

# 博士学位論文

運動時と視覚探索時における  
生体信号計測とそのモデル化に関する研究

宝 財吉拉呼

BAO Caijilahu

新潟大学大学院自然科学研究科

電気情報工学専攻

2020年9月

# 目次

第 1 章	序論	1
1.1	はじめに	1
1.2	心拍変動計測とストレス評価の現況	2
1.3	視覚探索経路計測・評価の現況	3
1.4	本研究の目的	4
1.5	本論文の構成	5
	参考文献	8
第 2 章	心電図計測・分析による自律神経系に関する評価	10
2.1	はじめに	11
2.2	心拍変動の概念	11
2.3	心拍変動の発生メカニズム	12
2.4	心拍変動の計測と解析	13
2.5	心拍変動指標の分類	14
2.5.1	時間領域指標と計算方法	15
2.5.2	周波数領域指標と計算方法	15
2.6	心拍変動指標の適用	16
	参考文献	19
第 3 章	運動時の心拍変動を伴う聴覚刺激の心理・生理的効果に関する評価	23
3.1	はじめに	24
3.2	実験方法	27
3.2.1	被験者	27
3.2.2	実験環境	27
3.2.3	実験手順	27
3.2.4	生体信号処理	28
3.2.5	統計分析	29
3.3	実験結果と考察	30

3.4	モデルを用いた検証 . . . . .	40
3.4.1	周波数領域指標の時系列モデル . . . . .	40
3.4.2	モデリングの結果 . . . . .	41
3.4.3	モデリングの結果の考察 . . . . .	42
3.5	おわりに . . . . .	44
参考文献		45
第4章	眼球運動の特徴を考慮した視覚探索についての構想	48
4.1	はじめに . . . . .	49
4.2	眼球運動 . . . . .	50
4.2.1	眼球運動について評価指標 . . . . .	50
4.2.2	眼球運動と脳の注意力 . . . . .	52
4.3	視覚探索と脳神経に関する構想 . . . . .	52
4.4	視覚探索とスモールワールドネットワーク . . . . .	54
参考文献		57
第5章	視覚探索時の注視点ネットワークが示すスモールワールド性に関する評価	60
5.1	はじめに . . . . .	61
5.2	実験方法 . . . . .	61
5.2.1	眼球運動計測装置と実験参加者 . . . . .	61
5.2.2	文字盤 . . . . .	62
5.2.3	実験プロトコル . . . . .	63
5.2.4	注視点位置の計測と注視点移動長 . . . . .	63
5.2.5	注視点移動長からのサッケードの分離 . . . . .	64
5.3	実験結果 . . . . .	66
5.3.1	サッケード . . . . .	66
5.3.2	固視微動 . . . . .	67
5.3.3	固視微動とサッケードの出現比 . . . . .	69
5.3.4	実験結果のまとめ . . . . .	69
5.4	注視点の移動経路ネットワークの設計 . . . . .	70
5.4.1	格子ネットワーク . . . . .	70
5.4.2	格子ネットワークにショートカットを追加 . . . . .	71
5.4.3	評価指標 . . . . .	72
5.4.4	結果と考察 . . . . .	73
5.5	おわりに . . . . .	75
参考文献		76

---

第 6 章	結論	77
6.1	はじめに . . . . .	77
6.2	心拍変動による評価 . . . . .	77
6.3	視覚探索による評価 . . . . .	78
6.4	まとめ . . . . .	78
参考文献		79
謝辞		81
研究業績		82
付録 A	被験者毎に見つけた SRM の参照	83
付録 B	実験参加者毎のダミー探索実験の注視点データ	85

## 目次

1.1	本論文の概略図. . . . .	4
1.2	本論文の構成. . . . .	6
2.1	心拍変動と RR 間隔. . . . .	12
2.2	交感神経系 (LF) と副交感神経系 (HF). . . . .	13
2.3	ECG による心拍変動の計測. . . . .	14
2.4	パワースペクトル密度. . . . .	16
3.1	実験プロトコル. . . . .	27
3.2	本研究の信号処理過程. . . . .	28
3.3	音楽有り無しの RR 間隔時系列の対比. . . . .	30
3.4	favorite グループと non-favorite グループ. . . . .	31
3.5	二つグループの m_RPE の時間的变化. . . . .	32
3.6	二つグループについてタスクごとの m_RPE の比較 (- 無有意差, * p <0.05, ** p <0.01). . . . .	32
3.7	二つグループの RR 間隔時系列の対比. . . . .	33
3.8	二つグループの m_RPE と e_RPE の時間的振る舞い変化. . . . .	35
3.9	favorite グループの HR と RPE の相関とそれぞれの task 毎の対比. . . . .	37
3.10	non-favorite グループの HR と RPE の相関とそれぞれの task 毎の対比. . . . .	37
3.11	二つグループの HR の task 毎の変化. . . . .	38
3.12	二つグループの m_RPE の task 毎の変化. . . . .	39
3.13	LF および HF 成分の時間的振舞い変化における SRM の定義. . . . .	40
3.14	2 つグループの SRM の時間分布. . . . .	42
3.15	二つグループの LF/HF の比較. . . . .	43
4.1	眼球の外眼筋模式図. . . . .	50
4.2	網膜の中心窩模式図. . . . .	51
4.3	視覚探索と脳神経に関する構想模式図. . . . .	53
4.4	スモールワールドネットワーク模式図. . . . .	55

5.1	文字盤と注視点の動き（直線の長さはサッケードの移動長を，円の半径は固視微動の停滞時間を表す）. . . . .	62
5.2	眼球角度 $\phi$ とサッケード角 $\theta$ の模式図. . . . .	64
5.3	(a) サッケードをひとつにまとめる前の注視点移動長の時系列の例. (b) (a) においてサッケードをひとつにまとめた. . . . .	65
5.4	(a) サッケードの平均移動長の分布. (b) サッケードの平均角度の分布. . . . .	67
5.5	サッケード長とサッケード継続時間の関係. . . . .	68
5.6	固視微動継続時間. . . . .	69
5.7	各ノードの近傍. 中央の黒色ノードから見て，マンハッタン距離 1 の 4 近傍ノード（灰色ノード）とマンハッタン距離 2 の 8 近傍ノード（白色ノード）. . . . .	71
5.8	(a) 規格化された平均クラスタ係数 $C(p)/C(0)$ (□プロット) と平均ノード間距離 $L(p)/L(0)$ (●プロット) のグラフ. (b) $h(p) = C(p)/C(0) - L(p)/L(0)$ のグラフ. 横軸はサッケードの出現比 $p$ . 破線部は実験値 $p^* = 0.043$ の位置を表す. . . . .	74
A.1	non-favorite グループの SRM. . . . .	83
A.2	favorite グループの SRM. . . . .	84
B.1	被験者 (a) . . . . .	85
B.2	被験者 (b) . . . . .	85
B.3	被験者 (c) . . . . .	85
B.4	被験者 (d) . . . . .	85
B.5	被験者 (e) . . . . .	86
B.6	被験者 (f) . . . . .	86
B.7	被験者 (g) . . . . .	86
B.8	被験者 (h) . . . . .	86
B.9	被験者 (i) . . . . .	86
B.10	被験者 (j) . . . . .	86
B.11	被験者 (k) . . . . .	87
B.12	被験者 (l) . . . . .	87
B.13	被験者 (m) . . . . .	87
B.14	被験者 (n) . . . . .	87
B.15	被験者 (o) . . . . .	88
B.16	被験者 (p) . . . . .	88
B.17	被験者 (q) . . . . .	88
B.18	被験者 (r) . . . . .	88
B.19	被験者 (s) . . . . .	88

## 表目次

2.1	心拍変動の指標のまとめ. . . . .	18
3.1	自覚的運動評価 (RPE). . . . .	25
3.2	音楽印象アンケート. . . . .	26
3.3	音楽有り無し二つグループの各指標の比較 (– 有意差がなし, ** 有意水準 1% で有意差あり). . . . .	31
3.4	二つグループの各指標の比較 (– 有意差なし, **有意水準 1% で有意差あり). . . . .	34
3.5	二つグループの重相関と重決定値の比較. . . . .	35
3.6	HR と RPE 間の相関関係. . . . .	36
5.1	実験結果のまとめ. . . . .	70

## 用語書

AI; Artificial Intelligence; 人工知能  
ANA; Autonomic Nervous Activity; 自律神経活動  
ANS; Autonomic nervous system; 自律神経系  
AS; Accumulation Section; 蓄積セクション (生体影響蓄積した区間)  
Biofunction; 生体機能  
Cluster coefficient; クラスタ係数  
Correlation coefficient; 相関係数  
Distance between nodes; ノード間距離  
ECG ; Electrocardiogram ; 心電図  
Efficient search; 効率的探索  
Favorite group; 好ましく組  
Frequency domain; 周波数領域  
Gazing point; 注視点  
HF; High Frequency Component; 高周波数成分  
HR; Heart rate; 心拍数  
HRV ; Heart Rate Variability; 心拍変動  
Homeostasis; ホメオスタシス  
IT; Information Technology; 情報技術  
Lattice network; 格子ネットワーク  
LF; Low Frequency Component; 低周波成分  
MRA; Multiple regression analysis; 重回帰分析  
Multicollinearity; 多重共線性  
Multiple correlation; 重相関  
Multiple decisionR2; 重決定値  
Music impression questionnaire; 音楽の印象アンケート  
Non-favorite group; 好ましくない組  
Non-uniform sampling; 不均一サンプリング  
PNS; Parasympathetic Nervous System; 副交感神経系  
Psychological and physiological load; 心理的・生理的負荷  
Response; 反応



RMSSD; Root Mean Square Successive Differences; 隣接した RR 間隔の差の二乗平均平方根

RPE; Ratings of Perceived Exertion; 自覚的運動強度

RRI; R-R interval; RR 間隔

Saccade; サッケード

Saccadic movement; 眼球運動

SDNN; Standard Deviation of the NN Intervals; RR 間隔の標準偏差

Search efficiency; 探索効率

Small World Network; スモールワールドネットワーク

SNS; Sympathetic Nervous System; 交感神経系

SRM; Stimulation Response Module; 刺激応答モジュール; (SR モジュール)

Stimulation; 刺激

Stress; ストレス

Target; ターゲット

Tg; Trigger point; トリガーポイント

Time domain; 時間領域

Tremor; 固視微動

TVB; Time varying behavior; 時間変化挙動

VOR; Vestibulo-Ocular Reflex; 前庭動眼反射

VS; Visual search; 視覚探索

# 第 1 章

## 序論

### 1.1 はじめに

滑空する鳥類や水中遊泳する魚類・哺乳類は、リズムミクな身体の動きを使って移動することが知られている。生物のなめらかな動きは、移動に必要なエネルギーと関係しており [1]，エネルギー消費を抑えて効率的に運動する無駄のない動きである。ヒトも水中で身体の動きを調整し、イルカのように効率的に泳ぐ [2]。一方で、陸上を移動する動物の歩行運動には定性的に異なる歩容（歩行リズム）が知られている [1]。例えば、ウマにはウォーク（歩行）、トロット（低速走行）、ギャロップ（高速走行）の 3 種の歩容がある。これら歩容は移動速度に応じて決定される。一般的に高速走行であるギャロップがエネルギーを多く消費すると思われるが、高速で移動する際にはいわゆる“はや歩き”よりはギャロップの方が相対的にエネルギーを消費しない。ゆえに、海、陸ともにすべての生物はエネルギー消費を抑えて効率的に移動する。

他にも、生物の基礎代謝率が体重の 4 分の 3 乗に比例することが知られている [3]。つまり、体重が 10 倍になっても基礎代謝率は 10 倍になることはなく、 $10^{3/4} \approx 5.6$  倍で抑えられることになる。よって、動物にとっての最適な進化は体重が大きくなる、すなわち、大型化することであるが、大型化すると酸素を身体全体に行き渡らせることが困難になるので、総合的な観点から、各生物は自らの生存に合った適切なサイズ（体重）に進化することだろう。これも生物の効率性のひとつであるといえる。

以上より、ヒトの行動にも同様に効率性があると考えられる。ヒトは多くの時間を仕事に費やしており、仕事場の作業環境を健康的で効率的にすることが望まれている。そこで、生体医工学や人間工学の観点 [4] から、ヒトの行動の効率性に関する研究が行われてきた。ヒトの行動の効率性を評価するためには、生体機能（Biofunction）を計測する必要がある。

生体機能の計測と評価は、医工学分野において有用な基礎技術である [5]。そこでは日常生活における多くの生体信号（心電図、筋電図、脳波、呼吸、血圧、発汗量、眼球運動など）を、無侵襲で、かつ被験者に意識させることなく計測することができる。このような生体機能の計測と評価は、幅広い領域で応用されつつある情報技術（Information Technology: IT）や人工知能（Artificial Intelligence: AI）技術によって、さらに有用な技術になること

だろう [6] .

そこで本論文では、ヒトの行動の効率性に着目し、その中でも特に、

- 1) 音楽を聴取しながら運動をすると、心拍変動に影響を与え、ストレスが低減して運動効率が上昇すること、
- 2) 視覚探索時の眼球運動（注視点の動き）はターゲットを短時間で発見できるように最適化されていること、

の2つの効率性仮説（科学的に未解決な課題）に着目して、生体計測実験を行った。また、実験結果から数理的にモデリングすることで、仮説の検証を行った。

## 1.2 心拍変動計測とストレス評価の現況

心電図 (Electrocardiogram: ECG) 計測からの心拍変動 (Heart Rate Variability: HRV) 解析は、自律神経系 (Autonomic Nervous System: ANS) の交感神経系 (Sympathetic Nervous System: SNS) と副交感神経系 (Parasympathetic Nervous System: PNS) の間のホメオスタシス (Homeostasis) を評価するための強力的なツールとなっている [7] . 心拍数 (Heart Rate: HR) データには、生物学的作業負荷、職場でのストレス (Stress)、仕事への集中、眠気、自律神経系の活動状態などの様々な生理学的状態が反映されている [8] . 例えば、人々は精神的又は肉体的負荷による様々なストレスを受けており、これらを避けて生活することはできない。過度のストレスが長期間にわたって継続すると、自律神経系や副腎皮質ホルモンなどの内分泌系にも変調を来すことがわかっている [9] . また、ストレスによって乱された生活習慣による肥満や運動不足などによって、これが生活習慣病の遠因になっているとも言われている。このような背景から、日々のストレス状態を家庭等において手軽にチェック、自覚し、セルフコントロールを支援する装置へのニーズが高まっている。現況では、人が精神的ストレスを受けると内分泌系や自律神経に変調を来すことから、これらを計測することによってストレスを評価する研究が多くなされてきている [10] .

内分泌系による解析は、血液や唾液、尿に含まれるホルモンなどの成分を分析するものである。これらは、精度の高い分析ができる反面、微少な含有物を分析するための高価な機器が必要となるため、手軽な評価機器としての実現は困難であった。最近では、家庭や医療機関などで手軽に評価できる手法として実用化されたものに、唾液中のアミラーゼ分泌量を計測する手法がある [11] . これは、緊張（ストレス）時に唾液中のアミラーゼの分泌が促進されることに着目したものである。専用の計測チップを数十秒間口腔内に挿入するだけで測定できるため、手軽で低価格に、しかも血液などと異なり非侵襲に計測ができる手法である。しかしながら、計測器は飛躍的に低コストを実現したものの、専用の使い捨て計測チップが必要である。

一方、自律神経系による解析では、心拍、呼吸、脈波などのバイタルサインの他に、脳波、顔面温度、皮膚表面温度や表面電位、眼球運動などの様々な生理反応から評価する手法が研究されている [12-15] . これらの解析手法は、非侵襲に計測ができること、生体情報の計測

は増幅器とフィルタの構成で実現できることから比較的低コストで実現可能な利点がある。その中で最も多く利用されている生理情報のひとつが心拍変動解析である [14]。

HRV は心電図や脈波などから計測した心拍周期の変動を解析するもので、評価指標としては、統計的指標に基づく時間や周波数解析による手法がよく知られている [15]。HRV による精神的ストレス解析手法は、以前から多くの研究がなされてきている [16–22]。特に、ストレスでの心理的と生理的負荷 (Psychological and physiological load) の定量的評価は臨床における影響を推定する基盤データとしての意味を持ち、医学/リハビリテーション、健康スポーツなどの分野でよく活用されている (図 1.1)。

### 1.3 視覚探索経路計測・評価の現況

視覚探索 (VS; Visual Search) は注意を要求する知覚的課題の一種である。視覚探索は、特定のオブジェクトや特徴をそれ以外のオブジェクトや特徴の中から見つけ出す積極的な視覚的走査 (Scan) の過程である。例えば、図書館の本棚から欲しい本を探したり、駅の地図から目的地を探したりするときがそれに当たる。ヒトはそのような探索作業を比較的に素早く行うことができる。これは、ヒックの法則 [23] と呼ばれ、探索時間が選択枝の対数に比例することが知られている [24, 25]。つまり、選択枝数が増加するほどには探索時間が増加しないので、ヒトの視覚探索は効率的である。その理由は視覚探索時の眼球運動にあると考えられる [26]。

眼球運動は、衝動性眼球運動 (Saccadic movement)、追従眼球運動 (Pursuit eye movement)、前庭動眼反射 (Vestibulo-Ocular Reflex: VOR)、視運動性眼振 (Optokinetic nystagmus)、収束や開散 (Convergence or Divergence) に分けられる [27]。衝動性眼球運動は、見ている対象を最もはっきり見ることのできる網膜中心部でとらえるために、眼球を素早く動かす運動である。追従眼球運動は、対象が移動したときに対象を網膜中心部でとらえ続けるために、対象の移動に追従して眼球を滑らかに動かす運動である。前庭動眼反射は、頭部が動いたときに対象を網膜中心部でとらえ続けるために、頭部の動きと反対方向に眼球を動かす運動である。これら眼球運動の結果、空間に対する眼球の相対的な向きが一定に保たれる。視運動性眼振は、外界の像が一定の方向に動くときに、その動きと同じ方向にゆっくり眼球が動き (緩徐相)、その後、外界の像の動きと逆方向に速く動くこと (急速相) を繰り返す運動である [7, 28]。これまで述べた眼球運動では、両眼が同じ方向に動く。しかし、対象が奥行き方向に移動すると、両眼の網膜中心部で対象をとらえ続けるには、両眼が異なる方向に動かなければならない [7]。輻輳は、対象が近づくときに両眼が内側に動くことであり、開散は、対象が遠ざかるときに両眼が外側に動くことである。

この様々な眼球運動から視覚情報の色々な方面からヒトの生理的と心理的変化を評価している。例えば、映像酔い、視覚刺激による心理的と生理的ストレス評価などの分野でよく応用されている (図 1.1)。

### 1.4 本研究の目的

本研究では、生体機能の計測と評価にとりて、ヒトの生理的な効能や作業の効率性を客観的に評価するため、ストレス (Stress) 下における2つの対策を生体信号処理で裏付ける事に注目する。ひとつは、音楽を聴取しながら運動する課題で、運動負荷 (筋疲労) と異なる刺激 (音楽聴取) による心理と生理的効果を対象とする。この際、効率的なトレーニングが実現できるか否かを主観的 (心理的) 指標と客観的 (生理的) 指標から議論する。もうひとつは、視覚探索課題で、特定のターゲット文字 (事前に提示された文字) を探索する時に、探索作業が効率的になるメカニズムを議論する。本研究の概略を図 1.1 に示す。

先ず、音楽を聴取しながら運動する課題について述べる。心拍変動から算出した時間と周波数領域に関連する指標を適切に選択し、心理的イベントである自覚的運動強度 (Ratings of Perceived Exersion: RPE) を重回帰モデルを使って推測した。その時、心理と生理的

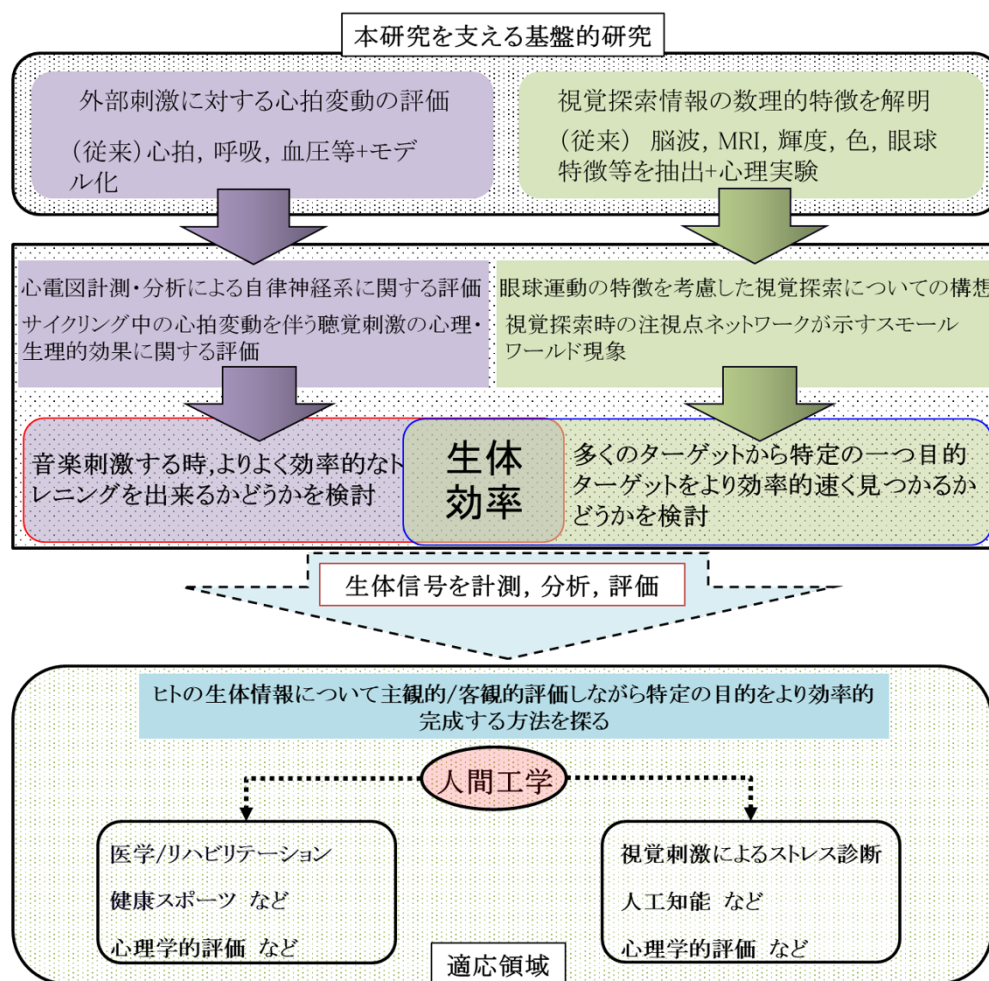


図 1.1: 本論文の概略図.

に聴覚刺激（音楽）から受けた紛らす（運動からのストレス）効果を調べた。また、自律神経系の指標交感神経系と副交感神経系の時系列の時間的な振舞い変化に不均一サンプリングを適用し、周波数領域の指標で刺激・応答モジュールを定義した。最後に、被験者毎の生理的応答で見つかった刺激・応答モジュールを調べた。その結果、刺激・応答モジュールは favorite グループの被験者で non-favorite グループの被験者より多く観察された。これにより、運動中音楽刺激の効果は favorite グループで顕著である事を明らかにした。以上の結果、低負荷運動中での適当な（好きな）音楽を選ぶと、より効率的なトレーニングできることが示された。

次に、視覚探索課題について述べる。視覚探索経路計測では、頭部を固定して注視点を求める。注視点とは眼球の向き（視線）と調査面（多くはパソコンモニタ）との交点である。また、実験データから注視点の移動長を固視微動 (Tremor) とサッケード (Saccade) に分類した。続いて、固視微動継続時間、サッケード移動長、注視点の移動方向の分布を求めた。最後に、Watts-Strogatz モデル [29] の作成方法と同じ方法で、ただしパラメータには実験結果から得られた分布を使って、クラスター係数 (Cluster coefficient) とノード間距離 (Distance between nodes) を求めた。その結果、固視微動とサッケードの出現割合が実験データに近いときに、クラスター係数とノード間距離の間の差が最も大きくなることが明らかになった。大きなクラスタ性と近距離性はスモールワールド性を示している。つまり、視覚探索時の注視点の動きはスモールワールド・ネットワーク (Small World Network) であり、多くの文字の中からターゲット文字を効率的に見つけ出すことができることが示された。

本研究での成果は、まず、運動中に好きな音楽を聴取するとヒトの自覚的運動強度と自律神経系が同時に影響を受けるという仮説を提唱し、検証実験から低負荷運動中に適当な音楽（好き音楽）を選ぶとより効率的にトレーニングできることが示された。この考え方に基づいて、複数の時間スケールで生物学的機能をよりよく理解することが出来る可能性があることが示唆される。次に、視覚探索時の注視点が紡ぐネットワークにはスモールワールド性があるという仮説を提唱し、検証実験からそれを検証した。つまり、実験データからスモールワールド・ネットワークを構築することに成功した。視覚探索時の注視点の動きはスモールワールド・ネットワークの上を動いており、それゆえ多くの文字の中からターゲット文字を効率的に見つけ出すことができることが示唆された。

## 1.5 本論文の構成

本論文の構成を図 1.2 に示す。本論文では、第 1 章で生体情報計測に対する外部的背景および基本的な考え方、目的等を記述した。

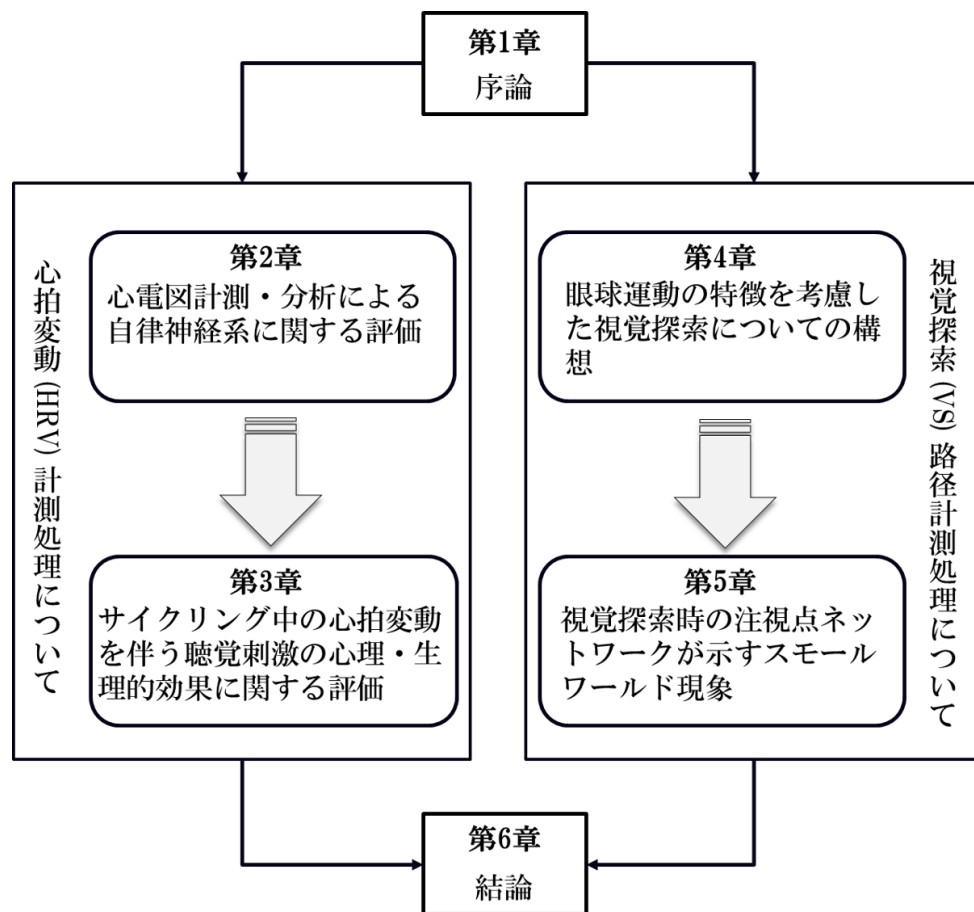


図 1.2: 本論文の構成.

第2章では心拍変動計測による自律神経系に関する評価について検討した。自律神経系は日常生活の循環動態の調節に関連しており、人体にとって極めて重要な神経系である。それを客観的に捉える事ができれば、数理的方法等を利用してヒトの日常生活の健康を管理する事ができる。更に、他の医療分野等で研究する価値があると考えられている。そのために、本章では心拍変動の概念、心拍変動の発生メカニズム、心拍変動指標の分類及び心拍変動指標の今後の適用分野等を具体的に記述した。

第3章では多重時間スケールの観点から運動中の聴覚刺激に対する心拍変動の評価に基づく心拍変動計測による検証実験及び結果を示し、実験によって得られた知見並びに課題について考察した。

第4章では生体情報計測について視覚探索情報の特徴を考慮した最適なシミュレーション方法について検討した。この章では視覚探索情報についてヒトの眼球運動の経路の規律から眼球運動の生理的メカニズムを記述した。最初に、視覚探索情報に関する研究の背景を紹介した。次に視覚探索について眼球運動の生理的物理的メカニズム、眼球運動について評価指標、眼球運動と脳の注意力、視覚探索と脳神経に関する構想について記述した。最後に、視覚探索時の眼球の動きの経路特徴にスモールワールドネットワーク性があることにつ

いて議論し、スモールワールドネットワークを紹介した。

第5章では第4章で記述した視覚探索情報の特徴を考慮した最適なシミュレーション方法について検証実験を行った。視覚探索時に注視点が紡ぐネットワークはスモールワールド性を持つ可能性があるという仮説を検証するために、実験参加者の頭部が顎台と歯型を噛むことによって固定された状態で、文字盤からターゲット文字を探す実験を行った。実験から参加者たちの眼球運動データとして探索時間、離散時刻における瞳孔径とディスプレイ上の注視点データ等を取り出した。その後、注視点データにとして計った注視点移動長をサッケードと固視微動に分離した。次に、固視微動とサッケードを使って、それぞれの移動長、移動方向、継続時間を求めてネットワークを構成した。最後に、サッケードの出現比と実験データとの一致から、注視点の動きの背後に隠れたネットワークがスモールワールド性を有することを確かめた。

第6章では、以上の2つの生体情報計測について統括し、今後の課題を明らかにした。



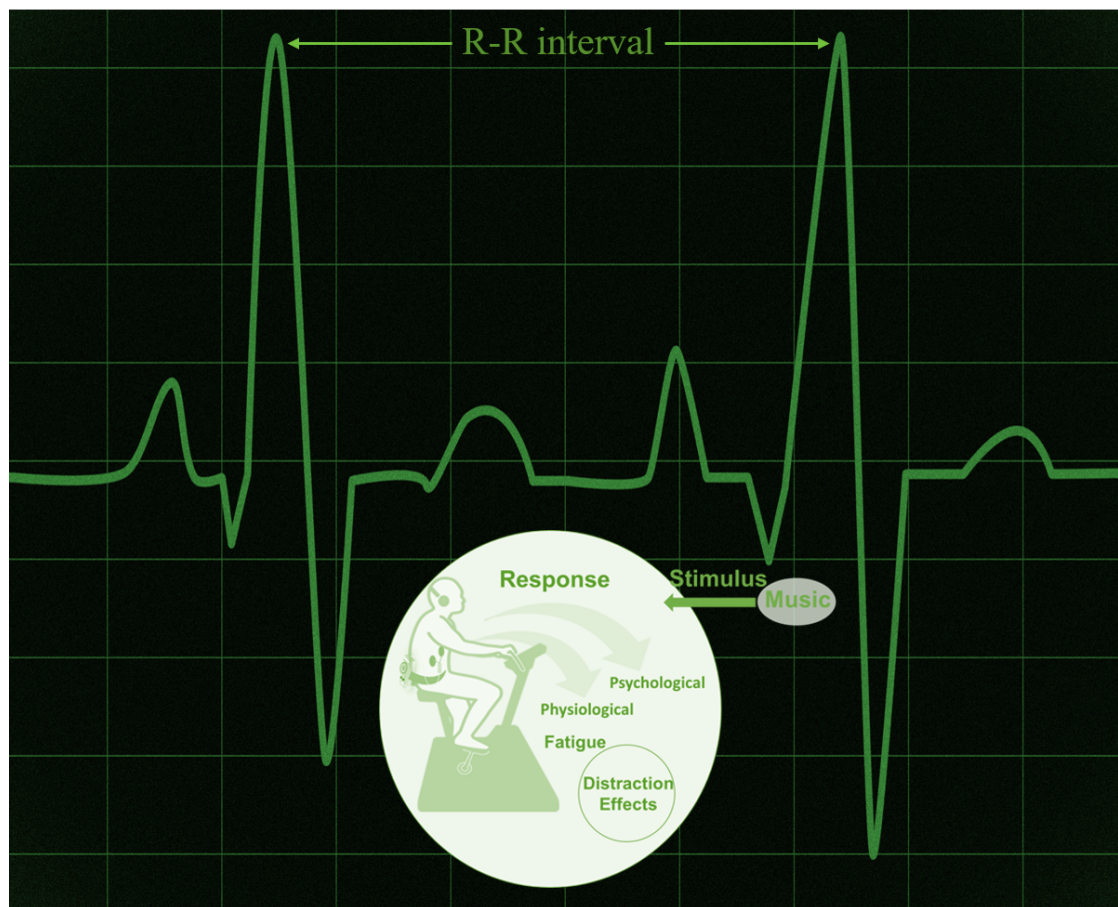
## 参考文献

- [1] R. マクニール アレクサンダー, 東昭 (訳), “バイオメカニックスの探究—生物と運動,” 日経サイエンス社, 1992.
- [2] H. Shimojo et al., “A quasi three-dimensional visualization of unsteady wake flow in human undulatory swimming,” *Journal of Biomechanics*, Vol.93, pp.60-69, 2019.
- [3] 本川 達雄, 阿部 正孝, 佐藤 邦夫, “生物学的文明論,” 新潮新書, 2011.
- [4] J.F.V. Vincent, O.A. Bogatyreva, N.R. Bogatyrev, A. Bowyer, and A.K. Pahl, “Biomimetics: its practice and theory,” *Journal of The Royal Society Interface*, Vol.3 (9), pp.471-482, 2006.
- [5] 木竜 徹, “関連分野概観,” *電子情報通信学会誌*, Vol.102(8), pp.750-753, 2019.
- [6] 早野 順一郎, “日常生活下の生体情報モニタリング: ホルター心電図から見える未来像,” *Nagoya Med. J.*, Vol.50, 2009.
- [7] 林正 健二, 小田切 陽一, 武田 多一, 浅見 一羊, 武田 裕子, “人体の構造と機能,” 医学書院 (第3版), 2011.
- [8] F. Tan, A. Tengan, L. Nee, and S. Fredericks, “A study of the effect of relaxing music on heart rate recovery after exercise among healthy students,” *Complementary Therapies in Clinical Practice*, Vol.20, 2014.
- [9] 尾仲 達史, “ストレス反応とその脳内機構,” *日本薬理学会誌*, Vol.126(3), 2005.
- [10] 南谷 晴之, “ストレスを計る,” *電子情報通信学会誌*, Vol.80, 1997.
- [11] 山口 昌樹, 花輪 尚子, 吉田 博, “唾液アミラーゼ式交感神経モニタの基礎的性能,” *生体医工学*, Vol.45(2), 2007.
- [12] 松尾 崇, 渡辺 紳一, 小関 章仁, 堀 太久麻, 高橋 龍尚, “顔面温度計測によるストレス評価について,” *日本機械学会機械力学・計測制御部門講演会論文集*, Vol.346, 2008.
- [13] 林 拓世, 水野 由子, 岡本 永佳, 石井 良平, 鶴飼 聡, 篠崎 和弘, 稲田 紘, “脳波・心電図によるストレスに関連した生体変動解析,” *信学技法*, MBE2007-54, 2007.
- [14] 井上 博, “循環器疾患と自律神経機能,” 第2版. 東京: 医学書院, pp71-109, 2001.
- [15] 高津 浩彰, 宗像 光男, 小関 修, 横山 清子, 渡辺 與作, 高田 和之, “心拍変動による精神的ストレスの評価についての検討,” *電学論 C*, Vol.120(1), 2000.
- [16] 松村 雄一, 栗田 裕, 西小路 拓也, “心拍の呼吸性変動を用いた機械操作時の一過性ストレスのオンライン推定法,” *日本機械学会論文誌*, Vol.70, 2004.
- [17] 小谷 潔, 齊藤 毅, 立花 誠, 高増 潔, “リアルタイム呼吸性洞性不整脈抽出法を用いた

- 作業負荷の制御,” 生体工学, Vol.43(2), 2005.
- [18] 齊藤 健治, 清田 勝, “自転車とのすれ違いにおける歩行者のストレスに関する心拍変動による評価,” Rep. Fac. Sci.Engrg. Saga. Univ. Vol.34(2), 2005.
- [19] A.C.C. Yang and P. Plots, “PhysioNet Heart Rate Variability,” Applications and Futute Directions, 2006.
- [20] G. Przemyslaw, P. Jaroslaw, K. Tomasz, S. Raphael, W. Karel H, W. Andrzej, and W. Henryk, “Correlation between the Poincare Plot and Conventional Heart Rate Variability Parameters Assessed during Paced Breathing,” J.Physiol. Sci. Vol.57(1), 2007.
- [21] 山崎 秀樹, 阿南 健, 中垣 修, 中村 元臣, 平川 一美, “2次元図形表示による心電図リズムの解析,” 信学論, Vol.65(1),1982.
- [22] M. Toichi, T. Sugiura, T. Murai, and A. Sengoku , “A new method of assessing cardiac autonomic function and its comparison with spectral analysis and coefficient of variation of R-R interval, ” J Auton Nerv Syst, Vol.62, 1997.
- [23] W.E. Hick, “On the rage of gain of information,” Quarterly Journal of Experimental Psychology, Vol.4, pp.11–26, 1952.
- [24] Y. Maeda, K. Tani, N. Ito, and M. Miyakawa, “Quantitative analysis on usability of button-input interfaces,” IEICE Trans. Fundam., Vol.E94-A, No.2, pp.789–794, 2011.
- [25] D.W. Schneider and J.R. Anderson, “A Memory-Based Model of Hick’ s Law,” Cogn Psychol, Vol.62, No.3, pp.193–222, 2011.
- [26] A. Treisman and S. Gormican, “Feature analysis in early vision: Evidence from search asymmetries,” American Psychol, Vol.95, No.1, pp.15–48, 1988.
- [27] [http://www.ieice-hbkb.org/files/S3/S3gun\\_10hen\\_03.pdf](http://www.ieice-hbkb.org/files/S3/S3gun_10hen_03.pdf).
- [28] コトバンク編, “心理学事典の解説–視覚探索,” 朝倉書店.
- [29] D.J. Watts and S.H. Strogatz, “Collective dynamics of ‘small-world’ networks,” Nature, vol.393, pp.440–442, 1998.

