実現へ向けた実践研究にも力を入れたい。「制御するためには測定せよ」「測定できるものは制御できる」

これらを指導原理として、教育手法とその効果の関連研究を進めたい。その成果が人間科学に広く資するものであることを願って結びの言葉としたい。

# 文 献

## 7. 文献

- American Academy of Sleep Medicine Task Force. (1999). Sleep-related breathing disorders in adults: recommendations for syndrome definition and measurement techniques in clinical research. *Sleep*, 22, 667-689.
- 有馬洋一 (2005). 初心運転者事故削減の為に効果的な教習のあり方に関する調査研究を終えて, *自動車学校*, 41 (6), 17-22.
- Berntson, G. G., Cacioppo, J. T., Quigley, K. S. (1993). Respiratory sinus arrhythmia: autonomic origins, physiological mechanisms, and psychophysiological implications. *Psychophysiology*, 30, 183-196.
- Chrubasik, S., Pittler, M. H. & Roufogalis, B.D. (2005). *Zingiberis rhizoma*: a comprehensive review on the ginger effect and efficacy profiles. *Phytomedicine*, 12, 684-701.
- Clemes, S. A. & Howarth, P. A. (2005). The menstrual cycle and susceptibility to virtual simulation sickness. *Journal of biological rhythms*, 20, 71-82.
- Cobb, S. V. (1999). Measurement of postural stability before and after immersion in a virtual environment. *Applied ergonomics*, 30, 47-57.
- Cooley, James W., Tukey, John W. (1965). An Algorithm for the Machine Calculation of Complex Fourier Series, *Mathematics of Computation*, 19 (90), 297-301.
- Daubechier, I. (1992). *Ten Lectures on Wavelets*, Society for Industrial and Applied Mathematics
- Dobie, T., McBride, D. T. Dobie Jr, & May, J. (2001). The effects of age and sex on susceptibility to motion sickness. *Aviation, space, and environmental medicine*, 72, 13-20.
- Drinnan, M. J., Allen, J., Murray, A. (2001). Relation between heart rate and pulse transit time during paced respiration. *Physiological measurement*, 2, 425-432.
- Ernst, E. & Pittler, M. H. (2000). Efficacy of ginger for nausea and vomiting: a systematic review of randomized clinical trials. *British journal of anaesthesia*, 84, 367-371.

- Golding, J. F., Kadzere, P. & Gresty, M. A. (2005). Motion sickness susceptibility fluctuates through the menstrual cycle. *Aviation, space, and environmental medicine*, 76, 970-997.
- Gribbin, B., Steptoe, A., Sleight, P. (1976). Pulse wave velocity as a measure of blood pressure change, *Psychophysiology*, 13, 86-90.
- Grunfeld, E. & Gresty, M. A. (1998). Relationship between motion sickness, migraine and menstruation in crew members of a "round the world" yacht race. *Brain research bulletin*, 47, 433-436.
- Hamilton, K. M., Kantor, L. & Magee, L. E. (1989). Limitations of postural equilibrium tests for examining simulator sickness. *Aviation, space, and environmental medicine*, 60, 246-251.
- Hayano, J., Sakakibara, Y., Yamada, A., Yamada, M., Mukai, S., Fujinami, T., Yokoyama, K., Watanabe, Y., Takata, K. (1991). Accuracy of assessment of cardiac vagal tone by heart rate variability in normal subjects, *The American journal of cardiology*, 67, 199-204.
- 早野順一郎 (2001) .心拍変動による生体ストレスの状態評価と未来予測 ,JSAE SYMPOSIUM ドライバ評価手法の原状と将来 ,自動車技術会 ,1-11 .
- Hein, C. M. (1993). Driving simulators : Six years of hands-on experience at Hughes Aircraft Company. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society 37th Annual Meeting*, 607-611.
- Hettinger, L. J., Berbaum, K. S., Kennedy, R. S., Dunlap, W. P. & Nolan M. D. (1990). Vection and simulator sickness. *Military psychology*, 2, 171-181.
- 日野幹雄 (1977). *スペクトル解析*, 東京, 朝倉書店
- 平田陽子 長岡満 (1997). フラクタル解析による運転中の心拍変動の分析, *自動車技術会学術講演会前刷集*, 975, 225-228.
- 平柳要 (2006) .乗り物酔い(動揺病)研究の現状と今後の展望 ,*人間工学* ,42 .200-211 .
- Hutchins, C. Jr, W.. & R. S. Kennedy (1965). Clinical problems in aviation medicine. Relationship between past history of motion sickness and attrition from flight training. *Aerospace medicine*, 36, 984-987.

- Javid, F. A. & Naylor, R. J. (1999). Variables of movement amplitude and frequency in the development of motion sickness in *Suncus murinus*. *Pharmacology, biochemistry, and behavior*, 64, 115-122.
- Kellogg, R. S., Kennedy, R. S. & Graybiel, A. (1965). Motion Sickness Symptomatology of Labyrinthine Defective and Normal Subjects During Zero Gravity Maneuvers. *Aerospace medicine*, 36, 315-318.
- Kennedy, R. S., Lilienthal, M. G., Berbaum, K. S., Baltzley, D. R. & McCauley, M. E. (1989). Simulator sickness in U.S. Navy flight simulators. *Aviation, space, and environmental medicine*, 60, 10-6.
- Kennedy, R. S. & Fowlkes, J. E. (1992). Simulator sickness is polygenic and polysymptomatic: Implications for research. *International Journal of Aviation Psychology*, 2, 23-38.
- Kennedy, R. S., Fowlkes, J. E., Berbaum, K. S. & Lilienthal, M. G. (1992). Use of a motion sickness history questionnaire for prediction of simulator sickness. *Aviation, space, and environmental medicine*, 63, 588-93.
- Kennedy, R.S., Lane N.E., Berbaum K.S., & Lilienthal M.G. (1993). Simulator Sickness Questionnaire: An Enhanced Method for Quantifying Simulator Sickness. *The International journal of aviation psychology*, 3, 203-220.
- Kennedy, R. S., Lanham, D. S., Drexler, J. M. & Lilienthal, M. (1995). A method for certification that aftereffects of virtual reality exposures have dissipated: Preliminary findings. In A. C. Bittner & P. C. Champney(Eds.) , *Advances in Industrial Ergonomics and Safety VII*. London: Taylor & Francis. pp. 231-238.
- Kolasinski, E. M. (1995). Simulator sickness in virtual environments (ARI Tech. Rep. 1027). Alexandria, VA: U.S. Army Research Institute for the Behavioral and Social Sciences.
- Lawther, A. & Griffin, M. J. (1988). A survey of the occurrence of motion sickness amongst passengers at sea. *Aviation, space, and environmental medicine*, 59, 399-406.
- Levick, J. R. (2000). *An Introduction to Cardiovascular Physiology*, Third edition, Arnold, London

