

博士（人間科学）学位論文

呼吸系の協調を制約する情報に関する研究

A Study on Information Constraining
Coordination of the Respiratory System

2003年1月

早稲田大学大学院 人間科学研究科

高瀬 弘樹

Takase, Hiroki

研究指導教員： 春木 豊 教授

目次

序

| | |
|---|----|
| 1. 呼吸と身体運動の制御 | 1 |
| 1-1. 呼吸の制御 | 2 |
| 1-2. 呼吸の研究 | 2 |
| 1-3. 運動制御と自由度問題 | 5 |
| 1-4. シナジェティックス | 8 |
| 1-5. ダイナミカル・システムズ・アプローチ | 11 |
| 2. 身体運動と呼吸系の協調 | 22 |
| 2-1. 個体内における呼吸と体肢運動の協調 | 23 |
| 2-1-1. 実験 1：個体内における呼吸と体肢運動の協調 (1) | 24 |
| 目的 | 26 |
| 方法 | 26 |
| 結果 | 28 |
| 考察 | 30 |
| 要約 | 30 |
| 2-1-2. 実験 2：個体内における呼吸と体肢運動の協調 (2) | 32 |
| 目的 | 32 |
| 方法 | 32 |
| 結果 | 36 |
| 考察 | 48 |
| 要約 | 57 |
| 2-2. 実験 3：個体間における呼吸と体肢運動の協調 | 59 |
| 目的 | 59 |
| 方法 | 60 |
| 結果 | 64 |
| 考察 | 68 |
| 要約 | 73 |
| 2-3. 個体内及び個体間の呼吸と体肢運動の協調に媒介する情報 | 75 |

| | |
|--|-----|
| 3. 心理状態と呼吸系の協調 | 78 |
| 3-1. 実験 4：ストレス時の胸部と腹部呼吸運動の協調 | 81 |
| 目的 | 81 |
| 方法 | 82 |
| 結果と考察 | 85 |
| 3-2. 実験 5：リラックス時の胸部と腹部呼吸運動の協調 | 91 |
| 目的 | 91 |
| 方法 | 91 |
| 結果と考察 | 92 |
| 3-3. 総合的考察 | 97 |
| 要約 | 99 |
| 4. 議論 | 100 |
| 4-1. 自己組織化する呼吸運動 - 随意性と自律性制御を超えて - | 102 |
| 4-2. 意味のある情報 | 104 |
| 4-3. 自己組織化と情報と感情 | 108 |
| 4-4. まとめと展望 | 112 |
| 5. 結論 | 115 |

文献

略語一覧

序

人や動物の呼吸運動は、身体運動と深く関係している。絶えず体幹を振動させる呼吸運動は、針穴に糸を通すような微細な腕や指先の制御が必要な運動、力いっぱいハンマーを振り下ろすような瞬間的な激しい運動、姿勢の動揺といった長い周期をもつ運動といった、様々な時空間スケールの身体運動と多様な形で相互作用し協調している。

呼吸が関わる協調的な現象は、個体間においても観察することができる。「息が合う」という表現は、これを端的に表したものである。実際に、会話が円滑に進んでいる場面や楽器の演奏時など、個体間に呼吸の同期現象が観察されている。このように、個体内、個体間を問わず、身体の運動と呼吸運動の関連、特に協調性は、その課題のパフォーマンスにとって重要である。

ところで、上記のような呼吸に関する協調は、文脈の変化によってどのような影響を受けるだろうか。「息が上がる」、「ホッと一息つく」、「息を呑む」というフレーズがある。これらは、いずれも人間の呼吸活動そのものを表しているだけではなく、その人の行動や感情状態をも表している。呼吸と感情状態は密接に関係していると言える。

本論文では、意図的な呼吸と身体運動の協調と自律的な呼吸系の協調について調べることで、呼吸及び身体運動の制御とそこに機能する情報について検討する。さらに、これらの呼吸系の協調が心理状態（感情）の変化といった文脈の変化とどのような関連があるか調べ、呼吸系の協調と情報が感情の生成にどのように関わっているか考察する。まず第1章で呼吸の制御系について説明する。また、伝統的な運動制御理論と、そこから派生する問題及びその解決に向けて提案されたダイナミカル・システムズ・アプローチについて述べる。この

ダイナミカル・システムズ・アプローチに基づいて行った呼吸運動と身体運動間の協調に関する実験を第 2 章において、心理状態と呼吸系の協調に関する実験を第 3 章において記述する。最後に、得られた実験データに基づいて、第 4 章で総合的な議論を行い、第 5 章で本論文の結論をまとめる。

1. 呼吸と身体運動の制御¹⁾

¹⁾ 本章の第3節以降は、「三嶋博之・高瀬弘樹 2000 ダイナミカル・システムによる行為の発達モデル 児童心理学の進歩：2000年版, 225-248.」を基礎にしている。

1-1. 呼吸の制御

呼吸は、意図せずとも絶えずリズムカルな運動 吸気と呼気の連続 を繰り返す。睡眠時でさえも停止することはない。一方、呼吸は意図的に調整することができる。発声や管楽器の演奏、匂いを嗅いだりすることができるのはこの機能のおかげである。このように、呼吸は2つの系によって制御されており、前者は代謝性（自律性）制御系、後者は行動性（随意性）制御系と呼ばれる（Berne & Levy, 1993）。代謝性呼吸は全身細胞のミトコンドリアに酸素輸送を行なうことが最大の役割である。代謝性呼吸が抑制され行動性呼吸に置き換えられることはあるが、ある程度の時間幅（1分前後）で見ると、代謝性呼吸は必ず維持されることが認められている。

代謝性呼吸制御系は脳幹内にあることが分かっている。脳幹には網様体賦活系 (reticular activating system) と呼ばれる神経回路網が分布し、これが脳の覚醒レベルを調節する神経機構とされている。代謝性の呼吸制御には、代謝活動と換気量で決まる血液ガス値が延髄呼吸中枢へ、肺から延髄呼吸中枢へ、呼吸筋から脊髄運動ニューロンへ、という3つのフィードバック系が存在している。

一方、行動性制御系については、視床や大脳皮質等の上位脳が関与すること、延髄呼吸中枢と脊髄運動ニューロンを介して調節されること以外はほとんど分かっていない（Berne & Levy, 1993）。

1-2. 呼吸の研究

呼吸の研究は、その分野を問わず、代謝性制御系に関する研究が盛んに行なわれてきた。神経生理学や運動生理学の領域では、呼吸を、それぞれ、神経活動、運動状態が操作されたときの指標、つまり主に従属指標として呼吸を扱っている。

呼吸の最も重要な機能は、睡眠時も含め途絶えることなく酸素と二酸化炭素の適切な交換を続けることである。そのため、睡眠時無呼吸症など自律的呼吸が停止してしまう病気や、人工的に呼吸運動を維持する器具の補助がないと呼吸が止まってしまう病気といった生死に関わる病気への臨床的応用を考えると、代謝性制御系の研究に焦点が集まることは必然と言える。

このような状況下で、心理学 特 に生理心理学 の分野においても、呼吸を扱った研究は多いとは言えない。苧阪(1973)は、心臓血管機能と比較すると、呼吸機能から生理心理学的測度を得るための努力が不足していると指摘しており、この状況は30年弱経過した現在も変わっていないと言える。このようなことは、呼吸が2つの制御系によって調節されており、呼吸の変化が、実験場面で設定された(呼吸以外の)変数によるものなのか、被験者が意図的に行なった結果なのか明確に分離することができないという事実が大きな原因と考えられる。

意図的な呼吸の制御が、心理行動の次元において大変重要であることは明白である。朝目が覚めて両手を伸ばしながら息を吐き、食事のときには呼吸と飲食という行動を気道と食道の協調的連結で同時に達成する。熱いお風呂に入るときには、身体を緊張させると同時に呼吸も緊張し、肩までお湯につかった頃にはゆっくりとした息を吐き出している。野球でピッチャーがボールを投げる時、バッターがボールを打つ時、重いものを持ち上げる時、もちをつくときは、身体運動の直前に息を吸い、運動の遂行とともに息を吐き出している。

会話時の発声や管楽器の演奏はいずれも呼吸なくしては達成することができない行動である。日常の生活の至る所で、様々な行動と呼吸が関わりを持っている様子が観察できる。これらの呼吸は、いずれも全身の細胞への酸素供給を仕事とする代謝性制御系ではなく、行動性制御系の呼吸である。

また、例えば発声は、呼気、口と顎と咽喉部の筋等といった多数の筋群の協調的な運動の連結によって達成される。管楽器の演奏では、呼吸は、口や顎の運動だけでなく、腕や指の動きとも協調的でなければならない。呼吸は、身体の運動または筋の緊張と関連し変化し続ける。

また、重いもの、例えば大きなタンスを2人で持ち上げるときに「せーのっ」と掛け声をかける。もちつきするときにも、杵でもちをつく人ともちをこねる人が声を掛け合う。このときの掛け声は、単なる聴覚的なタイミングまたはリズムとしてだけでなく、発声を同期させる、つまり2人の呼吸を同期させることによって、お互いの身体の運動や筋の緊張を共有しているとも考えられる。

このように、呼吸は、個体内または個体間において身体運動と関連し、また文脈に依存して変化し続ける。覚醒時の動きつづける身体と変化しつづける文脈においては、呼吸は行動性の制御系によって頻繁に調整されていると考えられる。全身の細胞に酸素を供給するという代謝性呼吸は生命の維持にとって非常に重要であるが、それと同様に、心理行動の次元において行動性制御系の呼吸も大変重要である。

一方、呼吸の研究では、呼気中のガス組成や換気量などが指標として多く用いられている。心理行動的な次元では、換気運動の下位系である胸部と腹部の呼吸運動が重要である。なぜなら、我々が意図的に呼吸を調整するときには、具体的には主として胸部と腹部の呼吸運動を知覚し制御しているからである。しかし、胸部と腹部呼吸運動の両方に着目した研究は少ない。

このようなことから，呼吸は，胸部と腹部呼吸運動の総体であり，身体全体または身体の各部位と関連した運動系と捉える視点が必要である．

ところで，意図的な呼吸の制御は，意図的な運動という側面においては，手や脚といった体肢の運動と同じように考えることができるかもしれない．運動制御については，自由度問題と呼ばれる古典的な運動制御理論から派生する問題について議論がなされ，近年，その解決を目指す運動協調の研究が盛んになりつつある．次に運動制御における問題とその解決を目指す運動協調研究の経緯について概観する．

1-3. 運動制御と自由度問題

複雑な課題をこなすときに形成されている，身体各部の協応した動きがいかなる原理によって制御されているかという問題については，これまで，様々な理論が提案されている．

古典的な運動制御理論では，運動は，記憶され貯蔵されている運動についての表象から，運動プログラムを探索して呼び出し，大脳皮質の運動野にある，身体各部につながっている「鍵盤」でそれを「演奏」することで作りだされると説明されてきた(Turvey, Fitch, & Tuller, 1982)．このような制御機構は「鍵盤支配型モデル」と呼ばれる．運動指令は，まず，多数の関節角度やそれを決定する筋の活動などの全身の瞬間的配置を特定し，つぎにそれをつなげることで身体の運動が生じる，とされていた．

このような古典的な運動制御理論に対して，ソビエトの運動生理学者 Nicholai A. Bernstein は，動物の運動制御について論ずるためには，この「鍵盤支配型モデル」を捨てなければならないと批判した(Bernstein, 1967/1996)．

その理由はいくつかあるが、その中で最も大きな問題となったのが、いわゆる「自由度の問題」と呼ばれるものである。人間の身体の自由度は、関節レベルで約 10 の 2 乗、筋肉レベルで約 10 の 3 乗、ニューロンレベルで約 10 の 14 乗のオーダーとなる。この非常に多数の「自由度」、すなわち変数の状態を決定し、その組み合わせを制御することを考えると、それらの位置を指定するための「脳の鍵盤」の数は膨大になる。これは現実的な制御法であるとは言えない。現代の運動研究では彼の問題提起を「ベルンシュタイン問題」と呼んでいる (Turvey et al., 1982)。

ここで Bernstein は、このような問題を解決する「協調(coordination)」というアイデアを提案した。例えば 2 つの要素をもつ 1 つの系を考えたとしよう。2 次元のデカルト座標系で、これら 2 つの要素がそれぞれ独立して存在している場合、この系を制御するためには、一つ一つの要素についてそれぞれ x 座標と y 座標を指定し、結果として 4 つの値を決定しなくてはならない (この場合、系は 4 つの自由度を持っている)。しかし、2 つの要素が、長さが一定の「連結棒」で接続され互いに協調して運動する時には、それぞれの要素の位置を決定する際の自由度は 3 になる。このように、要素の結合の数を増やすことで系の自由度は減少するのである。もし、4 つのタイヤをバラバラに制御するような自動車があったら、それを操縦することは困難であろう。しかし実際には、車輪どうしが結合することによって操縦の自由度は大幅に制限されている。あらゆる生物や「道具」の動作機構は、このように機能的な「協調構造」(coordinative structure; Bernstein はこの構造を「シナジー (synergy)」と呼んだ) を作りあげ、自由度を大幅に減少させている (佐々木・三嶋, 1994)。

上述のように、身体各部のダイナミカルな協調的關係は、協調構造と呼ばれる (Kugler, Kelso, & Turvey, 1980; Turvey, Shaw, & Mace, 1978)。協調構

造とは、「単一の機能的ユニットとして行為するように制約された、しばしばいくつかの関節にまたがっている一連の筋群」のことである(Kugler et al., 1980; Turvey et al., 1978),

人や動物の運動に見られる協調構造への体系的なアプローチは、上述のBernstein(1967/1996)のほかに、行動生理学者 von Holst(1939/1973)の研究に遡ることができる(Turvey, 1990)。von Holst は、動物の運動について巨視的なスケールでの観察を行い、いくつかの協調的な振る舞いを見つけた(von Holst, 1939/1973)。例えば、ベラ(Labrus)の鰭はお互いに独立し、それぞれ固有の周波数で振動するが、一方で、泳ぐという行為が成り立つためには鰭同士が同期しつつ共通の周波数で振動する必要がある。実際に、von Holst は、1)鰭が新しい協調の周波数で振動するときも個々の鰭はそれらの固有の周波数を捨てないこと(維持傾向)、また、2)それぞれの鰭はその特徴的なダイナミカルな性質を維持しつつも、同時にもう一方の鰭の振動に合わせようとする(マグネット効果)、を観察した。それぞれの鰭は、固有のダイナミカルな性質を維持しつつ、同時にもう一方の鰭の振動に合わせようとする。すなわち、鰭の協調は、相互の維持傾向とマグネット効果との結合であり、競争と協働の結合であると言える。von Holst は、当初は、鰭の運動のレベルで、協同と競合の様子を観察したが、類似の原理の存在を、多様なレベルで認めた。ベラの鰭は鰭条²⁾から成り、それぞれの鰭条は固有の周期で振動する(von Holst, 1939/1973)。ちょうど、泳ぎが多くの鰭の協調を必要とするように、各鰭の運動は、多数の鰭条の協調を必要とする。von Holst (1939/1973)は、鰭のレベルで観察された維持傾向と磁石効果は、鰭条のレベルでも観察することができ、同じ協調の原理が、特定のレベルに限定されるのではなく、すべてのスケールの根底にある

²⁾ 「きじょう」。角質または骨質から成っている魚のヒレの支持物。ヒレを平行に走る線状構造のこと。

という可能性を見出した。生物の様々な身体組織が、様々なレベルで協調状態を形成する過程において、同様の原理が作用していると考えられる。

これらの研究は、複数の下位系としての運動体が協調することにより、結果として系がその全体の自由度を減少させていることを明らかにした。

1-4. シナジェティックス

このような、機能に即した協調状態の生成は、いかにしてなされるのか。その背景には、自然界におけるパターン形成を駆動する「自己組織化」の原理が働いている可能性がある。複雑系科学において蓄積されてきた自己組織化現象に対する知見から、ある種の化学反応や、流体の運動、生命活動(Cohen, Holmes, & Rand, 1982; Rand, Cohen, & Holmes, 1988)、社会現象(Iberall, Wilkinson, & White, 1993)などで観察できるマクロな振る舞いが、必ずしもその系の構成体である個々の下位要素（機械論的単位）のミクロな振る舞いには因果的には還元できないことが理解されてきた。このように、現代的な数学や物理学の道具立てを用いて、協同的状态としての「シナジー」の「生成」を扱う領域は、「シナジェティックス(synergetics)」(Haken, 1978, 1983)と呼ばれる。

例えば、Figure 1-1 のように、容器に入れた水などの液体を重力下に置くという境界条件のもとで下部から加熱したときに生じる対流 すなわち水分子群のマクロな運動 は、個々の水分子のミクロな動きには因果的には還元できない。このとき、液体の対流の振る舞い（「秩序変数」と呼ばれる）と直接的に関連しているのは、液体の置かれたマクロな文脈 熱力学的に言えば、重力や実験装置などの「境界条件」、液体上部と下部との温度差（ ΔT ）などの比較的マクロな変数（「制御変数」と呼ばれる） である。制御変数としての系

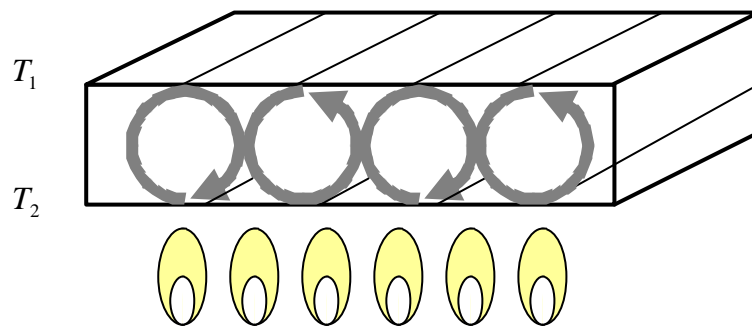


Figure 1-1. 水槽を下部から熱したときの、水槽中の液体の上部 (T_1) と下部 (T_2) の温度差 ($\Delta T \neq 0$) によって生じた水の対流現象 (Haken, 1996 を基に作成).

へのエネルギーの流入量 (ΔT によって制御される) が水の粘性力よりも小さいときは、水の上部への熱の散逸は熱伝導によって行われる。しかし、さらにエネルギーの流入量を上昇させていくと、ある瞬間から、ロール状もしくは六角柱状などの規則的な幾何学的パターンをともなう対流が生じる (Figure 1-1)。この対流によって、熱伝導によるのと比べてエネルギー散逸の効率が飛躍的に高まることになり、系は動的な安定状態　これはエネルギーや物質の代謝によって維持されているという意味で「動的」である　を確立することになる。さらにエネルギーの流入量を上昇させていくと、対流の構造はさらに複雑なものへと発展し、カオス的な状態へと展開してゆく。

このような自己組織化する系の特徴は、以下のように要約できる。

- (1) 多自由度のミクロな下位要素が非線形的　あるいは非同時的 (Thelen & Smith, 1994)　に相互作用をした結果、ミクロな要素の振る舞いとは異質な、マクロな秩序 (パターン) が自律的に生じる (Kelso, 1995; Kugler & Turvey, 1987)。
- (2) 自己組織化する系は、散逸的で、(熱力学的) 平衡から遠くにある。平衡から遠くにあり、外部とのエネルギーや物質の代謝が可能である系 (開放系) は、(熱力学的) 平衡状態に「可能な限り速く到達するために」 (Swenson & Turvey, 1991) 系内部に対流などの秩序を生じさせる。
- (3) 下位系の (非線形的) 相互作用によって生じる「揺らぎ (fluctuation)」によって、系は常に系自身の (不) 安定状態が探索され、また、異なるパターンへの発展の機会が探索される (Kelso, 1995)。
- (4) 系に生じるマクロな秩序 (パターン) は、少自由度の「秩序変数」(もしくは「集合変数」) によって特定される。「秩序変数」は、下位系の関係を特定

するが、反対に おそらく系の「境界条件」を変化させることを通じて (Kugler & Turvey, 1987) 下位系の振る舞いに影響を与える (Kelso, 1995) .

(5) 系の秩序(「秩序変数」)を変化させる,比較的マクロで定量的な変数は「制御変数」と呼ばれる.ただし,制御変数には,系の秩序を特定する「コード」 伝統的な運動制御理論において仮定されているような は含まれていない.

(6) 系の発展により到達する動的な安定状態は,アトラクターと呼ばれる.系の大域的な振る舞いは,アトラクターのレイアウト,その生成と消失によって特徴づけられる(Kugler & Turvey, 1987) .

(7) 系の振る舞いは,秩序変数のダイナミカルな方程式(秩序変数方程式)としてモデル化され,検証される.モデル化されたダイナミカル・システムズの構成要素は,それが何であるかは問われない(Rosen, 1970) .ダイナミカル・システムズは,現象の機能的なモデルである.

1-5. ダイナミカル・システムズ・アプローチ

歩行などの際に人間または動物の体肢間で生じるリズム的な協調に関して,その基礎をなすダイナミクスを明らかにしようとする研究は,2つの振動している体肢の間で形成された相対位相(f)を体肢間協調の単位として用いてきた.

はリズム的なユニット間の「質的」な時空間的協調パターンに対する,定量的な指標を提供する.例えば,左腕と右腕などの2つの体肢が同じテンポで運動している場合,その2つの体肢が,同じ時間にその周期内の同じ位置にいる(同位相モード)ならば f は0ラジアン(位相角 0°)であり,また,2つの

体肢がその周期の間，同じ時間にその周期内の反対の位置にいる（逆位相モード）ならば f は \pm ラジアン（位相角 $\pm 180^\circ$ ）である．例えば，馬の足並みについて考えてみる（Figure 1-2）．Hoyt & Taylor(1981)は，馬の足並みが移動速度に対応して 3 つに分類できるとした．歩行と早足では，左右の前肢及び後肢はそれぞれほぼ逆位相モードであり，移動速度が速い疾走になるとほぼ同位相モードになる．移動速度の変化によって，馬の体肢間の位相モードが変化したという観察例である．体肢間協調の研究の焦点は，相対位相という協調の指標が，体肢間協調の安定性に影響している変数（例えば体肢の振動周波数）を操作したときに，どのように変化するかということに当てられてきた．

複雑な系が自己組織化する理論を研究するための一般原理，シナジェティクスでは， f を「秩序変数」（リズムックユニットの時空間的秩序を要約する），それに影響を及ぼす変数を「制御変数」と呼ぶ（Haken, 1978, 1983）．シナジェティクスで用いられる方法は，「制御変数」の変化の関数として生じた「集合変数」としての「秩序変数」の状態とその発展を数学的にモデル化することを可能にする．過去の研究者は，協調し「ゆるやかに(softly)」結合することにより一体となった系の振動周波数と，それを構成する下位のリズムックユニット（例えば歩行における左脚もしくは右脚）の固有周波数間の差 $\Delta\omega$ という 2 つの制御変数の影響のもとで，体肢間の秩序変数のダイナミクスを調べてきた．

HKB モデル

体肢間の協調現象をモデル化した代表的な研究に，Kelso(1984)の仕事がある．Kelso(1984)は，被験者に対して，メトロノームによって指定される結合周波数 ω_c で両手の人さし指を周期的に運動させるよう求めた．その結果，結合周波数

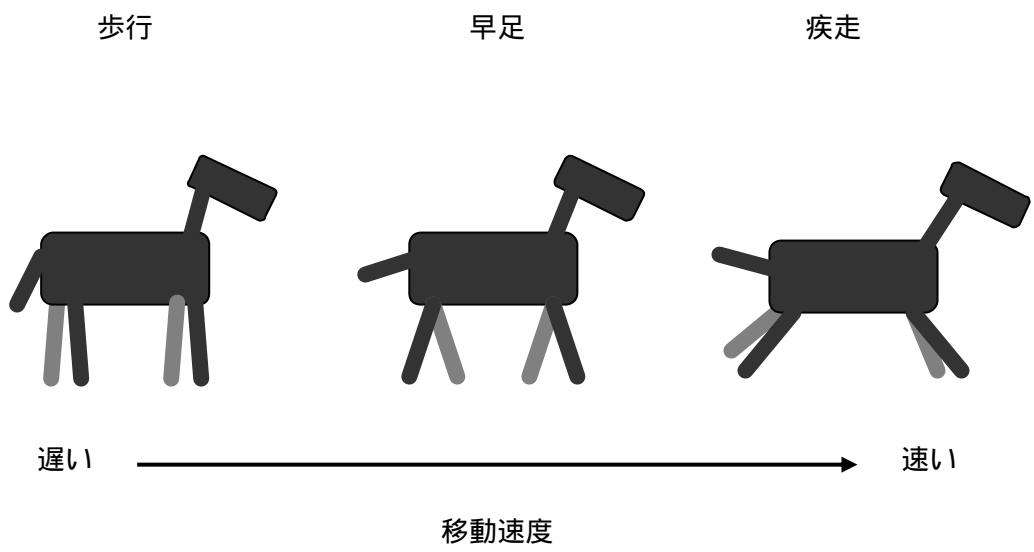


Figure 1-2. 移動速度に対応して変化する馬の足並み
(Hoyt & Taylor, 1981; 三嶋, 2000 を基に作成).

w_c を徐々に増加させていったとき，逆位相モード ($f = p$) 両手の指を互いに振る で振動させていた場合，両指の協調モードが急激に同位相モード ($f = 0$) にスイッチ (相転移) することが観察された．しかし，同位相モードで協調している状態から w_c を減少させていく (振動のスピードを遅くしていく) 場合には，同位相モードから逆位相モードに相転移することはなく，また最初に同位相モードで振動している状態でスピードをあげた場合にも，同位相モードから逆位相モードへの相転移は見られなかった．

Haken, Kelso, & Bunz (1985) は，Kelso(1984)で観察された現象 (2つの安定した位相モードが存在すること，そして，その2つの位相モードの安定性が異なること) からポテンシャル関数 V について以下のモデルを導いた．

$$V = -a \cos(f) - b \cos(2f) \quad (1-1)$$

式(1-1)において V はいわゆる (エネルギー) ポテンシャルであり， a と b は係数で，その比 (b/a) は振動子間の結合 (協調) の強さを決定する (Haken et al., 1985)．式(1-1)の による微分形 秩序変数方程式 が式(1-2)である．

$$\dot{f} = -a \sin(f) - 2b \sin(2f) \quad (1-2)$$

\dot{f} は2つの振動子間で形成される相対位相の変化率である (Haken et al., 1985)．また， f は，ポテンシャル V の「勾配」を表し，ポテンシャル場における「リペラー (ポテンシャルの山)」から「アトラクター (ポテンシャルの谷)」に向けて，系の挙動を引きつける「力」として考えることができる (Shaw, Kugler,

Kinsella-Shaw, 1990) .

Kelso(1984)による両指の運動を協調させる実験においては, b/a は w_c と反比例する . これらの事実は, 式(1-1)において, 相対位相 f に対するポテンシャル V の大きさをプロットし, 系の安定した協調状態を「黒いボール」, 不安定な協調状態を「白いボール」として表現することにより, Figure 1-3 のように視覚化することができる . Figure 1-3 に示されるように, 式(1-1)は, $f=0$ での大域的なアトラクターと, $f=\pm p$ での局所的なアトラクターを持った「エネルギー(ポテンシャル)ランドスケープ」を描く . このエネルギーランドスケープから明らかのように, 式(1-1)は, 両指の協調運動において, w_c の増加 (b/a の減少)とともに $f=\pm p$ の状態が不安定になる ($b/a \rightarrow 0$ では $f=\pm p$ のアトラクターが消失する) こと, 系が $f=0$ の協調状態にある場合は w_c を減少 (b/a を増加) させてもその安定状態が保たれることを示している .