## 第2章

# 心電図計測・分析による自律神経系に関する評価



## 2.1 はじめに

現代社会において、人々は精神的又は肉体的負荷による様々なストレスがあり、これらを避けて生活することはできない [1–5]。過度のストレスが長期間にわたって継続すると自律神経系や副腎皮質ホルモンなどの内分泌系にも変調を来す [6]。また、ストレスによって乱された生活習慣による肥満や運動不足などによって、生活習慣病 (Lifestyle-related diseases) の遠因になっているとも言われている [7,8]。このような背景から、日々のストレスを家庭等において手軽にチェックし、ストレス状態を自覚し、セルフコントロールを支援する装置へのニーズが高まっている。人が精神的ストレスを受けると、内分泌系や自律神経系に変調を来すことから、これらを計測することによってストレスを計測して解析する研究が多くなされてきている [9–11]。

自律神経系は日常生活の循環動態の調節に関連しており、人体にとって極めて重要な神経系である。その自律神経系を客観的に捉える事ができれば、医療、衛生、メンタルヘルスケア等様々な分野への応用が可能となる。自律神経系の活性を評価する指標の中でも、非侵襲的に評価できる心拍変動は近年予防医学分野を中心に応用され、また今後もそのほかの医学分野や臨床心理学分野、労働衛生学分野等で広く応用が期待できる指標である [12–15]。

ここで、無侵襲的に評価できる HRV 解析は、自律神経系の交感神経活動と副交感神経活動 (Sympathetic and parasympathetic activities) の間の平衡を評価するための強力的なツールである。HR データには、生物学的作業負荷、職場でのストレス、仕事への集中、眠気、自律神経系の活動状態などのさまざまな生理学的状態が反映される [16,17]。

心電図または血圧計によって取得された HR データは、シンプルでポータブルなデバイスで測定できる。さらに、ホルター心電図などのデバイスを使用して、日常生活の長い期間の HR データを記録する。この際、HR データは手軽であり、医療、生物学的作業負荷の軽減、安全性の向上などの様々な目的に適用されている [18]。

## 2.2 心拍変動の概念

心拍変動は [19] によって初めて臨床応用として提示され、その後 Sayers ら [20] は、心拍間の心拍信号に埋め込まれた生理学的リズムの存在に注目した。1981年、Akselrod et al [21] が、1心拍毎の制御を定量的に評価するために心拍の揺らぎのパワースペクトル分析を導入した。このような周波数領域解析は心拍における心拍の揺らぎの自律神経系の役割を理解するに寄与した。ここで、心拍は心臓が収縮・拡張する際の鼓動を言い、そのリズムは規則正しいリズムを刻んでいるのではなく、一拍一拍の RR 間隔 (R-R interval: RRI) は長くなったり短くなったりしている。これは、RR 間隔が交感神経、副交感神経によって異なった固有の周期で調節される結果である。ECG は図 2.1 に示すように、心房筋の興奮に伴う P 波、心室筋の興奮による QRS 波、および心室筋の回復による T 波からなっている [22–24]。R 波が最も大きなピーク波で抽出しやすく、この R 波と R 波の間隔を連続的

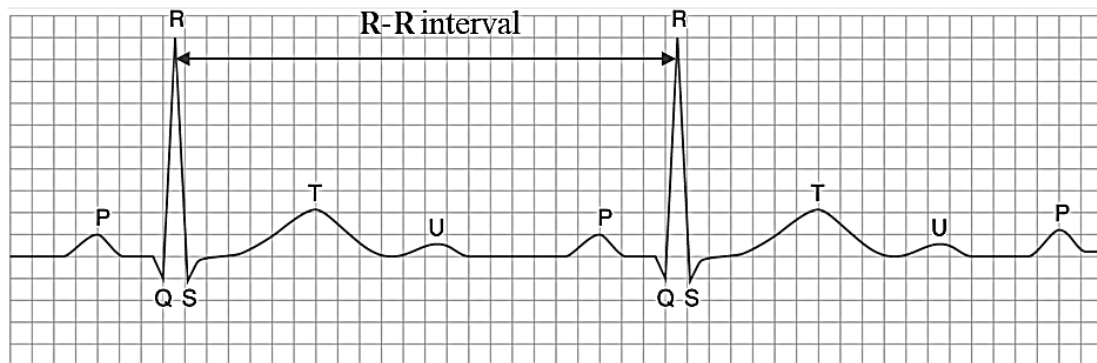


図 2.1: 心拍変動と RR 間隔.

に時系列にしたものを HRV 時系列あるいは RR 間隔時系列という。HRV 時系列は縦軸が拍動間隔の時間、横軸が拍動間隔時間の累積となる。HRV 時系列は規則的に変動する線形成分と不規則的に変動する非線形成分から構成される。線形成分には血圧調節機能による約 0.1 [Hz] の周波数成分と呼吸の影響による約 0.25 [Hz] の周波数成分が顕著に見られる。非線形成分はホワイトノイズとなっている。この HRV 時系列は、脳波や筋電図などの生体信号 [25] に比べてノイズが少なく容易に 24 時間連続的測定を行うことができる [19, 20]。

### 2.3 心拍変動の発生メカニズム

心拍を調整する役割を持つ洞結節に影響を与える自律神経系は交感神経系と副交感神経系と二種類 (図 2.2) に分ける [12]。交感神経系が興奮すると、その末端からノルアドレナリンが放出され、洞房結節にある細胞の  $\beta$  受容体がノルアドレナリンを受け取ることで、その細胞内に一連の化学反応が始まる。この細胞内の一連の化学反応を“細胞内情報伝達機構”と呼び複数の反応を経て洞房結節のペースメーカー細胞の活動を促進する効果をもたらす。つまり、ペースメーカー細胞は発火しやすくなり心拍数を上昇させる。一方、副交感神経系が興奮するとアセチルコリンが放出され、洞房結節の細胞のムスカリン受容体がアセチルコリンを受け取り、細胞内に化学反応が始まる。交感神経系の場合と同様に、この一連の化学反応は細胞内情報伝達機構と呼ばれる。この一連の化学変化は、副交感神経におけるそれとは異なり、洞房結節のペースメーカー細胞の活動を抑制する効果をもたらす。つまり、ペースメーカー細胞は発火しにくくなり、心拍数を低下させる。また、ノルアドレナリンと  $\beta$  受容体が関係する、交感神経刺激が伝達された後における化学反応は、血圧変動に呼応する周期 6 秒から 7 秒 (0.15 [Hz] に相当) より短い変化についていくことができない [26-28]。つまり、呼吸を信号源とする刺激のように周期が 3 秒から 4 秒ほどもある早い信号変動を伝える事が出来ない。従って、交感神経系は呼吸変動を伝える事が出来ないことになる。その一方、アセチルコリンとムスカリン受容体が関係する副交感神経の場合は、化学変化が高速に進む為、周期が 1 秒程度の高速な変動についていくことができる。従って、副交感神経

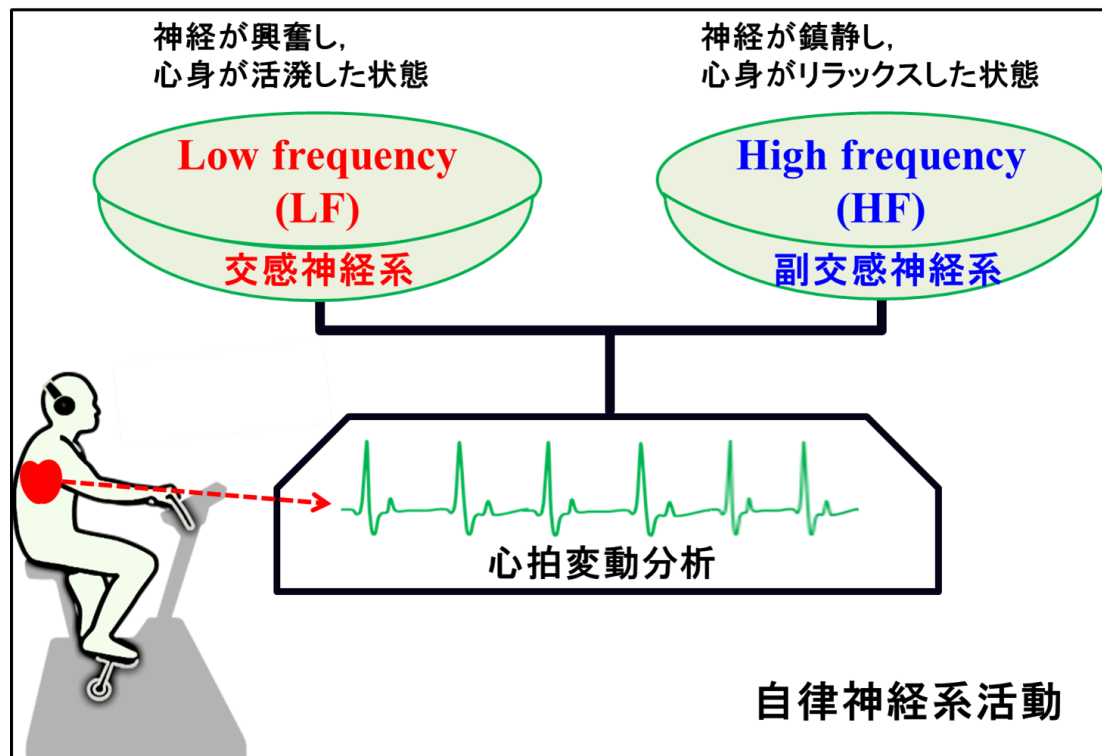


図 2.2: 交感神経系 (LF) と副交感神経系 (HF).

は周期が3秒から4秒ほどの呼吸変動を伝えることができることになる [29-32] .

つまり、相対的に高周波変動が大きいと副交感神経が緊張傾向に、高周波変動が小さくなって低周波変動が大きくなってくると、交感神経が緊張傾向になっているとすることができる。従って、心拍変動を解析する事により、交感神経系、副交感神経系の活性を捉える事ができると言える。

## 2.4 心拍変動の計測と解析

心拍変動の計測は臨床検査方法として急速に普及したが、それと平行する形で、心拍変動解析法が循環調節の研究手段として発展した。心拍変動とは心臓の拍動間隔に観察される生理的かつ自発的な揺らぎで、生理的洞性不整脈に対応する [13,22] . 具体的には、コンピュータによって心電図から、一拍毎の洞調律の R-R 間隔を ms 単位で測定し、そのゆらぎの大きさを様々な指標を用いて定量化する (図 2.3, ([8] を参考)) .

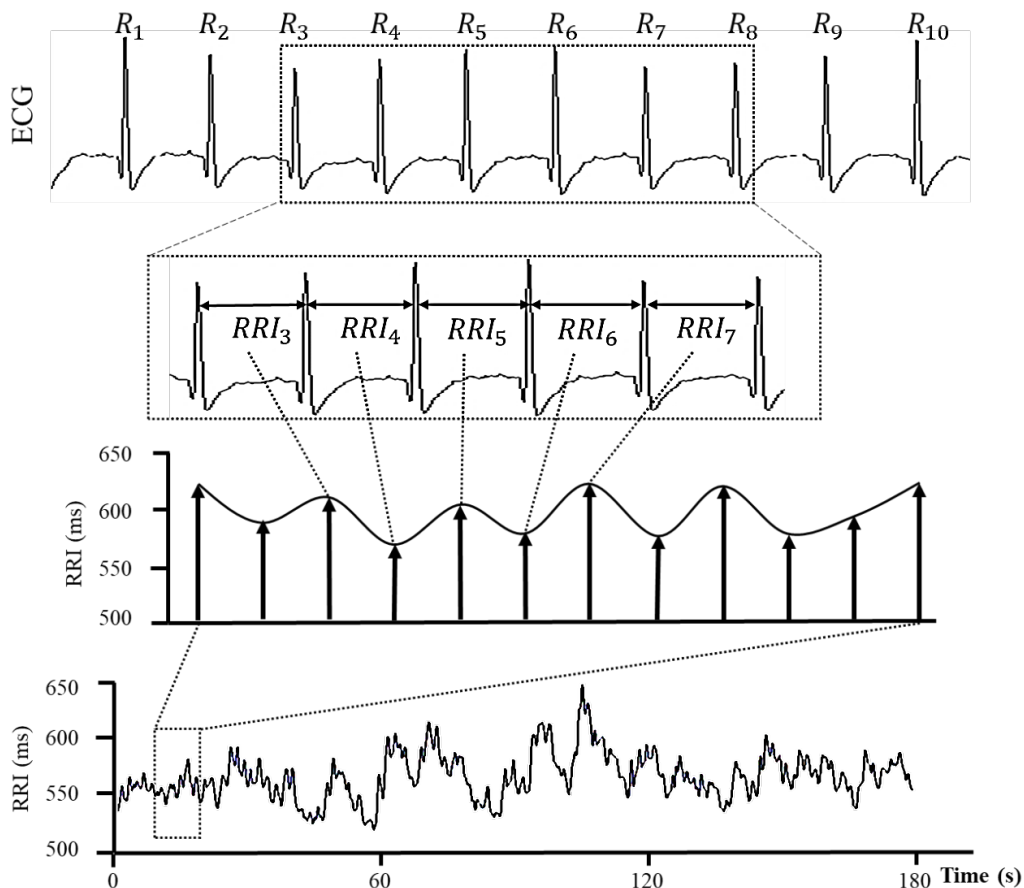


図 2.3: ECG による心拍変動の計測.

心拍変動を分析し利用する価値は通常二つの目的がある。一つは、循環器疾患や高齢者、末期腎不全血液透析患者における死亡のリスクの予測、もう一つは心拍調節に関わる自律神経機能の評価である。前者では、主に、SDNN や triangular index などの時間領域の指標の減少と非線形ダイナミクスの解析によって得られる R-R 間隔変動の複雑性の喪失または変動の大きさと発生頻度間の確率分布関数の変化などが死亡のリスクの予測指標として用いられる。一方、後者の自律神経機能評価では、スペクトル解析によって得られる周波数領域の指標が用いられる [5, 33]。

## 2.5 心拍変動指標の分類

自律神経系活動を評価するため、通常心拍変動信号は時間および周波数領域 (Time and frequency domain) で分析する [12] (表 2.1, [8] を参考)。心拍間隔の変動性を評価するために、HRV の時間領域測定が使用されている。ビート間インターバルのシーケンスのスペ

クトル分析を使用して、異なる周波数帯域にわたるパワーの分布を評価できる<sup>\*1\*2</sup>。

### 2.5.1 時間領域指標と計算方法

いくつかの方法で HRV は評価できる。おそらく最も簡単に実行できるのは時間領域の測定である。この方法では、任意の時点での心拍数または連続する正常な複合体間の間隔が決定できる。連続心電図記録では、各 QRS 複合体が検出され、いわゆる正常 NN 間隔<sup>\*3</sup>、または瞬間心拍数が決定される。

計算できる単純な時間領域指標には、平均 NN 間隔、平均心拍数、NN 間隔の標準偏差 (SDNN)、つまり、分散の平方根 (RMSSD) である [8, 34, 35]。分散は数学的にスペクトル分析の総出力に等しい為、SDNN は記録期間の変動の原因となるすべての周期成分を反映する。多くの研究では、SDNN は 24 時間に渡って計算されているため、短期間の高周波変動と、24 時間で見られる最低周波数成分の両方が含まれている。監視期間が短くなると、SDNN は益々短いサイクル長を推定する。HRV の総分散は、分析された記録の長さとともに増加することにも注意する必要がある。従って、任意に選択された ECG では、SDNN は記録期間の長さに依存するため、明確な統計量ではない。したがって、実際には、異なる持続時間の記録から得られた SDNN 測定値を比較することは不適切である。ただし、SDNN 値（および同様に他の HRV 測定値）を決定するために使用される記録の期間は標準化する必要がある。このドキュメントでさらに説明されているように、短期の 5 分間の記録と名目上の 24 時間の長期の記録が適切なオプションのようである。合計モニタリング期間のセグメントから計算される他の一般的に使用される統計変数には、SDANN、通常 5 分間の短期間で計算された平均 NN 間隔の標準偏差が含まれる。これは、5 分より長いサイクルによる心拍数の変化の推定値である。および SDNN インデックス、24 時間にわたって計算された NN 間隔の 5 分間の標準偏差の平均。5 分間より短いサイクルによる変動性を測定する。間隔の差から得られる最も一般的に使用される測定値には、RMSSD、連続する NN 間隔の平均平方差の平方根、NN50、50 ミリ秒を超える連続する NN 間隔の間隔差の数、および pNN50 が NN50 を除算することによって得られる割合が含まれる NN 間隔の総数である。これらの短期変動の測定値はすべて、心拍数の高周波変動を推定するため、非常に相関している。

### 2.5.2 周波数領域指標と計算方法

周波数領域指標は、時系列のパワースペクトル密度関数に基づき算出するものが多く、代表的なものとして、パワースペクトルの 0.15 [Hz] - 0.4 [Hz] の低周波成分 (Low Frequency Component: LF)、0.15 [Hz] - 0.4 [Hz] の高周波数成分 (High Frequency Component: HF) を利用する (図 2.4)。HF は副交感神経活動を反映し、LF と HF の比 (LF/HF) は交感神経

\*1 今回の論文では特徴的心拍変動の指標だけ使って実験データを分析した。

\*2 N-N 間隔とは連続する 2 つの洞調律 QRS 波よりなる R-R 間隔を指す。

\*3 つまり、洞結節脱分極に起因する隣接する QRS 複合体間のすべての間隔である。



活動に関連するといった報告も多く，自律神経活動 (Autonomic Nervous Activity: ANA) バランスの指標として臨床のみならず，人間工学など広範な分野で利用されている。

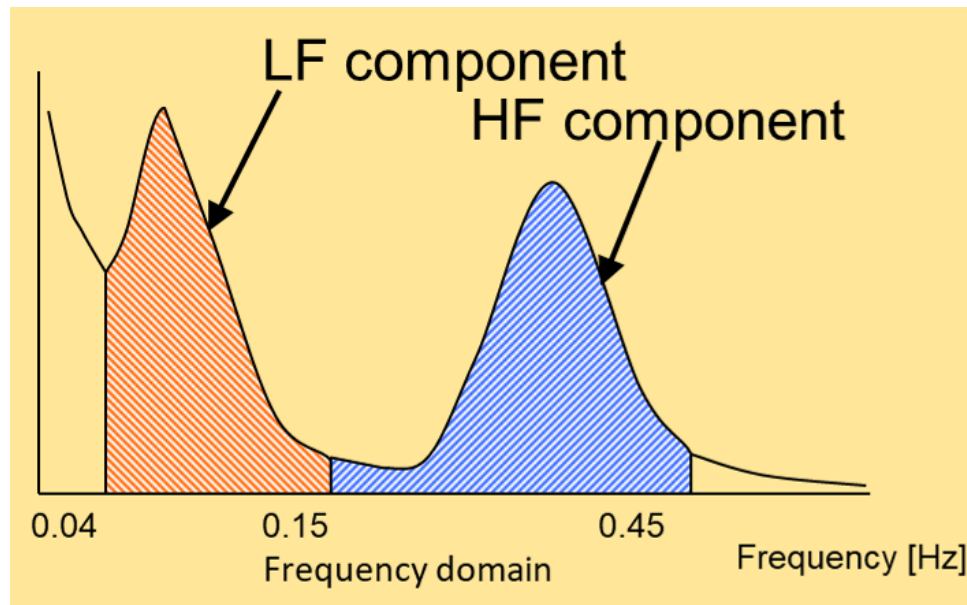


図 2.4: パワースペクトル密度.

スペクトル解析は，データに含まれる時間的なゆらぎを，周波数とその周波数帯に含まれる分布に分けて 2 次元に展開し，パワースペクトルとして表す．パワースペクトルによって，データに含まれるゆらぎを周波数の違いによる成分（周波数成分）に分けることができ，また各成分のパワー ( $p = [\text{振幅}]^2/2$ ) を知ることができる [2,21]．24 時間の心拍変動スペクトルでは，HF, LF, VLF (Very low frequency: VLF), ULF (Ultra low frequency: ULF) と呼ばれる 4 つの周波数領域に分けて変動を評価する (表 2.1)．健常者では，この 4 つの周波数帯の中で HF 領域と LF 領域にのみ，特定の周波数をもつ律動的な変動が存在し，それぞれ，高周波数成分，低周波数成分がある．これらの成分は，それぞれ異なった循環調節系の活動を反映する．HF 成分は呼吸に伴う心臓迷走神経活動のゆらぎによって媒介されており，atropine の投与で消失する．LF 成分は，動脈血圧の Mayer 波が動脈圧受容器反射によって RR 間隔に反映された成分である．LF 成分には心臓迷走神経活動の揺らぎのみでなく交感神経活動のゆらぎも関与し得る [7,8,15,27]．

## 2.6 心拍変動指標の適用

ヒトの精神状態を評価するための多くの評価ツールがあり，そのほとんどはインタビューと観察に基づいている．対照的に，バイオマーカーまたはいくつかの物理的数値指標を使用する定量的評価手順はほとんどない．これらの手順がめったに採用されない理由の一つは，精神状態の定量化が難しいことである．もう一つは，生物学的反応と精神状態との関

係に関する証拠に基づく承認の欠如である。さらに、自律神経活動は、聴覚、視覚、画像刺激などの外部刺激の影響を受けやすくなっている [36–51]。また、心拍変動のスペクトル解析によって、交感神経活動や副交感神経活動の指標から得られる可能性があるということが示されたのは 1980 年代のことであったが、その手法と意味が周知される過程で、様々な臨床的研究成果が報告された。初期に主導的役割を果たしたしてきたのは Malliani, Pagani らのグループであり、その後 Malik らが心拍変動のスペクトル解析の方法論や臨床的意味について精力的に成果を取りまとめていた。例えば、高速フーリエ変換法 (Fast Fourier Transform: FFT), ウェーブレット変換 (Wavelet Transform: WT), 自己回帰モデル (Auto Regressive: AR), 最大エントロピー法などを用いて、心拍の一拍一拍の変動を解析した場合、上述のようなたとえ同一の心拍数を示していても、拍動を制御する自律神経機能は全く違う活動動態であることも明確に判定できる。このような工学的手法により心拍変動指標の生体信号を解析することによって、生体諸機能を従来の量的ではなく“質”的に評価することが可能となった。

現在ではハードウェアおよびソフトウェア技術も進歩し、比較的専門知識がなくても機器を使って簡単にデータ解析が可能となり、解析時間の短縮が計られた。しかし、このような測定、解析技術を臨床面に応用した研究分野は歴史的に浅く、今後、人間工学、医療福祉工学などにおいても応用できる余地は大きい。

表 2.1: 心拍変動の指標のまとめ.

心拍変動の指標	心拍変動指標の定義
1. 時間領域	
a. 積率統計軽量	
Meen NN	24 時間の N-N 間隔の平均値 (ms)
SDNN	24 時間の N-N 間隔の標準偏差 (ms)
SDANN	5 分間のセグメントの N-N 間隔の平均値の 24 時間標準偏差 (ms)
RMSSD	隣り合った N-N 間隔の差の自乗の平均値の平方根 (ms)
SDNN index	5 分間のセグメントの N-N 間隔の標準偏差の 24 時間平均値 (ms)
SDSD	隣り合った N-N 間隔の差の標準偏差 (ms)
NN50 count	隣り合った N-N 間隔の差が 50ms を超える対の個数
b. 幾何学的指標	
Triangular index	24 時間の N-N 間隔の総数をヒストグラムの頂点の高さで割った値
TINN	24 時間の N-N 間隔のヒストグラムを三角形で近似した時の底辺の長さ (ms)
2. 周波数領域	
a. 短時間心拍変動の指標	
総パワー	5 分間の N-N 間隔の分散 ( $ms^2$ )
VLF	超低周波数領域 ( $\leq 0.04$ Hz) のパワー ( $ms^2$ )
LF	低周波数領域 (0.04-0.15 Hz) のパワー ( $ms^2$ )
LF amp	平均振幅で表した LF 領域の変動: $\sqrt{2 \times LF}$ (ms)
LF norm	Normalized units で表した LF パワー: $LF / (TP - VLF) \times 100(\%)$
LF ccv	Component coefficient of variance で表した LF パワー: $100 \times \sqrt{LF} / (\text{mean NN})(\%)$
HF	高周波数領域 (0.15-0.40 Hz) のパワー ( $ms^2$ )
HF amp	平均振幅で表した HF 領域の変動: $\sqrt{2 \times HF}$ (ms)
HF norm	Normalized units で表した HF パワー: $HF / (TP - VLF) \times 100(\%)$
HF ccv	Component coefficient of variance で表した HF パワー: $100 \times \sqrt{HF} / (\text{mean NN})(\%)$
LF/HF	LF と HF のパワー比: $LF(ms^2) / HF(ms^2)$
b. 長時間心拍変動の指標	
総パワー	24 時間の N-N 間隔の分散 ( $ms^2$ )
ULF	極低周波数領域 ( $\leq 0.003$ Hz) のパワー ( $ms^2$ )
VLF	超低周波数領域 (0.003-0.04 Hz) のパワー ( $ms^2$ )
LF	低周波数領域 (0.04-0.15 Hz) のパワー ( $ms^2$ )
HF	高周波数領域 (0.15-0.40 Hz) のパワー ( $ms^2$ )
Power-law $\beta$	両対数スペクトル (0.04Hz 以下の領域) の回帰直線の傾き

## 参考文献

- [1] 南谷 晴之, 林 佐千男, 永田 隆信 “ストレス・疲労にともなう心拍変動,” 信学技報, MB156, 1999.
- [2] 柳堀 朗子, “心拍変動パワースペクトルの 0.1Hz 領域によるメンタルワークロードの評価,” 愛知県立看護大学紀要, Vol.7, 2001.
- [3] 松本 佳昭, 森 信彰, 三田尻 涼, 江 鐘偉, “心拍揺らぎによる精神的ストレス評価法に関する研究,” ライフサポート, Vol.22, 2010.
- [4] 益子, “心拍数制御を用いた運動支援ゲーム,” 芸術科学会論文誌, Vol.6.
- [5] 飯島 淳彦, 小杉 剛, 木竜 徹, 松木 広介, 長谷川 功, 坂東 武彦, “ストレス状態の推定に有効な瞳孔反応パラメータの探索,” 生体医工学, Vol.49, 2011.
- [6] 尾仲 達史, “ストレス反応とその脳内機構,” 日本薬理学会誌, Vol.126(3), 2005.
- [7] 吉武 康栄, “生体信号処理のレシピ,” 大分看護科学研究, Vol.4(1), 2003.
- [8] 早野 順一郎, “日常生活下の生体情報モニタリング: ホルター心電図から見える未来像,” Nagoya Med. J., Vol.50, 2009.
- [9] 南谷 晴之, “ストレスを計る,” 電子情報通信学会誌, Vol.80, 1997.
- [10] 小川 宜洋, 伊藤 伸一, 満倉 靖恵, 福見 稔, 赤松 則男, “多変量解析による音楽聴取時の脳波分類,” 信学技報, HIP2005-33, 2005.
- [11] L. Lin, Ch. Chiang, M. Lee, and H. Mok et. al, “Parasympathetic activation is involved in reducing epileptiform discharges when listening to mozart music,” Clinical Neurophysiology, Vol.124(8), 2013.
- [12] <https://www.bing.com>
- [13] 井上 博, “循環器疾患と自律神経機能,” 第2版. 東京: 医学書院, pp71-109, 2001.
- [14] 小川 洋二郎, 岩崎 賢一, 加藤 実 “周波数解析を用いた自律神経機能評価機器,” Anesthesia 21 Century, Vol.13, 2011.
- [15] M. Toichi, T. Sugiura, T. Murai, and A. Sengoku, “A new method of assessing cardiac autonomic function and its comparison with spectral analysis and coefficient of variation of R-R interval, ” J Auton Nerv Syst, Vol.62, 1997.
- [16] F. Tan, A. Tengah, L. Nee, and S. Fredericks, “A study of the effect of relaxing music on heart rate recovery after exercise among healthy students,” Complementary Therapies in Clinical Practice, Vol.20, 2014.
- [17] E. Akbari, A.H. Zare, and A. Alipour, “The effect of oxybutynin on cardiac autonomic

