

生理反応を用いた
動揺病の評価に関する研究

中川 千鶴

目次

第 1 章 序論	1
1.1 緒言	1
1.2 動揺病について	2
1.2.1 用語の説明	2
1.2.2 「酔い」の症状	2
1.2.3 「酔い」の誘起要因	2
1.3 生理指標による動揺病評価の必要性	6
1.4 本研究の目的と意義	7
1.5 本研究が目指す動揺病評価指標の条件	7
1.6 動揺病評価における研究の現状	8
1.6.1 「酔い」に関する各分野の研究動向	8
1.6.2 既存研究における「酔い」の定量化手法（質問紙方式）	11
1.6.3 動揺病における生理指標研究の歴史と問題点	13
1.6.4 動揺病における生理指標研究の難しさと解決の方策	16
1.7 生理反応による空間識の学習状態推定に関する仮説	17
1.8 自律神経系の生理反応と指標	20
1.8.1 心電図 (Electrocardiogram : ECG)	20
1.8.2 呼吸 (Respiration : RSP)	22
1.8.3 血圧 (Blood Pressure: BP)	25
1.8.4 胃電図 (Electrogastrogram: EGG)	26
1.8.5 皮膚電気活動 (Electrodermal Activity: EDA)	26
1.8.6 脈波 (Plethysmogram)	27
1.9 本論文の構成	28
第 2 章 動揺病発症時の生理反応の調査と有効指標の選定	29
2.1 はじめに	29
2.2 軽度の酔いを誘発する実験（実験 1）	30
2.2.1 方法	30

2.2.2	結果	36
2.2.3	まとめ（軽度の酔いを誘発する実験）	46
2.3	中程度の酔いを誘発する実験（実験2）	48
2.3.1	方法	48
2.3.2	生理指標に関する検討	54
2.3.3	刺激条件の違いに関する検討	63
2.4	まとめと課題	65
第3章	リアルタイム推定の検討	67
3.1	はじめに	67
3.2	リアルタイム計測システム	67
3.2.1	リアルタイム計測および指標変化検出の流れ	67
3.2.2	リアルタイム計測および検出のフロー図	71
3.3	4つの選定指標の変化点と主観評価結果との対応	77
3.4	まとめ	81
第4章	選定指標の生理学的背景の検証および鉄道での実態調査	82
4.1	はじめに	82
4.2	体幹電位変動 LW の発生原因に関する検証実験	83
4.2.1	目的	83
4.2.2	体幹電位変動とは	83
4.2.3	実験方法	83
4.2.4	実験条件	84
4.2.5	測定項目	85
4.2.6	結果	86
4.2.7	考察	92
4.2.8	まとめ	93
4.3	動揺病発症時の呼吸波形解析	94
4.3.1	はじめに	94
4.3.2	呼吸波形から得られる情報	94
4.3.3	計測方法	96
4.3.4	呼吸波形解析アルゴリズム	96
4.3.5	呼吸波形解析による状態推定	99
4.3.6	動揺病発症時の呼吸データの解析	101

4.3.7	まとめ	105
4.4	鉄道におけるパーソナルコンピュータ利用実態およびその作業による 乗り物酔いのしやすさについての調査	107
4.4.1	はじめに	107
4.4.2	アンケート調査	108
4.4.3	実験	110
4.4.4	結果	114
4.5	まとめ	118
第5章 総括		119
参考文献		122
謝辞		130
付録		131
著者の寄与による発表論文ならびに学会講演		135

本論文で用いた略語とその説明 (1/2)

略語	説明	詳しい説明(頁)
2D	二次元, Two Dimension	32
3D	三次元, Three Dimension	32
BG	胃の電気活動異常を示す 0.5~2cpm の成分, Bradygastria	26
BP	血圧, Blood Pressure	25
City1	映像刺激の種類(ビル街)	50
City2	映像刺激の種類(郊外の町)	50
CM5	心電図の胸部誘導のひとつ	32, 34
cpm	Cycle par Minute	13
DBP	拡張期血圧, Diastolic Blood Pressure	26
Dots	映像刺激の種類(擬似宇宙空間)	50
Dsd	重心動揺の重心位置の標準偏差	36
ECG	心電図, Electrocardiogram	21
EDA	皮膚電気活動, Electrodermal Activity	26
EGG	胃電図, Electrogastrogram	26
FLW	組織血流量, Tissue blood flow	85
FWHM	半値幅, Full Width at Half Maximum	23
GF	呼吸重心周波数, Center of Gravity Frequency	23
GFw	呼吸重心周波数の半値幅(呼吸のばらつきの指標)	53
HF	心拍変動の高周波成分, High Frequency Components	21
HRV	心拍変動, Heart Rate Variability	21, 35
IPT	没入型映像システム, Immersive Projection Technology	48
LF	心拍変動の低周波成分, Low Frequency Components	21
Lrsp	著大呼吸	53
LSD 法	多重比較法の 1 つ, Least Significant. Difference Test	116
LW	体幹電位変動, Low Wave	54, 83
MF	心拍変動に血圧変動が圧受容体反射を介して現れた成分(LF と同等), Middle Frequency	21
MTN	モーション, Motion	51
PC	パーソナルコンピューター, Personal Computer	31
PDL	脇腹の差動導出電位, Potential Difference on Latus	85

本論文で用いた略語とその説明 (2/2)

略語	説明	詳しい説明(頁)
PF	呼吸ピーク周波数, Peak Frequency	23
Plethysmogram	脈波	27
RF	心拍変動の呼吸由来成分, Respiratory Frequency	20
RSP	呼吸, Respiration	22
SBP	収縮期血圧, Systolic Blood Pressure	25
SW	胃の正常活動を示す 3cpm を中心とする成分, Slow Wave	26
SR	発汗量, Sweat Rate	85
SpO ₂	血中酸素飽和度, Percutaneous(経皮的)Oxygen Saturation	52
SSS	新奇刺激嗜好性尺度, Sensation-Seeking Scale	33
STAI II	特性不安尺度, State-Trait Anxiety Inventory	33
TG	胃の運動異常を示す 4~9cpm の成分, Tachygastria	26
Tukey HSD 法	多重比較法の 1 つ, Tukey Honestly Significant Difference Test	116
バルサルバ試験	深呼吸後にいきみ, 血圧上昇や迷走神経賦活を誘発する方法	84
ハンドグリップ試験	握る動作により逆側手掌に精神性発汗を誘発する試験	84

第1章 序論

1.1 緒言

20 世紀は、技術革新の時代であった。しかし、いかに新しい技術も道具の範疇を出ず、人間はそれを学習し、使いこなさなければならない、いわば人間が機械に合わせる方法であった。しかしこれからは、人間の意図を理解し、その状態を推定して、より快適な方向へと誘導するシステムが急速に発展すると思われる。これはもはや、人間にとって学習も習熟も必要としない、人間の思考に機械が合わせる新しい領域である。この発想は、国際的には、**Human Centered Design (ISO13407)** として、国内では、「人間工学—インタラクティブシステムの人間中心設計プロセス (JIS Z 8530)」として、一つの重要な分野を占めるようになっている。

このような流れの中で、一つの重要な要素は、人間の状態を推定する技術の開発である。それも、最終的なスタイルとしては、質問して解答を求めるという主観評価方式ではなく、自動的にモニタする情報から、人間の状態を推定する方法となるだろう。そして、自動的にモニタする情報として最も有力なのが、生理反応である。

本研究は、人間の生理反応から動揺病の発症を推定する技術の開発を目的として、検討を行なったものである。

本研究の目的は、動揺病発症評価手法の開発であり、最も望ましいのは、全てのフィールド（乗り物、宇宙、VR、シミュレータなど）に適用できる指標の構築である。

1.2 動揺病について

1.2.1 用語の説明

本項では、本稿で用いる用語のうち、あまりに一般的で定義がはっきりしない「酔い」に関して明確にする。

動揺病は、一般には「乗り物酔い」とも言われ、生じる環境要因を指して、船酔い、車酔い、シミュレータ酔い、VE 酔い、宇宙酔いなどとよばれることもある。本稿では、動揺病を誘発する環境を特定せず、これら全てを含む広義の意味として動揺病を定義し、以後これらを総称する言葉として「酔い」と表記する。ただし、他研究や引用文献中の“motion sickness”については従来通り「動揺病」と訳した。なお、ここでの「酔い」は健常者に発生しうる、前庭・視覚・体性感覚が関与する「酔い」を示し、アルコール酔いや窒素酔いなど物質の摂取による「酔い」は含まない。

また、日本では人工仮想空間に関連する全てをバーチャルリアリティ (VR)、仮想現実感、人工現実感といった言葉で表現することが多いが、最近ではリアリティを求めない現実空間と異なる独自の仮想空間(ゲームや芸術表現、仮想体験など)も含むという意味で、「仮想環境: Virtual Environments (VE)」という用語もよく見られるようになっている。よって、本稿では、リアリティという言葉を用いず、仮想環境 (Virtual Environments: VE) という言葉を、訓練用シミュレータと汎用 VE を含む総称として用いることとする。

1.2.2 「酔い」の症状

「酔い」の一般的な症状は、顔面蒼白、冷や汗、頭痛、唾液分泌の増加、悪心、吐き気、嘔吐などが挙げられるが、その前に生じる軽い症状には、あくび、眠気、嫌気、疲労感などが見られる。

1.2.3 「酔い」の誘起要因

同一人物でも、その日の体調や空腹時、満腹時などによって、同じ刺激を与えても「酔う」ことも「酔わない」こともある。「酔い」の発生機序は複雑で、1つの原因、1つの機序では説明できない現象である。動揺病は、その名からもわかるように、かつては振動環

境に特有の症状と考えられていた。また、その原因も、長い間、胃などの内臓が振動することにより生じるとされていた。しかし、近年の環境の多様化に伴い、宇宙環境や仮想環境においても、動揺を伴わないにも関わらず類似の症状が生じることがわかり、これを説明できるモデルが必要とされている。現在、動揺病の発症には、前庭、視覚、体性感覚、中枢が関与していると言われている、以下に、関与する部位について説明する。

1) 前庭^{1), 2)}

内耳には、音を感じ取る蝸牛と、平衡器官である三半規管と前庭がある(図 1-1 参照)。三半規管は前、外側、後の互いに交する 3 本の半規管により構成され、内リンパ液の流動により回転角加速度を感知する。前庭には、耳石器官(卵形囊と球形囊)があり、各耳石器官の平衡斑の表面はゼラチン様物質からなる耳石膜で覆われ、その中に有毛細胞の感覚毛が埋没している。また膜の表面には微細な結晶状の耳石(平衡砂)が多数散在し、直線加速度を有毛細胞の屈曲により感知する。

「酔い」の誘起刺激としては、主に前庭器官への入力が増げられる(前庭機能不全者は「酔い」を生じない)。「動揺病」の実験では、コリオリ刺激(身体回転中に頭部を能動的

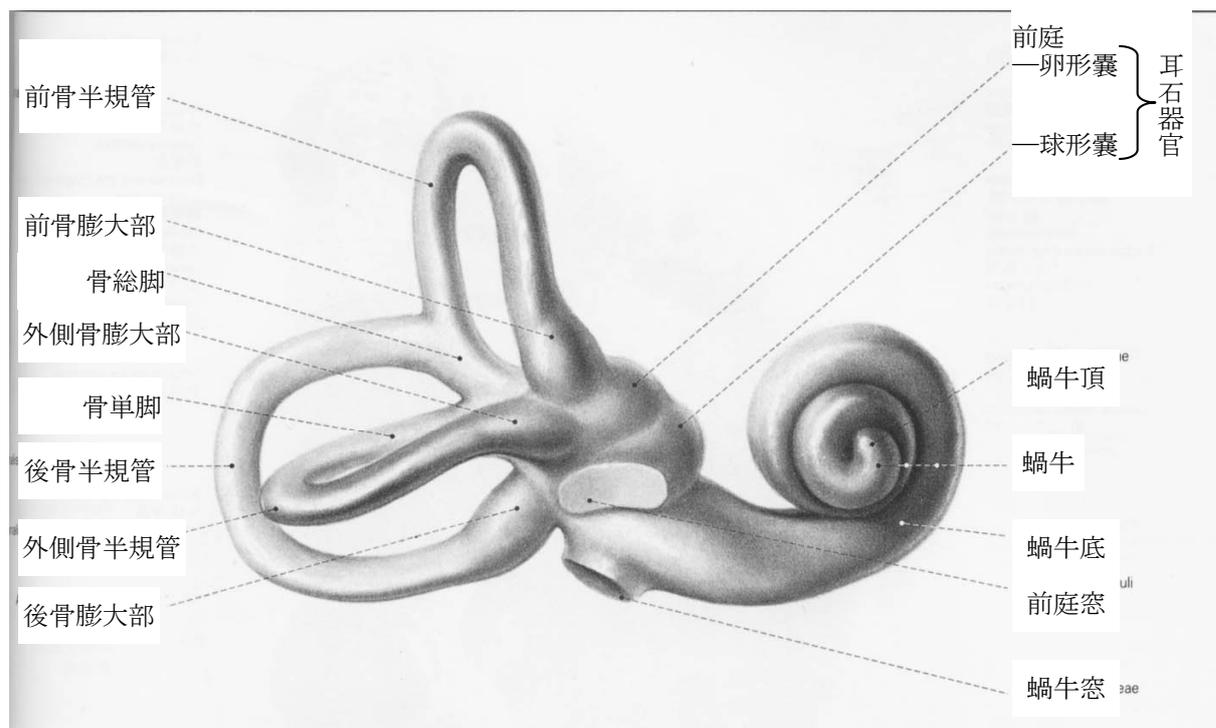


図 1-1 内耳³⁾

に前後あるいは左右に振らせる方法)が多用されるが、これは、平衡器官が合成ベクトルで検知する特性を利用した、錯覚を生じさせる条件である。

2) 視覚

「酔い」の発生において、視覚の影響は大きいですが、視覚情報がなくても発生する。逆に視覚情報のみでも発生し、視覚情報により軽減されることもある(船上で近くを見ていると酔いやすいが、遠くの地平線をみると酔いにくくなるなど)。身体と同方向への回転視野⁴⁾、急激な変化あるいは大画面での視運動刺激(映画酔い)、身体への動揺と視覚情報との間に不一致がある場合でも「酔い」が発生する。また、「酔い」に関連する視覚情報として、周辺視野が重要と言われるが、視野に影響要因が占める割合や遠方の動き(地平線など)⁵⁾、自己定位⁶⁾が重要との説もある。

3) 体性感覚(主に深部知覚系)

深部知覚系として筋肉や腱がセンサとなり身体運動を感知するが、「酔い」の発症に必須ではなく、また体性感覚単独で「酔い」を引き起こすことは報告されていない。

4) 中枢

平衡の保持と円滑な運動制御には主に小脳が関与する⁷⁾。前庭器官からの前庭情報、視覚器官からの視覚情報、皮膚の圧分布や筋肉・関節の伸縮・屈曲状態あるいは内臓感覚などの体性感覚情報が脳内の neural store で統合・処理されると、ただちに抗重力筋における前庭-脊髄反射による立ち直り反射や外眼筋における前庭-眼反射による代償性眼球運動などのポジティブフィードバック機能で、身体の平行が保持される。また、中枢(neural store)が「酔い」発症に関与する要因として、

- ・受容性(receptivity)：刺激の強さの受け止め方
- ・適応性(adaptability)：感覚再調整の速さ
- ・保持性(retentiveness)：動環境経験の「記憶」

があり、これらの能力により、「酔い」の感受性(susceptibility)が決定されると言われるが、個人差、年齢差、性差が大きく、また再現性にばらつきがみられる⁸⁾。

当初、前庭器官や内臓が過剰に刺激を受けると視床下部が興奮し、前庭-自律神経反射が起こり、顔面蒼白・冷汗・悪心・嘔吐などの自律神経症状が発現すると考えられていたが、無重力状態環境において発現することから、この過剰刺激説(over stimulation theory)はす

でに説得力を失っている⁹⁾。これに代わり，現在「酔い」を最もよく説明できるものとして，「感覚不一致説 (sensory conflict theory)」がある (図 1-2 参照)^{10), 11)}。これは，過去の経験によって記憶された，感覚情報 (前庭，視覚，体性感覚) の組み合わせと実際の感覚情報が比較され，記憶によって予期されるものと異なる組み合わせの感覚情報が入力されたときに「酔い」が誘起されると考えるものである。比較される感覚情報の記憶が新しい経験によって更新されると考えることにより，順応 (habituation) や下船病などが説明できる。

一方で，乗り物酔いの分野では振動方向や周波数と「酔い」の関係についての研究報告も多く，船舶の分野で 306 人の被験者を用いて行った上下正弦波振動の調査によれば¹²⁾，上下振動で最も動揺病を誘発しやすい周波数は 0.2~0.33 Hz 付近であり，加速度が大きいほど発生率は高くなるという結果が出ており，他の追試実験でも確かめられている。このような周波数特異性は，末梢感覚器の周波数特性の違いにより生じるのではないかと考えられている。

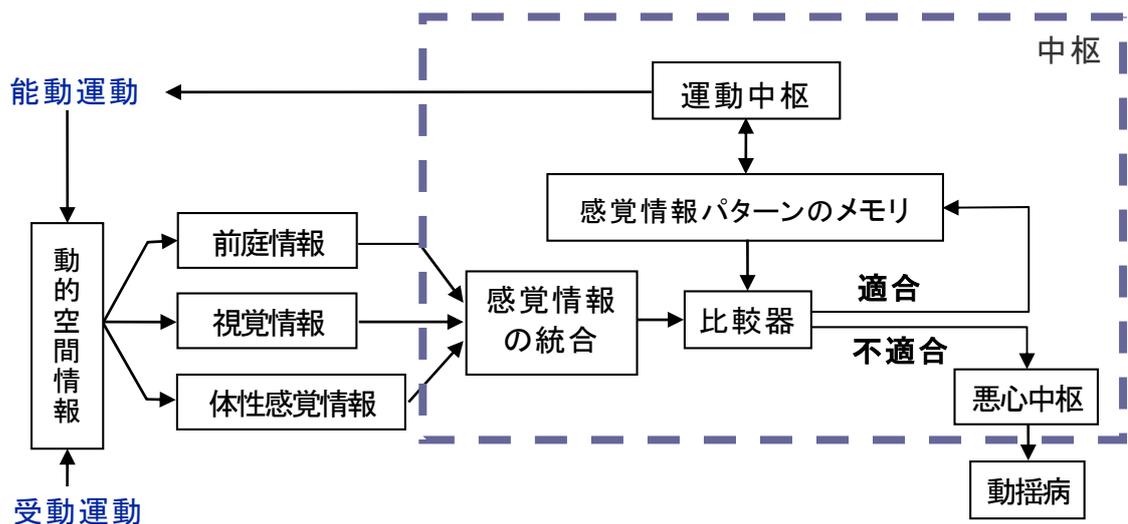


図 1-2 感覚不一致説^{10), 11)}

1.3 生理指標による動揺病評価の必要性

動揺病は、船舶、自動車、鉄道、飛行機など、様々な乗り物で生じることが知られ、特に船舶における動揺病は、しばしば嘔吐に至る強い症状を呈する^{12), 13)}。よってこれまでの乗り物開発において、動揺病は、高速化や安全性に次いで、重要な項目であった。比較的酔いにくい鉄道においても、高速化技術の開発が収束しつつある現在、旅客の快適性に対する取り組みは、旅客会社の競争力に大きく影響するものとなってきている。また、近年の宇宙開発に伴い、無重力環境における宇宙酔い^{14), 15)}が知られるようになり、宇宙飛行士やパイロットの訓練の分野でも、動揺病のメカニズムの解明¹⁰⁾、薬理的研究^{16), 17)}、適性や訓練法などの開発¹⁸⁾が進んでいる。一方、乗り物シミュレータ¹⁹⁾、システム設計支援²⁰⁾や遠隔手術など、近年産業応用として急速に発展している VE 技術においても、利用者に動揺病に似た症状が生じることが問題となっている²¹⁾。また、VE 技術は、ゲームや体験型アミューズメントなど、子供や老人を含む一般ユーザーへも急速に普及しており、その生体に対する影響の検証が急務である^{22), 23), 24)}。

このような現状の中、乗り物や VE システムを提供する側にとって、動揺病対策は極めて重要な課題である。一般利用者を対象とした乗り物や VE システムでは、投薬や訓練による動揺病の軽減対策を講じることは不可能であり、可能な対策は、動揺病を生じにくい乗り物やシステムの設計および運用にほかならない。このためには、個々の乗り物や VE システムにおける酔い誘発要因の究明および的確な対策が必須であるが、実際には、どう対策すれば酔いを軽減できるかがほとんどわからない状況である。なぜなら、「酔いの発症時点を客観的に測る」ことができないからである。もし、酔いの発症時点を捉えることができれば、酔い発症の前に乗り物や VE システムが利用者に与えた動的空間情報の中から誘発要因を絞り込む実験系あるいは評価法を構築することができる。これにより、個々の乗り物や VE システムに最も適した対策法や運用指針を得ることが可能となり、快適性や安全性の飛躍的向上が期待できよう。また、軽度の酔い発症時点を捉え、VE システム利用者が、強度の酔いを発症する前に安全対策を講じるようにすれば、システム利用時の安全性を確保することができる。当然のことながら、一般利用者を対象とするシステムの提供において、嘔吐を伴うような強度の動揺病の誘発は許されない。したがって、従来から動揺病評価に用いられている、嘔吐や吐き気を柱とした質問紙は本目的には適さないし、そもそも軽微な酔いを対象とする場合、「胃がムカムカするか」「冷汗がでているか」など

と質問することで酔いを誘発してしまう危険性がある。したがって、ここで求められるのは、「利用者に酔いを意識させることなく、酔いが発症しているかどうかを経時的にモニタする方法」であり、このためには、主観評価ではなく、生理指標を用いることが最も適している。

1.4 本研究の目的と意義

既に述べてきたように、軽度の動揺病発症の検出を可能とする、生理指標を用いた動揺病評価は、様々なシステム設計および運用において、極めて重要である。そこで、本研究は、より快適かつ安全・安心な乗り物および VE システム開発に貢献するため、「軽度の酔い発症を測る」ことができる、生理指標を用いた動揺病評価法の開発を目的とする。この開発は、「生理指標では動揺病を測ることができない」という通説に挑むことでもあり、実現に困難も予想される。しかし、この開発により、個々の乗り物や VE システムに依存する動揺病誘発要因をより正確に把握することが可能となり、最適かつ効率的な対策の検討が実現する。利用者に動揺病という不快感を与えたくない、快適に安心して利用して欲しいというのは乗り物および VE システムに関わる技術者の願いである。特に、鉄道においては、酔いを誘発しやすい振り子式車両において、車体傾斜をどう制御すれば酔いを誘発しにくくなるのか、という具体的な解答が求められており、また最適解を得ることができれば、それに近づける対策を講じることが可能なのである。このように、本研究を達成することにより、動揺病に悩む様々な分野での快適性や安全性の向上が期待できるため、本研究遂行の意義は大きいと考える。

1.5 本研究が目指す動揺病評価指標の条件

本研究の目的は、乗り物を含めた様々なシステム利用時での軽度の動揺病検出であるため、システム利用に支障を及ぼさず、ユーザーの負担にならない、非侵襲かつ簡便で安定した測定が可能な生理指標でなくてはならない。また、振動環境や野外環境など、環境に左右されずに測定できることも重要である。したがって、本研究で最終的に提案する生理指標は、以下の条件を満たす必要がある。

- (1) 簡便かつ安定した測定が可能でフィールド計測に適している（様々な場面や場所での測定が可能である）
- (2) 軽度～中程度の動揺病の発症を検出することが可能である。

1.6 動揺病評価における研究の現状

1.6.1 「酔い」に関する各分野の研究動向

「酔い」は、結果的には中枢における不一致によって発症するが、関与している感覚器は様々で程度も広範囲である。よって、ここでは、各分野での研究動向についてまとめる。ただし、メカニズムの解明や「酔い」の評価手法の開発など、各分野にまたがる基礎研究も多いため、下記の分類はあくまで便宜上行なったものである。

なお、各分野の研究目的は、それぞれのシステムや環境における「酔い」の要因解明・客観的指標の開発・対策方法の提言であるが、「酔い」現象のメカニズムが明確でない現在、現象論的な論議にならざるを得ず、また、原因となる主要因が分野ごとに異なる（表 1-1 参照）ことから分野間の応用が容易に行なえないのが現状である。

一方で、メカニズムに関する基礎研究は宇宙医学などの分野で近年活発に研究され、成果を挙げつつある。

1) 乗り物酔い（振動環境・乗り心地分野）^{8),25)}

振動方向や周波数など物理的な環境要因、あるいは生体の振動伝達特性および感度との関連についての研究が多い。一部で生理データによる酔いの判定の試みがあるが、定性的にも不明確な状態である。

2) 宇宙酔い（「宇宙医学」の一分野）^{11), 15)}

近年の動揺病研究は宇宙開発分野において目覚ましい成果を挙げている。宇宙酔いの原因としては、感覚不一致説のほか、体液移動説²⁶⁾や耳石機能非対称説²⁷⁾などがあるが、これらに対しては否定的な見解もある²⁸⁾。宇宙飛行士のための動揺病克服プログラムや²⁹⁾、薬理的な研究も進んでいる^{16), 17), 30), 31)}。

3) VE 酔い

シミュレータ酔い(訓練用シミュレータ開発分野)^{32),33)}の研究においては, 個体的要因, シミュレータの機能的要因, タスク的要因(頭部の動きなど)について様々な検討が行われ, 対処法についても多くの示唆が述べられている. 基礎研究より実用・開発に即したものが多し. 汎用 VE を対象とした「VE 酔い」の研究例³⁴⁾はまだ少なく, シミュレータ酔いと同一視する向きが強い³³⁾. ここでは, シミュレータ酔い研究での知見を表 1-2 にまとめる. なお, この表は, 文献 33 中の表を改編したものであり, 文献 33 が既存研究をまとめた表をもとにしているため, 内容の正当性の検証が十分ではないものも含んでいる可能性がある.

表 1-1 : 「酔い」の分類

	種類	発症時の状況/場面	影響の主要因	利用者	
(1)	乗り物酔い	船, 車, 列車, 飛行機など	振れ	一般	
(2)	宇宙酔い	宇宙飛行	重力の欠如	特殊	
(3)	VE 酔い	シミュレータ	主に技能訓練用 (操縦や操作手順など)	実体験との不一致	やや特殊
		汎用	産業応用, 医療応用, 芸術表現など	実体験, 予測との不一致	ほぼ一般

表 1-2 : シミュレータ酔いと個体特性の関係 *33)中の表を改編

特性	個体特性	シミュレータ酔いとの関係
属性	年齢	感受性が最も高いのは 2-12 歳, これ以後減少. 経験が関係
	性別	女性は感受性が高い. 気質的要因の影響を指摘
	人種	アジア人種は視覚要素を含む酔いに対する感受性が高い. 環境要因か脳内カテコールアミン放出の違いの関与を指摘
性格・行動	適応	シミュレータ経験が増加すれば酔いは減少する
	Flicker ³⁵⁾ 融合周波数のしきい値	夜は減少. 非常に個体差が大きい
	心的回転 (mental rotation) 能力 ³⁶⁾	この能力が高いと宇宙酔いが軽い
	知覚スタイル	場依存性との関係についての調査はあるが, 未説明
状態	集中レベル	集中レベルが高いほど症状は軽い
	姿勢の安定性	姿勢が安定していると酔いにくい
	実務経験	実務経験があるパイロットは酔いやすい

1.6.2 既存研究における「酔い」の定量化手法（質問紙方式）

「酔い」の程度の定量化は何種類かの方法があり、以下に代表的なものを示す。ただし、いずれも自覚症状や主観評価などの内省報告か嘔吐を基準にしており、軽度の「酔い」の評価として用いる場合は、嘔吐や吐き気、頭痛などの明確な症状を伴わない可能性も高いため、最適な方法とはいえない。また、嘔吐しないで苦しむ場合や軽度で嘔吐する例では、正しく評価できないという問題もある。しかしながら、動揺病評価手法として、現在最も標準的な判断は、「嘔吐」を最高点とした、被験者と観察者の主観評価を症状ごとに点数化して合計点を出す方式である（表 1-3）^{37), 38)}。

1) MSI (Motion Sickness Incidence)¹²⁾ :

被験者に症状を報告させて 1~6 の評点を与え、嘔吐のあった場合は 7 とする。何%の人が吐いたかという表現で近年多用されているが、嘔吐せずに苦しむ人や、他の自覚症状は軽いのにすぐ嘔吐に至る人など、適応に問題のある場合がある。

2) Graybiel's scale³⁷⁾（表 1-3）:

自覚症状および観察による症状を点数化し、総合点をもとに 5 段階に分けて尺度化する。動揺病の診断基準としてよく用いられる。

3) SSQ (Simulation Sickness Questionnaire)³⁹⁾ :

過去にこのグループが作成した MSQ(Motion Sickness Questionnaire)^{40), 41)}をもとに、シミュレータ酔い用に作成された質問紙である。眼性疲労、中枢性疲労、吐き気の項目別に点数を求めることが可能である。

4) その他 1 :

被験者の主観的評価によって 1~10 の不快感指数で表わし、動揺病の各症状の発症時点と対応している。Graybiel's scale とも対応する⁴²⁾（図 1-3 参照）。

表 1-3 動揺病の診断基準 (Graybiel, Wood, Miller & Cramer, 1968³⁷⁾)

カテゴリー	特有症状 16点	重度症状 8点	軽度症状 4点	微弱症状 2点	付加的症狀 16点
吐き気症候群	嘔吐または空嘔	吐き気 II,III	吐き気 I	前胃部の不快感	前胃部の存在感
顔色		蒼白 III	蒼白 II	蒼白 I	紅潮
冷汗		III	II	I	
唾液分泌の増加		III	II	I	
眠気		III	II	I	
痛み					頭痛
中枢神経					めまい 閉眼時 II以上 開眼時 III

合計による動揺病の程度の尺度化

明白な動揺病 (S)	重度の不快感 (M IID)	中程度の不快感 A (M IIA)	中程度の不快感 B (M IIB)	軽度の不快感 (M I)
16点以上	8-15点	5-7点	3-4点	1-2点

III=重度, II=中程度, I=軽度

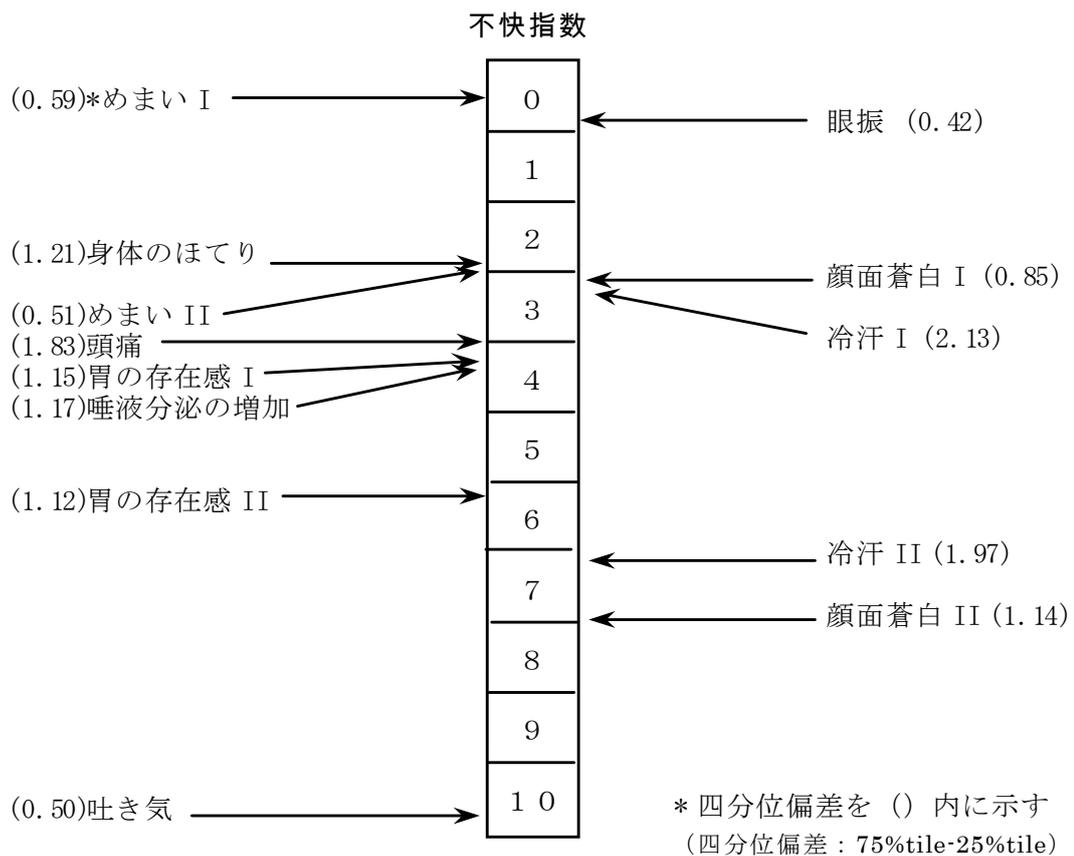


図 1-3 : 不快感指数と動揺病の発生時点 (Reson & Graybiel, 1970)⁴²⁾

5) その他 2 :

マグニチュード推定法により被験者の不快感を直接尺度化する試み。基準刺激を呈示してそれを 10 として 10 段階評価を行なう。10～15 分の訓練を行なうと基準刺激を 5 と評価するようになり、それ以降は刺激の強さに対して一定した評価が可能になると報告されている⁴³⁾。

1.6.3 動揺病における生理指標研究の歴史と問題点

「酔い」の諸症状が自律神経系に関するものが多いということもあり、客観的手法をめざして、各分野で自律神経系の生理計測と解析が行われてきた^{25), 32), 44), 45), 46)}。これらの代表的な文献の概要を表 1-4 に記す。

表 1-4 において、主観評価は No.1, 3 は Graybiel's Scale (表 1-3 参照), No.2 は自覚症状アンケート, No.4 は主観的な不快感の 7 段階評価である。

最も初期の代表的な研究は、Graybiel ら⁴⁴⁾の実験である。被験者は縦縞模様のドラム内の椅子に座り、30 秒間等速回転した直後に停止した状態で 30 秒の休息をとることを 60 回繰り返した。生理計測は 30 秒の休息中に Graybiel Scale による主観評価と同時に行われた。その結果から、12 名の被験者の血圧、心拍および体温と動揺病との関係を調査し、生理指標による動揺病評価に否定的な見解を示した。この根拠は、動揺病の発症レベル（無症状／胃の存在感／胃のむかつき／吐き気）ごとの生理指標値の変動傾向（増加／減少／変化なし）を被験者比で調べ、なんら有意な傾向がみとめられなかったためと述べている。強度の酔い発症時に心拍数増加を示す結果が 1 例しかないなど、結果に疑問も残るが、Graybiel らがこの論文で「動揺病の診断を生理データから推定することはできない」と結論づけたことで、これが通説となり、この研究は以後多くの文献に引用されている。

Graybiel らによる生理指標による評価が否定された一方で、Stern らは、胃電図 (Electrogastrogram : EGG) 計測によって、新しい生理指標の検討を行った⁴⁵⁾。彼らは、21 名の被験者で、回転ドラム内の椅子を用いたvection (自己運動知覚) 誘発実験を行った。その結果、14 名の被験者が「動揺病」を発症、このとき胃電図の周波数が胃の正常活動を示す 3 cycles per minute (cpm) から 5～8 cpm (胃電図の 4～9 cpm の成分を"tachygastric"と呼び、異常パターンとされている) にシフトし、発症しなかった 7 名のうち 6 名は、3 cpm のまま変化がなかったと報告した。vection は動揺病の感受性が強い被験者に「動揺病」と tachygastric を誘発することを示した。胃電図については現在もその解釈が明確でないことから、これを用いることについては賛否両論があるが、動揺病発症時に変化する有力な生

理指標の1つとなっている。胃電図において、tachygastricには、正常な状態で観察される"slow wave" (2~4 cpm 成分) が高周波方向に変化した成分やノイズ、不整脈の影響による成分などが含まれるため、tachygastricではなく、slow waveの増減を目安とする方法もある⁴⁷⁾。

Cowingsら⁴⁶⁾は、酔いの自己制御トレーニング法の開発を目的として、58名の被験者で、同種の回転椅子実験を2回行った。測定項目は、心拍、脈波、呼吸数、皮膚電気活動であり、2回のテスト間での個体内の応答(生理反応)の安定性および応答強度と酔いの不快レベルとの関連性が検討された。結果として、動揺病刺激に対する生理反応は、個人内では十分安定であるが、個人差は大きく、酔いの自己制御トレーニングプログラムは個別に作る必要があること、個人内生理反応パターンは動揺病の不快レベルの客観的な指標として用い得る可能性があることが示された。この研究で、初めて生理量による動揺病評価の可能性が示されたことは興味深い。しかし、訓練を目的としているため、強度の酔いを対象としている点で、本研究にそのまま応用するには注意が必要である。

Millerら³²⁾は、米空軍パイロット16名を被験者としたヘリコプタシミュレータを用いた動揺病の実験を行ない、生理指標と自覚症状との関係を調べた。その結果、tachygastricと皮膚電気活動の方が、心拍、心拍変動の呼吸性成分(0.12~0.4 Hz)や胃電図の正常成分(2~4 cpm)よりも、自覚症状との関連性が高いことが示された。

この研究での生理量の扱いは、心電図に関するデータ処理(心拍変動を2分平均で表現)など疑問な点もあるが、経時的変化について解析している点で興味深い。しかしこの実験も、空軍パイロットを対象とした強度の酔いを対象としている。

これらの研究では、いずれも酔いの評価手法の確立には至っていない。その原因は、酔いのメカニズムが複雑であることに加え、動揺病発症時の生理変化における個人差が極めて大きいことや、個体や動揺病発症レベルの違いによって逆の方向に変化したり、人によって変化する指標が異なるためと思われる。このため、平均値をベースにした従来の検討方法では生理量の指標化は困難であり、最近の研究傾向としては個人差を主眼においたタイプ分けによる解析^{46), 32)}と、主観評価との併用による総合評価法の開発に移ってきている。また、映像酔いを含めた映像による生体影響を血圧変動と心拍変動の相関性で捉えようという試みも行なわれている⁴⁸⁾。

表 1-4 : 生理指標を用いた既存研究例

No	著者 (年号)	刺激／被験者数	測定項目	結果
1	Graybiel (1980) ⁴⁴⁾	縦縞ドラム内 回転椅子／12	心拍数, 血圧, 体温	主観評価と生理量平均値の変化に関連性なし. 個体差が大きく, 指標として不適切と結論
2	Stern (1985) ⁴⁵⁾	回転縦縞ドラム ／21	胃電図	酔いが強い時に胃の異常活動を示す周波数成分が増加
3	Cowings (1990) ⁴⁶⁾	縦縞ドラム内 回転椅子／58	心拍, 脈波, 呼吸(間隔), 皮膚電気活動	生理量の変化を基準化し標準点を求めてパターン分類. 個体内での安定性を確認
4	Miller (1993) ³²⁾	ハリコフ°タシミュレータ ／16	心拍数, 心拍変動, 胃の異常活動成分, 呼吸量, 皮膚電気活動	主観評価との関連性の高さでは心拍数, 皮膚電気活動, 胃の異常活動成分(判別分析による). 個体により判別要因の順位が変動

1.6.4 動揺病における生理指標研究の難しさと解決の方策

生理指標による評価法については、高いニーズに呼応して様々な研究が行われてきたことは先に紹介したが、本研究が目的とする、1.5 節の条件を満たす生理指標の開発には至っていない。したがって、本項では、既存研究が有効な生理指標開発に至らなかった理由の分析と、今後検討を進める上での解決のための方策について述べ、既存研究成果の本研究への応用について検討する。

まず、1980 年の Graybiel らの研究⁴⁴⁾の問題点としては、いずれか一つの生理量の平均値から直接症状を推定しようとしたことが挙げられよう。動揺病発症時の生理変化は、極めて個人差が大きく、その変化方向も、個体や発症レベルにより全く逆になることも多い。このため、平均値を用いると変化が相殺されてしまい、動揺病に起因する生理変化が埋没してしまう可能性がある。この問題の解決として、次の方策をとる。

- (1) 個人差を排除対象として量の議論をするのではなく、個人差にこそ有用な差異が現れていると捉え、個々の変化の有無を検出する方法を用いる
- (2) 複数指標を同時に用いて、個人により、もしくは状態により変化する生理量が異なることに対応する
- (3) 変化が 2 方向性（増加⇔減少）を示す可能性のある生理量に対しては、両方の変化に対応できるよう、2 種類の指標（例：心拍増加指標と心拍減少指標）として扱う。

次に、Stern らが推奨している胃電図計測による tachygastria 成分(TG)についてであるが⁴⁵⁾、Miller ら³²⁾もこの指標が動揺病発症に関連した生理指標であると述べており、有用性は高い。しかしこの方法の問題点としては、胃電図の測定が腹部表皮から経皮的に行われるため、体動や姿勢変化により胃と電極の位置関係が変化したり、人によって胃の位置が異なるため正しく測れているかわかりにくいこと、摂食の影響を受けることなどがある。これらを解決するため、胃電図測定は、横臥姿勢で食後 4 時間後が推奨されており、この点で、我々が目指している、システム利用時の簡便なフィールド測定には適さない。

Cowings⁴⁶⁾や Miller³²⁾の研究は、複数の生理指標による変化パターンや、経時的変化に着目した点で非常に参考になる。また、他にも、発汗や皮膚電気活動など、様々な生理指標が検討されており^{46), 49), 50)}、動揺病発症状態を完全に説明できる生理指標はいまだ確立されていないとはいえ^{28), 38)}、動揺病発症との関連が報告された生理指標の情報は極めて有用である。しかしながら、これらの実験はいずれも強度の酔い発症を対象としているため、本研究が対象とする軽度の酔い発症推定にも応用可能かどうかは、検討する必要がある。