重要なことに, このモデルは, 逆位相モードから同位相モードに転移する直前に観察される付加的な現象である「臨界揺らぎ(critical fluctuation)」と「臨界減速(critical slowing down)」の増大をも正しく予測する (Schoner, Haken, & Kelso, 1986) . 「臨界揺らぎ」とは, 相転移周辺でのマクロな観測値すなわち相対位相 f の揺動 (f の標準偏差 SDf として定量化できる) のことを指し, 「臨界減速」とは, 系が動揺から回復するためにかかる時間 (緩和時間) のことを指す . 実際, これらの予測 つまり, 「臨界揺らぎ」と「臨界減速」の増大 は, 後に実験的にも観察され, 実証されている (Kelso, Scholz, & Schoner, 1986; Scholz, Kelso, & Schoner, 1987) . これは, 体肢間協調のダイナミカルなモデル化の正当性, すなわち, 「生物の運動系を, 秩序変数・ダイナミクスに従う自己組織化する系と物理的に同一視すること」 (Turvey, 1994)

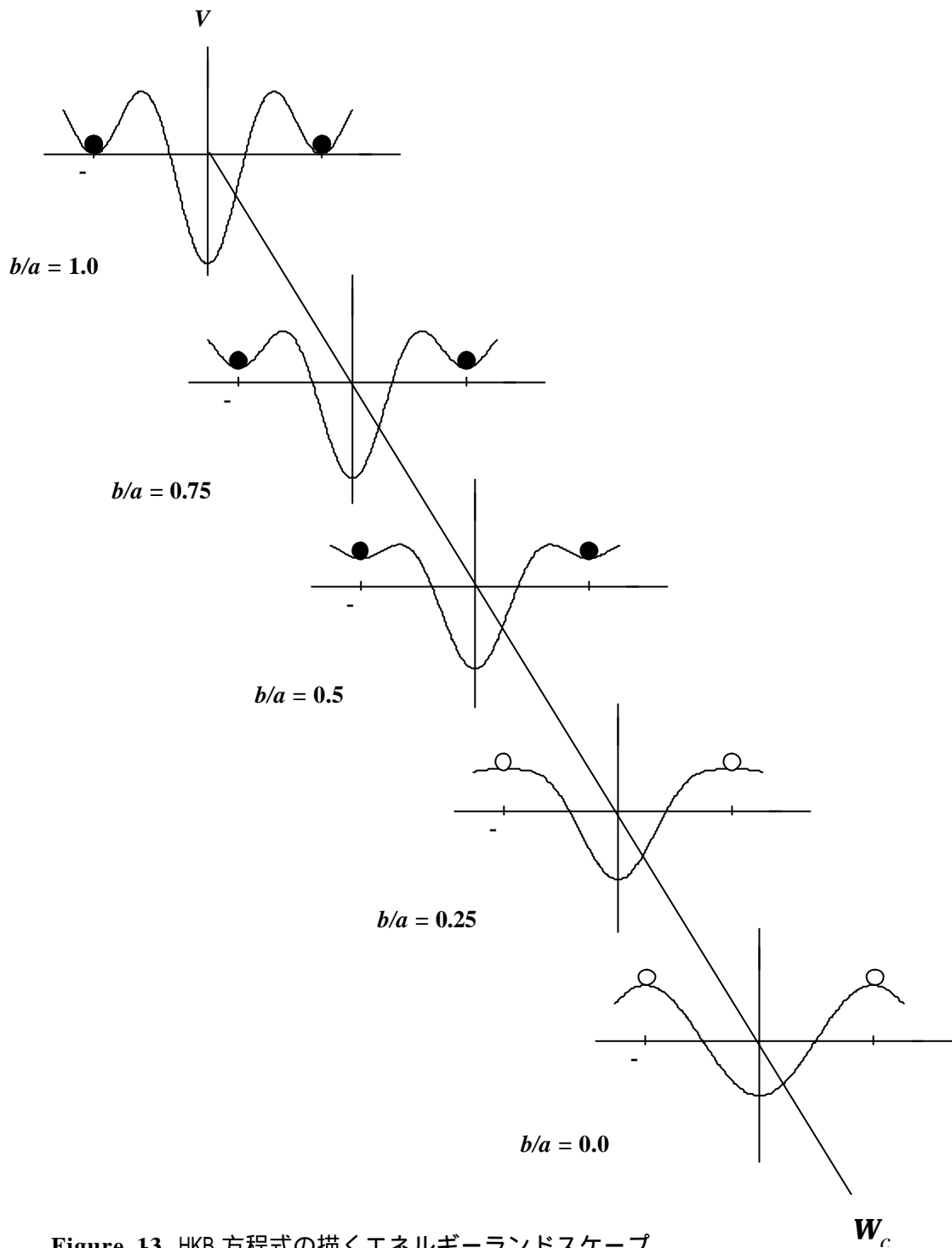


Figure 13. HKB 方程式の描くエネルギーランドスケープ .
 黒いボールは安定状態にある秩序変数を表し、白いボール
 は不安定状態にある秩序変数を表す . w_c の増加 (b/a の減
 少) により , $\pm p$ のアトラクターが消失する .

の正当性の証左となっている。

ところで、協調現象は、より一般的に、例えば右「腕」と左「脚」や、背鱗と胸鱗といった物理的に必ずしも等しくない身体部位の間にも認められる。長さや重さの異なる体肢同士では、それぞれの固有の運動周期にも差があるだろう。このような差異は、その系に競合を導入し、協調のダイナミクスの対称性を破る。この対称性の破れをモデル化するために HKB 方程式はさらに改良される。また、式(1-1)、式(1-2)では、系の下位要素（例えばニューロン群）の活動に起因する揺動をモデル化できていないので、この点についても改良が必要である。

$$\dot{f} = \Delta w - a \sin(f) - 2b \sin(2f) + \sqrt{Q}x_t \quad (1-3)$$

ここで Δw は detuning 項と呼ばれ、問題とする振動子の固有周波数の差 $\Delta w = (w_1 - w_2)$ を表す (e.g., Cohen et al., 1982; Kelso, DelColle, & Schoner, 1990; Kelso & Jeka, 1992; Kopell, 1988; Rand et al., 1988; Sternad, Turvey, Schmidt, 1992)。この Δw 項は、上記の von Holst の維持傾向をモデル化したものであり、また、 $a \sin(f) - 2b \sin(2f)$ の項はマグネット効果をモデル化したものである (Turvey & Carello 1996)。 x_t は、下位系の活動から生じるガウシアン白色ノイズ過程で、強さ $Q > 0$ の確率的力 (stochastic force) として機能する (Schoner et al., 1986 によって加えられた)。しかしながら、系の揺動をガウシアン白色ノイズ過程で近似することに関しては、あくまで当座の便法と考えるべきかもしれない。ノイズ的に見える過程の背景にも何らかの構造が隠れている可能性があるからである (e.g., Schroeder, 1991)。式(1-2)または式(1-3)

は、Haken ら 3 人の頭文字をとって「HKB (Haken-Kelso-Bunz)モデル (または HKB 方程式)」と呼ばれる。本論文では、式(1-3)を HKB 方程式と呼ぶこととする。

Figure 1-4 は、式(1-3)の相対位相 f のダイナミクスを図示したものである。 b/a の減少は結合周波数 w_c (協調時の運動の周波数) の増加を示す。 \dot{f} がゼロで f 軸と交差している箇所(太線)は f が静止した状態を示す点(固定点)である。 \dot{f} の傾きが負の時その固定点(実線)は安定、 \dot{f} の傾きが正の時その固定点(破線)は不安定であることを示している。Figure 1-4 より明らかなように、式(1-3)は様々な身体部位間の協調において観察される現象について以下の各項のように予測することがわかっている (Amazeen, Amazeen, & Turvey, 1998b; Schmidt & Turvey, 1995; Turvey, 1994)。

- (a). $\Delta w = 0$ のとき、 $f_{stable} = y$ である
 - (b). (i) $\Delta w < 0$ のとき、 $f_{stable} - y < 0$; (ii) $\Delta w > 0$ のとき、 $f_{stable} - y > 0$ である
 - (c). $\Delta w \neq 0$ のとき、 $y = 0$ よりも $y = p$ のときの方が $|f_{stable} - y|$ は大きい
 - (d). w_c が一定のとき、 $|\Delta w|$ が大きいほど $|f_{stable} - y|$ は大きい
 - (e). $\Delta w = 0$ 以外のいかなる Δw でも、 w_c が大きいほど $|f_{stable} - y|$ は大きい
 - (f). $y = 0$ よりも $y = p$ のときの方が SDf は大きい
 - (g). w_c が一定のとき、 $|\Delta w|$ が大きいほど SDf は大きい
 - (h). $\Delta w = 0$ を含むいかなる Δw でも、 w_c が大きいほど SDf は大きい
- (ただし f_{stable} は安定状態の f 、 y は意図した位相モード)。

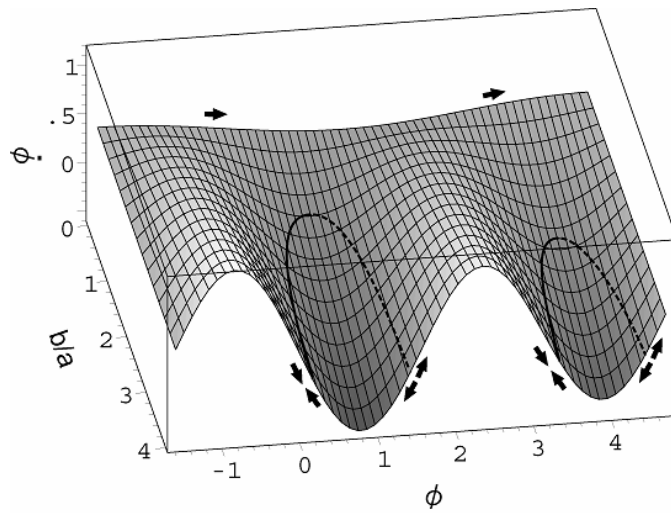


Figure 1-4. HKB 方程式が予測する相対位相のダイナミクスのベクトル場 (Δw は 0 ではない小さい値). 矢印はフローの方向を示す (詳細は本文を参照).

ダイナミカル・システムズ・アプローチでは，身体各部の運動間で創発する協調的な振る舞いの精密な観察とそのモデル化というサイクルにより，研究が進められてきた．具体的には，個人の両手の人さし指 (e.g., Kelso, 1984)，腕と脚(e.g., Kelso & Jeka, 1992)，大人または子どもが拍手しているときの両手 (e.g., Fitzpatrick, Schmidt, & Carello, 1996; Fitzpatrick, Schmidt, & Lockman, 1996) 両手に1つずつ持った振り子 (e.g., Schmidt, Shaw, & Turvey, 1993)，2人がそれぞれ片手に1つずつ持った振り子 (e.g., Amazeen, Schmidt, & Turvey, 1995; Schmidt, Christianson, Carello, & Baron, 1994; Schmidt & Turvey, 1994)，2人のそれぞれの片足 (Schmidt, Carello, & Turvey, 1990) の間というように，その協調の基礎をなす下位システムの種類に関係なく，協調運動の原理が同じものであることを実証してきた．

手首 - 振り子運動系

このような予測は，Kugler & Turvey (1987)による「手首振り子運動系」を用いた実験によって検証される．被験者に，片手に1つずつ，長さが約 20 cm から約 50 cm，慣性モーメントが約 0.02 kg/m^2 から約 0.41 kg/m^2 程度になるような「振り子」を持たせ，手首を軸として振らせる．ここで用いられる「手首振り子」は，長さや重さを変えることができ，従って振り子の固有周波数を操作することができる．振り子は，慣性モーメントや固有周波数を自在に調整できる「外在化された体肢」である．

被験者の課題は，ある特定の手首振り子のセットを，左右で共通する快適なテンポ，またはメトロノームによって指定されるテンポで一緒に振るというものである．ここでは，振り子を振るテンポ w_c が制御変数として操作される．前述したように，この w_c は b/a 値と反比例の関係にあることがわかっており，従

って、 w_c の操作は b/a を操作することである。また、このとき、振り子を振る位相モードも、同位相モードまたは逆位相モードで振るように教示によって操作される。「手首振り子系」を用いた実験は、固有周波数差 Δw 、振動周波数 w_c 、位相モード f の「すべて」の操作を可能にする。このパラダイムの下で行われた多くの体肢間協調に関する研究は、HKB 方程式の予測を支持するものであった(詳細は Schmidt & Turvey, 1995 参照)。なお、HKB 方程式は、更にその適用範囲を拡張する試みが続けられている(その現状については Amazeen et al., 1998b 参照)。

本論文の研究の対象である呼吸運動と体肢運動は、それぞれが持つ固有の周波数が異なるため、それらの協調性を検討する際、 Δw (協調する 2 つの運動の固有集周波数の差) という項が入っている HKB 方程式で検討することが妥当であると考えられる。そこで、引き続き各章では、このダイナミカル・システムズ・アプローチに従い、HKB 方程式をモデルとして行った呼吸と体肢運動の協調に関する実験研究、及び呼吸と心理状態との協調に関する実験研究を記述する。

2. 身体運動と呼吸系の協調³⁾

³⁾ 本章の実験 1 と 2 は「高瀬弘樹・三嶋博之・春木豊 投稿中 呼吸と体肢運動の協調」, 実験 3 は「高瀬弘樹・古山宣洋・三嶋博之・春木豊 2003 二者間における呼吸と体肢運動の協調 心理学研究(印刷中)」を基礎にしている.

2-1. 個体内における呼吸と体肢運動の協調

呼吸運動と身体運動とは密接に関係しており，その関係について理解することは，人間行動の機序の一端を明らかにするという意味において大変に興味深い．呼吸運動と身体運動との関連で特に広く知られているのは，Locomotor-Respiratory Coupling (LRC) と呼ばれる現象である．これは移動時に身体運動と呼吸運動とが独特のリズムをもって同期する現象であり，例えば，人や動物が歩くときや走るとき (e.g., Bramble & Carrier, 1983; Bramble & Jenkins, 1993), 人が自転車のペダルをこぐとき (e.g., Takano, 1988), 鳥がはばたくとき (e.g., Funk, Milsom, & Steves, 1992) 等に観察することができる．また，これら LRC とは別に，身体の繊細な制御が必要な場面において，身体運動と呼吸運動が協調する場合がある．例えば，「射撃的的を狙う」「針穴に糸を通す」等，体肢や体幹の微妙な制御を必要とする運動である．このような活動に際しては，一時的に「息を潜め」たり，呼吸による動揺を打ち消す相補的な身体運動を行うことを行為者は学ぶ必要がある．

呼吸の最も重要な役割は，酸素を体内に取り入れ二酸化炭素を排出することにより，エネルギー代謝を円滑に進めることである．この観点に立てば，LRC のような比較的強度の高い全身運動が呼吸と協調することは自明であろう．しかし一方で，エネルギー代謝という生理的観点のみから，上述した身体運動と呼吸運動との協調現象の全幅について説明することは難しいとも考えられる．何故なら，例えば「射撃的的を狙う」といった場面で消費されるエネルギーは，背景となる運動の基礎的なエネルギー要求と比較してずっと少ないはずであり，むしろこの場面で個体の行動に強く関係しているのは，銃の動きと的との関係，体肢に伝わる呼吸を含めた運動の振動といった「環境又は行為者自身の身体の

知覚情報」,あるいはそれらの振動を減少させようとする「意図」といった心理・行動的な次元であると考えられるからである。

2-1-1. 実験1：個体内における呼吸と体肢運動の協調（1）

本実験では、身体運動と呼吸運動の協調性 特に協調の仕方とその安定性について検討するために、これまでの体肢間協調研究で多く用いられている「手首振り子系」パラダイムの方法論（Kugler & Turvey, 1987）を採用し、手首振り子運動（振り子棒を片手で持ち、手首を撓屈・尺屈させ振り子棒を振る運動。Figure 2-1 参照）と呼吸運動を1：1のテンポで協調させたときの、それらの間の秩序変数（相対位相）のダイナミクスについて調べる。

身体運動と呼吸運動の協調運動研究にとってのこの方法論の利点は、1)全身運動ではなく局所的な運動であるため、運動によって体幹の物理的振動と胸郭や横隔膜の呼吸運動が同期するという生体力学的な協調の発生（e.g., Bramble & Carrier, 1983; Bramble & Jenkins, 1993）を回避できる、2)局所的運動であるため、代謝の負荷またはその効率化を原因とする協調の発生（Hoyt & Taylor, 1981）を回避できる、3)（手首）振り子の固有周波数を変えることにより、手首-逆さ振り子運動と呼吸運動間の固有周波数差を操作することができる、4)体肢間協調におけるダイナミカル・システムズ・アプローチにおいて確立されている手法を用いることにより、先行研究から得られた知見との比較ができる、の4点である。なお、「手首振り子系」の研究では、振り子の重りが重力方向の「順振り子」を用いるが、本研究では、振り子の重りが重力方向と逆向きの「逆さ振り子」を用いた。手首-逆さ振り子運動（Wrist-Inverted Pendulum Movement：WP）系は、固有周波数といったダイナミカルな性質において、順振り子を用い

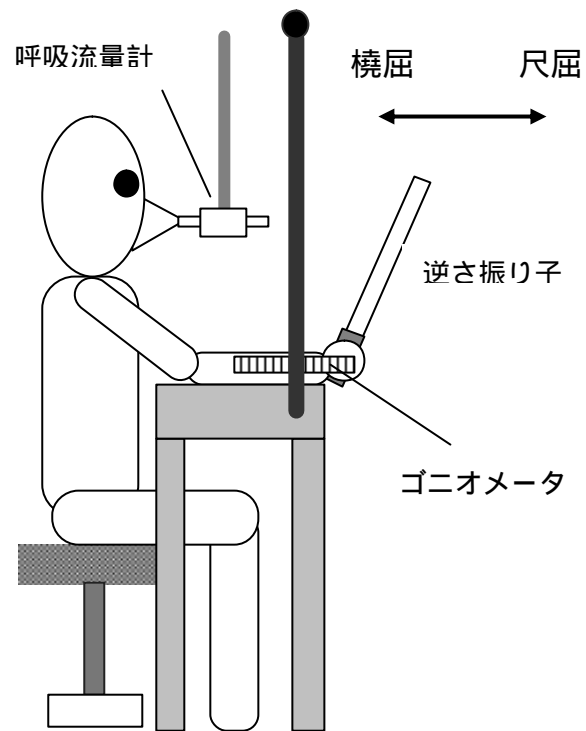


Figure 2-1. 実験場面 .

た手首振り子運動系と同じであることが確認されている (Amazeen, Amazeen, & Turvey, 1998a).

目 的

本実験では、呼吸運動と WP を 1 : 1 の周波数比で同期させたときの両運動間の位相関係、特に位相関係の収束について調べる。

方 法

被験者

大学生 10 名で (男性 4 名, 女性 6 名), 全員右手利きであり, 呼吸器官と運動器官に障害はなかった。

装置と材料

被験者に振らせる逆さ振り子は 3 種類 (25.0 cm, 104 g [以下 SHORT]; 37.5 cm, 139 g [以下 MEDIUM]; 50.0 cm, 178 g [以下 LONG])。それぞれの WP の固有周波数は、体重が 60 kg の人の場合、順に 1.516, 1.200, 0.970 Hz である。計算の原理と方法等詳細は Kugler & Turvey, 1987 参照) で、それらはすべて直径 1.2 cm のアルミ製の棒と、柄となる直径 2.5 cm 長さ 12 cm の木製の円筒から組み立てられた。試行中、被験者から逆さ振り子棒が見えないようにするため、黒い布で遮蔽した (Figure 2-1)。呼吸運動については、フェイスマスクを取り付けた呼吸流量計 (METABO 社製) による呼吸流速の測定を行った。逆さ振り子を振る手首の撓屈・尺屈運動はエレクトロゴニオメータ (Penny & Giles 社製) によって測定された。呼吸流速と WP の各データと、提示されたパルス音はすべて DAT データレコーダ (RD-135T, TEAC 社製) によって記録され、実験終了後にパーソ

ナル・コンピュータ（Apple 社製，Macintosh 7100/80AV）に接続した A/D 変換ボード（National Instruments 社製，NB-MIO-16L）を使って，サンプリング周波数 200 Hz で A/D 変換された．

手続き

被験者に呼吸流量計と接続したフェイスマスクを装着した後，被験者を椅子に座らせ，椅子の前に置かれた机の上に肘から手首までを置くように指示した．次に被験者は，3 種類の逆さ振り子の 1 つを振る運動と呼吸運動を，快適な運動のテンポ（振動周波数）で同期させるように求められた．WP について，逆さ振り子を右手に持ち，矢状面(sagittal plane)に平行になるように振ること，手首関節を支点にして強弱をつけずに滑らかに振ること，を教示した．被験者が指示通りに WP を行えるようになるまで，各試行の前に数回の練習試行を設けた．被験者は，1 試行 90 秒間の順序がランダムイズされた 3 通りの課題（振り子の種類）を行った．

データ解析

呼吸流速と WP の時系列データは，それぞれ三角移動平均法（前後 2 点，合計 5 点の平均）によって平滑化された．呼吸流速データは積分し，換気量（Ventilation: VT）データに変換した．各運動の振動周波数の時系列（ f_n ）は，各時系列のピーク時点を検出した後，以下の式によって算出した．

$$f_n = 1/(\text{time of peak extension}_{n+1} - \text{time of peak extension}_n) \quad (2-1)$$

この振動周波数の時系列からその平均値を算出し，各試行におけるそれぞれの運動の振動周波数とした WP と VT 間の相対位相 f の時系列 f_n は，両運動のピーク時点（撓屈から尺屈に転移する時点，及び呼気の開始時点）から下式で算出された(Yamanishi, Kawato, & Suzuki, 1979) .

$$f_n = 2p \times \frac{\text{time of peak extension}_{WP \bullet n} - \text{time of start of expiration}_{VT \bullet n}}{\text{time of peak extension}_{WP \bullet n} - \text{time of peak extension}_{WP \bullet n+1}} \quad (2-2)$$

f の時系列 f_n から，各振動周波数の f の平均値 ($meanf$) と f の標準偏差 (Sdf) を算出することによって，位相関係の維持における安定性が評価された．

結 果

Figure 2-2 から， $meanf$ 値が $-1.0 \sim 2.0$ rad 付近 (26 試行) と $3.0 \sim 5.0$ rad 付近 (4 試行) にそれぞれと正比例関係の収束が予想されたため， $-1.0 \sim 2.0$ rad 付近の $meanf$ については各振り子ごとに振動周波数との単回帰分析を行ったところ，SHORT は $r^2(7)=0.902$ ， $p<.001$ ， $y = 4.48x - 1.11$ ，MEDIUM は $r^2(6)=0.916$ ， $p<.001$ ， $y = 5.18x - 1.25$ ，LONG は $r^2(7)=0.832$ ， $p<.001$ ， $y = 5.18x - 1.29$ であった．また，全ての振り子の試行をまとめて単回帰分析を行うと $r^2(24)=0.869$ ， $p<.001$ ， $y = 4.89x - 1.21$ であった．また， $3.0 \sim 5.0$ rad 付近の値については観察された試行数が少なかったため全ての振り子での試行をまとめて振動周波数との単回帰分析を行った結果， $r^2(24)=0.987$ ， $p<.01$ ， $y = 5.28x + 1.77$ であった．また， $meanf$ と同様に， Sdf と振動周波数で単回帰分析を行ったが統計的に有意な関係は認められなかった．

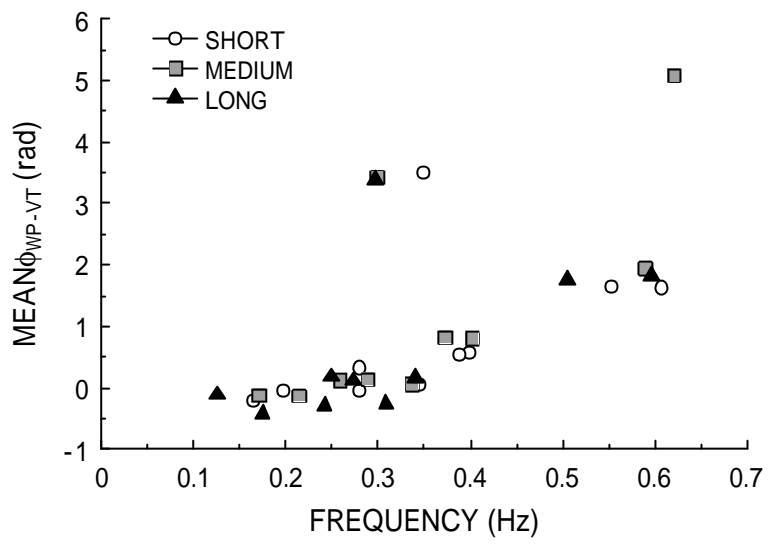


Figure 2-2. Mean f と振動周波数の散布図 .

考 察

本実験では、2つの位相モード（双安定性と呼ばれる）が観察された。1つは $meanf$ が $-0.43 \sim 1.94$ rad ($0.13 \sim 0.61$ Hz) で 26 試行、もう1つは $meanf$ が $3.38 \sim 5.08$ rad ($0.30 \sim 0.62$ Hz) で 4 試行が観察された。前者は、逆さ振り子を撓屈させる時に吸気し尺屈させる時に呼気するモード（RIUE [Radial flexion - Inspiration & Ulnar flexion - Expiration] モード、以下 RIUE）であり、後者は、逆さ振り子を撓屈させる時に呼気し尺屈させる時に吸気するモード（UIRE [Ulnar flexion - Inspiration & Radial flexion - Expiration] モード、以下 UIRE）であった。また、2つの位相モードとも、 $meanf$ がそれぞれの振動周波数と線形に収束する関係であることが認められた。この結果から、それぞれの観察された振動周波数の範囲で、WP - VT 間には2つの安定した収束領域（順に $meanf = 4.89f - 1.21$, $meanf = 5.28f + 1.77$ ）があることが示された。さらに、観察数の差（RIUE > UIRE）から $meanf = 4.89f - 1.21$ 上の $meanf$ （RIUE）がより安定的な収束点であることが推測された。

RIUE と UIRE の両方の位相モードでの試行が、同一の被験者でも観察されたことから、どちらの位相モードで行うかは、本実験で観察された振動周波数範囲では、被験者の選択によるものであると考えられる。運動の周波数がほぼ同じ範囲を占めるという状況において、質的に異なる2つの運動パターン（位相モード）が現れるという事実は、振動周波数と位相モードが非線形的関係であることを示している。

要 約

実験1では、被験者に対して、(1)逆さ振り子運動と呼吸を1：1の周波数比で同期させること、(2)その同期運動は快適なテンポで行うこと、の2つを教示

したところ，逆さ振り子を撓屈させる時に吸気し尺屈させる時に呼気するモード（RIUE モード）と，逆さ振り子を撓屈させる時に呼気し尺屈させる時に吸気するモード（UIRE モード）の，2 つの安定的な位相モードが観察された．また，2 つの位相モードとも，運動のテンポが速まると，「呼吸 - 逆さ振り子運動」間位相のずれが大きくなることが示された．これらの結果は，「呼吸 - 逆さ振り子運動」の協調が，手や脚といった身体各部位間に働く協調原理を示す HKB モデルに従うものである可能性を示唆するものであった．以下に続く実験 2 と実験 3 では，本実験で観察された 2 つの位相モードを独立変数の 1 つとし，協調性を示す相対位相のダイナミクスを調べることで，「呼吸 - 逆さ振り子運動」の協調が HKB モデルに当てはまるかどうかを検討する．

2-1-2. 実験 2：個体内における呼吸と体肢運動の協調（2）

実験 1 で観察された WP-VT 間の 2 つの安定した位相モードの存在，振動周波数の変化に伴う $meanf$ の変化という結果から，WP-VT 間の秩序パラメータの振る舞いが HKB 方程式の予測する現象と一致するものであることが推測された．一方，HKB 方程式が予測する，意図した位相モードから意図していない位相モードへの相転移現象，振動周波数の変化に伴う Sdf の変化，固有周波数差の変化に伴う $meanf$ 及び Sdf の変化等は観察されなかった．これらの現象は，ある程度高い振動周波数で生起することが推測された．実験 2 では実験 1 で観察された振動周波数範囲より高い振動周波数での WP-VT の同期課題を設定する．

目 的

前述したように一般的な体肢間協調の実験では，1) 位相モード，2) 協調運動を構成する各運動間の固有周波数の差，3) 振動周波数の 3 つの変数が，相対位相のダイナミクスに影響を及ぼすことが分かっている．そこで本実験でも，それらの 3 つの変数を操作し，呼吸運動と WP を 1：1 の振動周波数比で同期させたときの f のダイナミクスを調べる．

方 法

実験計画

WP-VT 間の位相モード (RIUE, UIRE) × 振り子 (SHORT, MEDIUM, LONG) × 振動周波数 (1.0, 1.2, 1.4, 1.6, 1.8, 2.0 Hz) の $2 \times 3 \times 6$ の被験者内計画であった．

被験者

大学生 9 名（男性 4 名，女性 5 名）. 全員右手利きであり，呼吸器官と運動器官に障害はなかった．

装置と材料

逆さ振り子，手首の橈屈・尺屈運動の測定機器，データ収録機器は，全て実験 1 と同じであった．呼吸運動については，レスピトレース（Ambulatory Monitoring Inc. 製）による胸部と腹部の収縮・拡張運動（以下，それぞれ RC，Ab）の測定と，フェイスマスクを取り付けた呼吸流量計（METABO 社製）による呼吸流速の測定を行った⁴⁾．被験者による WP と呼吸運動の振動周波数を操作するため，PC（Apple 社製，Macintosh 7100/80AV）に接続された外部スピーカから周期的なパルス音が出力された．一試行中のパルス音は，1.0 Hz から 2.0 Hz まで，0.2 Hz ステップの計 6 振動周波数が連続した状態で構成された．各振動周波数の持続時間は 5 秒間であった．各試行で最初に提示される 1.0 Hz のパルス音に対して被験者が呼吸運動と WP をすぐに合わせられるようにするため，各試行を行う前に 1.0 Hz のパルス音を約 10 秒間提示し，被験者に練習するように教示した．