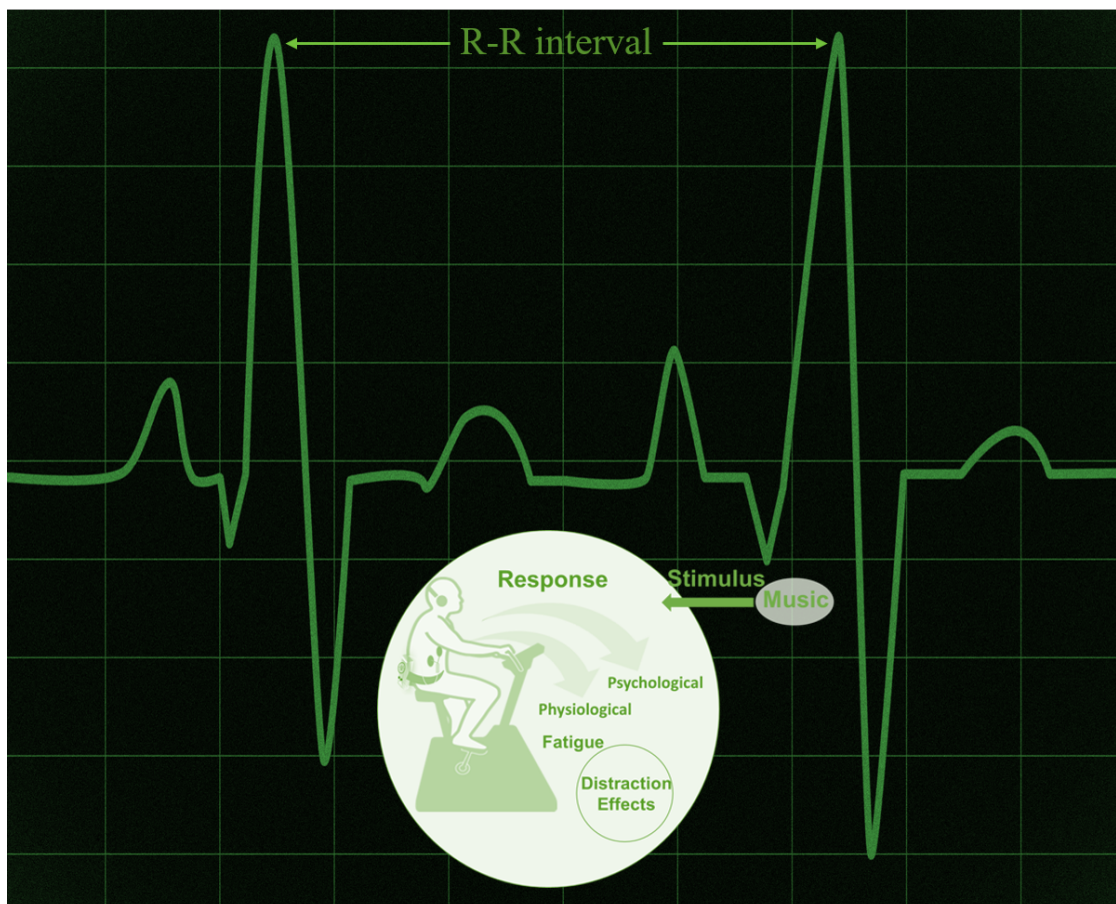
- modulation in healthy subjects,” *Clinical Autonomic Research*, Vol.24(4), 2014.
- [18] D. Brisinda, R.O. SorbA, R. Di Giacomo, A. Venuti, A. Bentivoglio, and R. Fenici, “Cardiovascular autonomic nervous system evaluation in Parkinson disease and multiple system atrophy” *Journal of the Neurological Sciences*, Vol.336(1&A2), 2014.
- [19] E.H. UHon and S.T. Lee, “Electronic evaluations of the fetal heart rate patterns preceding fetal death, further observations,” *Am J Obstet Gynae*, Vol.87, 1965.
- [20] B.M. Sayers, “Analysis of heart rate variability,” *Ergonomics*, Vol.16, 1973.
- [21] S. Akselrod, D. Gordon, F.A. Ubel, D.C. Shannon, A.C. Berger, and R.J. Cohen, “Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control” *Science*, Vol.213(4504), 1981.
- [22] 藤島 正敏, 近藤 喜代太郎, “循環器科学,” 放送大学教育振興会, 2000.
- [23] A.C.C. Yang and P. Plots, “PhysioNet Heart Rate Variability,” *Applications and Futute Directions*, 2006.
- [24] J. Hayano, J.A. Taylor, S. Mukai, A. Okada, Y. Watanabe, K. Takata, and T. Fujinami, “Assessment of frequency shifts in R-R interval variability and respiration with complex demodulation” *J. Appl. Physiol.*, Vol.77, 1994.
- [25] 林 拓世, 水野 由子, 岡本 永佳, 石井 良平, 鶴飼 聡, 篠崎 和弘, 稲田 紘, “脳波・心電図によるストレスに関連した生体変動解析,” 信学技法, MBE2007-54, 2007.
- [26] 矢島 潤平, 尾形 尚子, 河野 愛生 “メンタルストレステストによる心臓血管系反応と主観的ストレス反応との関連性,” 信学技報, MB156, 1999.
- [27] 品川 佳満, 西岡 菜々子, 野口 直美, 伊東 朋子, “長時間心電図の心拍変動解析による筋萎縮性側索硬化症の心・血管系自律神経機能評価,” 日本職業・災害医学会会誌 JJOMT, Vol.58, 2009.
- [28] 吉澤 誠, 杉田 典大, 阿部 誠, 田中 明, 山家 智之, 仁田 新一, “循環制御における心拍調節と血管抵抗調節の役割分担,” 計測自動制御学会システム・情報部門学術講演会 2007.
- [29] 松村 雄一, 栗田 裕, 西小路 拓也, “心拍の呼吸性変動を用いた機械操作時の一過性ストレスのオンライン推定法,” 日本機械学会論文誌, Vol.70, 2004.
- [30] 小谷 潔, 斉藤 毅, 立花 誠, 高増 潔, “リアルタイム呼吸性洞性不整脈抽出法を用いた作業負荷の制御,” 生体工学, Vol.43(2), 2005.
- [31] 斉藤 健治, 清田 勝, “自転車とのすれ違いにおける歩行者のストレスに関する心拍変動による評価,” *Rep. Fac. Sci. Engrg. Saga. Univ.* Vol.34(2), 2005.
- [32] G. Przemyslaw, P. Jaroslaw, K. Tomasz, S. Raphael, W. Karel H, W. Andrzej, and W. Henryk, “Correlation between the Poincare Plot and Conventional Heart Rate Variability Parameters Assessed during Paced Breathing,” *J. Physiol. Sci.* Vol.57(1), 2007.
- [33] 堤 雅恵, 涌井 忠昭, 小林 敏生, 田中 マキ子 “要介護高齢者の興味・関心を考慮し

- たアクティビティケアの効果,” *Journal of japan academy of gerontological nursing*, Vol.12, 2007.
- [34] M.D. Christopher, M. Patrick, M. Sheba, C. Alex, E. Jordan, G. Steven, G. Jeffrey, and M.H. Ronald, “RMSSD, a Measure of Heart Rate Variability, Is Associated With Risk Factors For SUDEP: The SUDEP-7 Inventory” *Epilepsy Behav.*, Vol.19(1), 2010.
- [35] H. Wang and S. Huang, “SDNN/RMSSD as a Surrogate for LF/HF: A Revised Investigation” *Modeling and Simulation in Engineering*, Vol.2012, 2012.
- [36] E. Schroger, M.H. Giard, and C.H. Wolff, “Auditory distraction: event-related potential and behavioral indices” *Elsevier Science, Clinical Neurophysiology*, Vol.111(8), 2000.
- [37] S. Berti and E. Schroger, “A comparison of auditory and visual distraction effects: behavioral and event-related indices” *Elsevier Science, Cognitive Brain Research* Vol.10, 2001.
- [38] K. Yokoyama, J. Ushida, Y. Sugiura, M. Mizuno, Y. Mizuno, and K. Takata, “Heart Rate Indication Using Musical Data” *IEEE Transaction on biomedical engineering*, Vol. 49(7), 2002.
- [39] U. Roeber and A. Widmann et.al, “Auditory distraction by duration and location deviants: a behavioral and event-related potential study” *Elsevier Science Cognitive Brain Research*, Vol.17, 2003.
- [40] G. Buccino, L. Riggio, and G. Melli et. al, “Listening to actionrelated sentences modulates the activity of the motor system: a combined TMS and behavioral study” *Cognitive Brain Research*, Vol.24 (3), 2005.
- [41] I. Molnar-Szakacs and K. Overy, “Music and mirror neurons: from motion to emotion” *Social Cognitive and Affective Neuroscience*, Vol.1, 2006.
- [42] L.A. Von, K. Taube, S. Schubert-Heukeshoven, H. Magnussen, and B. Dahme, “Distractive auditory stimuli reduce the unpleasantness of dyspnea during exercise in patients with COPD” *Chest*, Vol.132( 5), 2007.
- [43] E. Yamada and H. Hagiwara, “Physiological effects of sound stimulus with characteristic of heart rate variability in exercise and sleep state” *Japanese society of biofeedback research*, Vol.38, 2011.
- [44] R. Secoli and M.H. Milot et. al, “Effect of visual distraction and auditory feedback on patient effort during robot-assisted movement training after stroke” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, Vol.8, 2011.
- [45] J. Mohamed, Ch. Hamdi, A. Asma, H. Omar, Ch. Karim, Ch. Anis, and S. Nizar, “The effects of music on high-intensity short-term exercise in well trained athletes” *Asian Journal of Sports Medicine*, Vol.3( 4), 2012.

- 
- [46] D. Savitha and T.V. Sejil et. al, “The effect of vocal and instrumental music on cardio respiratory variables, energy expenditure and exertion levels during sub maximal treadmill exercise” *Indian J Physiol Pharmacol*, Vol.57(2), 2013.
- [47] M.V. Thoma, R. La Marca, R. BrÄünnimann, L. Finkel, U. Ehlert, and U.M. Nater, “The Effect of Music on the Human Stress Response” *PLOS ONE* , Vol.8(8), 2013.
- [48] T.H. Fritz and H. Johanna et. al, “Musical feedback during exercise machine workout enhances mood” *Frontiers in Psychology | Cognitive Science*, Vol.4, 2013.
- [49] B. Keshavarz, L.J. Hettinger, D. Vena, and J.L. Campos, “Combined effects of auditory and visual cues on the perception ofvection” *Experimental Brain Research*, Vol.232(3), 2014.
- [50] L. Naghdi, H. Ahonen, and P. Macario et. al, “The effect of low-frequency sound stimulation on patients with fibromyalgia: A clinical study” *Pain Res Manag*, Vol.20:1, 2015.
- [51] S.A. Akar, S. Kara, F. LatifogÄylu, and V. Bilgi, “Analysis of heart rate variability during auditory stimulation periods in patients with schizophrenia” *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, Vol.29, 2015.

### 第3章

## 運動時の心拍変動を伴う聴覚刺激の心理・生理的効果に関する評価





### 3.1 はじめに

適切な運動は健康を維持，増進するために極めて有効であるが，モータリゼーションが進んだ今日では，日常生活において体を働かす機会は減少している [1-5]．このような背景から，健康管理を目的としたトレーニングを行うケースは年々増加しているが，トレーニング効果を上げるためには，運動強度と運動時間を個人の適正值を保ち，このような運動を長期間持続させることが必要とされている [6]．

ここで，運動強度を個人の適正值を保つためには，心拍数を数値情報として個人にフィードバックする方法が用いられる．この方法は，呈示された心拍情報と個人の意思に基づいて，意識的に運動強度をコントロールすることにより，トレーニング効果を向上させることを狙っている．この効果的なトレーニングを，長期間持続して行うためには，ヒトが意識せずに運動時の生体状態の把握や，運動レベルの制御を行うことができ，かつ，楽しくトレーニングすることができるインターフェースの実現が望まれる．そこで，このようなインターフェース実現の可能性を検討するために，生体状態をフィードバックするための媒体として，我々の日々よく聴取する音楽に着目し，この媒体の運動する時の生体状態の認知性と運動レベルの制御効果について検討した．

今まで，運動中音楽聴取する研究では様々な心理的機能に対する音楽を聴くことの効果は，ストレス多い状況でのリラクゼーションとリフレッシュの観点から議論された [?,6-14]．これらの発見は，音楽を聴くことで注意力の焦点を変えることを支持しているのだが，生理的疲労を変えることが支持していない．例えば，サイクリング運動と同時疲労反応の関係については，早野らは自律神経活動がサイクリング中の心肺相互作用に基づいて身体活動レベルを調節すると報告した [16]．木竜らは様々な作業負荷強度の下で，心肺サイクル，筋肉収縮，および知覚運動強度（RPE）の評価に関連して，サイクリングおよび安静時の心拍数（HR）の全体的な挙動を研究した [17]．ただし，上記の研究で報告された様々な注意散漫な影響により，解釈が不確実になった．これらの研究間の格差は，多くの要因である可能性があると思われる．その中には，研究集団の不均一性，介入，および結果測定などがある．さらに，適用すべき複数の時間尺度を持つ音楽の紛らす効果に関する研究が不足しているのだが，主に ANA を介してそれらを評価するための最も効果的な戦略を特定する．したがって，この章でサイクリング運動中の音楽刺激に対する生理学および心理的反応を調査する為，ANA 関連の評価指標の時間変化挙動（Time varying behavior: TVB）と多変量解析方法を採用する．

20		
19	<b>very very hard</b>	非常にきつい
18		
17	<b>very hard</b>	かなりきつい
16		
15	<b>hard</b>	きつい
14		
13	<b>somewhat hard</b>	ややきつい
12		
11	<b>fairly light</b>	楽である
10		
9	<b>very light</b>	かなり楽である
8		
7	<b>very very light</b>	非常に楽である
6		

表 3.1: 自覚的運動評価 (RPE).

### アンケート用紙

提示音楽：スカットマン

左側の印象尺度を0点とし、右側の因子に近づくごとに1点、2点と点数が高くなる。以上のように6段階の点数を用いて楽曲を分類していく。

被験者： \_\_\_\_\_

日期： \_\_\_\_\_

	0	+1	+2	+3	+4	+5	
憂いを帯びた	_____	_____	_____	_____	_____	_____	晴れやかな
暗い	_____	_____	_____	_____	_____	_____	明るい
悲しい	_____	_____	_____	_____	_____	_____	うれしい
しみじみした	_____	_____	_____	_____	_____	_____	浮き浮きした
淋しい	_____	_____	_____	_____	_____	_____	賑やかな
生気のない	_____	_____	_____	_____	_____	_____	生き生きした
張りつめた	_____	_____	_____	_____	_____	_____	くつろいだ
冷たい	_____	_____	_____	_____	_____	_____	暖かい
静的	_____	_____	_____	_____	_____	_____	動的
穏やかな	_____	_____	_____	_____	_____	_____	激しい
のんびりした	_____	_____	_____	_____	_____	_____	せわしい
やさしい	_____	_____	_____	_____	_____	_____	厳しい
柔らかい	_____	_____	_____	_____	_____	_____	堅い
かよわい	_____	_____	_____	_____	_____	_____	勇ましい
浅い	_____	_____	_____	_____	_____	_____	深い
薄い	_____	_____	_____	_____	_____	_____	厚い
軽い	_____	_____	_____	_____	_____	_____	重い
軽やかな	_____	_____	_____	_____	_____	_____	重々しい
ユーモラスな	_____	_____	_____	_____	_____	_____	生真面目な
乾いた	_____	_____	_____	_____	_____	_____	潤いのある
濁った	_____	_____	_____	_____	_____	_____	澄んだ
鈍い	_____	_____	_____	_____	_____	_____	鋭い
きらい	_____	_____	_____	_____	_____	_____	好き
面白くない	_____	_____	_____	_____	_____	_____	面白い
くどい	_____	_____	_____	_____	_____	_____	あっさりした
素朴な	_____	_____	_____	_____	_____	_____	洗練された

- (1)アンケート用紙を見直さないで、先に進んでください。
- (2)以前にあった、似たような項目にどのように判断したかを思い出すようなことはせず、各項目に対して独立に判断してください。
- (3)個々の項目に戸惑ったり迷ったりはせず、早い速度で記入してください。第一印象を教えてください。
- (4)ぞんざいな判断はしないでください。

得点： \_\_\_\_\_

表 3.2: 音楽印象アンケート。

## 3.2 実験方法

### 3.2.1 被験者

被験者は成人男性 15 名 ( $21.2 \pm 1.2$  歳) である。被験者には事前に実験内容やリスクを説明し、承諾を得た上で実験を行った。また、被験者に強い不快感を与える場合があるため申告によりいつでも実験を中止できる事を説明した。被験者らは、過去 5 年間に正式な音楽の教育を受けておらず、楽器を演奏していないと報告した。被験者らは、ウォーキングまたはランニング中によく音楽を聴くことを示した。研究の目的または関心のある変数に関する詳細な情報を省略した。本実験は新潟大学教育学部における保健体育学研究の倫理審査委員会の承認済 (承認番号: No.2014-6)。

### 3.2.2 実験環境

生体信号増幅器 (Bs-150, 日本光電) を用いて、心電図を胸部誘導で計測した。自転車エルゴメーター (STB-1400, Combi Inc.) による 60 [rpm] の一定負荷 (50 [W]) の低強度\*1サイクリング運動を行った [18,19]。計測した生体信号は、生体信号収集装置 (Myomonitor IV, (Delsys Inc.)) を経由してサンプリング周波数 1000 [Hz]、量子化ビット数 16 [bit] にてノートブック PC に取り込んだ。音楽の刺激は、135 [bpm] テンポのジャズ音楽で、イヤホンで再生し、快適なレベル (70~85 [dB]) に調整した。室内の明るさを 450 [lux] とし、室温度は 20 度で設定した。

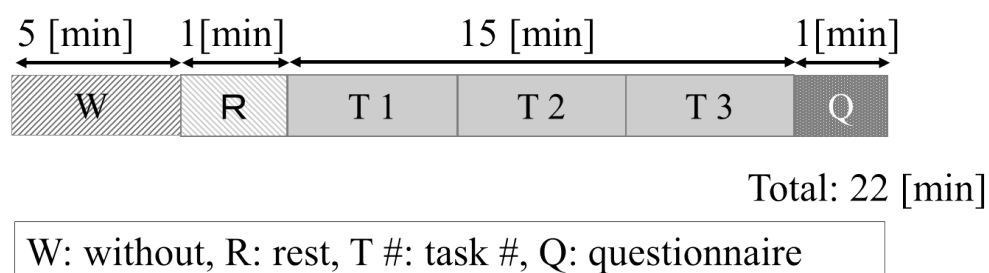


図 3.1: 実験プロトコル。

### 3.2.3 実験手順

実験プロトコルを図 3.1 に示す。実験時間は音楽無しで 5 分間 (音楽の刺激なし) 行い、HR を調節するために 1 分間の休憩し、サイクリングタスク (Task, T #) 音楽刺激ある運

\*1 スポーツエネルギーに関する研究によりますとウォーミングアップする時の消費エネルギー量は一番経済的である。

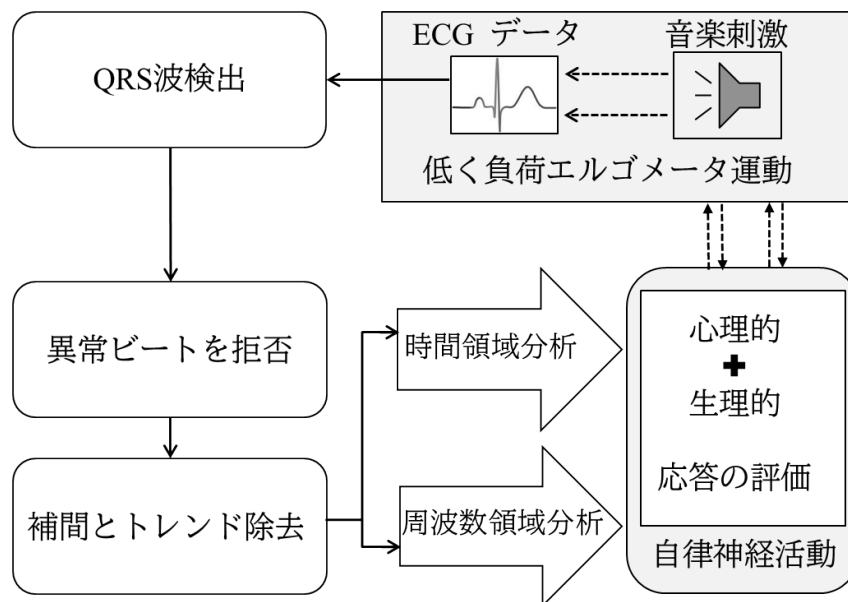


図 3.2: 本研究の信号処理過程。

動 15 分間\*2行い、実験最後に、運動中聴取音楽に対する印象アンケート 1 分間を含めて合計 22 分間である。

参加者には、タスクの 1 分ごとに質問票が渡され、RPE の評価 (表 3.12) を求められた。最後に、音楽の印象を評価するために、参加者にはサイクリング運動後に 1 分間の簡単なアンケートに回答させた (表 3.2)。

### 3.2.4 生体信号処理

心理学的アンケートでは、参加者はハンドルのパネルに提示する疲労感を示す RPE 表 (6 ~20 の範囲の Borg の RPE 表 [20]) から一分毎に適切なレベルを選択する。音楽の印象アンケート (Music impression questionnaire) は 26 のカテゴリーに対して 0~5 の範囲で定義された [21]。合計スコアの範囲は 0~130 である。

生体信号処理では、心電図から RR 間隔時系列を算出し、RR 間隔時系列に 3 次スプライン補間を実施した上で 4 [Hz] でリサンプリングした (図 3.2)。ここで、時間領域指標として RR 間隔時系列から心拍数、RR 間隔の標準偏差 (Standard Deviation of the NN Intervals: SDNN) (式 3.2)、隣接した RR 間隔の差の二乗平均平方根 (Root Mean Square Successive Differences: RMSSD) (式 3.3) 及び交感神経活動の相対的指標となる SDNN/RMSSD 比を算出した [22, 23]。周波数領域指標を推定するために、時間と周波数の分解能を制御するガボール関数 (式 3.5) を使用した連続ウェーブレット変換 (式)\*3を行っ

\*2 コンテンツによる影響をなくすために、3 分間の音楽を 5 回繰り返し、5 分間毎に T1 から T3、合計 15 分。

\*3 これは時間周波数解析でよく用いられ、非常に短い時間窓を用いた特徴量抽出を可能とするため、時間分解能が高い。

た. それらは, Mayer 波 と呼ばれる低周波数 (式 3.6)LF (0.04~0.15 [Hz]) 成分, および, 呼吸に同期した高周波数 (式 3.7)HF (0.15~0.45 [Hz]) 成分を算出した. をさらに, ANA の従来の指標とした自律神経系の交感神経の活動指標である LF/HF を求めた [24].

$$\overline{RR} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N RR(n) \quad (3.1)$$

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (RR_i - \overline{RR})^2} \quad (3.2)$$

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (RR_{i+1} - RR_i)^2} \quad (3.3)$$

$$WT(b, a) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt, \quad (3.4)$$

$$\psi(t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} e^{\frac{t^2}{2} - i2\pi t} \quad (3.5)$$

$$LF = \int_{0.04}^{0.15} PSD(f) df \quad (3.6)$$

$$HF = \int_{0.15}^{0.45} PSD(f) df \quad (3.7)$$

### 3.2.5 統計分析

参加者らを音楽印象アンケートの合計スコアの中央値に基づいて2つのグループに分ける (“favorite:” score  $\geq$  median; “non-favorite:” score  $<$  median). 次に, 2つのグループ間の違いを重回帰分析によって評価し, 運動中の刺激音楽の紛らす効果を評価する.

重回帰分析 (Multiple Regression Analysis: MRA)(式 3.8) では, ANA 関連の指標 (時間と周波数領域の指標) を適当に選び説明変数として, 心理的指標 RPE を推定する. ここで  $y$  は目的変数 (nfeRPE/feRPE: non-favorite / favorite グループの推定値 (RPE)) を表示し,  $c_j$  は説明変数の係数,  $x_j$  ( $j=1, 2, \dots, 6$ ) は説明変数をそれぞれに表示する. さらに, 注意紛らす効果を評価するために HR と RPE [20] 間の相関係数 (Correlation coefficient) を調べる (式 3.9). 統計処理については JMP 11 (SAS Institute Inc.) を使ってデータを分析する.

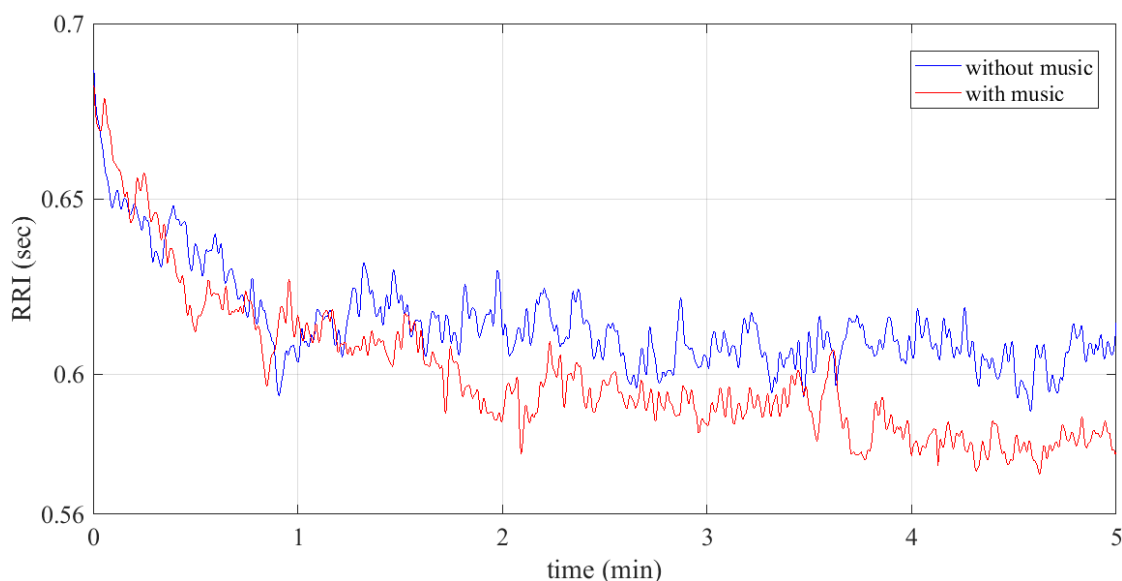


図 3.3: 音楽有り無しの RR 間隔時系列の対比.

$$y = \sum_{j=1}^n c_j x_j + c_0, \quad (j = 1, 2, \dots, 6) \quad (3.8)$$

$$r = \frac{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (HR_i - \overline{HR})(RPE_i - \overline{RPE})}{\sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (HR_i - \overline{HR})^2} \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (RPE_i - \overline{RPE})^2}}, \quad (i = 1, 2, 3, \dots, 15) \quad (3.9)$$

### 3.3 実験結果と考察

まず、選択された音楽が対象する被験者達に生理的影響を与えるかどうかを検証する。実験手順で図 3.1 で表示したように 15 人の被験者の音楽あり\*4無しの 5 分間の生理的現象を考察した。

その結果音楽ある時の RR 間隔は時間が経つにつれて音楽無しの RR 間隔より離れて行った (図 3.3)。これを統計分析した結果音楽を受けた試験で被験者たちの RR 間隔は音楽受けなかった試験より有意に下がった。これに対して RR 間隔から算出した時間領域と周波数領域の指標でも音楽を受けた試験でそれぞれ有意差を見つけた (表 3.3)。具体的に音楽試験で HR, LF/HF, SDNN/RMSSD は有意に上がり, HF, SDNN, RMSSD は有意に下がった。LF は二つ試験で有意差を見つからなかった (表 3.3)。

\*4 実は音楽有りのは 15 分間 (T1, T2, T3 或いは task 1,2,3) だけど同じ時間帯のデータ分析する為に刺激受け入れたすぐ前の部分 T1 を取りました。

表 3.3: 音楽有り無し二つグループの各指標の比較 (– 有意差がなし, \*\* 有意水準 1% で有意差があり).

indices	without music	with music
RRI	0.61 ± 0.01	0.60 ± 0.02 ** ↓
HR	98.85 ± 2.04	101.40 ± 3.29 ** ↑
LF	0.16 ± 0.03	0.16 ± 0.06 –
HF	0.14 ± 0.03	0.13 ± 0.05 ** ↓
LF/HF	1.28 ± 0.16	1.30 ± 0.30 ** ↑
SDNN	1.23 ± 0.51	0.83 ± 0.51 ** ↓
RMSSD	0.24 ± 0.08	0.12 ± 0.03 ** ↓
SDNN/RMSSD	5.46 ± 2.64	6.63 ± 3.30 ** ↑

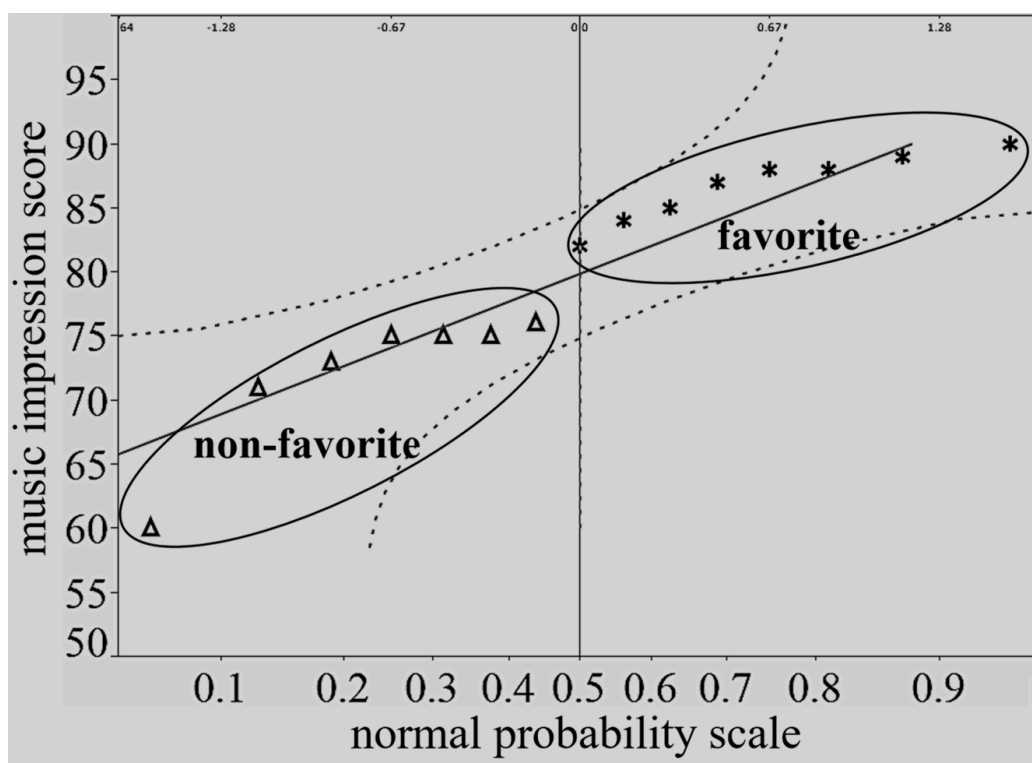


図 3.4: favorite グループと non-favorite グループ.

以上の結果から見ると今回の実験で選択された音楽が対象の被験者に有意的な影響を与えたと考えている。これは先行研究 [6-9, 14] の結果と合っていた。しかし、対象の被験者に影響を与えた音楽が本当に全員の被験者に影響を与えたか否かを、影響が与えられたとしたら、生理的にどのような応答が出るかどうかという考え方で続いて分析した。対象の被験者 (15 人) を音楽印象アンケートのスコアに基づいて、favorite (8 人, 中央値  $\geq 82$ ) と non-favorite (7 人, 中央値  $< 82$ ) 二つグループに分けた (図 3.4)。



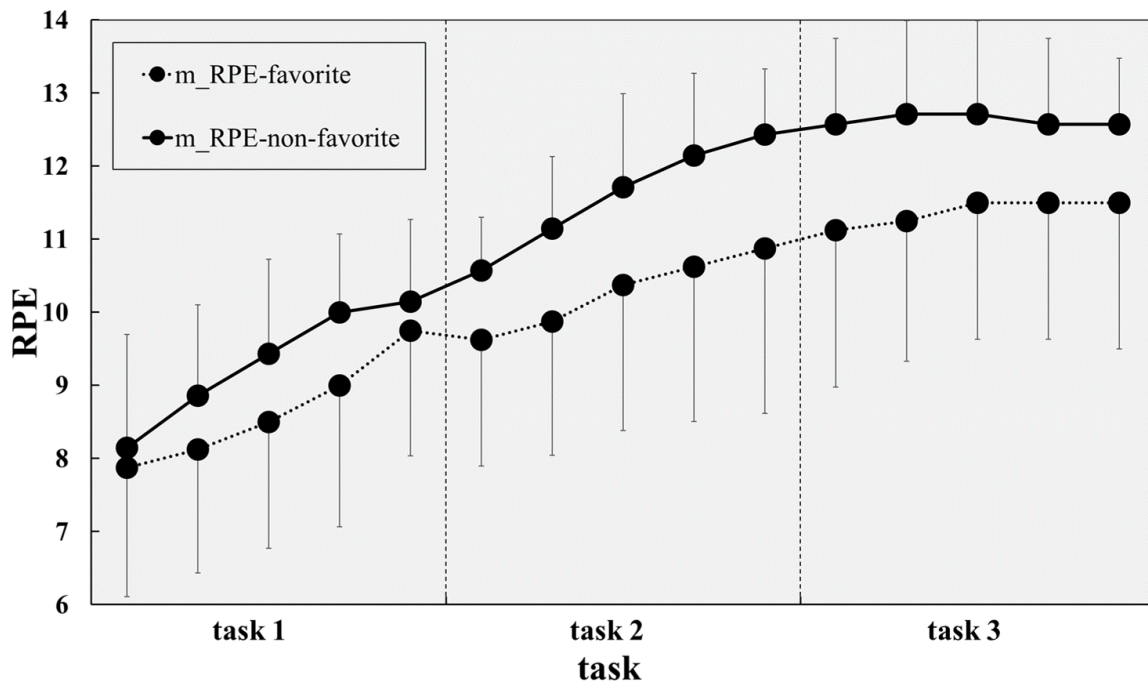


図 3.5: 二つグループの m\_RPE の時間的変化.

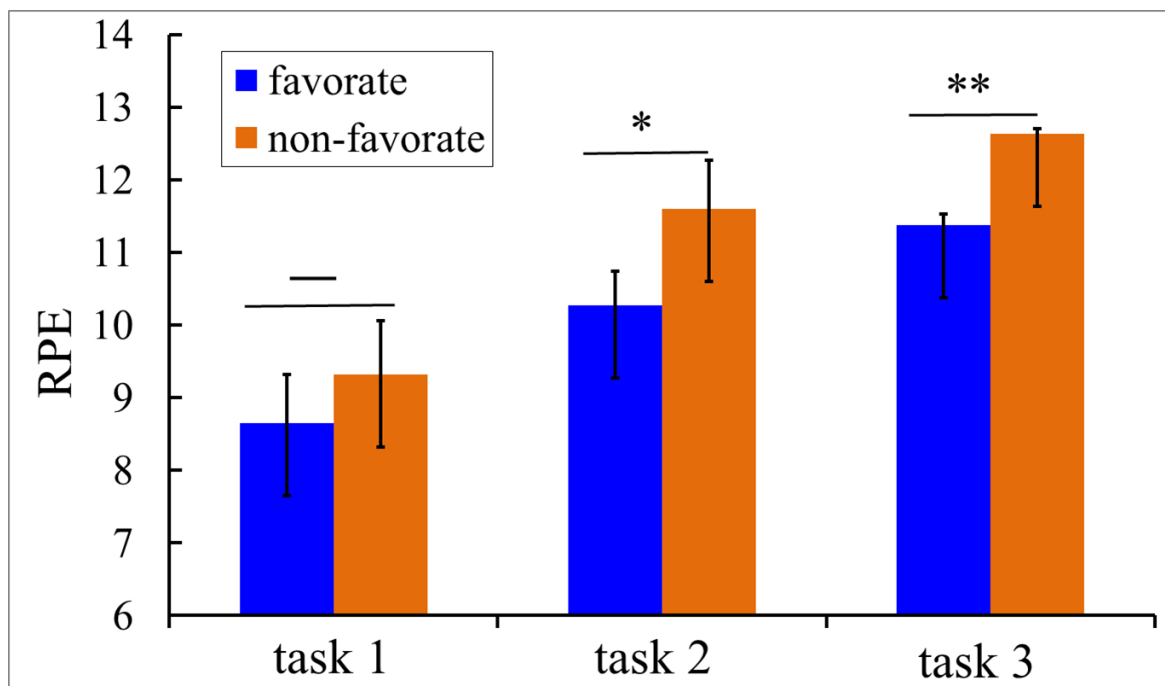


図 3.6: 二つグループについてタスクごとの m\_RPE の比較 (- 無有意差, \*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ ).