1.7 生理反応による空間識の学習状態推定に関する仮説

現在、「酔い」の誘起についての最も有力な仮説は、先に述べた、Reason らによる「感覚不一致説」である（図 1-2 参照）。その後の動揺病の研究者の間でも、感覚情報と、中枢での記憶や予測との不一致が動揺病発症の原因であるという点ではほぼ一致している。しかし、なぜ動揺病という症状が生じる必要があるのかについてはいまだ不明瞭である。高橋は自書「動揺病」¹³⁾で、「空間識が動作を制御する」との仮説を述べており、この仮説に基づき、動揺病は空間識異常の警報であり、この警報を無視すると、転倒や起立不能など著しい平衡失調が生じると述べている。実際に、各年代で逆転眼鏡を用いた実験を実施し、幼児では動揺病（自律神経症状）が生じにくい一方、転倒など極めて強い平衡失調を示すこと、また、年齢が思春期に進むにつれ、動揺病発症率が高くなり、それに反比例して平衡失調に至る割合が減少するという結果を得ている。この結果から、高橋は、幼児の場合は空間識能力が低いため、警報としての自律神経症状が発令されず、このため重大な危険性をはらむ平衡失調へと進行してしまうこと、空間識能力の向上に伴い、動揺病という警報が正常に機能し、結果的に平衡失調が回避されていると説明している。加えて、幼児は親に抱かれるなど受動運動が多いため、警報機構は積極的にスイッチ・オフされている可能性も示唆している。また、高橋は同書で、動揺病の嘔吐を含む様々な症状は個人差も大きく複雑に見えるが、その背景は、「空間識」に支配されるシンプルな機構であると主張している。

一方、動揺病に有効な薬理研究はアメリカの空軍や NASA で精力的に行われた時期があり^{16), 17)}、「中枢神経系でアセチルコリン活性を抑制する薬剤」と「交感神経の働きを高める薬剤」が酔いの防止に役立つとされている。有効な薬としては、スコポラミンとアンフェタミンが挙げられ、併用すると相乗効果があることが示されている。ただしアンフェタミンは覚せい剤の一種なので、代わりにエフェドリンやピレチアを用いる方が近年では一般的であり、いずれも抗ヒスタミン作用がある。スコポラミンはアセチルコリンのムスカリニック・レセプターのプロロッカーで、コリン阻害性がある。また、スコポラミンは動揺病が発症した後は効かず、抗ヒスタミン剤は発症後も有効という特徴がある。これらの薬理作用から、松永や武田は、Reason の感覚不一致説を発展させ、いくつかの神経系と動揺病の関係および薬理作用の根拠に対して次のような仮説を立てている^{30), 31)}。

- (1) ヒスタミン神経系は動揺病の症状発症に密接に関係しており、脳内での感覚混乱の情報が視床下部のヒスタミンニューロンを興奮させ、嘔吐中枢を直接あるいは前庭神経

核を介して間接的に興奮させ、動揺病を引き起こしている。抗ヒスタミン剤はこの伝達をブロックするため、動揺病発症後も効果がある。

- (2) アセチルコリン神経系は動揺病の慣れ（学習）に関係しており、Neural Storeに蓄積されている感覚情報（記憶）がアセチルコリンを伝達物質として利用している。スコポラミンはアセチルコリンのムスカリニック・レセプターのブロッカーでコリン阻害性があるため、蓄積されている従来の感覚情報をブロックして感覚混乱を抑制することにより動揺病を抑制するとともに、新しい感覚情報がNeural Storeに蓄積されやすくして慣れを促進する。したがって、感覚混乱の情報が発信された後、つまり動揺病発症後に投与しても動揺病を抑制することができない。
- (3) ノルアドレナリン神経系は覚醒や選択的注意に関与していると言われ、特定の感覚情報に注意を向ける場合には、その神経線維の投射支配領域において目的以外の感覚情報の入力を抑制し、S/N比を上げると言われる。一方、強い緊張や興奮が動揺病を抑制することは良く知られた臨床事実である。アンフェタミンはノルアドレナリンの遊離を促進することから、ノルアドレナリン神経系が感覚混乱の基になる感覚情報をブロックし、動揺病発症を抑制しているのを促進するため抗動揺病効果を示す。

ヒスタミン、アセチルコリン、ノルアドレナリンは、記憶や学習の促進に寄与することがわかっている⁵¹⁾、この点からも、動揺病発症時に脳内に生じている反応は、事態の本質的解決策である空間識獲得のためのなんらかの必然に基づいている可能性が伺える。

本研究が対象とする非侵襲測定可能な生理反応は、様々な制御機構の影響を複合的に受けて現出するものであり、その発生機序に限定された神経系の活動を対応づけるようなアプローチは有効ではない。従来の研究では、交感神経系と副交感神経系、あるいは伝達物質で分類した神経系などの賦活/抑制あるいは拮抗状態として生体状態を説明していることが多いが、ほとんどの器官が両神経系に支配され、その他複数の制御系の影響も受けており、安易な解釈は時に矛盾し複雑になる。むしろこの方法が生体状態の解釈方法として有効であることは否定しない。しかし、本稿が対象としている動揺病は、生体の一種の危機状態であり、この状態を把握するには、生理的变化を、交感神経系やアドレナリン作動性神経という途中の「部分」の解釈に用いるより、その生体が自身の状況をどう把握し、どう対応しているか（しようとしているか）を推定する手がかりとして観測する方が、より有効かつ直接的と考えた。したがって、本研究では前者の高橋と同様な研究の姿勢をとり、既存研究や仮説を踏まえ、以下の仮説を立てた。

動揺病は空間識に必要な感覚情報と中枢の空間識が一致しない、すなわち空間識の異常を示す警告として発症する。つまり、「この空間から撤退せよ。それができないなら危険だから動くな」という警告であり、また、平衡失調への進行を予告し進行防止を誘導するものである。一方、この問題の本質的な解決は、学習により新たな空間識を構築し、空間識異常を正常化することである。これには、中枢が混乱する中で学習プログラムを駆動する必要がある。動揺病発症時の脳内では、警告と学習促進という二つのプログラムが連動して稼働しているはずである。そして、新たな空間の学習の遂行状態は、動揺病の進行状況により判断できる。つまり、動揺病が進行する場合は学習による現空間への適応がうまくいかずに警報が発令され続けている状態（学習の破綻）を示す。一方、動揺病が発症しない、あるいは軽度なまま進行しない、もしくは改善する場合は、現空間の学習が順調で警報発令に至らないか弱い警報に留まっている。このような生体の状態が末端の自律神経反応にどう投射されるかを考えた場合、学習がうまくいかない状態では、中枢が現空間を掌握できない（受け入れられない）ことにより、混乱や心理的動揺・不安状態のときに生じる反応が観測される。具体的には、呼吸の乱れや呼吸数の上昇、心拍数の増加、発汗など、一種のパニック的反応を呈し、最終的には嘔吐という、「生体の環境に対する拒絶反応」が出現する。一方、学習が順調に行われている状態での自律神経反応は、興奮とは対照的な、抑制的反応が出る。つまり、呼吸は落ち着いた（抑制された）状態に保たれ、心拍数や血圧も安定あるいは抑制された状態に維持され、中枢では混乱は最小限に抑えられ、学習プログラムが効率的に駆動している状態となる。

以上の仮説を踏まえ、本論文では、動揺病発症時の自律神経反応を解析し、仮説の検証を進める。また、この仮説が正しければ、動揺病を軽微なレベル以下に保つことは、空間識の学習効果が最も高い状態を維持することになり、効果的な動揺病トレーニングが可能になる。この実現には、本研究の目的である、軽度の動揺病発症のリアルタイム検出が不可欠であり、様々な応用が期待される。なお、仮説検証の前に、自律神経系の生理反応とその背景や解釈について、整理しておく必要がある。よって、次節で自律神経系の生理反応と指標について述べることとする。

1.8 自律神経系の生理反応と指標

酔いの症状は一過性の自律神経失調状態と考えることができる。このため、数ある生理指標の中でも自律神経系の指標は、酔いに関する有用な情報を多く含んでいると考えられる。自律神経系とは、心臓、肺、胃腸、血管など生命維持に必要な機能を調節する神経系の総称で、体内環境を恒常に保つ働きを担っている。一般に、自律神経系の活動は、交感神経系と副交感神経系による二重支配を受けている。交感神経系には個体の緊急状態に身体の活動性を高める作用があり、この活動が優位になると、心臓の働きは促進され、消化吸収系は抑制される。一方、副交感神経系には個体の定常状態に、身体をエネルギー蓄積に適した状態にする作用があり、この活動が優位になると、心臓の働きは抑制され、消化吸収系の働きは促進される。自律神経系のこうした拮抗的な性質を利用して、ストレスや快-不快に伴う身体の興奮-沈静状態の変化を評価しようとする研究が多く行なわれている^{52)~54)}。例えば、自律神経系の活動を評価するために、自律神経系の支配を受けている心電図や呼吸曲線などの生理量から、より交感、副交感神経系の賦活を反映する生理指標を算出する方法が開発されてきた。以下に、代表的な生理量ごとに、その測定方法と、そこから生理指標を算出する方法および解釈について概説する。

1.8.1 心電図(Electrocardiogram : ECG)

心電図は、心筋の電氣的脱分極および再分極によって生じた電位変化の総和が記録されたものであり、胸部あるいは四肢に装着した電極から導出する。拍動は、洞結節にあるペースメーカー細胞の自動発火で生じるが、そのリズムは、交感神経と副交感神経（迷走神経）の両支配を受けており、呼吸による胸郭内圧や血圧を反映した圧受容体反射も投影される。良く知られているように、交感神経は心臓活動を促進させ、副交感神経は抑制的に作用する。通常は両神経が拮抗して作用し、安静時あるいはそれに近い状態では、迷走神経が主に作用する。

生理心理学の分野では、自律神経系活動を測定する際の信号として利用するため、拍動間隔を知るだけでよい場合が多い。そのためには心電図の P 波と P 波の間隔を測定するのがよいが、P 波は波高が低く検出しにくいいため、一般には R 波と R 波の間隔（R-R 間隔）を測定している。また、拍動間隔のゆらぎ（心拍変動）を周波数解析することで、自律神経系指標とよばれる 2 つのスペクトル成分を抽出できる。図 1-4 に、心電図波形と周波数

解析の流れの模式図を示した。

このスペクトル成分は、近年、自律神経系の活動を反映するものとして研究が進んでおり、ストレス評価における有効な自律神経指標となっている^{53), 54)}。心拍は、自律神経の多重支配を受けており、例えば、心拍変動の高周波成分（HF：High Frequency）は副交感神経系の活動性、低周波成分（LF：Low Frequency）は副交感神経系と交感神経系両者の活動を反映するとされている。また、もう少し狭い範囲で、呼吸に由来する成分（RF：Respiratory Frequency（呼吸周波数の±0.05Hz）と、血圧の変動が圧受容体反射を介して心拍に現れた成分（MF：Middle Frequency）を指標として用いる場合もある。このように、呼吸由来成分を呼吸周波数に追従して算出する理由は、HF、LF分析のように帯域を固定して分析すると、呼吸周波数が低下してHF帯域からLF帯域に移動した場合、HF成分とLF成分の変動の解釈を間違える恐れがあるためである。

心拍変動 HF・LF 分析は、自律神経系の賦活状態の指標として有用ではあるが、変動要因は複雑であるため、その背景を考察せずに、安易にその数値から自律神経系賦活状態を断じるべきではない。少なくとも、呼吸状態や姿勢・体勢変化による反射などを考慮して、結果を検証すべきである。特に精神負荷の評価への適用にあたっては、注意深い解釈が必要である。

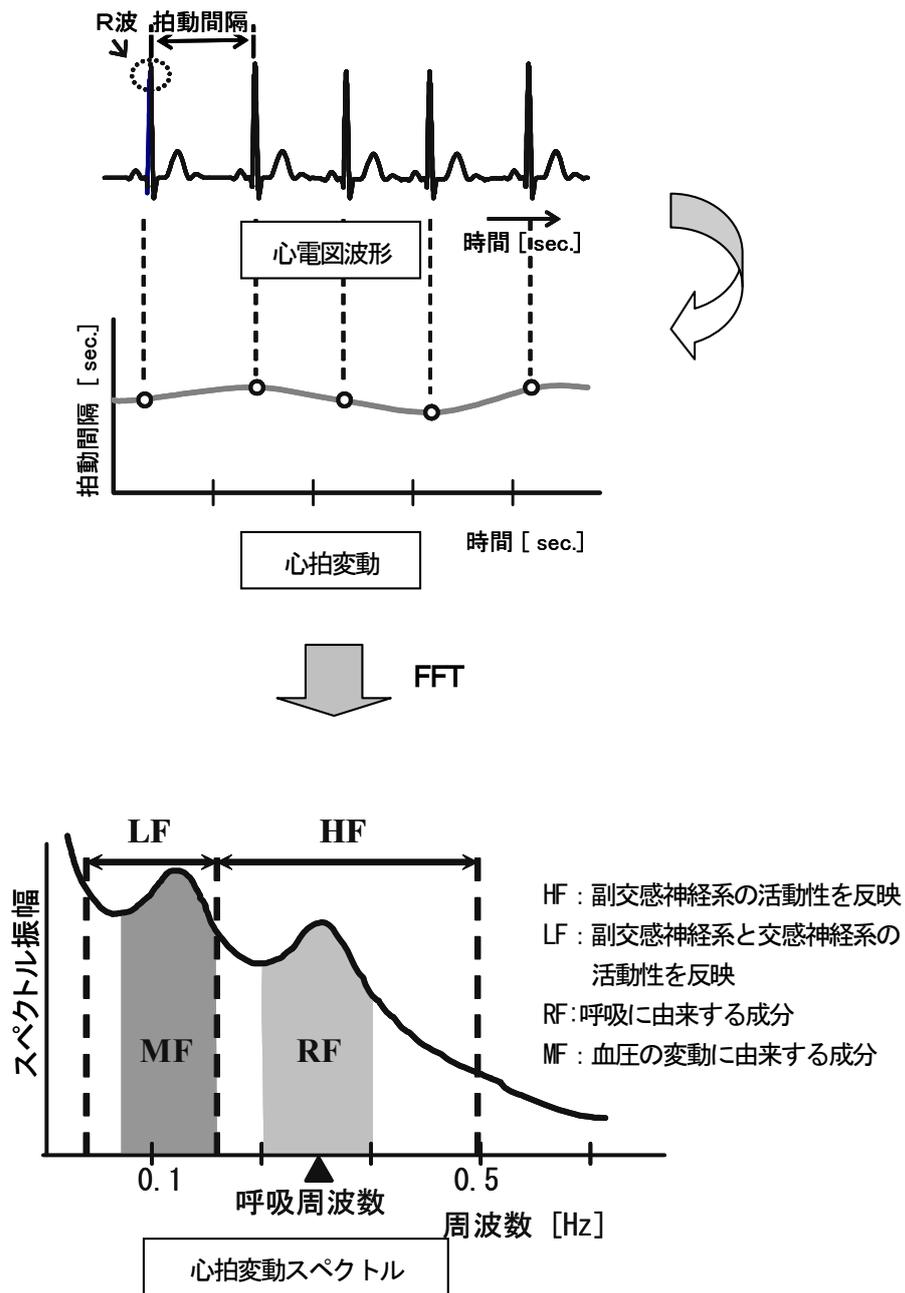


図 1-4 心電図波形と周波数成分⁵⁵⁾

1.8.2 呼吸(Respiration : RSP)

呼吸中枢は脳幹部にあり、吸気と呼気の周期性リズムはここで形成されている。呼吸中枢には、中枢および末梢の化学受容器からの入力があり、生体に必要な酸素量に応じたインパルスの頻度が調整される。呼吸中枢には、この化学受容器からの入力の他に、肺の伸

展受容器，呼吸筋あるいは他の筋の筋紡錘，腱，関節と数多くの部位からのインパルスが入力され，かつ，上位の皮質性支配をも受けている．このため，呼吸は自律性と随意性を併せ持ち，ほとんどの内的・外的刺激からの影響が表れるといえるが，生理心理学では，主にストレスおよび情動変化に対する呼吸の変化が対象となる．交感神経系賦活時には，呼吸は速く規則的に，副交感神経系の賦活時には呼吸数が落ちるなど，呼吸の速度，深さや不安定性は，自律神経活動を反映している^{56),57)}．呼吸の簡便な測定方法としては，胴体周囲長の変化から求める方法と，鼻腔に装着したサーミスタで呼吸による温度変化から求める方法がある．

呼吸波形から得られるものは，①呼吸速さ，②量，③リズム，④波形形状（パターン）に関するものである．リラックスしているときには，深く遅い呼吸がみられる．また，作業負荷に対する反応は，作業内容に依存して変化する．注意集中を必要とするものでは，呼吸は速く浅くなり，一時的に呼吸停止（息こらえ）が起こることもある（緊張ストレスの状態）．一方，単調作業時には，呼吸の規則性が顕著に低下する．また，作業の切れ目などに関係なく大きな遅い呼吸が頻繁に混入する（単調ストレスの状態）⁵⁸⁾．

さらに，図 1-5 に示すように，1 つ 1 つの呼吸サイクルから，振幅，呼気時間，ポーズ時間，Driving（＝振幅／吸気時間），Timing（＝吸気時間／呼吸時間）などの呼吸パラメータを求め，これをストレス評価の指標とした研究も行われている⁵⁹⁾．例えば，Driving は吸気ニューロンの発火強度を，Timing は吸気ニューロンの発火と休止の周期性を反映しているとされ³⁸⁾，Driving はストレスに対して増加を，Timing は非常に安定した指標で，極めて強いストレスに対して反応すると報告されている．ポーズ時間とは，休息期の時間のことで，梅沢らは流速が 100 ml 以下に低下した時間と定義している．しかし，腹部周囲長の変化から呼吸活動を測定する場合，流速は測定できないため，便宜上，呼吸波形がピークの 1/2 に下がった点とピーク点を結び，それが基線と交わる時点から次の呼吸の立ち上がりが生じるまでをポーズ時間としたのが図 1-5 の例である．ポーズ時間はストレス刺激に対し敏感に反応するという報告がある^{57), 59), 60)}．ポーズ時間は，弱い刺激に対して短縮を示し，強い刺激に対しては極端に延長することがあるといわれているが，この反応は個人や刺激内容によって生じないこともある．呼吸の簡便な指標の例としては，呼吸曲線を周波数解析して，スペクトル振幅がピークとなる周波数として呼吸ピーク周波数（PF），PF の半値幅（Full Width at Half Maximum: FWHM）での振幅の重心周波数として呼吸重心周波数（GF），GF と PF の差の絶対値 $|GF-PF|$ などがある（図 1-6 参照）．PF，GF は呼吸数を反映する指標であるが，図からわかるように，上段の規則的な呼吸の場合は，PF と GF

はほぼ同じであるが，下段の不規則な呼吸の場合，PF と GF が異なってくる．このことから，この呼吸の特徴をより反映しているのは，PF より GF であり， $|GF-PF|$ は呼吸不安定性の指標と考えられる⁵²⁾．

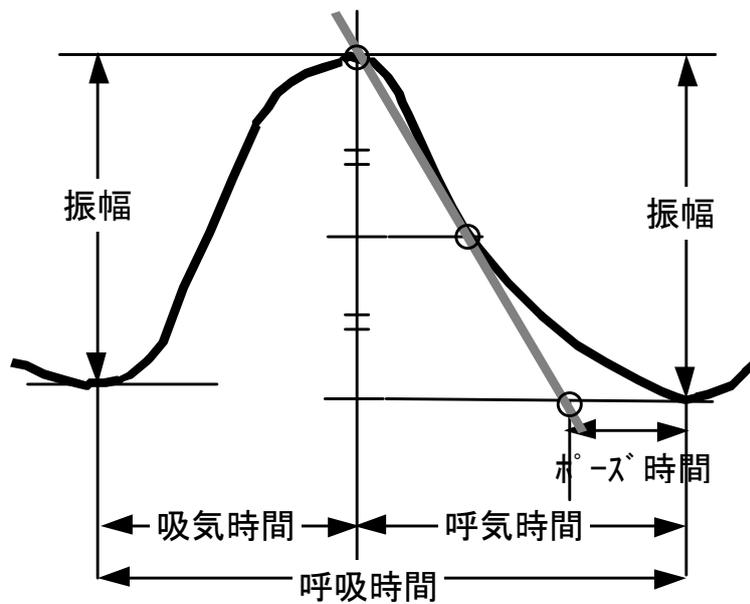


図 1-5 呼吸波形と呼吸測度

に影響しなくなった点が最低血圧（拡張期血圧；Diastolic Blood Pressure: DBP）である。連続測定が可能な測定装置もある。血圧の指標は SBP, DBP と、連続波形を積分して得る平均血圧（Mean Blood Pressure: MBP, 通常は $1/3\text{SBP}+2/3\text{DBP}$ として求めることが多い）の 3 つである。この 3 つの指標はともに精神的なストレスなどによって上昇する。

1.8.4 胃電図 (Electrogastrogram: EGG)

胃の活動電位を測定したものである。電極を胃壁に装着する方法が、最も正確であるが、医療行為に当たり、一般の生理心理学研究では用いることができないため、ここでは説明を省略する。体表面電極による測定は、食後 4 時間以上経過した後、腹部表面に装着した電極より導出する⁶²⁾。電極位置が腹筋活動電位の影響を受けやすいため、体動が起らないよう体を固定する必要がある。また、胃の形状や位置は個人差があるため、より正確に測定するには X 線撮影後に電極位置を決定することが望ましい。

測定波形には心電図が混入するが、胃の活動電位と周波数が異なるため、周波数分析により胃の 3 つの指標, slow wave(SW), tachygastria(TG), bradygastria(BG)を抽出することができる。SL は、胃の正常な活動時に現われる 3 cpm を中心とした規則的な波形であり、TG は、4~9 cpm の成分で、胃運動に異常がある場合に出現する。BG は 0.5~2 cpm の遅い周期のもので、胃の電気活動の伝播かペースメーカーの調律に異常がある場合にみられる。胃電図には、酔いが発症した場合に TG の成分を生じると言われるが⁴⁴⁾、測定に制約が多いため、簡便な方法とはいえない。

1.8.5 皮膚電気活動 (Electrodermal Activity: EDA)⁶³⁾

精神性発汗を電氣的に捉えたものが皮膚電気活動である。測定法は、手掌や手指に装着した一対の電極間に微弱な電流を流し、皮膚の見かけ上の抵抗変化を調べる通電法 (exosomatic method) と、電流を流さずに一対の電極間の電位差を直接測定する電位法 (endosomatic method) がある。いずれも交感神経支配下の汗腺活動を電氣的に測定して、被験者の情動状態、認知活動、情報処理過程を評価する方法である。

いずれの方法でも、記録上では一過性の反応 (response) と緩徐な変動 (level) が観察される。定位反応として鋭敏に反応するが、慣れも速やかに生じる。また、自発性反応も観察され、波形が複雑に変化する。

1.8.6 脈波 (Plethysmogram)^{(64), (65)}

身体組織のある部分への血液の流入によって生じる容積変化を体表面から波形としてとらえたものである。通常は、動脈管の拡張と収縮に伴う容積の変化を測定したものを容積脈波とよび、血管運動反応を測定する有効な方法である。

一般的には、指尖部に光電式ピックアップを装着して、末梢血管中のヘモグロビン量の増減を測定し、血管運動とすることが多い。血管収縮は、振幅の減少ないしは下方への基線の変動として示されるが、脈波は血管運動の相対的な変化を示し、絶対的な指標ではない。したがって、個人間の絶対的な比較や、同一個人内における異なる測定結果を比較することは難しい。

末梢血管活動は、代謝、発汗とともに体温調節機構の制御作用の一部であり、おもに交感神経性血管収縮線維により支配され、副交感神経系は関与しない。血管収縮により血流量が減り、皮膚温低下が生じる。

容積脈波は、測定部位における、脈動をともなった血液量を反映する。測定部位の単位組織を単位時間当たりに流れた血流量となんらかの関連があると考えられるが、直接反映するものではない。また、明瞭な単位を持たないため、絶対量として扱うことができない。しかしながら、測定が簡便で、測定部位によっては様々な心理的刺激に鋭敏な変化を示すため、しばしば活用されており、特に脈動成分がこのような用途に適しているといわれる。

1.9 本論文の構成

第1章では、本研究の目的と意義について述べ、既存研究の調査および問題点について整理し、本研究の目的に合致した生理指標の条件および指標構築のための仮説を示した。また、選定の対象となる生理指標について概説した。第2章では、軽度および中程度の酔いに関連する生理指標の探索および有効な生理指標の選定を行う。第3章では、第2章で選定された生理指標を用いたリアルタイム推定のためのシステム提案および酔い発症時点の推定時点の妥当性検証を行う。第4章では、選定された指標のうち、発生機序が明確でない体幹電位変動 LW の成因について検証する。また、選定指標に呼吸活動に関連した指標が選ばれたことから、呼吸活動と動揺病発症とのより詳細な検証を行い、軽度の酔い発症時における呼吸状態を分析する。さらに、鉄道における動揺病発症事例として、列車内でのパーソナルコンピューター利用の調査および実験結果について報告する。第5章では本研究全般に関する議論を行い、第1章で示した仮説の妥当性について検証し、総括する。

第2章 動揺病発症時の生理反応の調査と有効指標の選定

2.1 はじめに

1.3 節で述べたように、軽度の動揺病評価手法の開発は、動揺病を誘発する可能性のあるシステムの設計およびその運用において、極めて重要である。特に、システム利用に支障を及ぼさず、ユーザーの負担にならない非侵襲かつ測定が簡便な生理指標による評価法が強く望まれており、その開発は、動揺病の少ない快適な乗り物の開発や、近い将来に普及が予想される VE 分野での健康被害を軽減することに、大きく貢献すると期待される。このため、本研究の最終的な目的は、様々なシステムに応用可能な、生理反応を用いた動揺病発症推定手法の開発であり、ここで用いる生理指標は、以下の条件を満たす必要がある。

- (1) 簡便かつ安定した測定が可能でフィールド計測に適している（様々な場面や場所での測定が可能である）
- (2) 軽度～中程度の動揺病の発症を検出することが可能である。

しかし、動揺病発症メカニズムがいまだ仮説レベルである現状から、動揺病発症時の生体の状態をより正しく解釈するために、本研究における実験では、上記の条件に合わない生理量も同時に測定した。

また、上記条件を満たす最適な生理反応から動揺病を評価するために、以下の3つを実施することとした。

- (1) 酔いを誘発する実験を行い、酔い発症時における生理反応の観測
- (2) 評価指標として有効と考えられる生理反応の抽出
- (3) 有効指標の選定および評価方法の提案

そこで、本章では、上記(1)と(2)にあたる、酔い誘発実験の結果を報告し、この結果を受けて、上記(3)に当たる評価指標の提案を行う。

酔いの発症を誘発する環境の違いは、誘発要因の違いを意味し、酔いの原因とされる中枢における混乱状況は異なると予想される。しかしながら、動揺病発症メカニズムの仮説（感覚不一致説 詳細は 1.2.3 項参照）によれば、中枢での混乱を末梢に伝え、諸症状を誘発する経路自体は共通と考えることができるため、本研究では、末梢における反応はある程度共通すると仮定し、主に視覚映像を刺激として用いた動揺病誘発実験を行った。

ここでは、酔いに関連する生理指標を探索するため、2つの実験を行った。1つは、軽度の酔いを誘発する実験であり、この実験で様々な生理量を測定し、軽微な酔いに関連する生理指標の探索を行なった。2つ目は、軽度～中程度の酔いを誘発する実験であり、1つ目の実験と異なるシステムおよび被験者で酔いを誘発し、1つ目の実験で得た結果の再現性の検証および各種生理量と軽度～中程度の酔いとの関連を調査し、有効指標の選定を行なった。

2.2 軽度の酔いを誘発する実験（実験1）^{66), 67)}

2.2.1 方法

1) 実験システム

図 2-1 は実験風景である。1.5×2.1×3.0 m (W×H×D) の暗幕で覆われた可動式簡易暗室を作成し、小さい壁面の床から 90 cm の位置に設けた 130×95 cm の窓に、70 inch 背面投影型プロジェクタ画面 (ELECTRO-HOME Ltd., ECP-RETRO 7040) を配置した⁶⁸⁾。図では撮影のため暗幕の一部を上げている。被験者には、暗室内の窓から 1.3 m 離れた位置に設置された重心動揺計の上で立位をとり、前方の窓を通してプロジェクタに映し出される映像を見るよう指示した。視野角度は水平 53 度、垂直 40 度であった。実験室は比較的静かな環境であったが、外部の音の影響を排除するため、被験者には実験中ヘッドホンを装着させ、ホワイトノイズを聞かせた。

2) 実験手順

実験は、10 分の休憩を挟んだ 2 つのセッションで構成された。各セッションでは、次節で説明する 2 種類の刺激をそれぞれ提示した。刺激の提示順序は、順序効果を考慮してカウンタバランスをとった。実験中は 3 分おきに、被験者に酔いの程度を 5 段階評価で主観申告させた（詳細は後述）。1 回のセッションにおいて、動画は 15 分間提示したが、15 分に至る前に主観申告で酔いの程度が 4 となった場合は、その時点で映像を停止させた。動画提示の前後に、3 分ずつ、停止した映像を見せた。なお、酔いの程度が 4 以上の回答については、回答要求の合図に関係なく直ちに申告するよう教示し、申告が 5 になった場合は、すぐにそのセッションを中止した。実験は食後 2 時間以上経過した後に行った。

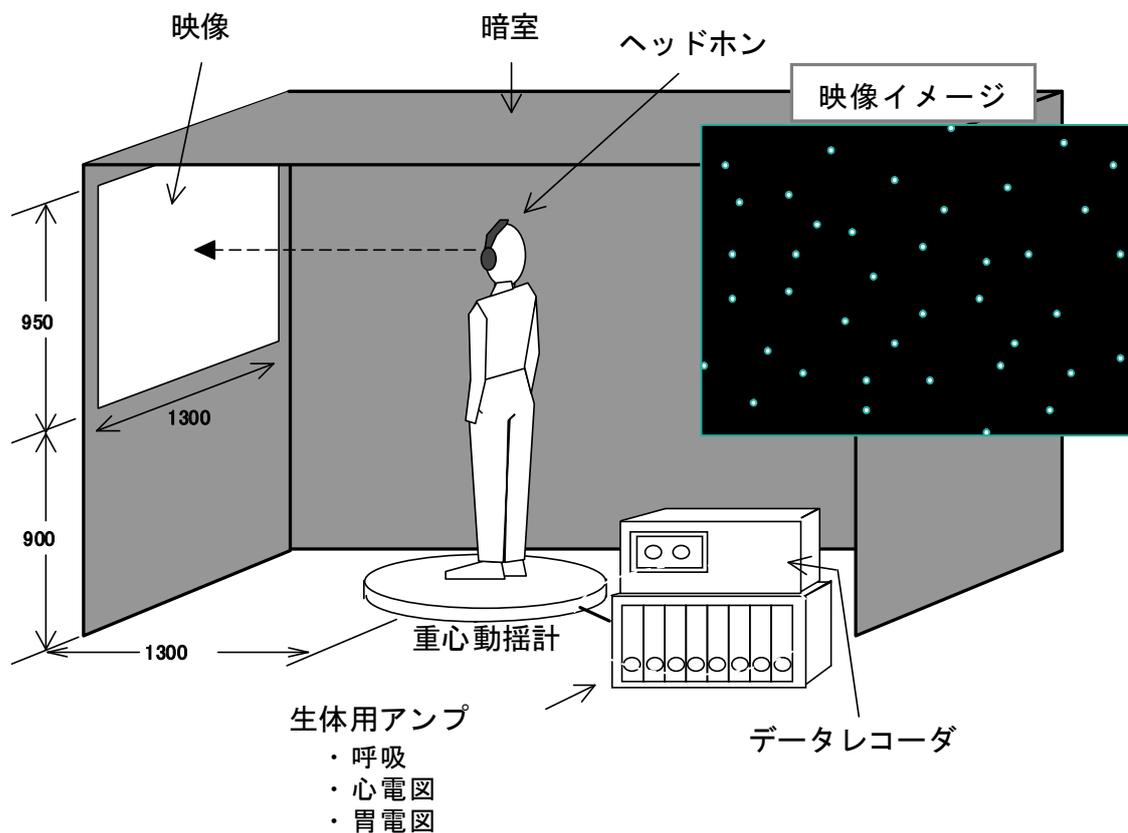


図 2-1 実験風景と提示される映像イメージ

3) 刺激条件

刺激映像として、宇宙に星が点在しているような空間として、立方体の黒い3次元空間に白い球体がランダムに分布している仮想空間をコンピューターグラフィックス (CG) で作成し、その空間の中を視点移動する映像を用いた。刺激は、パーソナルコンピューター (PC) (COMPAQ Deskpro, Pentium/166Mhz, WindowsNT /4.0) 上で WorldToolKit (Sense8 Corp.) を用いて構築し、グラフィックディスプレイボードは 3DE-TurboTX (Force 社) を用い、70 inch プロジェクタ (2560×1024 ドット, 256 色) に投影した。映像の動きは2種類を用意した。1つは、いつ、どの方向に、どれぐらいの角度で方向転換するか、被験者が

全く予測できないように移動方向や方向転換までの時間長さを乱数で決定した条件（刺激 A）で、もう 1 つは、正弦波の上下運動（振幅 2 m, 0.2 Hz の正弦波）の条件（刺激 B）である。実験は 2D（平面視）表示で開始したが、被験者に酔いを誘発しなかったため、4 人目以降は 3D 表示（立体視）に変更して実験を行った。3D 表示には、液晶シャッターメガネ（STEREOGRAPHICS Corp., CrystalEyes）を用いた。

4) 測定項目

(a) 生理量

生理量として、自律神経指標を算出するための呼吸(RSP)と心電図(ECG), また、酔い発症時に特徴的变化を示すとされる胃電図(EGG)を測定した。発汗も検討すべきと思われたが、測定時間が長いことと、実験室内の温度管理ができないことから、測定項目から除外した。各生理量の測定方法は、以下のとおりである。全てのデータは生体アンプを通してアナログデータレコーダに記録した。

① 呼吸

伸縮性可変抵抗素子センサ（日本光電(株), 呼吸ピックアップ 651T）を、被験者が着た専用ベスト（センサが位置ずれを起こさないように専用の留金が縫い付けてあるセンサ装着用ベスト）⁶⁹⁾の胸部と腹部の 2 箇所装着し、胴体胸部と腹部の 2 箇所の呼吸変化を測定した。

② 心電図

CM5 胸部誘導により測定した。電極配置を図 2-2 に示した。

③ 胃電図

「胃電図検査」⁷⁰⁾に従い、臍とみぞおちの間 3/4 の位置で、正中線より左右 6 cm の 2 箇所（図 2-2 参照）に電極を貼り、差動導出した。

④ 重心動揺

直径 70 cm の鉄の円盤 2 枚の間に等間隔に 3 つのロードセルを配置した、下野らが試作した重心動揺計⁷¹⁾を用いて、経時的に重心位置を測定した（図 2-1 参照）。

(b) 心理量

① 酔いの程度の主観評価（5 段階尺度）

被験者は、3 分おきに鳴る合図音のたびに、酔いの程度を以下の 5 段階で評価した。評価の回答は、被験者の手元に用意された押しボタンで行った。以後、この主観評価については、「酔いの程度の主観評価」と記述する。なお、「4」を、「あと 3

分は大丈夫」としたのは、4 と回答があった時点で、静止面に切り替え、静止面を3分観た後にセッション終了とするためである。

- 1: 全くなんともない
- 2: 少し不快だが大丈夫
- 3: かなり不快だが大丈夫
- 4: すごく不快でやめてほしいが、あと3分は大丈夫
- 5: 非常に不快ですぐにやめたい・耐えられない

② 実験開始前に実施した質問紙（新奇嗜好性尺度，特性不安尺度，酔い経験質問紙）

実験前に，新奇的刺激への嗜好性に対する質問紙 SSS (Sensation-Seeking Scale⁷²⁾) と，特性不安に対する質問紙 STAI II (State-Trait Anxiety Inventory II⁷³⁾) を実施した。また，実験開始の前に，体調に関する質問紙（付録参照）も実施した。

③ セッション終了ごとに実施した質問紙（動揺病症状，映像要因による不快症状，その他実験による負担に関する質問紙）

実験の各セッション終了後に，不快感と映像要因の関係や酔い関連項目（めまい，胃のムカムカなど）について質問した（付録参照）。

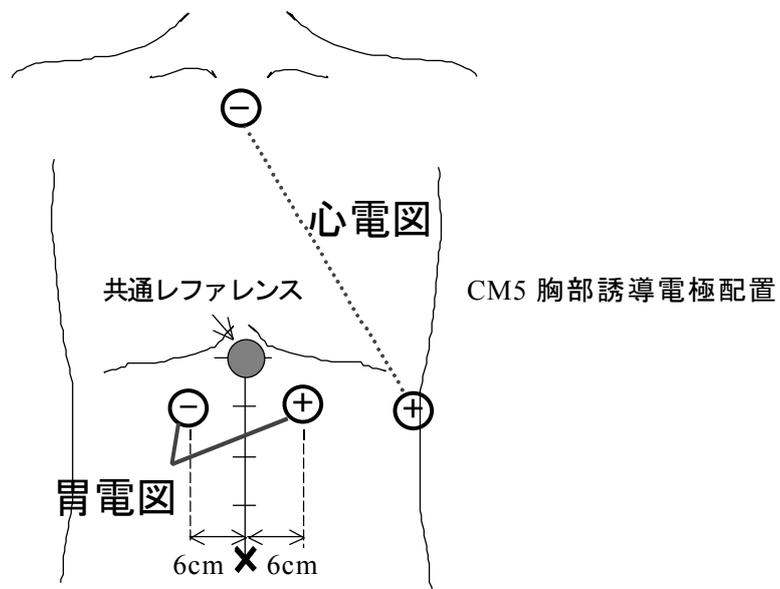


図 2-2 電極配置

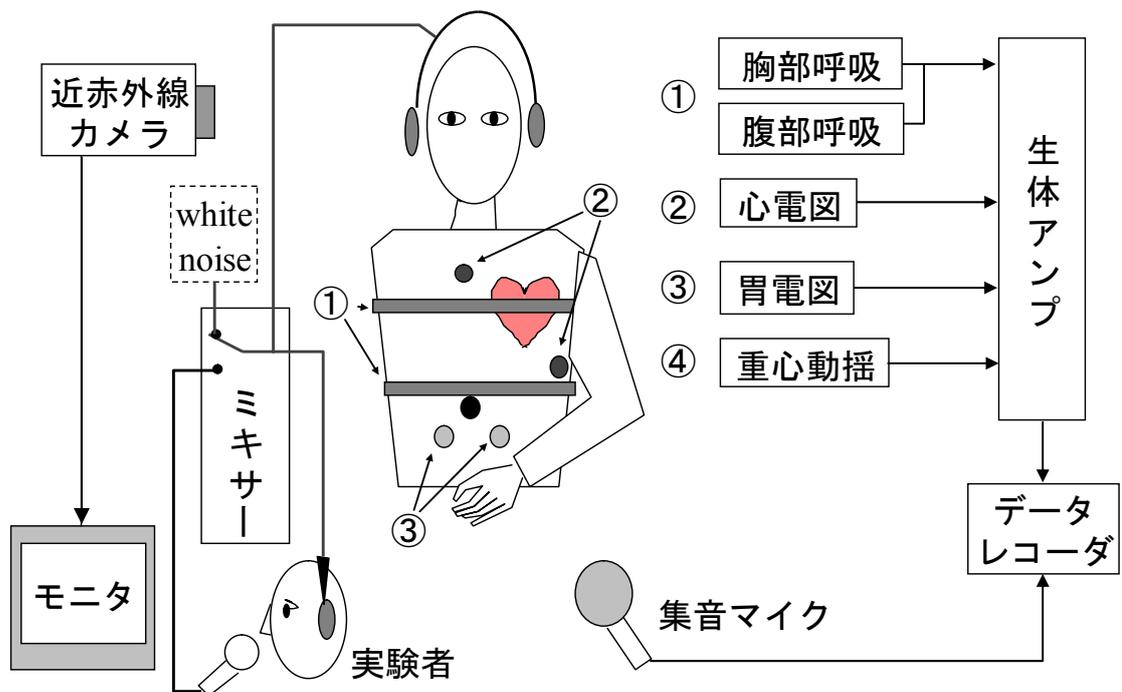


図 2-3 実験における測定と記録の方法

5) 被験者

インフォームドコンセントを得た健常成人 13 名が参加した。年齢は 26~37 歳で、男性 10 名、女性 3 名である。S1~S3 の 3 名は 2D 映像刺激を体験し、S4~S13 は 3D 映像刺激を体験した。

6) データ解析

データレコーダに記録したデータを A/D ボード(National Instruments Corp., MIO-16E)を通して 1 kHz でサンプリングして PC に取り込み、ノイズ除去のために、心電図については 30 Hz、それ以外のデータについては 10 Hz のデジタルローパスフィルタ (2 次バターワースフィルタ) で処理をした。心電図以外は 20 Hz でダウンサンプリングを行なった。以下に各測定項目に対するデータ解析方法を述べる。

(a) 呼吸曲線 :

5 秒ずつずらした 30 秒間のデータ (600 点) ごとに、平均値除去後、ハミングウィンドウをかけ、高速フーリエ変換 (FFT) を行い、ピーク周波数 (PF) を求めた。さらに、呼吸重心周波数 (GF) として、PF の振幅の半値幅領域の重みづけ平均周波数を求めた。また、呼吸の不安定性の指標の一つとして、 $|PF-GF|$ も求めた。

(b) 心電図 :