手続き

4) 呼吸の重要な機能である空気の流入出は，主に肋間筋と横隔膜の運動によって行われる．肋間筋による胸郭の主に体軸に対して垂直方向への収縮・拡張と，体軸に対して平行方向への横隔膜の運動により，胸腔内の容積が変化しそれにともない圧力が変化する．その胸腔内圧の影響を受け肺が収縮・膨張し，空気の流入出が生じる．このとき肋間筋による胸郭の運動は，胸部の収縮・拡張として外部から観察可能である．また，横隔膜の運動は腹部の内臓の位置に影響を及ぼし，横隔膜が足方向に移動した場合は腹部は体軸に対して垂直方向に拡張し，横隔膜が頭方向に移動した場合は腹部は収縮する．つまり，横隔膜の運動は，腹部の収縮・拡張という形で観察可能である．このように空気の流入出という換気運動は，胸部と腹部の収縮・拡張運動といった下位系から構成されていると言え，本研究の呼吸運動の測定ではその 3 者の運動を記録した．また，本論文では「呼吸運動」という表現は，換気運動，胸部呼吸運動，腹部呼吸運動の 3 者の総称とする．

被験者は、3 種類の逆さ振り子の 1 つを振る運動 (WP) と呼吸運動を、RIUE または UIRE のどちらかで、パルス音と同じ振動周波数で協調させるように求められた。逆さ振り子の振り方については実験 1 と同様の教示を行った。被験者が指示通りに WP を行えるようになるまで、各試行の前に数回の練習試行を設けた。また、いくつかの課題では協調パターンを維持することが困難なものと教示され、また求められた協調パターンが試行の途中で遂行できなくなった場合には、その時点での振動周波数と位相モードでその試行を再開するように教示された。このような教示は、ある協調パターン時の定常的な協調の振る舞いを調べる協調実験において、特定の種類の協調課題を遂行している時に、被験者がその課題の協調パターンを崩し意図的にそのパターンを変化させるという可能性を排除するために行われた。一方、ある位相モードから別の位相モードへの相転移現象の観察を研究の主な目的とした協調実験では、多くの場合上記のような教示は行われない。本実験は位相モード、WP と VT 間の固有周波数差、振動周波数が WP-VT 間の協調の振る舞いに及ぼす影響を調べることを目的としており、それらの影響の定量的な評価を行うために定常的な相対位相のダイナミクスの観察が必要とされるため、上記と同様の教示を行った。被験者は、1 試行 30 秒間 (6 振動周波数 × 5 秒間) の 6 通りの課題 (位相モード × 振り子) を 3 セット、合計 18 試行を行った。課題の順序は各セット内でランダム化された。

データ解析

呼吸流速データ、RC・Ab データ、WP の時系列データは、三角移動平均法 (前後 2 点、合計 5 点の平均) によって平滑化された。呼吸流速データを積分した VT 及び RC、Ab は、FIR フィルターを用いてそれらの低周波成分 (0.5 Hz 以下)

を除去した。各運動の振動周波数は実験 1 と同様の手順で算出した。WP と VT の位相変位間の相対位相 f_{WP-VT} の時系列データが以下の手順で算出された。まず WP と VT の位相角度（それぞれ q_{WP} , q_{VT} ）が、1 秒間に 200 個のデータを元に計算された。運動 i (i : WP-VT) の j 番目の位相角度 q_{ij} は下式で算出された、

$$q_{ij} = \arctan(\dot{x}_{ij}/\Delta x_{ij}) \quad (2-3)$$

\dot{x}_{ij} は WP または VT の速度時系列データの j 番目をその試行時の角周波数の平均値で割った数値、 Δx_{ij} は WP または VT の時系列データの j 番目からその試行時の平均値を減算した数値である。WP と VT 間の f の時系列 $f_{WP-VT,j} = q_{WP,j} - q_{VT,j}$ から、各振動周波数持続期間の f_{WP-VT} の平均値 ($meanf_{WP-VT}$) と f_{WP-VT} の標準偏差 (SDF_{WP-VT}) をそれぞれ算出した。上記と同様に、各振動周波数持続期間の RC 及び Ab の振動周波数、WP - RC 及び WP - Ab 間の相対位相の平均値 ($meanf_{WP-RC}$, $meanf_{WP-Ab}$) と標準偏差 (SDF_{WP-RC} , SDF_{WP-Ab}) をそれぞれ算出した。振動周波数を増加させることによって生じた瞬間的な相対位相を除去するために、各振動周波数持続期間の最初と最後のそれぞれ 0.5 秒間のデータは、 f_{WP-VT} の計算に含めなかった。

また f_{WP-VT} について、その時系列の視認から、全被験者の試行 (2 [位相モード] × 3 [振り子] × 3 [セット数] × 9 [被験者数] = 162 試行) の各振動周波数 (162 試行 × 6 振動周波数 = 972 振動周波数) を、Schmidt, Bienvenu, Fitzpatrick,

& Amazeen(1998) の分類法を参考に、 f_{WP-VT} がある一定の平均値で安定している状態である「安定(stable)」と、それ以外の状態である「不安定(unstable)」に分類した。この「不安定」な状態には、それがあつた位相モードから別の位相モードに変化した状態である「相転移(transitional)」、瞬間的な制御の喪失があつた状態である「エラー(errors)」、1 秒間以上、意図していない別の位相モードで f_{WP-VT} が定常的であつた状態である「別モード(other mode)」が含まれる。 f_{WP-VT} の時系列の分類後、それぞれの被験者の各振動周波数(2[位相モード]×3[振り子]×6[振動周波数]=36振動周波数)について、3セット中「不安定」と分類された数の百分率(100×「不安定」数/[位相モード×被験者数])をそれぞれ算出した。

結 果

意図した位相モードの崩壊

f_{WP-VT} の時系列の分類に関して、RIUE では「不安定」と分類された試行は観察されなかつた(Table 2-1)。従つて、UIRE の「不安定」の百分率(「相転移」「エラー」「別モード」の合算)についてのみ、3(振り子)×6(振動周波数)の2要因分散分析(本実験で行う分散分析は全て被験者内計画)を行つた結果、振動周波数の要因の主効果及び振り子と振動周波数の間の交互作用が有意であつた(順に $F(5,40)=13.89$, $p<.01$, $F(5,80)=2.21$, $p<.05$)。下位検定を行つた結果、UIRE では振動周波数が高いほど「不安定」であり、また 1.8 Hz では SHORT 使用時よりも LONG 使用時に「安定」であることが示された。本実験では、HKB 方程式の予測する定常的な現象との関連を検討することから、「不安定」と分類された試行を除いた安定的な f_{WP-VT} の $mean f_{WP-VT}$ 及び $SD f_{WP-VT}$ について統計的

Table 2-1. UIRE モードの各振り子の種類及び振動周波数における相対位相 f 時系列の各カテゴリーの生起数の百分率 (%)

| | | Frequency (Hz) | | | | | |
|----------|--------------|----------------|-----|-----|-----|-----|-----|
| | | 1.0 | 1.2 | 1.4 | 1.6 | 1.8 | 2.0 |
| | | SHORT | | | | | |
| stable | | 100 | 100 | 100 | 96 | 78 | 67 |
| unstable | transitional | 0 | 0 | 0 | 0 | 19 | 26 |
| | errors | 0 | 0 | 0 | 4 | 4 | 4 |
| | other mode | 0 | 0 | 0 | 0 | 7 | 4 |
| | | MEDIUM | | | | | |
| stable | | 100 | 100 | 100 | 93 | 85 | 74 |
| unstable | transitional | 0 | 0 | 0 | 4 | 11 | 26 |
| | errors | 0 | 0 | 0 | 4 | 4 | 0 |
| | other mode | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| | | LONG | | | | | |
| stable | | 100 | 100 | 100 | 96 | 96 | 74 |
| unstable | transitional | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 19 |
| | errors | 0 | 0 | 0 | 4 | 4 | 7 |
| | other mode | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |

注) RIUE モードについては、「不安定(unstable)」と分類される試行が観察されなかったため、RIUE モードに関する表の記述は省略した。

分析を行う。

振動周波数

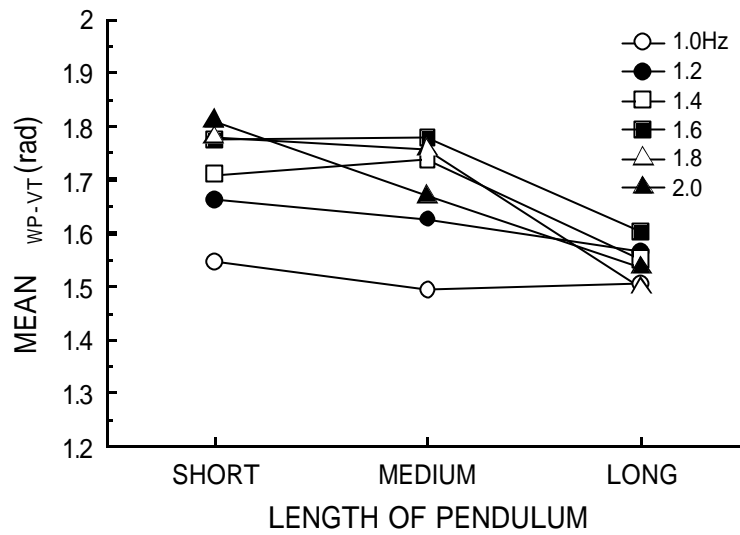
WP, VT, RC, Ab の振動周波数について, 2 (位相モード) × 3 (振り子) × 6 (振動周波数) の 3 要因分散分析を行った結果, それぞれ振動周波数の要因についてのみ主効果が有意であり (順に $F(5, 40)=5734.59, p<.001$, $F(5, 40)=5863.33, p<.001$, $F(5, 40)=352.01, p<.001$, $F(5, 40)=3401.56, p<.001$), 被験者が教示された振動周波数を実際に達成していることが確認された。

Mean

意図した位相モードの相対位相 (RIUE は $f=0$, UIRE は $f=p$) と実験で達成された相対位相とが平均的にどの程度逸脱しているかについて, それぞれ RIUE と UIRE で比較を行うために, 式(2-3)で得られた相対位相の値から意図した相対位相の値を減算し (RIUE は $f-0$, UIRE は $f-p$), $meanf$ (それぞれ $meanf_{WP-VT}$, $meanf_{WP-RC}$, $meanf_{WP-Ab}$) とした。 $Meanf$ は意図した位相モードからの相対位相の逸脱の平均の指標となる。

Mean $_{WP-VT}$ $Meanf_{WP-VT}$ について, 2 (位相モード) × 3 (振り子) × 6 (振動周波数) の 3 要因分散分析を行った結果, 振り子の要因の主効果が有意であり ($F(2, 16)=18.63, p<.001$), $meanf_{WP-VT}$ は「SHORT・MEDIUM>LONG」であることが示された。また, 振り子と振動周波数の要因間の有意な交互作用が見られ ($F(10, 80)=5.46, p<.001$), 1.2-1.8 Hz では $meanf_{WP-VT}$ が「SHORT・MEDIUM>LONG」, 2.0 Hz では「SHORT>MEDIUM>LONG」であることが示された。また, SHORT 使用時

(a) RIUE mode



(b) UIRE mode

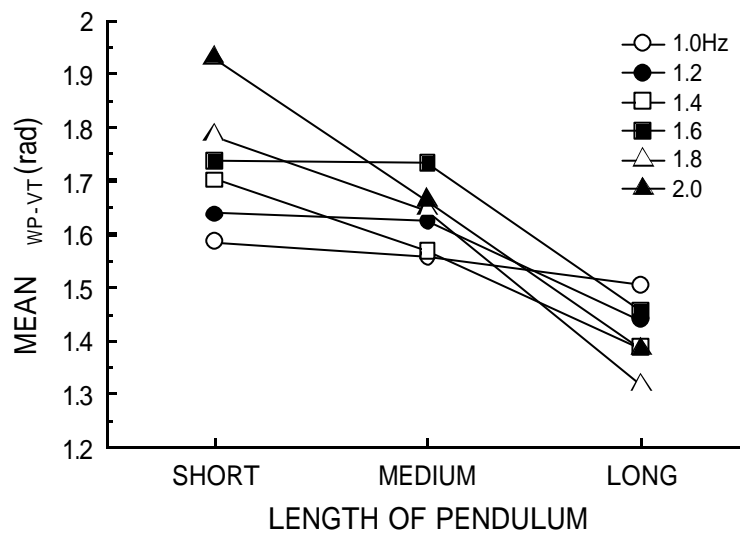


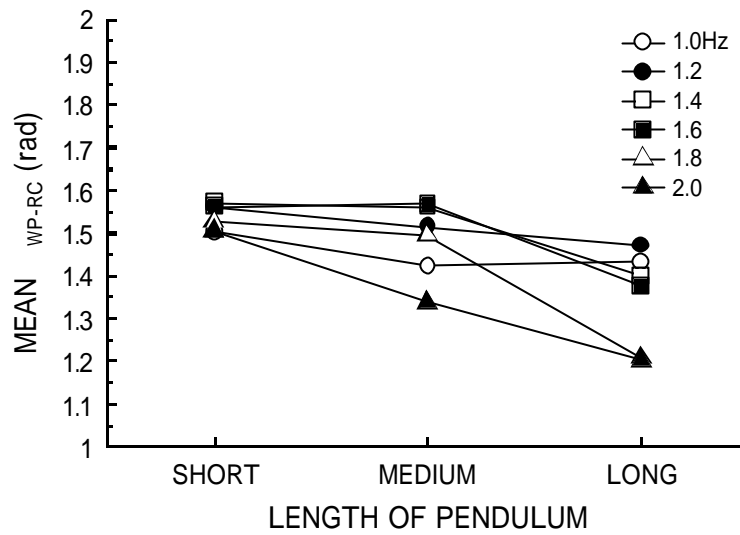
Figure 2-3. 振動周波数と振り子の種類に応じて変化する，WP-VT 間の意図した相対位相からの逸脱．

の $meanf_{WP-VT}$ は「1.0<1.6-2.0 Hz」及び「1.2-1.4<2.0 Hz」であった (Figure 2-3)。

$Mean_{WP-RC}$ $Meanf_{WP-RC}$ について 3 要因分散分析を行った結果，振り子の要因の主効果が有意であり ($F(2,16)=19.76, p<.001$)， $meanf_{WP-RC}$ は「SHORT・MEDIUM > LONG」であることが示された。また，振り子と振動周波数の要因間の有意な交互作用が見られた ($F(10,80)=5.13, p<.001$)。1.0-1.8 Hz では $meanf_{WP-RC}$ が「SHORT・MEDIUM>LONG」，2.0 Hz では $meanf_{WP-RC}$ が「SHORT>MEDIUM>LONG」であることが示された。また，LONG 使用時の $meanf_{WP-RC}$ は「1.0-1.4>1.8-2.0 Hz」であった (Figure 2-4)。

$Mean_{WP-Ab}$ $Meanf_{WP-Ab}$ について 3 要因分散分析を行った結果，振り子の要因の主効果が有意であり ($F(2,16)=15.99, p<.001$)， $meanf_{WP-Ab}$ は「SHORT・MEDIUM>LONG」であることが示された。振動周波数による要因の主効果も有意であり ($F(5,40)=7.67, p<.001$)， $meanf_{WP-Ab}$ は「1.0-1.6>1.8-2.0 Hz」であった。また，振り子と振動周波数の要因間に有意な交互作用が認められ ($F(10,80)=3.92, p<.001$)，1.0 Hz では $meanf_{WP-Ab}$ が「SHORT>MEDIUM・LONG」，1.2-1.8 Hz では $meanf_{WP-Ab}$ が「SHORT・MEDIUM > LONG」，2.0 Hz では $meanf_{WP-Ab}$ が「SHORT>MEDIUM>LONG」であることが示された。また，SHORT 使用時の $meanf_{WP-Ab}$ は「1.0>1.8-2.0 Hz」及び「1.2>2.0 Hz」，MEDIUM 使用時の $meanf_{WP-Ab}$ は「1.0-1.2>1.8-2.0 Hz」及び「1.4-1.6>2.0 Hz」，LONG 使用時の $meanf_{WP-Ab}$ は「1.0-1.4>1.8-2.0 Hz」及び「1.0>1.4-1.6 Hz」であった (Figure 2-5)。

(a) RIUE mode



(b) UIRE mode

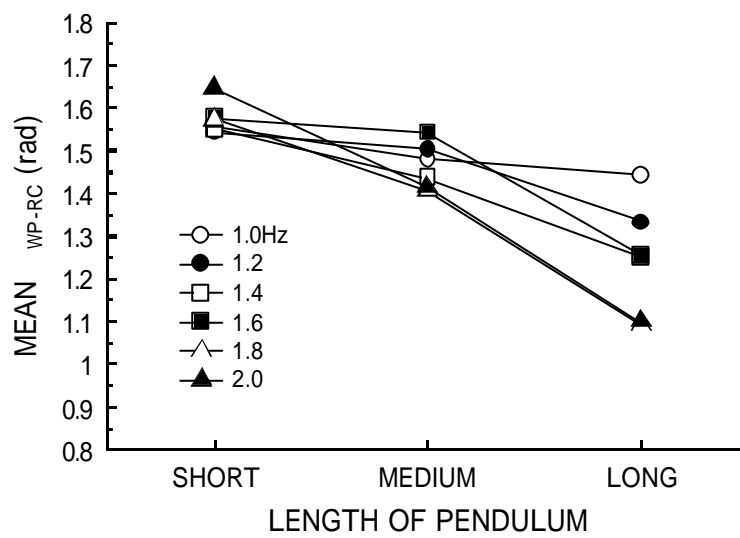
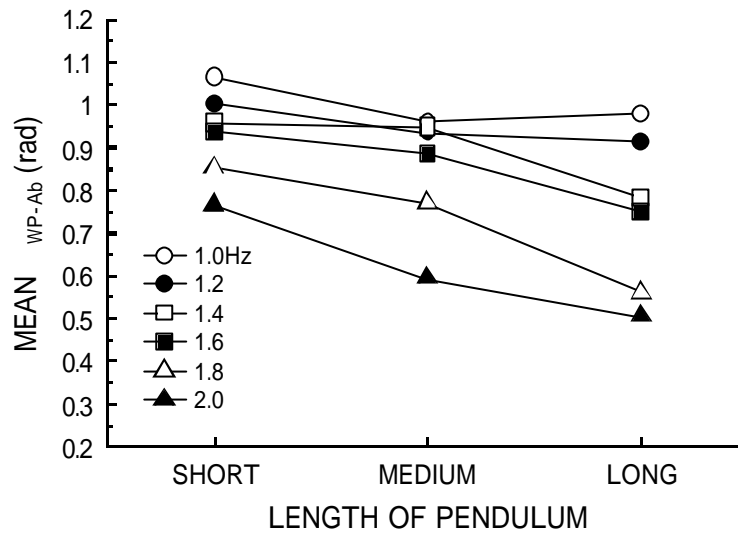


Figure 2-4. 振動周波数と振り子の種類に応じて変化する，WP-RC 間の意図した相対位相からの逸脱．

(a) RIUE mode



(b) UIRE mode

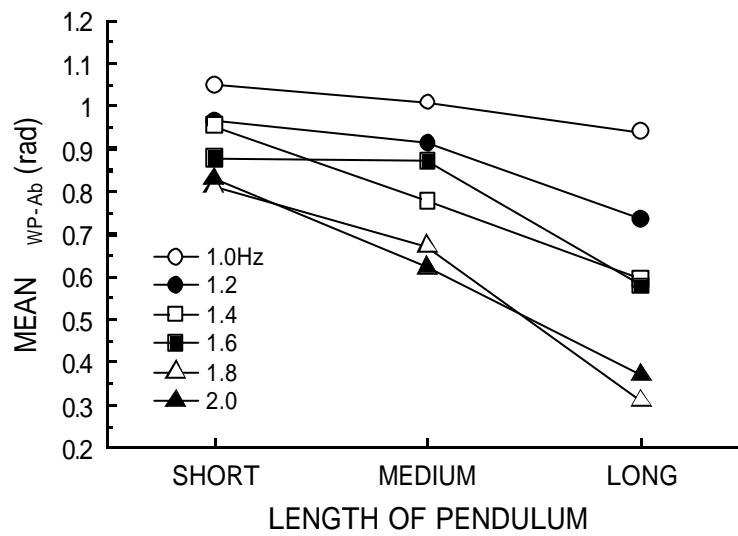


Figure 2-5. 振動周波数と振り子の種類に応じて変化する， WP-Ab 間の意図した相対位相からの逸脱．

SD

*Meanf*と同様に、VT、RC、Abの各々とWPの間の各 *Sdf* (順に Sdf_{WP-VT} , Sdf_{WP-RC} , Sdf_{WP-Ab}) について、2 (位相モード) × 3 (振り子) × 6 (振動周波数) の3要因分散分析を行った。

SD_{WP-VT} Sdf_{WP-VT} について、2(位相モード) × 3(振り子) × 6(振動周波数)の3要因分散分析を行った結果、位相モードによる要因の主効果が有意であり (F(1,8)=8.94, p<.05), 「RIUE<UIRE」であることが示された。振動周波数による要因の主効果も有意であり (F(5,40)=16.22, p<.001), 「1.0-1.4<1.6<1.8<2.0 Hz」で、 Sdf_{WP-VT} は振動周波数の増加とともに大きくなることが示された。また、位相モードと振動周波数間に有意な交互作用が認められた (F(5,40)=5.02, p<.001), 1.6-2.0 Hz で、 Sdf_{WP-VT} は「RIUE<UIRE」であることが示された。また、 Sdf_{WP-VT} は、RIUE では「1.0-1.6<1.8<2.0 Hz」、UIRE では「1.0-1.4<1.8<2.0 Hz」及び「1.6<2.0 Hz」であった (Figure 2-6)。

SD_{WP-RC} Sdf_{WP-RC} について3要因分散分析を行った結果、 Sdf_{WP-RC} と同様に、位相モードによる要因の主効果が有意であり (F(1,8)=11.64, p<.01), UIRE モードと比べてRIUEモードの Sdf_{WP-RC} が大きいことが示された。振動周波数による要因の主効果も有意であり (F(5,40)=18.41, p<.001), Sdf_{WP-RC} は「1.0-1.4<1.6<1.8<2.0 Hz」で振動周波数の増加とともに大きくなることが示された。また、位相モードと振動周波数間に有意な交互作用が認められた (F(5,40)=5.74, p<.001)。1.6-2.0 Hz で、UIREモードの Sdf_{WP-RC} がRIUEモードのそれよりも大きいことが示された。また、 Sdf_{WP-RC} は、RIUE では「1.0-1.6<

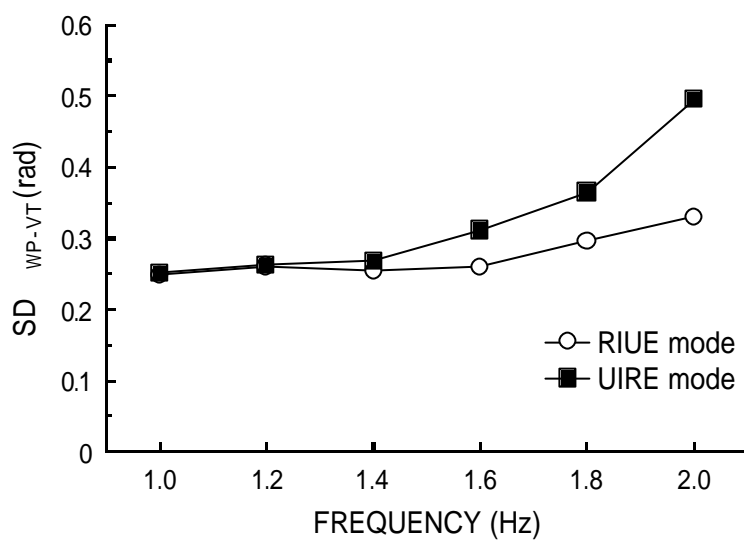


Figure 2-6. 振動周波数と位相モードに応じて変化する，WP-VT 間の相対位相の標準偏差。

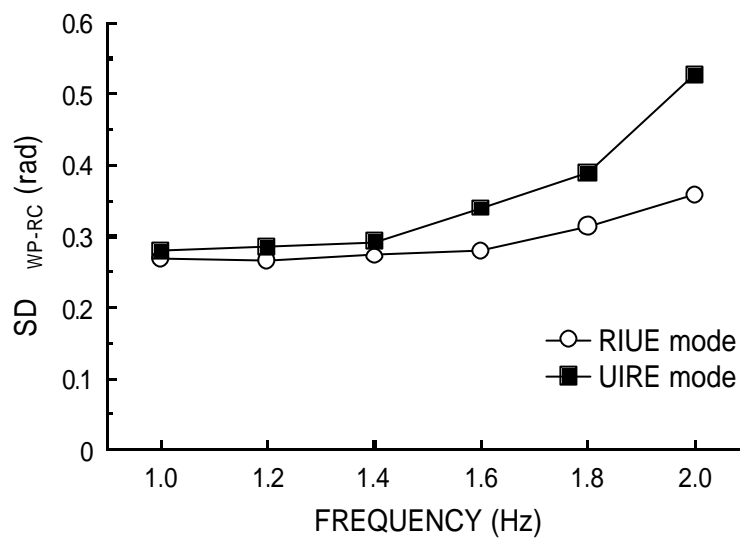


Figure 2-7. 振動周波数と位相モードに応じて変化する，WP-RC 間の相対位相の標準偏差．

1.8<2.0 Hz」,UIRE では「1.0-1.4<1.8<2.0 Hz」及び「1.6<2.0 Hz」であった(Figure 2-7).

SD_{WP-Ab} Sdf_{WP-Ab} について 3 要因分散分析を行った結果,位相モードによる要因の主効果に有意な傾向 ($F(1,8)=3.58,p<.10$), 振動周波数による要因の主効果に有意な差が認められた ($F(5,40)=17.56, p<.001$). UIRE モードと比べて RIUE モードの Sdf_{WP-Ab} が大きい傾向があり,また, 振動周波数の増加とともに Sdf_{WP-Ab} は大きくなること(「1.0-1.6<1.8<2.0 Hz」)が示された. 位相モードと振動周波数間に有意な交互作用が認められた ($F(5,40)=5.71,p<.001$). 1.6-2.0 Hz で,UIRE の Sdf_{WP-Ab} が RIUE モードのそれよりも大きいことが示された. また, Sdf_{WP-Ab} は, RIUE では「1.0-1.6<2.0 Hz」,UIRE モードでは「1.0-1.4<1.8<2.0 Hz」及び「1.6<2.0 Hz」であった(Figure 2-8).

呼吸運動の種類の違いによる逆さ振り子 - 呼吸運動間の位相特性の違い

Figure 2-3~2-8 を見ると,呼吸運動の種類(VT, RC, Ab)によって $meanf$ 及び Sdf の値に差が見られる. そこで, $meanf$ 及び Sdf について呼吸運動の種類(VT, RC, Ab)と各要因(位相モード, 振り子, 振動周波数)を含めた 4 要因の分散分析を行った.