- Lin, J., J-W., Abi-Rached, H., Kim, D-H., Parker, D. E. & Furness, T. A. (2002). A "Natural" Independent Visual Background Reduced Simulator Sickness. Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society 46th Annual Meeting.
- 苗鉄軍・清水俊行・下山修 (2003). 生体のカオス性によるドライバーの精神負荷状態評価, 自動車技術会 学術講演会前刷集, No.18-03, 1-3.
- Mohrman, David E., Heller, Lois Jane (2003). Cardiovascular Physiology, Fifth Edition, Lange Medical Books / McGraw-Hill, New York.
- 森信昭・坂野輝雄・石田敏郎 (2005). 自動車教習用シミュレータを使用した場合におけるシミュレータ酔いの現象について (その2) 1種教習生対象 - その1, 交通心理学会 2005 年度大会 (第2回) 発表論文集, 8-9.
- Mowrey, D. B. & Clayson, D. E. (1982). Motion sickness, ginger, and psychophysics. Lancet, 1 (8273), 655-657.
- 村松準 (1993). 心電図と不整脈の手引き, 第2版, 東京, 南山堂
- 中川千鶴・大須賀美恵子・竹田仰 (2000). VE酔い評価手法の開発に向けての基礎的検討, 人間工学, 36, 131-138.
- 中川千鶴・大須賀美恵子・竹田仰 (2001). VE酔い (動揺病) 評価に用いるための自律神経指標の検討 大型4面立体映像提示装置と6軸モーションを用いて, ヒューマンインタフェース学会論文誌, 3 (2) 65-71.
- 野口義博・豊福勝也 (1996). 人に優しいクルマ作り 心拍変動性指標による車両評価方法の検討, 自動車技術, 50 (7), 55-60.
- Perring, S., & Jones, E. (2003). Simultaneous measurement of instantaneous heart rate and chest wall plethysmography in short-term, metronome guided heart rate variability studies: suitability for assessment of autonomic dysfunction. Physiological measurement, 24, 745-751.
- Pomeranz, B., Macaulay, R. J., Caudill, M. A., Kutz, I., Adam, D., Gordon, D., Kilborn, K. M., Barger, A. C., Shannon, D. C., Cohen, R. J. (1985). Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis. The American journal of physiology, 248, H151-153.

Prothero, J. D., Draper, M. H., Furness 3rd, T. A., Parker, D.E. & Wells, M. J. (1999). The use of an independent visual background to reduce simulator side-effects. *Aviation, space, and environmental medicine*, 70(3 Pt 1), 277-83.

Reason, J. T. & Brand, J. J. (1975). *Motion Sickness*. London, New York: Academic Press.

坂野輝雄 森信昭 石田敏郎 (2005). 自動車教習用シミュレータを使用した場合におけるシミュレータ酔いの現象について 二種教習生対象 - その1, 交通心理士会 2005 年度大会 (第2回)発表論文集, 10-11.

Schmitz, J.M., Claus, D., Neundorfer, B., & Handwerker, H.O. (1995). Comparison of different algorithms for evaluation of respiratory sinus arrhythmia: cross-correlation function histogram analysis and regression analysis. *Physiological research*, 44, 197-203

Silvia, M.T., and Robinson, E.A. (1979). *Deconvolution of Geophysical Time Series in the Exploration for Oil and Natural Gas*. Amsterdam: Elsevier Scientific Publishing Company. pp 213-215

Stanney, K. M., Hale, K. S., I. Nahmens & Kennedy, R. S. (2003). What to expect from immersive virtual environment exposure: influences of gender, body mass index, and past experience. *Human factors*, 45, 504-20.

Stoffregen, T. A., Hettinger, L. J., Haas, M. W. Roe, M. M. & Smart, L. J. (2000). Postural instability and motion sickness in a fixed-based flight simulator. *Human factors*, 42, 458-469.

杉田典大 田中明 阿部健一 吉澤誠 山家智之 仁田新一 (2002). 血圧-心拍数間の最大相互相関係数を用いた映像刺激の生体影響評価, *ヒューマンインタフェース学会論文誌*, 4 (4), 227-234.

杉田典大 阿部健一 吉澤誠 田中明 山家智之 仁田新一 千葉滋 (2004). 映像酔いに対する自律神経系の2相性反応, *日本バーチャリアリティ学会論文誌*, 9, 369-375.

杉田典大 田中明 阿部健一 吉澤誠 山家智之 仁田新一 千葉滋 (2004). 不快映像および手ぶれ映像視聴時における血圧-心拍数間の最大相互相関係数の変化, *生体・生理工学シンポジウム論文集*, 19th, 201-202.

Sugita, N., Yoshizawa, M., Tanaka, A., Abe, K., Chiba, S., Yambe, T., Nitta, S. (2005). Evaluation of the Effect of Visual Stimulation on Humans by Simultaneous Experiment with Multiple Subjects., Conference proceedings : Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference, 5, 5572-5575.

Sugita, N., Yoshizawa, M., Abe, M., Tanaka, A., Watanabe, T. Chiba, S., Yambe, T., Nitta, S. (2007). Evaluation of adaptation to visually induced motion sickness based on the maximum cross-correlation between pulse transmission time and heart rate. Journal of neuroengineering and rehabilitation, 4:35. (provisional)

Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. (1996). Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Circulation, 93, 1043-1065.

吉澤誠・杉田典大・田中明・増田達哉・阿部健一・山家智之・仁田新一 (2003). Mayer 波を用いた映像の生体影響定量化手法とその展開, 生体・生理工学シンポジウム論文集, 18th, 203-206.

## 7.8. 謝辞

本研究をご指導下さいました石田敏郎教授に初めてお目にかかったのは、某学会の懇親会の席上でした。先生の「科目履修生で来れば…」というお言葉に甘えてずうずうしくも研究室にお邪魔するようになってから10年間もの長きにわたりお世話になってしまいました。山崎勝男教授は大学院の授業を通じて、筆者に精神生理学の分野への興味を呼び覚ましてくださいました。理工学部ご出身の藤本浩志教授が身近にいらっしゃったことは、研究の心強い支えでした。同じく理工学部ご出身の百瀬桂子准教授には生体の制御モデルに関する研究動向を教えていただきました。

この論文で取り上げたシミュレーター酔いの実験は、早稲田大学人間科学部健康科学科(実験実施時)中村愛さんの卒業研究として行われました。また、この実験で全ての参加者から有効な測定データが得られたことは、ひとえに看護師としての経験を活かしてこの実験に協力された早稲田大学大学院人間科学研究科濱田康代さんのすばらしいスキルに負っています。この実験に参加してくださった多くの方々の協力なくしては研究が成立しませんでした。