R 波を検出して RR 間隔 (RR Interval : RRI) を求めて瞬時心拍数を算出し、3 次スプライン補間して 20 Hz でリサンプリングを行ない、Heart Rate Variability (HRV) を求める。このデータに対して、5 秒ずつずらした 30 秒間のデータ (600 点) ごとに、区間中央の 10 秒分での平均心拍数 (HR) を求めた。また、この 30 秒データを呼吸曲線と同様に FFT し、GF の ± 0.05 Hz の範囲の平均振幅を心拍変動の呼吸性成分 (Respiratory Frequency Component : 以下 RF) として求めた。また、0.1 Hz 付近の血圧の Mayer Wave に由来する成分として、心拍変動の 0.078~0.137 Hz の範囲の平均振幅を第 2 の成分 (Middle Frequency Component : 以下 MF) として求めた⁵²⁾。そして、交感神経系の活動を示すといわれる MF を RF で除した指標 MF/RF を求めた。心拍変動については、平均 HR の値で除した CV 値 [%] の方が内部パラメータをよく反映するという考えもあるため⁵⁴⁾、MR と RF をそれぞれ HR で除した値も合わせて算出した (MF (CV), RF (CV))。

(c) 胃電図(Electrogastrogram : EGG) :

5秒ずつずらした30秒間のデータごとにFFT処理を行ない、酔いを発症した場合に増加すると言われる tachygastria 成分(以下 TG)として、0.059~0.156 Hz(約4~9 cpm)の範囲の平均振幅を求めた⁴⁷⁾。

(d) 重心動揺 :

X, Y 方向の重心の変位データから、重心位置と実験時における平均重心位置を算出し、5秒ずつずらした30秒区間ごとに、平均重心位置と重心位置の距離における標準偏差を求めた (Dsd)。

2.2.2 結果

1) 酔いの程度の主観評価によるグループ分類

各指標と、主観評価による酔いの程度との関連を求めるため、酔いの程度の主観評価の結果によって、すべてのセッションを次の3つのグループに分類した(表 2-1)。

- ・ G1 : 酔いの程度の主観評価が全て1 (全く酔わなかった)
- ・ G2 : 酔いの程度の主観評価の最大値が2 (わずかに酔った)
- ・ G3 : 酔いの程度の主観評価の最大値が3以上 (かなり,あるいは非常に酔った)

このグループ分けにより、13名26セッションは、表 2-1 のように分類された。

表 2-1 酔いの程度によるグループ分けの結果

グループ	セッション (1回目)	セッション (2回目)	合計
G1 (酔わなかった)	8	5	13
G2 (わずかに酔った)	5	5	10
G3(かなり,あるいは非常に酔った)	0	3	3

2) 酔い発症時の生理反応（各指標の経時的変化）

解析したのは、心電図から求めた、HR, MF, RF, MF(CV), RF(CV) MF/RF の 6 指標、呼吸波形から求めた、PF, GF, |PF-GF| の 3 指標と、重心動揺 Dsd, 胃電図の異常成分 TG の、合計 11 指標である。

各指標の経時的な変化の例を図 2-4 に示す。図中、3 分と 18 分の時点で縦に記された点線は、静止画と動画の切り替え時点を示している。この被験者は、12 分までは酔いの程度の主観評価が 1 であったが、15~18 分では 2 になり、動画終了時には 1 に戻っている。

生理指標変化としては、動画提示開始後から平均心拍 HR が徐々に増加しており、これは動画提示による緊張状態を示すと考えられる。しかし、酔いの程度の主観評価が 2 を示す 15~18 分区間では、やや減少し、動画が静止画に切り替わる 18 分に、一時的な上昇を示すが、停止後は、80 bpm とやや高いが変動は少なく安定した状態になっている。MF は動画になった影響や酔いの程度の主観評価の変動に関連したような明確な変化はみられないが、主観評価が 2 を示す区間の変動がやや少なくなっている。RF も同様に、映像や主観評価との関連はみられないが、呼吸周波数 PF,GF が急激な低下を示すと増加し、これはため息などの著大呼吸が生じたことで、呼吸周波数が一時的に低下し、RF 成分も上昇したためと思われる。なお、このような呼吸周波数の低下は、動画区間に 4 回みられ、後半で頻度が高くなっている。これは、酔いが生じそうだという心的動揺あるいは実験による拘束へのうんざりした情動変化、眠気などが考えられる。胃電図 EGG は、酔いの程度の主観評価が 2 に上昇する 2 分前の 13 分に、振幅が大きくなっており、これは胃の異常活動を示す TG 成分が増加したためと思われる。重心動揺を示す Dsd は、動画区間でむしろ小さくなっており、酔いの程度の主観評価との関連した変化はみられなかった。

ある程度の強度の酔いが発症した場合に HR, TG と Dsd が増加することは既存研究^{45),46)}で報告されているが、本研究のターゲットである、軽微な酔いあるいは前駆的状态にあたるこの例では、胃電図に変化がみられた以外に、明確な変化が生じていないことがわかる。

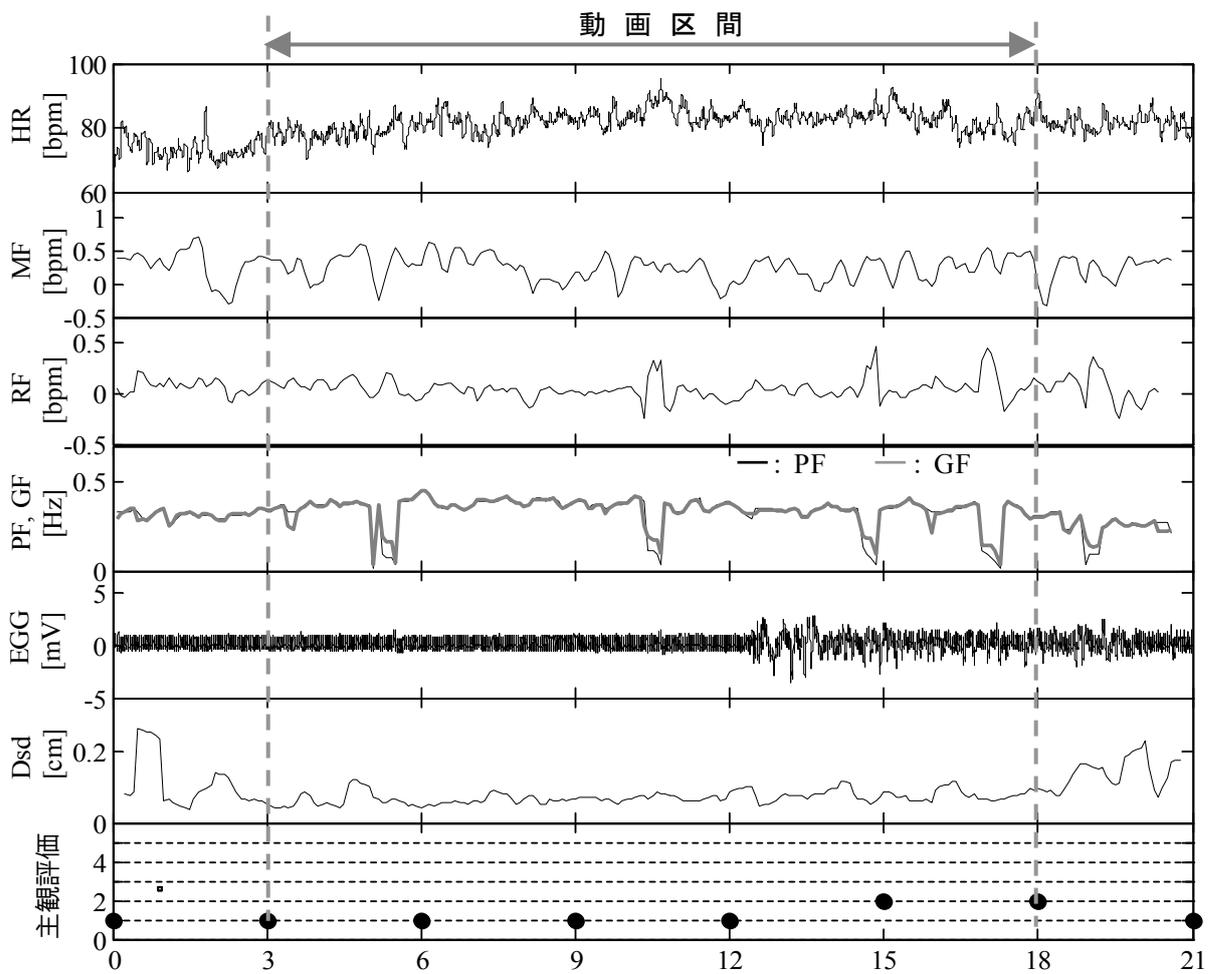
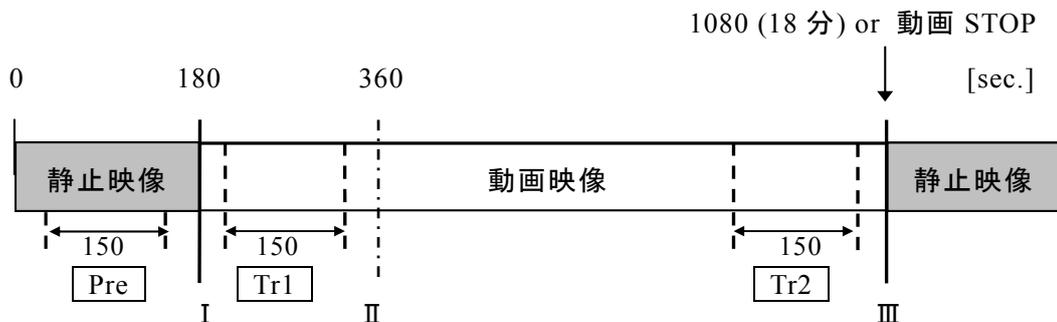


図 2-4 各指標の経時的変化の例

3) グループごとの各生理指標の特徴的な変化について（解析区間固定）

酔いの程度の違いによって、それぞれの生理指標が異なった変化を示すかどうか（酔いの程度で異なる変化を示すものがあるか）を検討するため、G1～G3 のグループごとに、固定した区間での各生理指標値を算出し、平均および分散を求めて比較を行った。なお、先にも述べているように、生理指標値は個人差が大きいため、指標値の絶対値で比較するより、個々人の基準となる値（安静値）を求め、それに対する変化量を比較するほうが、個人差の影響を受けにくい。このため、ここでは、図 2-5 に示した、静止画提示中の Pre 区間をほぼ安静に近い状態（準安静状態）とみなし、基準データの算出区間として用いることとした。また、解析対象区間は、動画を見ているが酔いが生じていない状態として、動画開始直後の区間（Tr1）を、動画を見ている酔いが最も強く生じる可能性がある区間として、動画終了間際の区間（Tr2）とした。ただし、Tr2 の区間を酔い発症区間としたのは、あくまで仮定であり、同じ G2 のグループでも、Tr2 より前の時点で、主観評価が 2 となり、Tr2 の時点では評価が 1 に戻っている可能性もある。動画暴露時間の条件を同じにするため、便宜的に区間を固定した本方法の限界であり、留意が必要である。なお、区間の長さは全て 150 秒間である。条件が変わることによる影響の混入を避けるため、実験開始直後や、動画と静止画の切り替わり直後の 15 秒は含まないよう設定した。各生理指標について、Pre, Tr1, Tr2 区間の平均値を求め、Tr1, Tr2 区間のデータを Pre 区間データで除算した値を求めた。なお、各区間の主観評価の代表値として、Pre はセッション開始後 3 分（図 2-5 中 I の時点）、Tr1 は 6 分（同 II の時点）、Tr2 は 18 分時点（同 III の時点）での酔いの程度の主観評価の値を用いた。



* I, II, III : 各解析区間 (Pre, Tr1, Tr2) に対応する主観評価の時点

図 2-5 解析区間

以下の解析では、酔いをより誘発しやすかったランダムな視点移動（刺激 A）の映像を用いたセッションの結果を用い、解析対象データは、計測不備 2 名を除いた 11 名分とした。

図 2-6 に、用いたデータである、G1（5 名）と G2（5 名）の平均値（G1：*，G2：■）および標準偏差（縦のバーで範囲を表示）を示し、G3（1 名）は、1 名のため、参考値として示した。

各指標に対し、酔いの程度によるグループ（G1，G2）2 水準と区間（Tr1，Tr2）2 水準の二元配置の分散分析を行なった。なお、分析対象の群間に有意差があるかどうかについては、有意水準 $p < 0.05$ の場合は、有意差が認められたとし、有意水準が $0.05 < p < 0.1$ の場合は、「有意傾向が認められた」と表記することとする。

その結果、心拍変動 3 指標（HR, MF(CV), RF(CV)）では、HR は G1 と G2 のグループ間で主効果が認められ、G1 は G2 より有意に小さかった ($F=8.21, p=0.011$)。また、Tr1 と Tr2 の間にも主効果が認められ ($F=8.30, p=0.011$)、Tr1→Tr2 で増加が認められた。しかし、Tr1 でも図からわかるようにグループ間に差がみられることから、酔いの程度の差ではない可能性があり、解釈に注意が必要である。MF(CV)では、グループ間で主効果が認められ ($F=6.39, p=0.022$)、グループと区間の交互作用も認められた ($F=4.97, p=0.040$)。下位検定では、G1 の Tr1, Tr2 では有意差が認められず ($p=0.239$)、G2 では Tr1→Tr2 で、減少傾向が認められた ($p=0.066$)。また、Tr1 の G1, G2 では有意差がなく ($p=0.729$)、Tr2 では $G1 > G2$ に有意差が認められた ($p=0.031$)。この結果は、軽微な酔い発症では MF 成分が減少する傾向があることを示している。RF(CV)は、統計的有意差は認められなかった（グループ間： $p=0.33$ ，区間： $p=0.80$ ）。MF/RF でも、統計的有意差はなかったが（グループ間： $p=0.19$ ，区間： $p=0.58$ ）、平均値でみると、G1 では Tr1→Tr2 で変化がなく、G2 では Tr1→Tr2 で減少した。一方、呼吸指標の PF, GF では、いずれも統計的有意差は認められなかった（グループ間： $p=0.58, 0.27$ ，区間： $p=0.73, 0.12$ ）。Dsd（重心動揺）では、区間では有意差は認められなかったが ($p=0.12$)、グループ間では $G1 > G2$ の有意傾向が認められた ($p=0.09$)。TG（胃電図）については、グループ間では有意差は認められなかったが ($p=0.66$)、区間では Tr1 < Tr2 の有意差傾向が認められた ($p=0.07$)。

以上の結果からは、既存研究で酔いと関連が示されている重心動揺^{74), 75)} や胃電図⁴⁷⁾ で有意差が認められなかった。これは、本実験のような軽微な酔いの推定において、この二つの指標は必ずしも有効ではないことを示している。図 2-6 では省略したが、MF, RF は、MF(CV), RF(CV)と変動のパターンがほぼ同じであった。

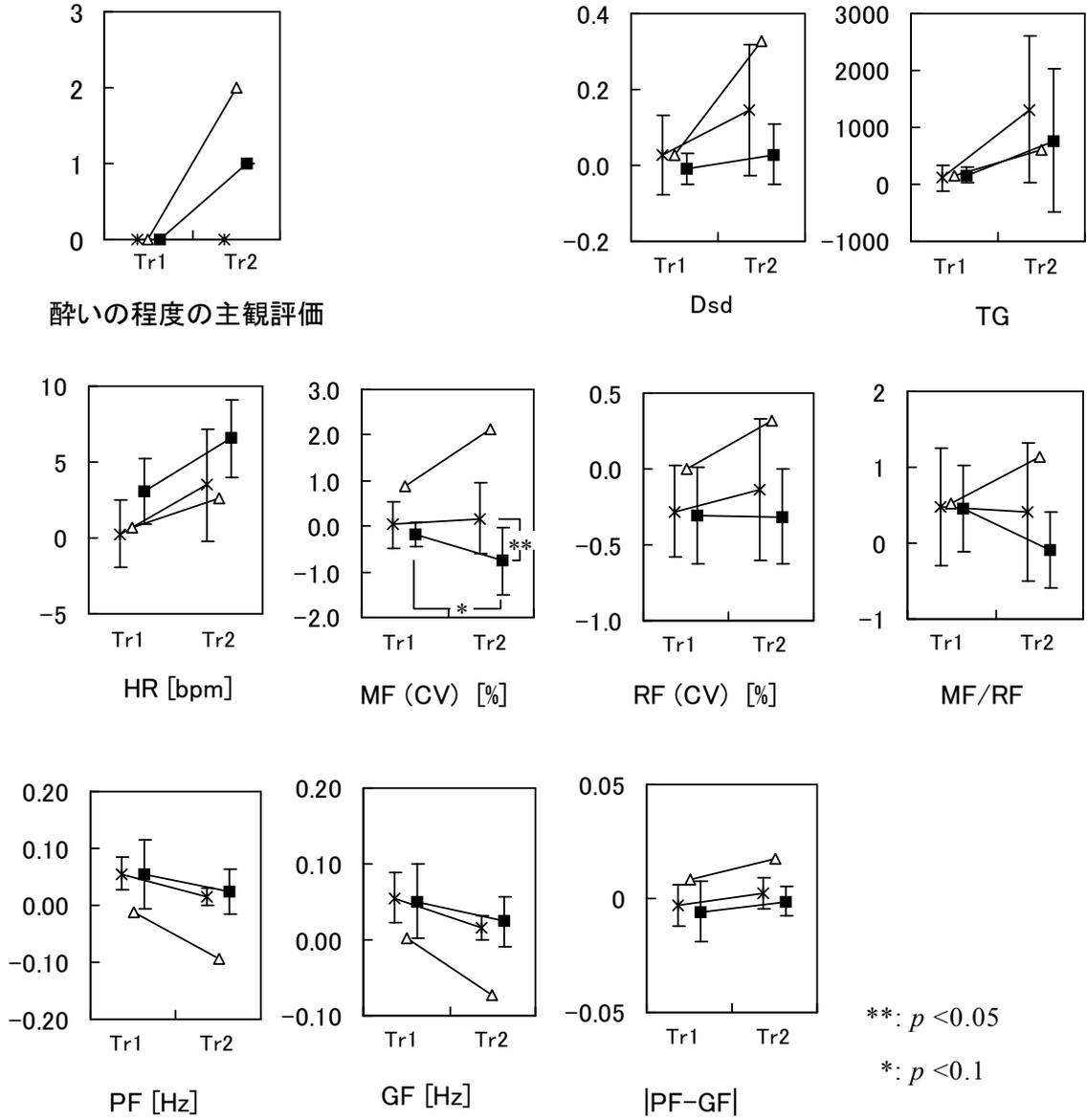
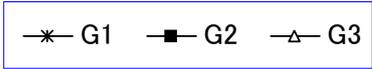


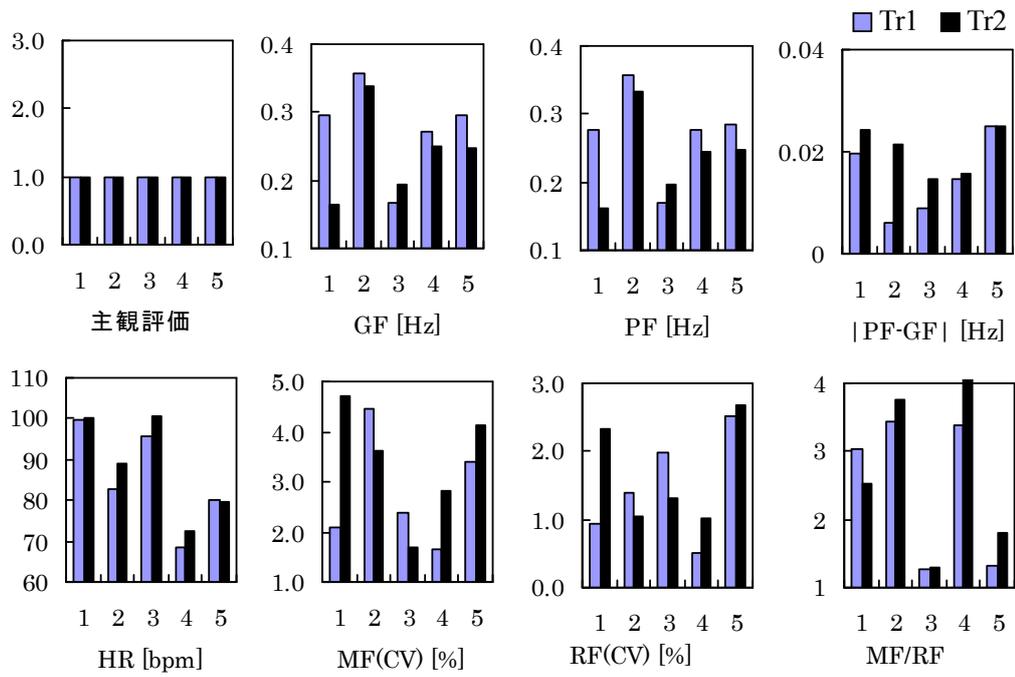
図 2-6 各指標における変動傾向

4) 個人ごとの各指標の変化（区間固定）

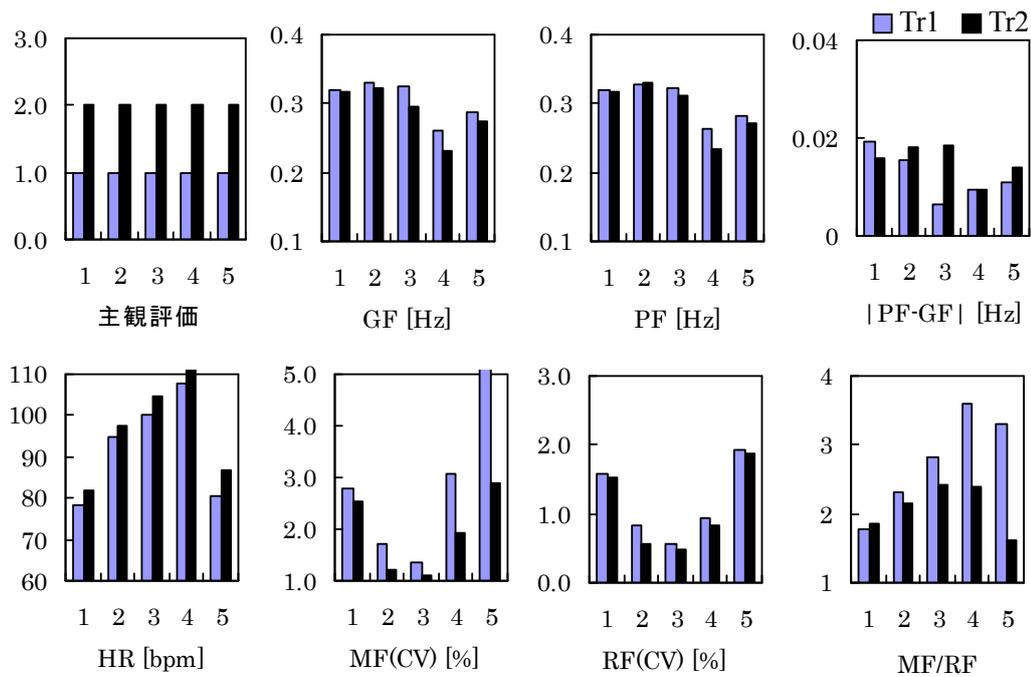
図 2-6 で対象とした生理指標（Dsd と TG を除く）について，G1，G2 各グループの個人ごとに検討した．図 2-7(a)には，G1 グループに属する 5 名の Tr2，Tr1 の値を，(b)には，同様に G2 グループの 5 名の値を示した．

この結果に対し，増加したか減少したかのみに注目し，その変化の人数比率をノンパラメトリック検定の符号検定（両側検定）で検討した．Tr1→Tr2 での変化として，G2 では 5 名全員に，HR 増加，RF(CV)，MF(CV) の減少，GF 低下がみられ，検定の結果 $p = 0.062$ となり有意傾向が認められた．MF/RF 減少，PF 低下も 1 名を除く 4 名にみられたが，統計的な有意な差はなかった（ $p = 0.376$ ）．|PF-GF|も増加 3 名，減少 1 名，変化なし 1 名となり，明確な変動傾向はみられなかった．しかし，HR 増加は G1 でも 5 名中 3 名にみられ，RF の低下は，5 名ともわずかであることを考慮すると，この結果から，HR 増加と RF の低下を酔いとの関連する指標と判断することはできない．また，GF や PF も，統計的な差はみられなかったが，G1 でも 5 名中 4 名で低下した．しかしながら，G1 で GF と PF が低下した 4 名中 3 名（No.1,4,5）で，MF(CV)の増加がみられ，この結果は G2 との結果と逆になった．この原因としては，GF や PF の低下した原因が，ため息など一過性の極めて大きな呼吸発生によるもので，このため，RF の周波数帯域が低い方へ大きくシフトして MF 帯域に重なってしまい，見かけ上，MF の振幅が増加した可能性が高い．G1 で GF と PF が低下した残りの 1 名（No.2）は，|PF-GF|の増加が際立っていたため，一過性の大きな呼吸だけでなく，呼吸リズムが乱れたため，他の 3 名のように RF の帯域が MF に重なることがなかったと考えられる．以上の結果から，酔い発症時には，MF の減少や，MF 増加を伴わない GF 低下が生じる可能性が示されたが，データ数が少ないため，その信頼性は高くなく，被験者数を増やして検討する必要がある．

上記の検討では，150 秒区間の平均値を用いたため，短い持続時間の変化を捉えられていない．たとえば，G2 での共通の変動パターンである GF の低下についても，区間平均で見ると，0.02 Hz 程度の変化であり，非常に小さい．しかし，個々のデータの経時変化を比較すると，軽度の酔いが報告される前後で，GF が 0.2～0.3 Hz と大きく低下している箇所が見られることが多い．この変化が酔いの発症と何らかの関係があると推察されたため，次節では，GF の経時的な変化を全ての試番結果について検討する．



(a) G1



(b) G2

図 2-7 個人ごとの Tr1, Tr2 での各指標の比較

5) 軽微な酔い発症を捉える生理指標を選定するには

上述した，区間を固定し全体としての傾向を調べる方法は，酔い発症時の全体的な傾向を捉えることには適した方法である．中程度の酔い発症時の結果も，既報に一致するものであった．しかし，本研究が目的とする，軽度～中程度の動揺病発症の検出において，この結果は直接的な結論を与えるものではない．なぜなら，動揺病発症時の生理反応は個人差が大きく，特徴的な変化が生じる指標が個人により異なるためである．図 2-4 の個人データでもわかるように，動揺病の発症レベルも必ずしも時間経過に伴って悪化するとは限らず，実際には，途中で回復することもあり，生理指標の変化も変動する．

本研究の目的および動揺病発症時の生理反応の個体差を考慮すると，異なる被験者データの平均値処理では，個々の生理指標に現れる変化をかえって相殺してしまう恐れがある．実際に，図 2-6 の平均値と標準偏差の結果においても，ほとんどの生理指標において，統計的な変化傾向を捉えることができなかった．よって，本節では，軽度な動揺病発症時（主観評価が 1 から 2 に変化した時点の前後）で，個々の被験者の変化を G1 と G2 で比較した前項（図 2-7）では差が観察されたにも関わらず，全体の変化傾向の検討（図 2-6）では統計的な差異が確認されなかった GF について検討した．その結果を以下に述べる．

6) GF の個人ごとの経時的变化

図 2-8 に，全ての被験者の 2 回のセッションにおける GF と酔いの程度の主観評価結果を示す．横軸は時間(分)で，経時的な 3 分おきの 7 つの測定点の結果を示している．■印が酔いの程度の主観評価であり，▲が GF の値である．S と数字は被験者番号を意味し，上図が 1 回目，下図が 2 回目のセッションの結果を示している．

この図からも，先に述べたような，動画刺激中に酔いの程度が回復したり，回復と悪化を繰り返す事例（S4 の 2 回目，S8，S9）があることがわかる．

主観評価が 1 から 2 へ変化する前後で GF 低下が生じているものを，点線丸印で囲った．多くの事例でこのような現象が観察される一方，関連がみられないもの，あるいは，主観評価は全て 1 にもかかわらず，呼吸が低下しているものもあった．

これらの結果から，呼吸低下が軽度な酔い発症時に生じるケースが少なからずあると予測され，本研究が目的とする生理指標の候補の一つとして，以後検討を進める．しかしながら，呼吸は副交感神経系による自律的な制御と高次中枢による制御，加えて発話による影響を受けるため，それらの点に留意しながら検討を進める必要がある．

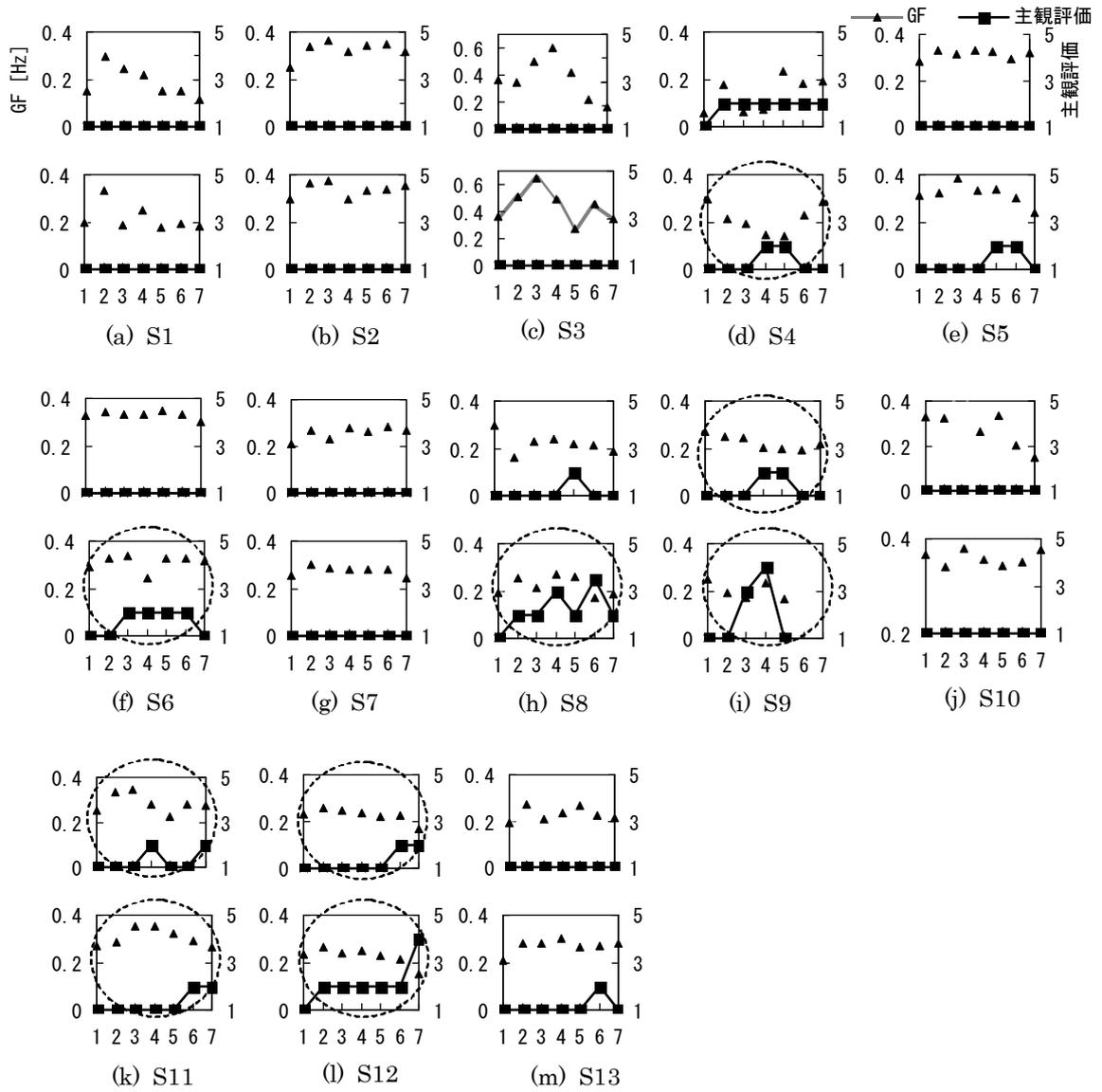


図 2-8 各被験者における GF の経時的変化

(上図 : 1 回目のセッション, 下図 : 2 回目のセッション)

2.2.3 まとめ（軽度の酔いを誘発する実験）

酔いによってHRが上昇するという現象はすでいくつかの研究が報告されている^{32), 46)}が、これは強度の酔いが発症した場合での現象である。本実験でも強度の酔いが発症した例ではHRの著しい増加が観察されたが、酔いを生じない場合も上昇がみられ、酔いと関連性を明確に示すことはできなかった。

この実験により、解析区間を固定した検討では、軽度の酔い発症時に、MFが減少する傾向が示され、また、被験者ごとの変化方向の分析により、MF増加を伴わないGF低下が生じる可能性が示された。また、解析区間を固定せずにGFの変化と酔いの程度の主観評価の変化を検討した結果、軽度の酔い発症とGF低下が関連している可能性が示された。

MF成分は、副交感神経系の圧受容体反射の強さを反映するとともに、交感神経系支配の血管収縮を介した血圧制御系が発するMayer Waveの大きさを反映している。起立時の心拍変動MF成分の増加は、後者のメカニズムが顕在化したもので交感神経系指標と言われているが、暗算などの精神負荷での減少は、副交感神経系の活動低下が主と考えられており、一方で、一過性の遅い呼吸や、MF帯域の呼吸が持続することで増大するため、その変動の解釈には注意を要する⁷⁶⁾。ここでみられた軽度の酔い発症時のMF減少や、MF増加を伴わないGF低下は、自律神経系の活動としては、副交感神経性の心拍を介した圧受容体反射の低下と解釈してよいと思われる。心拍変動MF成分と呼吸性成分の比(MF/RF)については、本実験では酔い発症との有意な関係が得られなかった。この比は、自律神経系のバランスの指標として用いられることが多いが、MF同様、その解釈については、統一見解が得られていない⁷⁷⁾。単調ストレス時には、呼吸周波数低下とMF/RF増加が見られるので⁵²⁾、軽度の酔いと単調ストレスの弁別利用できる可能性があると思われるが、今後の検討が必要である。なお、本実験でのG1グループの3名については、単調ストレスにより倦怠感が生じた状態⁵²⁾（呼吸周波数低下、MF/RF増加）との類似が観察された。

|PF-GF|は、呼吸の不安定性の1指標として、単調ストレスの評価における有用性が示されている⁵²⁾ため、本実験にも導入した。しかし、混入する一過性の呼吸が極端に大きいか遅い場合には、PFとGFともに低下し、呼吸が不安定であるにも関わらず、|PF-GF|の値が小さくなってしまいう問題が見いだされ、これが、G2で一貫した結果が得られなかった原因とも考えられる。

重心動揺については、長時間の立位測定による注意の散漫や倦怠感など、映像以外の影

響も多いと思われる。また、胃電図においても、立位による体動の影響や、胃の正確な位置の把握が難しく電極位置が最適とは限らないことなど問題を含んでいる。食後2時間しか経過していないこと（胃電図測定は食後4時間経過後が望ましい）も考慮しなければならない。今回の結果は、Tr2での標準偏差も非常に大きく、参考データに留めるべきであろう。なお、重心動揺と胃電図は、既存研究より酔いと関連する生理指標として報告されているため、測定項目に加えたが、本研究の1つの目的である、乗り物における酔い発症検出という点で、立位に限定されることや振動環境での測定に適さないため、重心動揺は以後の検討から除外し、胃電図測定もあくまで補助的なものとして記録することにする。

本実験では、主観評価は3分間隔でしか求めなかったため、酔いが発症した瞬間を厳密に主観報告で推定するのは難しい。3分おきの主観評価時点と実際の酔いの変化時点の時間的なずれや、主観評価を求める時点と時点の間に酔いが一度起こりかけてまた治まってしまい、次の時点の主観評価には現れずにG1に分類されるというような可能性も考えられる。したがって、以後の検討では酔いの程度の主観評価の間隔は、1分おきとする。

2.3 中程度の酔いを誘発する実験（実験 2）^{78), 79)}

2.3.1 方法

1) 実験システム

映像提示装置として、IPT（Immersive Projection Technology）とよばれる大型 4 面立体映像提示装置⁸⁰⁾を用いた。

図 2-9 にその概要を示す。ここでは、前面，両側面が透過型，床面が反射型のスクリーンとなっており，どの面も 2.5 メートル四方の大きさである。この 4 面のスクリーンに対して，それぞれ 1 台ずつ，合計 4 台のプロジェクタ（BARCO，GRAPHICS 808S）から映像を投影した。この映像を立体視するために被験者は，液晶シャッターメガネを着用した。

本実験では，このスクリーンの床面の上に，1 人用の 6 軸電動モーション（三菱プレシジョン，MMS-606E II）を図 2-10(左)のように設置した。可動範囲は，XYZ 方向：約±100 mm，回転方向：約±15 度で，最大加速度は 0.5 G である。以後，この可動部分を‘MTN（Motion）’と略して表記する。MTN は，搭乗者の頭部中心が，前方画面から約 1.5 m になるよう配した。被験者は MTN 上の座席に座り，シートベルトを装着した。視線は常に正面前方に向けるよう教示した。実験室は比較的静かな環境であったが，外部の音の影響を排除するため，被験者には実験中ヘッドホンを装着させホワイトノイズをきかせた。

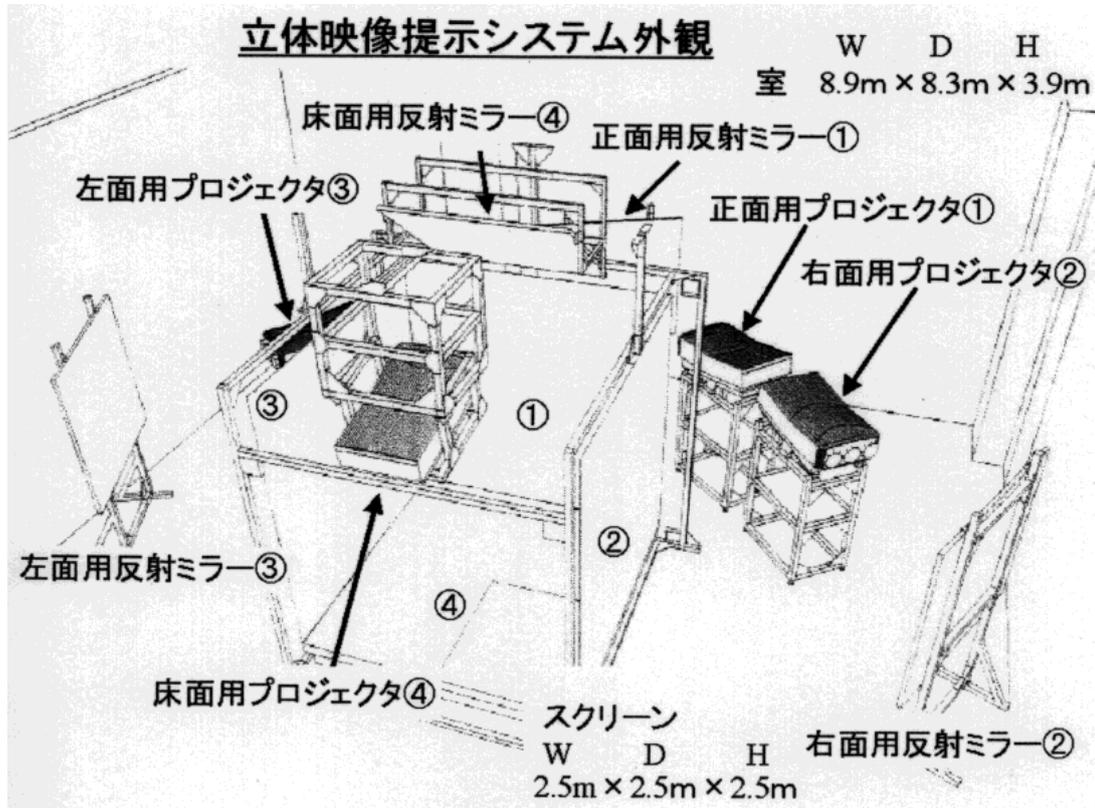


図 2-9 4面立体映像提示装置の概要

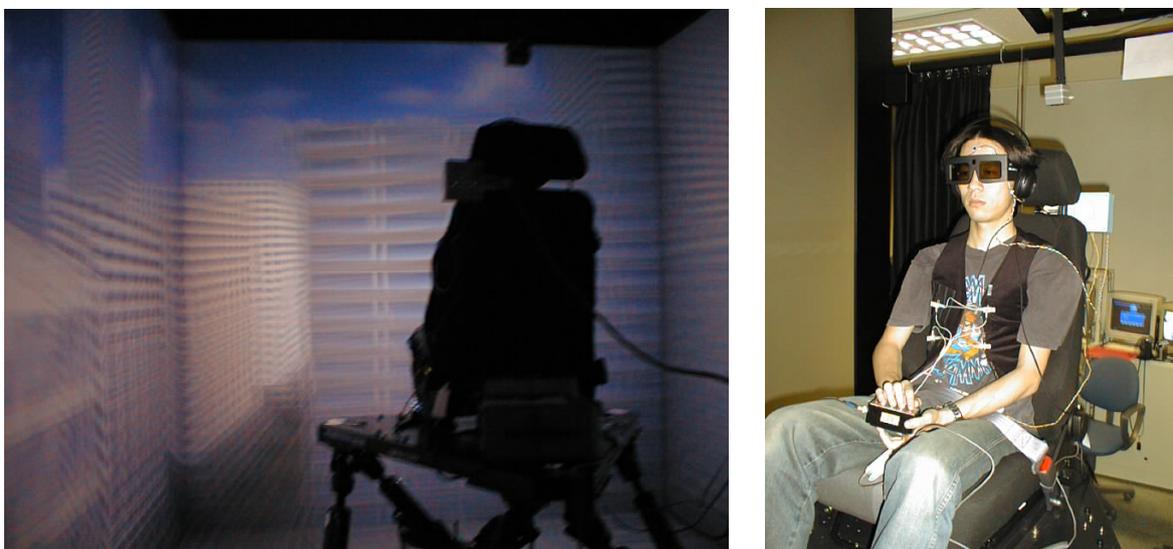


図 2-10 映像提示画面と MTN (左) および各センサを装着した被験者の様子 (右)

2) 実験手順

実験は食後 2 時間以上経過した後に行なった。実験 1 と同様に、実験条件が異なる 2 つのセッションを 30 分の休憩を挟んで行なった。静止画や動画の提示時間や組み合わせ方は、全て実験 1 と同じである。最初の 3 分間は静止映像を提示し、その後連続して仮想空間内を移動している映像を呈示、15 分経過もしくは主観申告で酔いの程度が 4 となった場合映像の動きを停止し、その後 3 分間の静止映像を見せて 1 セッションを終了した。なお、酔いの程度が 4 以上になった場合は、合図に関係なく直ちに申告するよう教示し、申告が 5 になった場合は、すぐに実験を中止とした。以後、これらのセッションの単位を「試行」とし、例えば「3 名の被験者による 6 試行のデータ」のように用いることとする。

3) 刺激条件と被験者

実験は、映像やモーシヨンの条件を変えて、3 回実施した(実験 2-1, 実験 2-2, 実験 2-3)。各実験は、実験条件や被験者が表 2-2 に示す通り異なっており、各実験における刺激の内容と被験者については次の通りである。

(a) 実験 2-1

映像の違いと酔いの関係を検証するため、2 種類の 3 次元空間モデルをコンピュータグラフィックスで作成し、その空間内を移動する映像を視覚刺激とした。1 つは、黒い 3 次元空間に白いドットがランダムに分布している映像 (以後 ‘Dots’ と表記)、もう 1 つは、高層ビルが立ち並ぶ街の映像 (以後 ‘City1’ と表記) である。視点移動の軌道は、直線と方向転換のための曲線で構成された自動車とヘリコプターをミックスしたよう

表 2-2 実験条件と被験者

実験名	実験条件	映像の種類	被験者
実験 2-1	映像の違い (モーシヨンは無し)	Dots or City1	男性 16 名
実験 2-2	モーシヨンの有無	City1	男性 15 名 (実験 2-1 と同じ)
実験 2-3	モーシヨンの有無	City2	男性 15 名, 女性 15 名

な動きであり、直線移動と方向転換の所要時間および方向転換角度は、乱数を用いて事前に決定した。仮想空間における移動範囲は、垂直方向約 120 m、水平方向 2 km 四方であり、水平移動はほぼ等速の約 120 km/h、上昇・下降移動における最大加速度は 0.45 G である。なお、軌道作成においては、被験者が方向転換の時期を推測できないよう配慮した。2 種類の映像において、空間内の移動経路は同一とした。モーシヨンの動きは加えなかった。なお、この Dots 映像は、軽度の酔いを誘発する実験（実験 1）で用いた、立方体の黒い 3 次元空間に白いドットがランダムに分布している仮想空間⁶⁶⁾と同じものである。

被験者はインフォームドコンセントを得た 20～27 歳の健常成人男性 16 名である。

(b) 実験 2-2

モーシヨンの有無と酔いの関係を検証するため、実験 2-1 で用いたビル市街の映像（City1）を用いて、映像に同期したモーシヨンを付加した条件（以後‘MTN 有り’）と、付加しなかった条件（‘MTN 無し’）の 2 種類を用いた。つまり、ここでの MTN 無しは、実験 2-1 の City と同じ条件である。MTN は、上下、roll、pitch 方向の動きを模擬するように付加した。roll、pitch 方向の動きは、仮想空間での軌道計算上の変位 5% としたが、MTN の可動範囲に制約があるため、上下については加速度の 5% とした。5% とした理由は、システム開発においては、MTN は効率良く、つまり効果的かつ最小限の動きを与えるのが望ましいと考えたためであり、予備検討の結果、5% が適当と判断したことによる。yaw 方向についても検討を行ったが、進行方向中心を常にセンター画面に提示する本実験では適当な刺激を与えるのが困難であったため、加えなかった。

被験者は、インフォームドコンセントを得た 20～27 歳の健常成人男性 15 名である。ここでの全ての被験者は、実験 2-1 と共通である。なお、実験 2-2 は実験 2-1 から 1 週間以上の間隔をあけて実施した。

(c) 実験 2-3

条件は、ほぼ実験 2-2 と同じである。異なる点は映像の種類であり、実験 2-2 では高層ビルが立ち並ぶ街の絵の CG（City1）であったのに対し、実験 2-3 では、1970 年代のアメリカ郊外の町を再現したものをを用いた（以下 City2）。これは、ビルが立ち並ぶ映像では、明確な地平線の情報が与えられなかったのに対し、建物の数が少なく低層である条件のほうが、地平線の情報を明確に与えることができるため、より酔いを誘発しやすいためである。

被験者は、インフォームドコンセントを得た 18～23 歳の健常成人 30 名（男性 15 名、

女性 15 名) である。

4) 測定項目

(a) 生理量

実験 2-1 および実験 2-2 では, 実験 1 と同様に, 自律神経指標算出のための呼吸(RSP) と心電図(ECG), 映像刺激に対する眼球運動を計測するための眼電図(EOG), 呼吸周波数の低下と血中酸素濃度の関連を調べるための血中酸素濃度 (SpO₂) を測定した. 実験 2-3 では, 同じく呼吸(RSP), 心電図(ECG), 眼電図(EOG)⁸¹⁾, 血中酸素濃度と, より詳細な自律神経系の活動を調べるための血圧 (BP) と酔い発症との関連が報告されている胃電図 (EGG) を測定した. 本稿では, 心電図と呼吸の結果について報告する. 心電図は実験 1 と同じ胸部誘導 (CM5) により測定した. 呼吸測定も実験 1 と同様に, 伸縮性可変抵抗素子センサ (日本光電 (株)) と専用ベストを用いて測定した. データは生体アンプを通してアナログデータレコーダに記録した.