まず $meanf$ について, 3(呼吸運動の種類)×2(位相モード)×3(振り子)×6(振動周波数)の 4 要因分散分析を行った結果,呼吸運動の種類による要因に関する有意差として,呼吸運動の種類的主効果 ($F(1,8)=66.38,p<.001$),呼吸運動の種類と振動周波数間の交互作用 ($F(2,80)=36.23,p<.001$) がそれぞれ認められた. 上記のそれぞれの呼吸運動の種類に関する $meanf$ の結果との重複

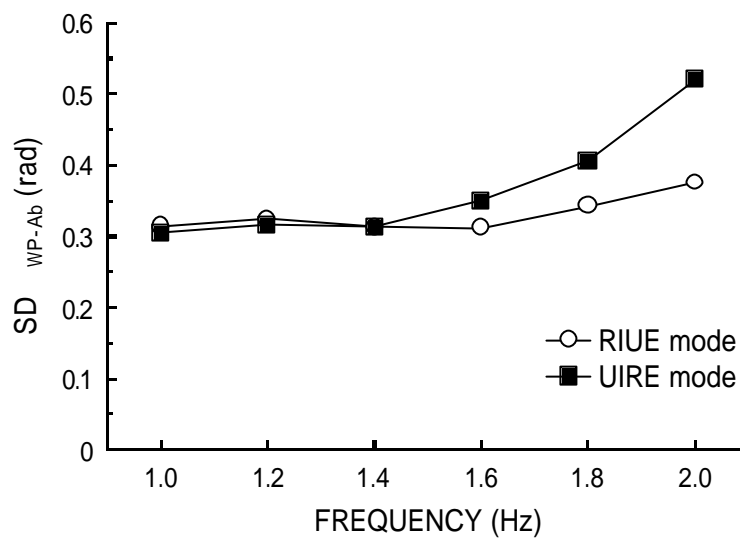


Figure 2-8. 振動周波数と位相モードに応じて変化する，WP-Ab 間の相対位相の標準偏差．

を避けて記述すると、1.0-1.2 Hz で「 $meanf_{WP-VT} \cdot meanf_{WP-RC} > meanf_{WP-Ab}$ 」,

1.4-2.0 Hz で「 $meanf_{WP-VT} > meanf_{WP-RC} > meanf_{WP-Ab}$ 」であった。

同様に、 Sdf について、3(呼吸運動の種類)×2(位相モード)×3(振り子)×6(振動周波数)の4要因分散分析を行った。その結果、呼吸運動の種類による要因に関する有意差として、呼吸運動の種類の主効果($F(1,8)=19.33, p<.001$)、呼吸運動の種類と位相モード間の交互作用($F(2,10)=7.07, p<.01$)、呼吸運動の種類と振動周波数間の交互作用($F(2,10)=2.59, p<.01$)がそれぞれ認められた。上記のそれぞれの呼吸運動の種類に関する Sdf の結果との重複を避けて記述すると、RIUE では「 $Sdf_{WP-VT} < Sdf_{WP-RC} < Sdf_{WP-Ab}$ 」、UIRE では「 $Sdf_{WP-VT} < Sdf_{WP-RC} \cdot Sdf_{WP-Ab}$ 」であった。

考 察

HKB 方程式との関連

本実験では、RIUEの方がUIREよりも協調性は安定していることが明らかになった。この結果はHKB方程式の予測(f)と一致し、冒頭で触れた剣道の打込みや拳での一撃といった運動が概して呼気時に行われるという事実に対する、ダイナミカルな観点からの説明となるかもしれない。また、振動周波数を増加させたときに Sdf が増加した(HKB方程式の予測(h))。さらに、UIREでは、振動周波数を増加させたときRIUEへの相転移が観察された。RIUEからUIREの相転移は観察されなかった。

$Meanf$ については、協調課題の教示は $meanf = 0$ というものであったが、実験で得られた $meanf$ 値は全ての課題で $meanf > 0$ であった。また、位相モードに関係なく、SHORTまたはMEDIUMとLONGとの間で $meanf$ に有意な差が認められた

(HKB 方程式の予測(d)).これらの結果は、VT と WP 間の固有周波数の差が $meanf$ に影響を及ぼしていることを示している。成人の呼吸数は約 0.2-0.4 Hz であるが、本実験で用いられた WP の固有周波数は 0.970-1.516 Hz であり両者間の固有周波数差は $\Delta w \neq 0$ であったため、HKB 方程式の予測から $meanf \neq 0$ となったと考えられる。また、SHORT と MEDIUM の固有周波数（順に 1.516, 1.200 Hz）と比べて、LONG の WP の固有周波数（0.970 Hz）は VT の固有周波数に最も近く、従って HKB 方程式から予測されるように $meanf$ も LONG が最小であった。さらに、振動周波数を増加させたときに SHORT 使用時の $meanf$ は増加した（HKB 方程式の予測(e)）。このように、WP と VT 間の $meanf$ は、両運動間の固有周波数差または振動周波数の変化によって、HKB 方程式が予測する安定的な固定点 $f = 0$ 及び $f = p$ から遠ざかったと言える。

これらの結果は、HKB 方程式が予測する現象と一致するものであり、呼吸運動という自律的活動とされている運動にも、腕や脚といった体肢の随意運動と同様の協調原理が作用している側面があることが示された。本実験の結果から、HKB 方程式は呼吸運動をも含む人の協調運動の制約を表すモデルとして、より一般的なものであることが示された。

また、上記で述べられていない HKB 方程式の予測(a)(b)(c)(g)についてであるが、予測(a)は、本実験で $\Delta w = 0$ という実験状況が設定されなかったため、その予測に実際に得られた結果が適合するか検討できなかった。予測(a)と同様の理由から、予測(b)の $\Delta w < 0$ という状況についても予測の検討はできなかったが、 $\Delta w > 0$ のときの $meanf$ については、Figure 2-3 より明らかに予測が正しい ($meanf > 0$) ことが確認できる。また、予測(c)と予測(g)については、本実験で得られた結果と適合しなかった。本実験では、振り子の固有周波数を変えることで Δw 値の操作としたが、各被験者の WP と VT の固有周波数を求め個人差を

考慮に入れることで Δw 値の操作の精度を向上させるとともに、 Δw 値の範囲をさらに広げた実験を行うことで、予測(g)について再検討することが必要であろう。また、予測(c)については、これまでの体肢間協調研究でも予測と適合しない結果がいくつか報告されている(e.g., Amazeen et al., 1998a; Schmidt, Shaw, & Turvey, 1993; Sternad et al., 1992)ことから、より一般的な協調運動のモデルを構築するために HKB 方程式のさらなる改良も含めた検討が必要とされる。

呼吸運動が身体運動におよぼす影響

換気運動と短時間の指トラッキング屈伸運動との間の相互の影響について調べた実験がある(Raßler, 2000)。被験者に、コンピュータ・ディスプレイ上に提示された方形波信号を指で屈曲、伸展またはその両方でトラッキングさせる実験では、そのトラッキングの正確性は、呼気相の後半で指の屈曲運動が開始されるときその正確性は低く、逆に呼気相の後半で指の伸展運動が開始される場合に最も正確であった。本実験との関連では、前者(呼気相の後半で指を屈曲させる)は本実験におけるUIRE、後者(呼気相の後半で指を伸展させる)はRIUEと局所的に同様の位相関係にある(トラッキング運動は間欠的運動であるため)と言える。Raßler(2000)の研究では、方形波の提示のタイミングはそれぞれの被験者の呼吸運動に依存するものであり、従ってその提示テンポは一定ではなく間欠的なものであったので、周期的な運動を取り上げた本実験との厳密な比較はできない。しかし、例えば本実験で逆さ振り子運動と換気運動の相対位相の平均は、安定した位相モードであったRIUEではおよそ1.5-1.8 radであり、一方、Raßler(2000)の研究でトラッキングが最も正確であった呼気相の後半に開始される伸展運動の場合、指運動と呼吸運動間の相対位相の平均は1.5 rad

前後と概算でき、それらは非常に近似している。同様のことが、RIUE に比べて不安定であった UIRE と、Raßler(2000)の研究でトラッキングがより不正確であった呼気相の後半に開始される屈曲運動の場合についても言える。これらのことから、本実験のような統制された周期的運動と呼吸運動の間で観察された協調現象は、トラッキングという間欠的で比較的日常的な運動と呼吸運動間の基礎となっている可能性があることが推測される。

このように、呼吸運動は全身の様々な活動に大きく影響を与えていると考えられ、本実験から、体肢の運動と呼吸運動との間にダイナミカルな協調原理が作用していることが明らかにされた。

呼吸運動部位の要因

本実験では、「 $meanf_{WP-VT} > meanf_{WP-RC} > meanf_{WP-Ab} > 0$ 」という結果であり、呼吸運動部位によって $meanf$ に有意な差が認められた。HKB 方程式を参考にすると、この結果は、VT、RC、Ab それぞれがもつ運動特性（例えば、固有周波数）が異なることによるものと推測される。RC と Ab は構造的に異なり、そしてそれらの総体的な運動である VT もそれらと構造的に異なる。RC の運動は主に内肋間筋と外肋間筋によって行われているが、肋骨があるため、その可動域（運動の振幅）もそれほど大きくない。一方、Ab の運動は横隔膜や腹直筋といった大きな筋群によって行われ、また胸部の肋骨のような骨格がないためその運動の振幅も大きい。換気運動は主にこれらの筋群の協働的な運動によって達成されており、口腔などの動きも多少関与していると考えられる。RC と Ab は完全に独立した運動体ではなく、多くの場合、協働的に運動しているが、その位相関係は意図的に変えることができることから、独立した運動体として捉えることができ(e.g., Konno & Mead, 1967), その運動特性も異なると言える。

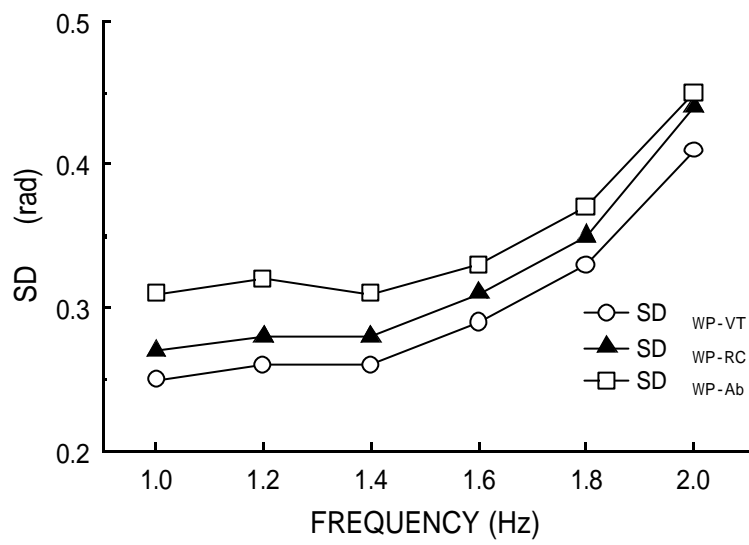


Figure 2-9. 振動周波数と呼吸運動の種類に応じて変化する相対位相の標準偏差

また、 SDF にも呼吸運動部位によって有意な差が認められ、その大小関係は「 $SDF_{WP-VT} < SDF_{WP-RC} < SDF_{WP-Ab}$ 」であった (Figure 2-9)。この結果を HKB 方程式に当てはめて考えると、「 $meanf_{WP-VT} > meanf_{WP-RC} > meanf_{WP-Ab} > 0$ 」であったことから「 $SDF_{WP-Ab} < SDF_{WP-RC} < SDF_{WP-VT}$ 」にならなくてはならない。この矛盾の原因として、Ab、RC、VT の順に摩擦関数がより多く影響していることが推測される。特に Ab の相図上の軌道を見ると、VT や RC のそれと比べて、低い振動周波数で (1.2 Hz) 乱れた円になっている (Figure 2-10)。

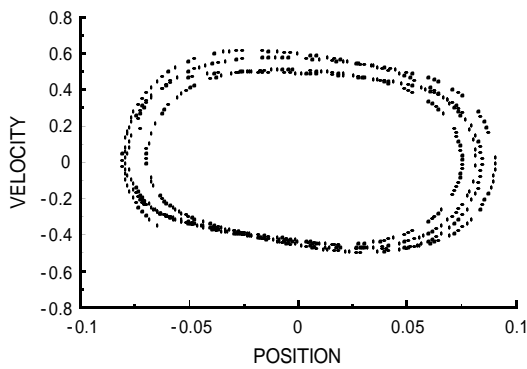
そこで、VT、RC、Ab 時系列の軌道の規則性を評価するため、調和的な運動からの逸脱を示す指標「調和性(h)」(Riley, Santana, & Turvey, 2001) を、VT、RC、Ab について算出した。まず、各試行の各時系列について、位置 - 速度を座標とする位相平面における軌道の原点からの距離 r (半径) を下式より算出した。

$$r = \sqrt{x^2 + (\dot{x}/w)^2} \quad (2-4)$$

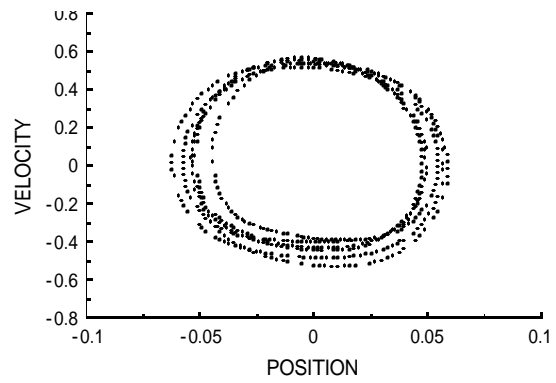
x は位置、 $(\dot{x}/w)^2$ は角周波数の平均によって正規化された速度の二乗である。次に、位相平面における各運動の位置 - 速度座標の位相角度 q を算出し、 $q = 1^\circ$ 区間毎に半径 r の平均値を求めた後、この平均 r の時系列 (360 データポイント) を正規化した時系列 (r 時系列の平均値で除した) と完全に調和的な運動の r 時系列 ($r=1$) 間の平均二乗誤差のルート (h : 値が大きいほど調和性が低い) を算出した。

調和性 h について、3 (呼吸運動の種類) \times 2 (位相モード) \times 3 (振り子) \times 6 (振動周波数) の 4 要因分散分析を行った結果、呼吸運動の種類、位相モード、

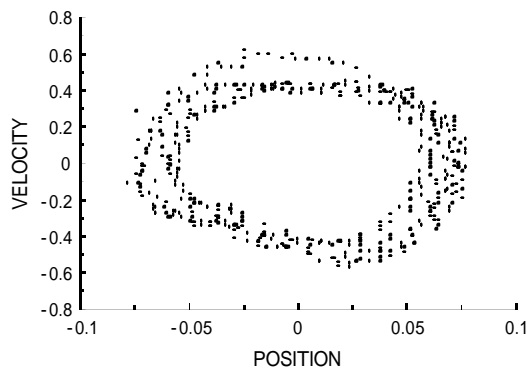
(b) VT at 1.2 Hz



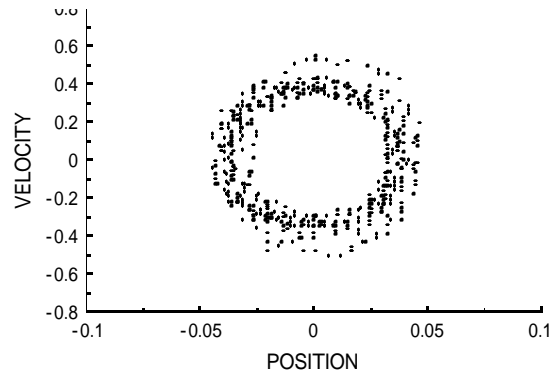
(e) VT at 1.8 Hz



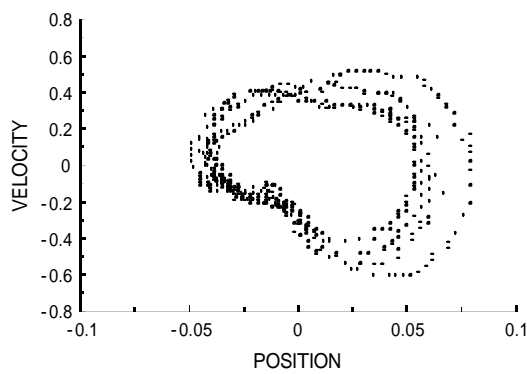
(b) RC at 1.2 Hz



(e) RC at 1.8 Hz



(c) Ab at 1.2 Hz



(f) Ab at 1.8 Hz

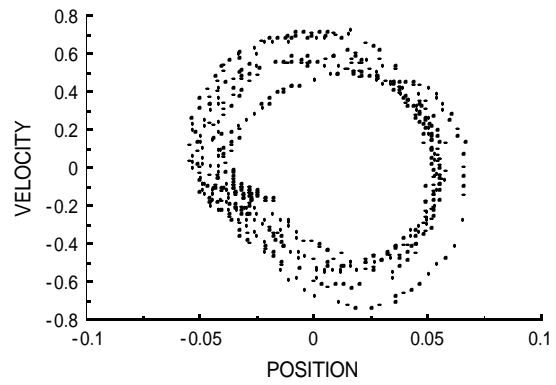


Figure 2-10. 呼吸運動の位相ポートレート．左側は振動周波数が 1.2 Hz のとき，右側は 1.8 Hz のときの位相ポートレートであり，また，上列から換気運動 (a, d), 胸部呼吸運動 (b, e), 腹部呼吸運動 (c, f) の位相ポートレートである．

振動周波数の要因の主効果がそれぞれ認められた(順に $F(2, 16)=30.35, p<.001$, $F(1, 8)=11.70, p<.01$, $F(5, 40)=17.28, p<.001$). 下位検定の結果, h は「VT<RC<Ab」, 「RIUE<UIRE」, 「1.0>1.2>1.4・2.0>1.6-1.8 Hz」であることが示された. また, 呼吸運動の種類と位相モード間の交互作用が認められ ($F(2, 16)=4.03, p<.05$), RIUE と UIRE の両モードとも「VT<RC<Ab」であり, VT と Ab では「RIUE<UIRE」であることが示された. さらに, 呼吸運動の種類と振動周波数間の交互作用が認められ ($F(10, 80)=5.26, p<.001$), 1.0 Hz では「VT・RC<Ab」, 1.2-1.8 Hz では「VT<RC<Ab」, 2.0 Hz では「VT<RC・Ab」であることが示された. また, VT では「1.0>1.2>1.4・2.0>1.6-1.8 Hz」, RC では「1.0>1.2・2.0>1.4-1.8 Hz」, Ab では「1.0>1.2>1.4>1.6-2.0 Hz」であることが示された (Figure 2-11).

これらの結果から, 概して Ab が調和的な運動から最も逸脱しており, VT がより調和的な運動であること, また, VT, RC, Ab とともに低振動周波数では調和的でなく, 振動周波数が増加するとともに調和的になることが示された. 慣性モーメントが小さい運動体が, 低振動周波数では調和性が低いが, 運動の振動周波数の増加に伴い調和的運動になるという知見がある (Beek, Schmidt, Morris, Sim, & Turvey, 1995). Beek et al. (1995)によると, 相図上の円軌道の乱れは, 振動子に含まれる摩擦関数 (van der Pol 振動子や Rayleigh 振動子) によるものであり, また回転慣性 (慣性モーメント) は振動子の振る舞いに影響を及ぼしているとしている. 一方, 構造的に, 胸部は肋骨があるためその動きの振幅は腹部に比べて小さく制限されており動かしにくいと言える. これらのことから, RC と Ab については, 相対的に RC は慣性モーメントが大きく (弾性的である), Ab は慣性モーメントが小さい (摩擦が大きい) と考えられる.

HKB 方程式というポテンシャル関数を基盤としたアプローチが, 主に協調的な振る舞いの水準 (秩序変数) に焦点を当てているのに対し, 調和性の分析はそ

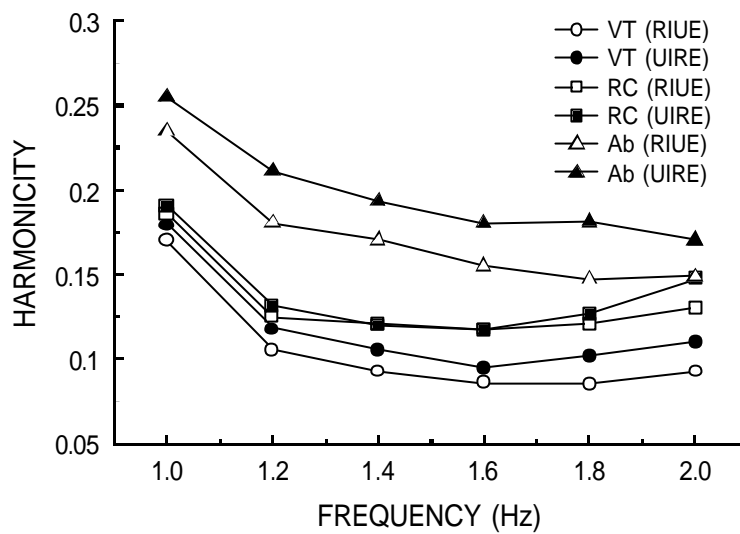


Figure 2-11. 振動周波数と呼吸運動の種類に応じて変化する調和性

の協調運動を構成する個々の運動（振動子）の水準（本実験の WP と呼吸運動にあたる）に焦点を当てている．前述したように，前者の HKB 方程式だけでは，本実験で得られた $meanf$ と Sdf の結果は説明できない．一方，後者の調和性の分析から，調和的な運動からの逸脱の大きさは「 $VT < RC < Ab$ 」であり，これが Sdf に影響していると考えられる．従って，本実験で観察された f の揺らぎ（ Sdf ）は，HKB 方程式から計算されるものと，位相平面上で観察される個々の振動子のダイナミクスを原因系とするものの総和と考えられる（Riley et al., 2001; Schmidt et al., 1993）．

ところで， Sdf_{RC} や Sdf_{Ab} と比べて Sdf_{VT} が相対的に最も小さいという結果は，射撃手が的を狙っているときに，その肩と手首との運動が互いに関連しつつ相殺しあっていること（Tuller, Turvey, & Fitch, 1982）と同様の現象であるかもしれない．つまり，換気運動の下位系である胸部と腹部呼吸運動の揺らぎが相殺していることによって， Sdf_{VT} が小さくなっているのではないか．一連の体肢間協調研究で得られた身体の各部位間の協調関係，本実験で明らかにされた身体運動と換気運動（呼吸運動）間の協調関係，Goldfield, Schmidt, & Fitzpatrick (1999)によって示された胸部と腹部呼吸運動間の協調関係というように，様々なレベルにおいて協調関係が存在し身体全体の協調システムを形成していると考えられる．

要 約

実験 2 では，実験 1 で個体内の「呼吸 - 逆さ振り子運動」の同期時に観察された 2 つの安定した位相モード（逆さ振り子を撓屈させる時に吸気し尺屈させる時に呼気するモード [RIUE モード] と，逆さ振り子を撓屈させる時に呼気し

尺屈させる時に吸気するモード[UIRE モード])を用いて、1) 位相モード、2) 呼吸 - 逆さ振り子運動間の固有周波数の差、3) 運動のテンポ、の3つの変数を独立操作したときの、協調性を示す相対位相のダイナミクスについて調べた。その結果、運動のテンポが速くなったとき、意図的に行っていた逆さ振り子を橈屈させる時に呼気し尺屈させる時に吸気するモード(UIRE モード)から、意図していない、逆さ振り子を橈屈させる時に吸気し尺屈させる時に呼気するモード(RIUE モード)へと自発的にスイッチする相転移現象が観察された。そして、この相転移付近で Sdf (f は呼吸と逆さ振り子運動間の相対位相であり、 Sdf は相対位相の標準偏差である。 Sdf の増加は協調性の低下を示す)の揺らぎの増大(臨界揺らぎ[*critical fluctuation*])が認められた。これらの結果は、手や脚といった身体各部位間に働く協調原理を示す HKB モデルに従うものであった。また、相転移や臨界揺らぎは、自己組織化系に特徴的に観察される現象であり、呼吸と身体運動(逆さ振り子運動)が自己組織的に制御されていることが示された。

また、本実験では、呼吸運動は換気運動、胸部呼吸運動、腹部呼吸運動の3運動が測定された。「換気運動 - 逆さ振り子運動」、「胸部呼吸運動 - 逆さ振り子運動」、「腹部呼吸運動 - 逆さ振り子運動」の間の協調性に差が見られたことから、換気運動、胸部呼吸運動、腹部呼吸運動は、それぞれ異なる運動特性を持つことが考えられた。分析の結果、腹部呼吸運動が他の2つの運動に比べて、逆さ振り子運動と位相のずれが小さく抑えられており、従って腹部呼吸運動の固有な周波数が他の2つの運動より速いことが示された。

2-2. 実験 3：個体間における呼吸と体肢運動の協調

実験 1 と 2 の結果から，個体内において呼吸 - 体肢運動間の協調は，HKB モデルが予測する現象の多くに従うことが明らかにされた．

体肢運動と呼吸運動間の関係は，個体「間」という，より高次で大規模な系においても重要である．古浦(1990)は，剣道の試合における身体の動きと呼吸を分析した結果，打手が受け手の呼気時に打ち込むと打ちこみ動作は概して成功するとした．つまり，剣道では，相手の呼吸を知覚し，呼気しているときに打ち込むことが勝つための要であり，立場を置き換えれば，相手に自身の呼吸を読み取られないように，そして自身の呼気相と相手の打ち込みが一致しないようにすることが重要であると言える．古浦(1990)の研究の知見は，個体間においても，個体内での体肢運動と呼吸運動の協調に見られたのと同様の関係があることを推測させる．

目 的

本実験ではこのような推測のもとに，個体間の体肢運動 呼吸運動間の協調について検討する．その際，実験 2 を参考に，1 人は体肢運動として逆さ振り子運動を，別の 1 人は（意図的な）呼吸運動を行い，両者を同一のテンポで同期させたときの，秩序変数（相対位相）のダイナミクスについて調べる．ところで，個体間の運動協調を構成する下位の系に呼吸運動が関与する場合，2 者が接触している場合には呼吸運動と連動した体幹の振動等の触覚的情報や，呼吸音・発声等の聴覚的情報，2 者が離れている場合には呼吸運動と連動した体幹の動き等の視覚的な情報と，呼吸音や発声等の聴覚的な情報が他者への情報となる．本実験では，逆さ振り子運動を行う者が知覚し協調させるべき相手の呼吸

運動の情報として、比較的知覚しやすいと考えられる呼吸音を採用した。また、呼吸運動を行う者には相手の逆さ振り子運動を見ることによって自身の呼吸運動を協調させるという課題を与える。このような知覚 行為課題で生成される相対位相のダイナミクスが、位相モード、制御変数の候補と考えられる振り子の種類と周波数によってどのような影響を受けるかについて検討する。

方 法

実験計画

逆さ振り子運動 - 呼吸運動間の位相モード (RIUE, UIRE) × 振り子 (SHORT, MEDIUM, LONG) × 周波数 (0.6, 0.8, 1.0, 1.2, 1.4, 1.6, 1.8, 2.0 Hz) の 3 要因被験者内計画であった。

被験者

大学生と大学院生、あわせて 9 組 18 名が実験に参加した。全ての組は同性で構成された (男性 4 組, 女性 5 組)。逆さ振り子運動を行った者は、全て右手利きであった。

装置と材料

振り子は、実験 1 及び 2 で使用された SHORT, MEDIUM, LONG の 3 つを用いた。呼吸音については、コンデンサーマイク (SONY 社製, ECM-360) の出力をアンプ (SONY 社製, CFD-700) で増幅し、逆さ振り子運動を行う被験者 (被験者 A) のステレオヘッドホン (SONY 社製, MDR-AV280) に出力された。このとき、鮮明に呼吸音を集音できるようにマイクと呼吸運動を行う被験者 (被験者 B) の口部との間に長さ 10cm, 直径 2.4cm のアクリル円筒を設置した (Figure 2-12)。逆さ

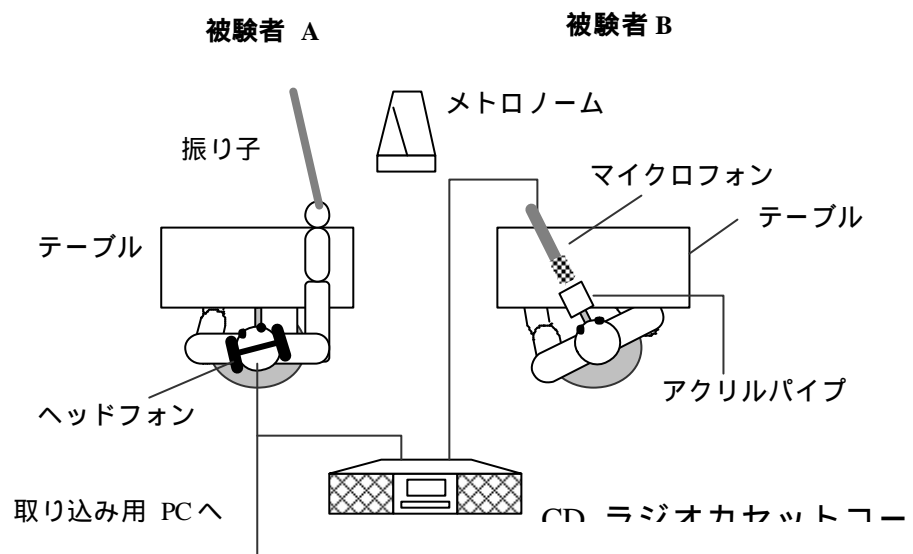


Figure 2-12. 実験場面 .

