

生理反応を用いたメンタルワークロードの
評価に関する研究

大須賀 美恵子



①

生理反応を用いたメンタルワークロードの
評価に関する研究

大須賀 美恵子

目次

第1章 序論	1
1.1 はじめに	1
1.2 メンタルワークロード研究の必要性とその概念	1
1.3 メンタルワークロード評価に用いられる手法	3
1.4 自律神経系の生理反応と指標	6
1.4.1 心電図(Electrocardiogram : ECG)	6
1.4.2 動脈血圧(Arterial Blood Pressure : ABP)	8
1.4.3 脈波(Pulse Wave)	9
1.4.4 皮膚電気活動(Electrodermal Activity : EDA)	10
1.4.5 末梢皮膚温(Peripheral Skin Temperature)	10
1.4.6 呼吸(Respiration)	10
1.5 本論文の構成	11
第2章 基礎的検討	13
2.1 目的	13
2.2 実験1ー生理指標の選択ー	14
2.2.1 方法	14
2.2.2 結果	17
2.3 実験2ー個人差と課題による違いー	22
2.3.1 方法	22
2.3.2 結果	25
2.4 呼吸に関する問題	32
2.5 まとめと課題	33
第3章 応用的研究1ーソフトウェアツールの評価への応用ー	35
3.1 はじめに	35
3.2 フィールド実験ーツール間およびツール内の機能間の比較ー	35

3.2.1 方法	35
3.2.2 結果	41
3.3 メンタルワークロード評価システムの開発	49
3.3.1 概要	49
3.3.2 用いる生理指標とその変化の検出手法	50
3.3.3 メンタルワークロードパターンの判定	51
3.3.4 指標値変化の信頼性の判定	51
3.3.5 疑似リアルタイムメンタルワークロード評価システム	53
3.3.6 開発したシステムを用いたツールの問題点抽出	55
3.4 まとめと課題	60
第4章 応用的研究2—スポーツ選手の精神緊張度モニタの開発—	62
4.1 はじめに	62
4.2 精神緊張度の評価手法の検討	62
4.2.1 指標選択	62
4.2.2 フィールドデータの収集	63
4.2.3 呼吸統制実験による検討	67
4.3 精神緊張度モニタの開発	68
4.3.1 試作	68
4.3.2 試用結果	70
4.4 まとめと課題	71
第5章 生理反応モデルに基づいた評価手法	73
5.1 はじめに	73
5.2 心臓血管・呼吸系の自律神経系による制御モデル	73
5.2.1 既存のモデルについて	73
5.2.2 モデルと比較すべき従来知見	77
5.3 データ収集実験と得られた知見	79
5.3.1 データ収集	79
5.3.2 指標抽出のためのデータ解析	85
5.3.3 一般的な実験的知見	87

5.3.4 精神的課題負荷効果に関する知見	89
5.3.5 指標間の関係性に関する知見	92
5.3.6 身体的課題負荷効果に関する知見	94
5.4 モデルの検討	101
5.4.1 しモデルの基本的性質	101
5.4.2 モデルの改良	112
5.5 モデルを用いた内部パラメータの推定	116
5.5.1 推定対象とする内部パラメータと推定に用いる指標	116
5.5.2 誤差逆伝搬学習を用いた推定	116
5.6 実験データへの適用	124
5.7 まとめと課題	126
第6章 結言	127
謝辞	130
参考文献	132
関連発表一覧	142
略語一覧	145

第1章 序論

1.1 はじめに

物質的には豊かになり、心の豊かさを求める時代になった。また個人の個性や感性を重んじ、価値観の多様性を認める社会となりつつある。こういった背景がありながら、技術開発の現状は、多くの場合、技術先行であり、それを使うヒト、あるいはシステムの一要素となるヒトの特性が充分考慮されているとは言えない。物理的(身体的)特性はまだしも、心理的(情緒的・認知的)特性に関しては設計指針がなく、設計者の主観的判断に委ねられている。特に、高度に急速に発達した先端技術を生活に密着した技術として取り込むには、誰にでも(子供にでも、老人にでも)ストレスを感じずに、使いこなせる馴染み良さが必要である。また、高度に情報化された社会にあって、かえってヒトとヒトの心のふれ合いがなくなるということもある。五感に感じる生理的快適性だけでなく、いろいろな意味での快適性の定量的評価手法が求められている。

しかしながら、快よさというものを積極的に評価するのは難しく、系統立った研究も少ない。快適という概念も不快でない中立的な状態という消極的なもの、あるいは不快な状態からの回復過程に快適を感じるというものもあるように、不快、つまり快適感を阻害された状態と対比させて捉えられることが多く、負の方向の変化を評価する手法の研究の方がまだ取り組みやすい。本論文では、作業中に生じる負の快適性ともいえるメンタルワークロードをとりあげる。