運転シミュレーターの実験での利用に際して、三菱プレジジョン株式会社および株式会社富士工芸社の協力を得たことに感謝します。

安全人間工学研究室の諸先輩には大変お世話になりました。ともに修士課程・博士課程を学んだ同僚は、ディスカッションを通して常に新鮮で鋭い洞察を与えてくれました。

多くの若い友人たちから「元氣」をもらいました。彼らのエネルギーとエールなくしては、人生の半ばを過ぎてからの新たな分野での勉強は続かなかったでしょう。

第二の学生生活を、期待とあきらめのまなざしで見守ってくれた家族の協力も忘れることができません。老境に入ってから息子のわがままに付き合わされることとなったにもかかわらず、応援を惜しまなかった母と、「科学する」態度を無言で示し幼少の筆者を研究の道まで導いた亡き父に感謝して、この論文を奉げます。

## 8. Appendix

### 8.1. 生理指標分析システムの詳細

#### 8.1.1. 分析ソフトウェア

##### 8.1.1.1. 心拍 RRI および脈波伝播時間の算出

###### 心拍 R 時刻の検出

R 時刻の時間分解能 (検出精度) を上げるために、R 位置はその本来のピーク位置ではなく、立下り波形中で一定の閾値を通過した時刻とした。ある程度高い周波数まで検出範囲が伸びている心電アンプを用いた場合、R 波形の立下りはかなり急峻であるので、ピーク位置よりもこの方が、ノイズやアーチファクトに対して安定した検出が可能になると考えられるためである。

実際の検出は簡単なステートマシンを構成して行った。その動作アルゴリズムは次の通りである。

###### 【state 1 :極大検出】

・極大か？

・極大ならば、threshold を (極大値 - delta) にセットして 【state 2】へ遷移

###### 【state 2 :しきい値検出】

・threshold を切ったか？

・threshold を切ったら beat 時刻確定、【state 3】に遷移

・pdtmax の間に threshold を切らなかったら 【state 1】に遷移

・増加に転じたら 【state 1】に遷移

###### 【state 3 :不感時間】

・idle\_after\_bottom 経過したか？

・経過したら 【state 1】に遷移

・実際に使用したパラメータ

pdtmax=0.05 (ピーク - threshold 間の最大時間間隔 (s))

idle\_after\_bottom=0.4 (ボトム後の不感時間 (s))

delta= (threshold のピークからの最小下がり量 :データの冒頭 3秒間の最大値と最小値の差の半値)

tvmax= (スレッシュホールドの最大値 :データの冒頭 3秒間の最大値と最小値の中心値)

#### 心拍 RRI の算出

上記の方法で得られた R 時刻から、隣接する R 間の時間を算出することにより、心拍 R-R 間隔 (RRI) を得た。

#### 脈波特徴点の検出

フォトフレクターからの反射光強度変化は、拍動時に光量が減少する下向きの山形曲線となる。しかし、一般に脈波波形は拍動時に上向きの山形曲線を描くように表現されるので、ここでも脈波波形の正負はその慣例に従って表現する。

脈波波形の特徴点には、立ち上がり点、ピーク、立ち上がり時の変曲点などがあるが、ここでは波高やベースラインが変化した場合でも比較的高い時間的な精度が得られると考えられる立ち上がり時の変曲点を特徴点とした。波形の 1階差分値と2階差分値が以下の条件を同時に満たす場合にその時刻を特徴点として採用した。

- ・1階差分が一定時間 (0.020s) 正の一定値以上 (正のある程度大きな傾きを持つ)
- ・2階差分のプラスが一定時間 (0.010s) 以上継続
- ・2階差分がゼロを + - にクロス
- ・なお差分はラグ 10、すなわち 0.010s 隔たった時刻のデータ間で算出した。

#### 脈波伝播時間の算出

上記の方法で得られた脈波特徴点の時刻と、それに先行する直近の心拍 R 時刻との差を脈波伝播時間 (PTT pulse transit time) とした。

### 8.1.1.2. 周波数スペクトルおよび相互相関

周波数分析ならびに相互相関演算、それらの時系列演算を行う「fri」は次の機能を持つ。

- ・デイトレンド：指定次数の多項式回帰式を求め、その分をデータ値から差し引く
- ・リサンプル：サンプリング周期、サンプル数を指定してリサンプルを実行する (直線補間)
- ・FFT：FFT を実行する (出力はスペクトルあるいは指定周波数範囲のパワー値)

- ・MEM：MEM を実行する (出力はスペクトルあるいは指定周波数範囲のパワー値)
- ・バンドパスフィルタ：通過周波数帯域指定によるFFT バンドパスフィルタ機能
- ・窓関数：hanning あるいは gauss 窓関数の適用
- ・相互相関：時間的に同期した2組のデータ間の相互相関演算
- ・時系列演算：演算対象区間をずらしながら処理を繰り返す機能

MEM 演算は、米国 NSB (National Bureau of Standards) による公開汎用演算ルーチン集 NBS Core Math Library (CMLIB)によった。

(出典： <http://lib.stat.cmu.edu/cmlib/doc/mxentrp/>, 2007.10.19 現在)

なお、このルーチン集の MEM ルーチンは、Silvia & Robinson (1979) p214-226 を原型としている。

## 8.1.2. パワースペクトルの分析方法

心拍変動などの周波数領域での分析には、その変動成分の周波数分析を行う「パワースペクトル分析」が重要である。それにはいくつかの原理的に異なる方法があり、それぞれに特徴があるため目的に応じて使い分ける必要がある。

### 8.1.2.1. FFT

パワースペクトル分析に最もよく利用される方法として FFT (Fast Fourier Transform :高速フーリエ変換) (Cooley & Tukey, 1965)がある。等間隔にサンプリングされた有限長の時系列データの繰り返しで元波形が構成されると仮定して、元波形を基本周波数の整数倍の周波数をもつ三角関数成分に分解する方法である。逆変換が可能であるので、一部の周波数成分を除いたり、一部のみを残したりする周波数フィルター機能を実現することができる。周波数方向の分解能はデータの観測時間で規定される。

### 8.1.2.2. MEM

MEM (Maximum Entropy Model :最大エントロピー法) (日野, 1977, p83-94, p210-227; Silvia & Robinson, 1979, p214-226)は、逆変換が存在するFFT とは異なり、時間領域から周波数領域への「変換」ではなく、スペクトルを予測する手法である。FFT では周波数分解能がデータ長によって一意的に決まるのに対して、MEM の周波数分解能は任意である。

一般に周波数分解能とスペクトル推定に用いる関数の次数の選択によって結果が異なる。周波数変動がほとんどない「輝線スペクトル」のパワー推定値は精度が悪くなる傾向がある。

### 8.1.2.3. CWT

CWT (Continuous Wavelet Transform :連続ウェーブレット変換) (Daubechier, 1992, p7)は、継続時間が短い収束波形 (ウェーブレット)を時間軸方向に移動させ、さらに、ウェーブレット周波数を変化させて対象データのスペクトル時系列 (スペクトログラム)を得る手法である。ウェーブレット波形とその継続時間の選択により結果は異なる。周波数方向の分解能は任意に設定できる。時間方向の分解能は周波数によって異なり、周波数が高くなるほど時間分解能は高い。対象データの最初と最後に近い部分の低い周波数成分は過小に評価される傾向がある。