振り子を振る手首の運動はエレクトロゴニオメータ (Penny & Giles 社製) によって測定された。逆さ振り子運動と呼吸運動の周波数を操作するため、PC (Apple 社製, Macintosh 7700/80AV) に接続された外部スピーカから周期的なパルス音が出力された。一試行中のパルス音は、0.6 Hz から 2.0 Hz まで、0.2 Hz ステップの計 8 周波数が連続した状態で構成された。各周波数毎のパルス数は 9 であった (各周波数に要する時間は、0.6 Hz から 2.0 Hz まで順に、16.7, 12.5, 10.0, 8.3, 7.1, 6.3, 5.6, 5.0 秒間で、一試行に要する時間は 64.3 秒間)。各試行で最初に提示されるパルス音に被験者が運動をすぐに合わせる事が困難であると考えられたため、0.6 Hz のパルス音は 2 倍の長さ (9×2=18 回) で提示された。呼吸音、胸部・腹部呼吸運動、逆さ振り子運動の各データと、提示されたパルス音は全て A/D 変換ボード (National Instruments 社製, AT-MIO-16XE) を使って、サンプリング周波数 200 Hz で A/D 変換され、PC (EPSON 社製, Endeavor VZ4000) に記録された。

手続き

2 人の被験者を横に並ぶように椅子に座らせ、椅子の前に置かれた机の上に肘から手首までを密着させて置くように指示した (Figure 2-12)。被験者 A の右手首にエレクトロゴニオメータを装着した。次に 2 人の被験者は、3 種類の振り子の 1 つを振る、被験者 A による逆さ振り子運動と、被験者 B による呼吸運動を、RIUE モードまたはUIRE モードのどちらかで (どちらの位相モードで行うかは試行毎に実験者が教示)、パルス音と同じ周波数で同期させるように求められた。被験者 A に対して、逆さ振り子を右手に持ち、矢状面に平行になるように振ること、手首関節を支点にして強弱をつけずに滑らかに振ること、を教示した。また、試行中に逆さ振り子を注視せず左斜め前方に視線を向けるように教

示した。被験者 A に対しては呼吸運動に関する教示は行わなかった。被験者が指示通りに逆さ振り子運動または呼吸運動を行えるまで数回の練習試行を設けた。なお、呼気音と吸気音を区別できなかったと報告した被験者はいなかった。また、いくつかの試行においては協調パターンを維持することが困難なものもあると教示され、求められた協調パターンが途中で遂行できなくなった場合は、その時点での周波数と位相モードでその試行を再開するように教示された。被験者は、試行順序がランダム化された 6 種の課題（位相モード×振り子）を 2 セット、合計 12 試行を休憩を挟みながら行った。課題の順序は各セット内でランダム化された。

データ解析

呼吸音の時系列データは絶対値化したあと三角移動平均法（前後 1 点、合計 3 点の平均）で平滑化した。また、逆さ振り子運動の時系列データは、三角移動平均法（前後 2 点、合計 5 点の平均）によって平滑化された。各振動周波数における逆さ振り子運動と呼吸音間の相対位相 f の平均値 ($meanf$) と f の標準偏差 (SDf) は、実験 1 と同様に式(2-2)から算出された。試行間の移行に伴って生じた瞬間的な f の変動を除去するために、各周波数の最初の逆さ振り子運動のピーク時点と呼吸音データの呼気開始時点は、 f の計算に含めなかった。

また f の時系列の視認から、全被験者の試行（2 [位相モード] × 3 [振り子] × 2 [セット数] × 9 [被験者の組] = 108 試行）の各周波数（108 試行 × 8 周波数 = 864 周波数）を、実験 2 と同様に、 f を「安定」と「不安定」に分類した。この「不安定」状態には、「相転移」、「エラー」、「別モード」が含まれる。 f の時系列の分類後、それぞれの被験者の各周波数（2 [位相モード] × 3 [振り子] × 8 [周波数] = 48 周波数）について、2 セット中「不安定」と分類された数の

百分率 ($100 \times$ 「不安定」数 / [位相モード \times 被験者の組数]) をそれぞれ算出した。

結 果

意図した位相モードの崩壊

f の時系列の分類に関して、RIUE モードでは「不安定」と分類された試行は観察されなかった (Table 2 -2) . 従って、UIRE モードの「不安定」の百分率 (「相転移」「エラー」「別モード」の合算) についてのみ、3 (振り子) \times 8 (周波数) の 2 要因分散分析を行った結果、振り子の種類と周波数の要因の主効果が有意であった (順番に $F(2,16)=3.64$, $p<.05$, $F(7,56)=14.14$, $p<.01$) . 下位検定を行った結果、UIRE モードでは周波数が高いほど「不安定」であり、また SHORT 使用時よりも LONG 使用時に「安定」であることが示された。

Mean

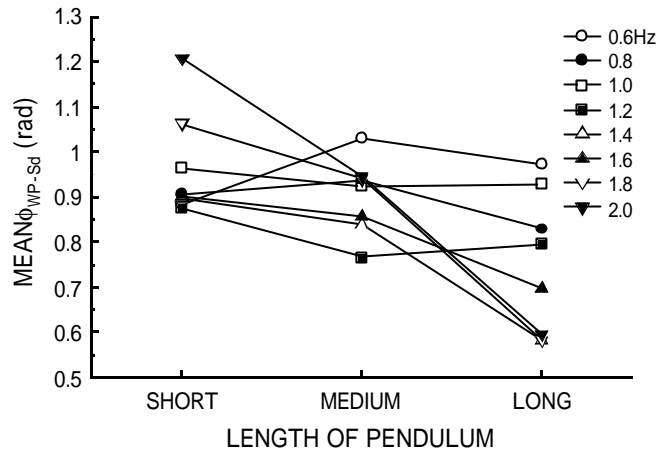
UIRE モードで行った課題では、少なくとも 1 組の被験者は 1.6 Hz 以上で f が「不安定」と分類された (Table 2 -2) . 本実験では、HKB 方程式の予測する定常的な現象との関連を検討することから、「不安定」と分類された 1.6-2.0 Hz の値を除いた安定的な f の $meanf$ 及び SDf について統計的分析を行う。まず $meanf$ について 2 (位相モード) \times 3 (振り子) \times 5 (周波数) の 3 要因分散分析 (本実験の分散分析は全て被験者内計画) を行ったところ、振り子の種類と周波数との間の交互作用が有意傾向であり ($F(8,64)=2.06$, $p<.10$) , $meanf$ が、0.6 Hz では「SHORT<MEDIUM」、0.8 Hz では「LONG<MEDIUM」、1.4Hz では「LONG<SHORT」使用時であった。また、SHORT 使用時の $meanf$ は、「0.6<1.0-1.4 Hz」であることが示された (Figure 2-13) . また、位相モードと周波数との間の交互作用が

Table 2-2. UIRE モードの各振りの種類及び振動周波数における相対位相 f 時系列の各カテゴリーの生起数の百分率 (%)

| | | Frequency (Hz) | | | | | | | |
|----------|--------------|----------------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|
| | | 0.6 | 0.8 | 1.0 | 1.2 | 1.4 | 1.6 | 1.8 | 2.0 |
| | | SHORT | | | | | | | |
| stable | | 100 | 100 | 100 | 100 | 100 | 89 | 67 | 44 |
| unstable | transitional | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 11 | 28 | 50 |
| | errors | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| | other mode | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 6 | 6 |
| | | MEDIUM | | | | | | | |
| stable | | 100 | 100 | 100 | 100 | 100 | 78 | 50 | 44 |
| unstable | transitional | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 22 | 50 | 56 |
| | errors | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| | other mode | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| | | LONG | | | | | | | |
| stable | | 100 | 100 | 100 | 100 | 100 | 67 | 61 | 39 |
| unstable | transitional | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 22 | 39 | 61 |
| | errors | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 6 | 0 | 0 |
| | other mode | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 6 | 0 | 0 |

注) RIUE モードについては、「不安定(unstable)」と分類される試行が観察されなかったため、RIUE モードに関する表の記述は省略した。

(a) RIUE mode



(b) UIRE mode

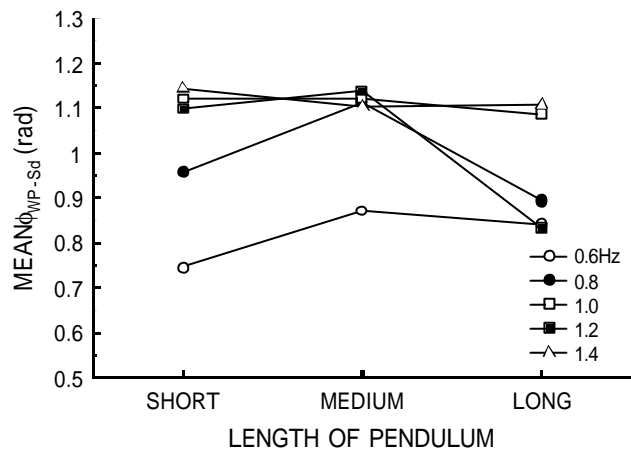


Figure 2-13. 振動周波数と振り子の種類に応じて変化する意図した相対位相からの逸脱 .

有意傾向であったが ($F(4,32)=4.83$, $p<.10$), 下位検定を行ったところ有意傾向しか見られず, 従って統計的に明確な差は認められなかった.

一般に協調運動では, 固有周波数から周波数が離れる程 $meanf$ に差が見られること, また, Figure 2-13 から 1.4 Hz より高い周波数で $meanf$ に差が見られると推測されたことから, RIUE モードの $meanf$ については不安定な f が見られなかった 1.6-2.0 Hz の値を含めた 3 (振り子) \times 8 (周波数) の分散分析を行った. また, UIRE モードの $meanf$ については RIUE モードの $meanf$ を除き且つ 1.6-2.0 Hz の値を除外した 3 (振り子) \times 8 (周波数) の分散分析を行った. RIUE モードと UIRE モードの $meanf$ を別々に統計的分析を行うことは, 上記の 3 要因分散分析で $meanf$ について位相モードの要因に統計的な差は認められなかったことから妥当である.

これらの分散分析の結果, RIUE モードの $meanf$ については振り子の要因の主効果が有意であった ($F(2,16)=4.34$, $p<.05$). また, 振り子と周波数の間の有意な交互作用が見られ ($F(14,112)=2.21$, $p<.05$), 1.8-2.0 Hz では, $meanf$ は「LONG<SHORT」, LONG 使用時の $meanf$ は, 「0.6 \cdot 1.0>1.4-2.0 Hz」であることが示された (Figure 2-13).

また UIRE モードの $meanf$ については, 周波数 1.6-2.0 Hz の $meanf$ を除いた, 3 (振り子) \times 5 (周波数) の 2 要因分散分析を行った結果, 振り子の要因の主効果が有意であり ($F(2,16)=3.88$, $p<.05$), $meanf$ は「LONG<SHORT」であることが示された. 周波数の要因の主効果も有意であり ($F(4,32)=5.61$, $p<.01$), $meanf$ が「0.6<0.8-1.4 Hz」であることが示された (Figure 2-13).

SD

SDf について, 2 (位相モード) \times 3 (振り子) \times 5 (周波数) の 3 要因分散分

析を行った結果，位相モードと周波数間の有意な交互作用が見られ
($F(4,32)=6.39, p<.01$)， SDF は1.4 Hzでのみ「RIUE<UIRE」であること，RIUE
モードの SDF が「0.6<1.2-1.4 Hz」，「0.8-1.2<1.4 Hz」であることが示された
(Figure 2-14)。

RIUEモードの SDF について3(振り子)×8(周波数)の分散分析を行った結
果，周波数の要因の主効果が有意であり($F(7,56)=4.84, p<.01$)，「0.6・
0.8-1.4<1.6・2.0 Hz」，「0.6<1.8 Hz」，「1.8<2.0 Hz」であることが示された(Figure
2-14)。また，UIREモードの SDF について周波数1.6-2.0 Hzの値を除いた3(振
り子)×5(周波数)の分散分析を行った結果，周波数の要因の主効果が有意で
あり($F(4,32)=7.89, p<.01$)，「0.8-1.2<1.4 Hz」，「0.6<1.2-1.4 Hz」であるこ
とが示された(Figure 2-14)。

考 察

HKB 方程式との関連

本実験では，1人が逆さ振り子を持った手首を撓屈するときに別の1人が吸
気し，尺屈するときに呼気するRIUEモードの方が，手首を尺屈するときに吸気
し撓屈するときに呼気するUIREモードよりも協調性は安定していることが明ら
かになった。これはHKB方程式が予測する現象(f)と一致する。また，周波数の
増加に伴って SDF が増加したが，これはHKB方程式の予測(h)と一致する現象で
あった。さらに，UIREモードでは，周波数の増加に伴いRIUEモードへの相転移
が観察されたが，RIUEモードからUIREモードへの相転移は生じなかった。“不
安定”と分類された試行は，HKB方程式が予測するように，UIREモードの比較
的高い周波数で生起している。RIUEモードで「不安定」と分類された試行は無
かった。

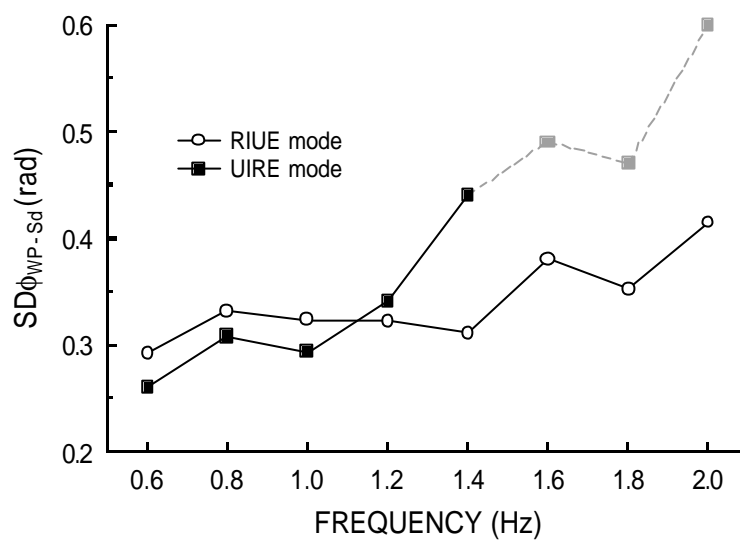


Figure 2-14. 振動周波数と位相モードに応じて変化する相対位相の標準偏差 . 灰色になっているUIREモードの1.6-2.0 Hzの Sdf は、「不安定」と分類された試行の Sdf を含めた，統計的検定の対象外の参考値 .

意図された相対位相からの逸脱の平均 $meanf$ については、位相モードに関係なく振り子の種類によって違いが見られ、SHORT 使用時の $meanf$ が LONG 使用時のそれよりも大きいことが示された。これは HKB 方程式の予測(d)と一致する現象である。すでに前章でも述べたように、本実験の WP の固有周波数は、SHORT : 1.516 Hz , MEDIUM : 1.200 Hz , LONG : 0.970 Hz であり、一方、普通安静時の VT の周波数は約 0.2-0.4 Hz であることから、WP-VT 間の固有周波数差は、LONG 使用時に最小になり、SHORT 使用時に最大となる。従って、WP-VT 間の固有周波数差が大きいときに $meanf$ は大きくなることが示された。また、周波数の要因については、RIUE モードにおける SHORT 使用時と UIRE モード時では、周波数が大きい方が $meanf$ 値は大きく、HKB 方程式の予測(e)が確認されたと言える。しかし、RIUE モードの LONG 使用時では、周波数が大きい程 $meanf$ 値は小さく、予測(e)と逆の現象が観察された。個体内の協調(実験 2)においても予測(e)と逆の結果が得られていることから、本実験の結果と合わせて考えると、これらの結果は呼吸運動が下位システムとして関与する協調運動に固有な現象である可能性が考えられる。

また、HKB 方程式の残りの予測(a)(b)(c)(g)に関しては、各々次のようなことが言える。予測(a)は、本実験で $\Delta w = 0$ という実験状況が設定されなかったため、その予測に本実験の結果が適合するか検討できなかった。予測(a)と同様の理由から、予測(b)の(i) $\Delta w < 0$ という状況についても予測の検討はできなかったが、(b)の(ii) $\Delta w > 0$ のときの $meanf$ については、Figure 2-13 より明らかに予測が正しい ($meanf > 0$) ことが確認できる。また、予測(c)と(g)については、本実験で得られた結果と適合せず、予測(e)については部分的に適合しなかった。同様に、個体内の逆さ振り子 呼吸運動間の協調研究で得られた結果も予測(c)(g)とは適合せず、また予測(e)とは部分的に適合しなかった。本実験では、

振り子の固有周波数を変えることで Δw 値の操作としたが、各被験者の逆さ振り子運動と呼吸運動の固有周波数を求め個人差を考慮に入れることで Δw 値の操作の精度を向上させるとともに、 Δw 値の範囲をさらに広げた実験を行うことで、予測(g)について再検討することが必要であろう。予測(c)については、個体内における「逆さ振り子 - 呼吸運動」間の協調(実験2)のほかに、これまでの体肢間協調に関する研究でも予測と適合しない結果もいくつか報告されている(e.g., Amazeen et al., 1998a; Schmidt et al., 1993)。また、予測(e)については振り子の種類によって適合・不適合が分かれたことから、 Δw 値の操作精度の向上が必須である。

このように、実質的に HKB 方程式が予測する現象と一致しなかった項目は(c)と(g)、及び部分的に(e)であった。これらは上記のように個体内の逆さ振り子

呼吸運動の研究でも同様に HKB 方程式の予測と一致しなかったことから、逆さ振り子 呼吸運動の間の協調に特定の認められる現象であるかもしれない。従って、協調運動に関するより一般的なモデルを構築するために HKB 方程式の改良も含めた検討が必要とされる。

本実験では、体肢間協調研究で確立された HKB 方程式が予測する現象と一致する現象が多く認められた。個体内及び個体間における手や脚等の体肢間の協調原理、及び個体内における体肢運動と呼吸運動の間の協調原理と同様の原理が、個体間の体肢運動と呼吸運動の間にも作用していることが示されたと言える。なおこの点については、本実験の UIRE モードで認められた相転移が、2.0 Hz など高い振動周波数で呼吸運動を行うことがまねいた酸素不足状態の結果ではないかという指摘も可能かもしれない。しかし、本実験におけるもう一方の RIUE モードにおいては、同様の振動周波数で相転移が認められなかった。従って、協調の崩壊を酸素不足にのみ帰属させることはできないと考えられる。

「息が合う」ということ

複数の人による協調的な動きやパフォーマンスに、日本語では「息が合う」という表現を用いることがある。もちろんこれは比喩的表現であるが、ピアノ連弾時の演奏者間（長岡・小森・中村，2000）、ギターの合奏時の演奏者間（古浦，1990）において、実際に2者間に呼吸運動の同期現象が観察されている。このような「息が合う」状況について、本実験で得られた結果をもとに考察する。

2者間の協調において相手の身体運動の視覚的情報が果たす役割に関連して、渡辺・大久保（1998）は、会話場面における対面・非対面での話し手の音声と呼吸及び聞き手の呼吸との引き込み現象を調べた。その結果、対面している場合には呼吸が互いのリズムに引き込まれるが、非対面または対面でも対話者同士が相互作用しにくい場合には、各自の呼吸が自己固有のリズムに陥りやすいことが示された。対面時には、互いに相手の身振りや頭部・体幹の動きといった身体運動の情報を視覚的に知覚することができる。対面時の会話では1人の身体運動と別の1人の呼吸運動の間、つまり2者間の「身体運動 - 呼吸運動」間に協調関係が生成され、「呼吸運動 - 呼吸運動」間の協調性が高まったと考えられる。この説明を支持する研究として、Condon（1982）が行った個体間の運動協調に関する先駆的研究がある。Condon（1982）は動画として撮影した2人の会話場面を分析した結果、発話者の発話に聞き手の身振りが同期することを明らかにした。発話が呼気を伴って産出されること、つまり呼気が発話の下位系であることを考えると、本研究で示された2者間の「身体運動 - 呼吸運動」間の協調関係が、Condon（1982）が観察した会話場面における1人の呼吸と別の1人の身体運動の間に創出する協調的關係に深く関わっている、と考えることはきわめて妥当であると思われる。

本研究で得られた結果は、上記のような「息の合った」現象の一側面である 2 者間における身体運動 呼吸運動の協調関係について、ダイナミカル・システムズ・アプローチからの説明となり、「息が合う」状況が、視覚的もしくは聴覚的な情報を含む系のダイナミクスによって成立していることを示唆している。本実験 3 と実験 2 によって、体肢運動と呼吸運動の間に安定した位相モードがあり、その協調性に関して運動のテンポ、2 者間の運動特性の差が影響を及ぼすことが明らかにされた。このような結果を総合的に考察すると、個体間協調は、「身体運動 - 身体運動」「身体運動 - 呼吸運動」という複数の協調関係から成るより巨視的な系と考えることができる。従って、このような運動の協調状態は、より高次の意図レベル(位相モード)と、より低次の個々の運動体のレベル(逆さ振り子運動と呼吸運動の固有周波数、振動周波数)の両者からの制約と相互作用により生じていると考えられる。

要 約

実験 3 は、実験 2 の個体内の「呼吸 - 逆さ振り子運動」の同期を個体間に当てはめたものである。つまり、被験者 A が逆さ振り子運動、被験者 B が呼吸運動を行い、それぞれ相手の運動に自身の運動を同期させるという課題を用いた。実験 3 での独立変数は、実験 2 と同様に、1) 位相モード(逆さ振り子を撓屈させる時に吸気し尺屈させる時に呼気するモード [RIUE モード]と、逆さ振り子を撓屈させる時に呼気し尺屈させる時に吸気するモード [UIRE モード])、2) 呼吸 - 逆さ振り子運動間の固有周波数の差、3) 運動のテンポ、の 3 つであり、これらの変数を独立操作したときの、協調性を示す相対位相のダイナミクスについて調べた。その結果、運動のテンポが速くなったとき、意図的に行っていた逆さ振り子を撓屈させる時に呼気し尺屈させる時に吸気するモード (UIRE モー

ド) から、意図していない、逆さ振り子を撓屈させる時に吸気し尺屈させる時に呼気するモード (RIUE モード) へと自発的にスイッチする相転移現象が観察された。そして、この相転移付近で Sdf (f は呼吸と逆さ振り子運動間の相対位相であり、 Sdf は相対位相の標準偏差である。 Sdf 増加は協調性の低下を示す) の揺らぎの増大 (臨界揺らぎ) が認められた。これらの結果は、個体内の「呼吸 - 逆さ振り子運動」の協調実験で観察された結果とほぼ同様の結果であった。

この個体間の「呼吸 - 逆さ振り子運動」の協調実験では、逆さ振り子運動が尺屈時 (逆さ振り子運動を行う者の身体から離れる方向に振り子が向かうとき) に呼気するという位相モードが安定的であることが示された。この結果は、剣道の試合で、打手が受け手の呼気時に打ち込むとき、打ちこみ動作は概して成功するという観察結果を説明するものである。つまり、打手の竹刀の振り下ろしを逆さ振り子運動の尺屈運動と考えると、打手が受け手の呼気時に打ち込むとき、打ちこみ動作が概して成功するということは、個体間の「呼吸 - 逆さ振り子運動」の協調実験で安定的であるとされる位相モードに陥ることと同じであるからである。

このような説明は、会話場面における発話者の発話に聞き手の身振りが同期するという現象にも当てはまることも考察された。

2-3. 個体内及び個体間の呼吸と体肢運動の協調に媒介する情報

個体内および個体間の逆さ振り子 - 呼吸運動間で観察された結果は、協調の程度における差が認められる一方、質的には非常に類似したものであった。個体内の振り子運動 - 呼吸運動間の協調と、個体間の協調には、各々の状況に含まれるニューロンの量的・質的な相違（2人の神経系と1人の神経系）、及び関与する知覚システム（結合の媒介）の質的な相違（2者間の協調では主として視覚システムと聴覚システムだけが関わっているのに対し、個体内の協調では触覚システムと聴覚システムが関わっているという相違）がある（Figure 2 - 15）。これらの違いにも関わらず、個体間における振り子運動 - 呼吸運動間で観察された相対位相のダイナミクスが、協調の量的な程度においては異なるものの、質的には個体内でのものとほぼ同じであることを明らかにした。これは、個体内と個体間の協調における運動の制御過程が質的に同等であることを示唆している。

それでは、個体内と個体間におけるこのような運動制御過程の質的な同等性を保証しているものは何であろうか。個体内の呼吸運動と身体運動、特に歩行や走行との協調についての研究は、これまで多く行われているが、その多くは、呼吸運動と身体運動という「末梢的」運動の協調について、中枢に仮定されたCPG (Central Pattern Generator) 間の結合をその原因系として説明している。これとは対照的に、ダイナミカル・システムズ理論では、当該の運動に直接的・間接的に関与するシステムを構成する下位システム間の協同と競合の結果としてリズム（協調）が生じているとする。これは、個体間の協調現象を考えると、より現実的なものであると考えられる。個体間協調では、2者間で運動を協調させたが、そこには単純に考えても2つの「中枢」が下位システムとして関与し

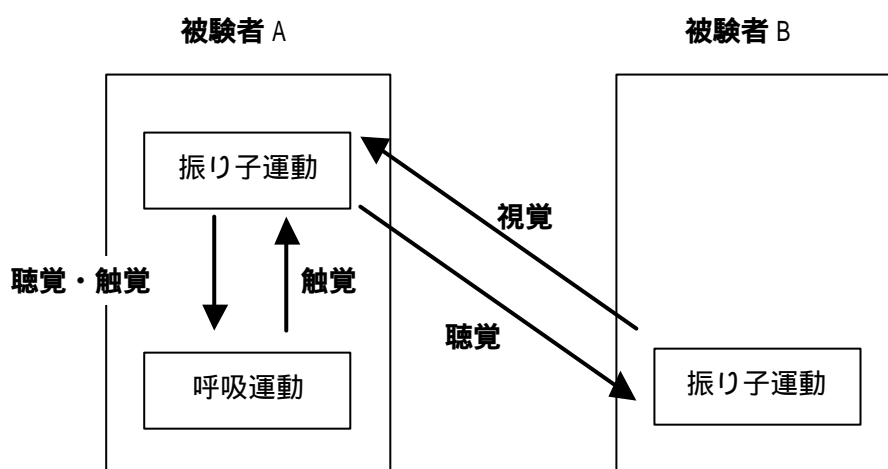


Figure 2-15. 個体内および個体間協調における情報 .