(b) 心理量

① 酔いの程度の主観評価 (5 段階尺度)

被験者は, 1 分おきに鳴る合図音のたびに, 酔いの程度を実験 1 と同じ, 以下の 5 段階で評価した. 評価の回答は, 被験者の手元に用意された押しボタンで行った.

- 1: 全くなんともない
- 2: 少し不快だが大丈夫
- 3: かなり不快だが大丈夫
- 4: すごく不快でやめてほしいが, あと 3 分は大丈夫
- 5: 非常に不快ですぐにやめたい・耐えられない

② 実験開始前に実施した質問紙

体調に関して質問した (付録参照).

③ セッション終了ごとに実施した質問紙

実験の各セッション終了後に, 不快感と映像要因の関係や酔い関連項目 (めまい, 胃のムカムカなど) について質問した (付録参照).

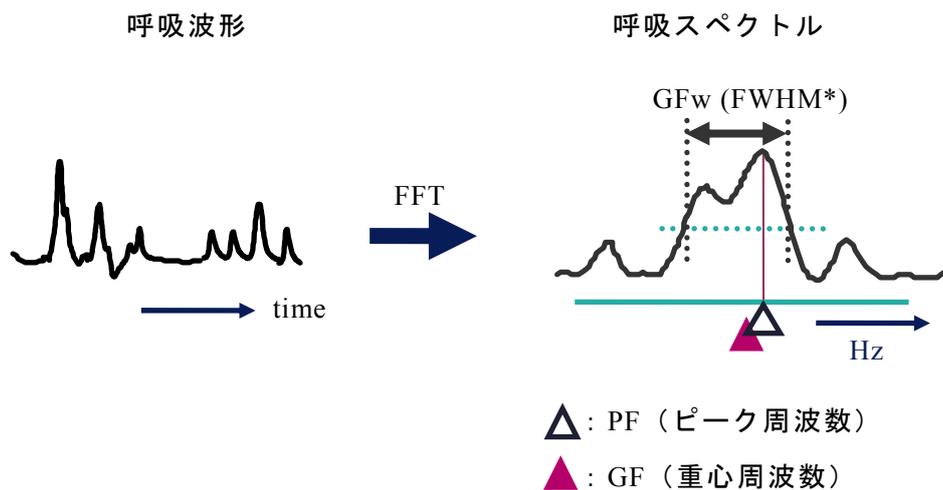
5) データ解析

データ解析については, 実験 1 と同じ方法を用いたため, 詳細は省略する. 以下概略を説明する. ただし, 実験 1 では 5 秒ずつずらした 30 秒間のデータごとに解析を行ったが,

ここではリアルタイム解析に転用可能なように、15秒ずつずらした30秒間とした。

(a) 呼吸曲線

実験1と同様に、呼吸ピーク周波数 (PF)、呼吸重心周波数 (GF) を求めた。ただし、実験1において、軽度な酔い発症時に GF が低下すると述べたが、データを詳細に検討すると、呼吸リズムが低下する場合と、ため息に似た著大呼吸が生じる影響を受けている場合があった。このため、PF と GF が、著大呼吸による低下と考えられる 0.1 Hz 以下となった場合は対称から除外した。また、呼吸の不規則性の指標として、これまで $|PF-GF|$ を用いてきたが、呼吸がばらついていても、PF と GF の値が近い場合は検出できないという欠点があるため、この実験では、呼吸のばらつきの指標として、GF を算出するのに用いた PF の半値幅 (Full Width at Half Maximum : FWHM) を GFw とし、新たな指標として設定して検討した (図 2-11 参照)。加えて、著大呼吸の発生を指標化するべく、平均振幅の 3 倍以上の振幅を持つ呼吸を著大呼吸 Lrsp とし、その有無を調べることにした (より詳細な説明は後述する)。さらに、Lrsp が生じている区間を除いて PF, GF を算出したものを、PF', GF' とした。



FWHM : Full Width at Half Maximum

図 2-11 呼吸スペクトルから算出される PF, GF, GFw の説明図

(b) 心電図

15秒ずつずらした30秒区間のデータに対し、実験1と同様に、平均心拍数(HR)、心拍変動の呼吸性成分(RF)、心拍変動の0.08~0.14 Hzの範囲における平均振幅(MF)、交感系の活動を示すと言われるMFをRFで除した指標(MF/RF)を求めた⁵²⁾。また、実験中、強い酔いを発症した被験者の心電図の多くに、0.1 Hz前後の非常に遅い基線変動成分が観測されたため、心電図波形に0.5 Hzのローパスフィルタ処理をして、この成分を抽出した(LW)。

6) 指標の規格化

実験開始直後の静止画3分を準安静時とし、開始直後の15秒を実験開始による心的動揺の可能性があるため除外した、180秒後までの165秒間をPre区間として、この区間でのデータの平均値を各指標の基準値とした。なお、著大呼吸Lrspは特異的に大きな呼吸が生じた時点を示し、体幹電位変動LWも、安静状態では生じない成分であるため、この2つについてはPre区間の平均値を基準値として用いることができない。したがって、以下に、LrspとLWの基準値の算出方法を記述する。なお、下記以外の指標は全て、基準値で除して規格化を行った。

(a) 著大呼吸 Lrsp

呼吸振幅は、厳密には1波形ごとの分析が必要だが、ここではリアルタイム処理が容易となるよう、簡易的に呼吸振幅の代表値を求め、呼吸振幅の基準値とした。具体的には、基準区間の呼吸波形データから、呼吸ごとのピーク値を求め、その中央値を呼吸振幅の基準値とした。そして、基準値の3倍を超えるピークを持つ波形を著大呼吸Lrspと定義し、そのピーク時点を記録した。

(b) 体幹電位変動 LW

Pre区間のLW波形の実効値を基準値とし、基準値の5倍を超えるピークが15秒以内に3回以上発生した場合に、LW出現と判定した。ただし、著大呼吸が生じている範囲は判定対象外とした。

2.3.2 生理指標に関する検討

1) 各指標の変化の判定基準の決定

解析したのは、心電図から、HR, MF, RF, MF/RF, LW, 呼吸曲線から、PF, GF, PF', GF',

GFw, Lrsp の 11 指標である。

ここでは、各指標において有意な変化が生じたかどうかを判定する方法を検討する。

準安静状態である Pre 区間を、「変化が生じていない状態」と仮定し、上述のように基準値を算出したが、基準値に対し、どのように変化したら、有意な変化が生じたと判定するかを決定する必要がある。このため、全被験者全セッションの Pre 区間データを「変化が生じていない状態」と仮定し、その 95% が必ず含まれる範囲を調べた。なお、LW は、変化が生じていない状態では出現しないと仮定して基準値および LW 出現条件をすでに 2.3.1 項の「6) 指標の規格化」で決定しており、かつ、この判定基準における LW 出現は、全データの Pre 区間で生じていないことを確認した。また、Lrsp はため息なども含むため、Pre 区間で出現してもよいこととした。

したがって、ここで判定基準の決定を行う指標は、HR, MF, RF, MF/RF, PF, GF, PF', GF', GFw の 9 指標である。このうち HR を除く 8 指標は、FFT 処理を経て算出されるため、FFT 処理のためにハミングウィンドウをかけることから、実際には、対象とした 30 秒間のデータの、中央約 15 秒の変化を主に表している。このため、図 2-4 に示すように、MF や RF は変動が大きく、PF や GF も一過性の著大呼吸の影響を強く受けてしまい、このままでは一過性の変化を検出するにとどまってしまう。このため、これらの FFT 処理を経た 6 つの指標については、隣り合う 3 つの算出値の平均値を、以後変化判定に用いることとした。

この結果、Pre 区間で、変化判定の対象として算出された各指標値の 95% 以上が含まれる範囲は、表 2-3 に示す範囲であり、これを以後、各指標値の変化判定基準として用いることにする。なお、この数値は全て、基準値に対する比率であり、+判定が 0.1 の場合は、基準値の 1.1 倍を超えたら増加変化があったとみなし、-判定 0.1 の場合は、基準値の 0.9 倍以下となったら減少変化があったと判定することを意味する。また、PF', GF' の基準値および変化判定基準は、PF, GF と同じ値を用いた。

2) 酔いの程度の主観評価によるグループ分類

5 段階の酔い主観評価結果により全データをグループ分けした。なお、酔い主観評価がすべて「1（全くなんともない）」と答えたセッションでも、直後に実施した症状に関する質問紙において、以下の(a)に示す酔いに関連する症状が申告された場合は、酔いの前兆状態あるいは軽微な酔いが発症していたと考え、グループ分けに反映した。(2)にグループ分けの基準と各グループに分類されたセッション数を示す。なお、実験 2-3 において、2セッションで測定不備があったため、解析対象は全部で 120 セッションとした。以後、このグループを、「酔い強度グループ」または「グループ」と表記する。

(a) 酔いに関連すると判断した症状

- ① 不快感、②発汗、③胃の存在感、④胃のムカムカ、⑤吐き気、⑥唾液分泌量の増加、⑦めまい、⑧頭圧感、⑨頭痛

(b) グループ分類（酔い強度グループ）

G0 (N=22) : 酔い主観評価が全て 1 で、酔いに関連する症状の申告がなかったセッション

G1 (N=19) : 酔い主観評価が全て 1 だが、酔いに関連する症状のいずれかが申告されたセッション

G2 (N=37) : 酔い主観評価の最大値が 2 のセッション

G3 (N=42) : 酔い主観評価の最大値が 3 以上のセッション

表 2-3 各指標における判定基準とその範囲に含まれた Pre 区間データの割合

指標		HR	MF	RF	MF/RF	PF	GF	GFw
+判定	基準値に対する比率	0.1	0.8	0.5	1.0	0.2	0.2	0.6
	Pre 区間データの割合 [%]	100	96	98	98	97	96	100
-判定	基準値に対する比率	0.1	0.6	0.5	0.6	0.2	0.2	0.4
	Pre 区間データの割合 [%]	100	96	97	98	97	96	96

3) 指標変化判定による有効指標の選定

ここでは、各指標ごとに変化判定を行い、酔いの程度のグループ間の比較により、酔い評価における有効指標の選定を行う。ただし、選定された指標が妥当かどうかを検証するためのクロスバリデーション用に、あらかじめ、実験 2-1, 実験 2-2, 実験 2-3 からそれぞれ男性 5 名分のデータを、実験 2-3 から女性 2 名のデータを除いて解析を行った。

変化の判定基準に基づき、動画表示区間における各指標変化の有無を調べ、1 回でも変化が認められた場合は、そのセッションにおける該当指標の「変化あり」とした。対象は、11 指標のうち Lrsp と LW をのぞく 9 指標が増加方向と減少方向の変化について判定したため、合計 20 項目である。以後の表記は、例えば、HR が増加方向に変化した場合は 'HR+'、減少方向に変化した場合は 'HR-' とする。さらに、各指標を 2 つ組み合わせ、時系列的に同時に変化が生じている場合のみ、「変化あり」と判定することにして、複合指標を作成した (153 項目)。また、時系列上で、ある指標に変化が生じたとき、別の指標には変化が「生じていない」という指標も作成した (362 項目)。これは、例えば、MF+ の変化と同時に RF+ の変化はなかった (以後 MF+&nRF+ と表記) 場合などである。これらの合計 535 の指標について、G0 に対する、G1~G3 の有意差検定を行った。最初に数量化理論 II 類を用いて検討したが、一元配置の分散分析を用いたほうがよい結果が得られた。この理由は、これらの指標の変化は、大域的に非線形であるため、大域的に線形近似する数量化理論ではうまく判別できなかつたが、一元配置の分散分析を用いることで、狭い領域での線形近似により差異が検出できたためと考えられる。よって、以後の検討は分散分析結果をもとに進める。結果として、45 の項目に有位差が認められたが、このうち G0 のほうが他のグループより出現頻度が高い 3 項目については、酔い発症に関係ない項目として除外した。また、有意差がみとめられた指標のうち、単一指標 (組合せではないもの) は、PF+ と LW であったため、この 2 つのいずれかが組合せに含まれている 36 指標を除外した。この結果、6 指標となったが、このうち 4 つが、RF+&nMF+ と RF+&nMF'+、PF'-&nMF+ と PF'-&nMF'+ というように、類似の 2 対の指標であったため、RF+&nMF+ と PF'-&nMF+ の 2 つに集約することとし、最終的に PF+, LW, RF+&nMF+ と PF'-&nMF+ の 4 つの指標を選定した。以後これら 4 つの指標を、4 つの選定指標、あるいは選定指標とよぶ。

4) グループごとの選定指標変化の発生率

グループごとの、4 つの選定指標の変化の発生率を表 2-4 に示す。4~7 行目は、グループごとの発生率を示し、8 行目は G0 (酔っていない群) での発生率、9 行目は G1~G3 (酔

い発症群)である。また、グループの欄の N はセッション数を示し、上段の N は全体のセッション数、下段の N は「/」の左に男性、右に女性のセッション数を示している。変化率の下段の括弧の中も、同様に、「/」の左に男性、右に女性の変化率を示している。

この結果から、全体としては、いずれの選定指標も G0 での変化率が G1~G3 と比して少ないが、性別ごとにみると、女性の PF+の G0 における変化率が 0.67 と非常に高く、G1~G3 の変化率と同等かそれより大きくなっている。

このため、性別ごとに、上記と同様の 535 指標に対する差異検定を行ったところ、男性では、4 つの選定指標のうち PF+と RF+&nMF+に有意差がみられ、これに加え LW&nPF+にも有意差がみられた。女性では、4 つの選定指標のいずれも差異に有意差がみられず、GFw+のみ有意差が認められる結果となった。表 2-4 の右 2 列に、男性のみ有意差がみとめられた LW&nPF+と、女性のみ有意差がみとめられた GFw+のグループごとの変化率を合わせて示す。

女性の G0 でのセッション数は、3 つと極めて少なく、この結果から明確なことはいえないし、サンプルを増やすことで、有意差が認められる指標が変わる可能性は高い。しかし、PF+は、女性の G0 での変化率が G1~G3 に比して高いことから、女性の酔い発症時に変化する指標として適さず、呼吸のばらつき GFw+のほうが適した指標である可能性があり、酔いを発症しているときの生理変化に性差がある可能性がある。一方、有意差はみとめられなかったものの、PF+以外の 3 つの選定指標では良好な結果 (G0 での変化率 0%、G1~G3 の変化率 50%以上) であるため、本検討では、便宜上 4 つの選定指標を用いて検討を進めることとする。

男性についても、4 つの選定指標と男性のみで選定した指標では一部異なる結果となったが、4 つの選定指標でも良好な結果 (G0 での変化率 20%以下、G1~G3 の変化率 45%以上) であった。男性に対する指標として、全体のデータから選定された 4 つの選定指標と、男性データから選定された 3 つの選定指標のいずれの組み合わせが適しているかについて、次目で検討する。

表 2-4 選定指標ごとの変化発生率の違い（酔いの程度のグループごと）

グループ	選定①	選定②	選定③	選定④	男性のみ	女性のみ
	PF+	LW	RF+	PF'-	LW	GFw+
	—	—	nMF+	nMF+	nPF+	—
G0 (N=18) (N=15/3)	0.22 (0.13/0.67)	0.17 (0.20/0.00)	0.06 (0.07/0.00)	0.06 (0.07/0.00)	0.11 (0.13/0.00)	0.39 (0.47/0.00)
G1 (N=12) (N=9/3)	0.42 (0.33/0.67)	0.67 (0.67/0.67)	0.58 (0.44/1.00)	0.58 (0.56/0.67)	0.33 (0.44/0.00)	0.67 (0.56/1.00)
G2 (N=26) (N=19/7)	0.42 (0.42/0.43)	0.73 (0.74/0.71)	0.77 (0.79/0.71)	0.81 (0.79/0.86)	0.27 (0.32/0.14)	0.65 (0.68/0.57)
G3 (N=30) (N=19/11)	0.53 (0.53/0.55)	0.37 (0.26/0.55)	0.70 (0.63/0.82)	0.67 (0.74/0.55)	0.63 (0.58/0.73)	0.47 (0.42/0.55)
G0 (N=18) (N=15/3)	0.22 (0.13/0.67)	0.17 (0.20/0.00)	0.06 (0.07/0.00)	0.06 (0.07/0.00)	0.11 (0.13/0.00)	0.39 (0.47/0.00)
G1～G3 (N=68) (N=47/21)	0.47 (0.45/0.53)	0.56 (0.53/0.53)	0.71 (0.66/0.81)	0.71 (0.73/0.67)	0.44 (0.45/0.40)	0.57 (0.55/0.62)

5) 4つの選定指標による酔い推定精度

酔いの程度のグループごとの、4つの選定指標のうちいずれかに変化が生じた比率（選定指標の酔い検出率）を、男性、女性、全体について、表 2-5 に示す。表中のセッション数における、括弧内は、「/」の左を男性、右を女性のセッション数を示している。

この結果、全体としては、G0 で約 40%の変化が検出され、酔い発症検出の指標という点で誤検出となったが、G1～G3 の酔い発症グループでは、85%以上の検出率となった。特に男性については、G0 での誤検出は 33%、G1～G3 での検出率は 89%以上と高いものになった。一方、女性については、G0 の誤検出が 67%と極めて高く、G1～G3 で 82%以上の検出率があるものの、酔い発症検出という点で、信頼性の低いものとなった。

一方、男性のみのデータで差異検定を行い、選択された 3 つの指標 PF+, RF+&nMF+, LW&nPF+を用いて、グループごとの変化の検出率を調べた結果（表 2-6），検出率は表 2-5 の 4 つの選定指標とほとんど変わらず、むしろ G1～G3 での検出率がわずかに下がったことから、男性については、4 つの選定指標 PF+, LW, RF+&nMF+と PF'-&nMF+を用いて問題ないと判断し、これらの選定指標を用いることとする。

なお、女性については G0 のデータが 3 つと極めて少ないため、最適な指標組み合わせを選定することができない。しかし参考データとして、女性データに対して有意差が確認された GFw+と、表 2-4 で良好な結果を示した 3 つの指標（LW, RF+&nMF+, PF'-&nMF+）を組み合わせることでグループごとの変化の検出率を調べたところ、G0 での検出率は 0%、G1 では 100%、G2 では 71%、G3 では 82%となった。

表 2-5 4つの選定指標のうちいずれかで変化が生じた比率

Group	G0	G1	G2	G3
セッション数	18 (15/3)	12 (9/3)	26 (19/7)	30 (19/11)
選定指標の酔い検出率（男性）	0.33*	1.00	0.89	0.89
選定指標の酔い検出率（女性）	0.67*	1.00	1.00	0.82
選定指標の酔い検出率（全体）	0.39*	1.00	0.92	0.87

* : G0 は酔い未発症群のため、誤検出である

6) 4つの選定指標の妥当性の検証

「3) 指標変化判定による有効指標の選定」で述べたように、選定指標の妥当性検証のクロスバリデーションのため、上記の選定過程から除いていた、男性10名、女性2名のデータについて、4つの選定指標の変化の検出率を調べた。この結果、表2-7に示すように、G0での酔い検出率25%（誤検出）、G1～G3での酔い検出率80%以上と、先の検出率とほぼ同等の結果となり、異なる被験者においても、4つの選定指標が有効であることが確認された。女性については、検証データが2名分しかなく、またG0のデータがないため、あくまで参考のために算出した。

表 2-6 男性のための3つの選定指標（PF+, RF+&nMF+,LW&nPF+）のうち
いずれかで変化が生じた比率

Group	G0	G1	G2	G3
セッション数	18 (15/3)	12 (9/3)	26 (19/7)	30 (19/11)
選定指標の酔い検出率(男性)	0.33*	0.89	0.84	0.84
選定指標の酔い検出率(女性)	0.67*	1.00	1.00	0.64
選定指標の酔い検出率(全体)	0.39*	0.92	0.88	0.83

* : 誤検出

表 2-7 4つの選定指標のいずれかで変化が生じた比率（妥当性検証用データ）

Group	G0	G1	G2	G3
セッション数	4 (4/0)	7 (6/1)	11 (10/1)	12 (12/2)
選定指標の酔い検出率(男性)	0.25*	0.83	0.80	0.80
選定指標の酔い検出率(女性)	—	1.00	1.00	1.00
選定指標の酔い検出率(全体)	0.25*	0.86	0.82	0.83

* : 誤検出

7) 4つの選定指標の生理的意味

(a) PF+

呼吸周波数の増加，つまり呼吸が速くなることを意味し，自律神経系の活動状態として解釈するなら，交感神経系賦活を示す指標である．緊張や心理的動揺など，情動変化により大きく変動する可能性があるが，酔いとの関連としては，酔い発生メカニズムに起因する変化というより，酔いによる不快感に対しての嫌悪感や心理的動揺により生じている可能性がある．

(b) LW

酔いの指標としての有効性が示された LW であるが，その発生機序は現時点で不明確である．LW の波形は，体動による「ノイズ」と極似しているため，前回の立位実験ではノイズとして除去した．しかし座位で実施した本実験でも，同様の特徴が顕著に表れ，出現した前後での被験者の姿勢は，モニタで観察した限り変化はみられなかった．このことから，体動以外の原因である可能性がある．

ここで，1つ考えられるのは，動揺病発症時に生じる，胃の特異的な運動である．このとき，胃電図には 4~9 cpm (0.06~0.15 Hz) の成分 (Tachygastria) が現れると言われており⁴⁵⁾，LW は，胃の特異的な運動あるいはそれと類似した発生機序をもつ筋運動の活動電位の可能性がある．もう一つは，発汗などに関連した皮膚電気活動である．LW の発生機序については，後述する「LW 発生原因に関する検証実験」で検討することとする．

(c) RF+&nMF+

心拍変動の呼吸性成分 RF の増加が生じ，かつ同時に MF が増加しない，という指標である．MF は交感神経系と副交感神経系の両方の活動を反映しているとされるため，副交感神経系の活動指標である RF が増加した場合，交感神経系に変化がなければ MF も増加する．しかし，本指標ではそのような増加がみられない状態を示しており，これは，副交感神経系の賦活および交感神経系活動の低下を示すと考えられる．これは，動揺病の薬理研究における，「動揺病発症時の脳内においては，ノルアドレナリン神経系（交感神経系）の働きが低下している」，という知見と関連している可能性があり，興味深い．

(d) PF'-&nMF+

著大呼吸によらない呼吸周波数の低下が，MF 上昇を伴わずに発生していることを意味する．これは，呼吸数の低下が，一過性の大きな呼吸の混入によって生じたのでは

なく、呼吸リズムが低下したこと、またその周波数の低下が、MF 帯域と重ならない程度であることを示している。これは、動揺病の薬理研究における「動揺病発症時には中枢神経系でアセチルコリン神経系が活性化する」よる知見により、副交感神経系が賦活したためとも考えられる。また、動揺病発症時に呼気 CO₂ が顕著に低下することが報告されており⁸²⁾、酔い発症メカニズムに起因した呼吸調整の変化である可能性が高い。一方、酔いによる不快の進行を抑制したいという情動的な意図の結果として生じる可能性もある。

8) 4つの選定指標と実験1の結果との関係

実験1で酔いと関連が示唆されたのは、MFの低下と、MF増加を伴わないGFの低下であった。MF増加を伴わないGFの低下は、まさにPF'-&nMF+と一致する。一方、MF低下という指標は選定指標の中には含まれなかった。しかし、選定指標のうち2つに、nMF+を含む指標があることから、MF増加が抑制された状態として、間接的に反映されていると解釈できる。しかしながら、MF低下という指標自体が確認されたわけではないため、酔いに対する指標としてのMF低下の有効性は、現時点では不確かであると言えよう。

2.3.3 刺激条件の違いに関する検討

1) 刺激条件による酔い誘発の違い（実験2-1, 実験2-2）

表2-8に、各刺激条件において、それぞれの酔い強度グループに分類された被験者数（試行数）を示した。また、これをもとに刺激条件間の酔いやすさの違いについて尤度比 χ^2 乗検定⁸³⁾を行なった。なお、表2-9には、実験後に行なったアンケート結果を示した。これは、実験中に提示された2種類の刺激のうち、どちらがより質問項目に示される感覚（臨場感、立体感、自分の位置の把握し易さ、不快感、酔い易さ）を強く感じたかを尋ねたときの回答数である。

この結果、映像刺激のみの実験2-1では、白いドットがランダムに分布している映像（Dots）より高層ビルが立ちならぶ街の映像（City1）の方が、酔いを誘発しやすい傾向がみられた（ $p=0.058$ ）。また、アンケート結果では、臨場感に関する項目でもCity1がほとんどの被験者に選ばれており、City1が全ての項目で、Dotsより臨場感が高かったが、同時に不快感、酔い易さも強かったことがわかる。自由記述でも、City1の方が、左右上下を把握しやすかったために、かえって酔ってしまったという意見がいくつか見られた。特に、

地表面の映像があることによる不快感を訴えるものが多かった。これは、(1) City1 のほうが地平線などを含む現実空間に近い映像（視覚情報）であるために、自己の映像空間での位置が明確になり臨場感をより強く感じた、(2) その一方で、実際にはあるべき耳石への入力情報が欠落していることも顕在化し、中枢の混乱を増大させたためと思われる。

表 2-8 酔いの程度のグループと酔い誘発刺激条件の関係

実験	実験 2-1		実験 2-2	
刺激	Dots	City1	City1 MTN 無	City1 MTN 有
G0	6	2	5	3
G1	2	2	1	5
G2	6	4	5	4
G3	2	8	4	3
合計	16	16	15	15

表 2-9 質問項目ごとの刺激条件の比較（質問紙）

実験	実験 2-1 (N=16)			実験 2-2 (N=15)		
	Dots	City1	同じ	City1 MTN 無	City1 MTN 有	同じ
没入感	1	14	1	0	15	0
移動感	1	14	1	0	15	0
位置の把握	1	15	0	2	9	4
酔い易さ	1	12	3	6	7	2

実験 2-2 での MTN の有無については、実験結果とアンケート結果共に、酔いやすさにおいて違いはみられなかったが ($p=0.618$)、アンケートの不快感や酔いやすさ以外の項目（臨場感に関する項目）では、MTN 有りが選ばれる例が多く、特に、「移動感」、「没入感」についてはほぼ全ての被験者が MTN 有りを選んでいた。自由記述でも、モーション情報があることにより没入感が増し、空間を把握するのが楽になった、目への負担が減った、などの意見があった。この結果から、モーションを加えることで臨場感は高まったと捉えてよいと思われる。一方、実験前は、モーションを加えて前庭情報を与えることにより、中枢の混乱が減少すると予測していたが、今回の実験では、モーションの提示で酔いを軽減することはできなかった。しかしこの結果は必ずしも仮説を否定しているのではなく、むしろ最適なモーション提示の重要性と難しさを示唆していると思われる。つまり、情報を増やしても、それが中枢における混乱を完全に解決できる内容のものでなければ、臨場感を増すことはできても酔いを抑制することはできないのである。むしろ、「シミュレータ酔い」で言われているように、現実のものに近づくことにより小さくなった差異に対して、かえって中枢性の混乱が誘発されたとも考えられる。また、これ以外の理由として、VE 酔いではなく、実空間上で起こりうる「乗り物酔い」が生じたとも考えられる。実際、「酔いやすさ」で MTN 有りを選んだ被験者の自由記述では、MTN が加わったことにより臨場感が増して酔ってしまったという記述が多くみられた。

実験 2-1 の City1 と実験 2-2 の City (MTN 無し)は、提示した刺激条件は全く同じである。統計的有意差はなかったが ($p=0.549$)、実験 2-2 の方が強い酔いを訴えた被験者が減少した。これは、刺激や実験自体に対する慣れによるものと考えられる。

2.4 まとめと課題

動揺病を誘発する実験として、軽度の酔いを誘発する実験（13 名、男性 10 名、女性 3 名）と、軽度～中程度の酔いを誘発する実験（男性 31 名、女性 15 名）の 2 つを実施し、酔いに関連する生理指標の探索を行った。この結果、軽度の酔いを誘発する実験では、軽度の酔い発症時には、呼吸周波数が低下し、心拍 MF 成分が減少する傾向が示された。また、中～強度の酔い誘発実験では、軽度～中程度の酔い発症時に関連する指標として、以下の 4 つの指標が選定された。

① PF+

- ② LW
- ③ RF+&nMF+
- ④ PF'-&nMF+

以上の4つの選定指標のうち、いずれかに変化が生じた割合（選定指標による酔い検出率）は、酔いを発症していない群では全体で40%（男性30%、女性65%）、酔いを発症している群では80%以上（男性85%以上、女性80%以上）であった。なお、女性に関しては、G0での誤検出が65%と高く、上記の4つの選定指標の信頼性は低い結果となり、酔い発症時の生理変化に性差がある可能性が示唆された。また、4つの選定指標の妥当性検証を目的として、指標選定に用いた被験者とは別の被験者（男性10名、女性2名）で、酔いの程度のグループごとに、4つの選定指標による酔い検出率を調べた。この結果、酔いを発生していない群では25%、酔いを発生している群では80%以上の発生率が確認され、4つの選定指標の異なる被験者における有効性が確認された。なお、軽度の酔い誘発実験で見出された呼吸周波数の減少およびMF成分の低下は、4つの選定指標のPF'-&nMF+やRF+&nMF+と対応するものと思われる。

以上より、本研究の目的に合致した動揺病発症の推定に適した生理指標として、上述の4つの選定指標とする。

課題として、リアルタイムでの酔い発症および程度の推定について、次章で検討を行うことにする。

第3章 リアルタイム推定の検討

3.1 はじめに

本研究では、生理指標を用いた動揺病の発症推定を目指しており、システム評価や、動揺病低減策の提案に役立てたいと考えている。このため、嘔吐のような重度の状態ではなく、動揺病発症の有無および中程度への進行を推定することに重点をおいている。これまでの検討では、軽度および中程度の酔い誘発実験を行い、様々な生理量の測定・解析を進めてきた。その結果、酔いの発症過程で、呼吸、体幹部の電位や心拍変動のいずれかに特徴的な変化が生じることを見出した。また、これらの現象が、異なる被験者群でも再現することを確認した。

よって本稿では、前章までに抽出された 4 つの選定指標 (PF+, LW, RF+&nMF+と PF'-&nMF+) について、リアルタイムで計測しながら、酔い発症が疑われる場合 (前章で選定された指標のいずれかに変化が生じた場合) に、警告を発するシステムの構築について検討を行う。また、これまでの検討では、酔いを誘発する可能性のある区間 (動画区間) 全体を通しての指標変化の有無を対象としていたので、軽度の酔いが生じた時点 (主観評価が 1→2 に変わった時点) と指標変化との時系列的な関係は調査していなかった。しかし、ユーザーの状態をモニタし、酔い発症をいち早く検出するシステムにするためには、指標が変化した時点をもとに、酔いの発症時点をいかに推定するかが極めて重要である。指標変化時点をもとに警告を出す場合は、その前後数分以内に酔い発症あるいは軽微な酔いの進行が生じていないと、警告の用をなさない。このため、ここでは、指標変化がみとめられた時点と、動揺病発症および進行時点との関係について調査し、本研究が提案する手法によるリアルタイム計測および酔い発症推定の有効性について検討を行なう。

3.2 リアルタイム計測システム

3.2.1 リアルタイム計測および指標変化検出の流れ

計測および検出について、図 3-1～図 3-6のフロー図をもとに説明する。

1) 基準値の設定 (図 3-1~図 3-4)

準安静状態として、対象とするシステムを利用するときと同じ姿勢、同じ計測条件で、酔いを誘発する可能性のある要因を排除した状態（乗り物や映像の動きを止めた状態）で3分間の生理量測定を行う。この3分の準安静データから、被験者ごとの基本指標の基準値を設定する。ここで、基本指標とは、4つの選定指標を構成する、以下の5個の単体指標を意味する。

①PF ②LW ③RF ④MF ⑤Lrsp

- (a) 図 3-1 : LW 基準値算出のフロー図である。上述した準安静状態で ECG 計測をサンプリング周波数 1 kHz で 3 分間行い、0.5 Hz のローパスフィルタ処理を行って 20 Hz にリサンプリングする。このデータの実効値を LW の基準値 (LWstd) とする。
- (b) 図 3-2 : Lrsp 基準値算出のフロー図である。上述した準安静状態で RSP 計測をサンプリング周波数 1 kHz で 3 分間行い、ノイズカットのためのバンドパスフィルタ処理 (10~300 Hz) を行って 20 Hz にリサンプリングする。このデータの+側のピークの中央値とマイナス側のピークの中央値の差を Lrsp の基準値 (*Lrspstd*) とする。
- (c) 図 3-3 : PF, RF, MF の基準値算出のフロー図である。

【ECG 計測】

準安静状態での 15 秒分の ECG データを A に読み込み、次の 15 秒分の ECG データを B に読み込む。 A と B をつなげた 30 秒分のデータ列を C_i に読み込み、 A に B のデータを格納する。 C_i に対しノイズカットのためのバンドパスフィルタ処理 (10~300 Hz) を行い、 C_i の標準偏差を 2 倍したものをしきい値として th に代入する。

R 波検出として、 C_i (心電図波形) において th を超えた区間ごとに、そのピークを R 波として検出し、検出時点を T_{Rn} として記録する。なお、ここでの n は、1 から検出ピーク総数 N までの整数である。

RR 間隔のデータとして、 $RRI_n = T_{Rn+1} - T_{Rn}$ を算出し、 (T_{Rn}, RRI_n) の時系列データに 2 次のスプライン補間を行って 20 Hz でリサンプリングし、HRV (Heart Rate Variability) とする。HRV にハミング窓関数をかけ、FFT 処理を行い、【A】に進む。

【RSP 計測】

準安静状態での 15 秒分の呼吸データ RSP を D に読み込み、次の 15 秒分の RSP データを E に読み込む。 D と E をつなげた 30 秒分のデータ列を F_i に読み込み、 D に E のデータを格納する。 F_i に対しノイズカットのためのバンドパスフィルタ処理 (10~

300 Hz) を行った後, 20 Hz でリサンプリングし, Hamming 窓関数をかけて, FFT 処理を行う.

< PF_i 検出 > パワースペクトルが最大になる周波数を PF_i に格納する.

< GFw_i 検出 > PF_i の半値幅を GFw_i に格納する.

< GF_i 検出 > GFw_i の範囲における重心周波数を GF_i に格納する.

【B】 に進む

(d) 図 3-4 : 図 3-3の続きのフロー図である.

【A】

< MF_i 検出 > 先の FFT 処理結果の 0.08~0.14 Hz の範囲のパワースペクトル平均値を MF_i に格納する.

< RF_i 検出 > 先の FFT 処理結果の $GF_i \pm 0.05$ Hz の範囲のパワースペクトル平均値を RF_i に格納する.

i が 11 になるまで, i に 1 を加算して, **【C】** に進んで 15 秒ずらした 30 秒のデータに対し処理を繰り返す. $i=11$ になったら, MF_i , RF_i の平均値をそれぞれ, 基準値として $MFstd$, $RFstd$ に格納し, 終了する.

【B】

i が 11 になるまで, i に 1 を加算して, **【C】** に進んで 15 秒ずらした 30 秒のデータに対し処理を繰り返す. $i=11$ になったら, PF_i の平均値をそれぞれ, 基準値として $PFstd$ に格納し, 終了する.

2) 選定指標の変化時点の検出と警告 (図 3-5, 図 3-6)

(a) 図 3-5 : 30 秒のデータから基本指標を算出する手順を示しており, 内容は 1) と同じため省略する. なお, $Lrsp$ は $Lrspstd$ の 3 倍以上の振幅を持つ呼吸として検出し, 著大呼吸の影響を除去した呼吸データは F_i の $Lrsp$ 発生時点の前 0.5 秒, 後 7 秒のデータを 0 にした F'_i とした.

(b) 図 3-6 :

【A】

15 秒データ B_i に 0.5 Hz のローパスフィルタ処理を行い, 20 Hz でリサンプリングを行い, LW 波形 B'_i を算出する.