### 8.1.3. スペクトログラムについて

有限時間の時系列信号を一つのまとまりとして扱い、その周波数成分を分析する「スペクトル分析」に対して、さらにそのスペクトルの時間変化を表現したものを「スペクトログラム」と呼ぶ。比較的短い観測時間窓を時間方向に少しずつずらしながら、その時間区間のスペクトルを繰り返して求めることにより得られる。横軸を時間軸、縦軸を周波数軸とし、スペクトルの値を色や濃淡として表現した擬似三次元グラフとして視覚化することが多い。

連続ウェーブレット変換 (CWT : Continuous Wavelet Transform)は短時間で収束する振動波形 (Wavelet)を用いてスペクトルの時間変化を得る周波数分析手法である。これは観測時間窓を移動させる前記の手法とは原理がやや異なるが、スペクトルの時間変化が得られるという点で広義のスペクトログラムに含めることができる。

心拍関連生理指標の分析に際して、たとえば呼吸周波数の時間変化を観察する場合などにスペクトログラムは有用である。スペクトルの重心周波数など、スペクトルの特徴を代表する数値で表現する場合に比べて、周波数成分の大きさを同時に表現できることがスペクトログラムの特長である。RRI の場合のようにスペクトル構造内に特徴的な周波数が複数ある場合にスペクトログラムの利点大きい。

スペクトログラムを得る最も一般的な方法は、周波数分析に FFT (Fast Fourier Transform : 高速フーリエ変換)を用いる手法である。しかし、これ以外の方法でも周波数分析によってスペクトルが得られれば、それを利用してスペクトログラムを得ることができる。このようにして得られるスペクトログラムにはスペクトルを得るのに用いた周波数分析手法の特長があらわれる。このような手法ごとの特徴をふまえて具体的なデータに応用する手法を選択することが望ましい。

#### 8.1.3.1. テスト信号による比較

複数の周波数成分が断続するパースト信号をテスト信号として、そのスペクトログラムを各種の周波数分析手法 (FFT、MEM、CWT) で比較する。なお、CWT は本研究において構築した分析システムには含まれないが、比較のためにここに含める。CWT 分析には市販信号処理ソフト(AutoSignal v1.6, SYSTAT)を用いた。