主観的評価について、二つグループの自覚的疲労を示す m\_RPE (実測値: m\_RPE) を

タスク毎に比較した結果, task 1 で二つグループは有意差が出なかった, task 2 と task 3 で favorite グループは non-favorite グループよりそれぞれ 5 % と 1 % で有意に上がった (図 3.6, 図 3.5). ここから見るとサイクリング運動中同じ音楽聞いて運動する時に音楽に対して好きなグループ (favorite) は音楽に嫌いなグループ (non-favorite) より主観的感覚はリラックスして運動から受けた疲労感は音楽の影響に隠されて被験者たちに意識にとり紛らす効果が出た想定される. この紛らす効果で, 心理的により興奮させて運動パフォーマンスを持ち上げ, 運動する気分をより楽になると考えている.

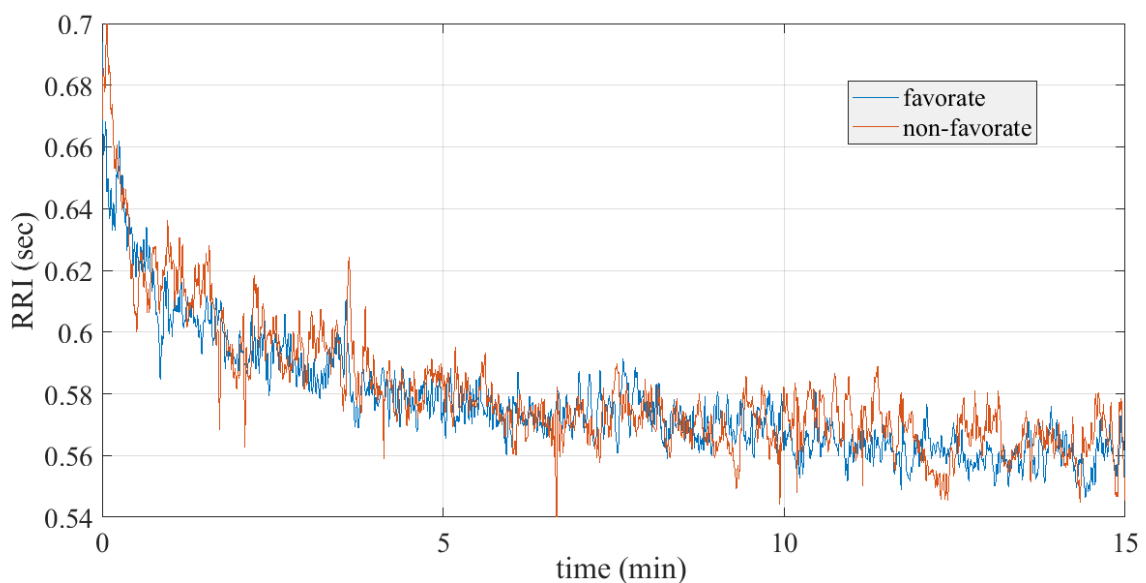


図 3.7: 二つグループの RR 間隔時系列の対比.

続いて, 再度, 生理的影響について二つグループの心拍変動を統計分析し, ANA 関連指標を算出し三つタスクへ行って比較した. RR 間隔の時間についての変化は図 3.7 に示す. その結果, favorite グループの RR 間隔は三つタスクで non-favorite グループより有意に下がった. favorite グループの HR は task1 と 3 で non-favorite グループより有意に上がり, task 2 で有意に下がった. favorite グループの LF は task 2 で non-favorite グループより有意に下がり, task 3 で有意に上がった. task 1 で二つグループに有意差が出なかった. favorite グループの HF は task 1 と 3 で non-favorite グループより有意に下がり, task 2 で有意に上がった. favorite グループの LF/HF は task 1 と 3 で non-favorite グループより有意に上がり, task 2 で有意に下がった. favorite グループの SDNN は三つのタスクで non-favorite グループより有意に下がった. favorite グループの RMSSD は task 1 と 3 で non-favorite グループより有意に下がり, task 2 で有意差が出なかった. favorite グループの SDNN/RMSSD は task 1 と 2 で non-favorite グループより有意に下がり, task 3 で有意差が出なかった (表 3.4).

表 3.4: 二つグループの各指標の比較 (- 有意差なし, \*\*有意水準 1% で有意差あり).

task 1		
indices	non-favorite	favorite
RRI	0.60 ± 0.02	0.60 ± 0.02 ** ↓
HR	101.05 ± 3.65	101.71 ± 3.20 ** ↑
LF	0.16 ± 0.05	0.16 ± 0.07 -
HF	0.16 ± 0.06	0.12 ± 0.05 ** ↓
LF/HF	1.23 ± 0.20	1.36 ± 0.40 ** ↑
SDNN	0.91 ± 0.56	0.76 ± 0.51 ** ↓
RMSSD	0.13 ± 0.05	0.12 ± 0.04 ** ↓
SDNN/RMSSD	7.59 ± 4.73	6.42 ± 3.81 ** ↓
task 2		
indices	non-favorite	favorite
RRI	0.57 ± 0.01	0.57 ± 0.01 ** ↓
HR	106.60 ± 1.52	106.10 ± 1.01 ** ↓
LF	0.09 ± 0.01	0.09 ± 0.01 ** ↓
HF	0.09 ± 0.02	0.10 ± 0.01 ** ↑
LF/HF	1.13 ± 0.13	0.99 ± 0.06 ** ↓
SDNN	0.50 ± 0.17	0.40 ± 0.12 ** ↓
RMSSD	0.10 ± 0.05	0.10 ± 0.03 -
SDNN/RMSSD	5.56 ± 2.67	4.17 ± 1.84 ** ↓
task 3		
indices	non-favorite	favorite
RRI	0.57 ± 0.01	0.56 ± 0.01 ** ↓
HR	107.82 ± 1.55	108.22 ± 1.00 ** ↑
LF	0.14 ± 0.05	0.15 ± 0.06 ** ↑
HF	0.12 ± 0.07	0.11 ± 0.05 ** ↓
LF/HF	1.39 ± 0.35	1.51 ± 0.47 ** ↑
SDNN	0.62 ± 0.17	0.57 ± 0.13 ** ↓
RMSSD	0.10 ± 0.05	0.09 ± 0.03 ** ↓
SDNN/RMSSD	6.90 ± 3.47	7.07 ± 2.98 -

以上の結果から、音楽聞きながらサイクリング運動する時に favorite グループの被験者は non-favorite グループより興奮する効果を交感神経系指標の有意の上昇と副交感神経系指標の有意の下降を確認した。特に、favorite グループの RR 間隔がタスク毎に non-favorite グループより有意の下降と HR、副交感神経系指標 HF、RMSSD、交感神経系である指標 LF/HF の task 1, 3 で表現した結果から明らかである。

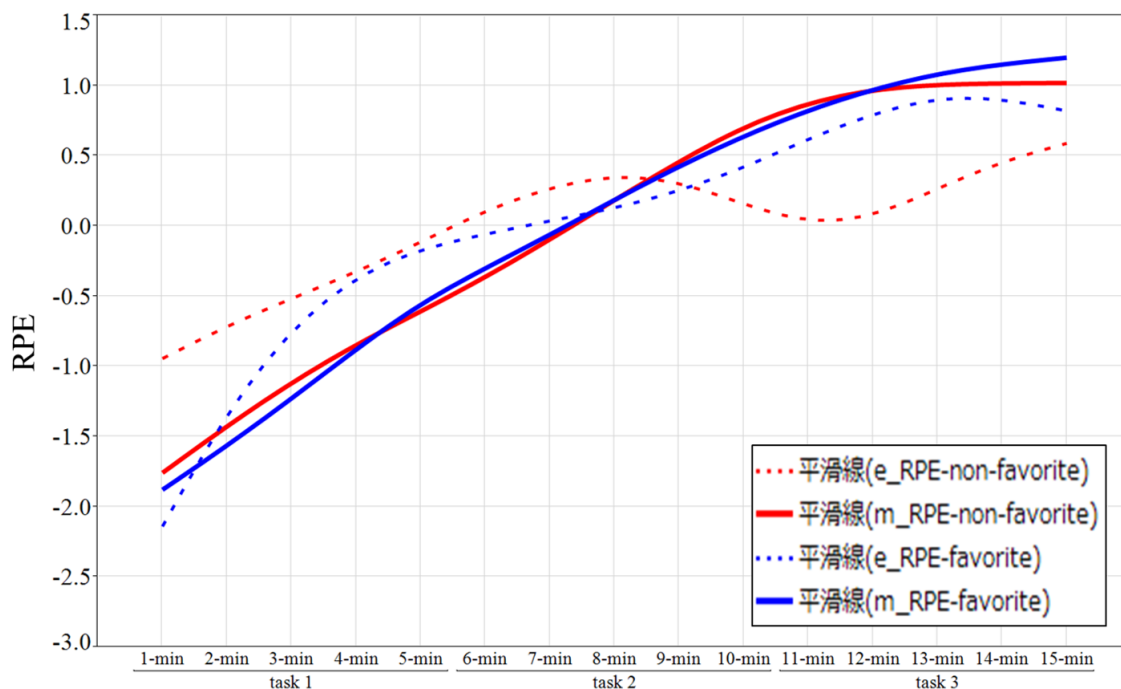


図 3.8: 二つグループの m\_RPE と e\_RPE の時間的振る舞い変化.

表 3.5: 二つグループの重相関と重決定値の比較.

group	multiple correlation R	multiple decision $R^2$
favorite	0.90	0.81
non-favorite	0.83	0.69

以上の様に、主観的指標と客観的指標のから運動中の音楽による聴覚刺激で音楽への好感がある被験者に有意的な効果あることを明らかにした。この際、主観的な感覚に影響を及ぼす要因として、身体における疲労感覚や呼吸感覚等の鋭敏さが想定される。そのために、これらの感覚系からの情報を適確に計測・評価し、統計解析した上で蓄積していくことが重要となる [25]。これらの心理的応答と感覚器から入力された生理的推定値が合致していれば、心理的応答は適切に身体状況を反映するものになる。さらに、主観的指標と客観的指標間の関係を考察した。図 3.8 は、ANA 関連の指標（時間領域と周波数領域の指標）を使って重回帰式 (式 3.8) で推定された RPE の時間的振る舞い変化 (15 min) を示す。ここで、多重共線性 (Multicollinearity) を考慮した説明変数を適切に選らび偏回帰分析を行った (式 3.10 と 3.11)。

$$\widehat{fe\_RPE} = -0.04LF/HF - 0.90RMSSD \quad (3.10)$$

$$\widehat{nf\_e\_RPE} = 0.07SDNN/RMSSD - 0.82RMSSD \quad (3.11)$$

式 3.10 と 3.11 から favorite グループで指標 LF/HF と RMSSD から RPE を推定し、non-favorite グループで指標 RMSSD と SDNN/RMSSD 時間領域だけの指標から RPE を推定した\*<sup>5</sup>。その結果、favorite グループの重相関係数と重決定値（15 分間）はそれぞれ 0.90 と 0.81 で、non-favorite グループのは 0.83 と 0.69 である（表 3.5）。ここから音楽運動中に favorite グループの客観的指標（時間と周波数領域指標）は non-favorite グループよりよく主観的指標を説明できることを明らかにした。

また、主観的指標である RPE は 1962 年にスウェーデンの心理学者 Borg [20] の開発された運動を行う本人がどの程度の疲労度、「きつさ」を感じているかを測定する指標である。ボルグスケールでは、「非常に楽である」から「非常にきつい」までの自覚症状を 6~20 の数値で表されている（表 3.12）。これについて先行の多く研究 [7, 8, 12, 13] からまとめると Borg スケールであてはまる 6~20 のポイントに 10 をかけると、その時の心拍数に相当する事を分かる。RPE と HR の相関を認められており、計算が難しい場合には直接 RPE の結果から評価している例もある。ただし RPE と運動強度の関係は、環境温度や注意散漫にさせる要因など、外的環境因子によって影響される。これは運動時に心拍数は酸素摂取量とほぼ比例して直線的に増加することから、HR を用いて運動強度を表している原因と思われる。

表 3.6: HR と RPE 間の相関関係。

group	RPE	task 1	task 2	task 3	with group
favorite	m_RPE	0.89	0.62	0.79	0.94
	e_RPE	0.97	0.74	0.01	0.97
non-favorite	m_RPE	0.97	0.81	0.82	0.93
	e_RPE	0.96	-0.23	0.88	0.83

さらに RPE と HR 間の関係を進で考察した。表 3.6 の結果を図 3.9 (favorite group), 図 3.10 (non-favorite group) と合わせて考察する。二つグループの HR とそれぞれの m\_RPE と e\_RPE の間に高い相関関係（両グループの相関はそれぞれ 0.94, 0.97, 0.93, 0.83）が存在した（15 分間）。ただ、この結果では二つグループの間あまり区別なかった為、前に評価した結論と矛盾になる。その為、時間スケールの長さをさらに減らしてグループ間に考察した。その結果、二つグループの T1 の m\_RPE と e\_RPE の間には高い相関があり区別出きなかった。さらに、T2 で favorite グループの m\_RPE と e\_RPE の間で有意な変化は出なかった。non-favorite グループでは、e\_RPE で推定結果通り逆相関が出た図 3.8。

\*<sup>5</sup> ここで nf/fe\_RPE は non/favorite グループの推定 (Estimated) した RPE, nf/fm\_RPE は non/favorite グループの実測 (Measured) した RPE を示す。

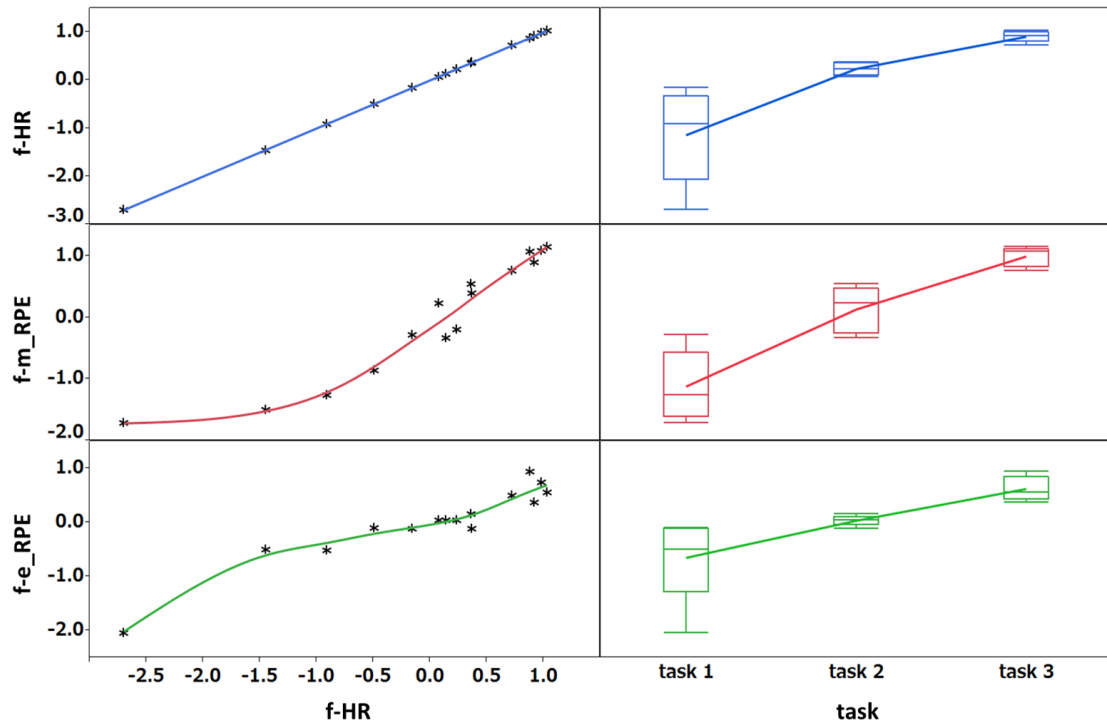


図 3.9: favorite グループの HR と RPE の相関とそれぞれの task 毎の対比.

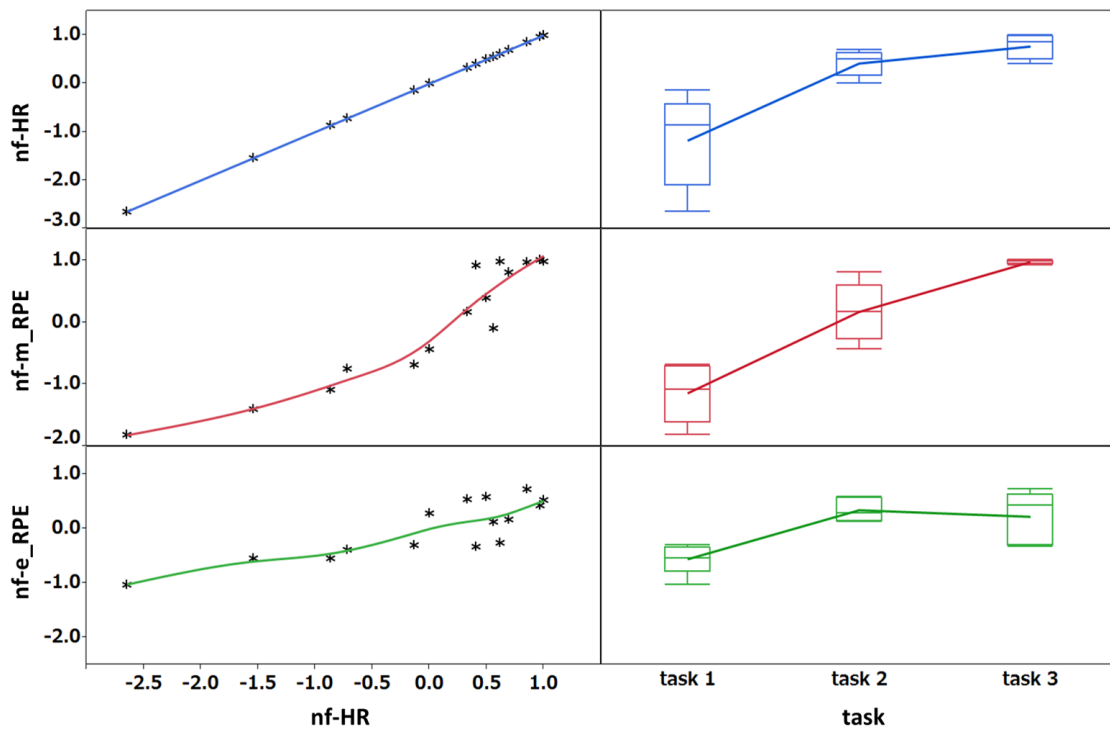
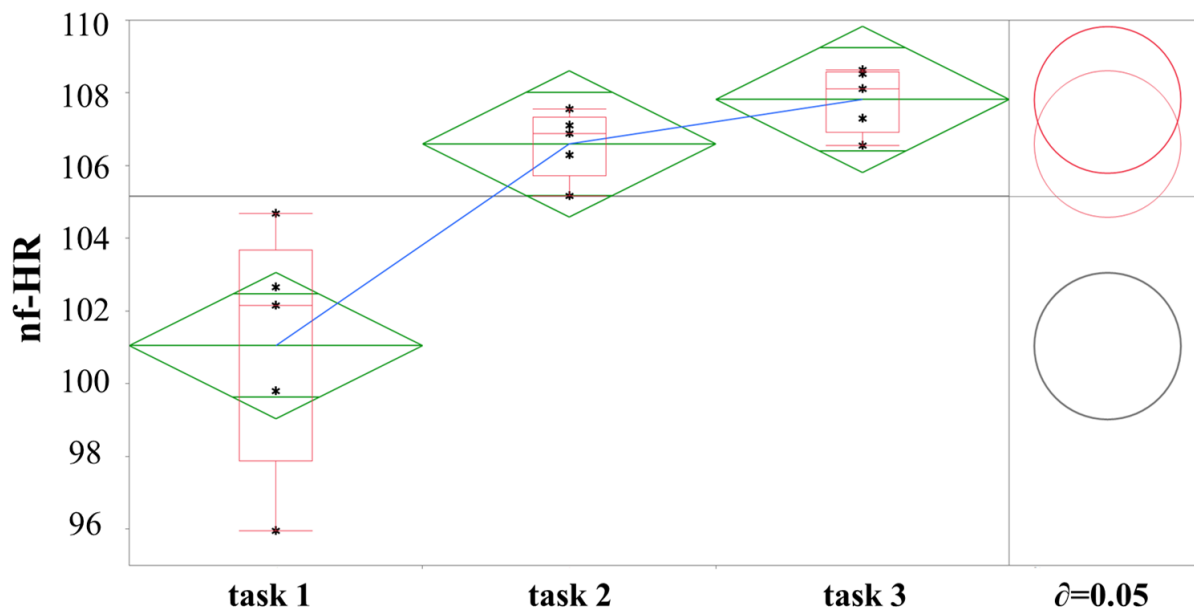
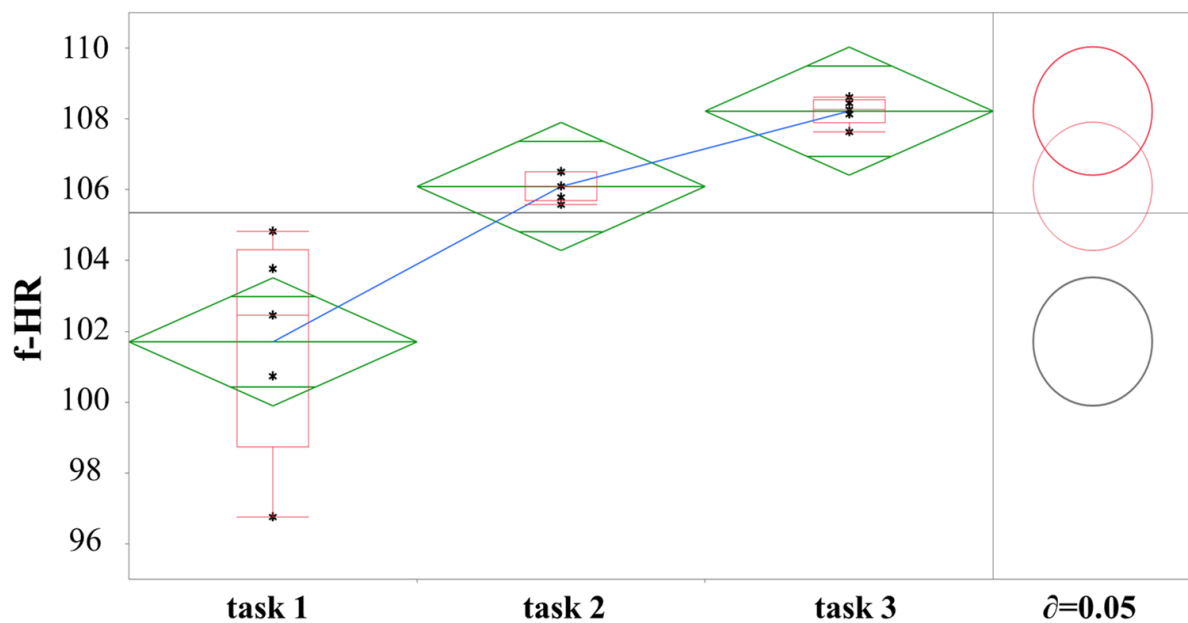


図 3.10: non-favorite グループの HR と RPE の相関とそれぞれの task 毎の対比.



(a) favorite グループ.

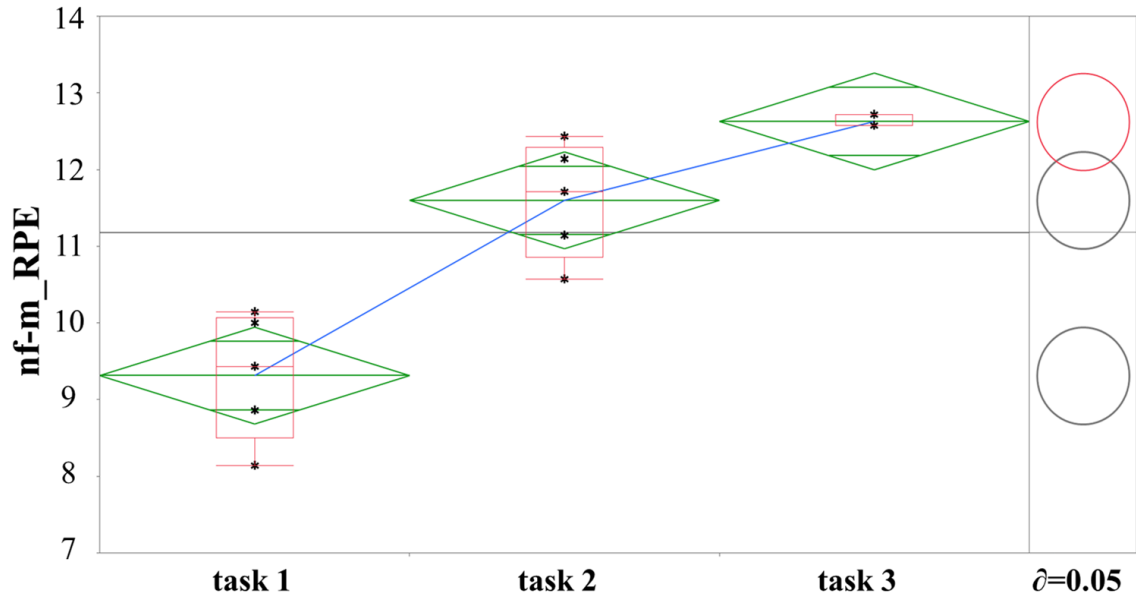


(b) non-favorite グループ.

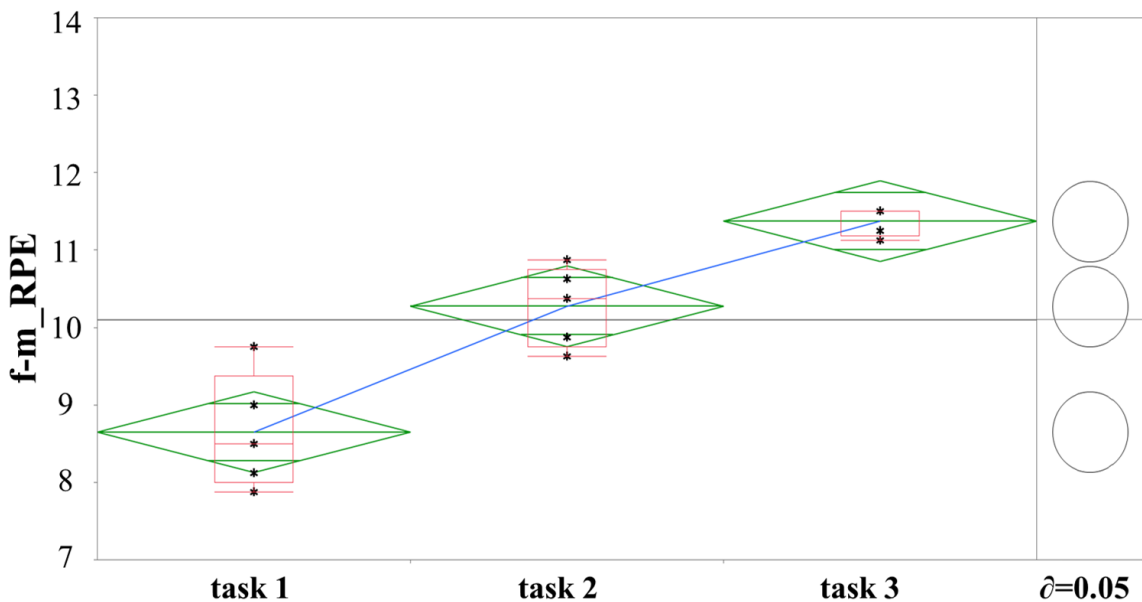
図 3.11: 二つグループの HR の task 毎の変化.

ただ、疲労が想定されるタスク T3 で m\_RPE と e\_RPE の間に有意な高い相関が見られた。これに対して、逆に T3 では favorite グループの e\_RPE での相関係数は  $0.01 \approx 0$  になった (表 3.6)。実際に、favorite グループの T 3 では e\_RPE も m\_RPE と同じ高い相関があれば想定した結果と思われる。ただ、推定した結果は逆に相関出なかったとも思われ

る。これは favorite グループの生理的に音楽の刺激を受けて何か影響と想定する。この影響は簡単にストレスを紛らす効果と考える。これは運動時音楽の刺激時に、favorite グループで疲労感は音楽の影響で隠されていたが、non-favorite グループで逆に疲労感が隠された現象は出なかった結果と考えられている。



(a) favorite グループの RPE.



(b) non-favorite グループの RPE.

図 3.12: 二つグループの m\_RPE の task 毎の変化.

また、表 3.6 の結果を進めて確認する為に、図 3.9 (favorite group) と図 3.10 (non-favorite



group) の右側のタスク間の関係を統計的に比較した。その結果、二つグループの m\_RPE と HR の変化で task 2 と task 3 は task 1 より有意 (5%) 的に上がり, favorite グループの m\_RPE 以外では task 3 は task 2 より有意的に上昇しなかった。ただ, task 3 は task 2 より上昇する傾向が見つかった。favorite グループの m\_RPE で task 3 は task 2 より有意的に上昇した (図 3.11 と図 3.12)。これらの結果は Borg [20] の提案をさらに裏付けるものとなった。しかし, Borg の提案は主観的評価に成り立つ可能性が高いが, 客観的評価で不十分であると考えられる。

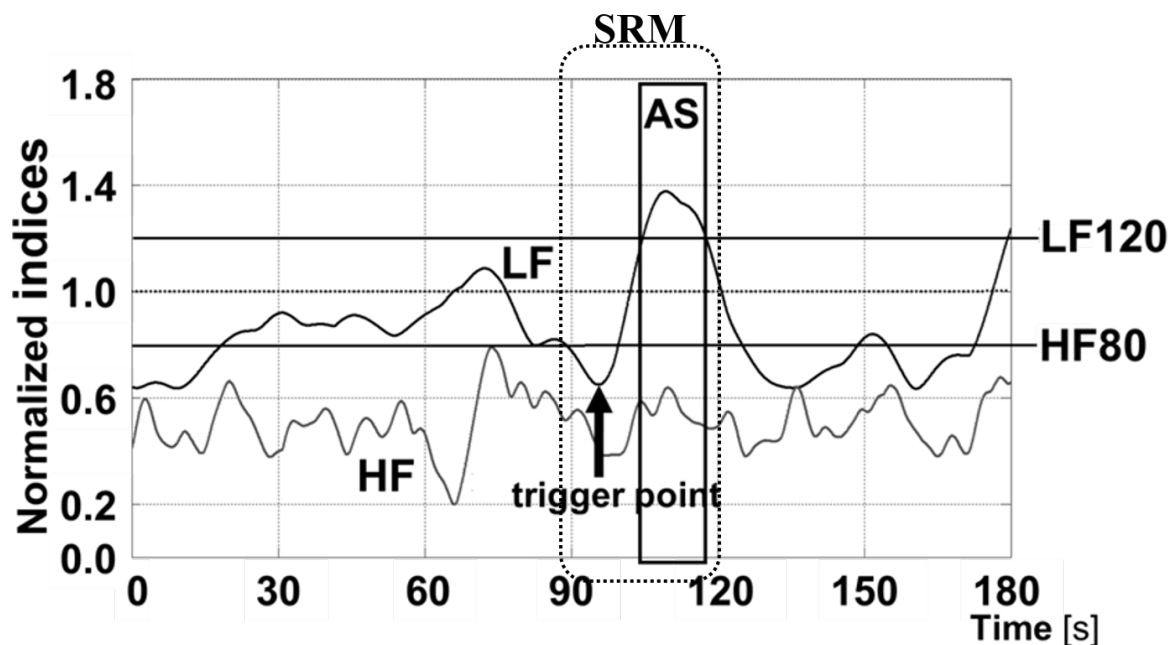


図 3.13: LF および HF 成分の時間的振舞変動における SRM の定義。

### 3.4 モデルを用いた検証

#### 3.4.1 周波数領域指標の時系列モデル

上記した運動中音楽聴取する時に刺激された音楽に好ましくグループの主観的と客観的指標により明確的に結果を見つけた。特に, favorite グループの e\_RPE の推定式 3.10 で周波数領域の指標が説明変数なったり, favorite グループの task 3 での e\_RPE と HR 間の相関結果 (表 3.6) 及び表 3.4 での周波数領域の指標は時間領域の指標より敏感な結果を現れたことから分かる。従って, 音楽の刺激から生理的に現れた影響を更に明らかにする為, 周波数領域の評価指標 (LF と HF) の時間的振舞について刺激応答モジュール (Stimulation Response Module :SRM, SR モジュール) による非均一サンプリング (Non-uniform sampling) を導入した (図 3.13)。このモジュールは刺激に対するトリガー

ポイント (Trigger Point:  $t_g$ ) と、応答の蓄積 (Accumulation Section: AS) として構成される [26] .

#### AS の定義と方法

心拍変動の RR 間隔からは自律神経系関連の情報が得られる。ここでは、RR 間隔の HF 成分と、RR 間隔の LF 成分を用いた。音楽運動前の無音時の中間 3 分間\*6における HF, LF 成分の平均値を基準とし、生体が影響を受けたと想定される区間 (生体影響蓄積した区間: AS) を定義した (図 3.13)。この生体に何らかの影響が現れたと想定される区間 AS の予想される生理学的意味は、刺激の持続時間は短く、応答の場合は長くなる。刺激が反応の持続時間内に頻繁に発生する場合、反応は時間的に重畳する。これを生理学的反応の蓄積として定義した。想定される区間 AS は、次の SR モジュール関連の条件に基づいて推定した。120 % を超える正規化 LF 成分 (LF120) および 80 % 未満の正規化 HF 成分 (HF80) (AS : HF  $\leq$  80 % の時刻を含む LF  $\geq$  120 % の区間) [26,27] .

#### $t_g$ の定義と方法

続いて、AS から LF 成分の時間軸を過去に戻り出現する極小点を、生体に影響を与えたと想定されるきっかけの時刻  $t_g$  とした。実際にこの  $t_g$  は、呼吸の HF と血圧の LF から算出した  $t_g$  と RR 間隔から算出した  $t_g$  時刻の 2 種類があるが、今回は実験結果を検証する為に RR 間隔から算出した  $t_g$  を使って評価した。実際には RR 間隔と血圧の変化には遅れが存在し、その遅れは呼吸の周波数に依存しているとする論文 [28] もあるように、生理指標は単独で存在するのではなく、呼吸系、循環器系など様々な機能が作用し合い成り立っている [29-33] . RR 間隔の HF 成分の発生機序については、血圧の LF 成分が圧受容体反射を介して心拍に反映されることによって生じるという報告がある [29] . 一方、血圧の LF は中枢説や共振説、末梢説等が挙げられているが、その発生機序について未だ明らかにされていない [34] . よって、LF の極小点をとり上げた生理的意義については不明な状態であるが、生体に何らかの影響が現れ始めた時刻であると言える可能性も高い。よって、今回は上記のような定義で SR モジュールを調査することにした。ここに SR モジュールの発生は、参加者にとっては音楽の刺激が生理的によく興奮するような影響を出たと想定される。

### 3.4.2 モデリングの結果

モデリングした結果について、ANA の周波数領域の LF と HF 二つ指標の 15 分間の TVB を観察すると、二つグループに合わせて 19 の SR モジュールが見つかった (図 3.14)。

\*6 無音中に 3 分間、各平均によって指標が正規化されたこと。AS (2 s 以上) .