< 代表値 LW_{Mi} の算出 > では, B'_i の絶対値における, $LWstd$ の 5 倍以上の大きさをもつピークの数を, 代表値 LW_{Mi} に代入し, < 基本指標の変化判定 > に進む. < 基本指

標の変化判定>以降は、次の【B】で説明する。

【B】

<代表値 PF_M, PF'_M, RF_M, MF_M の算出>では、 i が2以下では、代表値に空行を入れ、値なしとする。 i が3以上になったら、 $i-2$ から i 番目までの3つのデータの平均値を代表値として格納する。

<基本指標の変化判定>では、2.3.2節の「a. 各指標の変化の判定基準の決定」で述べた判定基準に基づいて、それぞれの基本指標の変化の有無を検出し、変化ありと判定されたら1を、変化なしと判定されたら0を基本指標判定値として、それぞれ $PF+_{JGi}, PF'-_{JGi}, LW_{JGi}, RF+_{JGi}, MF+_{JGi}$ に代入する。

<選定指標の変化判定>では、上述の基本判定指標値をもとに、例えば、選定指標 $RF+_{JGi}$ と $nMF+_{JGi}$ の判定の場合は、 $RF+_{JGi} \times nMF+_{JGi}$ を計算し、1の場合は「変化あり」、0の場合は「変化なし」とする。ここで、 $nMF+_{JGi}$ については、 $MF+_{JGi}$ の変化がなかった場合 ($MF+_{JGi}$ が0) に1、 $MF+_{JGi}$ の変化があった場合 ($MF+_{JGi}$ が1) に0と、 $MF+_{JGi}$ を反転させて用いる。そして、前章までに抽出された4つの選定指標のいずれかの選定指標に変化が検出された場合、警告を表示する。

3.2.2 リアルタイム計測および検出のフロー図

1) 基準値の設定

(a) LW 基準値

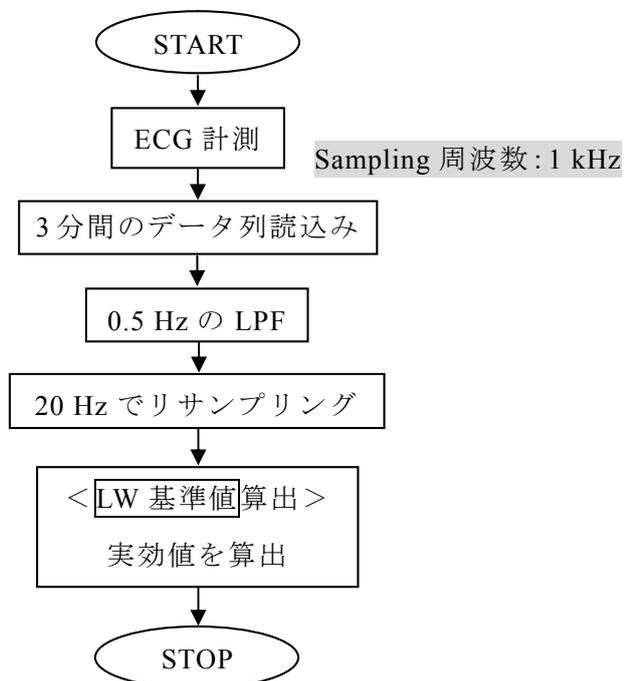


図 3-1 LW 基準値算出のフロー図

(b) Lrsp 基準値

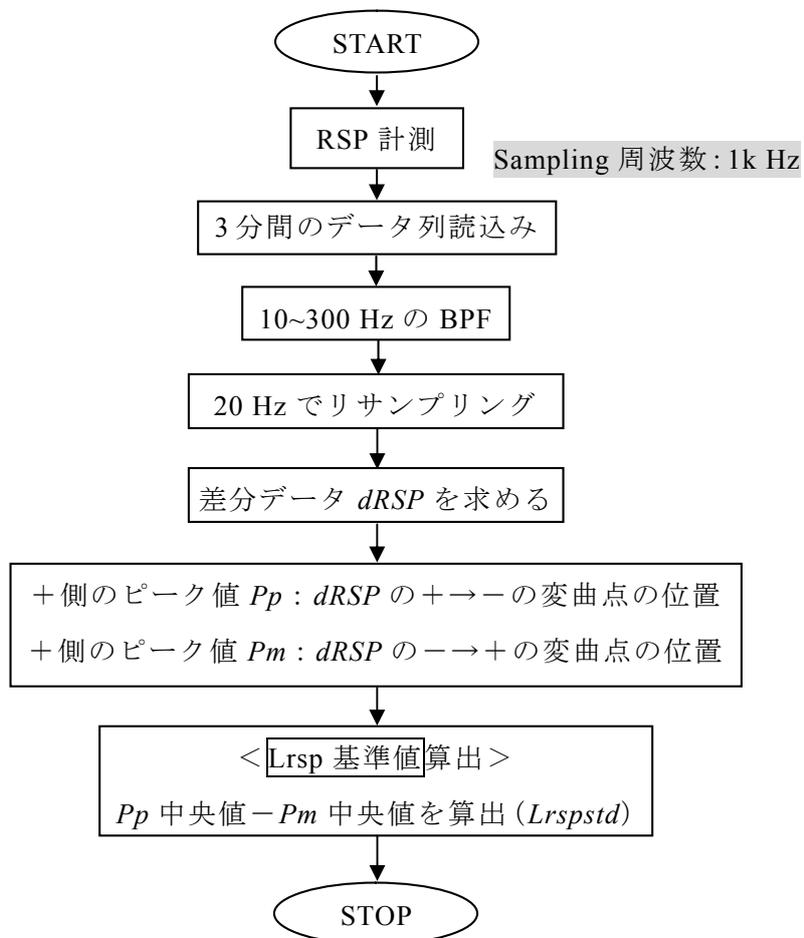


図 3-2 Lrsp 基準値算出のフロー図

(c) PF, RF, MF の基準値

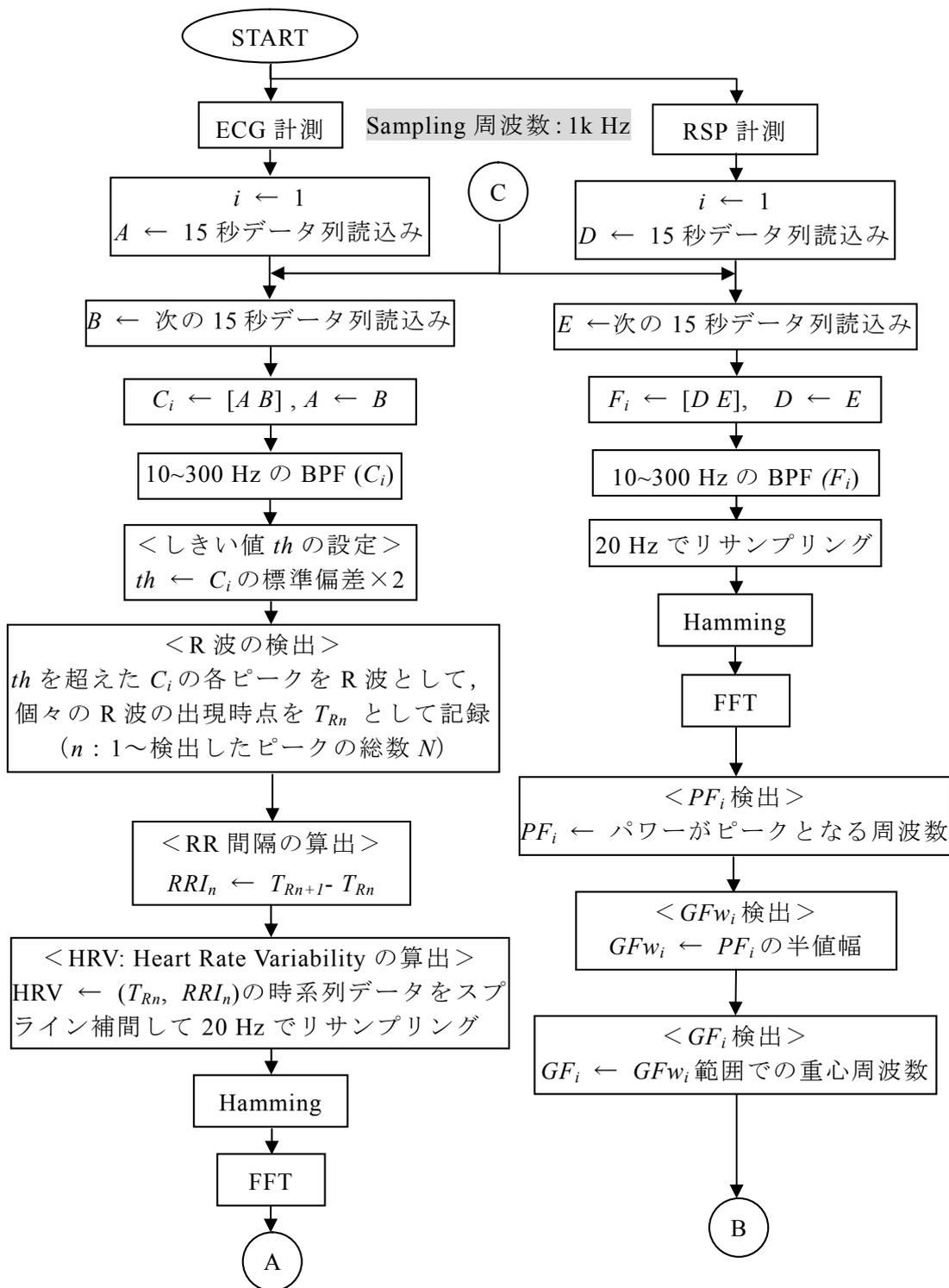


図 3-3 PF, MF, RF 基準値算出のフロー図 (その 1)

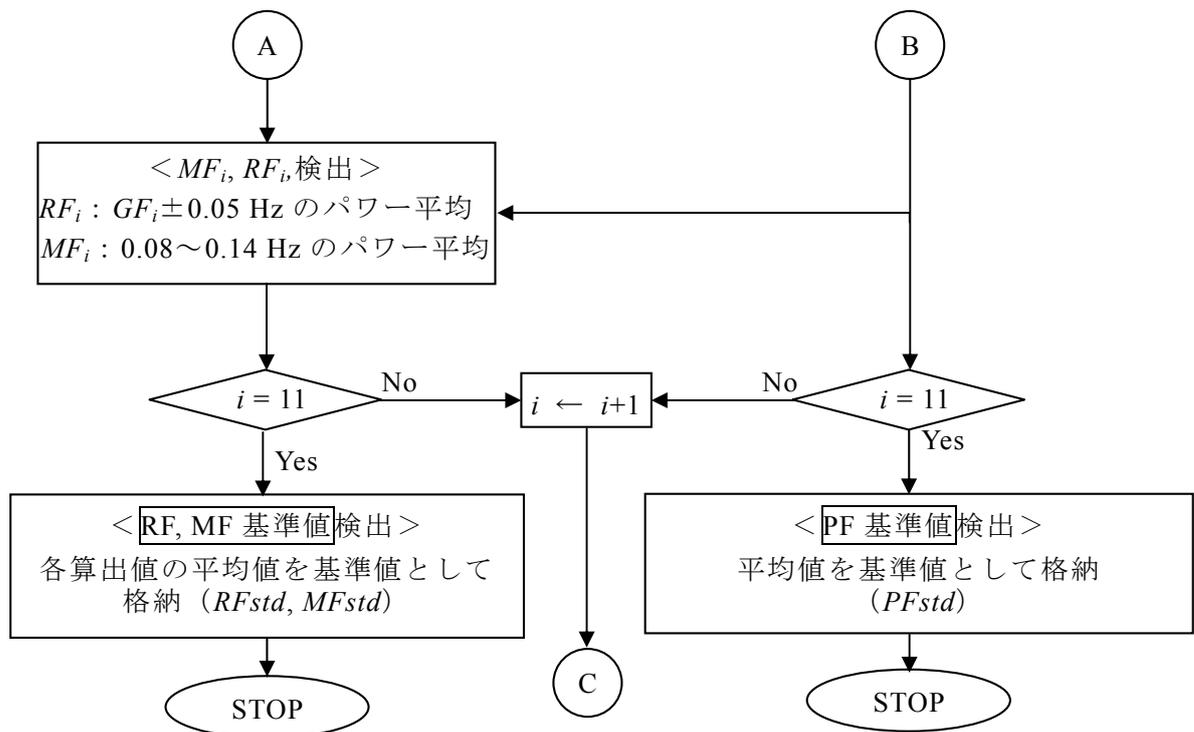


図 3-4 PF, RF, MF 基準値算出のフロー図 (その 2)

2) 選定指標の変化時点の検出と警告

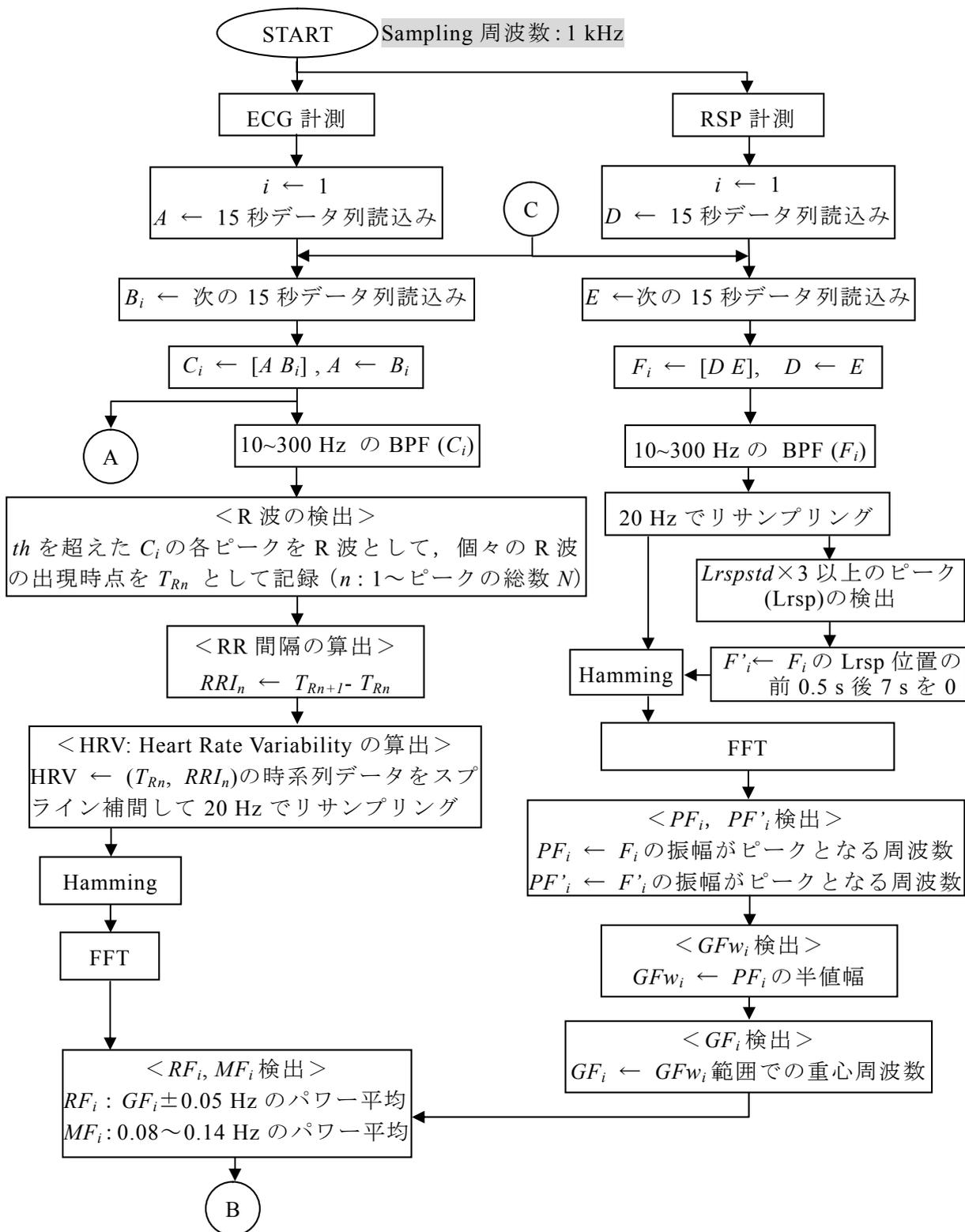


図 3-5 区間ごとに指標変化を検出し警告を出すためのフロー図 (その 1)

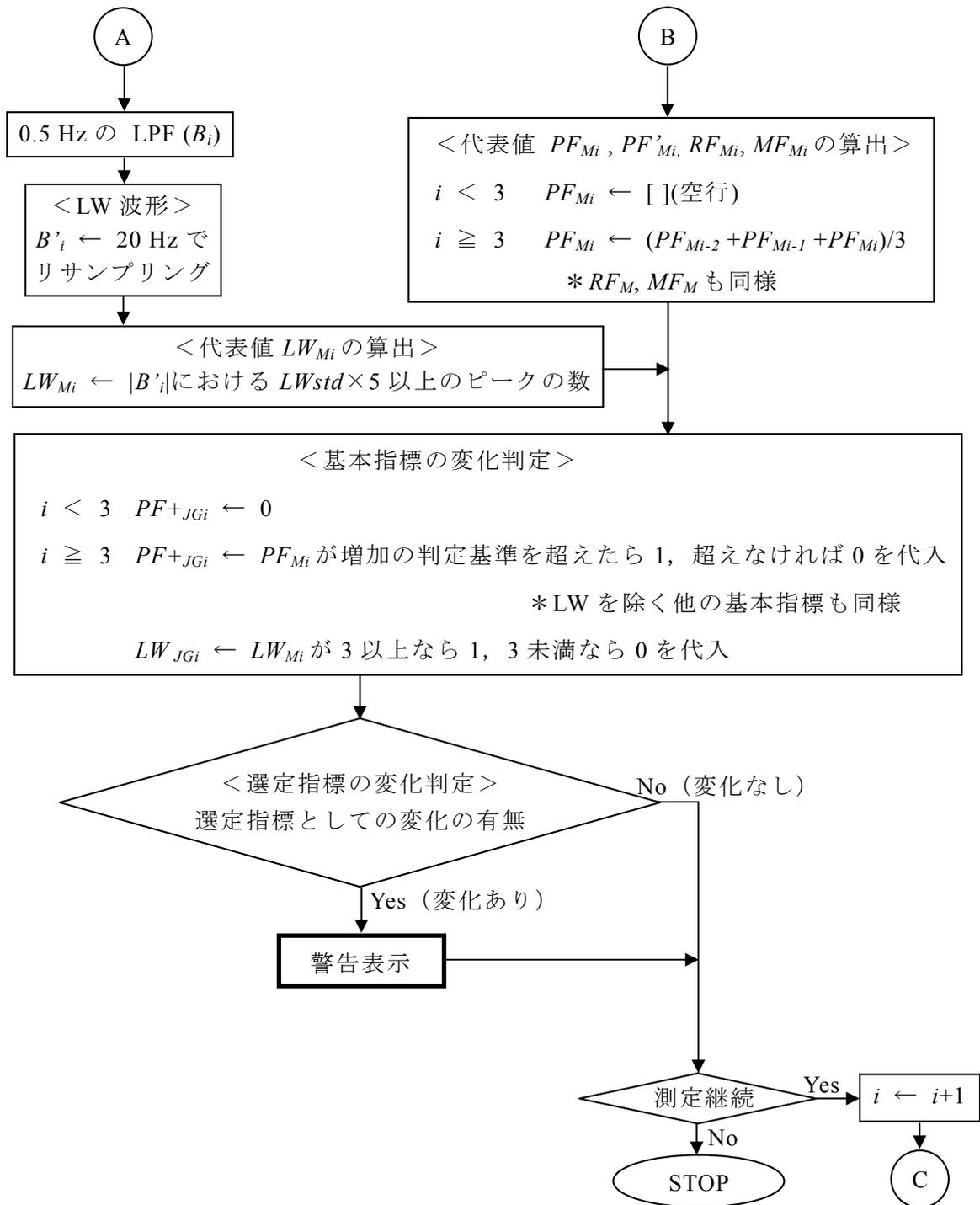


図 3-6 区間ごとに指標変化を検出し警告を出すためのフロー図 (その 2)

3.3 4つの選定指標の変化点と主観評価結果との対応

ここでは、本研究で提案する選定指標の変化時点、すなわち、前述のリアルタイム計測システムでの警告が発せられる時点と酔いの発症時点との関係、また、酔い発症の警告としての妥当性について検討する。具体的には、2章で述べた軽度および中程度の酔い誘発実験の実験 2-1 および実験 2-2 の結果を用いて、4つの選定指標の変化時点と主観評価の変化時点との対応について検証する。

図 3-7に、各指標の最初の変化が検出された時点に対し、最も近い主観評価の変化がどのように分布するかを示した。解析に用いたデータは、実験 2-1 と実験 2-2 の 62 セッションで、このうち、主観評価の最大値が 1 であったセッションは 26 セッション (G0+G1)、最大値が 2 のセッションは 19 セッション (G2)、最大値が 3 のセッションは 17 セッション (G3) であった。バーの色の違いは、黒が主観評価 1→2 の変化時点、灰色が主観評価 2→3 の変化時点を意味する。横軸は時間[分]であり、縦軸は、該当するセッション数を示す。図の見方として、例えば、(a) PF+図の横軸-1 分の黒いバーは、PF 増加が最初に検出された時点の-90~-30 秒以内に主観評価が 1 から 2 に変化したセッションが 3 つあったことを示す。なお、横軸-5 分に示されたバーの値は 5 分以前に、5 分のバーの値は 5 分以上後に変化が生じたセッションの総数を示している。また、マイナス領域は、主観評価の変化が指標変化より早かった（生理指標による酔い発症の検出が遅れた）ことを意味している。ただし、LW 以外の指標は 15 秒ずれた 30 秒データ 3 つの平均を用いているため、生理的变化が生じてから警告がでるまで、最大 1 分程度の遅れが生じる可能性があることを考慮する必要がある。

以下に、指標ごとに結果をまとめ、考察を行う。なお、主観評価 1→2 の変化は「軽度の酔いの発症時点」、主観評価 2→3 は、「中程度の酔い発症時点」と定義して考察を進めることとする。

(a) PF+：主観評価 1→2 の変化（黒いバー）は全ての範囲に分布しており、-2~2 分の範囲に半数が分布しているものの、-2 分に最も多く出現し、-5 分、-1 分、3 分、5 分以上にも 3 セッションずつ出現しており、分散が大きかった。一方、主観評価 2→3 の変化（灰色のバー）は、最も遅い出現が-2 分で、主観評価の変化より 2 分前と 5 分以上前に 10 セッション中 7 セッションの変化があった。よって、この指標は中程度の酔い発症とほぼ同時か、それより前に変化する可能性が示された。PF+は呼吸周波数の増

加を意味するが、この原因が、酔い発症による不随意的反応なのか、「酔いそうだ、ひどくなったらどうしよう」というような気持ちの動揺あるいはコントロールへの努力の結果なのかは不明である。呼吸が随意的にも不随意的にもコントロールできる以上、この点が不明瞭なのはやむをえない。むしろ、心体が「やや対応が必要な状態」と認識していることを示す指標として PF+を位置づけ、解釈すべきであろう。

- (b) LW：主観評価 1→2 の変化では、5分以上遅れたセッションが 5 つあったが、-2~0 分に 1 つのピークができており、21 セッション中 10 セッションがほぼ同時に変化していた。主観評価 2→3 の変化では、-1 分以降に 18 セッション中の 15 セッションが分布し、ほとんどの変化が主観評価の変化点と同時か、それより前であったことがわかる。よって、この指標は軽度の酔いの発症時点の 2 分前後に変化しやすく、中程度の酔い発症時点でも 2 分前後かそれより前に変化する可能性が示唆された。指標の意味するところは、LW の成因が不明であるため、よくわからないが、酔い発症に伴う胃の異常活動あるいは発汗、皮膚電気活動などの変化を捉えている可能性がある。LW の成因に関する検討は次章で行う。
- (c) RF+&nMF+：主観評価 1→2 の変化は 0 分以前に 8 セッション中 6 セッションが集中し、主観評価 2→3 の変化は -1~1 分に 7 セッション中 3 セッション、5 分以降に 4 セッションが分布した。よって、この指標は軽度の酔いが中程度に進行した際に変化する可能性がある。指標の生理的意味は、RF（副交感神経系指標）が増加したが MF は増加しなかった状態である。MF が交感神経系と副交感神経系の両方の支配を受けていることを考えると、副交感神経系が賦活したのに MF 増加が生じないことは、交感神経系の活動が低下したことを意味し、この結果から、この状態が軽度~中程度の酔い発症に関連している可能性が示された。
- (d) PF'-&nMF+：主観評価 1→2 も 2→3 も分布は広く曖昧であり、酔い発症時点および酔いの程度との関連も不明瞭であり、酔いの発症時点を推定する指標としての有効性は確認できなかった。指標の意味するところは、著大呼吸によらない呼吸周波数の低下で、かつ MF 上昇がみられない状態であり、呼吸リズムの低下によるものと考えられる。

次に、4 つの選定指標のいずれかが変化した時点、つまり警告が出される時点と、主観評価の変化時点との関係を、図 3-8 に示す。この結果から、主観評価 1→2 の変化では、いずれかの指標が変化した時点としては -1~1 分の範囲が 40%（33 セッション中 13 セッ

セッション) と最も多く、-1~4 分の範囲では 67% (33 セッション中 22 セッション) で変化が生じていた。また、主観評価 2→3 の変化では、-1~7 分の範囲にすべての変化が生じていることがわかる。

以上の結果から、4 つの選定指標のいずれかが変化した時点で警告を発した場合、警告時点で前後 1 分に軽度の酔いが発症している可能性が高く、少なくとも中程度の酔い発症と同時かそれより前の状態である可能性が極めて高い。したがって、本研究が提案する 4 つの選定指標による軽度~中程度の酔い発症推定法は、発症時点をリアルタイムである程度推定可能であることが示され、極めて重要な成果と考えられる。

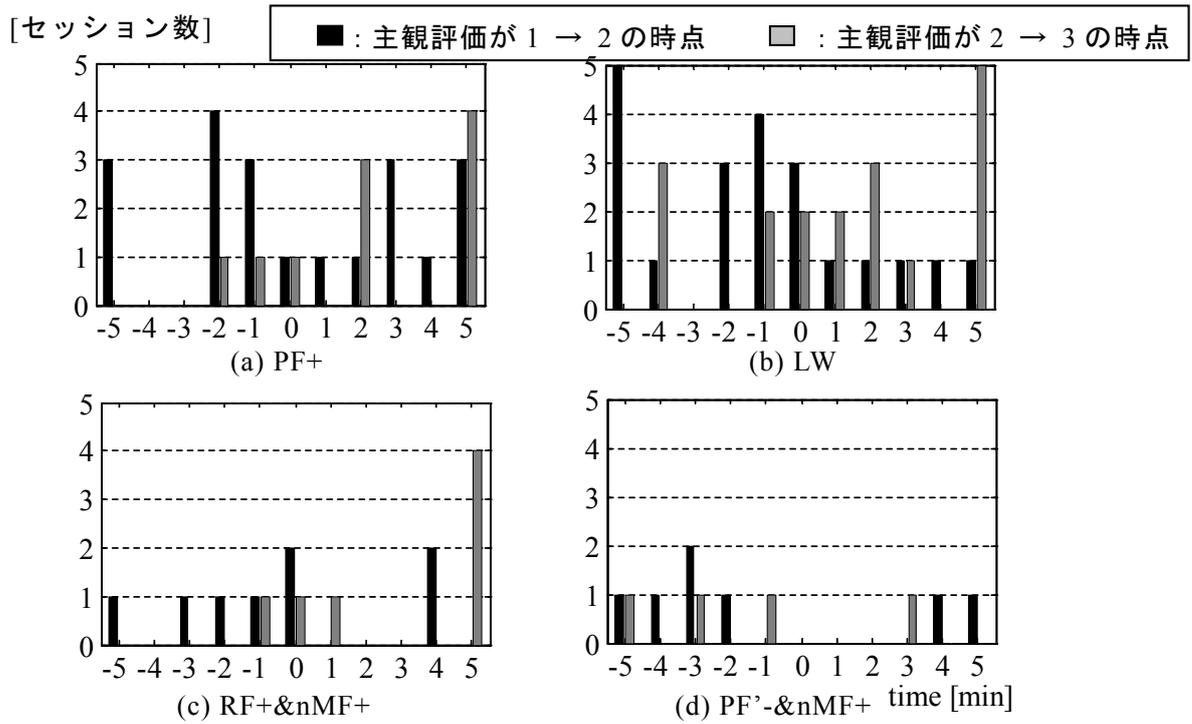


図 3-7 「4つの選定指標」の最初の出現時点と主観評価の変化時点との関係

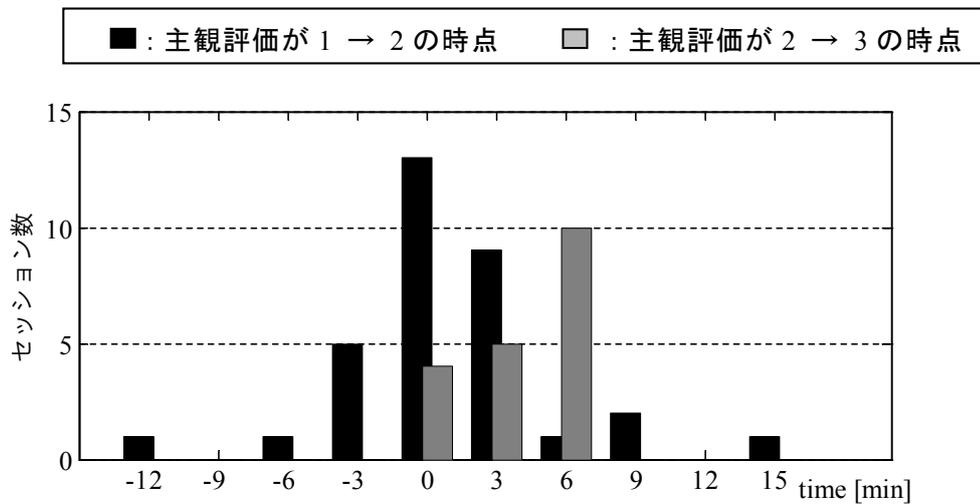


図 3-8 「4つの選定指標」のいずれかが変化した時点と主観評価の変化時点との関係

3.4 まとめと課題

以上の結果から、心電図と呼吸を測定するだけで、ユーザーの主観評価に頼らずに、リアルタイムで酔い発症の可能性のあることを警告するシステム構築の実現性について示した。

実測データによる、指標変化時点と主観評価変化時点の関係についての検証では、指標変化時点と主観評価の変化時点が近い（1分前後の範囲）事例が多くみられ、指標変化時点から、ある程度、酔い発症時点を推定できる可能性を示した。サンプル数の少なさや、変化時点の一致がみられなかった例も考慮すると、実用化のためには、いまだ多くの課題があるが、生理指標を用いてリアルタイムに発症時点の推定を行うシステム構築の可能性は示すことができたと考えている。

また、本法は、測定が簡便な生理量を用いていることから、実験室のような統制された環境だけでなく、フィールドにおける適用が可能である。

残された課題は、選定指標の生理学的背景と酔い発症との関連についての検証である。特に LW の成因が不明であることや、酔いとの関連が示された呼吸を周波数分析でしか扱っていないことから、次章で、LW と呼吸についての生理学的背景や酔いとの関連について検証を行なう。また、実際のフィールド事例として、鉄道におけるパーソナルコンピュータ利用時における乗り物酔い調査結果についても、次章で報告する。

第4章 選定指標の生理学的背景の検証および鉄道での実態調査

4.1 はじめに

前章において、4つの選定指標によるリアルタイム推定および警報システムの構築について述べ、また、警報のタイミングと酔い発症時点との関係について検証を行い、良好な結果を得た。

よって、本章では、選定指標のうち、その生理学的背景が不明である LW について、その発生機序について実験的調査を行なう。また、選定指標に呼吸周波数に関する項目が2つ入っている (PF+と PF'-) ことから、個々の呼吸波形について、より詳細に検証し、呼吸の変化と酔いとの関係について検討を行なう。

また、鉄道において、近年鉄道利用時の PC 利用が増加しており、それに伴い、酔いに起因する不快感の問題が生じていることから、その実態を調査した結果を報告する。

4.2 体幹電位変動 LW の発生原因に関する検証実験

4.2.1 目的

これまでの実験において、動揺病発症時の特徴的な生理指標変化として、体感電位変動 LW（心電図 CM5 誘導における 0.5Hz 以下の成分）の有効性を示してきたが、LW は、酔い発症との関連性が高いにもかかわらず、その成因がわかっていなかった。

このため、この LW の成因についての検討を行った。様々な自律神経系の刺激を与え、そのときの体幹部での電位変化を複数の電極で多点測定した。本報告ではこの結果について報告する⁸⁴⁾。

4.2.2 体幹電位変動とは

胸部導出による心電図の基線に、動揺病症状が進行すると出現する 0.05～0.3 Hz の低い周波数成分を体幹電位変動 LW とよぶことにする。LW は体動によるノイズとよく似ているが、立位や座位など姿勢が異なっても生じ、体動がない状態でも生じることが、頭部動揺の計測データとの比較により、前章の実験で確認された。また、一過性の呼吸による体幹部の変形により、心電図の基線に変動が生じることがあり、LW に呼吸によると思われる波形が混入することはあるが、LW と呼吸活動を比較した結果、LW のほとんどが、呼吸波形と連動しておらず、したがって、LW のすべてが呼吸により生じているとは考えにくい⁸⁵⁾。

以上より、LW が単なる体動によるノイズとは考えにくいことから、発現機序は明らかではないが、動揺病発症に関連した、なんらかの生理反応を捉えていると思われる。また、LW を「心電図の基線変動」と説明しているが、心臓の拍動とは関係なく、あくまで心電図の計測上装着した電極が、付随的に捉えた電位変化と考えられる。よって、ここでは誤解を避けるため、以前用いていた心電図基線変動ではなく、体幹電位変動 LW とよぶことにする。

4.2.3 実験方法

実験は、安静状態および7つの課題（暗算課題、深呼吸、バルサルバ試験、ハンドグリ

ップ試験，映像刺激，温熱負荷，摂食負荷）における生理指標の変化を計測した．被験者はインフォームドコンセントを得た，21～22 歳健常成人男性 3 名（以後，S1～S3 と表記）である．

4.2.4 実験条件

① 安静

座位・閉眼状態で椅子の背もたれおよびヘッドレストにもたれかけた，楽な姿勢の状態で 5 分間測定した．

② 暗算課題

3 桁の数字に，その 3 つの数字を合計することを 2 分間続け，終了後 1 分経過までの 3 分間を測定した．

③ 深呼吸

1 秒ごとの実験者のカウントに合わせ，息をゆっくり 8 秒かけて吸い，また，8 秒かけて吐き出す深呼吸を，3 回行った．

④ バルサルバ試験

水銀血圧計に接続した管先端のマウスピース部に，40 mmHg の一定圧になるよう‘いきみ’を 15 秒続けた後，直ちにいきみを中止し普通の呼吸に戻した試験で，測定はいきみ開始直後の 3 分 15 秒間行った．

⑤ ハンドグリップ試験

被験者の最大握力を事前に調べ，その約 50%の値になるよう，発汗測定と逆側の手で 5 秒握る課題を 15 秒あけて 2 回行った．

⑥ 映像刺激

用いた映像は，黒い背景にランダムドットが点在した映像である．これを静止された状態で 3 分間提示した．その後 15 分間，ドットが水平方向に移動する映像を提示し，動画提示と同時に，前後左右への首傾斜運動を行わせ，擬似コリオリ刺激を与えた．傾斜運動は，2 秒おきに，実験者が傾斜させる方向を教示して行った．傾斜方向は乱数により決定した．動画提示の 15 分が終了した後は，また 3 分間，静止映像を提示した．この際，首傾斜運動は行わなかった．実験中 1 分おきに 5 段階の酔い・不快程度の主観評価（1：全く感じない，なんともない，2：少し不快だが大丈夫，3：かなり不快だが大丈夫，4：すごく不快でやめてほしいが，あと 3 分は大丈夫，5：非常に不快ですぐに止めたい，耐

えられない)を手元のスイッチで回答した。

⑦ 温熱負荷

座位の被験者を電気毛布 (S1) や布団乾燥機 (S2, S3) で覆い, 上から毛布をかけて 15 分測定した。

⑧ 摂食負荷

食事開始 30 分後から 30 分間測定した。

4.2.5 測定項目

1) 主観評価

質問紙は, ①事前アンケート (当日の体調や食事, 薬物の摂取についての質問) と, ②映像実験後アンケート (めまいや胃の不快感など動揺病に関連する症状や倦怠感など実験に起因するストレス要因の有無と程度, また, 不快原因について質問) の 2 つを行った。

2) 生理計測

心電図(ECG), 胃電図(EGG), 左脇腹の電位(PDL: Potential Difference on Latus), 血圧(BP), 組織血流量(FLW), 呼吸(RSP), 発汗量(SR: Sweat Rate)を測定した。なお, 体幹部の電位導出において, 用いた電極は, 導電性ゲルのディスプレイ電極 (日本光電, ビトロード Y 型), 生体アンプは, 21ch の多用途脳波計 (NEC, EE1000), 時定数は全て 3 s とした。図 4-1 に電極配置を示す。ここで心電図は電極⑫-⑪の差動導出とし, これに 0.5 Hz のローパスフィルタ (2 次のバターワースフィルタ) をかけたものを LW とした。また, LW と比較するため, 各電極出力にも 0.5 Hz のローパスフィルタをかけた。胃電図 EGG は電極⑤-③⁷⁰⁾, PDL は電極⑨-⑩の差動導出電位である。また, 電極⑬を基準電極として, 電極①~⑫の電位を導出し, データ収録後に平均電位 (電極①~⑫の電位をすべて加算し, これを電極数 12 で割ったもの) を引算して電極⑬の影響を排除したデータを各電極の電位 (E①~E⑫) とした。血圧は, 非侵襲連続血圧計 (オメダ, FINAPRES), 末梢血流は, レーザー血流計 (アドバンス, ALF21R) を用いて測定した。呼吸は, 伸縮性可変抵抗の呼吸センサ (日本光電, TR-751R) を用いて胴体部の周囲長変化による呼吸曲線を測定した。発汗は, カプセル式発汗計 (スキノス, SK2000) を用い, 精神性発汗部位として左手母指球上を (SR1), 温熱性発汗部位として, 電極⑪, ⑫, ⑬付近 (SR2~4), 合計 4 箇所を測定した。ただし, SR3, 4 の測定装置の校正値に不備があったため, 単位[$\text{mg}/\text{cm}^2/\text{min.}$]と対応し

ていない可能性が高い。全てのデータはサンプリング周波数 1 kHz で、デジタルレコーダ (TEAC, DR-M3b) に記録した。

4.2.6 結果

ここでは、本稿の目的から、最初に映像刺激における LW の詳細を調べ、次にその他の課題における LW の発生の有無等について検証する。

1) 映像刺激における LW

課題(6)の映像刺激では、全ての被験者が酔いによる不快感を生じ、S1, S2 は 5 段階評価で「2」(少し不快)を、S3 は、「3」(かなり不快)を申告した。

映像刺激時の反応のうち、LW の出現に関連がみられたものあるいは LW の成因に関連

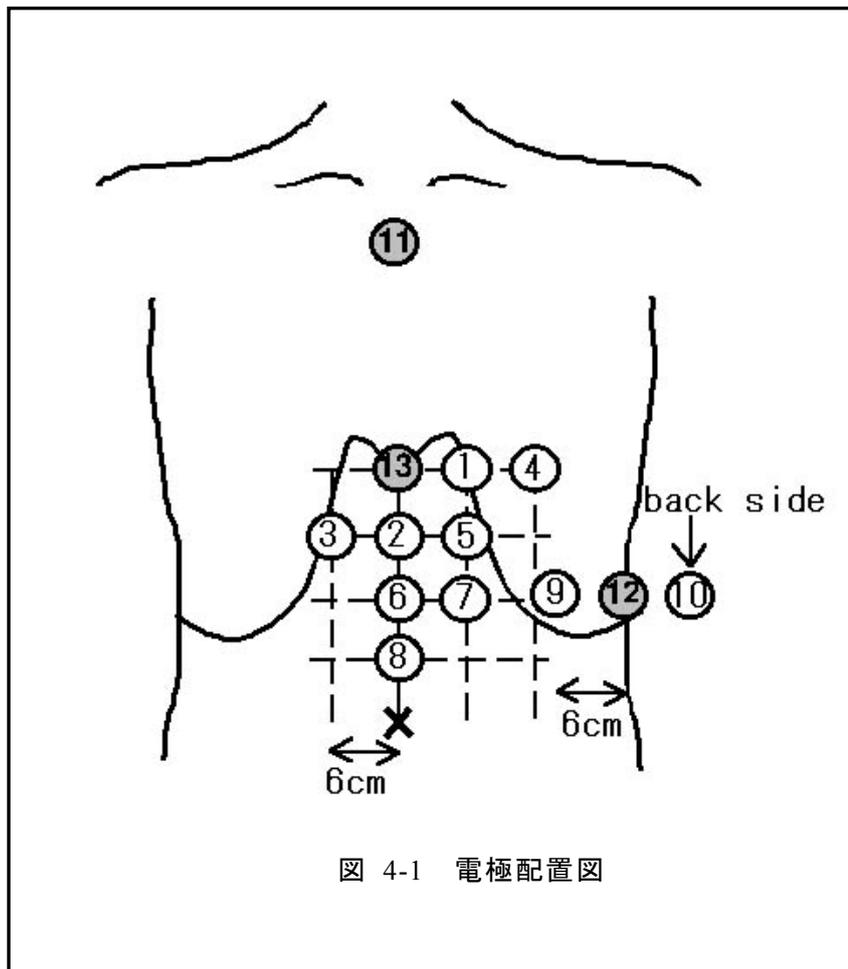


図 4-1 電極配置図

する可能性があるデータに絞り，図 4-2，図 4-3に示す．いずれも被験者ごとのデータを示し，横軸は時間[min.]で，図 4-2は，映像刺激課題全体の 21 分のデータである．上から (1) 体幹電位変動 LW[mV]，(2) 発汗 SR1 (手掌) [$\text{mg}/\text{cm}^2/\text{min.}$]，(2)発汗 SR3 (左脇腹) [$\text{mg}/\text{cm}^2/\text{min.}$]，(3) 5 段階主観評価 Sub，を示したものである．なお，発汗量および発汗部位は個人差が大きいので，縦軸の scale は統一しなかった．

図 4-3は，LW が発生した 1 分間のデータを切り出したもので，縦軸は上から，(1) 体幹電位変動 LW[mV]，(2) 胃電図 EGG [mV]，(3)左脇腹電位 PDL [mV]，(4) 平均電位 ave.p. [mV]，(5)～(10) E①～E⑫ [mV]，(11) 呼吸 RSP [mV]である．