(1) テスト信号

比較に用いたテストパターンの波形を 図 8-1」に示す。このテストパターンの生成プログラムは 8.1.4. テストパターン」に示す。

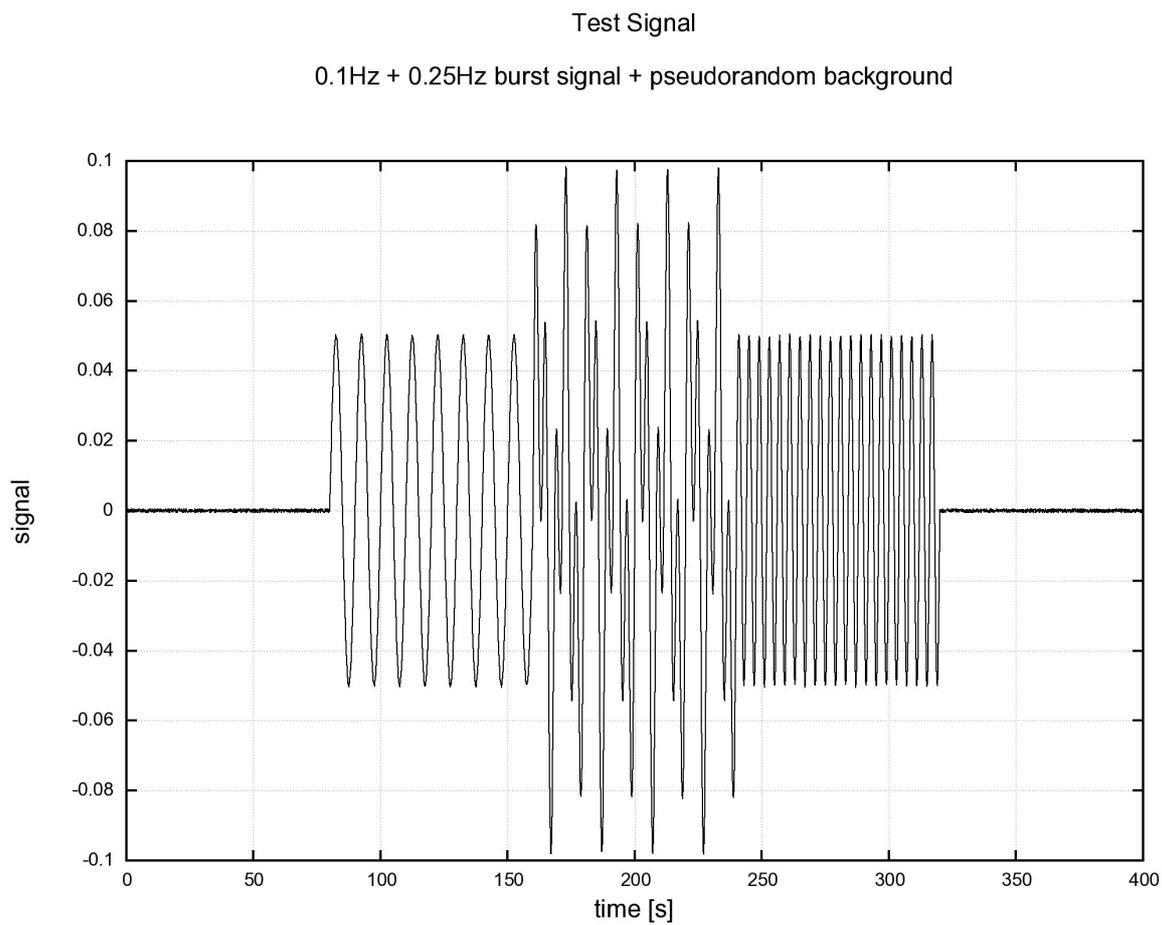


図 8-1 テストパターン

## (2) スペクトログラム

前項に示したテストパターンに対する FFT、MEM、CWT によるスペクトログラムをそれぞれ 図 8-2」、 図 8-3」、 図 8-4」に示す。

### (2-1) FFT によるスペクトログラム

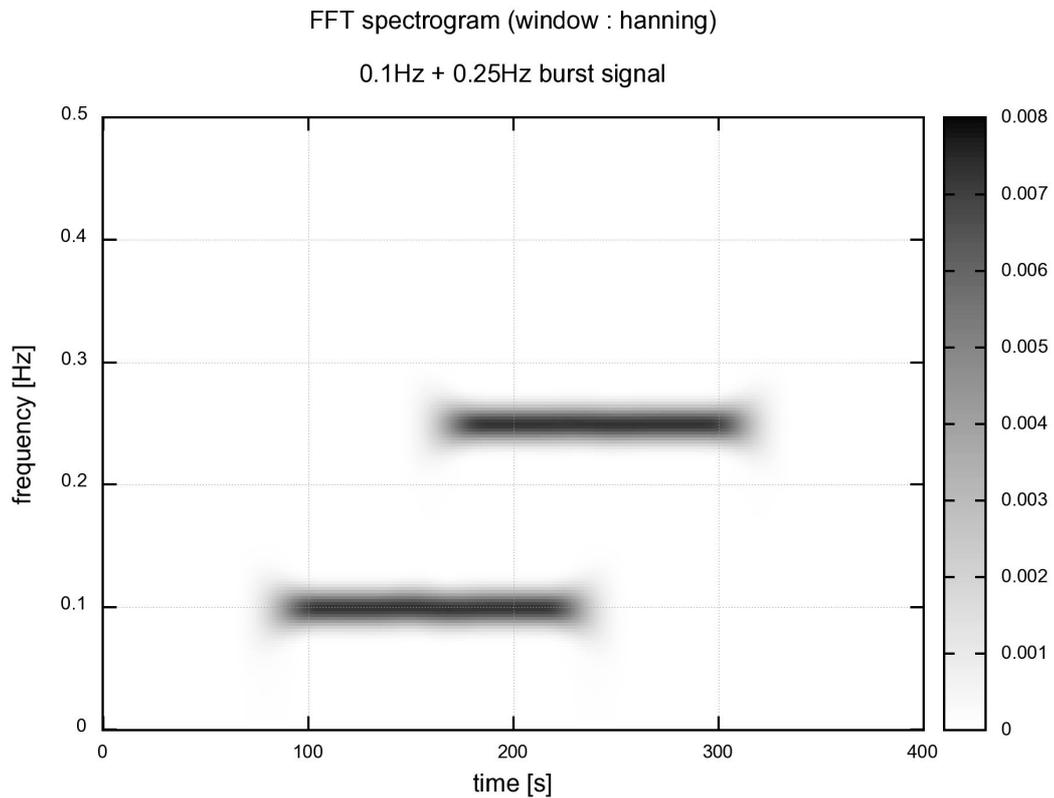


図 8-2 テストパターンの FFT によるスペクトログラム

分析パラメータは次の通り

サンプル周波数 : 10 [Hz]

FFT 点数 : 4096

分析単位時間 : 60 [s]

分析対象部分のシフト単位 : 1 [s]

観測窓関数 : hanning

## (2-2) MEM によるスペクトログラム

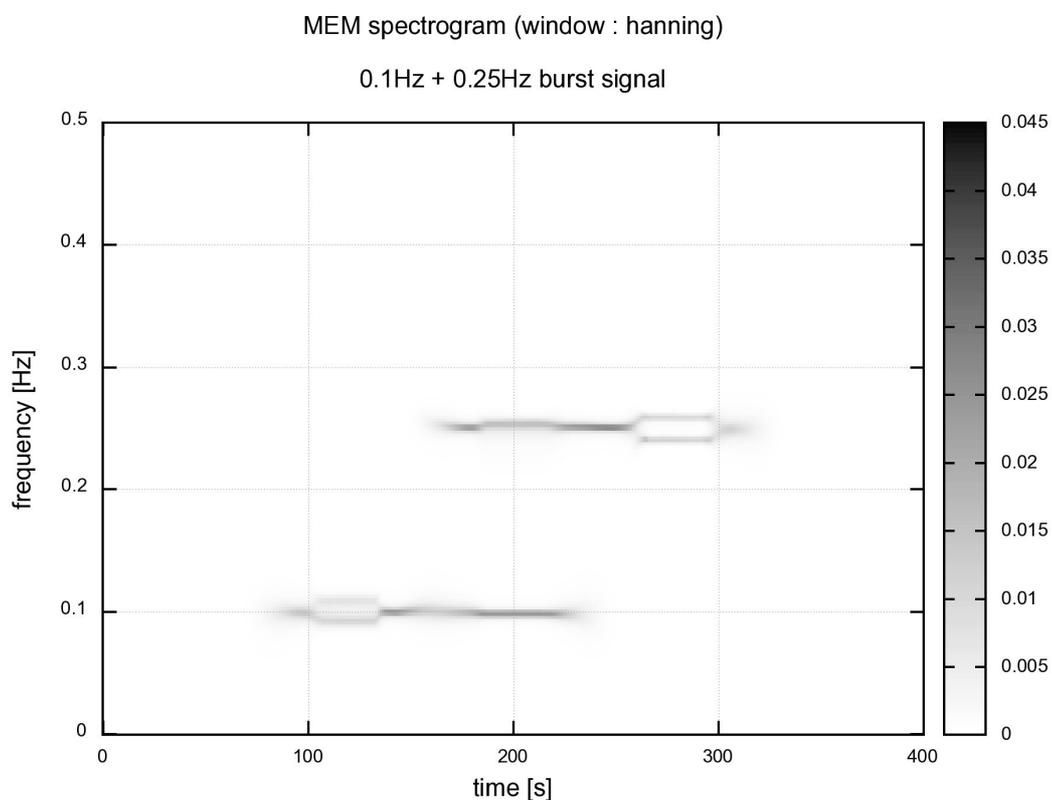


図 8-3 テストパターンの MEM によるスペクトログラム

分析パラメータは次の通り。

サンプル周波数 : 10 [Hz]

スペクトル点数 : 2048

lag : 40

分析単位時間 : 60 [s]

分析対象部分のシフト単位 : 1 [s]