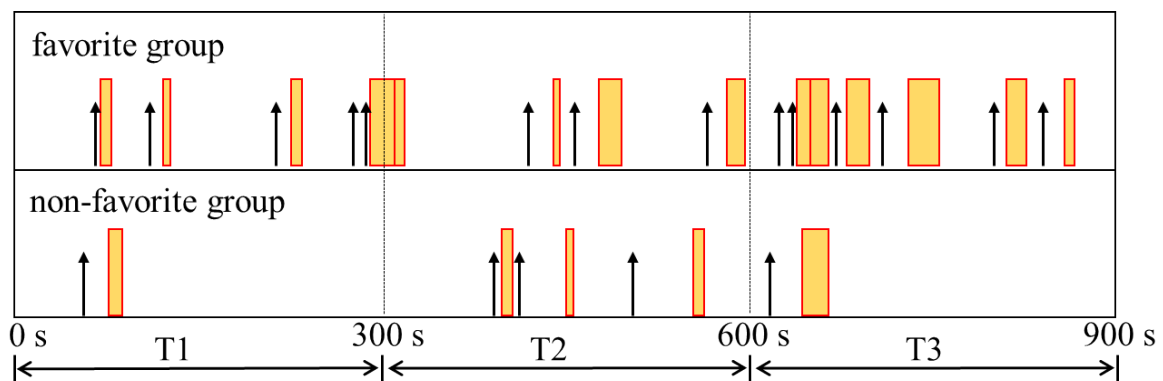


図 3.14: 2 つグループの SRM の時間分布.

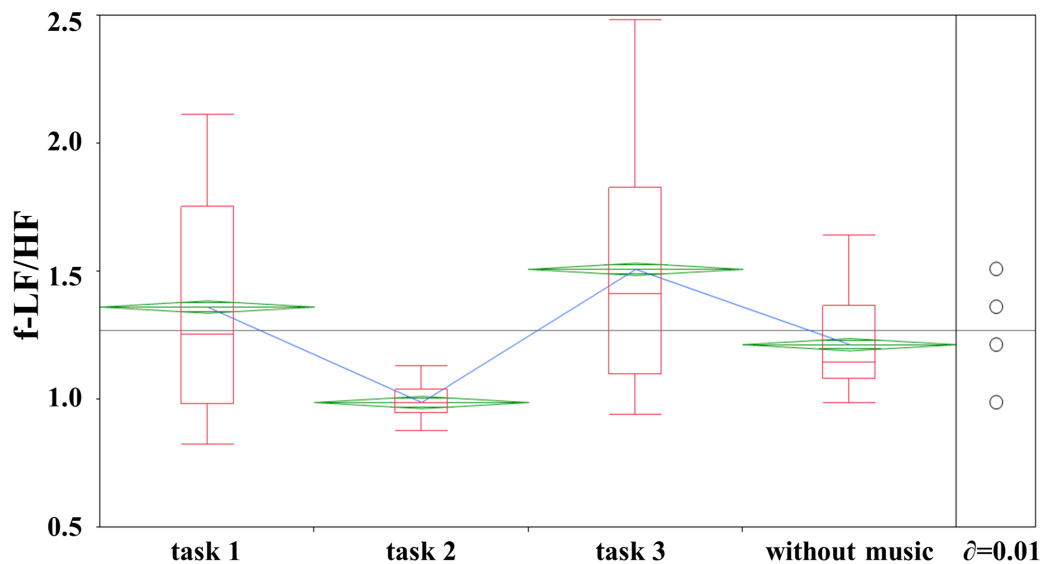
ここで、favorite グループでは 14 個の SR モジュール、non-favorite グループでは 5 個の SR モジュールが見つかった。その結果、favorite グループに発生数 (SR モジュール) は non-favorite グループでの発生数より多く、タスク 3 で発生したモジュール数はタスク 1 またはタスク 2 より集中した。つまり試験の後ろの部分で集中したことがこの結果から分かった。

### 3.4.3 モデリングの結果の考察

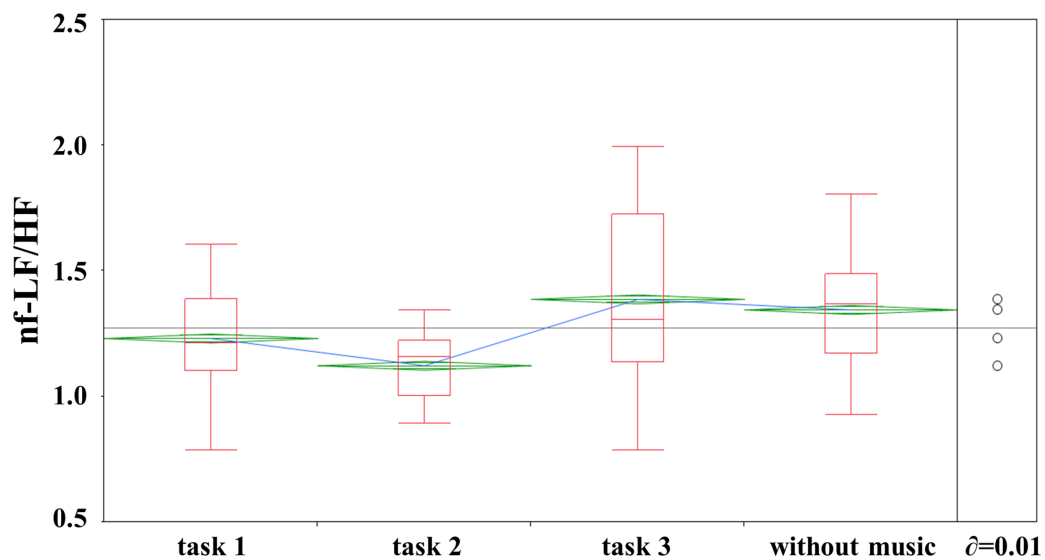
先行研究では交感神経迷走神経バランスを研究するために、時間領域測定がよく採用される [22]。これらは、リアルタイムまたはダイナミック環境で HRV モニタリングのコンテキストで特に重要である。これに対して、自律神経反応に関する研究では、スペクトル分析は、時間領域分析と比較するとより高い敏感度と啓発度あるように見えた [35]。ただ、時間と周波数領域での生体信号処理を同時に調査するとよりよく結果が見つかったという報告もある [36]。今回の実験で運動中音楽刺激に対する自律神経反応を検討するために、時間と周波数領域での指標を同時に調査し、同時に周波数領域から自律神経反応に敏感な指標を使ってモデリングで考察した。

このモデリングには周波数領域指標の時間的振る舞い変化での SRM の発生を調査し、自律神経調節に関連する身体疲労の時間分布を検証した (図 3.14)。周波数領域である指標 LF と HF 成分は、血圧のメイヤー波と呼吸の呼吸洞不整脈から生じるため [3, 4, 6, 16]、自律神経で変動出る状況で減少および増加すると予想される [17, 26, 28, 34]。したがって、これらの成分の変動は生理学的証拠である。SRM 関連の状態に関して、AS は生理学的反応の蓄積として推測された。これは交感神経活動の相対的指標である LF/HF 比が、運動中に着実に増加または飽和傾向を示す為である。これに対しては指標 LF/HF 比をタスク毎に比較した結果、試験の後ろの部分 task 3 では task 1, task 2 及び音楽無しタスクより有意 1% 的に上がったことを図 3.15 から分かる。同時に、表 3.4 から favorite グループの LF/HF 比は task 3 で non-favorite グループの LF/HF 比より有意 (1%) 的に上がったことを分かった。この結果から favorite グループで期待されるリラクゼーション効果は、non-favorite グ

ループより大きくすることを示唆していると考えられている。この結果は先行の研究レポート [8, 37, 38] の結果と同様であることを今回の実験からさらに明らかにした。したがって、今回の実験で SRM の出現は、参加者が音楽刺激から生理的に興奮する影響を受けやすいことを示した。



(a) favorite グループ.



(b) non-favorite グループ.

図 3.15: 二つグループの LF/HF の比較.

この方法では、各セクションで出現する SRM の時間分布を確定するのに適している。ただし、音楽と運動を同時に行っている時にどのタイプの ANA 関連の条件がこの反応を引き起こす可能性があるかについてはまだ結論が出ていない。呼吸、血圧、心拍変動など様々なタ

IPの ANA 関連指標は、SRM のトリガーポイントの確認に役立ちすることができる。さらに、より速いテンポの音楽は、遅いテンポの音楽と音楽なし状態より大きな生理学的疲労を伴う応答を引き起す [39]。したがって、SRM の時間分布 (図 3.14) によれば、複数の時間スケール戦略は、生理学的疲労に及ぼす影響を評価および強調するのに適していると考えられている。

### 3.5 おわりに

この章で聴覚刺激の予想される紛らす効果は、低強度サイクリング運動中に評価され、複数の時間尺度で時間および周波数領域で ANA 関連指標の時間的振る舞いの変化を評価した。評価について、まずは、主観的指標、客観的指標 (時間と周波数領域の指標)、主観と客観的指標の重回帰分析で紛らす効果を評価した。具体的には、ANA 関連指標を適切に選択し、心理的イベントである RPE を推測した。さらに、Borg の運動する時に自覚的運動強度と心拍数の高相関性を使って音楽の運動時に favorite グループで紛らす効果出ることを明らかにした。

次に、不均一なサンプリングデータを時間的振る舞い変化に適用し、生理イベントの時系列データ (周波数領域の指標) で観察される刺激応答モジュールを定義した。さらに、二つグループの被験者ごとの生理的データに発見したモジュールを考察した。結果から刺激応答モジュールは favorite グループの被験者たちで non-favorite グループの被験者たちより多く見出した。つまり、運動中に刺激した音楽は favorite グループの生理的より興奮する影響をさらに明らかにした。

これらの成果は、複数の時間スケールで生物学的機能をよりよく理解することを提案することにつながる可能性があると思われる。他に、身体的および精神的疲労の変化を明らかにする複数の時間尺度戦略が適切なアプローチの研究に役立つ可能性があることを示したが、観察された客観的指標ではまだ十分ではないため、これから筋肉や脳の活動などの生体信号をさらに併せて検証する必要があると考えている。

## 参考文献

- [1] 水野 康文, 日高 弘子, 三浦 陽子, 高田 和之, 横山 清子, “映像と音楽を用いた運動時心拍数制御のためのヒューマンインタフェースの検討,” 信学技報, MBE2000-25, 2000.
- [2] 吉武 康栄, “生体信号処理のレシピ,” 大分看護科学研究, Vol.4(1), 2003.
- [3] 松本 佳昭, 森 信彰, 三田尻 涼, 江 鐘偉, “心拍揺らぎによる精神的ストレス評価法に関する研究,” ライフサポート, Vol.22, 2010.
- [4] 國政 秀太郎, 宮城 和音, 下田 宏, 石井 裕剛, “生理指標計測による知的作業時の一時休息状態の検出,” ヒューマンインタフェース学会論文誌, Vol.16, 2014.
- [5] 益子 宗, 星野 準一, “心拍数制御を用いた運動支援ゲーム,” 芸術科学会論文誌, Vol.6.
- [6] 新貝 和也, 千住 秀明, “運動中の音楽が呼吸困難感と下肢疲労感に与える影響,” 理学療法科学, Vol.26(3), 2011.
- [7] V.M. Nethery, “Competition between internal and external sources of information during exercise: influence on RPE and the impact of the exercise load,” *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, Vol.42, 2002.
- [8] K. Urakawa and K. Yokoyama, “Music can enhance exercise-induced sympathetic dominance assessed by heart rate variability,” *Tohoku J. Exp. Med.*, Vol.206, 2005.
- [9] E. Delattre, M. Garcin, L. Mille-Hamard, and V. Billat, “Objective and subjective analysis of the training content in young cyclists” *CAppl Physiol Nutr Metab*, Vol.31, 2006.
- [10] 堤 雅恵, 涌井 忠昭, 小林 敏生, 田中 マキ子 “要介護高齢者の興味・関心を考慮したアクティビティケアの効果,” *Journal of japan academy of gerontological nursing*, Vol.12, 2007.
- [11] 上杉 一秀, 服部 隆裕, 岩田 大助, 清田 公保, 安達 義則, 鈴木 昭二, “音楽と映像のストレス抑制効果を用いた実時間体調モニタ付き屋内歩行訓練機の開発,” *Journal of international society of life information science*, 2008.
- [12] E.B. Fontes, B.P. Smirmaul, F.Y. Nakamura, G. Pereira, A.H. Okano, L.R. Altimari, J.L. Dantas, and A.C. de Moraes, “The relationship between rating of perceived exertion and muscle activity during exhaustive constant-load cycling” *Int J Sports Med.*, Vol.31, 2010.
- [13] T.H. Fritz, S. Hardikar, M. Demoucron, M. Niessen, M. Demey, O. Giot, Y. Li, J.D.

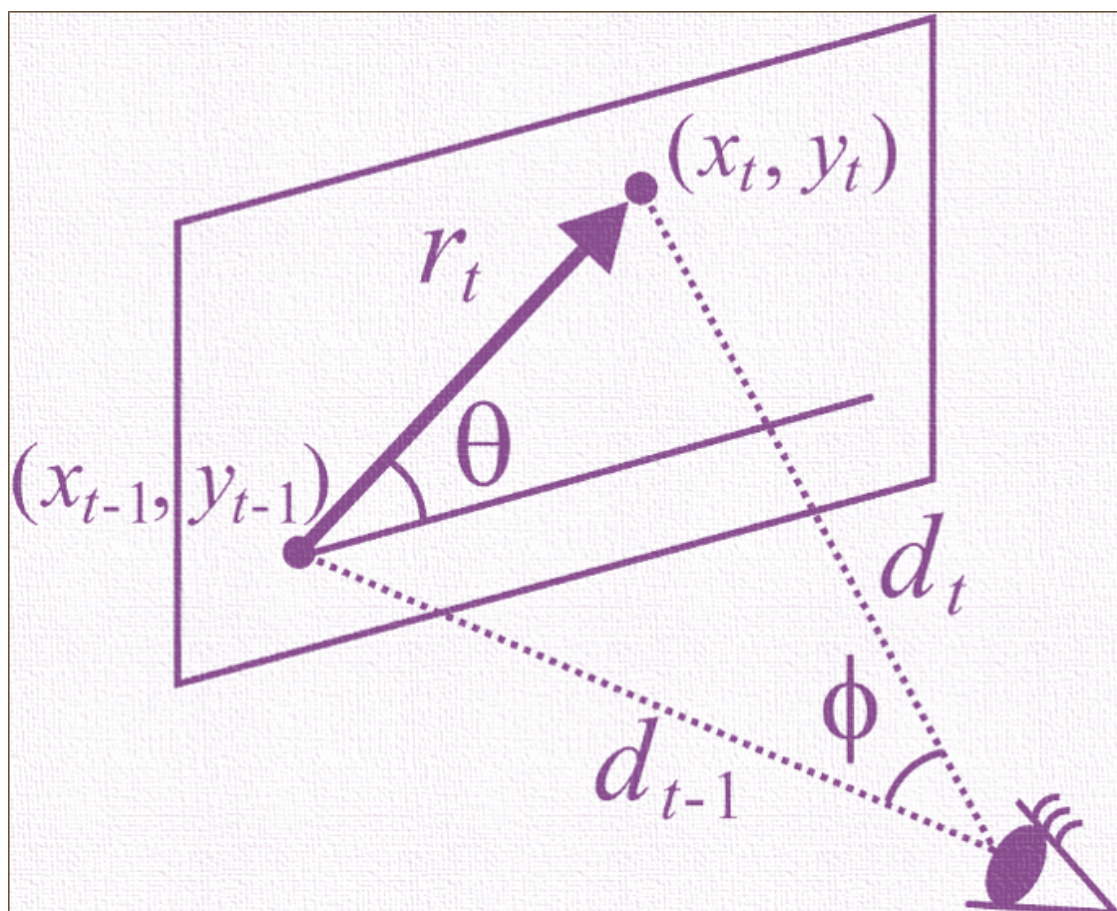
- Haynes, A. Villringer, and M. Leman, "Musical agency reduces perceived exertion during strenuous physical performance" *Proc. Natl Acad Sci U S A*, Vol.110(44), 2013.
- [14] J.P. Lopes-Silva, A.E. Lima-Silva, R. Bertuzzi, and M.D. Silva-Cavalcante, "Influence of music on performance and psychophysiological responses during moderate-intensity exercise preceded by fatigue" *Physiol Behav.*, Vol.139, 2015.
- [15] 舟橋 厚, "容積脈波による音楽への感情移入に関する研究," 名古屋大學教育學部紀要, 教育心理学科, Vol.28, pp.305-309, 1981.
- [16] 早野 順一郎, "日常生活下の生体情報モニタリング:ホルター心電図から見える未来像," *Nagoya Med. J.*, Vol.50, 2009.
- [17] T. Kiryu, I. Sasaki, K. Shibai, and K. Tanaka, "Providing appropriate exercise levels for the elderly" *IEEE Eng Med Biol Mag.*, Vol.20(6), 2001.
- [18] R. マクニール アレクサンダー, 東昭 (訳), "バイオメカニックスの探究—生物と運動," 日経サイエンス社, 1992.
- [19] H. Arazi, A. Asadi, and M. Purabed, "Physiological and Psychophysical Responses to Listening to Music during Warm-Up and Circuit-Type Resistance Exercise in Strength Trained Men" *J Sports Med (Hindawi Publ Corp)*, Vol.2015, 2015.
- [20] G.A. Borg, "Psychophysical bases of perceived exertion" *Med Sci Sports Exerc.*, Vol.14, 1982.
- [21] T. Sangenya, T.X. Fujizawa, and N. Nakata, "reaction of sound-image scale - Quantification of the image of chord progressions with impression evaluation used" *IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, Vol.2008, 2008.
- [22] J. Ng, S. Sundaram, A.H. Kadish, and J.J. Goldberger, "Autonomic effects on the spectral analysis of heart rate variability after exercise" *The American Physiological Society*, Vol.297, 2009.
- [23] H. Wang and S. Huang, "SDNN/RMSSD as a Surrogate for LF/HF: A Revised Investigation" *Moduleling and Simulation in Engineering*, Vol.2012, 2012.
- [24] S. Akselrod, D. Gordon, F.A. Ubel, D.C. Shannon, A.C. Berger, and R.J. Cohen, "Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control" *Science*, Vol.213(4504), 1981.
- [25] 林 容市, 田中 喜代次 "感覚系の特性に関連した最近の課題," 電子情報通信学会誌, Vol.102(8), pp.801-804, 2019.
- [26] C. Bao and T. Kiryu, "A Study on the Physiological Effects of Auditory Stimulus with Heart Rate Variability During Cycling," *Proc. IEEE 4rd Global Conference on Consumer Electronics*, 2015.
- [27] T. Kiryu, A. Iijima, and T. Bando, "Relationships between sensory stimuli and autonomic nervous regulation during real and virtual exercises" *Journal of Neuro-*

- Engineering and Rehabilitation, Vol.4(38), 2007.
- [28] T. Kiryu, E. Nomura, T. Bando, and N. Kobayashi, "Time-frequency structure of image motion vectors around cybersickness intervals determined with biosignals" *Displays*, Vol.29(2), 2008.
- [29] <https://www.bing.com>
- [30] 藤島 正敏, 近藤 喜代太郎, "循環器科学," 放送大学教育振興会, 2000.
- [31] 井上 博, "循環器疾患と自律神経機能," 第2版. 東京: 医学書院, pp71-109, 2001.
- [32] 吉澤 誠, 杉田 典大, 阿部 誠, 田中 明, 山家 智之, 仁田 新一, "循環制御における心拍調節と血管抵抗調節の役割分担," 計測自動制御学会システム・情報部門学術講演会 2007.
- [33] [http://www.ieice-hbkb.org/files/S3/S3gun\\_10hen\\_03.pdf](http://www.ieice-hbkb.org/files/S3/S3gun_10hen_03.pdf).
- [34] T. Kiryu and R.H.Y. So, "Sensation of presence and cybersickness in applications of virtual reality for advanced rehabilitation" *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, Vol.4, 2007.
- [35] L. Schmitt, J. Regnard, and G.P. Millet, "Monitoring Fatigue Status with HRV Measures in Elite Athletes: An Avenue beyond RMSSD?" *Frontiers Physiology*, Vol.6(343), 2015.
- [36] M. Orini, R. Bailón, R. Enk, S. Koelsch, L. Mainardi, and P. Laguna, "A method for continuously assessing the autonomic response to music-induced emotions through HRV analysis" *Med Eng. Comput.*, Vol.48(1), 2010.
- [37] S. Yamashita, K. Iwai, and T. Akimoto, "Effects of music during exercise on RPE, heart rate and the autonomic nervous system" *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, Vol.46(3), 2006.
- [38] M. Iwanaga, A. Kobayashi, and C. Kawasaki, "Heart rate variability with repetitive exposure to music" *Biological Psychology*, Vol.70, 2005.
- [39] J. Wanterhouse, P. Hudson, and B. Edwards, "Effects of music tempo upon sub-maximal cycling performance" *Scand J Med Sci Sports*, Vol.20, 2010.



## 第4章

眼球運動の特徴を考慮した視覚探索についての構想



## 4.1 はじめに

視覚情報は、網膜等の視覚系を通じて常に並列入力されているが、我々が一時に注意を払うことができるのはそのうちのわずかである [1-4]。そこで、視覚系には初期視覚の並列処理とそれに続く逐次処理がある。逐次処理する過程は視覚探索と呼ばれる。視覚的探索課題では、実験参加者に探索画面を提示し、その中から事前に指示された対象（目標刺激、またはターゲット (Target) 刺激ともいう）を見つけ出すことが求められる。探索画面には目標刺激とは異なる刺激（妨害刺激）が複数呈示される [5]。典型的な視覚的探索課題では、一つの実験ブロック中、半数試行では探索画面に目標刺激が含まれ（目標あり試行）、残りの半数の画面には含まれない（目標なし試行）。実験参加者は、画面毎に目標刺激の有無を判断する。探索画面が提示されてから判断がなされるまでの間の時間が反応時間として計測される。独立変数は探索画面中の全刺激要素数である。目標なし試行では全要素数は妨害刺激個数と一致し、目標あり試行では目標刺激が1個呈示され、残りが妨害刺激となる。結果は、要素数に対して平均反応時間を、目標あり試行と目標なし試行に分けてプロットする。反応時間の関数は1次関数によく当てはまり、その当てはめた関数の傾きに基づいて結果の解釈が行なわれる。

探索関数の傾きは、探索画面中の目標刺激の見つけやすさを反映すると考えられることから、探索効率 (Search efficiency) ともよばれる。目標刺激と妨害刺激が一つの視覚的特徴（色、明るさ、傾きなど）で異なっている場合（このような探索のことを特徴探索とよぶ）には、探索関数の傾きは、目標あり試行、目標なし試行ともにゼロに近くなる（例:灰色の対象からなる妨害刺激中に一つだけ赤色の目標刺激があるような場合など）。探索関数の傾きがゼロに近いということは、妨害刺激の個数が増加しても反応時間が変化しないことを示す。つまり、多くの妨害刺激の中であっても、目標刺激が直ちに見つかる。このような現象を、画面から目標刺激が「飛び出して見える」かのような比喻を用いて視覚的ポップアウトとも呼ぶ。また、探索関数の傾きがゼロに近い視覚的探索を効率的探索 (Efficient search) と呼ぶ [2-4]。

一方、目標刺激と妨害刺激の間の視覚的な類似性が高くなる、あるいは妨害刺激の均質性が低くなり、妨害刺激の種類が多様になると探索関数の傾きがゼロよりも大きくなる（通常は数十ミリ秒）。このような探索は非効率的探索 (Inefficient search) と呼ばれる。典型的な結果では、目標あり試行の探索関数の傾きが、目標なし試行の探索関数の傾きの半分になる。目標あり試行では、逐次的に目標刺激の探索を行なうと、平均すると全体の半数の刺激要素を調べた段階で目標刺激が見つかるのに対して、目標なし試行ではすべての刺激対象を調べ終わった段階で目標刺激がないことがわかるからである。代表的な非効率的探索に結合探索 (Conjunction search) がある。結合探索では、2種類の視覚的特徴の組み合わせによって目標刺激が妨害刺激と区別できる。また、目標刺激と妨害刺激の役割を入れ換えると、探索効率が大きく異なる場合がある。このような探索の性質を探索非対称性 (Search asymmetry) と呼ぶ。ただし、Hick の法則 [6] から見ると選択肢の中から特定のターゲッ

トを視覚探索するときの探索時間は、選択肢の数の対数に比例 [7,8] である。つまり、選択肢の数が増えても探索時間はそれほど増加しない。このような効率的な視覚探索は、眼球運動 [1,9,10] によって可能になると考えられている。

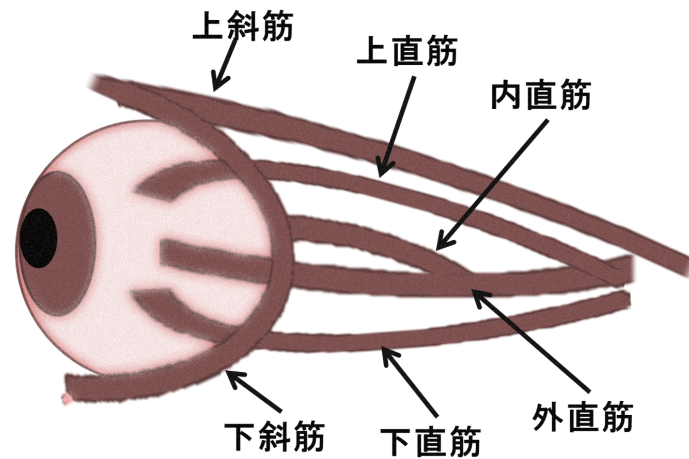


図 4.1: 眼球の外眼筋模式図.

## 4.2 眼球運動

眼球運動は眼球の動きの総称。眼球運動は上下左右方向への運動を担う4種類の直筋(内, 外, 上, 下直筋)と視軸方向に対して旋回の運動を担う上斜筋, 下斜筋の計六つの眼筋(図 4.1, [12] を参考)によって制御されている。眼球運動は大きくは, 身体や頭部の移動に対して視対象が眼球内の網膜の中心窩(図 4.2, [12] を参考)から外れないようにする為の運動, 視対象が網膜の中心窩に結像する為の運動, およびその他に分類される。身体や頭部の移動時に視対象を網膜の中心窩にとらえつづけるための眼球運動の代表的なものは前庭動眼反射である。ある対象を注視している状態で頭部を動かしても対象を注視しつづけることができる。これは, 前庭動眼反射によるもので, 頭部の移動方向と反対に眼球が移動することによって実現されている。その名のとおり, 内耳にある前庭器からの信号に基づいて, 眼球運動の方向や大きさが反射によって制御される [11,12]。

### 4.2.1 眼球運動について評価指標

視対象を網膜の中心窩に結像する時の代表的な眼球運動は, サッケード (Saccade), 滑動性眼球運動 (Smooth eye movement), 輻輳・開散運動 (Convergence) などで, いずれも意図的なコントロールが可能であることから随意性眼球運動ともよばれる [13,14]。サッケードは, 注視位置や注視対象を変える際に生じる急速な眼球運動である。人間の日常行動場面では, 1秒間に3~4回のサッケードが起きている。普通に生活をしていると, 1日10万回以上のサッケードが起きる計算になる。サッケードの特性は, 視野の周辺に視対象を

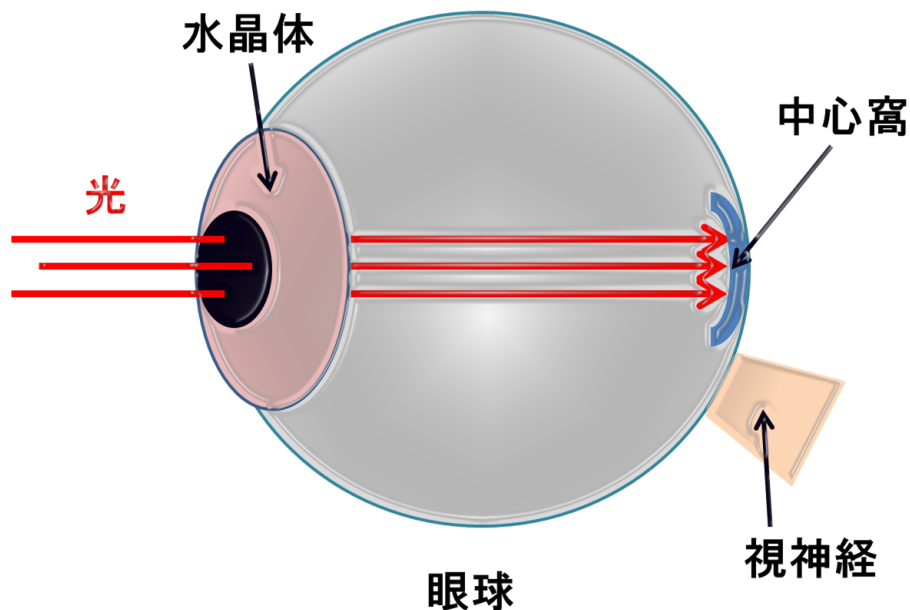


図 4.2: 網膜の中心窩模式図.

提示し、その時の視対象に対する眼球運動を計測することによって詳細に調べられてきた。まず、視対象が提示されてからサッケードが始まるまでの時間（サッケード潜時 Saccadic latency）は 200 [ms] 程度である。サッケードは、移動開始から 50 [ms] 以内には最高速度に達し、その後、減速して目標位置に到達する。この時サッケードの振幅（1 回のサッケードでの眼球の回転角度）が大きいほど最高速度も大きい。視野周辺にある視対象に対しては、1 回のサッケードでは正確にその位置に到達できない場合がある。そのような場合には、連続的に小さなサッケードが生じる。滑動性眼球運動とは、運動する視対象に追従する際に生じる眼球運動である。そのため追従眼球運動（Pursuit eye movement）ともよばれる。対象の運動速度が 30 [度/秒] 程度までは追従可能であるが、それ以上の場合には連続的なサッケードが生じる。滑動性眼球運動は、イメージ上での対象の運動や 2 次元の音源の移動など、視対象がない場合にも生じる。サッケードや滑動性眼球運動のような両眼が同じ方向に移動する眼球運動に対して、対称的な方向に移動する眼球運動が輻輳・開散運動である。両者をまとめてバーゼンス（Vergence）とよぶこともある。現在の視対象よりも近い対象に視線を移動する場合を輻輳運動（Convergent eye movement）、遠い対象に視線を移動する場合を開散運動（Divergent eye movement）とよぶ [12]。

そのほかの眼球運動には固視微動（Tremor）、ドリフト、マイクロサッケードなどがある [13,15]。これらはいずれも、サッケードとサッケードの間に視対象を注視している状態で生じる微細な眼球運動である。固視微動は 90 [Hz] 以下程度の周期的な眼球の振動である。ドリフトは、微小な連続的 eyeball の運動で、視対象を中心窩でとらえるための眼球位置の微修正機能を有していると考えられている。マイクロサッケードは、振幅の小さな急速眼球運動であり、眼球位置の微修正の機能を有していると考えられている。マイクロサッケード

に関しては、対象の知覚に関与する可能性が議論されている。注視中の微細な眼球運動によって視対象の像が投射される網膜上の位置は絶えずわずかに変化している。これらの微細な眼球運動をキャンセルするように画像を提示する方法を用いると、視対象の投射される網膜上の位置は変化しなくなる。このような静止網膜像の状態では、視対象の一部あるいは全体が完全に見えなくなる。これは網膜の視細胞の順応に起因すると考えられており、注視中の微細な眼球運動は順応による視対象の知覚の消失を防ぐ役割を担っているといえる [11, 12]。

#### 4.2.2 眼球運動と脳の注意力

眼球運動の主な目的は、視対象を中心窩でとらえることであり、その結果、視対象に対して注意を向けることになる。したがって、注意の移動が行動として顕在化したものが眼球運動であるといえる。視対象に眼球運動をした場合と、眼球は移動せずに注意だけを向けた場合の脳活動を比較した研究では、両者でほぼ共通の脳内メカニズムが関与していることが明らかになっていることから、機能的な共通性があることがわかる。ゆえに、適切な実験の設定と被験者への教示のもとでは、視線が向いている対象に注意が向けられているとみなしうる。しかし、眼球運動を伴わずに、視線方向とは異なる視野のある位置に注意の移動が可能であること、つまり視線が向けられているからといって、その対象に注意が向けられているとは限らないことも明らかにされていることから、両者には部分的な機能的独立性もある。ゆえに、眼球運動の結果から、注意の対象を特定することには限界があることも理解する必要がある [11-14]。

### 4.3 視覚探索と脳神経に関する構想

視覚とは、眼に入力された光信号を感知し、さらに光信号に含まれる外界の情報を基に外界の構造や事物の性質を推定する機能である [2]。我々の眼前には、様々な明るさや色をもち多様に動き回る多数の3次元物体が広々とした世界に展開しているように見える。一方、視覚刺激を受容する器官は眼であり、両眼の網膜に光学的に投影された網膜像 (Retinal image) を生体信号に変換した情報が計算の出発点となる [12]。我々を取り巻く外界構造のあり方に関して、眼からの情報を材料にして最も妥当な推定を行なう作業が視覚情報処理 (Visual information processing) であり、それを担う心的システムが視覚系 (Visual system) であり、その推定結果を最も生活に便利な形式で心内に表象したものがわれわれの視覚世界 (Visual world) である (図 4.3, [11, 12] を参考)。

こうして成立した視覚世界があまりに豊かに感じられるので、網膜像そのものを眺めているかのように感じられがちだが、以下の理由から考えて、脳内で視覚情報の解析が行なわれた結果が、我々の視覚体験の本質であると結論される。まずは、網膜像として得られる視覚情報は眼の動きに伴いつねに揺れ動き、視野中心に対応する中心窩 (Fovea) 付近以外は解像度が低く、視野の盲点に対応する視神経円板 (Optic disk) や網膜血管系の影の部分にお

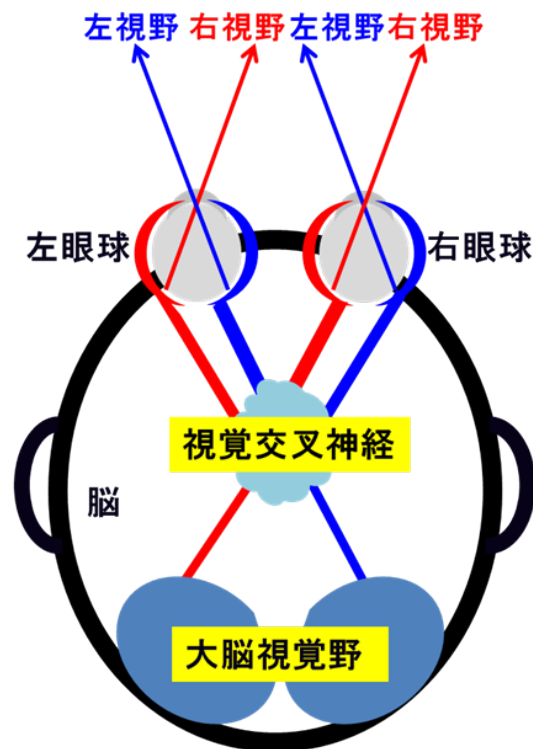


図 4.3: 視覚探索と脳神経に関する構想模式図.