図 4-2から，LW は S2，S3 に数分にわたり発生し，S1 では単発的に生じた．また，発汗量は SR1 で，動揺病発生時にはむしろ減少する傾向があった．LW 発生に対しては，いずれの被験者においても最も大きな LW 出現時あるいはその数十秒後に発汗量の増加がみられた．しかしこの時点は S1，S3 では動画終了直後であり，このことが精神性発汗を誘発したとも考えらる．一方，SR3 は，LW の変動が集中している S2 の 10 分付近，S3 の 18 分付近で増加し，LW の出現と一致していた．SR3 は，心電図測定電極の陽極部位と同じで温熱性発汗部位であり，この結果から，LW が温熱性発汗と関連した電位変化であることが示された．なお，S1 での単発的な LW の出現と発汗量との関連はみられなかった．

次に，図 4-3において，LW を構成する E⑪と E⑫の波形をみると，E⑫は E⑪に比して逆位相で振幅に大きな変動が生じており，単相性波 (S1，S3) あるいは二相性波 (S2) と，それらが複合したような波形で構成されていることがわかる．また，LW の波形形状は，我々のこれまでの実験結果に一致した⁸⁵⁾．各電極の結果から，変動が最も大きく現れているのは E⑩，E⑫であり，E⑨，E⑩，E⑫は同位相 (S2 では E⑥も)，その他はほぼその逆位相で，振幅も小さく波形形状も E⑩，E⑫にローパスをかけたような波形であった．また，E⑩で他の波形に比して最も早く (約 0.2 秒) ピークが出現し，他の波形間においては，明確なピークのずれはほとんどみられなかった．EGG より PDL で LW に対応する変動がみられた．S1 では EGG に胃電位活動の SW と思われる 3 cpm の変動がみられた．一方，呼吸波形と LW 波形は対応がみられず，少なくとも深呼吸やため息を除いた通常の呼吸は，LW に影響しなかった．大きな呼吸も図 4-3の被験者 S1 で 1 回生じているが，この図から，大きな呼吸による LW やその他の電極での電位への影響は認められなかった．この結果から，映像に起因した酔い発症時の LW を構成する電位変化は，わき腹付近で最も大きく，かつ早く出現していることがわかった．

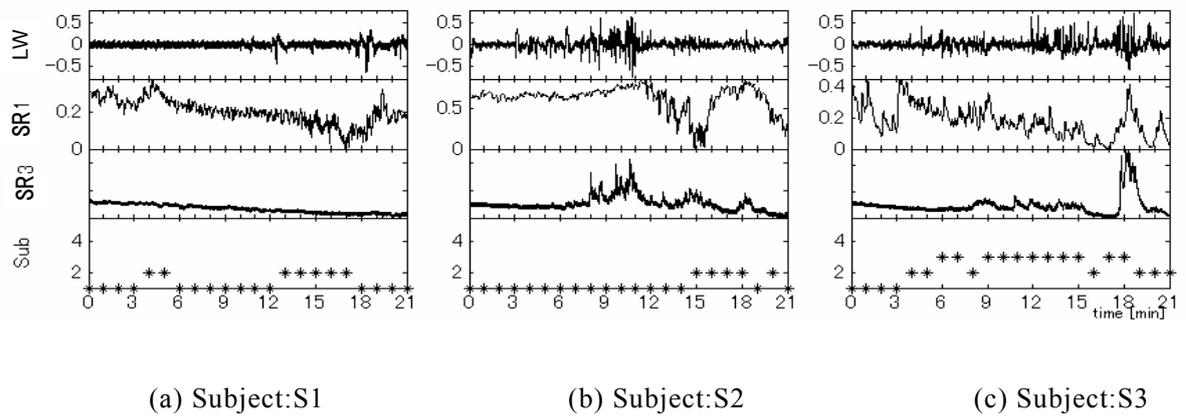


図 4-2 映像刺激による LW,発汗および主観評価の変化 (subject:S1~S3)

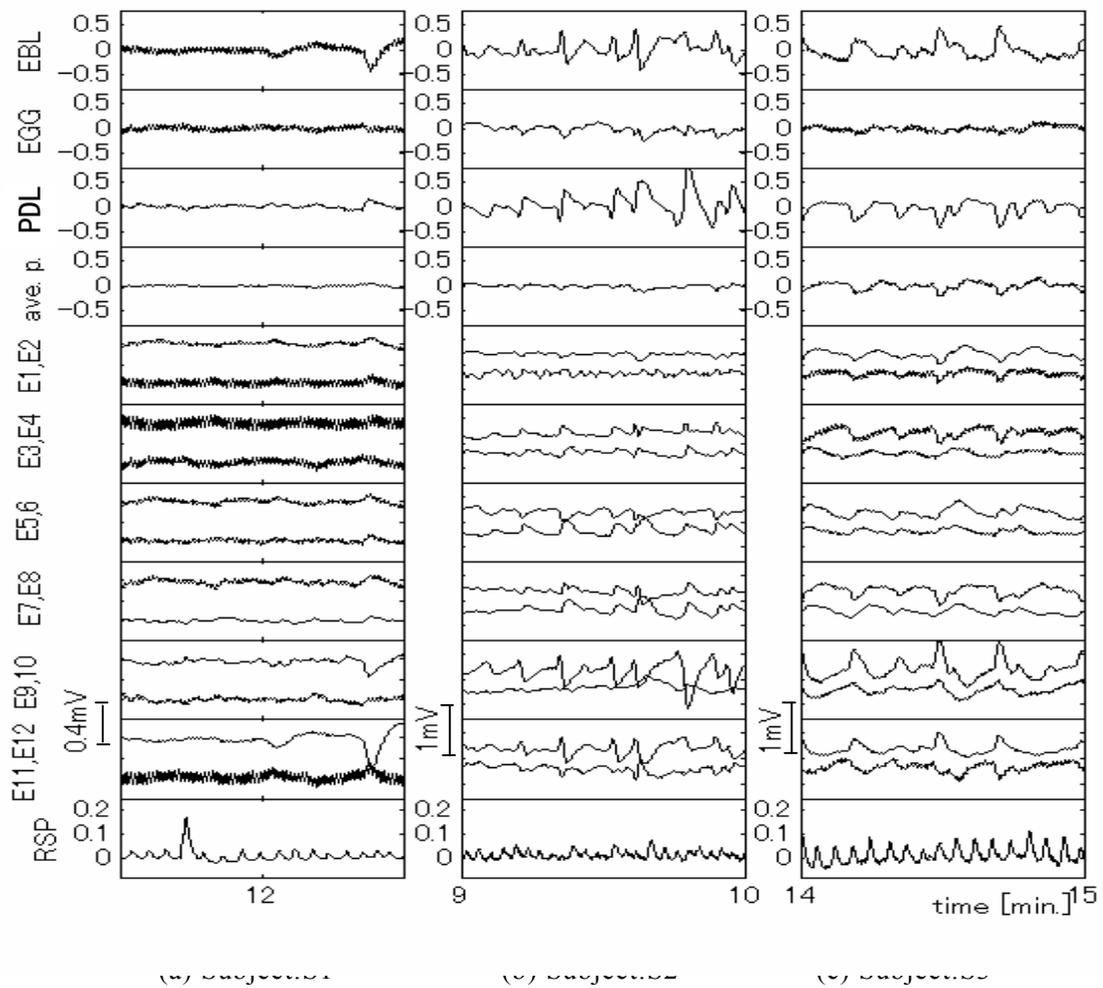


図 4-3 映像刺激時の LW, EGG, PDL, E1~12, および呼吸の変化 (subject:S1~S3)

2) 温熱負荷および摂食負荷刺激における LW

温熱負荷実験では、S1 での加温に電気毛布を用いたため、電極に電気ノイズが乗り、加温も十分に行えなかったため、ここでは S2, S3 の結果を報告する。LW は、S2 では加温の最初から、S3 では 3 分後から発生し、各電極でもこれと同じ範囲で変動が観察された。LW 出現時の S2, S3 の電位データを図 4-4 (1)に示す。LW の波形は、映像刺激時に S2 では E⑩に同位相、S3 では E⑩に逆位相でみられ、信号源がこの付近にあることが示唆された。この結果から、LW が温熱性発汗により生じている可能性が示された。

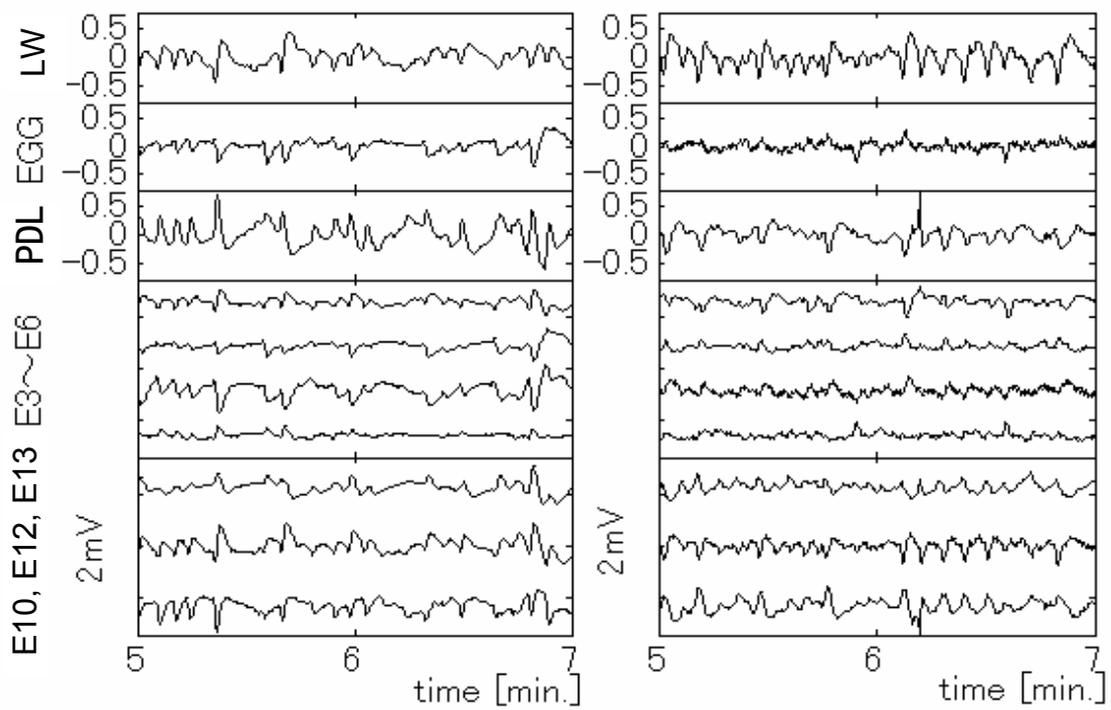
摂食負荷では、S1 では測定時全て、S2, S3 では少なくとも 18~22 分の間に、EGG に 0.05 Hz (3 cpm) 前後のピークが観察された。図 4-4 (2)に S1 の結果を示す。これは胃の電気活動の正常成分 SW (3~5 cpm)の範囲であり、波形も典型的な SW 波形⁷⁰⁾であることから、E③-E⑤の差動導出により胃の電気活動が計測されたと考えられる。このとき、図 4-4 (2)では LW に SW の混入はみられず、映像刺激や温熱性刺激では大きな電位変動を示した E10 にも SW 成分は観測されなかった。この結果から、LW は、少なくとも胃の正常活動においては、胃の電氣的活動とは全く関連がないことがわかった。

3) その他の刺激における LW

課題(2)~(5) (暗算, 深呼吸, バルサルバ, ハンドグリップ試験) は、自律神経機能検査⁸⁶⁾の一種であり、自律神経系反応の知見はすでにある。よって、ここでは LW の出現有無および波形の特徴を、刺激ごとに自律神経系の機序につき合わせて検証する。

(a) 安静

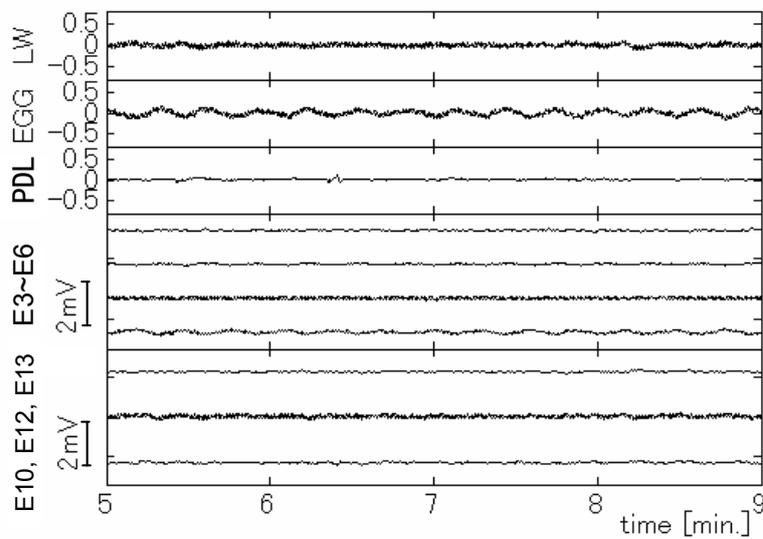
測定開始直後や終了直前に LW がみられることがあったが、1~4 分の間には LW はほとんど生じず、S1 で 1 回単発の波形がみられた。基本的に安静では LW が生じにくいと思われるが、今後も検証を続ける必要がある。



(a) Subject:S2

(b) Subject:S3

(1) 温熱負荷 (Subject:S1, S3)



(2) 摂食負荷 (Subject:S1)

図 4-4 LW,EGG,PDL と各電極での変化 (温熱負荷と摂食負荷)

(b) 暗算課題

S1, S2 で LW が出現した。特に S1 では課題後半に多く出現し、課題終了後にさらに頻度を増した。S2 では課題終了後に生じた。各部位での電位変化も E⑩, E⑫でもっとも振幅が大きいなど、動揺病発症時と類似の LW パターンがみられた。S1 では特に LW の変動が大きく（最大で振幅約 2 mV）、E⑩, E⑫と同位相になったのは E③, E⑧, E⑨, E⑩であった。また、S2, S3 では E⑩と E⑫が逆位相となったが、立ちあがりや振幅が大きいのは E⑩であった。発汗量は、SR1 では変動しながら減少し、温熱発汗部位 SR2~4 ではほとんど生じないか、計算終了後に発汗が観察された。暗算課題は精神性ストレスであり、精神性発汗部位での発汗と、温熱性発汗部位での発汗抑制があるとされるが、抑制に関しては個人差があるとの報告もある。課題終了後の LW の発生は、精神性ストレスによる温熱性発汗の抑制が解除されたことによる発汗に関連するものと思われる。

(c) 深呼吸

LW は S1 において陽陰二相性波形が生じたが、他の被験者では観察されなかった。しかし、体幹電位（単極）では呼吸曲線と類似の基線変動がみられ（S3）、その影響が LW の基線にも一部現れていた。SR1 では一回目の深呼吸の呼気終了時にピークを示し、その後変動しながら減少した。SR2 では S1 と S3 が呼吸曲線と連動した発汗があり、その他の温熱性発汗部位では発汗はみられなかった。EGG, PDL 共に呼吸の影響と思われる変動が生じたが、特に PDL の変動は大きかった。この結果、本実験での動揺病発症時における大きな呼吸程度では LW に影響しなかったが、深呼吸のような大きな呼吸は影響することがわかった。これは、呼吸による体幹部変形その他、自律神経系の反射による血管神経や発汗の影響も考えられる。

(d) バルサルバ

いきみ終了後 30 秒間に LW が生じた。S1, S2 では E⑩で特に振幅が大きく（1 mV 以上）かつ 2 相性波形であった。LW の発生と呼吸との関連はなかった。S1 では他の課題に比して最も LW の振幅が大きく、負荷強度と振幅の関連性を示すものと思われ、精神性発汗部位での皮膚電位反射（SPR）の脱分極波形の振幅と動揺病不快強度との相関に関する報告⁸⁷⁾に関連する可能性がある。

(e) ハンドグリップ試験

LW は S1 では生じず、S2, S3 ではハンドグリップ直後~5 秒後に単発に生じた。発汗は S1 では SR1 のみ、S2 では SR1, SR4, S3 では SR1, SR2 にみられ、E⑩, E⑫両方に LW の成因となる電位変動がみられた。これは運動性発汗として、課題(7)と同様の温熱性

発汗が生じたと考えられる。

4.2.7 考察

以上より、非常に強い深呼吸の場合、一部 LW に呼吸の影響がみられるが、通常は LW の主な成因は呼吸ではなく、電極⑩付近に生じる電位変動であることがわかった。一方、映像刺激や温熱刺激の結果から、発汗との関連が示唆された。また、LW の導出電極部位付近の電極⑩や⑫での電位変動波形は、皮膚電位反応 (SPR) の波形と類似していた。SPR は皮膚交感神経活動に関連し、汗腺、皮膚血管収縮、立毛の神経活動が含まれているとされる。また、動揺病発症時に温熱性発汗部位での発汗や皮膚電気活動が記録されるという報告⁸⁷⁾もあり、このことから、動揺病による不快感に対応する変化が温熱性発汗部位で生じることが示唆されている。また、中枢神経系が関与した刺激の比較・弁別機構での知覚系の反射が SPR に現れること⁸⁸⁾に関連する可能性もある。しかし、電極⑩、⑫で特に振幅の大きい双曲波形が出現した理由は不明であり、PDL に单相波形が観察されたことは、電極⑨と⑩で電位差が生じたことを示し、もし LW の成因が SPR とすれば、この部位間に、なんらかの皮膚電気活動における差が存在していることになる。また、電極⑩の変動成分が、体幹前面中央部に、振幅が減少し波形は滑らかな状態で逆位相で出現したことも、通常温熱性発汗部位での皮膚電気活動は連動して生じるという通説と一致せず、疑問が残る結果となった。しかしながら、反射性局所発汗として、胃拡大により背面の第二腰椎両側に反射的な発汗亢進があることが観察されており⁸⁹⁾、この部位は電極⑩と近接していること、また、背部は冷汗との関連が高いことなどから、動揺病の不快感が生じた場合に特徴的な発汗分布が生じている可能性はある。

一方、体幹前面中央部に現れた LW は、動揺病発症時に観察される胃の活動成分 TG (5~9 cpm) である可能性も残された。なお、摂食刺激時に胃の電気活動 SW (0.3 cpm の連続波形) が電極③~⑤の付近で観察された。このとき、LW にも一部同様の波形がみられたが、電極⑩、⑫では観察されず、電極⑪での SW であった。したがって、LW が胃に起因したものである場合、少なくとも動揺病発生時の LW は SW の motor point とは異なる、背側にある motor point での信号と考えられ、胃裏側から表側に電気活動が伝播したとすると、位相の反転も説明できる。あるいは、電極⑩、⑫の部位の電位変動源として、横行結腸の電気活動の可能性もあるが、電極③~⑥に逆位相で出現していることから、腸と胃に同時に電気活動が生じたか、少なくとも腸単独の電気活動とは考えにくい。

4.2.8 まとめ

LWの成因を調べるため、安静および7つの負荷課題を課したときの生理計測を行った。この結果、動揺病発症時のLWは、極めて大きな呼吸の場合影響を受ける可能性はあるものの、通常の呼吸の影響は受けないことが確認された。また、多点計測での電極において、映像刺激時に、LWと思われる波形のピークが最も早く記録され、また振幅も最も大きかったのは電極⑩であった。このことから、電極⑩が装着された左脇腹のやや背中側が、今回測定した範囲の中では、最も信号源に近いことが確かめられた。また、動揺病発症時に温熱性発汗部位での発汗亢進がみられ、LW出現とも関連していた。動揺病発症時の温熱性発汗亢進は既存研究結果と一致し、動揺病による不快感に対応する変化が温熱性発汗部位で生じることが示唆されている。さらに、複数の負荷課題に対する反応からも、LWと発汗活動との関連性を示唆する結果が得られた。胃電図との関連性については、映像刺激による酔い発症時には、LWと類似の波形がEGGに記録されたが、摂食刺激による正常な胃の活動によるEGG波形とLWの間に、明確な関連性はみられなかった。これらの結果から、LWと胃の異常活動との関連性は完全に否定できないものの、LWが動揺病に起因する発汗亢進に関連した皮膚電位反応である可能性が高いことがわかった。

4.3 動揺病発症時の呼吸波形解析

4.3.1 はじめに

これまでの実験により^{79), 90)}, 動揺病を捉える生理指標として, 呼吸活動の有効性が示された. しかし, 前節まで用いてきたのは, 30秒間の呼吸曲線を周波数解析した結果であり, 1呼吸ごとに調べたものではなかった. したがって, 本節では, より詳細に呼吸活動を調べることで, 呼吸のどのような活動が動揺病発症と関連があるかを調べることを目的とした.

呼吸は, 情動変化やストレスと密接な関係があり, 多くの研究が行われ, 様々な知見が得られている^{38), 66)}. また最近では, 睡眠時無呼吸症候群の治療を目的として, 呼吸の無拘束モニターや自動分析などの研究が進んでいる⁹¹⁾. しかし, 分単位の呼吸の数や欠損数を算出することが主であり, 呼吸活動の詳細な分析は, そこに有用な情報が多く含まれているにも関わらず, 臨床的な適用を除くと十分に活用されているとは言えない. これは, 呼吸が発語や姿勢変化の影響を受けやすいこと, また無意識に統制されつつ, 意識的にも制御できる特異な生体反応であることに起因する. さらに, 個人差が大きく, 呼吸波形も多様で, 解析アルゴリズムの構築が難しいことも理由と思われ, 現状では, 1呼吸ごとの波形を詳細に分析するツールもほとんどない状態である.

このため, 本研究では, 1呼吸ごとの波形を検出し, 様々なパラメータを抽出するための解析アルゴリズムの開発から始めた. よって, ここでは, 呼吸に関する知見を今一度整理したのち, 開発した解析プログラム⁹²⁾の解説と, 呼吸指標の解釈と生理的状态との関連付けを行い, その上で, 動揺病発症時の呼吸波形の解析を行うこととする.

4.3.2 呼吸波形から得られる情報^{57), 58)}

呼吸中枢は脳幹部にあり, 吸気と呼気の周期性リズムはここで形成されている. 呼吸中枢には, 中枢および末梢の化学受容器からの入力があり, 生体に必要な酸素量に応じたインパルスの頻度が調整される. 呼吸中枢には, この化学受容器からの入力の他に, 肺の伸展受容器, 呼吸筋あるいは他の筋の筋紡錘, 腱, 関節と数多くの部位からのインパルスが入力され, かつ, 上位の皮質性支配をも受けている. このため, 呼吸には, ほとんどの内的・外的刺激からの影響が表れるといえるが, ここでは, 主にストレスおよび情動変化に

対する呼吸の変化に注目する。

呼吸波形から得られるものは、①呼吸速さ、②量、③リズム、④波形形状（パターン）に関するものである。リラックスしているときには、深く遅い呼吸がみられる。また、作業負荷に対する反応は、作業内容に依存して変化する。注意集中を必要とするものでは、呼吸は速く浅くなり、一時的に呼吸停止（息こらえ）が起こることもある（緊張ストレスの状態）。一方、単調作業時には、呼吸の規則性が顕著に低下する。また、作業の切れ目などに関係なく大きな遅い呼吸が頻繁に混入する（単調ストレスの状態）⁵⁷⁾。

図 4-5に示すように、1つ1つの呼吸サイクルから、振幅、呼気時間、ポーズ時間、Driving（=振幅／吸気時間）、Timing（=吸気時間／呼吸時間）などの呼吸パラメータを求め、これをストレス評価の指標とした研究も行われている^{56), 59)}。例えば、Drivingは吸気ニューロンの発火強度を、Timingは吸気ニューロンの発火と休止の周期性を反映しているとされ⁵⁸⁾、Drivingはストレスに対して増加を、Timingは非常に安定した指標で、極めて強いストレスに対して反応すると報告されている。また、ポーズ時間はストレス刺激に対して鋭敏に変化することが報告されている^{56), 60)}。ポーズ時間は、弱い刺激に対して短縮を示し、強い刺激に対しては極端に延長することがあるといわれているが、この反応は個人や刺激内容によって生じないこともある。

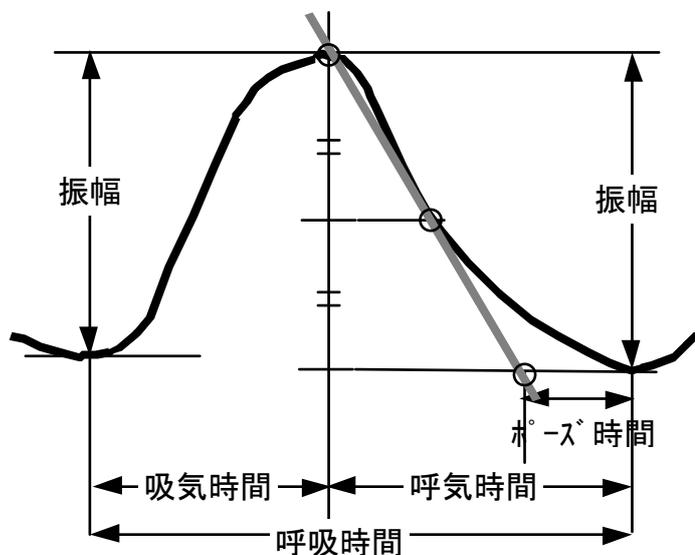


図 4-5 呼吸波形と呼吸測度

4.3.3 計測方法⁹²⁾

換気量を正確に測定するには、マスクかマウスピースを装着して気流速度を測り、積分して呼吸流量を求める。しかし、この方法は、被測定者の負担が大きく、作業中の計測には向かないため、システムユーザのモニターとして用いることは不可能である。一般的には、より簡便な方法として、伸縮性可変抵抗素子をセンサとして体幹部の周囲長変化を測定する方法と、サーミスタを鼻孔付近に装着して吸気と呼気による温度変化を捉える方法がある。体幹部の周囲長変化を測定する方法では、センサの線形性や増幅器の特性（時定数）の影響があるが、呼吸数やリズム、呼吸波形の基点（吸気の立ち上がり時点、ピーク時点）を求める上では問題はない。呼吸容量の測定には問題が残るが、腹部および胸部の周囲長変位と、マウスピースによる呼吸流量を同時計測した結果、キャリブレーションによってかなり精度よく推定できるとの報告もあり⁶⁹⁾、相対的な呼吸量の変化は、この方法でもある程度把握できる。一方、サーミスタ法に関しては、換気量との相関性の検討は進んでいない。本稿では、一般的かつ換気量との相関が高い方法として、体幹部変位測定法を採用した。

4.3.4 呼吸波形解析アルゴリズム⁹²⁾

1) 指標算出アルゴリズム

下記に、算出アルゴリズムの概要を示す。図 4-6は概要説明図、図 4-7は解析例である。なお、呼吸波形解析アルゴリズムの開発には MATLAB (Mathworks Inc.) を用いた。サンプリング周波数は 100 Hz とした。

<前処理>

- ① ノイズによるピーク誤検出を防ぐため、平滑化をおこなう。ここで、 $RSP0$ は呼吸波形の測定データ、 RSP はこれを下式により平滑化したものである。

$$RSP(n) = \{ RSP0(n-4) + 3 \times RSP0(n-2) + 5 \times RSP0(n) + 3 \times RSP0(n+2) + RSP0(n+4) \} / 13$$

- ② 差分データ $dRSP(n) = RSP(n+2) - RSP(n-2)$ とその標準偏差を算出する。この標準偏差を以後 SD_dRSP と表記する。 RSP と $dRSP$ の関係を図 4-6 に示す。

<ピーク値（呼気開始時点）算出>

- ③ $dRSP$ がしきい値 A （波形に合わせて設定。便宜上のデフォルトは差分の標準偏差の 8 割 $SD_dRSP * 0.8$ 図 4-6 の破線）を超えた時点 $ps(N)$ を検出し、 $ps(N)$ からの 3 秒間を、

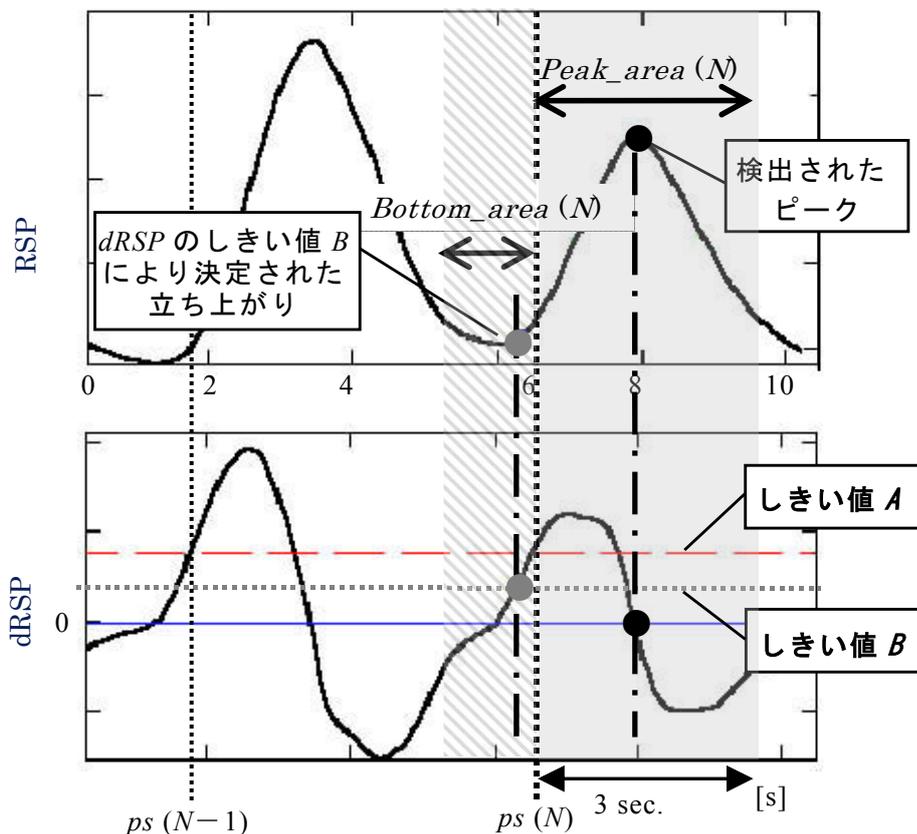


図 4-6 呼吸波形解析の説明図

呼吸ピーク検出区間 $Peak_area(N)$ として設定する． N は呼吸 No（何番目の呼吸か）を示す．

- ④ $dRSP$ の $Peak_area(N)$ において最初に 0 となる時点を参照値とし， RSP のこの地点がピーク値となるか確認する． $dRSP$ のこのような 0 点は RSP のピークと一致するため，規則的な呼吸の場合は確認は不要だが，乱れた呼吸の場合，1つの呼吸波形に2つ以上のピーク点が存在する可能性があるため， $dRSP$ の 0 点を基点として，その周辺の RSP 波形を調べ，最適なピークを選定・検出する．ピーク値の場合は，これを呼吸 N の呼吸ピーク値および呼気開始時点とする． RSP の $Peak_area(N)$ 内のピークが別の時点の場合は，ピーク間の距離や大きさ，間の谷の深さなどから，単一呼吸か複数の呼吸なのか判定し，適切なピーク値および地点を決定する．

<立ち上がり（吸気開始時点）を算出>

- ⑤ $ps(N)$ の 1.5 秒前の区間を呼吸 N の立ち上がり検出区間 $bottom_area(N)$ として設定する.
- ⑥ $dRSP$ の $bottom_area(N)$ において、しきい値 B （差分の標準偏差の 5 割 $SD_dRSP*0.5$ ）を負→正の方向に通過する時点を超え、吸気開始時点とする。0 点を用いない理由は、立上り時点は変化が緩慢であることが多く、ゆっくり上昇した後に立ちあがる場合もあるため、しきい値を超えた時点としたほうが妥当な立上り時点を検出できるためである。

なお、呼吸には、通常の呼吸に比して振幅も呼吸時間も 2~3 倍の大きな呼吸（ため息など）や、息こらえ、不規則な吸気などがあり、上記の処理だけでは、波形の違いにより誤検出が生じる可能性がある。このため、実際は様々な誤検出チェックを自動的に行なう機能が必要である。これについては次節で説明する。

2) アルゴリズムの工夫点

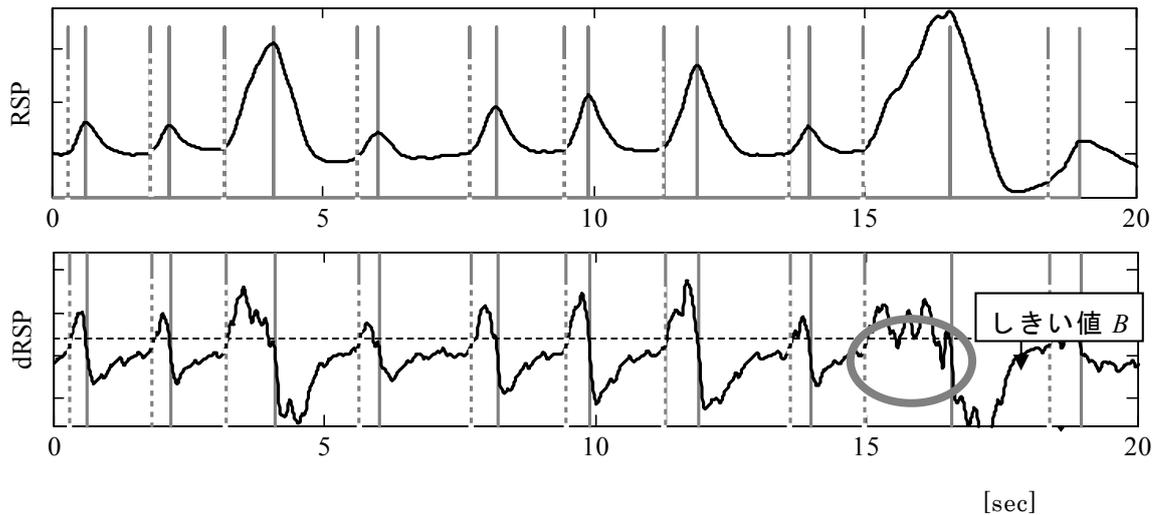
誤検出防止および呼吸波形の詳細な解析のための工夫点を以下にまとめる。

- ① ピークや立ち上がりの変化点検出のため、差分波形を目安として用いる。
- ② ピークを複数持つ複雑な波形に対しても、判定基準を階層的に設けて自動的に識別・処理し、かつ、そのような波形があったことを記録する。
- ③ 検出した振幅やピーク検出時点などの妥当性を、前後の波形の形状や各パラメータ時点に照らし合わせてチェックし、誤検出の場合は削除および再検出を行なう
- ④ 呼吸波形の個人差に対応できるように、呼吸波形の標準偏差を用いてピーク検出のしきい値など初期設定値を自動的に設定する。

以上の工夫・改良の効果を検証するため、過去に実施した動揺病発症実験における 30 名分 60 試行における全データ、20982 回の呼吸波形について解析を行った。分析に用いた呼吸波形は、動揺病による不快感や実験における緊張感、心的動揺に起因した不規則な呼吸や著大呼吸が多く含まれており、通常の呼吸やリラックスした状態での呼吸より解析が難しい波形であった。しかしながら、プログラムによる自動検出結果を目視で確認したところ、検出不能であったのは 78 回分（0.37%）という良好な結果であった。

3) 指標算出例

図 4-7は、本プログラムにより、吸気と呼気の時点を検出した例である。最終的に吸気、呼気時点として検出された位置を、それぞれ、縦の灰色の点線と実線で示している。例え



縦の灰色点線：吸気開始時点，黒線：呼気開始時点の検出結果

図 4-7 呼吸波形解析例

ば，後半の不規則な呼吸波形では，1つの大きな呼吸に対し，差分データが複数のピークをもつため（灰色の○で囲んだ箇所），単純に差分データから推定すると複数の呼吸波形として検出されてしまうが，元の呼吸波形や前後の波形パターンを参照して検出する本プログラムでは，最適な時点での検出が行なわれていることがわかる。

4.3.5 呼吸波形解析による状態推定

1) 呼吸によるステージ分類

上述した呼吸解析プログラムを用いて呼吸波形分析を行うことによって，呼吸の活動状態を把握することが可能となる．呼吸状態は，運動時を除くと，日常的には，大きく分けて次の3つのステージに分類できる．①リラックスした状態（平常状態），②呼吸回数や振幅が抑制された状態（抑制状態），③呼吸が乱れ，回数が増す，振幅が増加する状態（不安定状態）である．以後，これらの状態を Stage1～3 と表記し，各ステージの呼吸の変化と想定される心理生理的状況を表 4-1にまとめた．

ここで分類した呼吸状態は，同じステージでも，心理生理的には全く異なる状態が考えられる．例えば，Stage2 の場合，眠気・覚醒レベルの低下で生じる一方で，緊張，注意集中のような状態でも生じる．Stage3 のような呼吸は，心的動揺・不安状態，パニック状態

表 4-1 呼吸ステージと,それに対応する心理生理的状況

Stage	呼吸の変化	心理生理的状況
Stage1	平常呼吸 (個人ごとに規定)	平常状態
Stage2	呼吸回数や振幅が抑制,呼吸時間変動の減少,換気量の減少,規則的呼吸	抑制状態(副交感神経系優位) ① 眠気・覚醒レベルの低下 ② 緊張・注意集中 ③ 興奮を意図的に抑制しようとする呼吸統制 ④ 平常状態に戻ろうとする生体反応
Stage3	呼吸時間変動の増加,変動性の増加,換気量の増加,著大呼吸が繰り返し出現	不安定状態(交感神経系優位) ① 心理的動揺・不安状態,パニック状態 ② 単調作業に飽きたストレス状態 ③ 眠気の払拭のような意図的興奮状態 ④ 平常状態に戻ろうとする生体反応

でも,単調作業に飽き飽きしたストレス状態や眠気を払しょくしようとするような場合でも生じる⁵²⁾。また,平常状態に戻そうとするホメオスタシスの反応として, Stage2 の反応,あるいは Stage3 の反応が出る場合が考えられ,その解釈には注意が必要である。

2) 呼吸パラメータの定義

本プログラムを用いて呼吸解析を行うことで,様々な呼吸の測度が算出可能となる。具体的には,まず,「4.3.2章」で述べた主要な呼吸パラメータとして,(a) 振幅,(b) 呼吸数,(c) 呼吸時間,(d) 吸気時間,(e) 呼気時間,(f)Timing,(g) Driving,の7つの測度である。これらは1回の呼吸から求められるパラメータである。また,ステージの分類には,①呼吸周期の変動,②換気量の変化,③著大呼吸の有無,の3つの「経時的な変化」を捉える必要があり,これらを表す指標を下記に定義する。

<変化を捉える3つのパラメータ>

(a) 呼吸周期変動指数:呼吸時間の標準偏差/平均値

ため息のような一過性の大きな呼吸の影響を少なくするため,最大値を除いて計算

(b) 振幅二乗値:振幅の二乗の加算値

(c) 著大呼吸指数:振幅が平均の2倍以上ある呼吸の数

ここで、換気量の変化を示す指標として「(b) 振幅二乗値」を定義した理由は、換気量は肺容量の変化と比例関係にあるため、周囲長データのピーク値を二乗し、一定時間ごとに加算することで、換気量変化に対応すると考えたためである。一方、振幅二乗値は著大呼吸の有無で大きく変動する。このため、解析区間内に1回のみ出現した著大呼吸は一過性のものと判断しその範囲を解析区間から外し、2回以上出現した場合は全て解析対象とした。また、著大呼吸指数は、後述する解析例では、対象区間を60秒とした。

3) 呼吸波形における個人差

図4-8に、個人差の例として、2名の被験者の基本呼吸（平常状態）を示す。波形、呼吸数、リズムのいずれも大きく異なることがわかる。このように、呼吸は、様々な点で個人差が非常に大きく、状態変化の分析に際しては、個々人ごとに、Stage1（平常状態）の呼吸波形と比較して、変化の有無を見極めることが重要となる。そこで、実際の解析では、平常状態の呼吸波形から、被験者ごとに、各パラメータの「基準値」を算出し、基準値に対する変化の割合で、状態変化を捉えることとする。

4.3.6 動揺病発症時の呼吸データの解析

1) 動揺病発症時の呼吸変化

動揺病発症時の呼吸の反応としては、本研究における仮説「1.7 生理反応による空間識の学習状態推定に関する仮説」に従うなら、軽度の酔い発症時には、呼吸リズム変動の減少や換気量の減少といった抑制的反応がみられ、呼吸 Stage2 に対応する状態と思われる。また、中～強度の酔い発症時には、呼吸変動の増加、換気量の増加、連続した著大呼吸の出現など、緊張ストレス状態と類似の反応を生じ、これは Stage3 に対応すると推定される。よって、本項では、動揺病発症実験での呼吸データを分析し、呼吸パラメータの変化をもとに3つの呼吸ステージに分類して、呼吸ステージと酔いの程度との関係を解析し、呼吸ステージ分類が状態推定に有効かどうかを検討する。

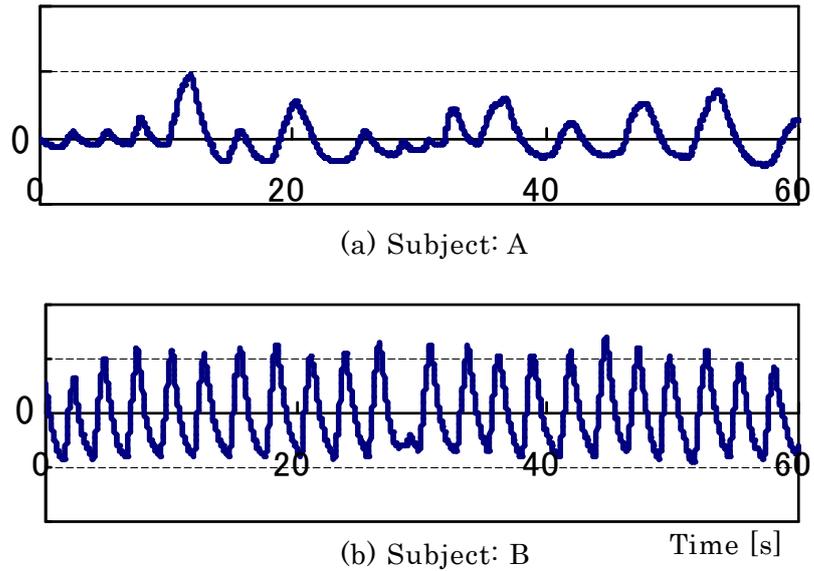


図 4-8 呼吸波形例

2) 実験内容

検証に用いたデータは、実験 2-3 の呼吸波形データである。実験については、前章にその詳細を述べているので、ここでは省略する。解析データは、被験者数 30 名（男性 15 名、女性 15 名）分の休憩を挟んだ 2 回の試行を対象としたため、データ数は延べ 60 試行となった。