ている．これら 2 つの「中枢」には解剖学的な接続はなく，従って 2 者間の協調を成立，維持させるものは，視覚的・聴覚的知覚「情報」のみである．

このことから，個体間における協調の生成と持続または崩壊は，その協調の仕方（位相モード），キネマティクスやダイナミクス（振り子の種類，振動周波数）を特定し，なおかつ知覚システムにとって利用可能な情報 呼吸運動と共起し共変する視覚的・聴覚的エネルギーパターンとその変化 に制約されていると考えられる．また，個体内と個体間の振り子 - 呼吸運動間の相対位相が，どちらも質的に同じように振る舞うことが明らかにされたが，これは，ダイナミカルな観点からは，解剖学的・機械的な結合と，視覚・聴覚による情報的な結合に機能的な差がないことを示唆している．

3. 心理状態と呼吸系の協調⁵⁾

⁵⁾ 本章は、「Takase, H., Mishima, H., & Haruki, Y. 2002 Coordination between thoracic and abdominal respiration in relaxed and stressed situations. Japanese Health Psychology, 9, 33-47.」を基礎にしている。

前章では、呼吸運動と身体の運動の間に、HKB モデルに基づく協調的な原理が機能していることが示された。このような呼吸系の協調は、心理状態の変化といった文脈の変化からどのような影響を受けるだろうか。前章の実験では、意図的に呼吸と体肢運動を同期させる、同期運動のテンポを速める、体肢運動の運動特性を操作する、といったように、呼吸と体肢の運動に様々な制約を与えた状況のもとで「呼吸 - 体肢運動」間の協調について検討した。このような制約が比較的少なく、特に呼吸に対して意図的な制御を被験者に教示しない状況では、呼吸系の協調のダイナミクスはどのようなものだろうか。

個体内の協調実験 2 では、WP-VT 間、WP-RC 間、WP-Ab 間の相対位相のダイナミクスは異なるものであり、その違いは、調和性の解析結果から、VT、RC、Ab の各運動の摩擦機能が異なることによることが示された。すでに述べたように、換気運動は胸部と腹部の呼吸運動を下位系とする。実験 2 では（個体内の）胸部と腹部呼吸運動を下位系とする呼吸系の協調性が、HKB モデルに当てはまる可能性を示唆され、従って、「胸部 - 腹部呼吸運動」という呼吸系はダイナミカル・システムズと捉えられることが推測される。

一方、感情研究において、特定の心理的状态⁶⁾が喚起されているとき、胸部と腹部の呼吸運動の対称性が変化することが示されている。愉快的なフィルムを観るなどポジティブまたは快な心理的状态が喚起された時は、胸部の呼吸振幅が不変または減少し、腹部呼吸振幅が増加するというような腹部優位の呼吸パターンになると言える (Ancoli & Kamiya, 1979; Ancoli, Kamiya, & Ekman, 1980; Svebak, 1975)。また、逆に、不快なフィルムを観る、困難な課題に取り組むといったネガティブな心理的状态が喚起された時は、腹部の呼吸振幅が不変また

⁶⁾ 本論文では、ストレスフルまたはネガティブな心理的状态や、リラックスした、またはポジティブな心理的状态も「感情」と呼ぶこととする。

は減少し、胸部呼吸振幅が増加するというような胸部優位の呼吸パターンになると言える (Ancoli & Kamiya, 1979; Ancoli et al., 1980; Svebak, 1975). これらの研究の知見は、特定の心理的状态と関連して、胸部と腹部の呼吸運動の協調性が変化することを推測させる。

感情は、表出行動など伝達的な機能を持つことから情動的であり、表情、身振り、発声といった動きが伴う。また、多くの研究で感情が喚起されたときには生理状態、神経伝達等の変化が認められている。このように、感情は様々な要素が関与している非常に複雑な系であり、それは時系列で刻々と変化していく。すでに述べたように、ダイナミカル・システムズ・アプローチは、複雑な系の時間発展を扱うアプローチであることから、感情研究には大変有効と考えられる。

以上のことより、身体運動 - 呼吸運動間と同様に、呼吸系の下位系である胸部と腹部呼吸運動間に、心理状態と関連した協調性の変化があるという仮説が立てられる。

日本語では、「息が上がる」、「ホッと一息つく」、「息を呑む」というフレーズがある (春木, 1996)。これらは、いずれも人間の呼吸活動そのものを表しているだけではなく、その人の行動や心理状態をも表している。これらは日本では「からだ言葉」と呼ばれ、日常的に用いられる表現法である。呼吸と関連したからだ言葉が存在することからも明らかなように、呼吸と心理的状态は密接に関係していると言える。

呼吸と心理的状态との関係を調べたこれまでの研究では、ネガティブまたはストレスフルな心理的状态にあるときは、呼吸数が増加し、分時換気量が増加することが明らかにされている (Boiten, Frijda, & Wientjes, 1994; Grossman, 1983 に総説されている)。また、ポジティブなまたはリラックスした心理的状态

のときには、呼吸数は減少することが明らかにされている（Skaggs, 1930; Dudley, Holmes, Martin, & Ripley, 1964）。このように、呼吸とは単に換気を行い、それによって生命を維持するというだけでなく、心理的な側面から私たちの健康に関連していると言える。

ところで、これらの知見を導いた呼吸に関する従来の研究の多くは、換気量曲線、または胸部の呼吸運動から得られたものである。呼吸（換気）運動は主に、横隔膜の上下移動および肋間筋の収縮による肋骨の拡張-収縮によって行われる。つまり、呼吸運動は肋間筋を主とする胸部の呼吸筋群と、横隔膜を主とする腹部呼吸筋群の2つの運動から成る。Grossman (1967) は、胸部と腹部が独立に収縮することがあるので、呼吸の測定においては両方を同時に測定しなければならないとしている。しかし、上記のように胸部と腹部の呼吸運動を測定した研究は少なく、また、両運動の協調性を扱った研究は見当たらない。

これまで呼吸と心理的状态の関連についての研究において、胸部と腹部の呼吸運動を対象とした研究も存在するが、それらは胸部と腹部を別々に扱い、その違いを明らかにしたものであり、両者間の位相関係といった統合的に扱った研究はほとんどない。そこで、本章の実験4と実験5では、ストレスフルな状況とリラックス時の胸部と腹部呼吸運動の位相関係、特に協調性について検討した。その際、呼吸運動をダイナミカルに組織化するシステムと捉える観点を提示し、その有効性を示す。

3-1. 実験4：ストレス時の胸部と腹部呼吸運動の協調

目 的

本実験では、これまでの研究において、ストレスフルな状況を喚起させる課

題として一般的に用いられている暗算課題，反応時間課題，ストレスフィルム課題を被験者に行わせ，それぞれの課題場面における胸部と腹部呼吸運動の協調性について検討することを目的とした．

方 法

被験者

大学生・大学院生 10 名（男性 5 名，女性 5 名）．

装置と材料

暗算課題と反応時間課題は，17 インチ CRT ディスプレイのコンピュータ（Apple 製，Macintosh 7100/80AV）を用いて行わせた．呼吸の測定は，被験者の胸郭部周囲（脇下）と腹部周囲（臍上）に装着したレスピトレース（Ambulatory Monitoring Inc.）によって行った．レスピトレースからの出力は全て DAT（TEAC 製，RD-103TE）に入力・記録し，実験が終了した後にコンピュータ（Apple 製，Macintosh 7100/80AV）に接続した A/D 変換ボード（National Instruments 製，NB-M10-16L）を使って，サンプリング周波数 100 Hz で A/D 変換した．

課題

実験に用いられた課題は，暗算課題（MA），反応時間課題（RT）を行なうことと，映像を観ること（FL）であった．各課題において，それぞれ難しい課題（MA-D，RT-D）またはストレスフルな課題（FL-S）と，易しい課題（MA-E，RT-E）または中性的な課題（FL-N）を設け，すべての課題で易しいまたは中性課題，難しいまたはストレスフル課題の順序で提示した．

課題の内容は以下の通りである．MA では，被験者の約 50 cm に置かれたコン

コンピュータディスプレイ上に計算式を提示した。被験者に計算を終えたらコンピュータディスプレイ上の STOP ボタンをマウスでクリックするようにさせ、STOP ボタンが押されたら 4 つの回答の選択肢が表示されるようにし、被験者が被験者自身の計算結果と一致するものをクリックで選ぶようにさせた。難しい課題 (MA-D) は、3 桁の整数どうしの足し算 (例えば、「 $358 + 624 =$ 」) で 1 問について 4 秒以内に回答しなければならないというものであった。易しい課題 (MA-E) は 1 桁の整数どうしの足し算 (例えば、「 $6 + 9 =$ 」) とし、回答に要する制限時間は設けなかった。どちらの場合も課題を行っている間、1 計算毎に回答の正解、不正解を音でフィードバックした。また課題を行っている間、正解、不正解の累積加算数を連続的にコンピュータディスプレイ上に表示した。

RT では、被験者の前に置かれたコンピュータディスプレイ上に図形 (星形図形) が提示されたら、コンピュータディスプレイ上の STOP ボタンをマウスでクリックすることを求めた。難課題 (RT-D) は図形が提示されたらできるだけ早くマウスをクリックするというもので、図形が提示されてからマウスをクリックするまでの時間が 0.350 秒以内の場合をクリアーとし、0.350 秒以上の場合と図形提示前にマウスをクリックした場合をエラーとした。図形の提示する間隔は 2-15 秒でランダムした。易課題 (RT-E) は図形が提示されたらマウスをクリックするというもので、図形が提示されてからマウスをクリックするまでの時間に制限を設けなかった。図形の提示する間隔は 6 秒で一定とした。難課題を行っている間は、クリアーかエラーかを音でフィードバックした。また難課題を行っている間は、クリアー、エラーの累積加算数を連続的にコンピュータディスプレイ上に表示した。

FL では、ストレスフルな映像 (FL-S) として眼科手術場面の映像を提示し、中性的映像 (FL-N) としては知覚に関する心理学の講義ビデオを用いた。

課題の順序は、予備的な実験において、ストレス映像による気分への影響が強くまた持続性が高かった場合が多かったため、実験時の他の課題への影響を避けるために、FLは最後に与える必要があると判断した。よってMA, RT, FLの各刺激条件を順に固定した系列で与えた。この場合、繰り返しにともなう慣れ及び疲労の効果が予測されたので、それぞれの課題に先行して90秒間の安静時データを測定した。

手続き

被験者に実験参加同意書にサインを求めた後、被験者を椅子に座らせ、胸部・腹部にレスピトレースを装着し、5分間の安静状態の呼吸運動データを測定した。

次に、MAを易課題、難課題の順番でそれぞれ3分間行わせた。易課題終了後3分間安静にした後、90秒間安静にさせ、続いて難課題を行わせた。以下、RT, FLと同様の手続きで行った。MA, RTの難課題時には、課題の成績に応じて実験後に支払われる報酬が増減する（MAの場合、正解数から不正解数を減じた数が大きいほど、RTの場合、クリアー数からエラー数を減じた数が大きいほど報酬は増える）ことを教示した。

データ解析

デジタル化された胸部・腹部の呼吸運動データのノイズを除去するため、FIR (Finite Impulse Response) フィルタをかけた。その後、各課題のそれぞれのphaseの呼吸数、相対位相の平均と標準偏差を算出した。

呼吸数は、胸部または腹部呼吸運動曲線のピーク時点（吸気から呼気にスイッチする時点）を検出したあと、以下の計算式(3-1)で呼吸数の時系列 RR_n を算出し、その平均値を求め、呼吸数とした。

$$RR_n = 60 / (\text{time of peak point}_{n+1} - \text{time of peak point}_n) \quad (3-1)$$

また, Peak 法による胸部と腹部呼吸運動の相対位相には, 式(3-2) (Yamanishi et al., 1979) が用いられた. f_n は, n 番目のサイクルの相対位相である (RC は胸部, Ab は腹部呼吸運動. Valley 法は RC と Ab を入れ替える).

$$f_n = 2\pi \times \frac{\text{peak point}_{RC-n} - \text{peak point}_{Ab-n}}{\text{peak point}_{RC-n+1} - \text{peak point}_{RC-n}} \quad (3-2)$$

呼吸 1 サイクル毎の位相差の算出には, 呼吸運動曲線のピーク時点 (吸気から呼気になる時点) を用いる方法 (Peak 法) と, 谷ポイント (呼気から吸気になる時点) を用いる方法 (Valley 法) の 2 つを方法によって行い, それぞれ相対位相の平均 ($meanf$) と標準偏差 (SDf) をそれぞれ求めた.

結果と考察

各課題 (MA, RT, FL) の呼吸数, $meanf$, SDf のそれぞれについて, 課題の難易度 (易しい, 難しい) \times phase (課題前安静 [pre-TASK] 期, 課題遂行 [TASK] 期, 課題後安静 [post-TASK] 期) の 2 要因分散分析を行った.

呼吸数

胸部呼吸運動から算出された暗算課題時の呼吸数について, 課題の難易度 (易しい, 難しい) \times phase (pre-TASK, TASK, post-TASK) の 2 要因分散分析を行ったところ, 交互作用が見られ ($F(2, 18)=3.57, p<.05$), 下位検定の結果, MA-E,

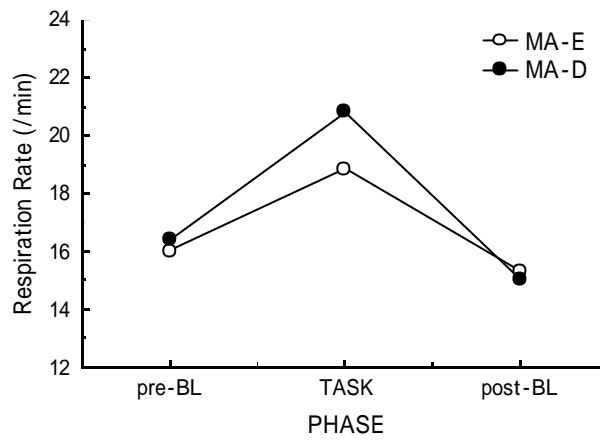
MA-D とともに呼吸数は pre-TASK 期から TASK 期にかけて増加し ,その後 post-TASK 期にかけて減少したことが明らかになった .また ,TASK 期の呼吸数は MA-E<MA-D であった (Figure 3-1a) . 腹部呼吸運動から算出された呼吸数についても交互作用が見られ ($F(2,18)=3.61, p<.05$) , 同様の結果であった .

胸部呼吸運動から算出された反応時間課題時の呼吸数について , 課題の難易度 (易しい , 難しい) × phase (pre-TASK , TASK , post-TASK) の 2 要因分散分析を行ったところ , 交互作用が見られ ($F(2,18)=5.05, p<.05$) , 下位検定の結果 , RT-D の呼吸数が pre-TASK 期から TASK 期にかけて増加し , その post-TASK 期にかけて減少したことが明らかになった .また ,TASK 期の呼吸数は RT-E<RT-D であった (Figure 3-1b) . 腹部呼吸運動から算出された呼吸数についても交互作用が見られ ($F(2,18)=6.01, p<.05$) , 同様の結果であった .

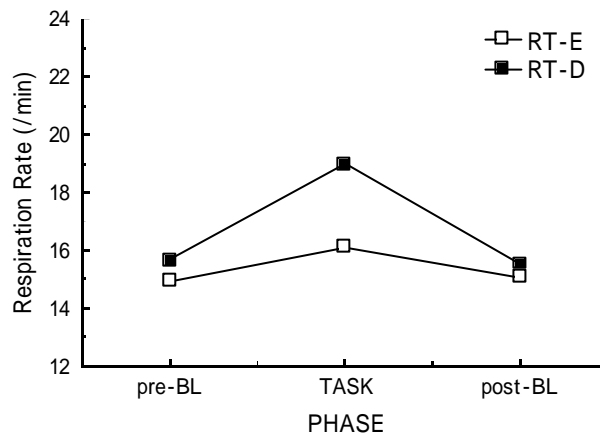
映像を観る課題では , 呼吸数は統計的に有意な変化をしなかった (Figure 3-1c) .

以上のように , 呼吸数に関しては , MA・RT の難課題 (MA-D , RT-D) に有意な変化が見られた . 難課題遂行時に呼吸数が増加するという結果は , これまでのストレス課題時の呼吸を調べた研究の一般的な結果と一致するものである . MA の易課題にも有意な呼吸数の増加が見られたが , これは , 心理生理学的機序の差により , 呼吸に関しては反応時間課題よりも暗算課題に大きな変化が現れるという知見 (田中・澤田・藤井 , 1994) と一致するものであった . また , ストレスフルな映像を観る課題で呼吸数に有意な変化が見られなかった原因として , TASK 期に定常的な呼吸運動ではなかったことが挙げられる . 課題中に , 「ハッと息を呑む」というように呼吸運動が停滞する場合もあれば , 呼吸が速くなるときもあり , 結果として課題中の呼吸数の平均は安静時と有意に異なるということがなくなるというケースが多く見られた .

1a) 暗算



1b) 反応時間



1c) 映像

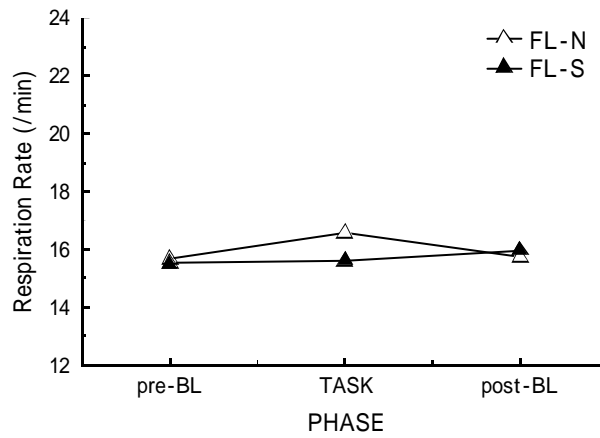


Figure 3-1. 各課題における胸部呼吸運動の呼吸数

Mean と SD

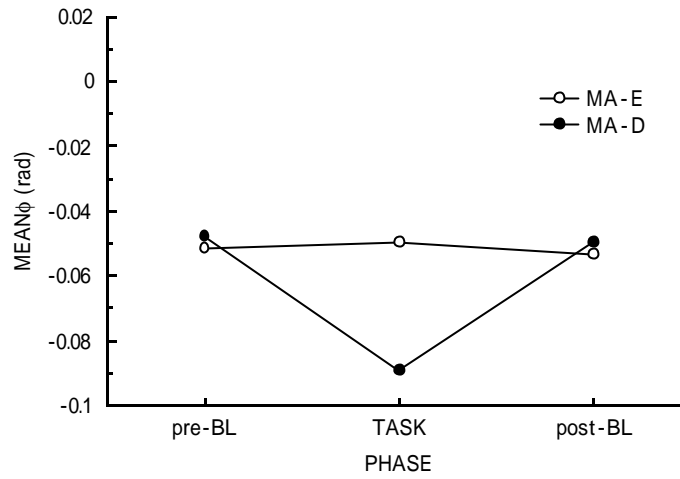
Peak 法 各課題 (MA, RT, FL) の *meanf* について, 課題の難易度 (易しい, 難しい) × phase (課題前安静時, 課題遂行時, 課題後安静時) の 2 要因分散分析を行ったところ, MA-D の *meanf* について交互作用が見られた ($F(2, 18)=3.79$, $p<.05$). 下位検定の結果, MA-D の *meanf* が pre-TASK 期から TASK 期にかけて低下し, その後 post-TASK 期にかけて高まったことが分かった. また, TASK 期の *meanf* は「MA-E>MA-D」であった (Figure 3-2a).

また, 各課題 (MA, RT, FL) の *SDf* について, *meanf* と同様の分散分析を行ったところ, MA-D と RT-D について交互作用が見られた (順番に, $F(2, 18)=4.87$, $p<.05$, $F(2, 18)=4.39$, $p<.05$). 下位検定の結果, MA-D と RT-D の両方とも *SDf* が pre-TASK 期から TASK 期にかけて増加し, その後 post-TASK 期にかけて減少した. また, TASK 期の *SDf* は「MA-E<MA-D」, 「RT-E<RT-D」であった (Figure 3-3).

Valley 法 各課題 (MA, RT, FL) の *meanf* について, 課題の難易度 (易しい, 難しい) × phase (pre-TASK, TASK, post-TASK) の 2 要因分散分析を行ったところ, MA-D の *meanf* について交互作用が見られた ($F(2, 18)=3.41$, $p<.10$). 有意傾向にとどまったが, 下位検定を行った結果, MA-D の *meanf* が pre-TASK 期から TASK 期にかけて低下し, その後 post-TASK 期にかけて高まったことが分かった. また, TASK 期の *meanf* は「MA-E>MA-D」であった (Figure 3-2b).

また, 各課題 (MA, RT, FL) の *SDf* について分散分析を行ったところ, MA-D と RT-D, FL-S について交互作用が見られた (順番に, $F(2, 18)=4.87$, $p<.05$, $F(2, 18)=4.39$, $p<.05$). 下位検定の結果, MA-D と RT-D の *SDf* が pre-TASK 期から TASK 期にかけて増加し, その後 post-TASK 期にかけて減少した. FL-S の *SDf* は pre-TASK 期から TASK 期にかけて増加し, その後 post-TASK 期でも減少することなく, pre-TASK 期と比べ有意に増加したままであった. また, post-TASK 期

2a) Peak 法



2b) Valley 法

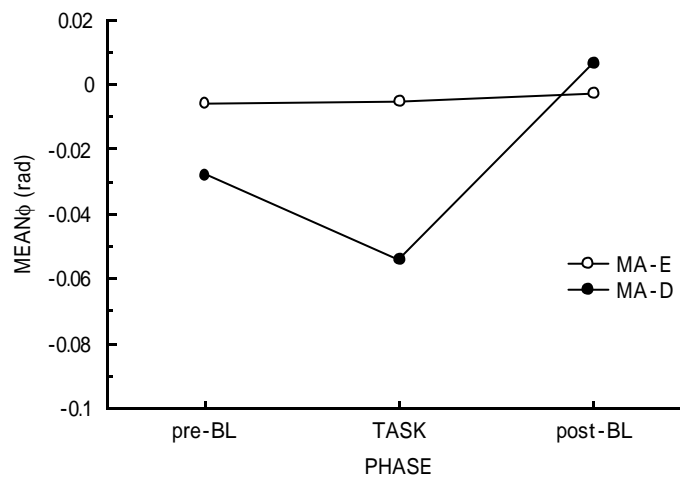
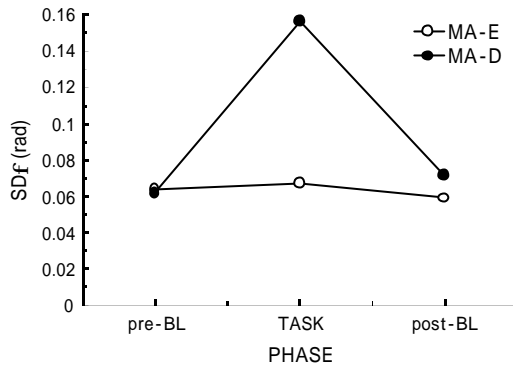
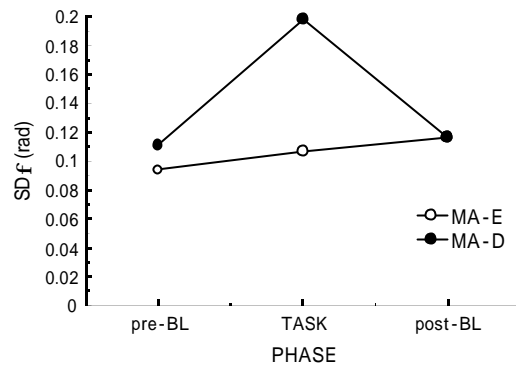


Figure.3-2. 暗算課題時の胸部と腹部呼吸運動間の相対位相の平均 . 2a は Peak 法によって算出された値であり , 2b は Valley 法によって算出された値 .

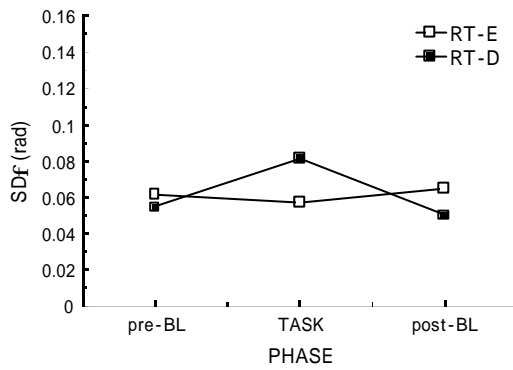
3a) 暗算 (Peak 法)



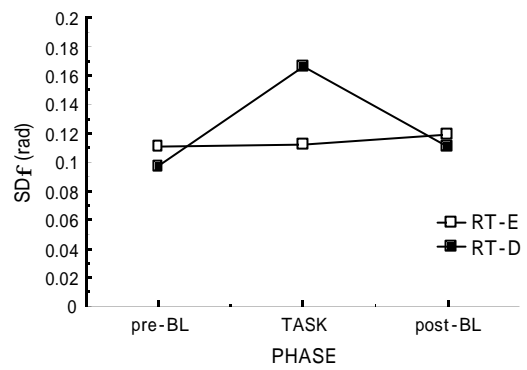
3d) 暗算 (Valley 法)



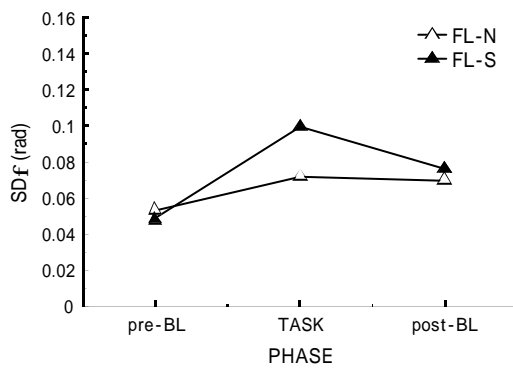
3b) 反応時間 (Peak 法)



3e) 反応時間 (Valley 法)



3c) 映像 (Peak 法)



3f) 映像 (Valley 法)

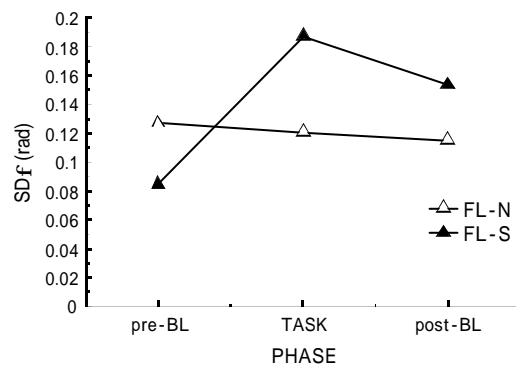


Figure 3-3. 各課題における胸部と腹部呼吸運動間の相対位相の標準偏差。
3a-c は Peak 法によって算出された値であり, 3d-f は Valley 法によって算出された値である。

の Sdf は「MA-E<MA-D」,「RT-E<RT-D」,「FL-N<FL-S」であった (Figure 3-3)。

相対位相については, 課題前の安静期から難しい又はストレスフルな課題 (MA-D・RT-D, FL-S) 遂行期にかけて胸部と腹部呼吸運動間の Sdf が増加したこと, そして易しい又は中性的な課題に関しては, Sdf の有意な変化は見られなかったことから, ストレス時には胸部と腹部の呼吸運動間の協調性は低下することが分かった。また, $meanf$ は, MA-D 遂行時にその課題前後の安静時よりも有意に小さかったことから, 胸部より腹部の呼吸運動が先行することが分かった。呼吸数に関する結果から, 暗算課題は他の課題と比べて呼吸により大きな影響を与える課題と考えられ, 従って, $meanf$ についても, 難しい暗算課題 MA-D の遂行時のみ有意な変化が示されたと推測できる。

3-2. 実験 5 : リラックス時の胸部と腹部呼吸運動の協調

目 的

本実験では, リラクゼーション技法を被験者に行わせ, その技法を行う前後の胸部と腹部の呼吸運動の協調性について調べ, 比較することを目的とした。

方 法

被験者

大学生 28 名 (男性 14 名, 女性 14 名)。

装置と材料

呼吸の測定およびデータ処理に使用した機器は, 実験 4 と同様である。また, リラクゼーション技法を行う前後の気分状態を測定するために, 気分プロフイ

ール検査 (Profile of Mood States : POMS) (横山・荒木, 1994) の下位尺度 , 「緊張 - 不安」(9 項目) , 「怒り - 敵意」(12 項目) , 「疲労」(7 項目) を用いた .

リラクゼーション技法

リラクゼーション技法として , ジェイコブソンのリラクゼーションのための筋弛緩の簡略版 (門前, 1995) の一部と肩のリラクゼーション技法 (池月, 1990) の合わせたものを用いた .

手続き

被験者の胸部と腹部にレスピトレースを装着し , 5 分間の座位安静状態の呼吸データをとった . その後 , POMS の下位尺度の「緊張 - 不安」, 「怒り - 敵意」, 「疲労」に回答させた . 次に , リラクゼーション技法を十分に練習させた後 , 被験者自身のペースでリラクゼーション技法を行わせた . それが終わった後 , 5 分間安静にしてもらい , その間の呼吸運動を測定しリラックス時の呼吸運動とした .

データ解析

POMS の下位尺度の「緊張 - 不安」, 「怒り - 敵意」, 「疲労」のそれぞれの得点が , リラクゼーション技法を行う前後で 0 ポイント以上増加した下位尺度が一つでもあった者を , リラックスできなかった者で見なし , 以下の呼吸運動のデータ解析から除外した . その後 , 実験 4 と同様の計算法で呼吸数と相対位相の平均及び標準偏差を算出した .