いては情報が欠損しているにもかかわらず、我々の意識する世界は安定的で連続的にくっきりと感じられる。次に、網膜像を直に意識化しているなら生じないはずの神経心理学的症状として、眼に異常がなくても対象が歪む、二重に見える、距離感がない、など特定の視機能だけが損なわれることがある。最後に、もし心内で網膜像がそのまま映っているなら、いったいだれがそれを解析するのかという哲学的問題があり、心内の映像を心の中の小人的存在であるホムンクルス (Homunculus) が見て解析すると考えると、そのホムンクルスの心内で同じ問題が生じ、無限後退に陥ってしまう [2,3,12]。

視覚世界がいかに構築されるかに関しては諸説あり、解明が待たれる。「世界に関する知識」および「現在までに得られている網膜像の入力データ」から考えられる最も妥当な世界のあり方に関して、ある種の信念 (belief) あるいは「外界に関する予測」が形作られ、時々刻々入力される新しいデータと突き合わせてつねに検証され、予測誤差 (Prediction error) が生じれば新しい信念へと更新される。神経科学者や認識哲学者が提唱するこのような大枠のもとで、いかなる形式のモデルが脳内のどこに表象され、我々の視覚的意識にいかに対応するのかということは、意識の神経相関 (Neural correlate of consciousness) を探究するうえで大きな問題である [5,12]。

#### 4.4 視覚探索とスモールワールドネットワーク

視覚探索実験中の眼球運動は、視線と調査面（例えばモニタ画面）の交点において“注視点の動き”として計測され、各注視点が入線で接続された軌跡として記録される。注視点が高速で動くとサッケード、停留・微動すると固視微動と呼ばれる [13,15–19]。これまで、それらの心理学的特性に関する研究 [20–27]，時系列特性や分布の観点からの研究 [28,29] が行われてきた。

Hick の法則 [6] と眼球運動の関係に関して、幾つかの研究がなされている [14,30]。Kodera, Maeda ら [31,32] は文字盤の中から特定の文字（ターゲット）を発見する視覚探索実験を行い、視覚探索との関連で Hick の法則が成立する眼球運動のメカニズムを調べた。その結果、文字盤上において注視点が紡ぐネットワークはスモールワールド性 [33–37] を持つ可能性があることを示唆した。

本論文で述べるスモールワールドってのはネットワークの形態の一種である (図 4.4, [35] 中の図を引用)。例えば、見ず知らずの人と意外なところでつながっているときに「世間は狭いですね！（It's a small-world!）」とって驚嘆することがあるが、名称はそこから由来する。ネットワークとは数学的には言えば幾つかの点を幾つかの線をつないだ概念である。例えば、点を人に、線を知人関係に置き換えると、人と人との間に知人関係のネットワークを規定することができるが、この時の知人関係ネットワークがスモールワールド・ネットワークであるという学説が社会学の分野（とくに社会ネットワーク分析の分野）にある [35,38]。この学説に関して有名なものに、アメリカの社会心理学者 Stanley Milgram が発案したスモールワールド・メソッド (Small-world method) とよばれる手紙リレー (チェーン・レター) の手法を使った実験に関する三つの論文 (「The small-world problem」, 「An experimental study of the small world problem」, 「Acquaintance links between White and Negro populations」) [33,34] がある。ミルグラムらの実験において、「スターター (starter)」とよばれる手紙リレーの出発点となる人々は、見も知らぬ「ターゲット」とよばれる人をゴールとして、仲介者を途中に含みながら手紙リレーを行うように依頼される。スターターならびに仲介者は、自身よりターゲットに地理的および (あるいは) 社会的 (例えば職業など) に近いと思われる知人に手紙を託して行く。スターターならびに仲介者には、ターゲットの氏名、職業、就労地、出身大学、大学卒業年、就職期日、及びターゲットの旧姓と出身地などが明示される。なお、この実験における知人とは、ファースト・ネームで呼び合えるような仲かそれ以上の存在を示すと定義づけられている。実験におけるすべての手紙リレーが完結したわけではないが、完結した手紙リレーにおいてターゲットに到達するのに必要な仲介者数の平均値は、およそたったの 5 人であったという結果を得た。これは「六次の隔たり」程度で互いに面識のない二者がつながっていたということを示しており、これにより世間は狭い (スモールワールド) ということが実験により示されたということになる [35,38]。

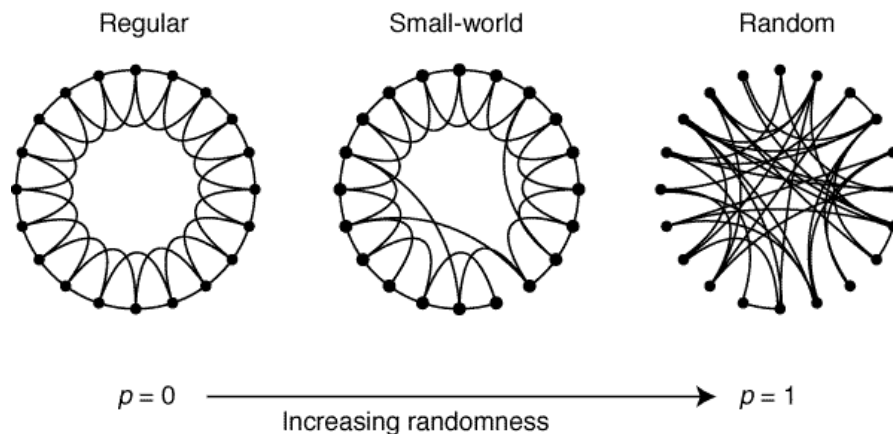


図 4.4: スモールワールドネットワーク模式図.

スモールワールド・ネットワークの形態の特徴は以下の三つのポイントにまとめることができる。

- (1) 紐帯の密度が低く,
- (2) 平均経路長は短い,
- (3) 点と点のつながりが完全にはランダムではない。

紐帯密度が低く平均経路長が短いネットワークとしては、点と点のつながりが完全にランダムなランダム・ネットワークがその代表格であるが、スモールワールド・ネットワークはランダム・ネットワークではない。なぜならば、たとえば知人関係ネットワークは、三者閉包バイアス（端的にいうと「友達の友達も友達である」確率が高いこと）や同類志向性などにより、完全にランダムではないある種のパターンをもつと考えられるからである。スモールワールド・ネットワークの特徴を具現化した有名なモデルを提唱したのが物理学をバックグラウンドにもつ Duncan J. Watts と Steven H. Strogatz である（「Collective dynamics of 'small-world' networks」, 『Small Worlds』 = 邦訳は栗原聡・佐藤進也・福田健介訳『スモールワールド』, 『Six Degrees』 = 邦訳は辻竜平・友知政樹訳『スモールワールド・ネットワーク』） [35]。ワッツらは、三者閉包バイアスや同類志向性を考慮に入れた規則的な格子状ネットワークの紐帯を徐々にランダムに掛け替えるという簡単なモデル（ $\beta$ モデルとよばれる）を導入することにより、上記の (1)(2)(3) を満たすネットワークをコンピュータ・シミュレーションを通して作りあげること成功した。この時ランダムに掛け替えられる紐帯はネットワーク中のすべての紐帯のごく一部あれば十分であることが知られている。Duncan J. Watts らのモデルの登場以来、ネットワーク研究の分野が注目を集めるようになった。

知人関係ネットワークがスモールワールド・ネットワークであるという学説には批判も存在する。たとえば、アメリカの心理学者クレインフェルド [39] はミルグラムらの実験のサ



ンプルには重大な偏りがあった（サンプリング・バイアスの問題）ということを指摘している（「The small world problem」, 「Six Degrees of Separation」, 日本語の解説は友知政樹「世間（世界）は本当に狭いのか？」）。Kleinfeld は社会階層や所得格差, 人種差別などの社会的距離の存在により, 「世間はむしろ広いのかもしれない」とさえ述べている。スモールワールド・ネットワークは知人関係ネットワークだけに見られる特徴ではない。コンピュータウイルスの流行や電力線ネットワーク, 線虫の神経細胞ネットワーク等もスモールワールド・ネットワークの特徴を備えていることが知られている [36,37] .

## 参考文献

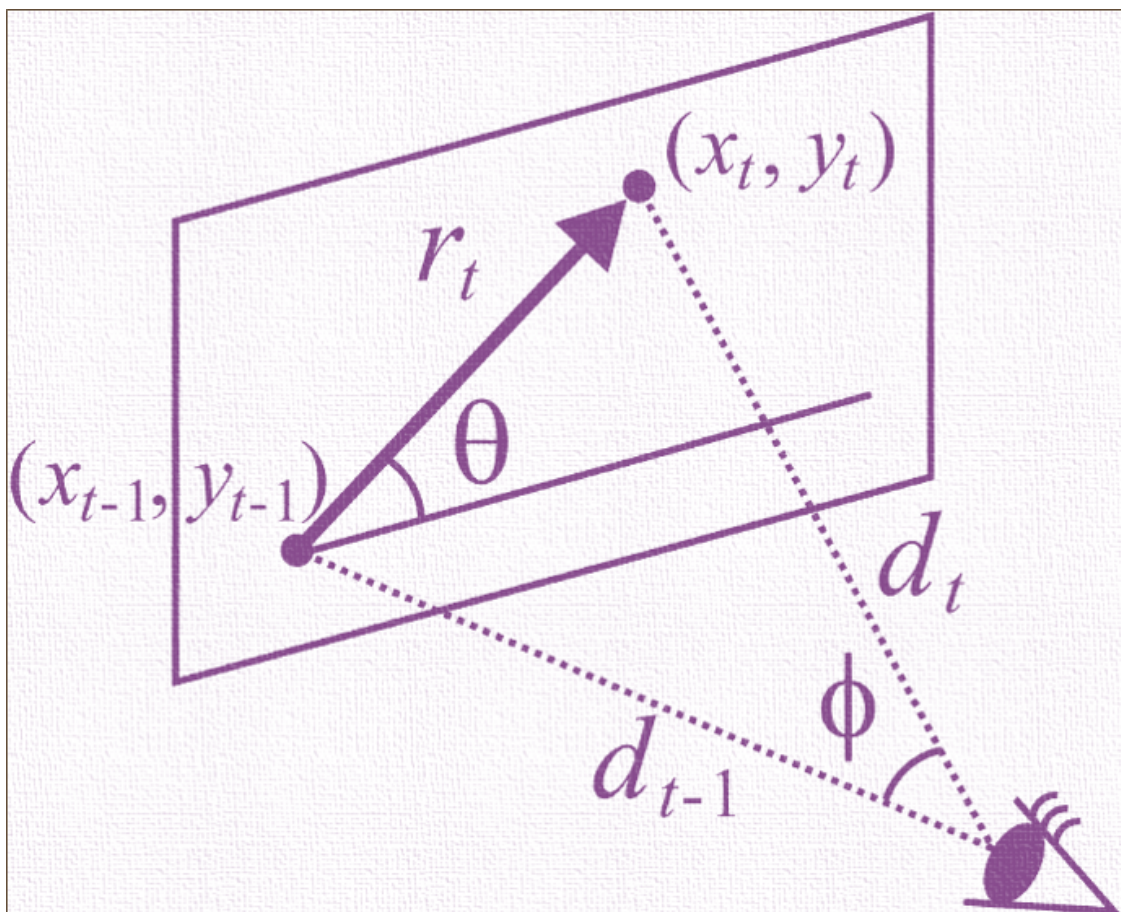
- [1] A. Treisman and S. Gormican, “Feature Analysis in early vision: Evidence from search asymmetries,” *Psychol. Rev.*, vol.95, no.1, pp.15–48, 1988.
- [2] 横澤 一彦, 熊田 孝恒, “視覚探索-現象とプロセス,” *認知科学*, Vol.3, No.4,1996.
- [3] 塩入 論, “注意と視覚探索,” *映像情報メディア学会誌*, Vol.58, No.11, pp.1619–1625, 2004.
- [4] 日比 優子, 熊田 孝恒, 山口 真美, 金沢 創, “視覚探索課題を用いた発達障害児の注意機能に関する実験的検討,” *発達研究*, Vol.26, pp.121–130, 2012.
- [5] U. Neisser, “Cognitive psychology,” Appleton Century Crofts, New York, 1967.
- [6] W.E. Hick, “On the rage of gain of information,” *Q. J. Exp. Psychol.*, Vol.4, pp.11–26, 1952.
- [7] D.W. Schneider and J.R. Anderson, “A Memory-Based Model of Hick’s Law,” *Cogn. Psychol.*, vol.62, no.3, pp.193–222, 2011.
- [8] R.W. Proctor and D.W. Schneider, “ Hick’s law for choice reaction time: a review,” *Q. J. Exp. Psychol.*, vol.71, pp.1281-1299, 2018.
- [9] B.C. Motter and E.J. Belky, “The guidance of eye movements during active visual search,” *Vision Res.*, vol.38, pp.1805–1815, 1998.
- [10] J.M. Wolfe and T.S. Horowitz, “Five factors that guide attention in visual search,” *Nat. Human behav.* vol.1, pp.1–8, 2017.
- [11] コトバンク編, “心理学事典の解説—視覚探索,” 朝倉書店.
- [12] 林正 健二, 小田切 陽一, 武田 多一, 浅見 一羊, 武田 裕子, “人体の構造と機能,” 医学書院 (第3版), 2011.
- [13] 小濱 剛, 新開 憲, 白井 支朗, “マイクロサッケードの解析に基づく視覚的注意の定量的測定の試み,” *映像情報メディア学会誌*, vol.52, no.4, pp.571–576, 1998.
- [14] K. Kveraga, L. Boucher, and H.C. Hughes, “Saccades operate in violation of Hicks law,” *Exp. Brain. Res.*, vol.146, pp.307–314, 2002.
- [15] A.L. Yarbus, “Eye movement and vision,” Plenum Press, pp.103–127, 1987.
- [16] 苧阪 良二, 中溝 幸夫, 古賀 一男, “眼球運動の実験心理学,” 名古屋大学出版会, 1993.
- [17] J.M. Findlay, I.D. Gilchrist, and H. shitoshi, “Active vision,” 北大路書房, 2006.
- [18] 川上 隼斗, 笹田 裕太, 五十嵐 覚, 秋田 純一, “サッケード追尾可能な視線計測カメラの開発とそれを用いるインタラクションの可能性,” *情処学論*, vol.56, no.4, pp.1174–1183,

- 2015.
- [19] 惠本序 珠亜, 平田 豊, “曇み込みニューラルネットワークによる実時間マイクロサッケード検出,” 信学論, vol.J101-D, no.2, pp.456–467, 2018.
- [20] C. Araujo, E. Kowler, and M. Pavel, “Eye movements during visual search: the costs of choosing the optimal path,” *Vision Res.*, vol.41, pp.3613–3625, 2001.
- [21] J.O. Millan, X.G. Troncoso, S.L. Macknik, I.S. Pedraza, and S.M. Conde, “Saccades and microsaccades during visual fixation, exploration, and search: Foundations for a common saccadic generator,” *J. Vision*, vol.8, no.14, pp.1–18, 2008.
- [22] E.A.B. Over, I.T.C. Hooge, B.N.S. Vlaskamp, and C.J. Erkelens “Coarse-to-fine eye movement strategy in visual search,” *Vision Res.*, vol.47, pp.2272–2280, 2007.
- [23] R.P.N. Rao, G.J. Zelinsky, M. M. Hayhoe, and D.H. Ballard, “Eye movements in iconic visual search,” *Vision Res.*, vol.42, no.11, pp.1447–1463, 2002.
- [24] J. Najemnik and W.S. Geisler, “Optimal eye movement strategies in visual search,” *Nature*, vol.434, pp.387–391, 2005.
- [25] T. Drew, S.E.P. Boettcher, and J.M. Wolfe, “One visual search, many memory searches: An eye-tracking investigation of hybrid search,” *J. Vision*, vol.17, no.11:5, pp.1–10, 2017.
- [26] H.M. Schill, M.S. Cain, E.L. Josephs, and J.M. Wolfe, “Axis of rotation as a basic feature in visual search,” *Atten. Percept. Psychophys.*, <https://doi.org/10.3758/s13414-019-01834-0>, 2019.
- [27] C. Robbins and P. Chapman, “How does drivers’ visual search change as a function of experience? A systematic review and meta-analysis,” *Accident Analysis and Prevention*, vol.132, 105266, 2019.
- [28] H.F. Credidio, E.N. Teixeira, S.D.S. Reis, and A.A. Moreira, “Statistical patterns of visual search for hidden objects,” *Sci. Rep.*, vol.2, no.1, pp.1–6, 2012.
- [29] D. Mirman, J.R. Irwin, and D.G. Stephen, “Eye movement dynamics and cognitive self-organization in typical and atypical development,” *Cogn. Neurodyn.*, vol.6, pp. 61–73, 2012.
- [30] B.M. Lawrence, A.S. John, R.A. Abrams, and L.H. Snyder, “An anti-Hick’s effect in monkey and human saccade reaction times,” *J. Vision*, vol.8, no.3, pp.1–7, 2008.
- [31] R. Kodera and Y. Maeda, “Implicit hidden small-world network that controls the movement of the eye in a visual search,” *IEEE, Int. Conf. SMC*, pp.1846–1849, 2017.
- [32] R. Kodera, S. Tanahashi, A. Iijima, and Y. Maeda, “Measurement of eye movement in visual search for a target symbol and simulation to construct a small-world network,” *Adv. Biomed. Eng.*, vol.6, pp.129–133, 2017.
- [33] S. Milgram, “The small world problem,” *Psychol. Today*, vol.1, no.1, pp.61–67, 1967.

- 
- [34] J. Travers and S. Milgram, “An experimental study of the small world problem,” *Sociometry*, vol. 32, no. 4, pp.425–443, 1969.
- [35] D.J. Watts and S.H. Strogatz, “Collective dynamics of ‘small-world’ networks,” *Nature*, vol.393, pp.440–442, 1998.
- [36] 増田 直紀, 今野 紀雄, “複雑ネットワーク,” 近代科学社,” 2010.
- [37] 矢久保 考介, “複雑ネットワークとその構造,” 共立出版, 2013.
- [38] 栗原 聡, 佐藤 進也, 福田 健介, “スモールワールドネットワークの構想とダイナミクス,” 東京電機大学出版局, 2006.
- [39] J.S. Kleinfield, “The small world problem,” *Society*, vol.39(2), pp.61–66, Springer, New York, 2002.

## 第5章

視覚探索時の注視点ネットワークが示すスモールワールド性に関する評価



## 5.1 はじめに

第4章では、視覚探索実験で選択肢の中から特定のターゲットを探すことを視覚探索と呼び、この視覚探索時に注視点が生じたネットワークはスモールワールド性を持つ可能性があることを示唆した。スモールワールド性は、平均クラスタ係数がノード数に依存せず大きいという条件と、平均ノード間距離がノード数に比べて小さいという条件の2つの条件を満たすネットワークで観察される [1–3]。ノードを注視点に対応付けると、平均クラスタ係数は固視微動に、平均ノード間距離はサッケードの長さに対応付けられる。もし我々が提唱する“注視点は陽には見えないスモールワールドネットワーク上を動く”という仮説が真であるならば、眼球運動とは広範に散らばった文字群を認知的に狭い範囲に集約させる運動でもあり、それゆえターゲットへの反応時間も短くなるといえるだろう。

ただし、文献 [4,5] では眼球運動計測をサンプリング周波数 30 [Hz] で実施しており、スモールワールド性に大きく貢献すると考えられるサッケードは計測できているものの、ターゲットの認知に必要と考えられている固視微動を必ずしも計測していなかった。そこで 500 [Hz] の計測装置を用いて、小寺、前田ら [6] は実験参加者 13 名（有効数 11 名）の注視点時系列データとその分布から、擬似注視点を逐次生成するモデルを提案した。しかし、注視点の動きの背後に仮定される“見えないネットワーク”がスモールワールド性を有することの確認には至らなかった。

本研究の目的は、“注視点の動きの背後に陽には見えないスモールワールドネットワークが存在する”という仮説を検証することである。そこで 500 [Hz] の計測装置を用いて視覚探索実験を行い、実験データに基づくネットワークを文字盤上で設計する。文献 [6] と同じ実験 (5.2 参照) で実験参加者をさらに 6 名追加し（有効数 5 名）、計 19 名（有効数 16 名）のデータのうちからランダムに選ばれたデータを用いる。サッケードの出現比を制御パラメータとして、それが実験データと一致するとき、ネットワークが相対的に強いスモールワールド性を有することを示す。

## 5.2 実験方法

### 5.2.1 眼球運動計測装置と実験参加者

視覚探索実験において、眼球運動は iView X Hi-Speed (SMI, Teltow, Germany, サンプリング周波数 500 [Hz]) によって注視点（単位は pixel）として計測された。実験参加者は晴眼の男子大学生 19 名であり、そのうち、左右の注視点 (Gazing point) データが異なるものと、キャリブレーション精度の低かった 3 名は除外し、16 名の右目の注視点データを分析に用いた。実験参加者の頭部は、顎台と歯型を噛むことによって固定された。

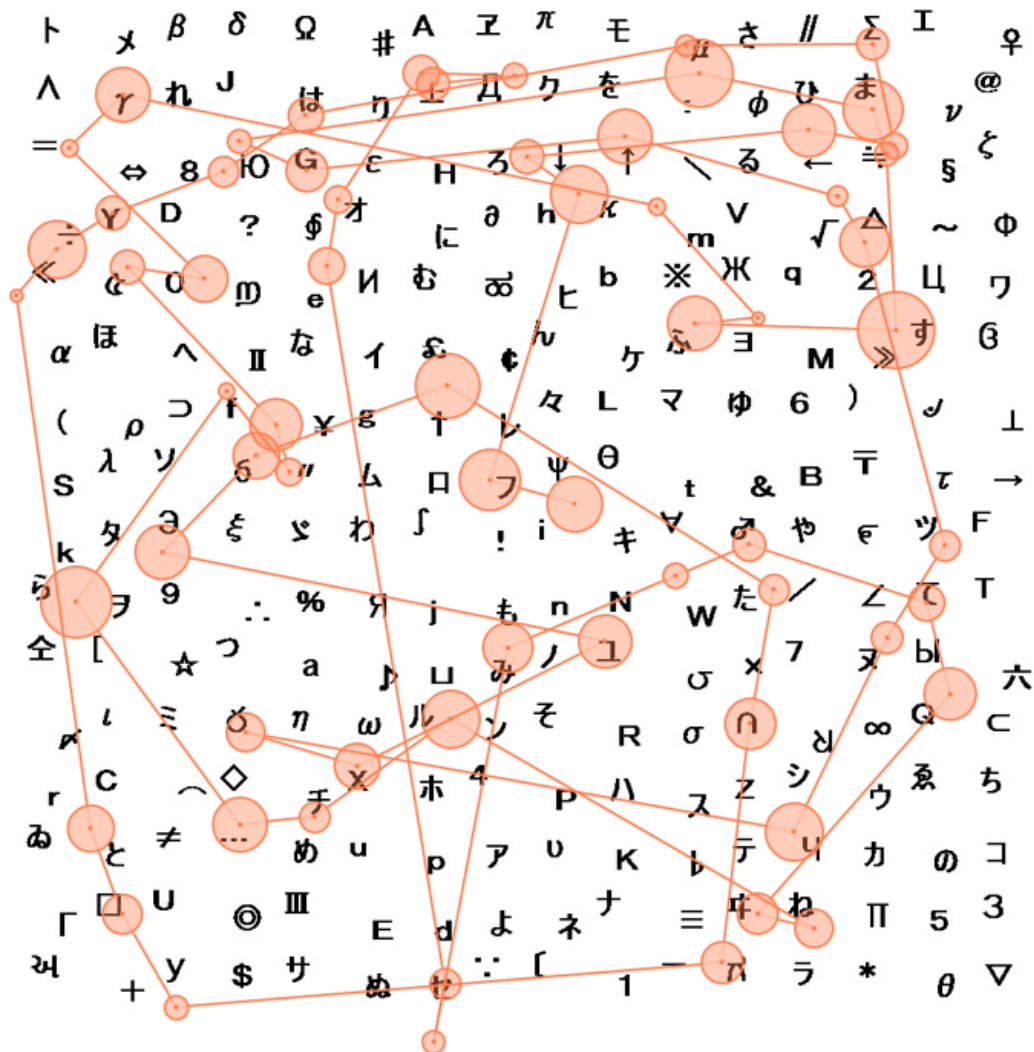


図 5.1: 文字盤と注視点の動き (直線の長さはサッケードの移動長を, 円の半径は固視微動の停滞時間を表す).

### 5.2.2 文字盤

実験で使用した文字盤を図 5.1 に示す. 文字盤は 27 型ディスプレイ (横 1,920 [pixel] × 縦 1,080 [pixel]) に提示され, 部屋の照度は約 270 [lx] であった. 実験参加者がディスプレイの中心を見た状態を初期状態とし, 実験参加者とディスプレイの距離 (約 600 [mm]) を用いて, 単位を pixel から mm に変更した. ディスプレイは横 524 [mm] × 縦 295 [mm] である.

実験参加者には事前にインフォームドコンセントを行い, 実験内容, 実験手順および実験結果による効果を説明した. 実験への参加について同意を得て実験を行った. 本実験は新潟大学倫理審査委員会の承認済 (承認番号: No.3005).

文字は  $16 \times 16$  の正方領域に配置され、文字 1 個あたりディスプレイ上で約 8 [mm] 四方、文字間距離も約 8 [mm] である。ひらがな、カタカナ、ローマ字、ギリシャ文字、キリル文字、カナダ文字、その他の記号から 256 文字が選ばれランダムに配置される。数字 0 とアルファベット O のように互いに似た文字は除かれる。整列を崩すためにそれぞれの文字の位置は、上下左右方向に中心位置から最大 50% でランダムに再配置される。注視点の動きが水平や垂直等、特定方向に誘発されることを防ぐためである (図 1 参照)。

### 5.2.3 実験プロトコル

実験参加者一人あたり計 6 回の探索実験が行われた。3 回目と 4 回目の間に休憩を入れ、1 回目と 4 回目の開始前にキャリブレーションを行った。各回においてターゲットになる文字を実験参加者に 10 [s] 提示し、その後、自動的に文字盤に切り替えることで探索開始とした。ターゲットと文字盤の文字配置はランダムに変えられた。実験参加者がターゲットを発見できないときは最大 60 [s] でその回の探索実験を終了することとし、ターゲットを発見したときはボタン押下でその旨を報告した。

前半 1~3 回と後半 4~6 回で、それぞれ 1 回分、ターゲットを意図的にダミー文字に差し替えた文字盤を実験参加者に知らせないで使用した。この場合、ターゲットを発見することは出来ないで、ダミー文字に差し替えられた実験の反応時間はすべて 60 [s] (500 [Hz] あるいは 0.002 [s] 計測なので 30000 データ) である。今回注目するのは、ダミー文字探索実験の注視点データである。実験参加者がダミー文字を誤って記憶し、ターゲットを発見したと誤報告する場合は分析から除かれる\*1。また、実験参加者一人あたりにつき、ダミー探索実験の注視点データは 2 回分 (30000 データが 2 つ) あるが、故意に良いデータが分析に用いられることを防ぐため、それらの中からランダムに 1 回分が選ばれた。こうして得られた 16 名分のデータが分析された。

### 5.2.4 注視点位置の計測と注視点移動長

iView X Hi-Speed からは、眼球運動データとして探索時間、離散時刻  $t$  における瞳孔径とディスプレイ上の注視点データ  $(u_t, v_t)$  が pixel 単位で得られる。mm 単位の注視点データ  $(x_t, y_t)$  を得るため、ディスプレイサイズの横 1,920 [pixel] (524 [mm])、縦 1,080 [pixel] (295 [mm]) を用いて、

$$x_t = 524u_t/1920, \quad (5.1)$$

$$y_t = 295v_t/1080, \quad (5.2)$$

と変換した。1 pixel は眼球角度\*2で約 0.03 [deg] であり、同様に 1 [mm] は約 0.1 [deg]

\*1 結果的に、そのような実験参加者はいなかった。

\*2 文字盤上の 2 つの注視点と眼球中心を結んだ線分の間の角度。



に相当する。離散時刻  $t-1$  と  $t$  の間の注視点移動長  $r_t$  は、 $(x_t, y_t)$  と  $(x_{t-1}, y_{t-1})$  から、

$$r_t = \sqrt{(x_t - x_{t-1})^2 + (y_t - y_{t-1})^2}, \quad (5.3)$$

で求めた。瞳孔径が0として計測されるときは、実験参加者が不随意的に瞬目していることを表す。そのような注視点座標は分析から除かれた。

### 5.2.5 注視点移動長からのサッケードの分離

注視点移動長は大きく固視微動とサッケードに分類され、固視微動はさらにトレモア、ドリフト、マイクロサッケードに分類される。注視点移動長の中からサッケードを抽出する研究 [7-10] や、固視微動の中でも大きなマイクロサッケードを抽出する研究 [11]、サッケードとマイクロサッケードがひとつの生理学的システムから生成されるとする研究 [12] がある。本研究ではサッケードを抽出する手法 [7-10] を採用し、サッケードとして抽出されなかった注視点移動長をすべて固視微動とみなした。本研究では固視微動を詳細に分類しない。

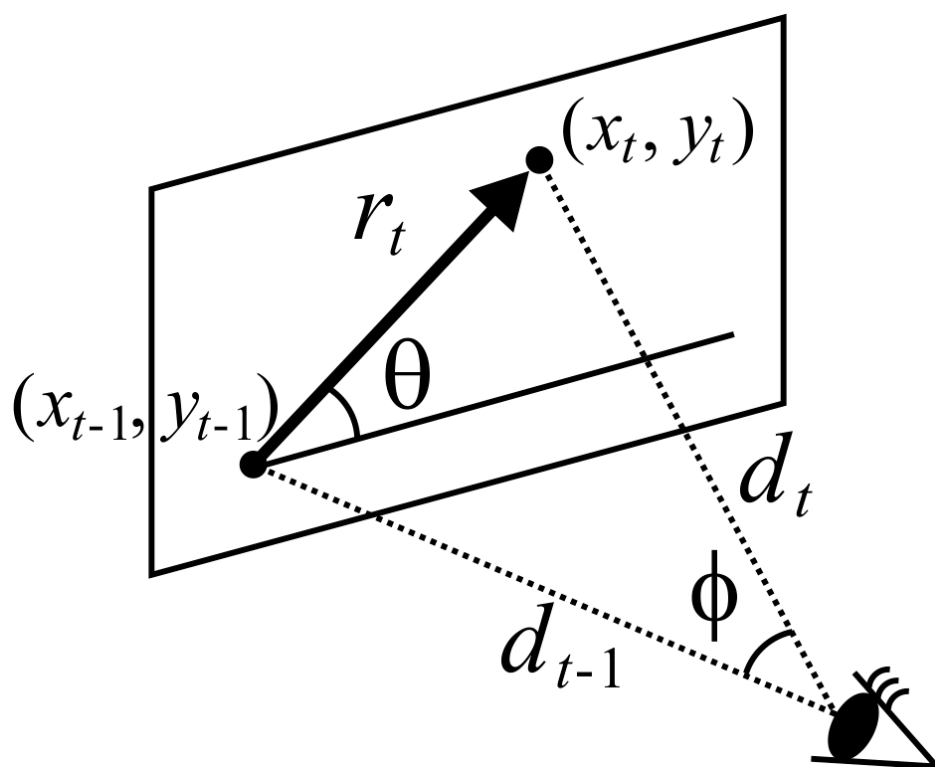


図 5.2: 眼球角度  $\phi$  とサッケード角  $\theta$  の模式図.

注視点位置  $(x_t, y_t)$  から実験参加者までの距離を  $d_t$ 、注視点位置  $(x_{t-1}, y_{t-1})$  から実験

参加者までの距離を  $d_{t-1}$  とする.  $d_t$ ,  $d_{t-1}$  と注視点移動長  $r_t$  を用いて, 眼球角度  $\phi$  を,

$$\phi = \arccos\left(\frac{d_t^2 + d_{t-1}^2 - r_t^2}{2d_t d_{t-1}}\right), \quad (5.4)$$

と定義する (余弦定理).

眼球角度の速度  $\dot{\phi} \geq 30$  [deg/s], または加速度  $\ddot{\phi} \geq 8,000$  [deg/s<sup>2</sup>] を満たす. 注視点移動長  $r_t$  をサックード・セグメントとする [7-10]. 連続したサックード・セグメントはひとつのサックード\*<sup>3</sup>となるので, 最初のサックード・セグメントの開始位置から最後のサックード・セグメントの終了位置までの最短距離をサックード長  $\gamma$  とした. サックードとして注視点移動するとき, その経過時間の殆どは 0.002 [s] 以上になる. また, 水平右方向を正の向きとして反時計回りの角度でサックード角  $\theta$  を表した ( $0 < \theta \leq 360$ ). 眼球角度  $\phi$  とサックード角  $\theta$  の模式図を図 5.2 に示す.