観測窓関数 : hanning

MEM によるスペクトログラムは周波数分解能が高いが、鋭いスペクトレに対して観測窓関数を適応した場合 図 8-3」に示したようにピークが分離することがある。

### (2-3) CWT によるスペクトログラム

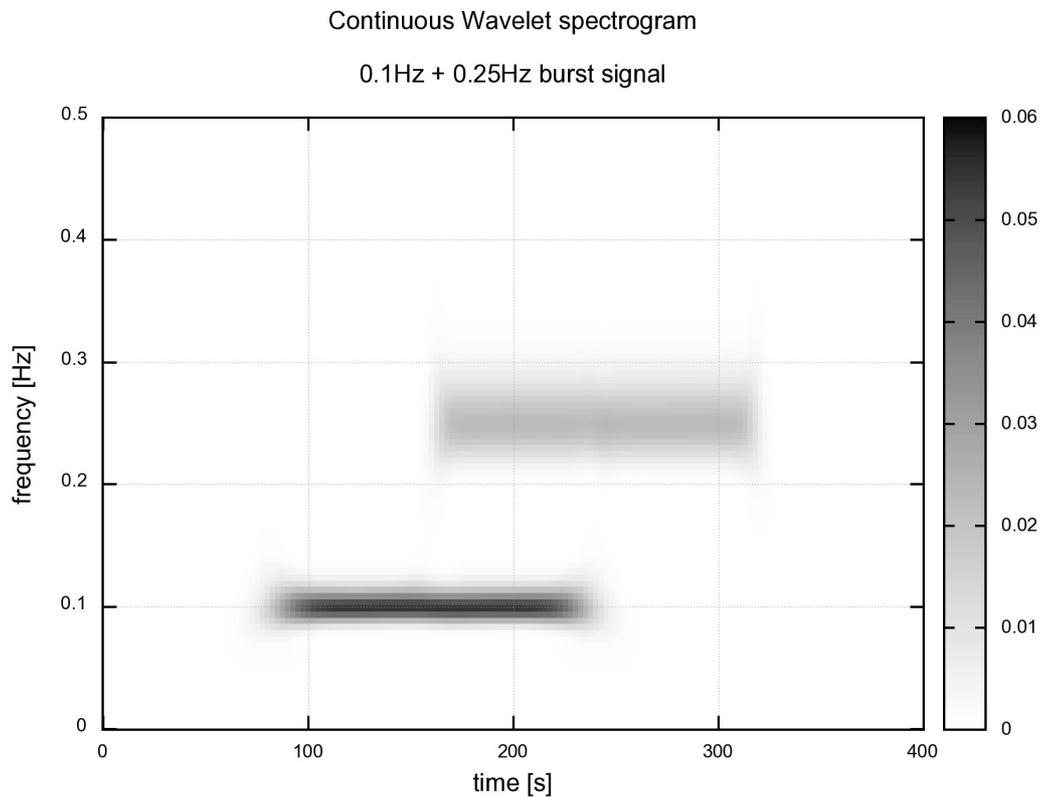


図 8-4 テストパターンの CWT によるスペクトログラム

分析パラメータは次の通り。CWT 分析には市販信号処理ソフト(AutoSignal v1.6, SYSTAT)を用いた。

サンプル周波数 : 10 [Hz]

スペクトル点数 : 100 (0 ~ 0.5Hz の区間に対する値)

Wavelet : Morlet (complex, 波数=8)

CWT によるスペクトログラムは低周波数域に比べて高周波数域では時間分解能は高く、逆に周波数分解能は低くなる。

### 8.1.3.2. 実際のデータによる比較

図 8-5」は、シミュレーター運転中に得られた心拍 RR 間隔 (RRI) データの一例である。この例に示した RRI の FFT、MEM、CWT によるスペクトrogram をそれぞれ 図 8-6」、 図 8-7」、 図 8-8」に示す。なお、低周波域 ( $< 0.05$  Hz) に大きなパワーを持つ成分があり、その部分を含めて表示すると高域成分が隠れてしまうため、最低周波数を  $0.05$  Hz として分析した。