3) 呼吸パラメータの変化判定の方法

呼吸波形解析プログラムを用いて、「呼吸パラメータの定義」で述べた 10 個の呼吸パラメータを算出した。なお、各パラメータは、30 秒ずつずらした 60 秒間ごとに計算した「1). 呼吸によるステージ分類」で述べた Stage1 の「平常」状態を示す「基準値」として、1 回目の停止画像での、最初の 30 秒データを除いた 150 秒間の各パラメータの平均値を用いた。また、変化方向（増・減）を 2 要因として扱い、例えば、呼吸周期変動指数が増加方向に変化した場合は変動指数(増加)、減少方向の変化は変動指数(減少)のように表記した。算出された基準値の全試行の平均値および標準偏差を表 4-2 に示す。

表 4-2 各パラメータ基準値の平均と標準偏差，および判定基準

No.	①	②	③	④	⑤	⑥	⑦	⑧	⑨	⑩
パラメータ [単位]	振幅	呼吸数 [cpm]	呼吸時間 [s]	吸気時間 [s]	呼気時間 [s]	Timing	Driving	呼吸周期 変動指数	振幅 二乗値	著大呼吸 [cpm/2]
平均値	1.00	16.75	3.62	0.94	2.78	0.26	1.23	0.10	17.83	0.18
標準偏差	0.00	3.32	0.78	0.18	0.70	0.05	0.26	0.05	3.55	0.43
変化判定 (対基準値)	±20%	±30%	±30%	±30%	±30%	±30%	±30%	±0.1	±40%	3回 以上

呼吸のステージを判定するため，基準値に比して，変化が生じたと判断する変化判定基準を設けた（表 4-2参照）。%表示はすべて基準値に対しての比率を示している。なお，被験者によっては，特定の呼吸パラメータで，基準区間で判定基準を超える変化が観測されることがある。このような場合は，その変化は，当該被験者にとって通常呼吸でも生じるものと判断し，当該被験者ではこのパラメータを判定対象から除外した。

4) 結果と考察

(a) 主観評価による試行のグループ分け

60 試行を，動揺病程度の主観評価と，自覚症状の申告をもとに，動揺病発症レベルとして，以下の4つのグループに分類した。

- ・ G0： 動揺病程度の主観評価が全て 1（全くなんともない）かつ，動揺病に関連する自覚症状がひとつもない群（全く酔っていない群）（N=7）
- ・ G1： 動揺病程度の主観評価が全て 1（全くなんともない）だが，動揺病に関連する自覚症状（胃の不快感，頭痛，発汗）が少なくとも一つ生じた群（酔いが生じている可能性のある群）（N=8）
- ・ G2： 動揺病程度の主観評価の最大値が 2（少し不快）の群（軽度の酔いが生じた群）（N=18）
- ・ G3： 動揺病程度の主観評価の最大値が 3（かなり不快）以上の群（中～強度の酔いが生じた群）（N=27）

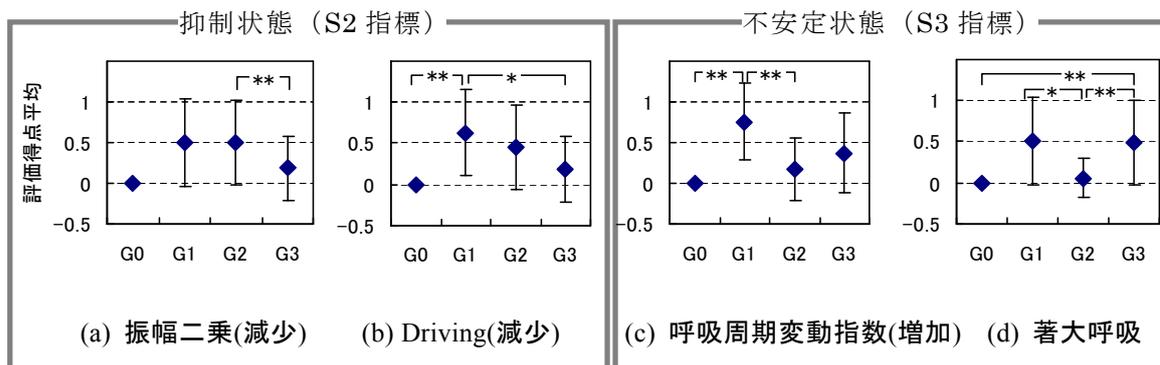
(b) グループ間で有意差のあったパラメータについて

各呼吸パラメータの変化の有り・無しを得点化し（変化なし：0点，変化あり：1点），グループ間（4水準）で有意差があるかどうかを，一元配置分散分析で検定した．この結果，振幅二乗(減少)，Driving(減少)，呼吸周期変動指数（増加），著大呼吸出現の4つで，統計的な有意差が確認された（全て $p < 0.05$ ，呼吸周期変動指数（増加）と著大呼吸は $p < 0.005$ ）．よって，以後の解析は，この4つのパラメータを中心に行った．

この4パラメータは，呼吸ステージ分類と以下のような関係がある．

- ① 振幅二乗の減少（換気量の減少）：Stage2.
- ② Driving の減少（吸気速度の減少）：Stage2
- ③ 呼吸周期変動指数の増加：Stage3
- ④ 著大呼吸の発生：Stage3

したがって，上記①，②を Stage2 の状態を示す指標（以後，「S2 指標」と表記），③，④を Stage3 の状態を示す指標（以後，「S3 指標」と表記）とする．図 4-9に，上述した4つの呼吸パラメータごとの，各グループ（G0～G3）内の平均点および標準偏差を示した．チューキーHSD検定による多重比較検定⁹³⁾を実施し，図中に5%水準で有意なものを“*”印で，1%水準で有意なものを“**”印で示した．この結果，振幅二乗値の減少は，G1およびG2で生じており（G2はG3に比して有意に減少），軽度の酔い発症群では，換気量が減少する傾向を示していた．Drivingの減少も，G1およびG2で生じており（特にG1はG0とG3に比して有意に減少）．軽度の酔い発症群で，呼吸の立ち上がりが遅くなる傾向を示した．一方，変動係数の増加は，G1とG3にみられ，特にG1はG0やG2に比して有意であった．著大呼吸の出現もG1とG3にみられ，G1はG2に対して有意，G3はG0とG2に対して有意であった．これらの結果から，G2（軽度の酔いが生じた群）はStage2の状態，G3（中～強度の酔いが生じた群）はStage3の状態と対応することがわかり，1)および1.7節の仮説とも一致した．しかしながら，G1（酔いが生じている可能性のある群）はS2とS3のいずれの指標でも変化がみられた．これは，G1が，「酔いの程度」としての主観評価としてはずっと「問題ない」であったように，極めて軽微な動揺病の前駆的な状態にあり，症状を進行させないよう，自衛的な「抑制状態(Stage2)」や，「意図的興奮状態 (Stage3)」になることで，症状の進行を阻止することに成功した状態と推測される．



*: $p < 0.05$
 **: $p < 0.01$

図 4-9 グループごとの各パラメータの得点分布

試行ごとの S2 指標と S3 指標の変化状況を図 4-10に示す. これは, 全試行を「いずれも変化なし」, 「S2 指標のみ変化」, 「両方 (S2 および S3) の指標が変化」, 「S3 指標のみ変化」の 4 つに分類し, 酔いの程度のグループごとに, どのような変化が観察されたかを示すものである. この結果からも, G0 では全ての試行でいずれの指標にも変化がみられず, G1 では両方の指標が変化した試行が最も多く (75%), G2 では S2 指標のみ (67%), G3 では S3 指標のみ (52%) が最も多い結果となり, グループごとに特徴が分かれた. これも, 図 4-9の結果や本研究仮説と一致し, 動揺病の発症レベルが, 呼吸ステージである程度分類できることを示唆する結果となった. しかしながら, G2 および G3 では 10%以上の試行で呼吸パラメータに変化がみられず, G3 では 20%以上で「S2 指標のみ変化」という結果となった. このことから, 呼吸分析は, 動揺病の状態推定に有効だが, 単独では 1 割以上の動揺病発症を見逃す可能性があり, これを補完する他の指標と併用することが望ましいことがわかった.

4.3.7 まとめ

呼吸波形解析プログラムを作成し, 呼吸パラメータを複数算出することを可能とした, また, 呼吸パラメータの変化から呼吸の状態を 3 つのステージに分類することを提案し, これをもとに, 動揺病発症時のデータの解析を行い, 動揺病発症レベルと呼吸ステージの関係性を解析した. この結果, 軽度な酔い (G2) では S2 指標優位, 中～強度の酔い (G3) では S3 指標優位となり, ほぼ予想と一致した. 一方で, 被験者本人が動揺病を自覚しな

い、非常に軽微な動揺病（もしくは前駆的状态）では、S2 指標と S3 指標の両方に変化が現れるという結果となり、G2 と異なる特徴を示した。このことは、発症の前段階で意識的あるいは無意識に発症を防止しようという機構が働くなど、何らかの特徴的な自律神経系の拮抗的反応の存在を示唆すると思われる。また、より強い動揺病を発症する場合、まず軽微な動揺病のステージから進行すると予想されたが、結果は、比較的強い動揺病を発症した群の多くが、S3 指標のみに反応を示した。これは、動揺病が進行しやすい群と、軽微に留まる群では、初めの発症経過が異なることを示唆する結果と考えられ、非常に興味深い。以上のような分析結果は、呼吸波形解析によって明らかになったものであり、呼吸ステージの分類が、生理心理的状态の推定に有効であることを示している。

なお、呼吸ステージとして設定した State2 の状態（抑制的な状態）は、軽度の動揺病発症時だけでなく、覚醒レベルの低下や強調作業によるストレスでも生じる状態であり、この呼吸状態が、眠気のような覚醒レベルの低下なのか、ストレスや動揺病によるものなのかを呼吸だけで判断するのは難しい。同じように、Stage3 の状態（心理的動揺・興奮状態）も、ポジティブな興奮なのか、過度の緊張状態や生理的不調によるものかを判断するには、呼吸だけでなく、他の生理指標や主観評価等を複数用いた、多面的な解析が必要である。

しかし、自律的にも意識的にも制御される呼吸は、「生体状態の総合指標」と位置づけることもできる。今後、状態推定指標として、呼吸指標が活用されることを期待したい。

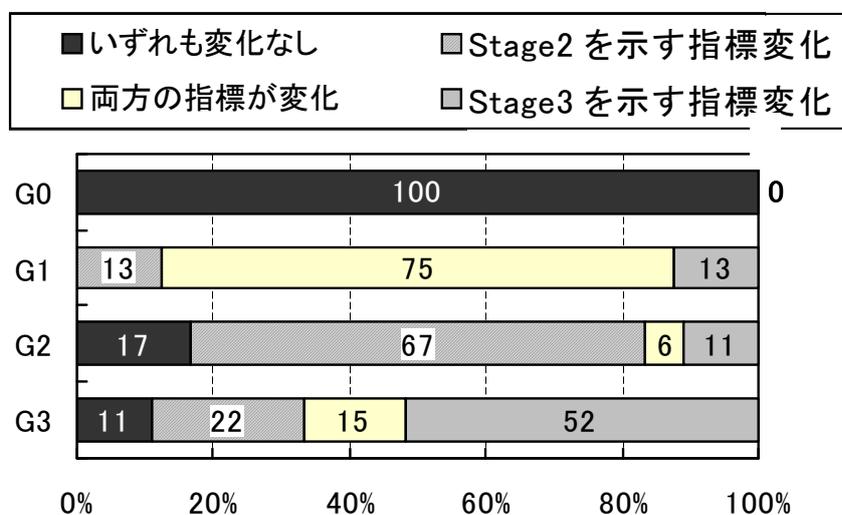


図 4-10 酔いの程度と呼吸ステージの関係
(グループごとの、呼吸ステージが占めた比率)

4.4 鉄道におけるパーソナルコンピュータ利用実態およびその作業による乗り物酔いのしやすさについての調査

4.4.1 はじめに

本研究では、軽度～中程度の酔いを検出する生理指標について検討を進めたが、この成果を応用する分野の1つとして、鉄道が挙げられる。鉄道は比較的酔いにくい乗り物であるが、曲線を高速で通過することができる車体傾斜車両の投入、あるいは、乗車中の携帯型小型パーソナルコンピュータ(PC)の利用の増加など、最近の様々な技術の進歩の中で、鉄道における乗り物酔いの問題が一部で生じている。このため、近年特に増加している、鉄道におけるPC利用の状況を把握し、より快適かつ安全に鉄道を利用していただけるよう、アンケート調査および実験を実施した⁹⁴⁾。この調査は、鉄道という振動環境がPC作業におよぼす影響や、改善策を検討することを目的として行われた。先行研究としては、「振動環境における視覚的表示と手作業のためのデザインガイド」^{95), 96)}が、1986年にMoseleyとGriffinによって発表され、第1部では視覚的表示について⁹⁵⁾、第2部では手作業について述べている⁹⁶⁾。しかし、ここでは眼球の周波数特性のような、個々の周波数特性を対象としており、鉄道など実際の乗り物で、複合的な要因が影響する環境での、具体的な改善策の提案に結びつけにくい。また、PCのモニタを用いる作業に関しては、その構成要素の個人への適合性についての検討がなされ^{97), 98), 99)}、ISO9241シリーズとして、視覚表示や作業環境など様々な要因が検討・規格化されている。しかし、これらの規格はPCおよびオフィス機器設計を主な対象としており、乗り物のような振動環境が人体に及ぼす影響や、振動下での作業環境について、十分に検討されているとは言えない。そこで、列車内でのPC使用経験者にアンケート調査を行い、現行の列車設備の問題点や利用者のニーズを検討した。この結果、現行の問題点の一つとして、座席におけるテーブルの位置調節や大きさ等に対する不満が高いことが明らかとなった。さらに、この調査結果を踏まえ、列車振動環境下のPC作業における、最適なテーブル位置を検証する実験を行った。本節では、この調査および実験から、乗り物酔いに関連する結果について抜粋して、ここに報告する。

4.4.2 アンケート調査

1) 調査目的と回答者属性

調査の目的は、現行車両における PC 使用時に用いる設備の問題点の抽出と、利用者のニーズの把握である。

また、回答者は、会社員（鉄道に関連する技術者）のうち、列車内での PC 使用経験がある 99 名および部外の列車内 PC 使用経験者 15 名の、合計 114 名（男性 101 名、女性 10 名、不明 3 名）である。年齢は 20 代が 16 名、30 代が 53 名、40 代が 33 名、50 代が 8 名と不明が 4 名であった。本調査の主要な回答者群として鉄道技術者を対象としたのは、① 鉄道技術者を被験者とした場合のほうが、概して一般被験者より鉄道に対する評価は厳しく、ばらつきが少ない傾向がある¹⁰⁰、②現状での利用者が主に成人男性（ビジネス層）である、などの理由から、回答者群として適していると判断したためである。

2) 調査項目

列車内での PC 使用経験（私用あるいは出張等の移動時の使用に限定）がある回答者に配布し、後日回収した。アンケート内容は、以下の設問で構成した。本節では、このうち (e) の乗り物酔いの結果について報告する。

- (a) 設問①（使用機種に関する情報）：PC サイズ、ポインティングデバイスの種類
- (b) 設問②：（列車内での PC 使用に関する情報）：使用頻度、使用時間、使用目的、作業内容、マウス使用の有無およびその理由、PC の置き場所・使用する座席タイプとその理由
- (c) 設問③（現状列車設備の快適性・満足度評価）：現行のテーブル座席に対する満足度評価として、5 段階で評価。また、PC 作業環境として望むことを 12 項目（自由記述を含む）から複数選択で回答
- (d) 設問④（鉄道設備への自由意見）：鉄道での PC 使用に関する意見を自由記述回答。
- (e) 設問⑤（PC 使用時の乗り物酔い経験）：乗り物酔いしやすさの自己評価、PC 使用時の乗り物酔い経験の有無およびその状況（自由記述回答）、不快要因（列車振動、作業姿勢、作業内容、文字の大きさ、その他）を選択回答。また、酔わないための設備として希望するものを自由記述回答
- (f) 設問⑥（回答者の属性）：回答者の性別、年齢、鉄道利用頻度

3) 調査結果（PC 作業における乗り物酔いのしやすさ）

(a) 乗り物酔いのしやすさに関する自己評価

自己の乗り物酔いのしやすさについて尋ねた結果、「全く」あるいは「めったに」酔わない人（酔いにくい人）が回答者の約 70% を占め、「たまに」が 18%、「いつも」「時々」（やや酔いやすい人）が 13% という構成であった。これは、文献¹⁰¹⁾ の、一般旅客 3782 人へのアンケート調査結果の分布にほぼ一致しており、本調査の母集団は、一般と比して偏ったものではなかった。

(b) 気分が悪くなった経験とその状況・要因

列車内での PC 作業中に気分が悪くなった経験を尋ねた結果、47% が経験があると回答した。

次に、「それはどのようなときか」という設問への自由記述回答をまとめた結果、画面注視など作業内容に関するものが 18 件、使用時間の長さに関するものが 12 件、環境（全て振動に関する回答）に関するものが 11 件と体調に関するもの（体調不良、疲労、睡眠不足）が 8 件であった。また、「長時間画面を注視する作業」という回答も多く（6 件）、振動環境で長時間画面を注視する作業が、負担が大きく乗り物酔いを誘発しやすいことを示していた。

また、PC 作業と読書ではどちらがより気分が悪くなるかを尋ねた結果、「両方（どちらとも言えない）」（59%）が最も多い回答であったが、その他の回答で、より酔いやすい作業として PC 作業（32%）の方が読書（6%）より回答数が多かったことから、PC 作業の方が酔いを誘発しやすいことが推測される。この理由は、読書は背もたれで姿勢を保持でき、かつ、手に持った本の振動をある程度制御できるが、テーブルでの PC 作業では背もたれによる姿勢保持が不十分になりやすく、かつ PC がテーブルの振動の影響を受けるためと思われる。また、画面をスクロールすることで、環境による振動情報と画面運動（動的視覚情報）の違いによる中枢性の混乱が生じ、酔いが生じている可能性もある³⁸⁾。

(c) 乗り物酔い防止のために希望する列車設備

PC 作業中の乗り物酔い防止のために希望する列車設備についての自由記述回答では、回答数が際立って多かったのがテーブルに関するものであった（14 回答）。具体的には、テーブルの振動低減、前後・上下の調節機能、大きさを求める回答が多く、テーブルの安定性および位置調節に対する強い希望があることがわかった。テーブル以外では、列車振動、姿勢保持のための機能や照明の調節機能を希望する回答が多かった。

(d)属性別にみた分析結果

本調査は、列車内における PC 使用実態の概要の把握を目的に実施した調査であるため、回答者の属性や利用環境の違いが評価に及ぼす影響を分析するに足るほどのサンプル数は得られていない。ただし、回答者の年齢の違いなどに着目して統計的な検定を実施したところ、以下のことが明らかになった。PC の実際の使用時間や使用を望む時間長などに、回答者の年齢差が及ぼす影響は確認されなかったが、相対的に若い回答者群（40 歳未満）では、PC 作業時に「気分が悪くなる」人の割合が多い傾向にある（一元配置分散分析による、 $F=3.24$, $df=1$, $p<.1$ ）。この結果は、動揺病の感受性についての既存の研究結果とも一致する¹⁰²⁾。

次に、酔いの有無や程度の評価に影響する個人属性を調べた結果、「酔いやすさ」の自己評価設問に「(自分は)酔いやすい」と回答した人は、実際に酔いを生じやすいことが示された ($F=4.90$, $df=4$, $p<.01$)。ただし、酔いやすい群と酔いにくい群との間で、実際の PC 使用時間などが有意に異なるわけではなかった。この一因は、酔いやすい群の回答者が 14 名 (12.6%) と少なかったことにあると考えられる。前述のように、既存の調査と比べ、本調査の回答者が特に酔いにくかったわけではないが、一般に、酔いやすい人はそれを誘発するような行為を極力避ける傾向があるので、その PC 使用環境の分析には、さらにデータを収集した上での慎重な検討が必要である。

4) アンケート結果のまとめ

PC 作業は乗り物酔いを誘発しやすい傾向があり、その要因は、列車振動や作業姿勢の保持性にあると考えられていることがわかった。

4.4.3 実験

1) 目的

実験の目的は、列車振動環境での PC 作業性に対する、テーブルの前後位置や奥行寸法の影響を調査し、最適な位置を明らかにすることであるが、この中で、PC 作業負担と生理変化の関係についても検討を行っている。このため、本稿では、鉄道において酔いを誘発しやすい PC 作業時の生理変化の例として、PC 作業負担と生理変化の関係に関する箇所を抜粋して報告する。

2) 方法

(a)実験システム

実験は、列車客室内の振動や騒音、車窓風景等を模擬する車内快適性シミュレータ¹⁰³⁾を用いて行った。このシステムは、6自由度の振動台の上に模擬客室が設置されており、実験では、新幹線 200 系の二人掛座席の片側に被験者が着座し、実験用テーブルを被験者の前方に設置した（図 4-11参照）。



図 4-11 車内快適性シミュレータ内での実験の様子

- ① 振動条件：PC 使用環境として、付属テーブルがあり、ある程度長い時間乗車する場合を想定し、高速特急車両でかつ振動が大きい条件として、在来線で時速 160 km 走行（等速直線走行）した場合の列車振動を模擬した。各軸の加速度実効値は、前後方向： 0.058 m/s^2 、左右方向： 0.172 m/s^2 、上下方向 0.080 m/s^2 である。
- ② 被験者作業用パソコン：アンケート調査結果から、最も列車内での利用が多かった B5 サイズのノートパソコン（Panasonic(株) Let'sNote CF-W2, OS:Windows XP）を用いた。ポインティングデバイスは、ホイールパッドである。
- ③ テーブル：前後位置の調節範囲が 400 mm、テーブル面の幅は、新幹線グリーン車用座席の占有幅（560～625 mm）の最小値に合わせて 560 mm、奥行は 450 mm と

した。テーブル面の高さは、新幹線の背面テーブル 650～690 mm の平均値に合わせて 670 mm とした。

(b)被験者

被験者は、前述のアンケート調査の回答者の中から健常成人男性 18 名（年齢 39±10 歳）とした。

(c)実験変数と実験条件

テーブル前後位置を実験変数とし、座面中央からテーブル端までの距離を 100 mm 刻みで -75（座面中央より 75 mm 被験者寄り）、25, 125, 225, 325 mm の 5 段階とした。パソコンは、テーブル手前端に PC の手前端が一致するように設置した。理由は、通常の背面式テーブルの奥行（230～240 mm）では、PC を置くと手前側にテーブルスペースがほとんどないためである。

実験は、2 つの実験（PC 実験 1、PC 実験 2 と表記）を休憩の前後に実施した。実験の流れおよび内容を表 4-3 に示す。いずれの実験でも、試行ごとに 3 つの PC 作業課題を課した（課題の詳細については後述する）。PC 実験 1 は、実験者側がテーブル位置を設定するもので、振動条件下で 5 種類のテーブル位置（100 mm 刻みで -75～325 mm）での試行（以後「振動①～⑤」と表記）を行った。ここでのテーブル位置の設定順序は、順序効果を避けるため被験者ごとに乱数で決定した。なお、振動影響や学習効果を検証するため、この前後に静止条件（テーブル位置はいずれも 125 mm）での試行（以後「静止①,②」と表記）を実施し、合計 7 回の試行を行った。10 分の休憩の後に行った PC 実験 2 は、振動条件下で最も使いやすいテーブル前後位置に、被験者が設定するもので、テーブル上の PC 位置を固定した試行（以後「自由①」と表記）と PC 位置も任意とした試行（以後「自由②」と表記）の 2 試行を実施した。自由②では、着座姿勢（浅く腰掛けるなど）および座席のリクライニングも被験者が設定した。なお、自由②以外の着座姿勢は、背もたれに腰を付けて深く腰掛けた姿勢とした。

表 4-3 各実験の順序および内容

実験	試行名	振動条件	前後距離 [mm]
第 1	静止①	静止	125
	振動①～⑤	振動	-75,25,125,225,325*
	静止②	静止	125
休 憩			
第 2	自由①	振動	被験者設定
	自由②	振動	被験者設定

* : 設定順序は被験者ごとに乱数で決定

(d)PC 作業の課題内容

テーブル前後位置が PC 作業性に影響するかどうかを検証するために、作業課題を課した。課題内容は、一般的な PC 作業を鑑み、文字入力、文字通読、画面スクロールによる情報探索および作図作業の要素を含むよう設定することとした。加えて、作業の集中力を保ち、かつある程度の負荷をかけるため、所要時間は短く設定し時間内には終わらない量の課題とした。これらの条件を満たすものとして、以下の 3 つの課題を設定した。なお、それぞれの所要時間は、20 秒、20 秒、15 秒である。

① 文字入力課題（文字通読・文字入力作業）：

画面上に示された例文をそのまま入力する課題である。例文は、野菜・果物・魚から 3 文字の単語 15 種類を選定し、これをランダムに 100 単語並べたものを平仮名で表記した。

② 文字探索課題：（スクロールによる探索作業）：

片仮名の文字が一字ずつランダムに並んだ表から、指定された 4 種類の文字を検索する課題である。列車運転士の適性検査で用いられる「B-102 検査」¹⁰⁴⁾の文字列を元に作成した。画面上では表の一部しか見えない状態にし、指定された文字をスクロールしながら検索させた。

③ 星描画課題（精度の高い入力デバイス操作・作図作業）：

提示された星型の 2 重枠の中に線を引いて、枠からはみ出ないように星をなぞる課題

¹⁰⁵⁾であり、知覚—運動協応作業である。描画はホイールパッドを使ってフリーハンドで行った。星の大きさは、一辺の長さが 35 mm、2 重枠の幅を 4 mm とした。

(e)測定項目

① 生理量

心電図と呼吸をモンテシステム（株）製 BAIOPAC MP100 を用いて測定した。データのサンプリング周波数は、心電図が 1 kHz である。生理指標としては、心電図から、平均心拍数 HR と、心拍変動成分である MF, RF 成分、呼吸曲線から、呼吸ピーク周波数 PF と呼吸重心周波数 GF を算出した。算出方法は、軽度の酔い誘発実験および軽度～中程度の酔い誘発実験と同じであるため、ここでは省略する。

② 心理量

実験ごとに PC 作業性に関するアンケートを実施したが、本稿では省略する。

③ 物理量

床面加速度 (X, Y, Z) を多摩川精機（株）製姿勢計測器 TA7571N を用いて測定した。データのサンプリング周波数は 100 Hz である。

4.4.4 結果

1) 課題成績

課題成績の結果を図 4-12に示す。図の横軸は試行名で、振動①～⑤でのテーブル位置は、左から -75, 25, 125, 225, 325 mm である。

この図から、静止条件①と②を比べると、文字探索課題では作業の慣れによる成績の向上がみられたが、その他の課題では明確な成績向上はみられなかった。振動①～⑤では、入力課題では 125 mm 位置が入力文字数・誤答率とも最も成績が高く、星描画課題でも誤描率が最も低かった。さらに、自由設定の場合は、入力課題で、自由①が最も成績が良く、文字探索課題では、自由①、②とも高い成績を示した。一方、描画課題では、誤描率において静止条件が最も良い結果となり、振動の影響を強く受ける作業であることが示唆された。また、入力課題の振動①～⑤では、325 mm が最も成績が悪く、星描画課題では、-75 mm が最も悪い結果となった。

全体としては、文字探索課題以外では、振動①～⑤で 125 mm の位置が最も成績がよかったが、文字探索課題ではむしろ 125 mm が最も誤答率が高く、星描画課題では、静止②を上回る成績が振動条件ではなかったなど、課題の内容によって、作業環境の影響が異な

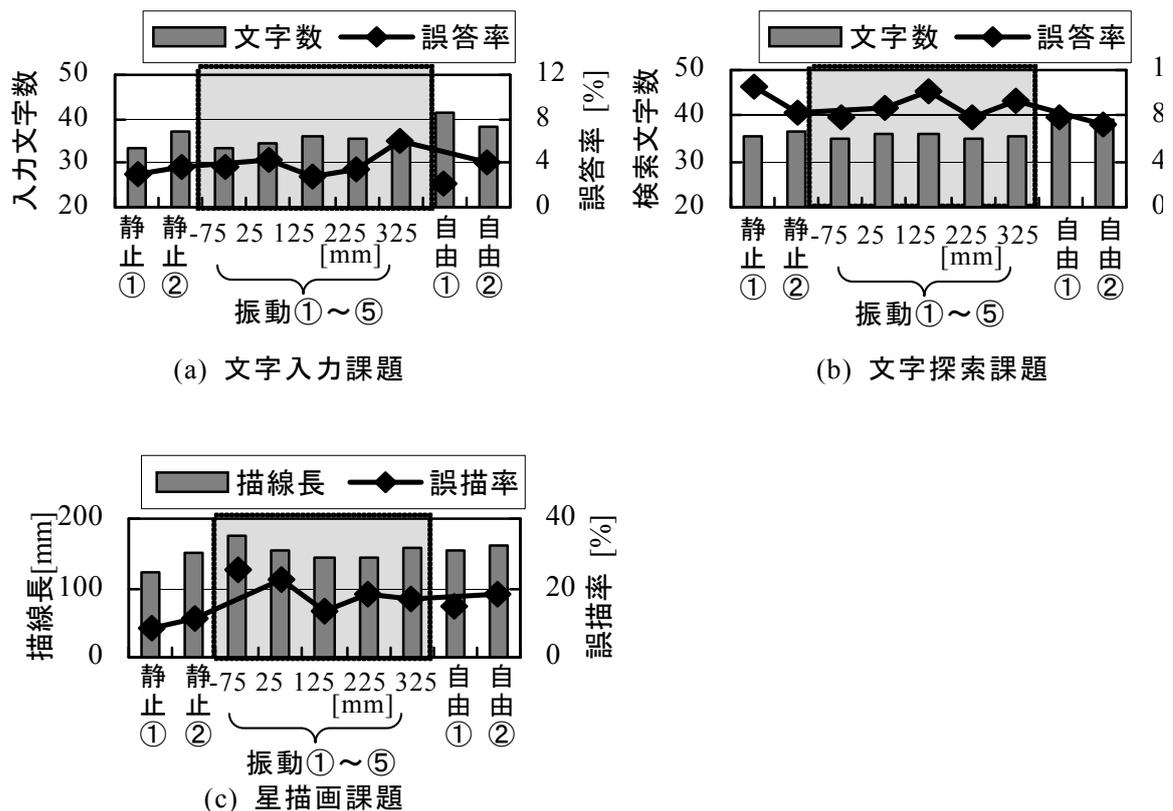


図 4-12 各試行ごとの課題成績

ることが改めて確認された。一方で、星描画課題で誤答率こそ静止条件に及ばなかったものの、全体的に、自由設定での成績は良好であり、個々人に適した作業環境の調節の重要性が示唆される結果となった。

3) 生理指標結果

振動①～⑤の実験における生理指標の平均値および標準偏差を、図 9 に示す。ただし、図中には、以下に述べる統計的有意差 ($p < 0.05$) が、みとめられた生理指標のみ示した。また、優位水準が $0.05 < p < 0.1$ の範囲であった場合、「優位傾向があった」と表記する。

課題(3 水準)×テーブル位置(5 水準)の 2 要因について分散分析を行った。その結果、課題の主効果が認められたのは、HR ($F=5.01, df=2, p < 0.01$) を従属変数とした場合のみであった。ただし、PF ($F=2.71, p < 0.1$), GF ($F=2.40, p < 0.1$) について有意傾向がみられた。また、テーブル位置の主効果が認められたのは、PF ($F=2.49, df=4, p < 0.05$) のみで、

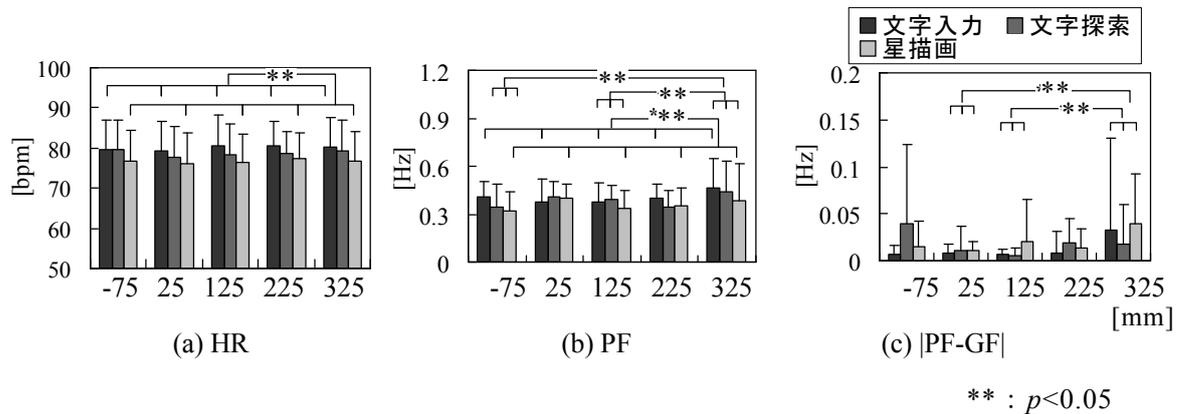


図 4-13 振動条件でのテーブル前後位置と生理指標との関係

|PF-GF| ($F=2.04$, $df=4$, $p<.1$) で有意傾向がみられた. いずれも交互作用は認められなかった. Tukey HSD 法による多重比較検定の結果, HR においてのみ入力課題と星描画課題間で有意であった ($p<0.01$). さらに LSD 法による多重比較検定を行ったところ, 課題では, HR と PF において入力課題と星描画課題間が有意, テーブル位置では PF において -75 mm と 325 mm および 125 mm と 325 mm の間が有意であった ($p<0.05$), |PF-GF| において 25 mm と 325 mm および 125 mm と 325 mm の間が有意であった ($p<0.05$). 図中に 5% 水準で有意なものを “**” 印で示した.

5) まとめ

以上の結果を生理指標の変化を中心としてまとめると, 325 mm 条件のときに, PF と |PF-GF| が有意に増加しており, これは, テーブル位置が最も遠いときに, 呼吸が速くなり, リズムに乱れが生じたことを意味している. この理由としては, PC が設定されているテーブルが遠くなるほど, 体が背もたれから離れてしまい, 振動環境下では上体が不安定になり, 身体的負担が高まったためと考えられる. 325 mm 条件は, 上述した課題成績では, 文字入力課題で誤答率が最も高かったものの, 他の課題成績では特に悪い結果ではなかった. 本稿で省略した主観評価の結果でも, 最も評価が低かったのは, 325 mm 条件より -75 mm 条件のほうであった. これらの結果からも, PF や |PF-GF| の増加は, 作業性や作業のしにくさによる「いらいら」など情動的变化によるものではなく, 鉄道という振動環境下での PC 作業における身体的負担を表していることがわかる. PF 増加という, 本研究で提

案した酔い発症推定のための選定指標の1つに、特徴的変化が生じたことは興味深く、上体が振動の影響をより受けやすい条件でのPC作業が、酔いに起因する不快感を誘発したことによるPF増加の可能性もある。

4.5 まとめ

本章では, 本研究で提案した 4 つの選定指標 (PF+, LW, RF+&nMF+, PF-&nMF+) に対し, 発生機序が明らかでない LW の発生原因に関する検証を行った. また, 残る 3 指標に関わりの深い呼吸活動についても, 酔い発症との関係をより詳細に検討するため 1 呼吸ごとに解析できるプログラムを作成し, 動揺病発症時の呼吸波形について, 詳細な分析を行った. 一方, 鉄道における PC 利用という, 酔いを発症する可能性がある現実のフィールドにおいて, 酔い発症の実態調査と, 列車の客室を模擬したシミュレータを用いた PC 作業実験を行なった,

この結果, LW が最も強く観測されるのはわき腹付近であること, LW が発汗など皮膚電気活動に関連した生理変化である可能性が高く, 動揺病の一症状である「発汗」に関連した, 動揺病に特徴的な生理的反応であることが推測された. 発汗も酔いも自律神経系の反応であることから, 呼吸については, 1 呼吸ずつの解析から, 軽度の酔い発症群では, 吸気速度が有意に遅くなることや, 中程度の酔い発症群では呼吸変動や著大呼吸が有意に増加することがわかった. また, 鉄道における PC 利用の実態調査から, 利用者の半数近くが PC 利用中に乗り物酔いを経験していることがわかり, シミュレータを用いた PC 作業実験では, 上体の姿勢が最も保持しにくい条件で PF と |PF-GF| が有意に増加し, 上体が振動によって揺すぶられることによる身体的負担が, 4 つの選定指標の 1 つでもある PF 増加に現れたという興味深い結果を得た.