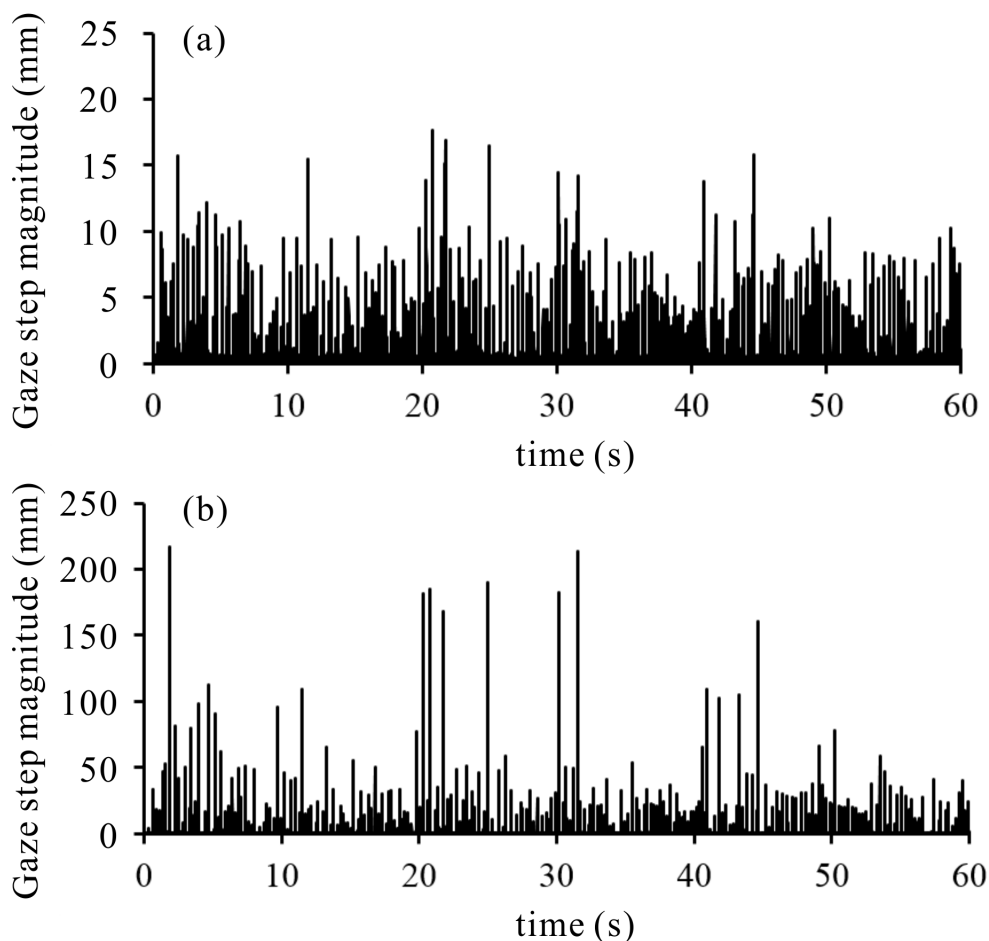


図 5.3: (a) サックードをひとつにまとめる前の注視点移動長の時系列の例. (b) (a) においてサックードをひとつにまとめた.

\*<sup>3</sup> さらに眼球角度が 0.1 度以上のものを厳選した.

### 5.3 実験結果

図 5.3 に 16 名の実験参加者のうち、新たに追加した有効な実験参加者 1 名の注視点移動長時系列データを示す（横軸は時間）．図 5.3(a) はサンプリング周期が 0.002 [s] の時系列であり，図 5.3(b) は 5.2.5 節の方法を用いて注視点移動長の中にサッケード  $\gamma$  を含めたものである．例えばサッケード・セグメント  $r_{t-2}$ ,  $r_{t-1}$ ,  $r_t$  という注視点移動長の時系列は，時刻  $t-2$ ,  $t-1$  の値を 0 とし，時刻  $t$  において  $\gamma$  としてまとめて与えられる．図 5.3(a) と図 5.3(b) の違いは縦軸のスケールに現れる．図 5.3(a) では注視点移動長（縦軸）の最大値が 16 [mm] 程度であるが，図 5.3(b) では最大で 200 [mm] を超える場合があった．他の 15 名の実験参加者の時系列データも同様の傾向を示した．

#### 5.3.1 サッケード

サッケード長を 1 [mm] ごと（例えば 0~1 [mm] を“1 [mm]”とラベリング）に振り分け，実験参加者 16 名で平均した頻度分布を図 5.4(a) に，サッケード角を 10 度ごと（例えば 0~10 度を“10 度”とラベリング）に振り分け，16 名で平均した頻度分布を図 5.4(b) に示す．縦軸の平均頻度は四捨五入されて整数で表され，例えばサッケード長が 2 [mm] のときの頻度は 482 であり（図 5.4(a) のグラフ上に例として 3 つだけ頻度を示す），サッケード角が 10 度のときの頻度は 33 である．

サッケード長の最小値は 2 [mm] であり，最大値は 94 [mm]，およそ 100 [mm] であった．図 5.3(b) の時系列において，サッケード長が 100 [mm] を超えるデータが少数存在するが，16 名の平均値を求めると頻度が 0.5 未満となり，四捨五入されて図 5.4(a) の頻度分布に残らなかった．また，サッケード長  $\gamma$  とそれに要する時間（サッケード継続時間  $\tau$ ）の関係を図 5.5 に示す．全実験参加者のサッケード長 100 [mm] 以下，サッケード時間 0.1 [s] 以下の範囲（全データの 98 %）を散布図として示した．このとき，原点を通る回帰直線は，

$$\tau = 0.0006\gamma, \quad (R^2 = 0.47) \quad (5.5)$$

で与えられ，その傾きは約 0.0006 であった\*4．

一方，サッケード角は図 5.4(b) において，0 度（右），90 度（上），180 度（左），270 度（下）に多く頻度が現れた．図 5.1 の視覚探索例においても，上下左右方向への動きが顕著であることが確認できる．45 度（右上），135 度（左上），225 度（左下），315 度（右下）の頻度は，上下左右の半分弱であった．

\*4 縦軸に小さなオフセットを入れると  $R^2$  は増加するが， $\gamma = 0$  で  $\tau \neq 0$  の物理学的な説明が困難であることから，今回は原点を通る直線で近似した．正確には  $\tau$  は  $\gamma$  の非線形関数で表されるだろう．今後の検討課題とする．

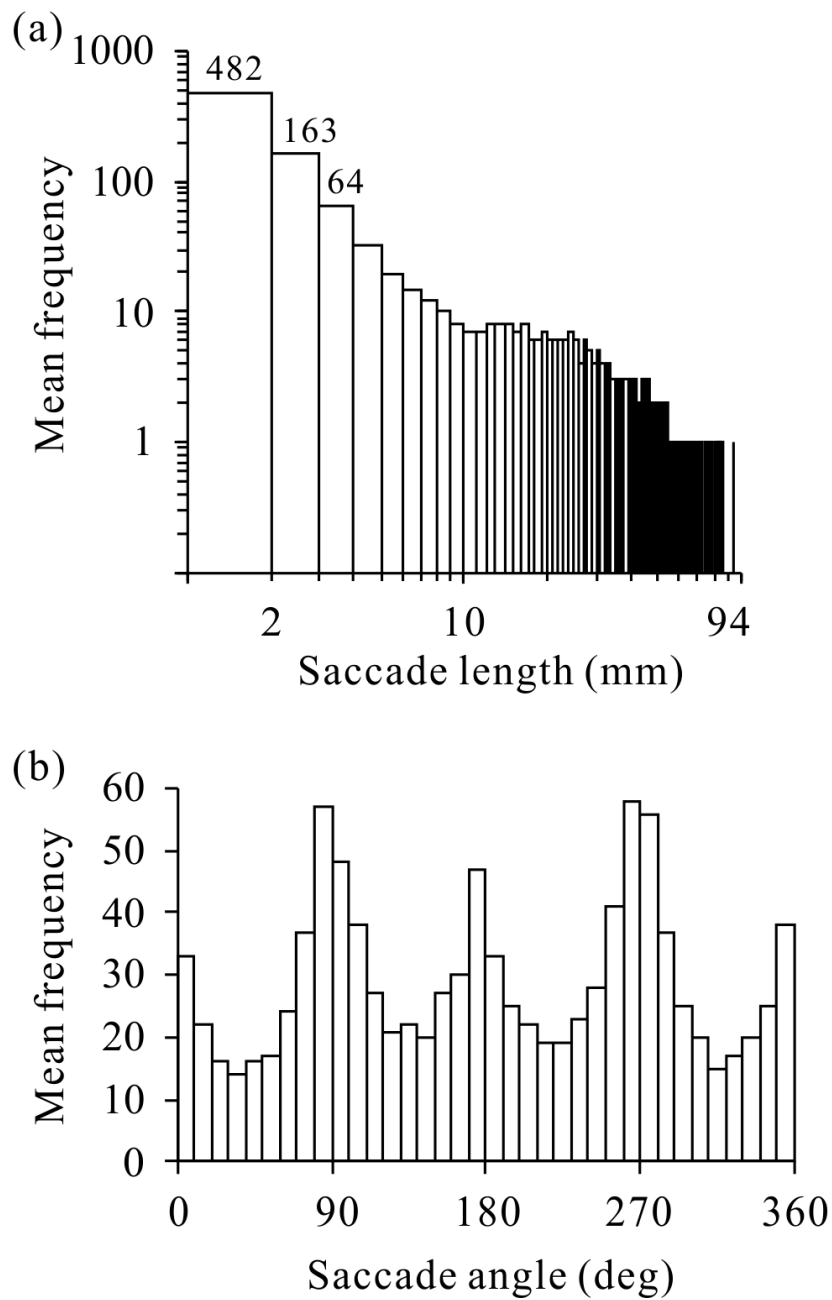


図 5.4: (a) サッケードの平均移動長の分布. (b) サッケードの平均角度の分布.

### 5.3.2 固視微動

サッケードが終了すると固視微動が開始する. 16 名の実験参加者のそれらを 1 [mm] ごと (0~1 [mm] を “1 [mm]” とラベリング) に振り分けると, 1 [mm] (22,597 個, 出現率 98.7 %) と 2 [mm] (287 個, 出現率 1.3 %) の 2 種類の固視微動長が観察された. 2 種類の

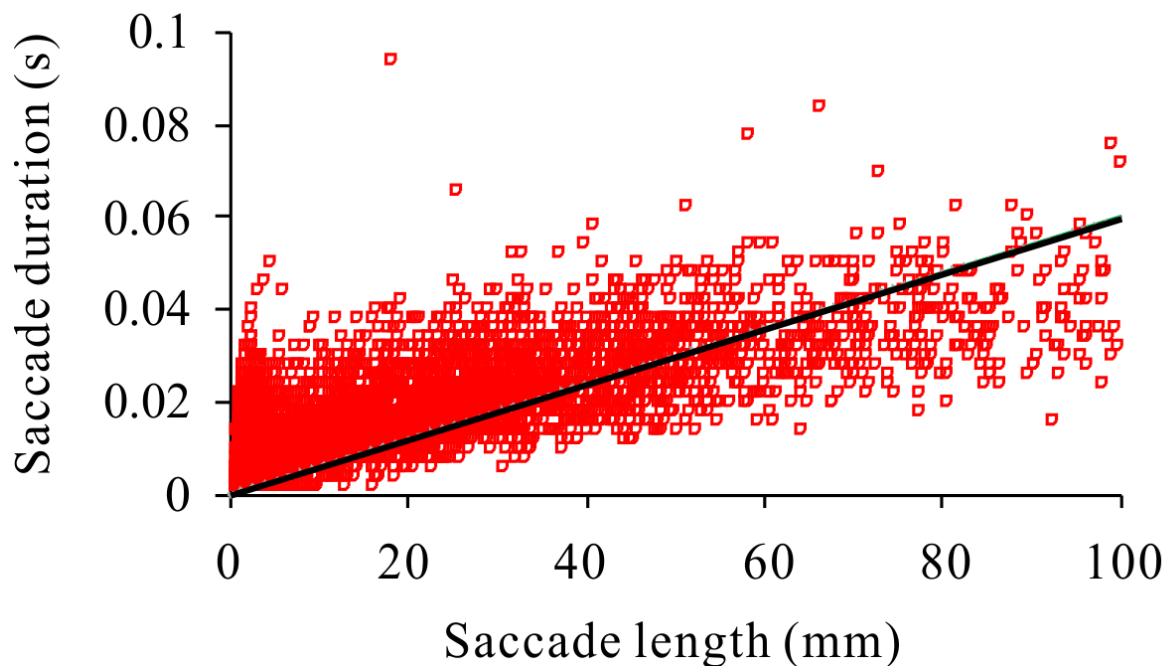


図 5.5: サッケード長とサッケード継続時間の関係。

固視微動長は共に 0.002 [s] で出現し、方向性を持たない [13] ため、全方向にランダムに出現する傾向にあった。5.3.1 節より、サッケード長の最小値ラベルは 2 [mm] であり、1~2 [mm] の区間はサッケードと固視微動が入り混じる。その理由は、固視微動とサッケードの境界で注視点に揺らぎが生じたからであった。サッケードの分離条件 (5.2.5 参照) を改善することで、注視点の揺らぎをサッケードに吸収させることができると考えられるが、今後の課題とする。

続いて、各実験参加者の固視微動継続時間 (あるいはサッケード間隔) を 0.002 [s] ごと (0~0.002 [s] を “0.002 [s]” とラベリング) に振り分け、16 名で平均した頻度分布を図 5.6 に示す。縦軸の平均頻度は四捨五入されて整数で表され、例えば固視微動継続時間が 0.002 [s] のときの頻度は 134 である (図 5.6 のグラフ上に例として 3 つだけ頻度を示す)。固視微動継続時間の最小値は 0.002 [s]、最大値は 0.334 [s] であった。小さな固視微動継続時間は、前述の “固視微動とサッケードの境界での注視点の揺らぎ” で生じていることを確認した。これもサッケードの分離条件 (5.2.5 参照) を変更することで改善できると考えられるが、今後の課題とする。

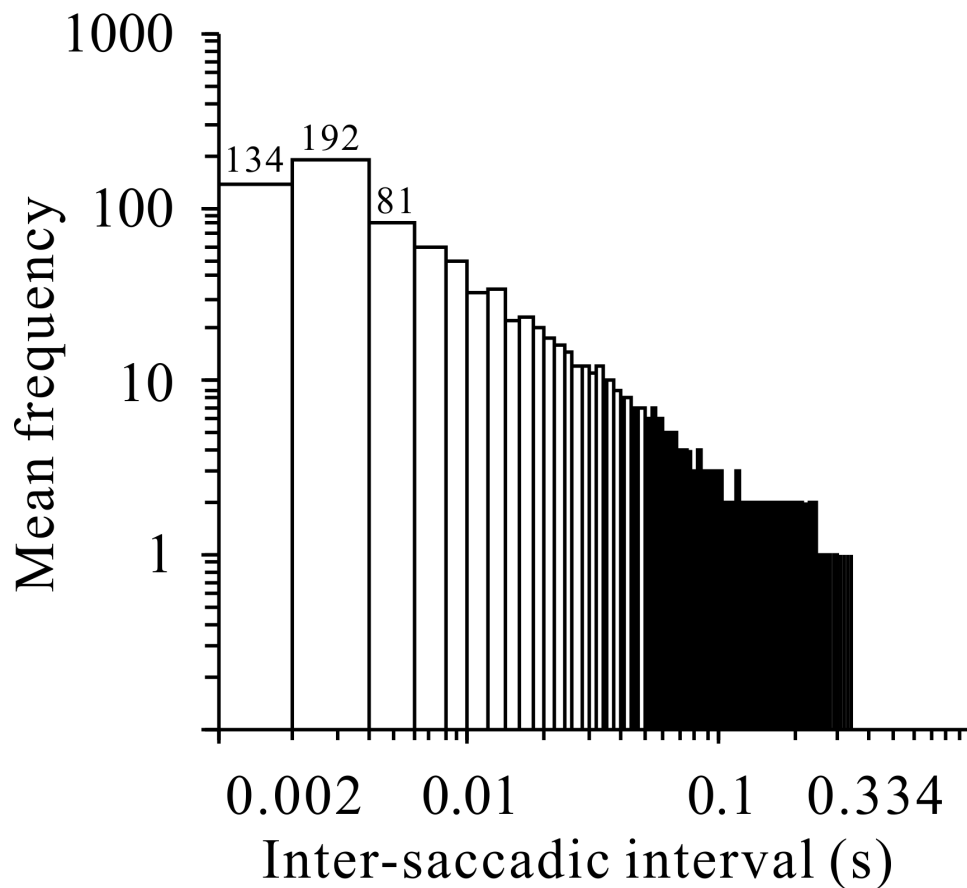


図 5.6: 固視微動継続時間.

### 5.3.3 固視微動とサッケードの出現比

16名のデータから求めた固視微動とサッケードの平均回数をそれぞれ  $n_f$ ,  $n_s$  とする。このとき、

$$p = \frac{n_s}{n_f + n_s}, \quad (5.6)$$

は注視点移動長全体に占めるサッケードの出現比を表す。具体的には、 $n_f = 22,883.5$ ,  $n_s = 1,033.7$  であった。よって、実際の眼球運動におけるサッケードの出現比は約  $p = 0.043$  であり、この値を  $p^*$  とする。

### 5.3.4 実験結果のまとめ

16名の平均値として、固視微動は1 [mm] 移動長と2 [mm] 移動長であった。その継続時間は分布として図 5.6 となった。同様にして、サッケードは移動長が図 5.4(a) の分布とし

て、角度が図 5.4(b) の分布として得られた。継続時間は移動長との関係から図 5.5 の回帰直線を得た。以上を表 5.3.4 にまとめる。以後では、便宜上、500 [Hz] 計測によって決められる時間ステップ 0.002 [s] を 1 [Ts] (unit time あるいは単位時間) と呼ぶことにする。1 [s] は 500 [Ts] である。

## 5.4 注視点の移動経路ネットワークの設計

Watts と Strogatz [1] は格子ネットワーク (Lattice network) のパスをある確率でショートカットへ置き換えてネットワークを構成し、高クラスタ条件と短距離条件からネットワークのスモールワールド性を確かめた。本研究でも同様の手法で注視点が動くネットワークのスモールワールド性を確かめる。まず、固視微動の動きの道筋を与える格子ネットワークを設計する。

続いて、格子ネットワークのパスをサッケードの経路となるショートカットに置き換えることで、幾つかのネットワークを設計する。ショートカットへ置き換える確率はサッケードの出現比  $p$  であり、 $p = 0$  は格子ネットワークを表し、 $p = 1$  はサッケードのみからなる非格子ネットワーク\*5を表す。双方ともに仮想的なネットワークであり、実際の注視点はその中間 ( $0 < p < 1$ ) のネットワーク上を動く。

### 5.4.1 格子ネットワーク

まず、1 [mm] と 2 [mm] の移動長を持つ固視微動が動く格子ネットワーク ( $p = 0$ ) を設計する。実験で使用した文字は 5.2.2 節で述べたように約 8 [mm] 四方であり、文字間も約 8 [mm] であったことから、文字盤は約 256 [mm] 四方である。全ノード数  $N_{node} = 256 \times 256 = 65,536$  個を格子状に配置し、注視点の文字盤上で動くことのできる領域とした。これらノードがマンハッタン距離で 2 [mm] までのノード群 (12 個のノード) と接続するものとした。あるノード (図 5.7 の黒色ノード) の 12 近傍のうち上下左右の 4 近傍 (図 5.7 の灰色ノード) は固視微動 1 [mm] で注視点の動くことのできるノードであり、その周囲の 8 近傍 (図 5.7 の白色ノード) は固視微動 2 [mm] で注視点の動くことのできるノードに対応する (図 5.7 の点線白色ノードは黒丸ノードとパスで接続されない)。文字盤の境界付近で

表 5.1: 実験結果のまとめ。

	移動長	移動方向	継続時間
固視微動	1 [mm] (98.7%), 2 [mm] (1.3%)	ランダム	図 5.6 の分布
サッケード	図 5.4(a) の分布	図 5.4(b) の分布	図 5.5 の回帰直線 $\tau = 0.0006\gamma$

\*5 Watts と Strogatz では低クラスタ条件と短距離条件を満たすランダムグラフであるが、本論文での非格子ネットワークはサッケード長によってショートカットの長さが制限されるため、厳密にはランダムグラフではない。

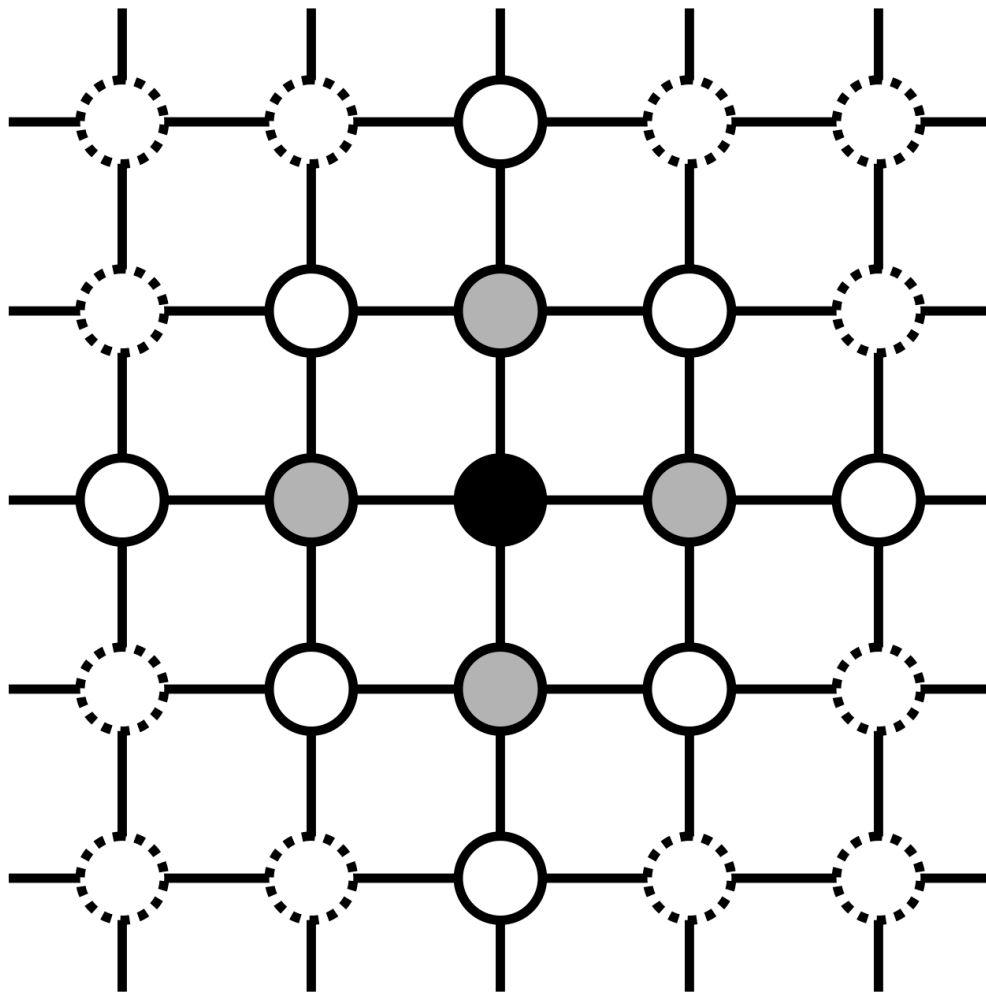


図 5.7: 各ノードの近傍. 中央の黒色ノードから見て, マンハッタン距離 1 の 4 近傍ノード (灰色ノード) とマンハッタン距離 2 の 8 近傍ノード (白色ノード).

は 12 近傍未満であることに注意する\*6. よって, 全パス数  $N_{path}$  は  $256^2 \times 12/2 = 393,216$  より小さく,  $N_{path} = 390,658$  である.

#### 5.4.2 格子ネットワークにショートカットを追加

サッケードの出現比  $p$  を用いてパスをショートカットに置き換える. 例えば  $p = 0.1$  のとき, 全パス数の 10%, すなわち  $0.1N_{path} = 39,065.8 \simeq 39,066$  のパスがショートカットに置き換えられる. 置き換え方法は以下である. まず注視点を中心ノード付近にとる. 固視微動継続時間の分布 (図 5.6) から確率的に固視微動継続時間を取り出し, 単位時間 (単位は Ts) に変換する. 注視点を単位時間だけ固視微動として移動させる. 移動長 1

\*6 11 近傍が 1,008 個, 10 近傍が 4 個, 8 近傍が 1,008 個, 7 近傍が 8 個, 5 近傍が 4 個の計 2,032 ノードは 12 近傍ではない.



[mm] (4 近傍) と移動長 2 [mm] (8 近傍) がそれぞれ確率 0.987, 0.013 で選ばれ、その後、4 近傍あるいは 8 近傍の中からランダムに選ばれた 1 本のパスの上を注視点が移動する。

固視微動継続時間 (単位時間) だけ注視点が移動すると、現在ノードに接続しているパスの中からランダムにひとつのパスを削除し、ショートカット (サッケードが動くパス) を設置する。その移動長は図 5.4(a) から、移動方向は図 5.4(b) から確率的に決められる\*7。設置されたショートカットの先が必ずしもノード上にあるとは限らない。ノード上にない場合は、移動長  $\gamma$ , 角度  $\theta$  を用いて、水平方向の移動長を  $\lfloor \gamma \cos \theta + 0.5 \rfloor$ , 垂直方向の移動長を  $\lfloor \gamma \sin \theta + 0.5 \rfloor$  とすることでサッケードの移動先を近似的にノード上に制限する。ここで、床関数  $\lfloor x \rfloor$  は実数  $x$  以下の最大の整数を表し、 $\lfloor x + 0.5 \rfloor$  は  $x$  を四捨五入して整数化することを表す。サッケードの出現比  $p$  で決まる数と同数になるまで、ネットワーク上にショートカットが設置される。パスをショートカットに置き換えているので  $N_{path}$  は増加せず一定である。Watts と Strogatz [1] に従って、サッケードが発生するノードでは 12 近傍のパス数をひとつ減少させたが、注視点の移動経路ネットワークとしては  $p \simeq p^* = 0.043$  で不必要に近傍のパス数が減少していないので問題ない。

### 5.4.3 評価指標

サッケードの出現比  $p$  を制御パラメータとして変化させるとき、注視点の動きの背後ネットワークがスモールワールド性を示すならば、大きい平均クラスタ係数と短い平均ノード間距離の 2 条件が満たされる。これら条件に関わる数学的指標は平均クラスタ係数  $C(p)$  と平均ノード間距離  $L(p)$  (それぞれ  $p$  の関数) である。本節では関数表記を省略し、単に  $C, L$  と表す。

$k_i$  をノード  $i$  とパスで接続されるノード数 (つまり次数),  $m_i$  をノード  $i$  の隣接ノード間を接続するパス数 (つまり 3 つのノードが互いにパスで接続され三角形の数) とすると、クラスタ係数の標本平均  $C$  は、

$$C = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{m_i}{\binom{k_i}{2}} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{2m_i}{k_i(k_i - 1)}, \quad (5.7)$$

で与えられる [1-3]。ここで、 $n$  は  $N_{node} = 65,536$  のノードの中からランダムに選ばれた互いに異なるノードの個数を表す。第 2 項の分母は  $i$  番目のノードに接続する  $k_i$  個のパスの中から 2 個のパスを選ぶ組み合わせ数を表す。 $C$  は無次元量で 0 から 1 までの実数値をとる ( $C = 1$  は完全グラフを表す)。任意のノード  $i$  と  $j$  ( $i \neq j$ ) の間の時間重み付き最短距離を  $d_{i,j}$  とすると、ノード間距離の標本平均  $L$  は、

$$L = \frac{1}{\eta} \sum_{i=1}^n d_{i,j}, \quad (5.8)$$

\*7 文字盤の外へショートカットが設置されるときは文字盤内 (256×256 の格子内) に設置されるまで移動方向の選択を続ける。

で与えられる [1–3] . ここで,  $\eta$  は  $N_{node} = 65,536$  のノードの中からランダムに選ばれた互いに異なる2つのノードの組数を表す.  $d_{i,j}$  は Dijkstra 法 [14] を用いて数値的に計算され, Ts を単位とする. 例えば, 固視微動の動きを表すパスを注視点が移動するときに要する時間は, 1 [mm] パス, 2 [mm] パス共に  $d_{i,j} = 1$  Ts である. 注視点ショートカットを移動するときはサッケードであり, 要する単位時間は図 5.5 の回帰直線から求められる. 具体的には式 (5.5) のサッケード継続時間  $\tau$  を用いて,  $\lceil \tau/0.002 \rceil$  をサッケード移動に要する単位時間とした. ここで, 天井関数  $\lceil x \rceil$  は実数  $x$  以上の最小の整数を表す. 例えば, サッケード長が  $\gamma = 8$  [mm] のとき, 式 (5.5) より  $\tau = 0.0048$  であり, 500 [Hz] 計測による時間ステップ 0.002 [s] で除すると 2.4 を得る. ゆえに, 天井関数を用いて  $d_{i,j} = \gamma = 8$  [mm] の移動に要する単位時間は 3 Ts と求められる. サッケード長が  $\gamma = 3$  mm のときは, 式 (5.5) より  $\tau = 0.0018$  であり, 500 [Hz] 計測による時間ステップ 0.002 [s] より値が小さくなる. 単位時間が 0 [Ts] になることを防ぐため, 少なくとも 1 [Ts] になるように天井関数を用いて整数化した.  $C$  と  $L$  の値を評価するにあたり, 式 (5.7) と式 (5.8) で  $n = 1,000$ ,  $\eta = 1,000$  とした.

#### 5.4.4 結果と考察

格子ネットワーク ( $p = 0$ ) の平均クラスタ係数  $C(0)$  は, 境界条件を考慮して約 0.456 と理論的に求められ, 平均ノード間距離  $L(0)$  は約 86.432 [us] として数値的に求められた. 以後,  $0 < p \leq 1$  における  $C(p)$  と  $L(p)$  を格子ネットワークの  $C(0) = 0.456$  と  $L(0) = 86.432$  で規格化して評価する.

図 5.8(a) に, サッケードの出現比  $p$  (横軸) の値を変えたときの  $C(p)/C(0)$  (□印) と  $L(p)/L(0)$  (●印) のグラフを示す.  $p$  の増加に対して  $C(p)/C(0)$  は約 1 を維持したまま  $p > 0.05$  で急減し, 定性的には Watts と Strogatz [1] と同様の傾向を示した. 一方で,  $L(p)/L(0)$  は Watts と Strogatz [1] とは異なり,  $p$  の増加に対して急減ではなく漸減した. また,  $p \simeq 0.5$  で  $C(p)/C(0)$  と  $L(p)/L(0)$  の大きさが, Watts と Strogatz と同様に逆転した [1] . よって, 高クラスタ条件と短距離条件を満たすのは  $p < 0.5$  のときであり, 実験値  $p^* = 0.043$  (図 5.8(a) の破線部) は,  $p < 0.5$  の範囲に含まれていた. 具体的には  $C(p^*)/C(0) \simeq 0.95$ ,  $L(p^*)/L(0) \simeq 0.60$  であった. 図 5.8(b) に差  $h(p) = C(p)/C(0) - L(p)/L(0)$  を示す.  $h(p)$  が最大になるときは,  $C(p)/C(0)$  が大きく (高クラスタ条件) かつ  $L(p)/L(0)$  が小さい (短距離条件) とき, すなわちスモールワールド性が最も強く成立するときである. 実験値  $p^* = 0.043$  は  $h(p)$  の最大値  $\hat{h} = h(p^*) \simeq 0.35$  を与えていた (図 5.8(b) の破線部). ゆえに, 視覚探索実験データを用いて設計したネットワークは, 相対的に強いスモールワールド性を有するネットワークであると解釈することができる.

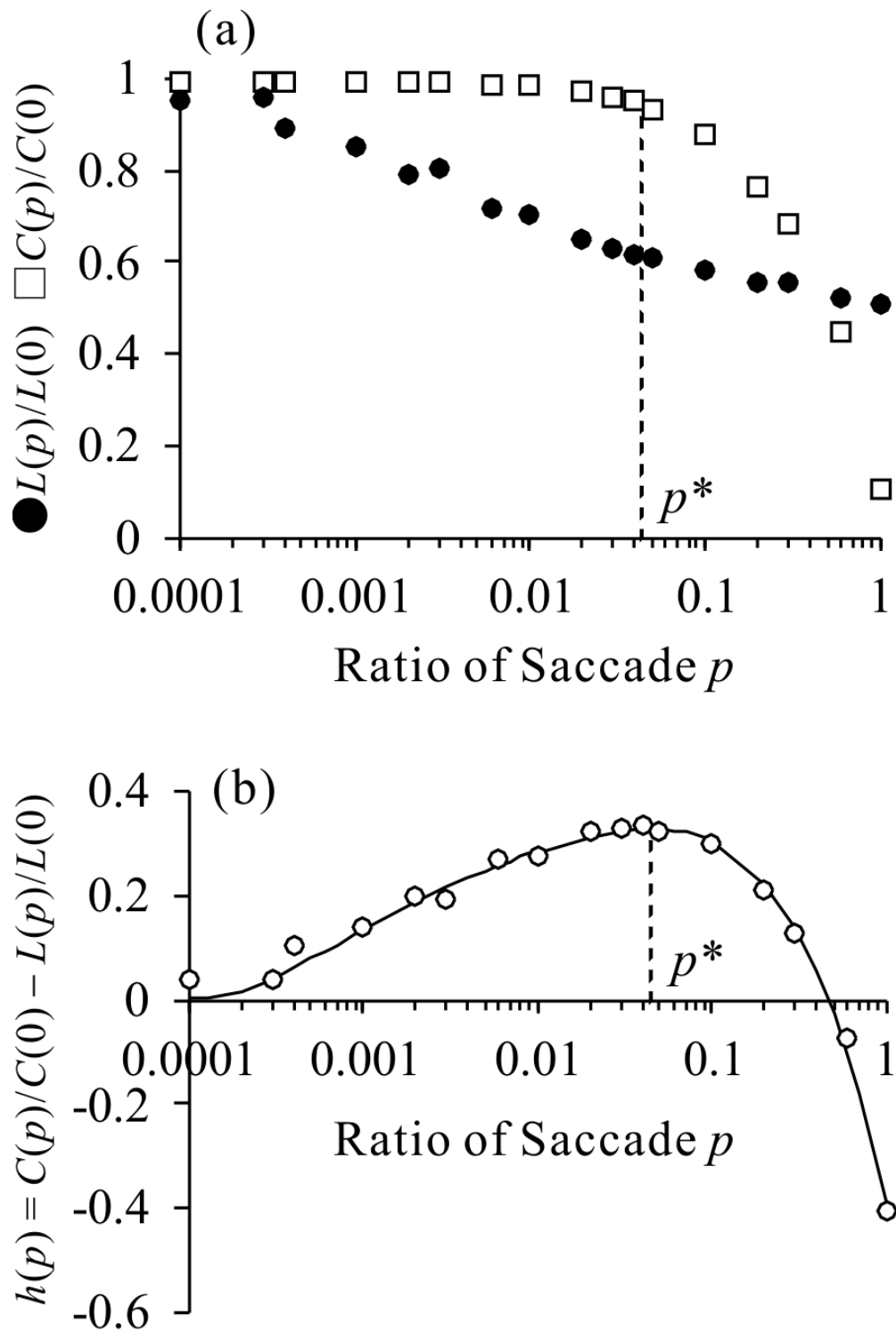


図 5.8: (a) 規格化された平均クラスター係数  $C(p)/C(0)$  (□プロット) と平均ノード間距離  $L(p)/L(0)$  (●プロット) のグラフ. (b)  $h(p) = C(p)/C(0) - L(p)/L(0)$  のグラフ. 横軸はサッケードの出現比  $p$ . 破線部は実験値  $p^* = 0.043$  の位置を表す.