分析に先立ち、データの時間に対する 1 次の回帰成分までを除去する「デイトレンド」およびリサンプル ( $f_s=10$  Hz) を行った。

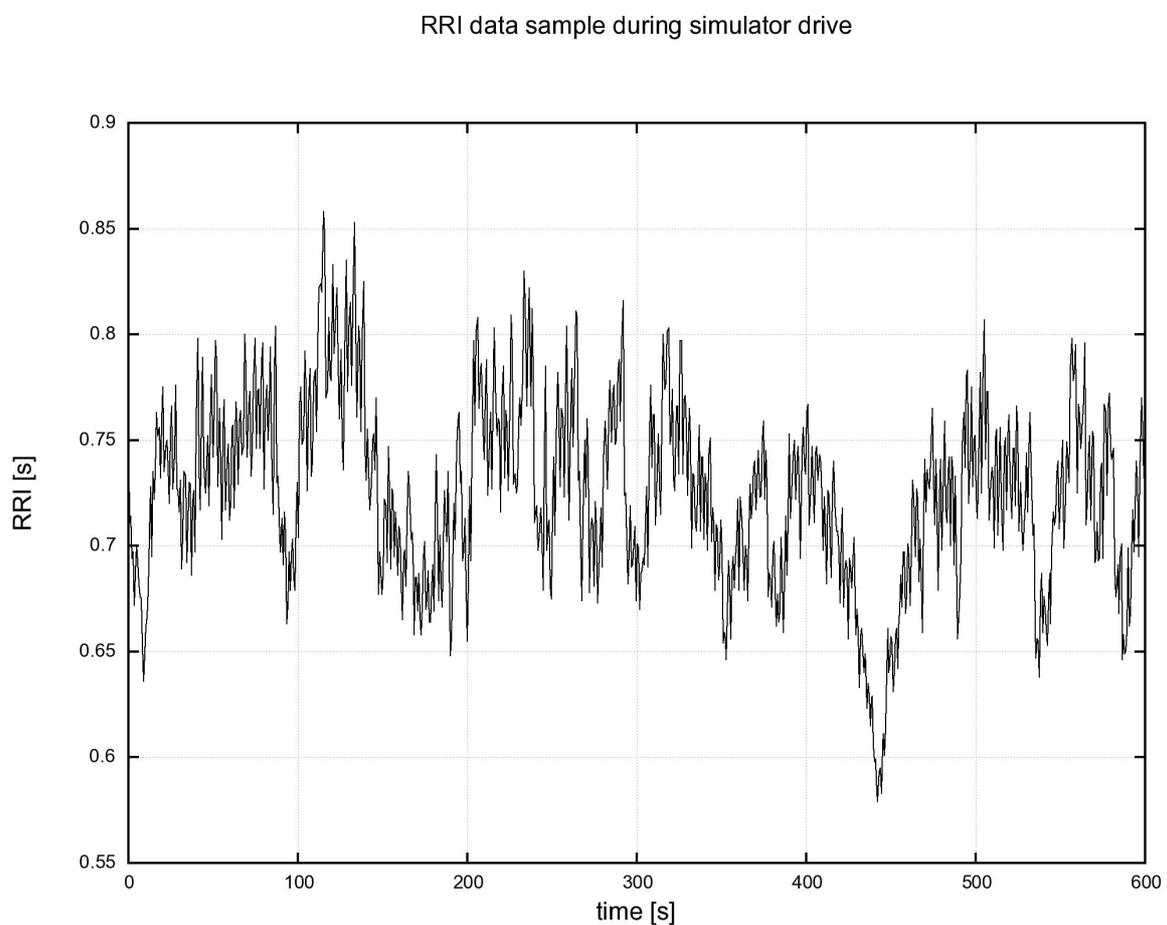


図 8-5 シミュレーター運転中に得られた心拍 RR 間隔 (RRI) 時系列データ

## (1) FFT によるスペクトログラム

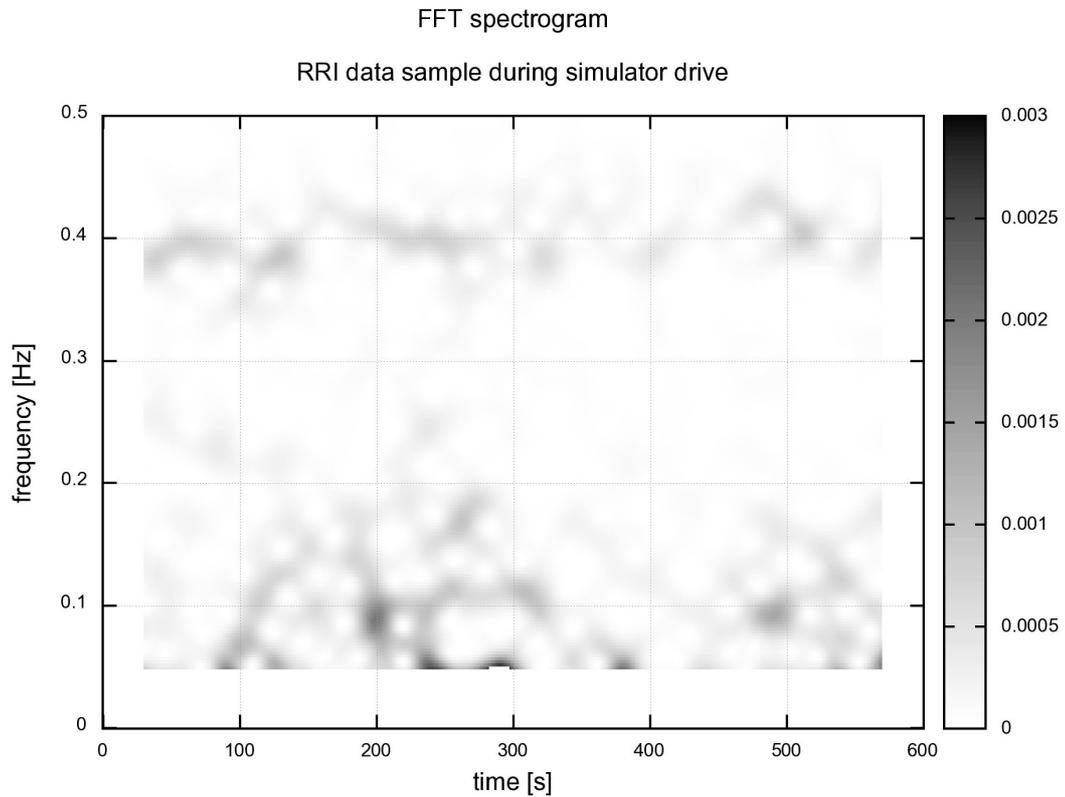


図 8-6 シミュレーター運転中に得られた心拍 RR 間隔 (RRI) の FFT によるスペクトログラム

分析パラメータは次の通り

サンプル周波数 : 10 [Hz]

FFT 点数 : 4096

分析単位時間 : 60 [s]

分析対象部分のシフト単位 : 1 [s]

観測窓関数 : hanning

0.4Hz 付近の呼吸対応成分と、より周波数の低い成分を分離して観察することができる。

## (2) MEM によるスペクトログラム

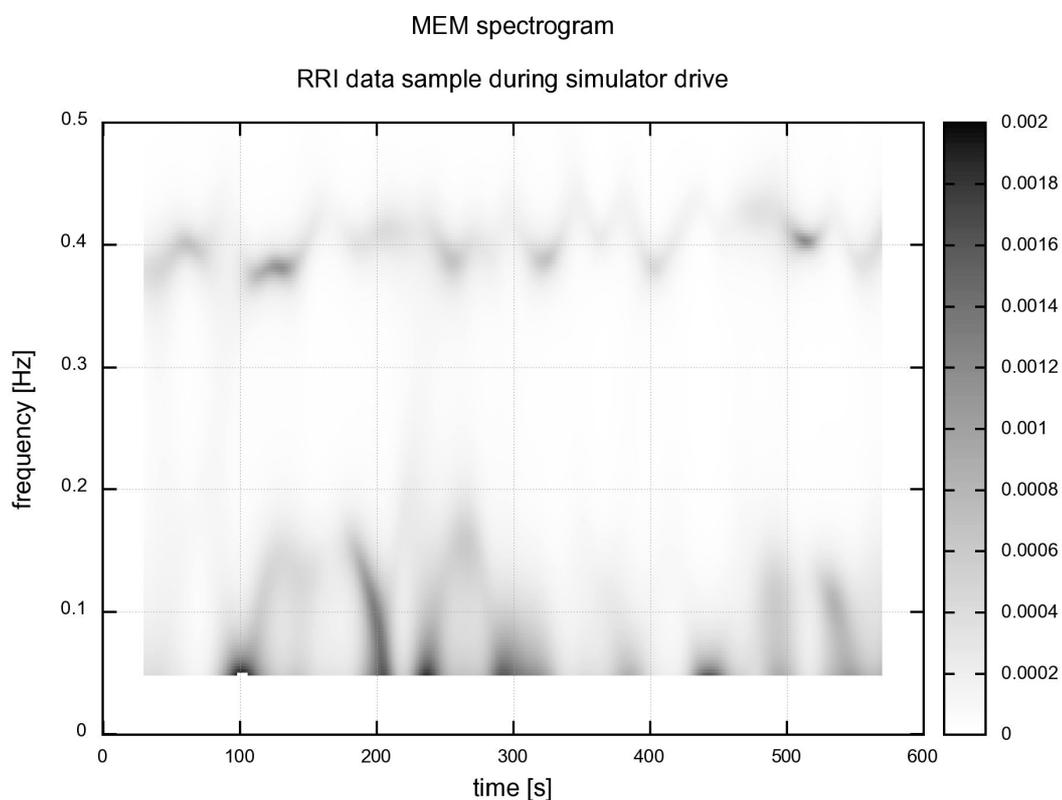


図 8-7 シミュレーター運転中に得られた心拍 RR 間隔 (RRI) の MEM によるスペクトログラム

分析パラメータは次の通り。

サンプル周波数 : 10 [Hz]

スペクトル点数 : 2048

lag : 40

分析単位時間 : 60 [s]

分析対象部分のシフト単位 : 1 [s]

観測窓関数 : hanning

MEM によるスペクトログラムは実データにおいても FFT に比べて周波数分解能が高い特長がよく表れている。特徴的な成分が周波数方向に良く分離されており、0.4Hz 付近の呼吸対応成分がより明瞭である。心拍 RRI などのデータの特徴的な周波数成分およびそ

の時間変化を観察するための手法として、ここに示した3種類の中で最も有効であると考えられる。このため、本論文では、呼吸・心拍データの周波数スペクトルを時系列的に検討する際に MEM によるスペクトログラムを用いた。