結果と考察

POMS の下位尺度の「緊張 - 不安」, 「怒り - 敵意」, 「疲労」得点の結果から ,

呼吸運動のデータ解析から除外された者は 4 名 (男女 2 名ずつ) であった。従って、これ以降の呼吸運動の分析対象者は 24 名 (男女 12 名ずつ) であった。

呼吸数

胸部呼吸運動から算出された呼吸数について、phase (リラクゼーション技法試行前安静時 [pre-BL]、試行後安静時 [post-BL]) の一要因被験者内分散分析を行ったところ、有意な主効果が見られ ($F(1,23)=7.76, p<.01$)、pre-BL から post-BL にかけて有意に減少したことが分かった (Figure 3-4)。腹部呼吸運動から算出された呼吸数も同様の結果であった ($F(1,23)=7.91, p<.01$)。この結果は、リラックス時の呼吸を調べた Skaggs (1930) と Dudley et al. (1964) の実験結果と一致するものであった。

Mean と SD

Peak 法 Peak 法によって算出された *meanf* について、phase (pre-BL, post-BL) の 1 要因被験者内分散分析を行ったところ、有意な主効果が見られた ($F(1,23)=5.09, p<.05$)。下位検定の結果、pre-BL から post-BL にかけて有意に増加し、pre-BL における腹部先行の呼吸パターンが、リラックスした状況でより強められたことを示した (Figure 3-5)。また、Peak 法によって算出された *SDf* について同様の 1 要因被験者内分散分析を行ったところ、有意な主効果が見られ ($F(1,23)=4.41, p<.05$)、pre-BL から post-BL にかけて有意に減少する傾向が見られ、より協調的になることが示唆された (Figure 3-6)。

Valley 法 Valley 法によって算出された *meanf* 及び *SDf* には両者とも有意な変化は認められなかった。

相対位相については、pre-BL から post-BL にかけて *SDf* が有意に減少したこ

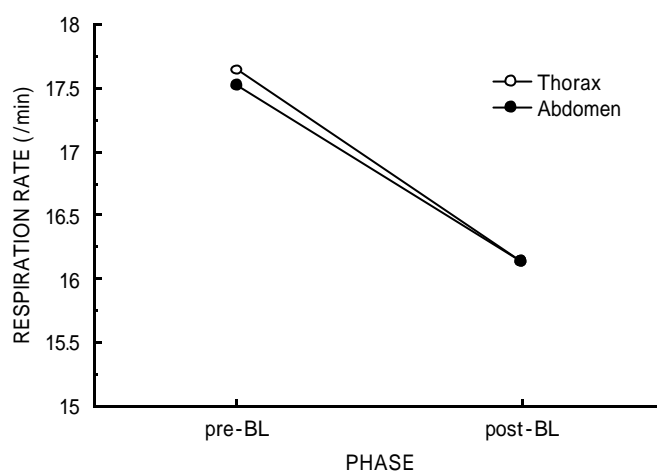


Figure 3-4. リラクゼーション試行前後の胸部(Thorax)と腹部(Abdomen)の呼吸運動の呼吸数 .

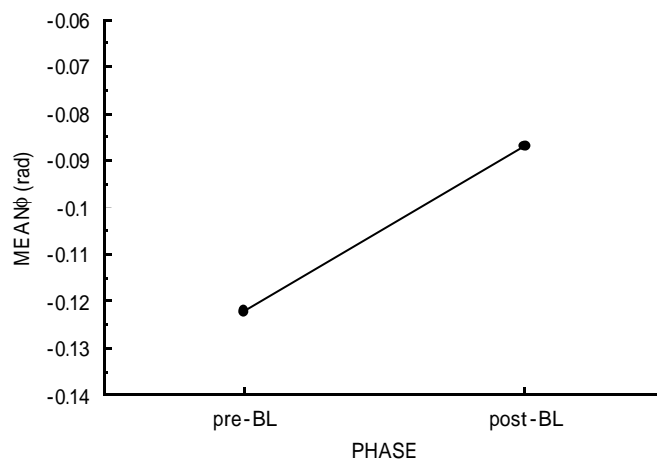


Figure 3-5. リラクゼーション試行前後の胸部と腹部呼吸運動間の相対位相の平均 (*meanf* 値は Peak 法によって算出された).

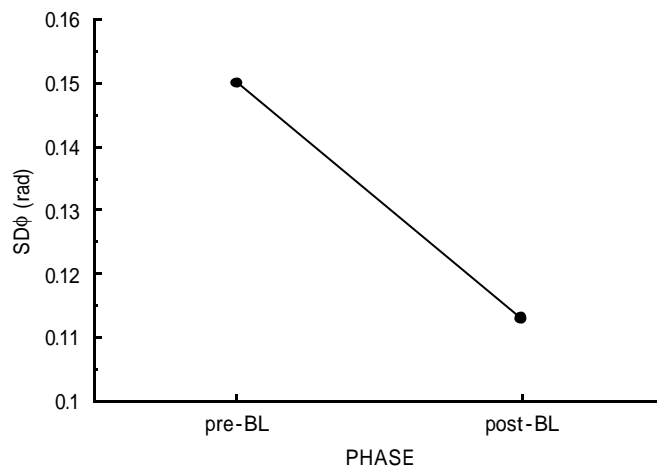


Figure 3-6. リラクゼーション試行前後の胸部と腹部呼吸運動間の相対位相の標準偏差 ($SD\phi$ 値は Peak 法によって算出された) .

とから、リラックス時に胸部と腹部の呼吸運動間の協調性は高まったことが分かった。

また、 $meanf$ は、リラクセーション技法試行後に有意に大きくなったことから、腹部より胸部の呼吸運動が時間的に先行することが分かった。

実験 4 で得られた、ストレスフルな状況では呼吸数が増加する、胸部と腹部呼吸運動の協調性が低下する、胸部より腹部先行の呼吸パターンになるといった結果と、全く逆の結果であった。

3-3. 総合的考察

ダイナミカル・システムズとしての呼吸

ある 2 つの振動子の相対位相の標準偏差の変化は、その 2 つの振動子間の協調性が変化したことを示す。2 つの実験で、胸部と腹部の呼吸運動間の協調性は、ストレス時は低下し、リラックス時には高まることが明らかにされた。

一般的に、ネガティブな心理的状态、例えば不安や緊張といった感情をもつとき、交感神経系の活動が優位になり、身体の筋肉の緊張が高まると考えられる。このとき、必然的に、胸部、腹部にある呼吸の筋群の物理的特性も「堅く」なり、呼吸系の動的特性（胸部と腹部の呼吸運動の固有周波数）のダイナミクスが変化すると考えられる。結果として、振動子としての呼吸運動のテンポは速くなる。また、このとき胸部と腹部の筋緊張の差が生じ固有周波数の差が増加するかもしれない。HKB 方程式は、相対位相を形成する 2 つの振動子の結合周波数が増加したり、その振動子間の固有周波数差が増加すると、その相対位相の変動性が増加する、つまり協調性が低下することを予測する。

このような説明は、リラックス時の呼吸パターンについても適用できるだろ

う。リラックス時には、副交感神経系が優位になり、胸部・腹部呼吸運動に関連した筋群も弛緩するであろう。この呼吸系の動的特性の変化が、呼吸運動のテンポをゆっくりとさせる 1 つの要因であり、そして、ダイナミカル・システムズ・アプローチの観点からは、この呼吸のテンポがゆっくりとなることは、呼吸運動系のマクロな秩序、つまり胸部と腹部呼吸運動の協調性を高めるように影響を及ぼしていると考えられる。

実験 4 では、難しいまたは不快な課題場面で呼吸数が増加すると同時に、胸部と腹部呼吸運動間の Sdf も増加した。暗算の難課題に関しては、 $meanf$ も変化した。また、実験 5 では、リラクセーション技法試行前から試行後にかけて呼吸数が増加すると同時に、胸部と腹部呼吸運動間の Sdf は低下した。 $Meanf$ についても有意な変化が見られ、その値の変化は実験 4 の $meanf$ の変化とは逆であった。実験 4 と 5 で得られた呼吸数と相対位相の平均および標準偏差との関係は、前述した HKB 方程式が予測する現象とほぼ一致している。実験 4 と 5 の結果を、HKB 方程式に沿って考えると、呼吸数は制御変数として考えられ、ストレスフルな状況ではその呼吸数が増加することで $meanf$ は 0 から離れ、 Sdf は増加したと解釈でき、リラックスした状況では呼吸数が減少することで $meanf$ が 0 に近づき、 Sdf は減少したと考えられる。前述したように胸部と腹部の呼吸運動は、それ自体が持つ力学的な特性、例えば質量や構造などに運動を制約されている。Goldfield et al. (1999) や Schmidt (1997) の研究結果から、呼吸運動の周波数の増加は、胸部と腹部の呼吸運動の協調性は低下することが分かっている。心理的状态と呼吸運動系の協調性について調べた本研究でも、これと同様の結果が得られた。腕や脚といった体肢間の協調運動をモデル化した HKB 方程式が、呼吸運動系にも適用できることが示唆された。

ダイナミカル・システムズ・アプローチは、生物の行為や運動を、時間発展

している系と見なし，その系の機能的な特性を数学的に記述するアプローチである．ある特定の運動の原因を，行為者の中枢神経系のみに着目させようとする構造論的アプローチとは対照的な立場にある．本研究では，心理的状态の変化と関連して，呼吸運動システムの協調的構造が消失または生成することが示された．このような，非線形的，自己組織化する呼吸運動の観察から，呼吸運動を直接制御する神経システムとは異なる経路によって呼吸運動が変化すると考えられる．そして，その際には呼吸運動をダイナミカル・システムズとして捉えることが必要である．

要 約

実験 4 と実験 5 では，「呼吸 - 逆さ振り子運動」間といった呼吸が関わる系で観察された協調のダイナミクスが，感情といった文脈の変化によってどのような影響を受けるか検討した．実験 4 ではストレス時，実験 5 ではリラックス時の胸部と腹部呼吸運動間の協調について調べた．その結果，ストレス時には呼吸数の増加とともに「胸部 - 腹部呼吸運動」間の協調性は低下し，リラックス時には呼吸数の減少とともに「胸部 - 腹部呼吸運動」間の協調性は高まった．呼吸数を「呼吸 - 逆さ振り子運動」協調実験の運動のテンポ，つまり相対位相（協調性）に影響を及ぼす制御変数と考えると，呼吸数（運動のテンポ）が増加すると協調性は低下し，呼吸数が減少すると協調性が高まるという実験 4 と実験 5 の結果は，身体各部位間の協調原理を示す HKB モデルに従うと考えられる．これらの結果から，感情という文脈が，HKB モデルの制御変数（運動の周波数，2 つの運動体間の固有周波数差）と秩序変数（相対位相）に影響を及ぼす変数であると考えられることができる．

4. 議 論

我々は日常的に様々な身体運動を、それほど苦勞することなく行っている。また、本来酸素の摂取と二酸化炭素の排出が役割である呼吸も様々な身体運動や文脈と関連し意図的にも制御されている。我々の身体は、ニューロン、筋、関節等々、膨大な数の自由度を含んでいる。この膨大な数の自由度はどのように制御され、意図的な呼吸運動や身体運動、そして、自律的な呼吸運動は達成されているのであろうか。さらに、この制御は心理的な状態の変化といった文脈の変化とどのように関連しているのであろうか。

このような問題の提起から、本論文では、Bernstein(1967/1996)が提案した「協調」を基礎とする5つの実験を行った。実験1から実験3では、「呼吸 - 逆さ振り子運動」を意図的に同期させたときの両運動の協調性、実験4と実験5では、ストレス時及びリラックス時といった文脈の変化に伴う「胸部 - 腹部呼吸運動」の協調性の変化について検討した。また、前者の実験1から実験3までは意図的な呼吸の制御によるものであり、後者の実験4と実験5の呼吸は自律的な制御によるものであることから、制御の違いによる呼吸系の協調ダイナミクスの比較が可能である。

この5つの実験では、個体内における呼吸と体肢運動（逆さ振り子運動）の間の相対位相、個体間における呼吸と体肢運動（逆さ振り子運動）の間の相対位相、換気運動の下位系である胸部と腹部呼吸運動の間の相対位相というように、いずれも呼吸が関与する2つの運動（「呼吸と逆さ振り子運動」、「胸部と腹部呼吸運動」）間の相対位相のダイナミクスを時系列的に観察した。この相対位相は、協調運動を構成する2つの運動間の位相のずれであり、両運動の協調性の指標として用いられてきた。相対位相が、協調性という系の秩序状態を捉える変数であることから「秩序変数」、また、この秩序変数に影響を及ぼす、運動のテンポや協調を構成する2つの運動特性（例えば、固有周波数）の差は「制

御変数」と呼ばれる。本論文中の 5 つの実験では全て、この秩序変数である相対位相と制御変数の関係に焦点が当てられている。

これらの実験で観察された結果から、呼吸について 2 つの重要なアイデア「自己組織化する呼吸運動」「意味のある情報」が導き出される。そして、これらのアイデアを通じて呼吸と身体運動が捉えられるとき、感情もまた身体呼吸を含めた身体運動の協調に根付いた自己組織的な現象と捉えられるかもしれないという新たな観点が提供される。

4-1. 自己組織化する呼吸運動 - 随意性と自律性制御を超えて -

まず 2 つの重要なアイデアの 1 つは、呼吸運動が自己組織的に制御されるということである。実験 2 と実験 3 の両方で、制御変数である運動の周波数が増加したとき、意図した位相モードから意図していない位相モードへ自発的に切り替わる相転移が観察された。そして、この相転移付近で Sdf (f は相対位相であり、 Sdf は相対位相の標準偏差。 Sdf の増加は協調性の低下を示す) の揺らぎの増大 (臨界揺らぎ) が認められた。これらの現象は、自己組織化する系に見られる特徴的な現象と言われている (Haken, 1996; Kelso, 1995)。臨界揺らぎといった秩序変数に働く揺らぎは、系を構成する個々の運動体のランダムな運動から発生しているからである (Haken, 1996)。自己組織化とは、自発的なパターン形成、つまり系がそれ自身で組織化する現象であり、従って、自己組織系であることは、その系の内部に組織化を行っている小人のようなエージェント、運動プログラムが存在しないことを含意している。脳をコンピュータになぞらえ、運動をコンピュータ内のプログラムの実行の結果と捉える立場では、臨界揺らぎの発生を説明することができない。Haken (1996) は、「コンピュ

ータプログラムは決定論的であり，揺らぎの発生する余地がない．特に運動の切り替えの領域ではありえない」としている．

すでに述べたように，一般的に，呼吸運動は延髄や橋といった中枢によって制御されていることが分かっているが，本論文の結果は，呼吸運動と体肢運動の協調が HKB 方程式のダイナミクスにもまた従うことを示した．従って，少なくとも呼吸運動が意図的に制御され，かつそれ単独ではなく他の身体運動の文脈に埋め込まれている場合においては，体肢間の協調運動（e.g., Haken, 1996; Kelso, 1995; Turvey, 1990）と同様のダイナミカルな制約も受けていると言えるだろう．つまり，「呼吸 - 体肢運動」の協調系は，中枢による一方向的な運動プログラムではなく，系を構成する呼吸運動と体肢運動が非線形に相互作用し，自己組織化して創発した結果と考えることが適当であろう．

また，第 2 章の個体内及び個体間の「呼吸 - 逆さ振り子運動」の実験では，呼吸は随意性制御によるものであったが，第 3 章の心理状態と関連した「胸部 - 腹部呼吸運動」の協調に関する研究では，呼吸は自律性制御によるものであった．第 2 章の実験では「呼吸 - 逆さ振り子運動」，第 3 章の実験では「胸部 - 腹部呼吸運動」というように，協調している構成要素は異なるが，両者とも呼吸が関わる協調系であった．これらの実験では，協調のダイナミクスがほぼ同様であったことから，呼吸の制御が「随意性」であるか「自律性」であるかに関わらず，呼吸系が関わる協調には同じ原理が機能していることが示された．呼吸の随意性制御と自律性制御は，生理学ではその生理学的機序の違いから明確に分けられるようである．しかし，協調的な運動という心理行動的な次元では，2 つの制御系は同等であり，水の対流（Figure 1 -1）といった物理現象と同じように自己組織的である．

4-2. 意味のある情報

2つの重要なアイデアのもう一方は、呼吸の知覚が、生態心理学の創始者 James J. Gibson (1966) の定義する「知覚システム」に相当するものによると言うものである。実験 2 の個体内の「呼吸 - 逆さ振り子運動」の間と、実験 3 の個体間の「呼吸 - 逆さ振り子運動」の間では、協調性を捉える相対位相のダイナミクスが量的には若干の差が見られたが、質的には同様であった。

ここで実験 2 と実験 3 について再び考えてみる。両実験では、呼吸と逆さ振り子運動を 2 つの位相モードで同期させ、徐々に運動のテンポを増加させていくという課題が被験者に課せられた。その際、振り子の種類を変えることで逆さ振り子運動の固有周波数が操作された。実験 2 と実験 3 では、上部からの「境界的な制約」(意図される運動のパターンのことであり、「呼吸 - 逆さ振り子運動」の協調では、位相モードや運動のテンポがそれに該当する)と、下部からの「構成要素」のダイナミクスの中で生じる相対位相の振る舞いを調べた (Figure 4-1)。その結果、構成要素のレベルで呼吸と体肢運動が個体内のものであるか個体間のものであるか、また、境界的制約のレベルでは意図が 1 人によるものか 2 人によるものかに関わらず、集合変数のレベルでは同じ相対位相のダイナミクスが観察されたのである。

Figure 2-15 に示したように、個体内の「呼吸 - 逆さ振り子運動」の同期では、呼吸運動の聴覚的情報及び触覚的 (運動感覚的) 情報、逆さ振り子運動の触覚的 (運動感覚的) 情報を抽出し、また運動を行うという「知覚 - 行為循環」の過程で課題を遂行している。個体間では逆さ振り子運動を行う被験者は自身の逆さ振り子運動の触覚的 (運動感覚的) 情報と相手の呼吸運動の聴覚的情報を抽出し、呼吸運動を行う被験者は自身の呼吸運動の聴覚的情報及び触覚的 (運

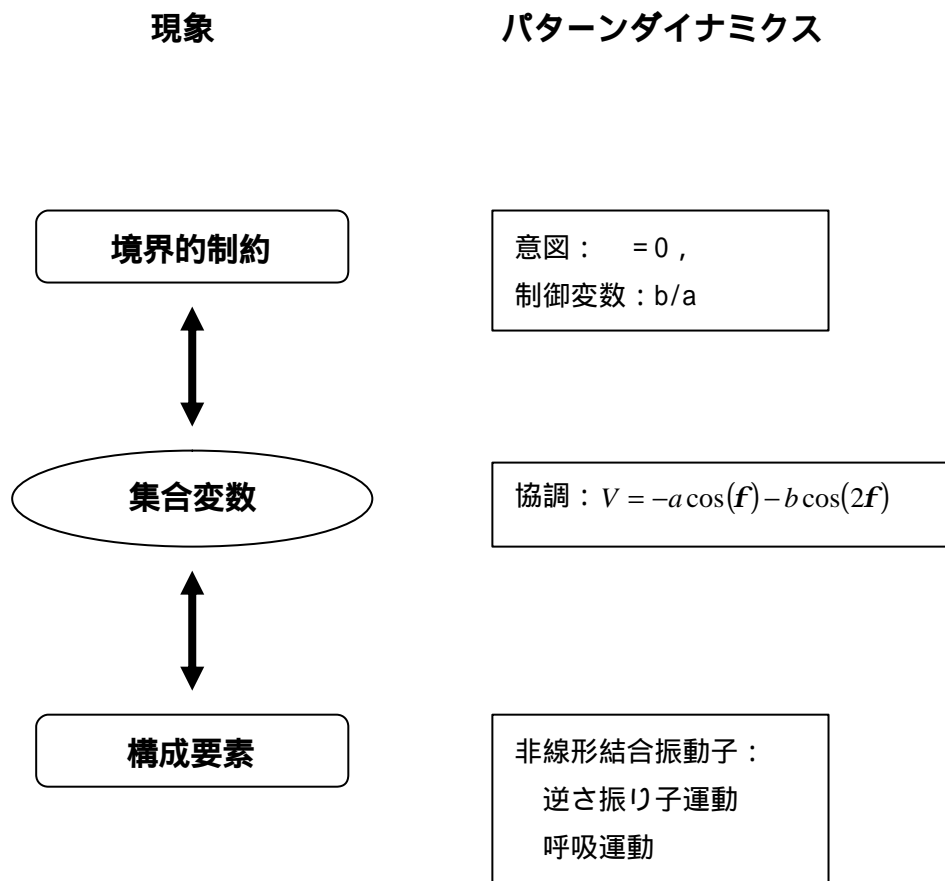


Figure 4-1. 協調のダイナミクスを表す 3 層図式 (Kelso, 1995 を基に作成) .

動感覺的)情報と相手の逆さ振り子運動の視覚的情報を抽出し、運動を行うという「知覚 - 行為循環」の過程で課題を遂行している。ここで、聴覚的情報や触覚的(運動感覺的)情報、視覚的情報といった言い回しは、伝統的な感覚理論の発想と混同されるかもしれない(三嶋, 2000)。感覚理論のもとでは、これらの諸感覚は、それぞれが1対1に対応するそれぞれの解剖学的な諸器官と密接に結びついているとされているため、独立したものと考えられている。このようなそれぞれが独立した感覚は「モダリティ」と呼ばれている。個体内及び個体間の「呼吸 - 逆さ振り子運動」の実験では、その間を媒介する情報モダリティが異なるにも関わらず相対位相のダイナミクスが同様であった。この事実から、これらのモダリティを越えた不変的な「何か」が「呼吸 - 逆さ振り子運動」間の基盤になっていると考えられる。この不変的な「何か」は、Gibson(1966)が「情報」(または「意味のある情報」、「不変項」)と呼んだものであると考えられる。その「情報」とは、モダリティのように個々の運動体(呼吸と逆さ振り子運動)に帰着させることができない「呼吸 - 逆さ振り子運動」という巨視的な系に創発するものである。このことは、秩序変数(相対位相)という、系のコヒーレントな関係を捉える巨視的な変数を通してのみ、この「情報」を捉えることが可能であることを示唆している。その意味では、系のダイナミクスを捉える秩序変数は、情報的な変数でもあると言えるかもしれない。このような議論をもとに、「呼吸 - 逆さ振り子運動」の協調実験について改めて考えてみる。例えば、個体間の協調実験で、逆さ振り子運動と呼吸運動を教示された位相モードで同期させようとする最初の段階では、各被験者は、一方で自身の運動と相手の運動のそれぞれの情報に、他方でより上位の両運動を包含する系に注意を向けて課題を遂行しているが、この段階では前者の情報により多くの注意が向けられており、同期運動もまだぎこちないものである。しかし、

一旦「呼吸 - 逆さ振り子運動」が協調的な状態に達すると、その協調運動は自律的に組織化され、その協調状態を維持することは最初の段階より容易になる。このとき、各被験者の注意は、自身と相手の運動よりもむしろ上位の両運動を包含する系により多く向けられていると考えられるが、ここで抽出されているのがまさに本論文全体にわたって問題とし、議論している「情報」なのである。この「情報」を知覚することと関連して、協調運動（行為）が達成され、運動の自由度は減少する。また反対に、個々の下位システムの協調的な運動が、より上位のシステムの巨視的パターンを持った振る舞いとして創発し、それと関連して、「情報」が知覚されるということが出来るかもしれない。このような「知覚 - 行為循環」の中で、協調的運動は遂行されるのである。

第 1 章で述べたように、呼吸は主に脳幹で制御される。延髄にある中枢化学受容器は、二酸化炭素や酸素、脳血流などに刺激される。また、肺内にある機械的受容器は、化学的、物理的の刺激、または伸張などの機械的刺激により興奮する。これらの受容器に入力された刺激が呼吸の調節に関与している (Berne & Levy, 1993)。例えば、この受容器に入力された刺激が、ある範囲の値を超えると、「息苦しさ感」と呼ばれる呼吸困難感が生じる (本間, 1996)。このように呼吸の感覚が、呼吸専門の受容器からの刺激によって生成されるという説明は、上記の知覚におけるモダリティの説明と同じである。いわゆるモダリディー的な「感覚」が存在することは確かである。しかし、呼吸が他の様々な身体部位もしくは他者との協調系を構成したときには「呼吸 - 逆さ振り子運動」の協調実験の結果から考察されたモダリティを越えた「情報」の存在から、呼吸の感覚が、呼吸専門の各受容器と 1 対 1 に結びついた各モダリティによるのではなく、それら受容器が協調してシステムとして働き、「受容器にとって意味のある情報」ではなく、「呼吸にとって意味のある情報」もしくは「呼吸と他の身体運

動との協調にとって意味のある情報」となるのである．このような考察を踏まえると、環境の知覚と同様に、呼吸システムもまた知覚システムの下位系として再解釈すべきであることが見えてくる．

4-3. 自己組織化と情報と感情

Figure 4-1 の協調の図式の特徴として、それぞれのレベルが別のレベルに変更可能であることが挙げられる．例えば、構成要素のレベルは集合変数として見ることも可能である．呼吸運動について考えると、「呼吸 - 逆さ振り子運動」の実験では呼吸は構成要素であったが、換気運動が胸部と腹部呼吸運動という構成要素から成り立つことを考えると、換気運動は集合変数のレベルであり、胸部と腹部呼吸運動は構成要素のレベルである．実験 4 と 5 では、この胸部と腹部呼吸運動に焦点を当て、両運動間の協調性が心理状態の変化という文脈の変化とどのように関連しているのか調べた．

実験 4 と実験 5 ではストレス時とリラックス時における胸部と腹部呼吸運動の協調性について調べた．その結果、ストレス時には呼吸数が増加し、胸部腹部呼吸運動間の協調性が低下すること（ Sdf の増加）が観察された．また、リラックス時には呼吸数が減少し、胸部と腹部呼吸運動間の協調性が高まること（ Sdf の減少）が観察された．呼吸数が、個体内及び個体間の「呼吸 - 逆さ振り子運動」の協調実験における運動のテンポ（制御変数：協調性の指標である秩序変数[相対位相]に影響を及ぼす変数）と考えると、実験 4 の結果は、呼吸数の増加により胸部と腹部呼吸運動間の協調性が低下し、実験 5 の結果は、呼吸数の減少により胸部と腹部呼吸運動間の協調性が高まったと説明することができる．この説明は、身体各部位間の協調原理を表す HKB 方程式に従うもので

あり，従って，「胸部 - 腹部呼吸運動」もまた自己組織系であることが明らかにされた．この説明では，ストレスフルまたはリラックスした状況という文脈が呼吸数（制御変数）に影響を及ぼし，呼吸数が協調性を示す相対位相（秩序変数）に影響を及ぼしているとする．つまり，文脈は制御変数に影響を及ぼし，その制御変数を介して間接的に秩序変数に影響を及ぼすという考え方である．また，ストレス時またはリラックス時という文脈の変化は，制御変数である呼吸数に影響を及ぼすと同時に，秩序変数である相対位相に直接影響を及ぼす機能を持つという考え方も可能である．この 2 つの説明のどちらが妥当であるのかは今後の研究の課題となるが，どちらにしても，実験 4 と実験 5 の結果から得られた，文脈が身体各部位間の協調原理を表した HKB 方程式における秩序変数（相対位相）と制御変数（運動のテンポ，呼吸数）に間接または直接的に影響を及ぼすという知見は，運動の協調研究にとっても興味深いものである．

ここまで，感情の変化における胸部と腹部呼吸運動の協調性との関連について，HKB 方程式と関連して，ダイナミカルな観点から議論した．以下の議論では，決して推測の域を越えるものではないが，感情の起源にとって示唆的である，乳児を対象とした視覚的断崖と恐れとの関連を検討した実験の知見と合わせて，感情のジェームズ・ランゲ説の観点から，実験 4 と実験 5 の結果についての考察を試みる．

感情の発現を明らかにした研究に，乳児を被験者とした視覚的断崖の一連の実験がある（Bertenthal & Campos, 1984, 1987, 1989; Bertenthal, Campos, & Barrett, 1984）．視覚的に断崖がある状況に乳児が置かれると，ロコモーション経験がある乳児は，恐れが感情が発現するが，ロコモーション経験のない乳児の心拍数はむしろ減少する．この恐れが感情は心拍数の増減によって測定されている．ロコモーションという運動を行ったことがないと恐れが感情は生起

しないが、一度ロコモーションを行い始める、つまり、環境を知覚し行為する、行為によって変化する環境を知覚する・・・という「知覚 - 行為循環」が未発達な段階では、環境と身体の間や身体各部位間の協調がぎこちないものであり、このようなときには恐れや緊張の感情が芽生える。さらに、ロコモーション運動を繰り返し行い環境や身体部位間の協調が精緻化されると、恐れや緊張の感情は消えていく。Goldfield (1995) は、この視覚的断崖の実験で観察された結果が、運動の経験、発達及び精緻化が、感情の生起と関連していることを示唆するものであるとした。つまり、運動が未発達な段階が覚醒的な感情を引き起こし、協調的な運動は覚醒状態を低減すると考えることができる。