第5章 総括

本研究は、人間の生理反応から動揺病の発症を推定する技術の開発を目的として、検討を行なったものである。

動揺病は、様々な乗り物利用時に生じることがもちろん、近年ではシミュレータ利用時やVE、宇宙環境でも生じることが問題になっている。動揺病が重度な状態まで進行すると、冷汗、顔面蒼白や嘔吐など、極めて強い不快症状を呈す。身体が健康であり、特別な食物あるいは薬物を摂取したわけでもないのに、このような不快症状に陥る現象は、おそらく動揺病以外にないであろう。

乗り物やVEシステムを提供する側にとって、このような動揺病、「酔い」に対して有効な対策を講じることは、極めて重要な課題である。このためには、個々の乗り物やVEシステムにおける酔い誘発要因の究明が必須であるが、実際には、どう対策すれば酔いを軽減できるかがほとんどわからない状況である。なぜなら、これまでも述べてきたように、「酔いの発症時点を客観的に測る」ことができないからである。もし、酔いの発症時点を捉えることができれば、酔い発症の前に乗り物やVEシステムが利用者に与えた動的空間情報の中から誘発要因を絞り込む実験系あるいは評価法を構築することができる。これにより、個々の乗り物やVEシステムに最も適した対策法や運用指針を得ることが可能となり、快適性や安全性の飛躍的向上が期待できよう。また、軽度の酔い発症時点を捉え、VEシステム利用者が、強度の酔いを発症する前に安全対策を講じるようにすれば、システム利用時の安全性を確保することができる。当然のことながら、一般利用者を対象とするシステムの提供において、嘔吐を伴うような強度の動揺病の誘発は許されない。したがって、従来から動揺病評価に用いられている、嘔吐や吐き気を柱とした質問紙は本目的には適さないし、そもそも軽微な酔いを対象とする場合、「胃がムカムカするか」「冷汗がでているか」などと質問することで酔いを誘発してしまう危険性がある。したがって、ここで求められるのは、「利用者に酔いを意識させることなく、酔いが発症しているかどうかを経時的にモニタする方法」であり、このためには、主観評価ではなく、生理指標を用いることが最も適しているのである。

このような背景の中、本研究では、軽度～中程度の酔いの発症を、主観評価に頼らず、非侵襲計測が簡便・安定して行える生理反応の情報のみで推定する技術の開発を目的とした。

このため、第1章では、動揺病の既存研究や適用可能性のある生理指標の知見についてまとめ、「生理反応による空間識の学習状態推定に関する仮説」をたてた。また、第2章では、有効な

生理指標の探索を目的として、動揺病発症時の生理反応の調査を行い、有効指標の選定を行った。第3章では、第2章の結果を受け、4つの選定指標を用いて、リアルタイムで、酔い発症の警告を出すシステム構築の実現性を示し、また、リアルタイムで検出した指標変化の時点が、酔い発症に対する自己申告の時点と時系列的にはほぼ一致していることを示した。第4章では、4つの選定指標を構成する生理指標のうち、その生理学的背景が不明であるLWについて、発生機序を検討する実験的調査を行い、発汗に起因する可能性を示し、また、呼吸波形解析により、1呼吸ごとの変化と酔いとの関係について検討して、動揺病発症時に抑制状態と不安定状態の2つのステージがあることを示した。また、鉄道におけるPC利用時の酔い発症実態の調査および列車客室を模擬したシミュレータ実験を実施し、鉄道乗車中のPC利用者の半数近くに酔いが生じていること、鉄道という振動環境下でのPC作業に起因する身体的負担によって、本研究の選定指標の1つであるPF増加が生じることを確認した。

本研究の最も大きな成果は、動揺病発生を推定するための以下の4つの選定指標を得たことにある。

- ① PF+（呼吸周波数の増加）
- ② LWの出現（体幹電位変動の出現）
- ③ RF+&nMF+（心拍変動MF成分の増加を伴わない心拍変動RF成分の増加）
- ④ PF-’&nMF+（心拍変動MF増加と著大呼吸を伴わない呼吸周波数の減少）

本研究では、軽度～中程度の酔いを発症した人の8割以上の人で、この4つの選定指標のいずれかに変化が生じ、また、その変化のほとんどは、軽度～中程度の酔い発症時点と同時か、それより前に生じることを確認した。これにより、この4つの選定指標のもととなる心電図と呼吸曲線のみをリアルタイムで測定・分析することで、軽度～中程度の酔い発症時点の8割以上が検出可能となった。

長年、動揺病を評価する生理指標を求めて多くの研究が行われてきたにも関わらず、酔い発症時の生理反応における個人差が極めて大きく、多様な生理的变化を呈する現象であるために、実用的な評価方法の開発に至っていない現状において、本研究が得た成果は極めて大きい。その応用は、個々の乗り物やVEシステムに最も適した対策法や運用指針を得ることはもちろん、システム利用中の利用者一人一人の安全性の確保にも展開可能であり、快適性や安全性の飛躍的向上が期待できる。

これと同時に、本研究では、「生理反応による空間識の学習状態推定に関する仮説」をたてた。ここでは、あえて動揺病発症時の脳内の個々の神経伝達物質や神経系の活動にこだわらず、生体として自己の状態をどのように捉え、正常に保とうとしているかを総合的に生理量から推定する

立場をとった。本仮説の具体的な内容は、動揺病が進行する場合は学習による現空間への適応が失敗している状態であることを示しており、混乱や心理的動揺・不安状態のときに生じる反応が観測される。具体的には、呼吸の乱れや呼吸数の上昇、心拍数の増加、発汗など、一種のパニック的反応を呈し、最終的には嘔吐という、「生体の環境に対する拒絶反応」が出現する。一方、動揺病が発症しない、あるいは軽度なまま進行しない、もしくは改善する場合は、現空間の学習が順調な状態であることを示し、興奮とは対照的な、抑制的反応が出る。つまり、呼吸は落ち着いた（抑制された）状態に保たれ、心拍数や血圧も安定あるいは抑制された状態に維持され、中枢では混乱は最小限に抑えられ、学習プログラムが効率的に駆動している状態となる。

本研究で得られた4つの選定指標は、呼吸数の増加や発汗に関連すると思われるLWの増加など、混乱や心理的動揺を示す変化と、呼吸数の低下やMF成分増加を伴わないRF成分の増加など、副交感神経系の賦活と交感神経系活動の低下という極めて抑制的な状態を示す変化の両面を捉えている。また、1呼吸ごとのより詳細な、酔い発症時の呼吸波形解析により、軽度の酔い発症群には呼吸振幅や吸気速度の低下という抑制的状态を示す呼吸変化が生じ、中程度の酔い発症群では、呼吸の乱れや著大呼吸の増加など、混乱や心理的動揺を示す変化が生じること、また、中程度の酔い発症群の多くが、最初から、つまり中程度に進行する前の軽度の状態でも、混乱や心理的動揺を示す変化を示した。これらの結果は、本仮説を肯定するものであり、酔い発症時の状態として、空間識の学習状態に起因する、抑制的状态と不安定状態の2つのステージがあると考えられる。

本研究の目的は、フィールドに適用可能な動揺病検出のための生理指標の開発であったため、測定対象を限定して研究を進め、一定の成果を得た。今後の課題としては、本研究の被験者は全て大学生で、かつ女性被験者数が十分とはいえなかったことから、他の年齢層および女性における本成果の適用可能性の検証が必要である。また、動揺病の発症メカニズムは未解明のままであり、今後酔いを対象とする研究を進める上では、中枢での化学伝達物質作用、血中や唾液中のストレス指標物質、あるいは酸素濃度や温度と酔い発症との関係など、酔い発症メカニズム解明に向けての検討も進めるべきであろう。加えて、VE酔いという観点では、視覚情報の入力源である視線や眼球運動と動揺病の関係について調査することも重要である。

これまで、動揺病、特に軽度の「酔い」を、測定が簡便な生理指標で評価することはできないとされてきたが、本研究の成果はそれを克服するものである。今後、乗り物に限らず、「酔い」の問題が生じる様々な分野において、利用者の安全性および快適性の向上に、本研究成果が貢献することを願い、また、その一助となるべく努めていく所存である。

著者の寄与による発表論文ならびに学会講演

原著論文

1. 学位申請論文に関係する論文

- [1] 中川千鶴, 大須賀美恵子, 竹田仰: VE 酔い評価手法の開発に向けての基礎的検討; 人間工学, Vol.36, No.3, pp.131-138 (2000)
- [2] 中川千鶴, 大須賀美恵子, 竹田仰: 映像と動きに誘発された「酔い」における生理反応の基礎的検討-大型4面立体映像提示装置と6軸モーションを用いて-; 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol.6, No.1, pp.27-36 (2001)
- [3] 中川千鶴, 大須賀美恵子, 竹田仰: VE 酔い(動揺病)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, Vol.3, No.2, pp.65-71 (2001)
- [4] 中川千鶴, 鈴木浩明: 列車振動がパソコン作業に及ぼす影響と最適なテーブル位置の検討; 人間工学, Vol.41, No.3, pp.137-146 (2005)
- [5] 中川千鶴, 大須賀美恵子: 呼吸波形解析プログラムとその応用 —動揺病発症事例—; 人間工学, Vol.43, No.1, pp.33-40 (2007)

2. その他の論文

- [1] 森千鶴, 西村涼, 本多敏, 富田豊, 原行弘: Late response を用いた表面列電極による単一運動単位の活動電位測定; 臨床脳波, Vol.40, No.11, pp.726-729 (1998)

3. 総説・解説

- [1] 中川千鶴, 大須賀美恵子: VE 酔い研究および関連分野における研究の現状; 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol.3, No.2, pp.31-39 (1998)

国際会議（査読付）

- [1] Nakagawa,C., Ohsuga, M. & Takeda, T. : A Basic Study toward VE-Sickness Assessment; Proceedings of Psychophysiology in Ergonomics 1998, pp.136-137 (1998)
- [2] Nakagawa,C., Ohsuga, M. & Takeda, T. : A Study on Autonomic Indices for Assessment of Visually-Induced Motion Sickness; HCI International, 2355 (2005)

紀要

- [1] 鈴木浩明, 白戸宏明, 中川千鶴, 大野央人: 乗り物酔いの評価に関する研究の現状と課題; 鉄道総研報告, Vol.12, No.11, pp.1-6 (1998)
- [2] 中川千鶴, 鈴木浩明: 生理的手法による乗り物酔い発症評価の検討; 鉄道総研報告, Vol.14, No.12, pp.25-30 (2000)
- [3] 鈴木浩明, 白戸宏明, 中川千鶴: 気圧変動の乗客影響の評価基準に関する研究動向; 鉄道総研報告, Vol.16, No.1, pp.37-40 (2002)
- [4] 鈴木浩明, 中川千鶴, 飯田雅宣, 菊池勝浩: 低周波音の人体影響評価の現状と課題; 鉄道総研報告, Vol.16, No.12, pp.59-62 (2002)
- [4] 白戸宏明, 中川千鶴, 鈴木浩明: 車内快適性シミュレータの開発と活用法; 鉄道総研報告, Vol.18, No.2, pp.5-8 (2004)
- [5] 中川千鶴, 鈴木浩明: 振動が列車内でのパソコン作業に及ぼす影響; 鉄道総研報告, Vol.19, No.1, pp.33-38 (2005)
- [6] Nakagawa,C., Suzuki, H.: Effects of Train Vibrations on Passenger PC Use, Quarterly Report of RTRI, Vol.46, No.3, pp.200-205 (2005)
- [7] 鈴木浩明, 白戸宏明, 中川千鶴, 斉藤綾乃, 大野央人: 車内快適性シミュレータの活用と評価; 鉄道総研報告, Vol.20, No.3, pp.47-50 (2006)
- [8] 中川千鶴, 高見創, 渡邊健, 星野宏則, 水上直樹, 鈴木浩明: 低周波音が浮上式車両の乗り心地に及ぼす影響の基礎実験; 鉄道総研報告, Vol.21, No.9, pp.11-16 (2007)
- [9] 中川千鶴, 高見創, 渡邊健, 星野宏則, 水上直樹, 鈴木浩明: 低周波音が浮上式車両の乗り心地に及ぼす影響の基礎実験; 鉄道総研報告, Vol.21, No.9, pp.11-16 (2007)
- [10] 中川千鶴, 高見創, 渡邊健, 星野宏則, 水上直樹, 鈴木浩明: 低周波音が浮上式車両の乗り心地に及ぼす影響の基礎実験; 鉄道総研報告, Vol.21, No.9, pp.11-16 (2007)

国内の学会発表

- [1] 中川千鶴, 大野央人, 鈴木浩明: 生理指標による列車内環境評価のための基礎的検討; 第5回交通・物流部門大会講演論文集, pp.355-356 (1996)
- [2] 中川千鶴, 大須賀美恵子, 竹田仰: VE酔い評価手法の開発に向けての基礎的検討; ヒューマン・インタフェース N & R, Vol.13, pp.179-184 (1998)
- [3] 中川千鶴, 大須賀美恵子, 竹田仰: VE酔い評価手法の開発に向けての基礎的検討; 第13回生体・生理シンポジウム予稿集, pp.529-532 (1998)
- [4] 中川千鶴, 大須賀美恵子, 竹田仰: VE酔い低減手法の開発に向けて—4面CUBE型立体映像提示装置と6軸モーションを用いた予備的検討—; ヒューマン・インタフェース学会研究報告集, Vol.1, No.1, pp.21-24 (1999)
- [5] 中川千鶴, 大須賀美恵子, 竹田仰: VE酔い評価における生理指標の検討—4面CUBE型立体映像提示装置と6軸モーションを用いた場合—; 第14回生体・生理シンポジウム論文集, pp.377-380 (1999)
- [6] 中川千鶴, 大須賀美恵子, 竹田仰: 映像と動きによる「酔い」評価における生理指標の検討; 人間工学会第41回大会講演集, pp.230-231 (2000)
- [7] 中川千鶴, 大須賀美恵子, 竹田仰: 動揺病発症時における生理反応の検討; 第15回生体・生理シンポジウム論文集, pp.377-380 (2000)
- [8] 鈴木浩明, 白戸宏明, 中川千鶴: 曲線走行時の低周波左右加速度が乗り心地に及ぼす影響; 人間工学会第41回大会講演集, pp.242-243 (2000)
- [9] 白戸宏明, 鈴木浩明, 中川千鶴: 列車の乗り心地評価と周波数補正フィルタに関する検討; 人間工学会第41回大会講演集, pp.244-245 (2000)
- [10] 平澤宏祐, 大須賀美恵子, 中川千鶴, 八木明宏: 酔い発症時における生理指標の基礎的検討; 人間工学会第41回大会講演集, pp.436-437 (2000)
- [11] 中川千鶴, 大須賀美恵子, 竹田仰: 広視野映像提示による瞬目反応の分析; 人間工学会第42回大会講演集, pp.328-329 (2001)
- [12] 中川千鶴, 大須賀美恵子, 竹田仰: 生理指標によるVE酔い推定法の検討; 第16回生体・生理シンポジウム論文集, pp.139-142 (2001)
- [13] 中川千鶴, 大須賀美恵子, 竹田仰: 動揺病発症時に見られる体幹部電位変動低周波成分の発生機序の検討; 第18回生体・生理シンポジウム論文集, pp.207-210 (2003)
- [14] 中川千鶴, 大須賀美恵子: 呼吸曲線の解析プログラムの検討; 日本人間工学会 第33回関東支部大会講演集, pp.25-26 (2003)

- [15] 小美濃幸司, 白戸宏明, 中川千鶴: 列車衝突事故にみられる胸部障害パターンのシミュレーション解析; 人間工学会第 45 回大会講演集, pp.524-525 (2004)
- [16] 中川千鶴, 鈴木浩明: 列車振動環境でのパソコン作業性の検討; 日本人間工学会第 47 回大会講演集, pp.402-403 (2006)
- [17] 中川千鶴, 高見創, 渡邊健, 星野宏則, 鈴木浩明, 白戸宏明: 低周波音が列車の車内快適性に及ぼす影響に関する基礎検討; 日本騒音制御工学会研究発表会論文集, pp.265-268 (2006)
- [18] 中川千鶴, 高見創, 渡邊健, 星野宏則, 水上直樹, 白戸宏明: 低周波音が鉄道乗り心地に及ぼす影響に関する基礎検討—車内快適性シミュレータを用いて—; 第 14 回鉄道技術連合シンポジウム講演論文集, pp.299-302 (2007)

講習会講師, シンポジウム講演等

- [1] VR 酔いのメカニズムと評価, バーチャルリアリティ (VR) の生体影響と評価手法—人に優しい VR システムをめざして—, ヒューマンインタフェースシンポジウム (2002)
- [2] 動環境への拒否反応である「酔い」について, 日本バーチャルリアリティ学会サイバースペースと仮想都市研究会第 8 回シンポジウム (2005)
- [3] 映像と動揺による乗り物酔い発生時の生理反応, 第 42 回日本交通科学協議会総会・学術講演会 (2006)
- [4] 生理計測で状態を測る—乗り物酔い—, 学術振興会産業計測第 36 特別委員会 (2006)

参考文献

- 1) 内野善生：前庭機能，大山正，今井省吾，和気典二編，新編 感覚・知覚心理学ハンドブック，誠信書房，東京，1319-1363，1994
- 2) 横田敏勝：前庭器官の機能，現代の生理学，古河太郎，本田良行編，金原出版，292-298，1993
- 3) Putz, R.：平衡聴覚器，人体解剖学アトラス 12 章，Frick, H., Kummer, B. and Putz, R.編，西村書店，新潟，2001
- 4) 狩野千鶴：自己運動知覚と視覚系運動情報，心理学評論，34 (2)，240-256，2001
- 5) 矢野澄男：映像と身体の反応，テレビジョン学会誌，50(4)，429-435，1996
- 6) 近江政雄，氏家弘裕：映像情報による自己定位と映像酔い，BME，18 (1)，32-39，2004
- 7) 伊藤正男：小脳，神経科学講座 5「運動と制御」，渡辺格編，理工学社，東京，122-145，1978
- 8) Griffin, M. J.：Handbook of Human Vibration., Academic Press, 271-332, 1990
- 9) Oman, C. M.：Sensory Conflict Theory and Space Motion Sickness：Our Changing Perspective, J. Vestib. Res., 8, 51-56, 1988
- 10) Reason, J. T., Brand, J. J.：Motion Sickness., Academic Press. London, 1975
- 11) 武田憲昭：動揺病と嘔吐のメカニズム，耳鼻臨床 補 41，197-207，1991
- 12) O'hanlon, J. F. and MacCauley, M. E.：Motion Sickness Incidence as a Function of the Frequency and Acceleration of Vertical Sinusoidal Motion., Aerospace Med., Apr., 366-369, 1974
- 13) 高橋正紘：動揺病，築地書店，東京，1997
- 14) Crampton, G. H.：Motion and Space Sickness, CRC Press, Florida, 1990
- 15) 五十嵐眞，宇宙と前庭・平衡神経学，専門医通信，3，18-19，1992
- 16) Tokola, O., Laitinen, L. A., Aho, J., Goshoni, G. and Vapaatalo, H.：Drug Treatment of Motion Sickness：Scopolamine Alone and Combined with Ephedrine in Real and Simulated Situations., Aviat. Space and Environ. Med., 636-641, 1974
- 17) Kohl R. L., Calkins, D. A. and Mandell, A. J.：Arousal and Stability: the Effects of Five New Sympathomimetic Drugs Suggest a New Principle for Prevention of Space Motion Sickness,

- Aviat. Space and Environ. Med., 137-143, 1986
- 18) 石井正則, 八代利伸, 小林毅, 金田健作, 小林直樹, 松本ひで子, 森山寛, 笠原行喜, 関口千春: 動揺病の発症に関する研究, 航空機乗員の医学適性研究報告書, 25-42, 1994
 - 19) 鈴木宏明: 乗り物シミュレータの動揺システムに関わる知覚心理学的諸問題, 心理学評論, 349-366, 2001
 - 20) Wilson, J. R. : Virtual Environments and Ergonomics : Needs and Opportunities., Ergonomics, 40 (10), 1057-1077, 1997
 - 21) Frank, L. H. and Casali, J. G. : Simulator Sickness: a Review of Its Costs, Countermeasures, and Prediction, 1998 Image Conference, 1 (3), Watson, GS1-6, 1998
 - 22) 映像の生体安全性評価法の標準化, 産業技術総合研究所, 2003-2006
 - 23) Hettiger, L. J. and Riccio, G. E. : Visually Induced Motion Sickness in Virtual Environments, Presence, 1 (3), 306-310, 1992
 - 24) Watson, G. S. : The Effectiveness of a Simulator Screening Session to Facilitate Simulator Sickness Adaptation for High-intensity Driving Scenarios, 1987 Society of Automotive Engineers, 7.1187-7.1196, 1987
 - 25) 寶田直之助, 武貞昌志, 細田龍介, 有馬正和: 乗り物酔い発症時の生理的, 心理的变化の計測—発症メカニズムの解明に向けて—, 日本機械学会シンポジウム講演論文集, 230-234, 1996
 - 26) Simanonok, K. E. and Charles, J. B. : Space Sickness and Fluid Shifts : a Hypothesis., J. Clin. Pharmacol., 34, 652-663, 1994
 - 27) Diamond, S. G. and Markham, C. H. : Prediction of Space Motion Sickness Susceptibility by Disconjugate Eye Torsion in Parabolic Flight., Aviat. Space and Environ. Med., 62, 201-205, 1991
 - 28) 平柳要: 乗り物酔い(動揺病)研究の現状と今後の展望, 人間工学, 42(3), 200-211, 2006
 - 29) 石井正則, 矢代利伸, 小林毅, 金田健作, 府川和希子, 森山寛: 航空機搭乗員の空酔い対策—具体的プログラムとその結果について—, 耳鼻咽喉科展望, 95-100, 1994
 - 30) 松永亨, 武田憲昭: 動揺病と宇宙酔い, 耳鼻臨床, 81 (8), 1095-1120, 1988
 - 31) 武田憲昭, 松永亨, 和田博: 前庭自律神経反射の薬理, 神経精神薬理, 8, 559-566, 1987
 - 32) Miller, J. C., Sharkey, T. J., Graham, G. A. and McCauley, M. E. : Autonomic Physiological Data Associated with Simulator Discomfort., Aviat. Space and Environ. Med., Sep., 817-819, 1993

- 33) Kolasinski, E. M. : Simulator Sickness in Virtual Environments.,
<http://www.cyberedge.com/4a7a.html>, 1995
- 34) Draper, M. H. : Can your eyes make you sick? : Investigating the Relationship between the Vestibulo-ocular Reflex and Virtual Reality, <http://www.hitl.washington.edu/projects/vestibular/dis1.html>, 1996
- 35) 橋本邦衛 : Flicker の生理学的意味と測定上の諸問題. Flicker Test の理論と実際, 産業医学, 5 (9), 3-16, 1963
- 36) Perker, D. E. and Harm, D. L. : Mental Rotation: A Key to Mitigation of Motion Sickness in the Virtual Environment ?, 1 (3), 329-333, 1992
- 37) Graybiel, A., Wood, C. D., Miller, E. F. and Cramer, D. B. : Diagnostic Criteria for Grading the Severity of Acute Motion Sickness., Aerospace Med., May, 453-455, 1968
- 38) 中川千鶴, 大須賀美恵子 : VE 酔い研究および関連分野における研究の現状, バーチャルリアリティ学会論文誌, 3 (2), 31-39, 1998
- 39) Kennedy, R.S., Lane, N.E., Berbaum, K.S. and Lilienthal, M.G. : Simulation Sickness Questionnaire : An Enhanced Method for Quantifying Simulator Sickness., Int. J. Aviat. Psychol., 3 (3), 203-220, 1993
- 40) Kennedy, R.S., Tolhurst, G. C. and Graybiel, A. : The Effects of Visual Deprivation on Adaptation to a Rotating Environment (NSAM918)., Pensacola, FL, Naval School of Aerospace Medicine, 1965
- 41) Hettinger, L. J., Lane, N. E. and Kennedy, R.S. : Diagnostic Measurement Approaches to the Problem of Sickness in Flight Simulators., AIAA Flight Simulation Technologies Conference 1988, pp.288-294, 1988
- 42) Reason, J. T. and Graybiel, A. : Changes in Subjective Estimates of Well-being during the Onset and Remission of Motion Sickness Symptomatology in the Slow Rotation Room., Aerospace Medicine, 41, 166-171, 1970
- 43) Bock, O. L. and Oman, C. M. : Dynamics of Subjective Discomfort in Motion Sickness as Measured with a Magnitude Estimation Method., Aviat., Space, and Environ., Med., 53, 773-777, 1982
- 44) Graybiel, A. and Lackner, J. R. : Evaluation of the Relationship between Motion Sickness Symptomatology and Blood Pressure, Heart Rate, and Body Temperature., Aviat. Space and Environ. Med., 51, 211-214, 1980

- 45) Stern, R. M., Koch, K. L., Leibowitz, H. W., Lindblad, I. M., Shupert, C. L. and Stewart, W. R. : Tachygastria and Motion Sickness., *Aviat. Space and Environ. Med.*, 56, 1074-1077, 1985
- 46) Cowings, P. S., Naifeh, K. H. and Toscano, W. B. : The Stability of Individual Patterns of Autonomic Responses to Motion Sickness Stimulation., *Aviat. Space and Environ. Med.*, 61, 399-405, 1990
- 47) Chen, J. D. Z. and McCallum, R. W. : Clinical Applications of Electrogastrography., *The American J. of Gastroenterology*, 88(9), 1324-1336, 1993
- 48) 吉澤誠, 田中明, 杉田典大, 阿部健一, 山家智之, 仁田新一 : 生理的パラメータの相互関連を用いた映像の生体影響評価法, *BME*, 18 (1), 8-13, 2004
- 49) Isu, N., Eng, M., Koo, J. and Takahashi, N. : Changes of Skin Potential level and of skin resistance level corresponding to lasting motion discomfort, *Aviat. Space and Environ. Feb.*, 136-142, 1987
- 50) Jennings, R. T., Davis, J. R. and Santy, P. A. : Comparison of aerobic fitness and space motion sickness during the shuttle program., *Aviat. Space and Environ. Med.*, 58, 448-451, 1988
- 51) 亀井千晃 : ラットの学習および記憶に対する脳内ヒスタミンの役割, ヒスタミン研究の最近の進歩, 渡邊建彦編集, 医歯薬出版, 東京, 77-83, 2000
- 52) 下野太海, 大須賀美恵子, 寺下裕美 : 心拍・呼吸・血圧を用いた緊張・単調作業ストレスの評価手法の検討, *人間工学*, 34 (3), 107-115, 1998
- 53) 早野順一郎, 山田真己, 藤浪隆夫, 横山清子, 渡辺興作, 高田和之 : 心拍変動と自律神経機能, *生物物理*, 28(4), 32-36, 1988
- 54) 大須賀美恵子, 寺下裕美, 下野太海 : 心臓血管系モデルを用いた自律神経指標の解釈, *BME*, 11(1), 75-85, 1997
- 55) 中川千鶴, 鈴木浩明 : 生理手法による乗り物酔い発症評価の検討, *鉄道総研報告* 14 (12), 25-30, 2000
- 56) Milic-Emili, J. : Recent Advances in Clinical Assessment of Control of Breathing., *Lung*, 160, 1-17, 1982
- 57) 梅沢章男 : 呼吸活動, *新生理心理学* 第1巻, 宮田洋監修, 藤澤清志・柿木昇治・山崎勝男編, 北大路書房, 京都, 196-209, 1998
- 58) 大須賀美恵子 : 呼吸, *人間計測ハンドブック* 2.7 節, 産業技術総合研究所人間福祉医工学研究部門編集, 朝倉書店, 東京, 92-94, 2003

- 59) 梅沢章男：ストレス刺激に対する呼吸活動の変容，生理心理学と精神生理学, 9, 43-55, 1991
- 60) Cohen, H. D., Goodenough, D. R., Witkin, H. A., Oltman, P., Gould, H. and Shulman, E.: The Effects of Stress on Components of the Respiratory Cycles., *Psychophysiology*, 12, 103-380, 1975
- 61) 大須賀美恵子：生理反応を用いたメンタルワークロードの評価に関する研究，東京大学学位論文, 1994
- 62) 杉山由樹：胃電図検査，日本自律神経学会編 自律神経機能検査第2版，文光堂，東京，161-164, 1995
- 63) 山崎勝男：皮膚電気活動，新生理心理学 第1巻，宮田洋監修，藤澤清志・柿木昇治・山崎勝男編，北大路書房，京都，1, 210-221, 1998
- 64) 廣田昭久：体温調節系，新生理心理学 第1巻，宮田洋監修，藤澤清志・柿木昇治・山崎勝男編，北大路書房，京都，222-235, 1998
- 65) 澤田幸展：血行力学的反応，新生理心理学 第1巻，宮田洋監修，藤澤清志・柿木昇治・山崎勝男編，北大路書房，京都，172-174, 1998
- 66) 中川千鶴，大須賀美恵子，竹田仰：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 (3), 131-138, 2000
- 67) Nakagawa, C., Ohsuga, M. and Takeda, T.: A Basic Study toward VE-Sickness Assessment, *Proceedings of Psychophysiology in Ergonomics 1998*, 136-137, 1998
- 68) 中川千鶴，大須賀美恵子，竹田仰：VE 酔い評価手法の開発に向けての基礎的検討，ヒューマン・インタフェース N and R, 13, 179-184, 1998
- 69) 戸田真美子，大須賀美恵子，寺下裕美，下野太海：自律系生理指標を用いた精神作業負担の評価に向けて(3)—換気量の推定方法について，人間工学会第36回大会講演集, 408-409, 1995
- 70) 相模泰宏，本郷道夫：胃電図検査，自律神経機能検査第3版，日本自律神経学会編，文光堂，東京，301-305, 2000
- 71) 下野太海，大須賀美恵子，明石千恵：コンピュータによる文書作成時のメンタルワークロード評価の試み(3)—操作に伴う重心変化について，第7回ヒューマン・インタフェース・シンポジウム論文集, 341-344, 1991
- 72) 寺崎正治，塩見邦雄，岸本陽一，平岡清志：日本語版 Sensation-Seeking Scale の作成，*The Japanese J. Psychology*, 58 (1), 42-48, 1987

- 73) 岸本陽一, 寺崎正治: 日本語版 State-Trait Anxiety Inventory (STAI)の作成, 近畿大学教養部研究紀要, 17 (3), 1-14, 1986
- 74) Stoffregen, T. A. and Smart, L. J. : Postural instability precedes motion sickness, *Brain Research Bulletin*, 47 (5), 437-448, 1998
- 75) Stoffregen, T. A., Hettinger, L. J., Haas, M. W., Roe, M. M. and Smart, L. J. : Postural instability and motion sickness in a fixed-base flight simulator, *Human Factors*, 42 (3), 458-469, 2000
- 76) 大須賀美恵子, 寺下裕美, 下野太海: 自律系生理指標を用いたメンタルワークロードの評価に向けて, 計測自動制御学会論文集, 29 (8), 979-986, 1993
- 77) Berntson, G. G., Bigger, J. T., Eckberg, D. L., Grossman, P., Kaufmann, P. G., Malik, M. and Nagaraja, H. N. et al. : Heart rate variability : Origins, methods, and interpretive caveats, *Psychophysiology*, 34 (8), 623-648, 1997
- 78) 中川千鶴, 大須賀美恵子, 竹田仰: 映像と動きに誘発された「酔い」における生理反応の基礎的検討-大型4面立体映像提示装置と6軸モーションを用いて-, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, 6 (1), 27-36, 2001.
- 79) 中川千鶴, 大須賀美恵子, 竹田仰: VE酔い(動揺病)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, 2001
- 80) 竹田仰, 加納裕, 伊藤一男: 4面立体空間構成によるバーチャル水族館の試み, ヒューマン・インタフェース N and R, 13, 451-454, 1998
- 81) 中川千鶴, 大須賀美恵子, 竹田仰: 広視野映像提示による瞬目反応の分析, 人間工学会第42回大会講演集, 328-329, 2001
- 82) 井須尚紀: 生体信号の多変量解析による動揺病の定量的解析, 財団法人実吉奨学会研究報告集, 12, 68-71, 1995
- 83) 竹内啓: 仮説検定, 統計学辞典, 竹内啓編, 101-103, 東洋経済新報社, 東京, 1989
- 84) 中川千鶴, 大須賀美恵子, 竹田仰: 動揺病発症時に見られる体幹部電位変動低周波成分の発生機序の検討; 第18回生体・生理シンポジウム論文集, 207-210, 2003.
- 85) 中川千鶴, 大須賀美恵子, 竹田仰: 動揺病発症時における生理反応の検討, 第15回生体・生理工学シンポジウム論文集, 377-380, 2000
- 86) 平山正昭: 心・血管系自律神経機能検査, 日本自律神経学会編, 自律神経機能検査第3版, 文光堂, 東京, 2000

- 87) 井須尚紀, 幸尾治朗, 高橋信之: 動揺不快感に伴う皮膚電気現象, 航空宇宙技術研究所報告, 880, 1-17, 1985
- 88) 道広和美: 定位反応と慣れ, 新生理心理学, 2 巻, 宮田洋監修, 藤澤清志・柿木昇治・山崎勝男編, 北大路書房, 京都, 28-37, 1997
- 89) 小川徳雄: 発汗と自律神経, 医学のあゆみ, 98 巻, 5 号, 417-422, 1976
- 90) 中川千鶴, 大須賀美恵子, 竹田仰: 映像と動きに誘発された「酔い」における生理反応の基礎的検討-大型 4 面立体映像提示装置と 6 軸モーションを用いて-, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, 6 (1), 27-36, 2001.
- 91) 西田佳史, 武田正資, 森武俊, 溝口博, 佐藤知正: 圧力センサによる睡眠中の呼吸・体位の無侵襲・無拘束な計測; 日本ロボット学会誌, 16 (5), 705-711, 1998.
- 92) 中川千鶴, 大須賀美恵子, 竹田仰: 呼吸曲線の解析プログラムの検討, 日本人間工学会第 33 回関東支部大会講演集, 25-26, 2003.
- 93) 竹内啓: 一元配置における多重比較法, 統計学辞典, 竹内啓編, 399, 東洋経済新報社, 東京, 1989
- 94) 中川千鶴, 鈴木浩明: 列車振動がパソコン作業に及ぼす影響と最適なテーブル位置の検討, 人間工学, 41 (3), 137-146, 2005.
- 95) Moseley, M. J. and Griffin, M. J., 松本忠雄 (訳): 振動環境における視覚的表示と手作業のためのデザインガイド 第 1 部視覚的表示, 労働科学, 64 (9), 422-434, 1988.
- 96) Moseley, M. J. and Griffin, M. J., 松本忠雄 (訳): 振動環境における視覚的表示と手作業のためのデザインガイド 第 2 部手作業, 労働科学, 64 (9), 435-447, 1988.
- 97) 戸上英憲, 野呂影勇: VDT 作業台の最適高さの研究, 人間工学, 23 (3), 155-162, 1987.
- 98) 平沢尚毅, 野呂影勇, 戸上英憲: VDT 構成要素の個人への適合性に関する研究, 人間工学, 26 (2), 87-93, 1990.
- 99) 日本人間工学会 FPD の人間工学ガイドライン検討委員会: ノートパソコン利用の人間工学ガイドライン, (財)労働科学研究所出版部, 東京, 1998.
- 100) 鈴木浩明: 鉄道関係者と大学生の振動乗り心地評価傾向の比較, 心理学研究, 73 (2), 166-171, 2002.
- 101) 鈴木浩明, 白戸宏明, 手塚和彦: 低周波振動が列車酔いに及ぼす影響, 鉄道総研報告, 18 (2), 9-14, 2004
- 102) Turner, M. and Griffin, M. J.: Motion Sickness in Public Road Transport: Passenger Behaviour and Susceptibility, Ergonomics, 42 (3), 444-461, 1999.

- 103) 白戸宏明, 中川千鶴, 鈴木浩明: 車内快適性シミュレータの開発と活用法, 鉄道総研報告, 18 (2), 5-8, 2004
- 104) 宮地由芽子, 喜岡恵子, 山内香奈: 鉄道における運転適性検査の研究 (5), 日本教育心理学会第 45 回総会論文集, 188, 2003
- 105) 柿崎祐一: 両側性転移, 実験とテスト=心理学の基礎—実習編—, 心理学実験指導研究会編, 培風館, 49-51, 1985

謝辞

本研究は、著者が、勤務先である財団法人鉄道総合技術研究所から三菱電機株式会社先端技術総合研究所に出向中に開始したものです。研究全般に渡り、出向当事の受け入れ先上司であった、現大阪工業大学 大須賀美恵子教授には、多大なるご指導・ご鞭撻を頂きました。筆者の個人的事情から研究が長期化したにも関わらず、終始、ご多忙の中、真摯にご指導くださり、大須賀美恵子先生なしではこの研究は継続できなかつたものです。ここに、心から深く感謝の意を表します。

また、三菱電機株式会社出向時代から、装置および実験全般において、的確なるご指導と多大なるご協力を頂きました、当時長崎総合技術大学教授、現九州大学 竹田仰教授にも、共同研究終了後も継続して常に暖かく励ましのお言葉をいただきました。ここに謹んで御礼申し上げます。

筆者の慶應義塾大学および同大学院在籍中の研究ならびに、本論文作成と研究遂行は、慶應義塾大学理工学部 富田豊教授の生理学および工学への深い造詣に基づく本質的なご指導のもとで進めたものであり、筆者の現在があるのは富田豊先生の長年の叱咤激励と的確かつ根気強いご指導のおかげです。また本論文作成に当たっては、再三の大幅な修正のたびに、お忙しい中拙論を何度もお読みいただき研究のご指導を賜りました。富田豊先生のご尽力に、感謝の念が絶えることはありません。また、学位審査主査を勤めて頂いたことを深く感謝いたします。

また、本論文の審査をして頂き、研究に対する深いご教示とご鞭撻を賜りました、慶應義塾大学理工学部 南谷晴之教授、同 岡田謙一教授、同 岡浩太郎教授に深謝いたします。

また、本研究遂行にあたり、様々な配慮やご教示を頂いた、財団法人鉄道総合技術研究所人間科学研究部長の鈴木浩明博士に、ここに改めて謝意を表すとともに、遅々として進まぬ進捗を暖かく見守り、励まして頂きました、財団法人鉄道総合記述研究所 垂水尚志専務理事ならびに同 前人間科学部部長の四ノ宮章氏に、感謝いたします。また、同 人間工学研究室 小美濃幸司室長ならびに関係者の方々にも、様々な形でフォローして頂きました。ここに御礼申し上げます。

さらに、本研究を終わるにあたり、ご協力いただいた被験者の方々、実験を補助してくださった、当時の長崎総合科学大学竹田仰研究室の皆様、心より感謝いたします。

私事になりますが、研究を継続することができたのは、夫誠、子供陸と優、母森玲子の多大なる協力と精神的支援のお蔭です。夫による本論文の校閲はたびたび深夜におよび、その的確な修正指示は、内容に関するものから体裁に至るまで幅広く、どれほど論文作成の助けになったかわかりません。休日は論文作成ができるよう子供を引き受けてくれました。子供達は休日や夜間の母親の不在によく耐えてくれました。母は平日の子供達の面倒を全面的に引き受けてくれ、論文作成の時間を頂きました。ここに心より感謝いたします。

付録

1. 実験開始前に実施したアンケート p.132
2. セッション終了後に実施したアンケート p.133
3. 実験終了後に実施したアンケート p.134

＜実験開始前のアンケート＞

___月___日 午前・午後（1・2/M・N）

（名前） _____

1. 視力（右：___ 左：___）*普段メガネをかけている場合は、メガネをかけた状態での視力
2. 左右の眼の乱視の程度の位置に印を付けてください
（右）：無い 0 ----- 1 ----- 2 ----- 3 強い （左）：無い 0 ----- 1 ----- 2 ----- 3 強い
3. 今の体調は
（1）良い （2）やや良い （3）普通 （4）やや悪い （5）悪い
・（「悪い」と答えた方）どう悪いのですか。（例：風邪をひいている）
（ _____ ）
4. 今の胃腸の調子は
（1）良い （2）やや良い （3）普通 （4）やや悪い （5）悪い
5. 直前の食事と取った時間とその内容をお答えください。
時間（ _____ ） 内容（ _____ ）
6. 昨日から今朝にかけての睡眠は、あなたにとって、十分なものでしたか
（1）寝過ぎた （2）十分 （3）まあ十分 （4）不十分 （5）全く不十分
7. 昨日から今までの間に、なんらかの薬物を摂取しましたか 摂取した場合は内容もお書きください
（1）摂取していない （2）摂取した（ _____ ）
8. 集合時間の1時間前から今までの間に、カフェイン入りの飲料（コーヒー、紅茶、緑茶など）を摂取しましたか 摂取した場合は内容もお書きください
（1）摂取していない （2）摂取した（ _____ ）

＜セッション終了後のアンケート＞

1. 今回の実験はいかがでしたか

- (1) 快適 (2) やや快適 (3) 普通 (4) やや不快 (5) 不快

2. 次の症状の発症はありましたか？ それは最大でどの程度の強さで、いつ起こりましたか。また、現在どの程度の強さですか。強さの評価は、下の左枠内の5段階評価の数字で、発症した時点は、下右図の数字を参考にして書いてください。

1: 全くなんともない
2: 少し症状があった
3: かなり症状があった
4: 非常に症状があった
5: 絶えられない程であった

停止映像	動画映像	停止映像	休憩
0	1 2 3 4 5 6 7	8	9 10 11

	発症有は○	最大の大きさ	いつ	現在の大きさ		発症有は○	最大の大きさ	いつ	現在の大きさ
(1) 不快感	()	()	()	()	(12) 頭圧感	()	()	()	()
(2) 疲労感	()	()	()	()	(13) かすみ目	()	()	()	()
(3) 倦怠感	()	()	()	()	(14) めまい	()	()	()	()
(4) 眠気	()	()	()	()	(15) 胃の存在感	()	()	()	()
(5) 頭痛	()	()	()	()	(16) 胃のムカムカ	()	()	()	()
(6) 目の疲れ	()	()	()	()	(17) 貧血	()	()	()	()
(7) 焦点調整の困難	()	()	()	()	(18) 血行不循	()	()	()	()
(8) 唾液の分泌増加	()	()	()	()	(19) 動悸	()	()	()	()
(9) 発汗	()	()	()	()	(20) 平衡感覚の乱れ	()	()	()	()
(10) 吐き気	()	()	()	()	(21) 自己移動感	()	()	()	()
(11) 集中力の低下	()	()	()	()	(22) いらいら感	()	()	()	()

3. 映像呈示が終わった直後、酔いの程度は、

- (1) 回復 (2) 少し回復 (3) 変わらない (4) 少し悪化 (5) 悪化

4. 不快の原因となったと思われる項目に○をつけてください

- 映像の動きの { (1) 速さ (2) 回転(ローリング)運動 (3) 左右運動 (4) 上下運動 } (5) 映像の模様
 (6) 空気の質 (7) 温度 (8) 湿度 (9) 匂い (10) 空間の広さ (11) その他 ()

5. 気づいた点/疑問点などありましたら、下にお書きください。

＜実験終了のアンケート＞

1. 1回目の実験と2回目の実験では、どちらの方が

- | | | | |
|-----------------------|---------|---------|------------|
| A 移動している感じがしましたか？ | (1) 1回目 | (2) 2回目 | (3) どちらも同じ |
| B 立体感がありましたか？ | (1) 1回目 | (2) 2回目 | (3) どちらも同じ |
| C 空間や位置を理解しやすかったですか？ | (1) 1回目 | (2) 2回目 | (3) どちらも同じ |
| D 動き（移動）を理解しやすかったですか？ | (1) 1回目 | (2) 2回目 | (3) どちらも同じ |
| E 臨場感がありましたか？ | (1) 1回目 | (2) 2回目 | (3) どちらも同じ |
| F リアルでしたか？ | (1) 1回目 | (2) 2回目 | (3) どちらも同じ |
| G 快適でしたか？ | (1) 1回目 | (2) 2回目 | (3) どちらも同じ |
| H 不快でしたか？ | (1) 1回目 | (2) 2回目 | (3) どちらも同じ |
| F 酔いやすかったですか？ | (1) 1回目 | (2) 2回目 | (3) どちらも同じ |

2. 映像が動いているとき、自分の視点は、どこにあることが多かったと思いますか

[1回目] [1] 真正面の一点 [2] 映像の動きに先回りした視点 [3] 映像に追従する視点 [4] その他 ()

[2回目] [1] 真正面の一点 [2] 映像の動きに先回りした視点 [3] 映像に追従する視点 [4] その他 ()

3. 現実にこの映像と全く同じ町の上を、まったく同じ動きで飛んだと想像してください。

A そのとき、あなたは飛ぶ前と比べて、下のどのような状態になると思いますか？

該当する項目に、○をつけてください。

(1) 快適 (2) 少し快適 (3) 普通 (4) 少し不快 (5) 不快

B そのとき、あなたは下のどのような状態になると思いますか？ ○をつけてください。

(1) まったく酔わない (2) 少し酔う (3) かなり酔う (4) すごく酔う (5) 絶えられないほど酔う

C そのとき（現実空間での飛行）と、今回の実験 (1回目) とどちらの方が

a. 不快だと思いますか (1) 現実空間 (2) 実験 (1回目) (3) どちらも同じ

b. 酔いやすいと思いますか (1) 現実空間 (2) 実験 (1回目) (3) どちらも同じ

D そのとき（現実空間での飛行）と、今回の実験 (2回目) とどちらの方が

a. 不快だと思いますか (1) 現実空間 (2) 実験 (2回目) (3) どちらも同じ

b. 酔いやすいと思いますか (1) 現実空間 (2) 実験 (2回目) (3) どちらも同じ

4. 今回の実験で、少しでも酔いを感じた人に質問します。その「酔い」は、(1) 実空間を飛んだときにも同じように起こると思いますか？ (2) 人工的なシステム特有の特徴や問題が原因で発生したのであって、現実空間なら起こらないと思いますか？ (3) 両方が混ざっていると思いますか？

A 実験 (1回目) での「酔い」は

(1) 現実空間でも同じ (2) 人工的なシステムだから (3) 両方混ざっている (4) わからない

B 実験 (2回目) での「酔い」は

(1) 現実空間でも同じ (2) 人工的なシステムだから (3) 両方混ざっている (4) わからない

5. 最後に、どんなシステムだったら快適だと思うか、今回の実験での酔いや不快の原因について、下にお書きください。その他、実験全体や、気付いた点・疑問点など、なにかありましたら、なんでも結構です。お書きください。

お疲れ様でした。ご協力に感謝いたします。ありがとうございました。