### (3) CWT によるスペクトログラム

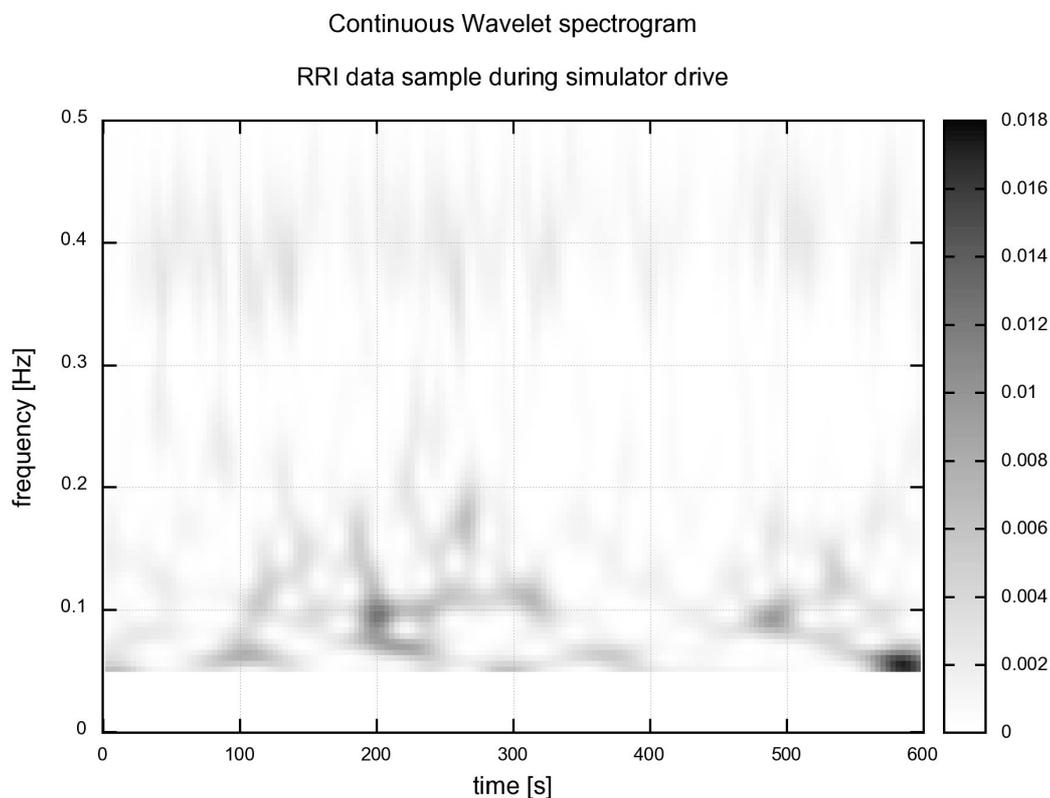


図 8-8 シミュレーター運転中に得られた心拍 RR 間隔 (RRI) の CWT によるスペクトログラム

分析パラメータは次の通り。CWT 分析には市販信号処理ソフト(AutoSignal v1.6, SYSTAT)を用いた。

サンプル周波数 : 10 [Hz]

スペクトル点数 : 100 (0.05 ~ 0.5Hz の区間に対する値)

Wavelet : Morlet (complex, 波数=8)

CWT によるスペクトログラムは高周波数域で周波数分解能が低くなるため、0.4Hz 付近の呼吸対応成分は周波数方向に幅広いスペクトルとなって表現されており、特徴的な周波数を直感的に把握するのはやや困難である。

#### 8.1.4. テストパターン

8.1.3.1. 「テスト信号による比較」で用いたテストパターンの生成式 (perl) は以下の通りである。

```
#=====
# 複合パースト信号の生成
#=====

$ts=0;
$te=400;

$fr1=0.1; # 第1周波数成分の周波数 (0.1Hz)
$a1=0.05; # 第1周波数成分の振幅
$ts1=80; # 第1周波数成分の開始時刻
$te1=240; # 第1周波数成分の終了時刻

$fr2=0.25; # 第2周波数成分の周波数 (0.25Hz)
$a2=0.05; # 第2周波数成分の振幅
$ts2=160; # 第2周波数成分の開始時刻
$te2=320; # 第2周波数成分の終了時刻

$rn=0.0005 # 擬似乱数系列振幅の振幅

$ft=0.1 # サンプリング時間

$PI=3.14159265358979;
$a1=2*$PI*$fr1;
$a2=2*$PI*$fr2;

$t=0
srand;

while ($t<=$te) {
    if($te!=0) {$var=0;}
    if(($t>=$ts1)&&($t<=$te1)) {$var+=$a1*sin($a1*($t-$ts1));}
    if($a2&&($t>=$ts2)&&($t<=$te2)) {$var+=$a2*sin($a2*($t-$ts2));}
    $var += $rn*((rand 2)-1);
    printf("%f %f\n", $t, $var);
    $t+=$ft;
}

#=====
# end of program
#=====
```

## 8.2. 日本語版 SSQ

実験に用いた SSQ (simulator sickness questionnaire) の日本語版は次の通りである。なお、項目の順番は記述の便宜を考慮して原典とは変更している。最後の 2 問 (vection を問う画面の動きに... および「その他の症状...」) は SSQ に追加して質問した項目である。

今現在次のような症状がありますか？ 最もあてはまるものを 1～4 の選択肢でお答えください。

頭が重い (しめつけられる) 感じ

(1 全くない 2 やや感じる 3 かなり強く感じる 4 非常に強く感じる)

頭痛

(1 全くない 2 やや感じる 3 かなり強く感じる 4 非常に強く感じる)

目の疲れ

(1 全くない 2 やや感じる 3 かなり強く感じる 4 非常に強く感じる)

目の焦点が合わせづらい

(1 焦点は合う 2 少し合わせづらい感じがする 3 かなり焦点が合わせづらい 4 ほとんど焦点が合わせられない)

物がぶれて見える

(1 あてはまらない 2 少しあてはまる 3 あてはまる 4 非常にあてはまる)

目を閉じた時のめまい (目がまわる感じ)

(1 全くない 2 やや感じる 3 かなり強く感じる 4 非常に強く感じる)

目を開いている時のめまい (目がまわる感じ)

(1 全くない 2 やや感じる 3 かなり強く感じる 4 非常に強く感じる)

方向がわからない (水平・垂直がわからない感じ)

(1 全くない 2 やや感じる 3 かなり強く感じる 4 非常に強く感じる)

唾液の分泌

(1 増えていない 2 唾液が出てきた感じがする 3 唾液が口の中にたまった感じがする 4 唾液が増えて頻繁に飲み込む)

胃の不快感

(1 何も症状がない 2 みぞおちのあたりに変な感じがある 3 胃の存在に意識がいった 4 胃がむかついてきた)

吐き気

(1吐き気は感じない 2吐き気は感じるがまだ我慢できる 3吐き気が続きこのままだと吐くかもしれない

4吐き気が我慢できそうもない「こみ上げた、あるいは吐いてしまった」)

げっぷ

(1出ない 2出そうになるが我慢できる 3時々出る 4我慢できず頻繁に出る)

冷や汗

(1かいていない 2手のひらに汗がにじんだ 3手のひらや顔に汗がにじんだ 4手のひらや顔に汗がしたたり落ちる)

集中できない感じ

(1全くない 2やや感じる 3かなり強く感じる 4非常に強く感じる)

画面の動きに合わせて自分の体が動く感じ

(1全くない 2やや感じる 3かなり強く感じる 4非常に強く感じる)

その他の症状があれば、その内容

( )

その症状の程度 (1全くない 2やや感じる 3かなり強く感じる 4非常に強く感じる)