この視覚的断崖と恐れや緊張の感情の発現の関連を示した実験結果をもとに、本論文の感情と胸部と腹部呼吸運動の協調の関連を調べた実験を考えてみると、胸部と腹部呼吸運動の協調性がストレスフルまたはリラックスした感情状態を引き起こすと考えることができる。例えば、ストレスフルな課題を行った実験では、安静時と比べて、被験者は課題に取り組むときには活動の水準を上げ、その状況に適応しようとするため呼吸数を増加させ覚醒水準を高める（交感神経系を優位にする）。この呼吸数の増加とともに、身体各部位間の協調性を表す HKB 方程式が予測するように胸部と腹部呼吸運動の協調性が低下したと考えられる。また、ストレスフルな映像を観る課題では、呼吸数は増加しないが、ストレスフルな映像を観ることで、胸部と腹部を含め身体全体の筋が緊張し、胸部と腹部の呼吸運動がそれぞれぎこちなくなることで、胸部と腹部呼吸運動の協調性が低下したと考えられる。このような胸部と腹部呼吸運動の協調性の低下という情報を知覚し、ストレスフルな感情状態を引き起こすと推測することができる。さらに、この説明の立場から、実験 1 から実験 3 までの「呼吸 - 体肢運動」協調について考えてみる。実験 1 では、UIRE モードよりも RIUE モードの方が選択

される確率が高いという結果，実験 2 と実験 3 では，UIRE モードよりも RIUE モードの方が協調性が高いという結果と，意図した UIRE モードから意図していない RIUE モードへ自発的にスイッチする現象（相転移現象）が観察されたが，これらの実験で，UIRE モードについて，ほとんどの被験者から「違和感がある」という内省報告があった．RIUE モードについては，そのような内省報告は無かった．このように，「呼吸 - 体肢運動」協調実験から得られた，協調が不安定である，もしくは選択されにくい，という位相モード（UIRE モード）で「違和感がある」という内省報告が多いという結果は，協調性が低い運動は不快な（少なくとも快ではない）心理状態を引き起こす，という上記の説明を支持するものである．

視覚的断崖と恐れに関連を調べた実験の知見をもとに，ストレス時の胸部と腹部呼吸運動の協調性を調べた実験について考察したが，すでに述べたように，これはあくまでも推測の域を出ないものである．それは，まず，この説明で触れられている筋緊張を測定していないからであり，また，より重要な問題として，実験 4 ではこれまで多くの研究でストレスフルな感情状態を引き起こすとされてきた課題を用いたものの，通常感情状態を測定する際に用いられる測度を用いて測定していないからである．我々は，日常的にそれほど自身の感情状態を逐一意識することはなく，従って，言語報告的測定法である質問紙による感情状態の測定には，そもそも日常的に生じる感情が言語化可能なのかという議論も残されているが，そのような問題を議論するためにも，言語報告による感情の測定を合わせて行う必要がある．

感情のように，表情や音声といった行動レベル，循環器系や筋骨格系といった生理レベル，より高次の中枢神経系レベルなど，様々なレベルが関与しており，それぞれのレベルが相互作用しながら時々刻々と変化する心理状態には，

感情とは何かという理論的な問題と同時に，感情を捉える新たな測定法が必要である．本論文で一貫して用いられているダイナミカル・システムズ・アプローチは，行動レベルから神経レベルまで様々なレベルの時系列データに対してその有効性が示されている（Haken, 1996; Kelso, 1995）．本論文の実験4と実験5のように，「胸部 - 腹部呼吸運動」という生理・行動レベルにおける協調に加えて，神経系レベルや，身体の運動や表情，発声など行動レベルにおける「協調系」を測定し，それらのレベル間をつなぎ合わせる作業・モデル化が可能になれば，新たな感情の「機能」（「構造」ではなく）が発見できるかもしれない．

伝統的に，感情理論の多くは情報処理理論を基盤としてきた．これらの理論は，中枢神経系による情報処理的な認知活動が出来事の重要性を計算し，それによって感情反応が引き起こされると考える．一方，本論文の感情に関する実験で得られた結果は，視覚的断崖の実験結果と合わせて考えると，胸部と腹部呼吸運動間の協調性という情報の知覚により，感情が自律的に生起することを示唆した．これは，「悲しいから泣くのではなく，泣くから悲しい」と主張するジェームズ・ランゲ説（James, 1884）に近い考え方である．感情研究の大家であり，ジェームズ・ランゲ説の支持者 Carroll E. Izard も，最近，自身の分離情動理論と，（本論文でも採用している）自己組織化理論及びダイナミカル・システムズ・アプローチを照らし合わせ，感情が自己組織化系であること，そして感情研究においてダイナミカル・システムズ・アプローチが有効であることを主張している（Izard, Ackerman, Schoff, & Fine, 2000）．

4-4. まとめと展望

呼吸は絶えず体幹を中心に身体を振動させる．静かに立っている人，座って

いる人、寝ている人、どの人も一見動いてないように見えるが、よく見ると肩が上下していたり、胸部や腹部が膨らんだりしているのが分かるだろう。この「息づく身体」は「生き」ている身体を実感させるものである。それを作り出す呼吸の運動が、多くの身体運動と協調的關係にあることを本論文で示した。また、胸部と腹部の運動は、文脈の変化に応じてその協調性を変化させていることが示された。これらの協調性は、脳という中枢神経系が単独に作り出すものではなく、水の対流という物理現象と同じように自己組織的に制御されること、そしてそこには巨視的な「情報」が大きく貢献していることが考察された。

本論文では、呼吸「運動」や身体運動といった末梢的運動のダイナミクスに焦点を当てた。これは、呼吸運動や身体運動に中枢神経系が全く関与していないと主張するものではない。本論文における実験結果とそれに関する考察から、中枢神経系が呼吸運動や身体運動を一方向的に支配するというアイデアは棄却されたが、中枢神経系もまた身体の一部であり、胸部や腹部呼吸運動と協調的な系を構成しているはずである。近年、体肢間協調の研究では、協調運動を行っているときの脳磁波が測定され、協調運動と脳活動の関連が検討されている(Haken, 1996)。このような研究では、協調運動といった行動レベルと、脳活動など神経生理レベルとを1つの系として連結しようと試みられている。延髄や橋といった中枢と密接に関係している呼吸運動と体肢・身体運動との協調時の脳活動を調べ、それらの関連を見ることは、呼吸の生理学にとっても大きな示唆を与えると考えられる。

また、本論文で得られた知見はどのように応用できるであろうか。

ダイナミカル・システムズ・アプローチの特徴の一つは、人や動物の行為・運動システムを数学的にモデル化することによって、その運動の発展・発達の予測が可能になることであった。胸部と腹部の呼吸運動、さらには身体各部と

呼吸運動の協調的な運動をモデル化することによって、より不安定な、またはより安定的な呼吸システムの定量的な探索が可能になるであろう。このことは、心身の健康に有効な呼吸法の開発に貢献できるかもしれない。

実験 4 から、胸部と腹部呼吸運動の協調性は、ストレス時に低下し、リラックス時に高まることが明らかになった。このとき、呼吸数は、ストレス時では増加し、リラックス時には減少していた。古来から、特に東アジア圏で、心身の健康を導くとされる方略に、「呼吸法」と呼ばれる意図的な呼吸調整方略がある。呼吸法では、テンポの遅い呼吸が心理生理的にリラックスした状態を導き、テンポの速い呼吸は覚醒状態が高まるとされる（春木，1996；高瀬・山田・芝原，2002）。実験 4 で得られた呼吸数の操作が胸部と腹部呼吸運動という呼吸系の協調性を操作するという結果は、呼吸法が呼吸系の協調のダイナミクスを調整している方略であると考えられる。呼吸法には、さらに覚醒状態を誘導するものとして、胸部または腹部の呼吸運動を優位に行う胸式呼吸または腹式呼吸という種類もある。ダイナミカル・システムズ・アプローチの観点では、胸式及び腹式呼吸は、胸部と腹部呼吸運動の位相関係を操作することに他ならない。実験 2 の結果から胸部と腹部呼吸運動の運動特性には差があることが示された。この元来、胸部と腹部呼吸運動の間にある運動特性の違いを利用した呼吸法が、胸式または腹式呼吸と考えることができる。また、呼吸法と同じように、心身の健康を目指した太極拳や気功は、身体運動と呼吸運動を協調させて行うことが重要である。つまり、呼吸といった生理機能を含めた身体各部の運動を協調させることが、心身の健康を導くことが経験的に言われている。今後、このような呼吸のテンポ、身体運動と呼吸運動の位相関係や協調性に焦点を当てた呼吸法に関する定量的研究にとって、本論文で得られた知見は基礎的なデータを提供する。

5. 結論

本論文の 5 つの実験から，以下のことが明らかにされた．

個体内の「呼吸 - 体肢運動」には，2 つの安定した位相モード（逆さ振り子を撓屈させる時に吸気し尺屈させる時に呼気するモード，逆さ振り子を撓屈させる時に呼気し尺屈させる時に吸気するモード）が存在する．

個体内及び個体間における「呼吸 - 体肢運動」の協調は，体肢間の協調原理を表す HKB モデルに従う．

個体内における「呼吸 - 体肢運動」の間と，個体間における「呼吸 - 体肢運動」の間には，ほぼ同じ協調のダイナミクスが観察される．

ストレス時には呼吸数が増加し「胸部 - 腹部呼吸運動」の協調性は低下する．また，リラックス時には呼吸数が減少し「胸部 - 腹部呼吸運動」の協調性は高まる．

上記の結果をもとに，以下の一般的結論を導くことができる．

- (1) 呼吸は，常に他の身体運動と協調している．従って，呼吸は，身体運動を含めた系として捉えることが必要である．
- (2) 呼吸は，手や脚といった身体運動と同様に，自己組織的に制御される．
- (3) 呼吸が，自己組織化する系として捉えられるとき，その系を制御するのは中枢ではなく，情報である．
- (4) 感情は，呼吸運動を含めた身体各部位間，及び行為者と環境との間の協調性の情報と関連している．
- (5) 感情といった文脈は，身体各部位を構成要素とする系の秩序変数と制御変数の両者に影響を及ぼしている可能性がある．

文 献

- Amazeen, P.G., Amazeen, E.L., & Turvey, M.T. 1998a Breaking the reflectional symmetry of interlimb coordination dynamics. *Journal of Motor Behavior*, 30, 199-216.
- Amazeen, P.G., Amazeen, E.L., & Turvey, M.T. 1998b Dynamics of human intersegmental coordination: Theory and research. In D.A. Rosenbaum & C.E. Collyer (Eds.), *Timing of behavior: Neural, psychological, and computational perspectives*. Cambridge, MA: The MIT Press. Pp. 237-259.
- Amazeen, P.G., Schmidt, R.C., & Turvey, M.T. 1995 Frequency detuning of the phase entrainment dynamics of visually coupled rhythmic movements. *Biological Cybernetics*, 72, 511-518.
- Ancoli, S., & Kamiya, J. 1979 Respiratory patterns during emotional expression. *Biofeedback and Self-regulation*, 4, 242.
- Ancoli, S., Kamiya, J., & Ekman, P. 1980 Psychophysiological differentiation of positive and negative affects. *Biofeedback and Self-regulation*, 5, 356-357.
- Beek, P. 1989 *Juggling dynamics*. Amsterdam: Free University Press.
- Beek, P.J., Schmidt, R.C., Morris, A.W., Sim, M.Y., & Turvey, M.T. 1995 Linear and nonlinear stiffness and friction in biological movements. *Biological Cybernetics*, 73, 499-507.
- バーン, R.M.・レヴィ, M.N. 板東武彦・小山省三 (監訳) 1996 生理学 西村書店
- (Berne, R.M., & Levy, M.N. 1993 *Physiology* (3rd ed.). St. Louis: Mosby

- Year Book.)
- Bernstein, N.A. 1996 On dexterity and its development. In M. Latash & M.T. Turvey (Eds.), *Dexterity and its development*. Hillsdale, NJ: Erlbaum. Pp. 9-244. (Original work published 1967).
- Bertenthal, B.I., & Campos, J.J. 1984 A reexamination of fear and its determinants on the visual cliff. *Psychophysiology*, 21, 413-417.
- Bertenthal, B.I., & Campos, J.J. 1987 New directions in the study of early experience. *Child Development*, 58, 560-567.
- Bertenthal, B.I., & Campos, J.J. 1989 Infants' sensitivity to optical flow for controlling posture. *Developmental Psychology*, 25, 936-945.
- Bertenthal, B.I., Campos, J.J., & Barrett, K.C. 1984 Self-produced locomotion: An organizer of emotional, cognitive, and social development in infancy. In R. Emde & R. Harmon (Eds.), *Continuities and discontinuities in development*. New York: Plenum. Pp. 175-210.
- Boiten, F., Frijda, N.H., & Wientjes, J.C. 1994 Emotions and respiratory patterns: Review and critical analysis. *International Journal of Psychophysiology*, 17, 103-128.
- Bramble, D.M., & Carrier, D.R. 1983 Running and breathing in mammals. *Science*, 219, 251-256.
- Bramble, D.M., & Jenkins, F.A. 1993 Mammalian locomotor-respiratory integration: Implications for diaphragmatic and pulmonary design. *Science*, 262, 235-240.
- Cohen, A.H., Holmes, P.J., & Rand, R.H. 1982 The nature of the coupling between segmental oscillators of the lamprey spinal generator for

- Locomotion: A mathematical model. *Journal of Mathematical Biology*, 13, 345-369.
- Condon, W.S. 1982 Cultural microrhythms. In M. Davis (Ed.), *Interaction rhythms: Periodicity in communicative behavior*. New York: Human Sciences Press. Pp. 53-77.
- Dudley, D.L., Holmes, T.H., Martin, C.J., & Ripley, H.S. 1964 Changes in respiration associated with hypnotically induced emotion, pain and exercise. *Psychosomatic Medicine*, 26, 46-57.
- Feldman, A.G. 1980 Superposition of motor programs: I. Rhythmic forearm movements in man. *Neuroscience*, 5, 81-90.
- Fitzpatrick, P., Schmidt, R.C., & Carello, C. 1996 Dynamical patterns in clapping behavior. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 22, 707-724.
- Fitzpatrick, P., Schmidt, R.C., & Lockman, J.J. 1996 Dynamical patterns in the development of clapping. *Child Development*, 67, 2691-2708.
- Funk, G.D., Milsom, W.K., & Steves, J.D. 1992 Coordination of wingbeat and respiration in the Canada goose. I. Passive wing flapping. *Journal of Applied Physiology*, 73, 1014-1024.
- Gibson, J.J. 1966 *The senses considered as perceptual systems*. Boston: Houghton Mifflin Company.
- Goldfield, E.C. 1995 *Emergent forms: Origins and early development of human action and perception*. New York: Oxford University Press.
- Goldfield, E.C., Schmidt, R.C., & Fitzpatrick, P. 1999 Coordination dynamics of abdomen and chest during infant breathing: A comparison of

- full-term and preterm infants at 38 weeks postconceptional age. *Ecological Psychology*, 11, 209-232.
- Grossman, S.P. 1967 A textbook of physiological psychology. New York: Wiley.
- Grossman, P. 1983 Respiration, stress and cardiovascular function. *Psychophysiology*, 20, 284-300.
- ハーケン H. 牧島邦夫・小森尚志（訳） 1980 協同現象の数理 東海大学出版会
(Haken, H. 1978 Synergetics: An introduction (2nd ed.). Berlin: Springer-Verlag.)
- ハーケン H. 斉藤信彦・小森尚志・長島知正（訳） 1986 シナジェティックスの基礎 東海大学出版会
(Haken, H. 1983 Advanced synergetics. Berlin: Springer-Verlag.)
- ハーケン H. 奈良重俊・山口陽子（訳） 2000 脳機能の原理を探る シュプリンガー・フェアラーク東京
(Haken, H. 1996 Principles of brain functioning. Berlin: Springer-Verlag.)
- Haken, H., Kelso, J.A.S., & Bunz, H. 1985 A theoretical model of phase transitions in human hand movements. *Biological Cybernetics*, 51, 347-356.
- 春木 豊 1996 呼吸の心理 春木豊・本間生夫（編） 息のしかた 朝日新聞社 Pp. 43-86.
- 本間生夫 1996 呼吸の生理 春木豊・本間生夫（編） 息のしかた 朝日新聞社 Pp. 7-42.

- Hoyt, D.F., & Taylor, C.R. 1981 Gait and energetics of locomotion in horses. *Nature*, 292, 239-240.
- Iberall, A. S., Wilkinson, D., & White, D. 1993 *Foundations for Social and biological evolution*. Laguna Hills, CA: Cri-de-Coeur Press.
- 池月 誠 1990 自分でできるくよくよ悩み解消法 心のリフレッシュ・マニュアル 日本文化化学社
- Izard, C.E., Ackerman, B.P., Schoff, K.M., & Fine, S.E. 2000 Self-organization of discrete emotions, emotion patterns, and emotion-cognition relations. In M.D. Lewis & I. Granic (Eds.), *Emotion, development, and self-organization*. UK: Cambridge University Press. Pp. 15-36.
- James, W. 1884 What is an emotion? *Mind*, 19, 188-205.
- Kelso, J.A.S. 1984 Phase transitions and critical behavior in human bimanual coordination. *American Journal of Physiology: Regulatory, Integrative, and Comparative*, 246, R1000-R1004.
- Kelso, J.A.S. 1995 *Dynamic patterns: The self-organization of brain and behavior*. Cambridge, MA: MIT press.
- Kelso, J.A.S., DelColle, J.D., & Schoner, G. 1990 Action-perception as a pattern formation process. In M. Jeannerod (Ed.), *Attention and performance XIII*. Hillsdale, NJ: Erlbaum. Pp. 139-169.
- Kelso, J.A.S., & Jeka, J.J. 1992 Symmetry breaking dynamics of human multilimb coordination. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 18, 645-668.
- Kelso, J.A.S., Scholz, J.P., & Schoner, G. 1986 Nonequilibrium phase

- transitions in coordinated biological motion: Critical fluctuations. *Physics Letters A*, 118, 279-284.
- Konno, K., & Mead, J. 1967 Measurement of the separate volume changes of rib cage and abdomen during breathing. *Journal of Applied Physiology*, 22, 407-422.
- Kopell, N. 1988 Toward a theory of modelling pattern generators. In A. H. Cohen, S. Rossignol, & S. Grillner (Eds.), *Neural control of rhythmic movements in vertebrates*. New York: Wiley. Pp. 369-413.
- 古浦一郎 1990 心理学的考察「いきが合う」 北大路書房
- Kugler, P.N., Kelso, J.A.S., & Turvey, M.T. 1980 On the concept of coordinative structures as dissipative structures: I. Theoretical lines of convergence. In G.E. Stelmach & J. Requin (Eds.), *Tutorials in motor behavior*. New York: North Holland. Pp. 3-47.
- Kugler, P.N., & Turvey, M.T. 1987 *Information, natural law and the self-assembly of rhythmic movement*. Hillsdale, NJ: Erlbaum.
- 長岡千賀・小森政嗣・中村敏枝 2000 練習が演奏者間の呼吸の一致に及ぼす効果 日本心理学会第64回大会発表論文集, 603.
- 門前 進 1995 イメージ自己体験法 誠信書房
- 三嶋博之 2000 エコロジカル・マインド 日本放送出版協会
- 三嶋博之・高瀬弘樹 2000 ダイナミカル・システムによる行為の発達モデル 児童心理学の進歩: 2000年版, 225-248.
- 苧阪良二 1973 心理学研究法3 実験II 東京大学出版会
- Rand, R., Cohen, A.H., & Holmes, P.J. 1988 Systems of coupled oscillators as models of central pattern generators. In A.H. Cohen, S. Rossignol,

- & S. Grillner (Eds.), Neural control of rhythmic movements in vertebrates. New York: Wiley. Pp. 333-367.
- Rasler, B. 2000 Mutual nervous influences between breathing and precision finger movements. *European Journal of Applied Physiology*, 81, 479-485.
- Riley, M.A., Santana, M.V., & Turvey, M.T. 2001 Deterministic variability and stability in detuned bimanual rhythmic coordination. *Human Movement Science*, 20, 343-369.
- ローゼン R. 山口昌哉・重定南奈子・中島久男（訳）1974 生物学におけるダイナミカルシステムの理論 産業図書
(Rosen, R. 1970 Dynamical system theory in biology (Vol.1): Stability theory and its application. New York: John Wiley & Sons, Inc.)
- Runeson, S. 1977 On the possibility of “smart” perceptual mechanisms. *Scandinavian Journal of Psychology*, 18, 172-179.
- 佐々木正人・三嶋博之 1994 運動制御への生態学的アプローチ 川人光男・佐々木正人・三嶋博之・丹治順・酒田英夫・村田哲・藤田昌彦（著）岩波講座認知科学第4巻「運動」 岩波書店 Pp. 1-29.
- Schmidt, R.C. 1997 Personal communication (Date: Mon, 22nd Sep.)
- Schmidt, R.C., Bienvenu, M., Fitzpatrick, P.A., & Amazeen, P.G. 1998 A comparison of intra- and interpersonal interlimb coordination: coordination breakdowns and coupling strength. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 24, 884-900.
- Schmidt, R.C., Carello, C., & Turvey, M.T. 1990 Phase transitions and critical fluctuations in the visual coordination of rhythmic movements between people. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception*

- and Performance, 16, 227-247.
- Schmidt, R.C., Christianson, N., Carello, C., & Baron, R. 1994 Effects of social and physical variables on between-person visual coordination. *Ecological Psychology*, 6, 159-183.
- Schmidt, R.C., Shaw, B.K., & Turvey, M.T. 1993 Coupling dynamics in interlimb coordination. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 19, 397-415.
- Schmidt, R.C., & Turvey, M.T. 1994 Phase-entrainment dynamics of visually coupled rhythmic movements. *Biological Cybernetics*, 70, 369-376.
- Schmidt, R.C., & Turvey, M.T. 1995 Models for interlimb coordination: Equilibria, local analyses, and spectral patterning: Comment on Fuchs and Kelso (1994). *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 21, 432-443.
- Scholz, J.P., Kelso, J.A.S., & Schoner, G. 1987 Nonequilibrium phase transitions in coordinated biological motion: Critical slowing down and switching time. *Physics Letters A*, 123, 390-394.
- Schoner, G., Haken, H., & Kelso, J.A.S. 1986 A stochastic theory of phase transitions in human hand movement. *Biological Cybernetics*, 53, 27-35.
- シュレーダー M. 竹迫一雄 (訳) 1997 フラクタル・カオス・パワー則 はてなし世界からの覚え書 森北出版株式会社
(Schroeder, M. 1991 *Fractals, chaos, power laws: Minutes from an infinite paradise*. New York: W.H. Freeman & Company.)
- Shaw, R.E., Kadar, E., Sim, M., & Repperger, D.W. 1992 The intentional spring: A strategy for modeling systems that learn to perform

- intentional acts. *Journal of Motor Behavior*, 24, 3-28.
- Shaw, R.E., Kugler, P.N., & Kinsella-Shaw, J.M. 1990 Reciprocities of intensional systems. In Warren, R. & Wertheim, A. (Eds.), *Control of self-motion*. Hillsdale, NJ: Erlbaum. Pp.579-619.
- Skaggs, E.B. 1930 Studies in attention and emotion. *Journal of Computer and Psychology*, 10, 375-419.
- Sternad, D., Turvey, M.T., & Schmidt, R.C. 1992 Average phase difference theory and 1:1 phase entrainment in interlimb coordination. *Biological Cybernetics*, 67, 223-231.
- Svebak, S. 1975 Respiratory patterns as predictors of laughter. *Psychophysiology*, 12, 62-65.
- Swenson, R., & Turvey, M.T. 1991 Thermodynamic reasons for perception-action cycles. *Ecological Psychology*, 3, 317-348.
- Takano, N. 1988 Effects of pedal rate on respiratory responses to incremental bicycle work. *Journal of Physiology (London)*, 396, 389-397.
- 高瀬弘樹・古山宣洋・三嶋博之・春木豊 2003 二者間における呼吸と体肢運動の協調 心理学研究.(印刷中)
- Takase, H., Mishima, H., & Haruki, Y. 2002 Coordination between thoracic and abdominal respiration in relaxed and stressed situations. *Japanese Health Psychology*, 9, 33-47.
- 高瀬弘樹・三嶋博之・春木豊 投稿中 呼吸と体肢運動の協調 .
- 高瀬弘樹・山田朱美・芝原祥三 2002 呼吸 春木豊(編著) 身体心理学 川島書店 Pp. 53-68.
- TheIen, E., & Smith, L.B. 1994 A dynamic systems approach to the development

- of cognition and action. Massachusetts: MIT Press.
- 田中豪一・澤田幸展・藤井力夫 1994 暗算と反応時間作業における心臓血管系ストレス反応の血行力学的対比 心理学研究, 64, 442-450.
- Tuller, B., Turvey, M.T., & Fitch, H.L. 1982 The Bernstein perspective: II. The concept of muscle linkage or coordinative structure. In J.A.S. Kelso (Ed.), Human motor behavior: An introduction. Hillsdale, NJ: Erlbaum. Pp. 253-270.
- Turvey, M.T. 1994 From Borelli (1680) and Bell (1826) to the dynamics of action and perception. Journal of sport and exercise psychology, 16, S128-S157.
- Turvey, M.T. 1990 Coordination. American Psychologist, 45, 938-953.
- Turvey, M.T., & Carello, R.E. 1996 Dynamics of Bernstein's level of synergies. In M.L. Latash & M.T. Turvey (Eds.), Dexterity and its development. Hillsdale, NJ: Erlbaum. Pp. 339-376.
- Turvey, M.T., Fitch, H.L., & Tuller, B. 1982 The Bernstein perspective: I. The problems of degrees of freedom and context-conditioned variability. In J.A.S. Kelso (Ed.), Human motor behavior: An introduction. Hillsdale, NJ: Erlbaum. Pp. 239-253.
- Turvey, M.T., & Shaw, R.E. 1995 Toward an ecological physics and physical psychology. In R. Solos & D. Massavo (Eds.), The science of the mind: 2001 and beyond. New York: Oxford University Press. Pp. 144-169.
- Turvey, M.T., Shaw, R.E., & Mace, W. 1978 Issues in the theory of action: Degrees of freedom, coordinative structures and coalitions. In J. Requin (Ed.), Attention and performance VII. Hillsdale, NJ: Erlbaum. Pp.

557-595.

Von Holst, E. 1973 Relative coordination as a phenomenon and as a method of analysis of central nervous system function. In R. Martin (Ed.& Trans.), The collected papers of Erich von Holst: Vol.1. The behavioral physiology of animal and man. Coral Gables, FL: University of Miami Press. Pp. 133-155. (Original work published 1939).

渡辺富夫・大久保雅史 1998 コミュニケーションにおける引き込み現象の生理的側面からの分析評価 情報処理学会論文誌, 39, 1225-1231.

Yamanishi, J., Kawato, M., & Suzuki, R. 1979 Studies on human finger tapping neural networks by phase transition curves. Biological Cybernetics, 33, 199-208.

横山和仁・荒記俊一 1994 日本版 POMS 手引 金子書房

略語一覧

[A]

Ab : 腹部呼吸運動

[D]

: 固有周波数の差

[H]

HKB 方程式 : 体肢間協調における相対位相
の振る舞いを予測するモデル

[M]

mean : 相対位相の平均

MEDIUM : 中間の長さの振り子

[L]

LONG : 長い振り子

LRC : 運動と呼吸のカップリング

[o]

o : 結合周波数 (協調時の運動のテンポ)

[P]

: 相対位相

[R]

RC : 胸部呼吸運動

RIUE モード :

逆さ振り子を撓屈させる時に吸気し尺屈
させる時に呼気するモード

[S]

Sd : 音声

SD : 相対位相の標準偏差

SHORT : 短い振り子

[U]

UIRE モード :

逆さ振り子を撓屈させる時に呼気し尺屈
させる時に吸気するモード

[V]

VT : 換気運動

[W]

WP : 手首-逆さ振り子運動

謝 辞

この論文を作成するにあたり，多くの方々にご協力いただきました．

早稲田大学大学院人間科学研究科の春木豊先生には，卒業論文から長きにわたりご指導をいただきました．「身体動作，呼吸，心」を一つのものとして捉える観点を，呼吸法，太極拳といった実践を交えて教えていただきました．ありがとうございました．早稲田大学大学院人間科学研究科の山崎勝男先生，加藤清忠先生には貴重なご指摘とあたたかい励ましのお言葉をいただきました．先生方のご指摘により，客観的に研究を見つめ，論文を作成していくことができました．本当にありがとうございました．

福井大学教育学部の三嶋博之先生には，主に実験を通して，本論文の基礎となるダイナミカル・システムズ・アプローチと生態心理学について教えていただきました．ありがとうございました．国立情報学研究所情報学基礎研究系の古山宣洋先生には，本論文を執筆するにあたり，丁寧かつ貴重な助言をいただき，本論文の議論を深めることができました．ありがとうございました．

早稲田大学大学院の行動学研究室に在籍されていた方々には，いろいろご協力いただきました．

実験の被験者として，早稲田大学の学生の方々，大学院生の方々には多大なご協力を頂きました．多くの方が被験者として，快く実験に参加して下さいました．ありがとうございました．