## 5.5 おわりに

本研究では、なぜ視覚探索が効率的になるのかという疑問に対し、注視点が発には示されないスモールワールドネットワーク上を移動するからであるという仮説を提唱した。この仮説を検証するため、視覚探索実験を実施し注視点データを得た。注視点を固視微動とサッケードに分類し、それぞれの移動長、移動方向、継続時間を用いてネットワークを構成した。サッケードの出現比が実験データに一致するとき、注視点の動きの背後に隠れたネットワークがスモールワールド性を有することを確かめた。すなわち、平均クラスタ係数が大きく、同時に平均ノード間距離が小さいという2つの条件を満たすスモールワールドネットワークであることを確かめた。文献 [6] では注視点時系列データを用いて注視点モデルの提案をし、本研究では注視点時系列データを用いて注視点の移動経路ネットワークがスモールワールド性を満たすことを確認した。

## 参考文献

- [1] D.J. Watts and S.H. Strogatz, “Collective dynamics of ‘small-world’ networks,” *Nature*, vol.393, pp.440–442, 1998.
- [2] 増田 直紀, 今野 紀雄, “複雑ネットワーク,” 近代科学社, 2010.
- [3] 矢久保 考介, “複雑ネットワークとその構造,” 共立出版, 2013.
- [4] R. Kodera and Y. Maeda, “Implicit hidden small-world network that controls the movement of the eye in a visual search,” *IEEE, Int. Conf. SMC*, pp.1846–1849, 2017.
- [5] R. Kodera, S. Tanahashi, A. Iijima, and Y. Maeda, “Measurement of eye movement in visual search for a target symbol and simulation to construct a small-world network,” *Adv. Biomed. Eng.*, vol.6, pp.129–133, 2017.
- [6] 小寺 龍之介, 津野 将行, 小澤 誠, 野村 泰伸, 塚田 章, 前田 義信, “視覚探索を最適化する注視点時系列モデルの提案,” *生体医工学*, vol.56, no.5, pp.190–197, 2018.
- [7] J.H. Hsiao and G. Cottrell, “Two fixations suffice in face recognition,” *Psychol. Sci.*, vol.19, no.10, pp.998–1006, 2008.
- [8] D.P. Crabb, N.D. Smith, F.G. Rauscher, C.M. Chisholm, J.L. Barbur, D.F. Edgar, and D.F. Garway-Heath, “Exploring eye movements in patients with glaucoma when viewing a driving scene,” *PLoS One*, 2010 v.5(3).
- [9] J.N. van der Geest and M.A. Frens, “Recording eye movements with video-oculography and scleral search coils: a direct comparison of two methods,” *J. Neurosci. Methods*, vol.114, Issue 2, 15, pp.185–195, 2002.
- [10] 堀井 健, 上坂 重樹, 小谷賢 太郎, “眼球の加速度値を利用したサッケード運動の抽出,” *人間工学*, vol.42, no.4, pp.234–242, 2006.
- [11] R. Engbert and R. Kliegl, “Microsaccades uncover the orientation of covert attention,” *Vision Res.*, vol.43, pp.1035–1045, 2003.
- [12] B.L. Zuber, L. Stark, and G. Cook, “Microsaccades and the velocity-amplitude relationship for saccadic eye movements,” *Science*, vol.150(3702), pp.1459–1460, 1965.
- [13] T.A. Amor, S.D.S. Reis, D. Campos, H.J. Herrmann, and J.S. Andrade Jr., “Persistence in eye movement during visual search,” *Sci. Rep.*, vol.6, 2016.
- [14] E.W. Dijkstra, “A note on two problems in connexion with graphs,” *Numerische Mathematik*, vol.1, pp.269–271, 1959.

## 第6章

# 結論

### 6.1 はじめに

本論文では、ヒトの行動の効率性に着目し、音楽を聴取しながら運動をする時音楽が心拍変動に影響を与え、ストレスが低減して運動効率が上昇すると視覚探索時の眼球運動はターゲットを短時間で発見できるについて二つ実験を行った。それで、聴覚刺激を受けた場合の心拍変動(自律神経活動)の評価と、文字盤から事前に提示された文字を探索する時の注視点の動きを評価した。

### 6.2 心拍変動による評価

聴覚刺激によってストレスを紛らす心拍変動への効果は、低強度サイクリング運動中に見られ、複数の時間尺度に対して時間および周波数領域で ANA 関連指標の時間的振舞変動を評価された。不均一なサンプリングデータを TVB に適用し、生理イベントの時系列データで観察される刺激応答モジュールを定義した。さらに、重回帰分析を用いて、ANA 関連指標を適切に選択し、心理的イベントである RPE を推測した。現在の結果においては、身体的および精神的疲労の進行を明らかにする複数の時間尺度戦略が適切であることを示したが、さらなる検証が必要である。

この実験からの発見は、まず、複数の時間スケールで生物学的機能をよりよく理解することができる可能性を示唆した。特に、この実験で提案した刺激応答モジュール (SRM) を使って運動中の紛らす効果と運動パフォーマンスなどを評価について有効的な方法になると考えている。ただ、運動中音楽などの外部からの刺激受けながら運動する時に参加者の心理と生理的に紛らす効果を出てオーバー疲労などのリスク出る可能性がある。これに対して、実験行う前に実験の内容と予測されるリスクなどを実験参加者によく説明し、実験中も実験実施者からよく監督する必要がある。次に、ストレスを紛らす効果を心理的反応として説明するには今回の生理学的指標ではまだ十分ではないため、今後の課題として、筋肉や脳の活動など他の生体信号と合わせてさらに調べる必要があると考えられている。

### 6.3 視覚探索による評価

本研究では、視覚探索実験を実施し注視点データを得た。注視点を固視微動とサッケードに分類し、それぞれの移動長、移動方向、継続時間を用いてネットワークを構成した。サッケードの出現比が実験データに一致するとき、注視点の動きの背後に隠れたネットワークがスモールワールド性を有する(効率的探索する)ことを確かめた。

今後の課題は、実験データから設計される注視点モデルがスモールワールドネットワーク上を移動する探索シミュレーションを実施し、我々が提案する仮説の最終的な検証を行うことである。その際に必要となるモデルの属性は：

- 1) 周辺視でのターゲット検出能力 [1] ,
- 2) ターゲットを認知するために要する時間 [2] ,
- 3) 大域的情報の3つである。

我々が提案している注視点モデル [3] はターゲットを局所的に探索するが、文字盤全体の大域的な情報を持たないため、ターゲットから遠く離れた場所(ローカルミニマム)で彷徨い続ける可能性がある。災害時に建物から外へ避難する際には、建物全体の情報を知悉している誘導員が避難者を導くことで、建物の隅で動けなくなる避難者の出現を防ぐことができる [4]。同様に「大域的情報」を持つ誘導員的な属性を局所的な注視点モデルに追加する。最後に、固視微動とサッケードの境界の揺らぎで生じた小さなサッケード長(図 5.4(a)の“2 [mm]”ラベル等)、小さな固視微動継続時間(図 5.6の“0.002”ラベル等)をひとつのサッケードにまとめる基準を見つけることも今後の課題である。

### 6.4 まとめ

音楽聴取による運動時のストレスを紛らす効果を生理的と心理的評価で検討した。生理的には心拍変動の時間周波数解析、心理的には5段階評価を用いた。その結果、音楽に対する被験者の好みから、紛らす効果を評価できる事を明らかにした。ストレス評価に関わる自律神経系の評価指標には多くの結果報告がある [5-14]。そこで、今後の課題についてユビキタスデバイスで評価をフィードバックする点から、個人性、環境等を考慮し、確度・精度を担保した手軽な評価システム開発が必須である。

視覚探索については、これまで特定の一つのターゲット文字を色々なターゲット文字から探す実験がある。今回の実験では、従来の実験結果に基づいて課題の中によく現れる眼球移動長の特徴(視線の動きの経路の特徴)を考慮し、視覚探索が効率的になるのかという疑問を検討した。そして、この検討中に注視点の動きの背後に隠れたネットワークがスモールワールド性を有することを確かめた。今後の課題については参加者の数を増やし、脳波も一緒に計測して眼球、脳の信号を合わせて分析することを考えている。

## 参考文献

- [1] 原口 健, 岡嶋 克典, “視覚探索における誘目性の定量化,” *Vision*, vol.23, no.1, pp.1-18, 2011.
- [2] 横沢 一彦, 淀川 英司, “文字, 図形の認知,” *テレビジョン学会誌*, vol.40, no.4, pp.244-250, 1986.
- [3] 小寺 龍之介, 津野 将行, 小澤 誠, 野村 泰伸, 塚田 章, 前田 義信, “視覚探索を最適化する注視点時系列モデルの提案,” *生体医工学*, vol.56, no.5, pp.190-197, 2018.
- [4] 北島 徹也, 伊津野 和行, 八木 康夫, 大窪 健之, “大学の講義棟における災害時避難に関する一考察,” *日本地震工学会論文集*, vol.11, no.1, pp.72-80, 2011.
- [5] 新貝 和也, 千住 秀明, “運動中の音楽が呼吸困難感と下肢疲労感に与える影響,” *理学療法科学*, Vol.26(3), 2011.
- [6] V.M. Nethery, “Competition between internal and external sources of information during exercise: influence on RPE and the impact of the exercise load,” *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, Vol.42, 2002.
- [7] K. Urakawa and K. Yokoyama, “Music can enhance exercise-induced sympathetic dominance assessed by heart rate variability,” *Tohoku J. Exp. Med.*, Vol.206, 2005.
- [8] E. Delattre, M. Garcin, L. Mille-Hamard, and V. Billat, “Objective and subjective analysis of the training content in young cyclists” *CAppl Physiol Nutr Metab*, Vol.31, 2006.
- [9] 堤 雅恵, 涌井 忠昭, 小林 敏生, 田中 マキ子 “要介護高齢者の興味・関心を考慮したアクティビティケアの効果,” *Journal of japan academy of gerontological nursing*, Vol.12, 2007.
- [10] 上杉 一秀, 服部 隆裕, 岩田 大助, 清田 公保, 安達 義則, 鈴木 昭二, “音楽と映像のストレス抑制効果を用いた実時間体調モニタ付き屋内歩行訓練機の開発,” *Journal of international society of life information science*, 2008.
- [11] E.B. Fontes, B.P. Smirmaul, F.Y. Nakamura, G. Pereira, A.H. Okano, L.R. Altimari, J.L. Dantas, and A.C. de Moraes, “The relationship between rating of perceived exertion and muscle activity during exhaustive constant-load cycling” *Int J Sports Med.*, Vol.31, 2010.
- [12] T.H. Fritz, S. Hardikar, M. Demoucron, M. Niessen, M. Demey, O. Giot, Y. Li, J.D. Haynes, A. Villringer, and M. Leman, “Musical agency reduces perceived exertion



- during strenuous physical performance” Proc. Natl Acad Sci U S A, Vol.110(44), 2013.
- [13] J.P. Lopes-Silva, A.E. Lima-Silva, R. Bertuzzi, and M.D. Silva-Cavalcante , “Influence of music on performance and psychophysiological responses during moderate-intensity exercise preceded by fatigue” *Physiol Behav.*, Vol.139, 2015.
- [14] 舟橋 厚, “容積脈波による音楽への感情移入に関する研究,” 名古屋大學教育學部紀要, 教育心理学科, Vol.28, pp.305-309, 1981.

## 謝辞

本研究論文は、新潟大学自然科学研究科電気情報工学専攻の人間支援科学コースに在籍した間の研究成果をまとめたものです。本研究を通し、本当に多くの方々のご指導とご援助を頂きました。本論文を終えるにあたり謹んで感謝申し上げます。特に、留学生の私を、引き受けていただき、さらに成長させていただいたことに対して、工学部の研究生から今まで終始変わらぬ暖かいご指導ご鞭撻を頂きました新潟大学大学院自然科学研究科の木竜徹名義教授と後期課程の研究成果をまとめて本論文を行うにあたり、見守ってくださり、詳細なご指摘と解決への道筋をご指導頂いた新潟大学大学院自然科学研究科の前田義信教授に心から感謝申し上げます。

本論文の審査をして頂き、数多くの有益なご助言を賜った新潟大学大学院自然科学研究科の岩城護准教授，同大学大学院自然科学研究科の堀潤一教授，同大学大学院自然科学研究科の飯島淳彦教授並びに同大学大学院自然科学研究科の山崎達也教授に感謝申し上げます。

本論文の心拍変動に関する研究を進める過程で、実験装置とデータ分析に関する方法と技術的なご指導とご助言を頂いた木竜研究室と岩城研究室の皆様と視覚探索に関する研究を進める過程で、実験装置とデータ分析に関する方法と技術的なご指導とご助言を頂いた前田研究室の皆様と大阪大学大学院基礎工学研究科野村研究室の皆様感謝いたします。

本研究を進めるにあたり、ご協力及び激励を頂いた新潟大学自然科学研究科の前田研究室と岩城研究室の学友諸氏，機会あるたびにご助言と学習上に助けて頂いた新潟大学大学院自然科学研究科の岩城護准教授並びに新潟大学工学部及び自然科学研究科教員の皆様感謝いたします。

最後に、私の在籍と研究を進める上で、いつも援助，応援して頂いている家族の皆様，日本の友人，留学生の仲間心から感謝申し上げます。

## 研究業績

### A 参考論文

[A1] 宝 財吉拉呼, 加賀谷 文紀, 松井 瑞季, 津野 将行, 前田 義信, 他 3 名, “視覚探索時の注視点ネットワークが示すスモールワールド性,” 電子情報通信学会 (IEICE) 論文誌, vol.J103-A, no.7, pp.142~151, 2020.

[A2] Caijilahu BAO and Tohru KIRYU, “A Study on the Physiological Effects of Auditory Stimulus with Heart Rate Variability during Cycling,” The Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), 4th Global Conference on Consumer Electronics (GCCE), DOI: 10.1109/GCCE.2015.7398672, pp.256~257, 2015.

### B 研究発表

[B1] 加賀谷 文紀, 松井 瑞季, 中山 周明, 宝 財吉拉呼, 前田 義信, 他 4 名, “視覚探索時の注視点ネットワーク分析の試み,” 電子情報通信学会信越支部大会 講演論文集, 7D-1, p.122, 2019.

[B2] Caijilahu Bao, Tohru Kiryu, Mamoru Iwaki, and Yoshinobu Maeda, “Evaluation of Distraction Effects of Auditory Stimuli during Cycling Exercise with Low Intensity in terms of Multi-timescale,” 生体医工学シンポジウム 2017, ポスターセッション, 2p - 23, 2017.

[B3] 宝 財吉拉呼, 木竜 徹, “ストレス解消での運動効果の定量的評価法に関する検討,” 日本生体医工学会甲信越支部大会 講演論文集, pp.1~2, 2012.

## 付録 A

### 被験者毎に見つけた SRM の参照

ここで [A,B,C,D,E,F,G,H,I,G,K,L,M,N,O] は被験者の番号である． non-favorite グループ: [A, B, C, E, G, J, N]

favorite グループ: [D, F, H, I, K, L, M, N, O]

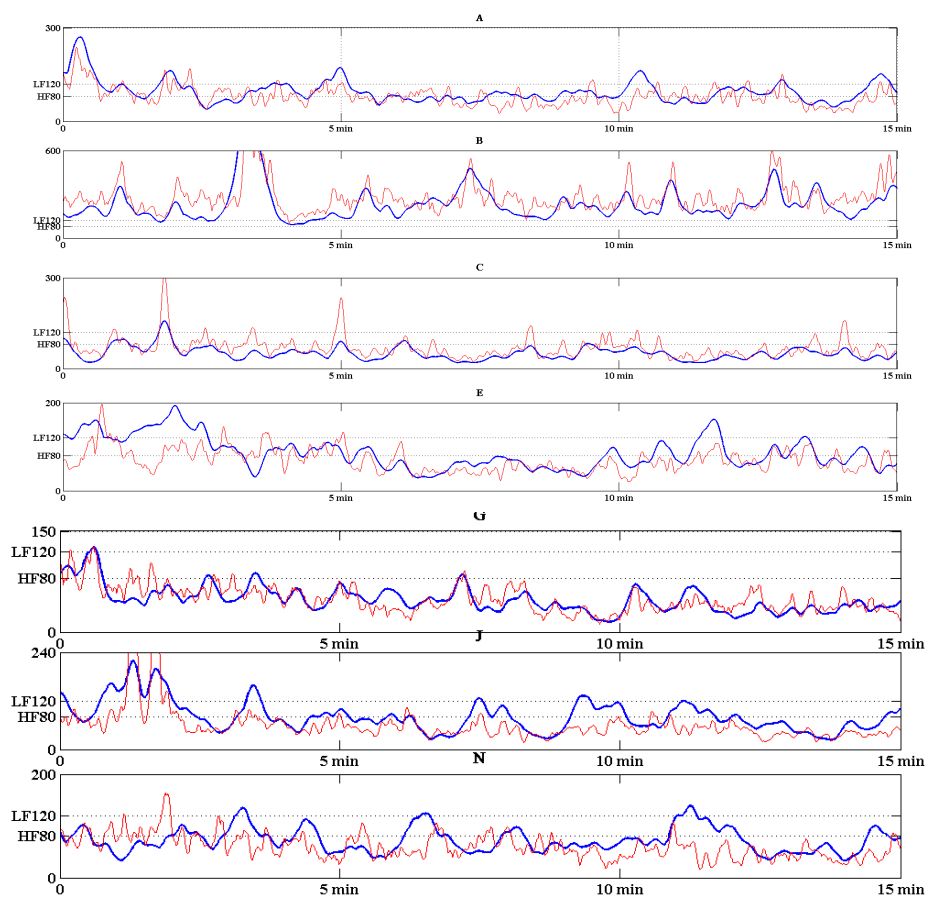


図 A.1: non-favorite グループの SRM.

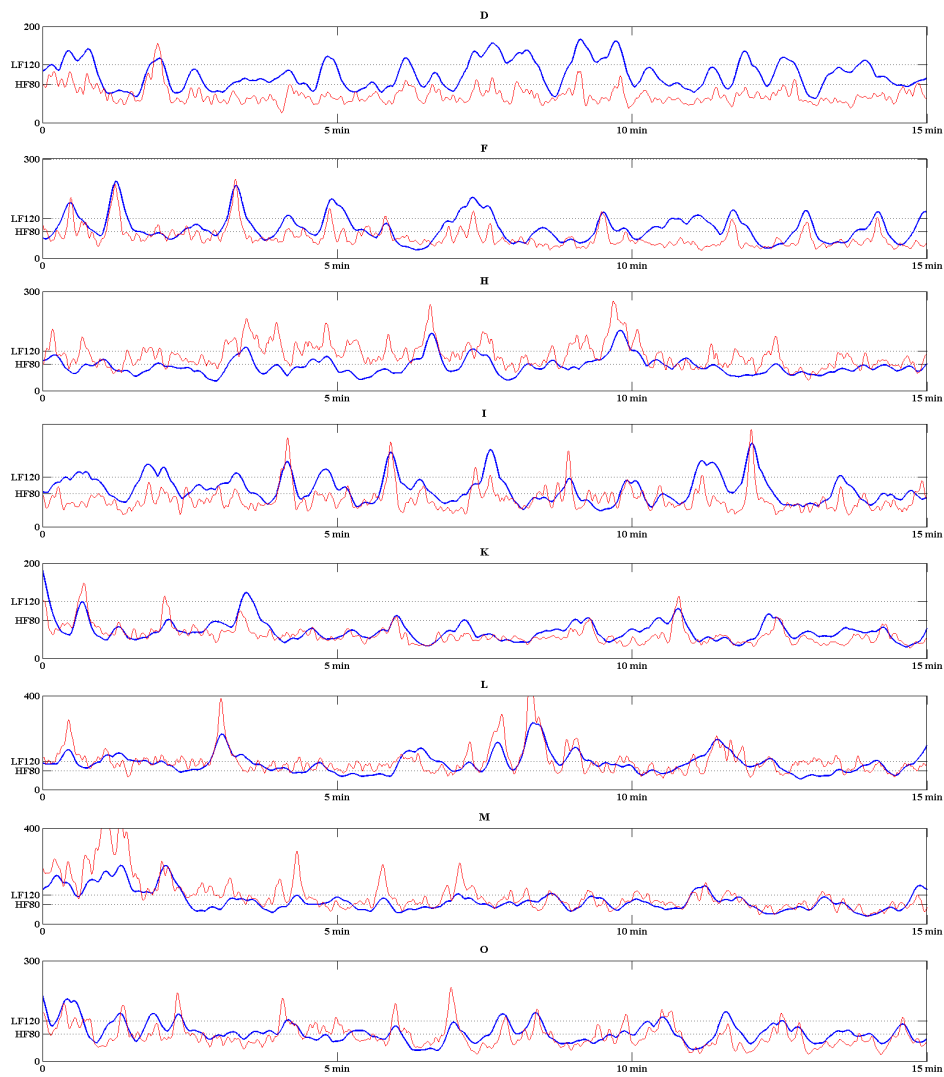


図 A.2: favorite グループの SRM.

## 付録 B

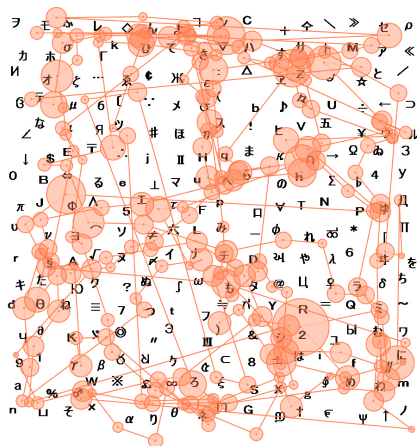
実験参加者毎のダミー探索実験の注視点  
データ

図 B.1: 被験者 (a)

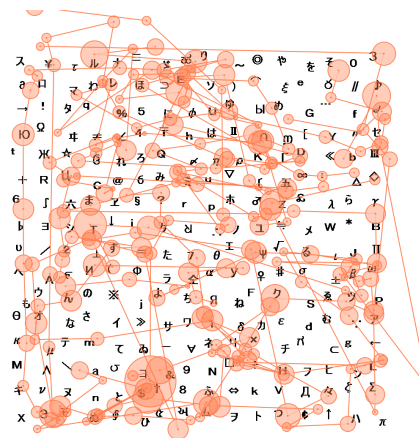


図 B.2: 被験者 (b)

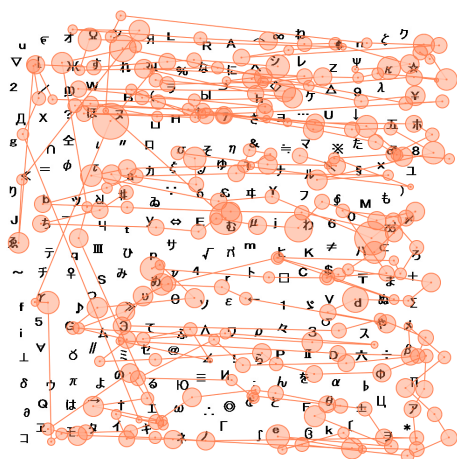


図 B.3: 被験者 (c)

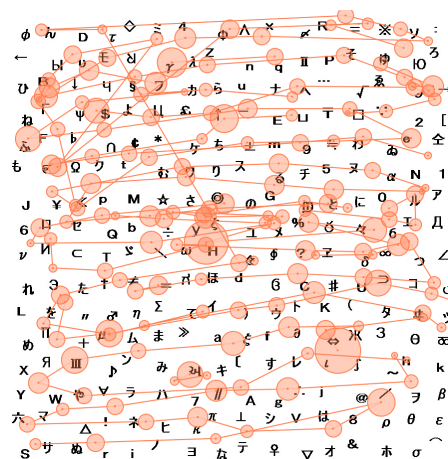


図 B.4: 被験者 (d)

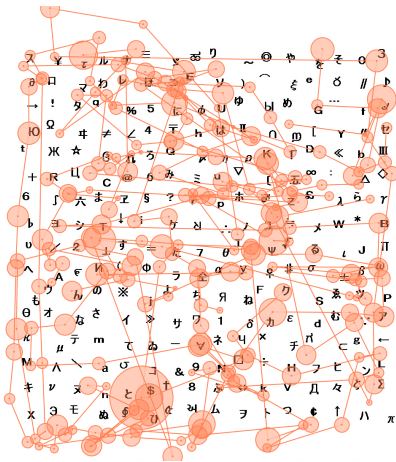


図 B.5: 被験者 (e)

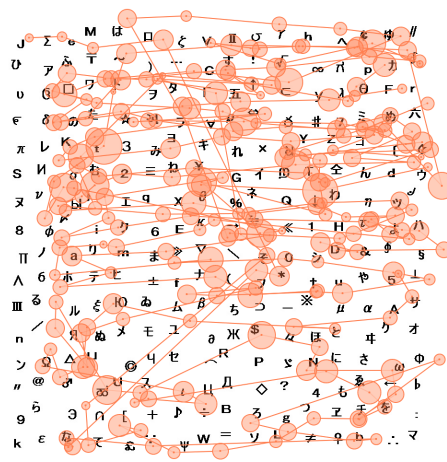


図 B.6: 被験者 (f)

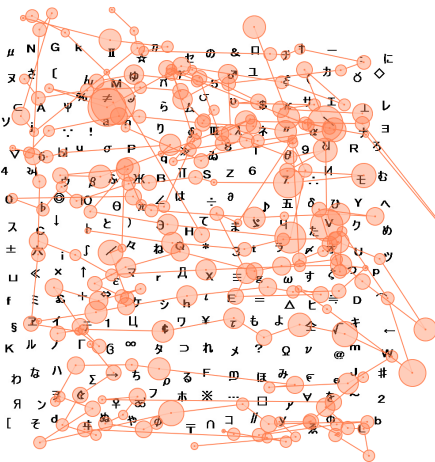


図 B.7: 被験者 (g)

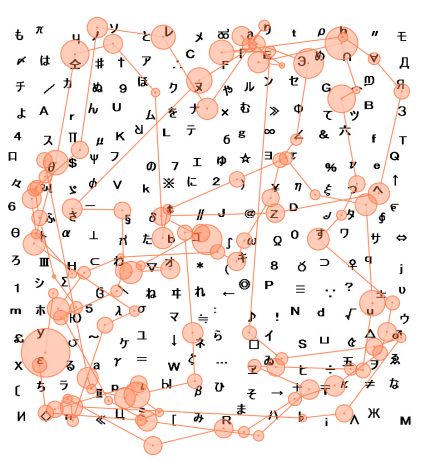


図 B.8: 被験者 (h)

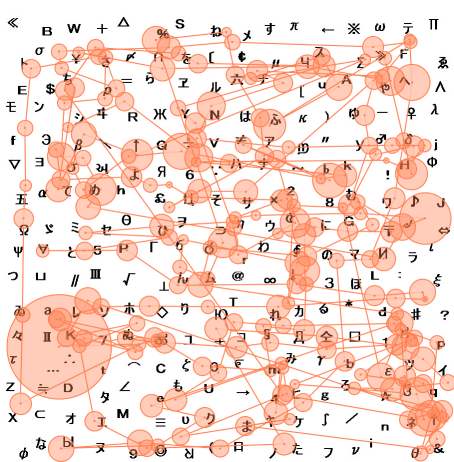


図 B.9: 被験者 (i)

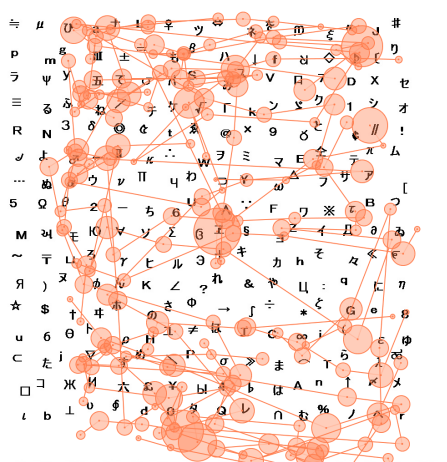


図 B.10: 被験者 (j)

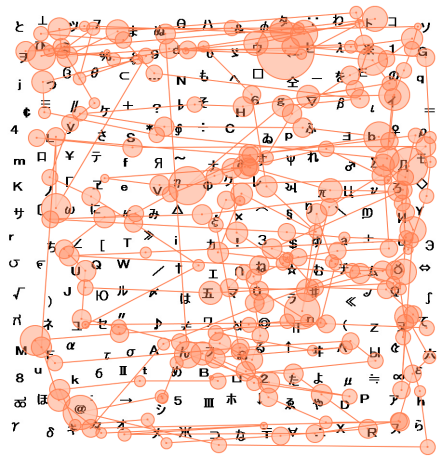


図 B.11: 被験者 (k)

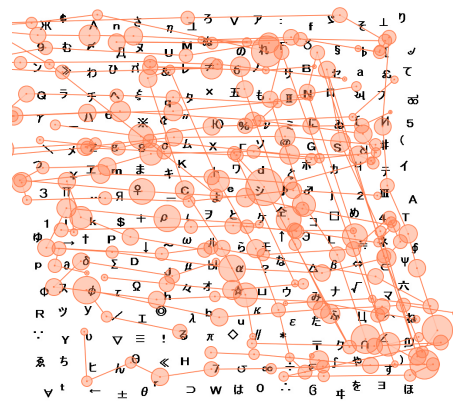


図 B.12: 被験者 (l)

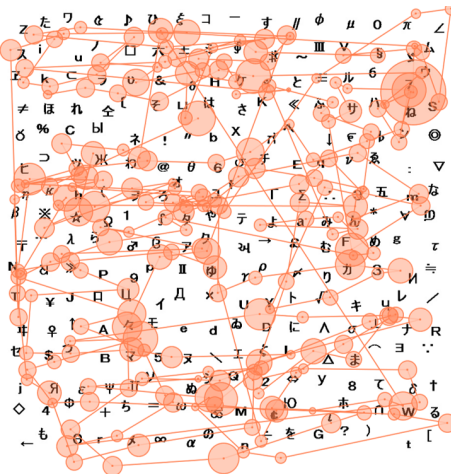


図 B.13: 被験者 (m)

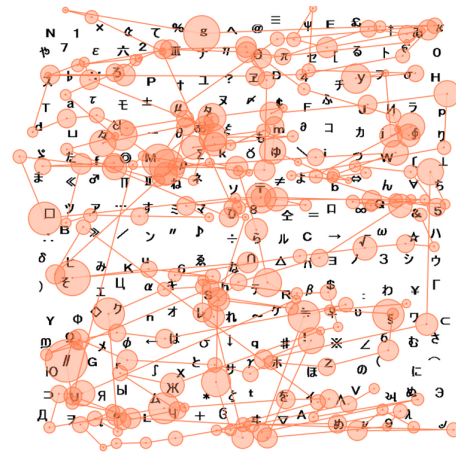


図 B.14: 被験者 (n)



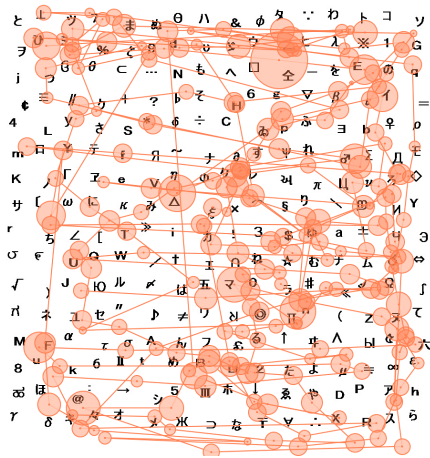


図 B.15: 被験者 (o)

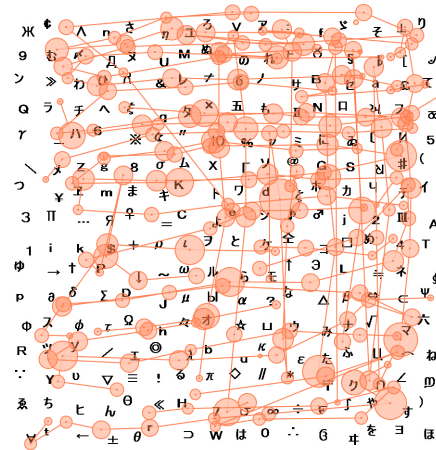


図 B.16: 被験者 (p)

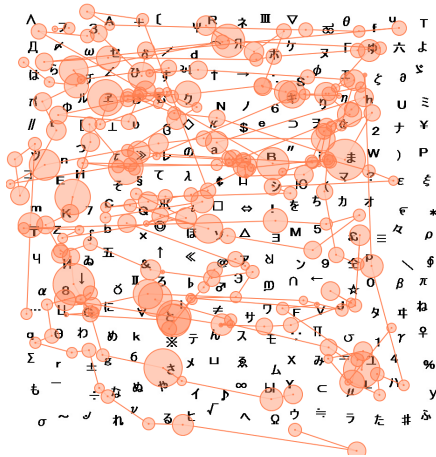


図 B.17: 被験者 (q)

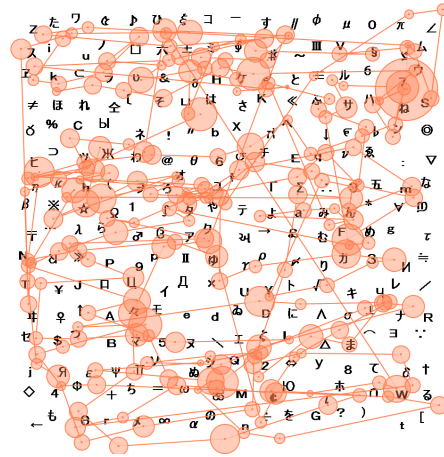


図 B.18: 被験者 (r)

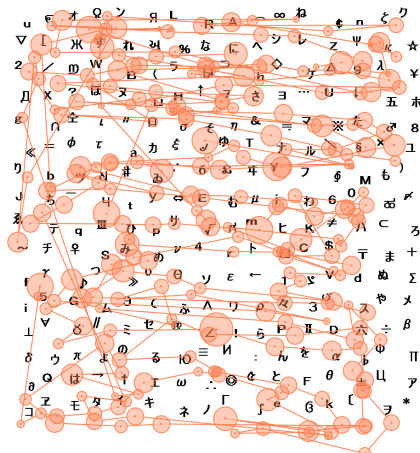


図 B.19: 被験者 (s)