1.2 メンタルワークロード研究の必要性和その概念

生産性重視の時代は終わり、作業者が快適に仕事ができる環境や作業システムが望まれるようになってきた。同時に、自動化と高度情報化に伴い、生産現場やオフィスでも、また航空機やプラントの運転においても、コンピュータの端末やディスプレイを用いた作業が増え、それらを支えるソフトウェア生産作業も増大している。これらの作業では、力を要する身体的な負荷が低減された代わりに、一定の姿勢で局所的な筋を持続して用いることが多く、頸肩腕症候群や眼精疲労が新たな問題となってきた。さらに身体的負荷よりも、長時間にわたる情報の読み取りと的確な判断、行動の決定のための注意の持続や、不具合が生じたときの極度な緊張などの精神的負荷が大きく、ヒューマンエラーの要因となったり、作業者のメンタルヘルスを阻害する原因になっている。

このような精神的な作業負荷を総称してメンタルワークロード(Mental Workload)と呼び、その理論(モデル)や評価手法、応用の研究が盛んである¹⁻⁵⁾が、メンタルワーク

ロードの概念は研究者によって異なり、ストレスや疲労、覚醒水準など他の概念との関係についてもいろいろな考え方がある。ここでは、本論文でのメンタルワークロードの捉え方について述べておく。

ISO(International Organization for Standardization:国際標準化機構)では、1981年に制定されたISO 6385「作業システム設計のための人間工学の原則」⁶⁾を補う形で、メンタルワークロードに関する用語や定義が規定され(ISO 10075,1991)⁷⁾、さらに設計の原則に関する規格づくりが進められている⁸⁾。ISO 6385では作業負荷(work stress)と作業負担(work strain)を区別して、作業負荷を「作業システムにおいてヒトの生理的・心理的状态を乱すように作用する外的条件や要求の総量」、作業負担を「作業負荷が個人の特性や能力に関連してヒトに与える影響」と定義している⁶⁾。ISO 10075でもこれに対応してメンタルワークロード^(注1)を、精神的負荷(mental stress)と精神的負担(mental strain)を含む概念として広く捉え、精神的負荷を「外部から人間に対して及ぼし、かつ精神的に作用する評価可能な影響の全体」、精神的負担を「精神的負荷によって個人の内部に直ちに起こる影響であって、各人の対処様式を含み、個人の習慣およびその時の条件に依存するもの」としている⁷⁾。

メンタルワークロード研究の発端となったパイロットのワークロード評価では、過剰な負荷が事故につながることから、タスク分析や解析的モデルを用いて負荷を予想し、システム設計に用いている⁴⁾。この場合には、個人(パイロット)の対処様式(判断過程や操作手順)とその能力のばらつきが比較的小さいことが期待でき、負荷の評価は負担の評価につながる。

本論文では、同じ作業を与えても個人の取り組み方や能力、あるいはその時の状態によって、受ける負担が大きく変わるような作業を対象にしたメンタルワークロードの評価手法を考える。したがって、メンタルワークロードの概念の中でも精神的負担を重視する立場をとる。

ヒトの情報処理機能への負荷(load on computational mechanism)の要求水準がその人のその時の状態と比べて高いとき、情報処理の能力やパフォーマンスを向上させる努力(effort)がなされ、情報処理機能を駆動する過程(energetical mechanism)が働く⁹⁾。つまり、情報の入力(感覚系)の感度を上げるために覚醒水準が上がり(arousal)、運動系の反応性

(注1) メンタルワークロードの訳語は、精神作業負荷となっているが、mental stress の訳語と同じになるため、本論文では、術語として定着したと考えられるメンタルワークロードをそのまま用いることとする。

(readiness to respond)が高まる(activation)のである。これに伴って情動(emotion)反応が起こる。努力の度合いは動機づけ(motivation)や情動反応によって修飾される。ネガティブな情動が支配的になった場合にメンタルワークロードがワークストレスとなると考え、両者を区別することもある⁹⁾が、本論文では、ワークストレスになりがちなメンタルワークロードを主対象にし、情動反応や覚醒反応(arousal)など上述のenergetical mechanismに精神負担が現われると考え、これによって生じる生理反応をメンタルワークロードの評価に用いる。

1.3 メンタルワークロード評価に用いられる手法

メンタルワークロードに限らず、ヒトの心理的状态を評価するには、本人に主観評価を求める方法、行動やパフォーマンスを観察する方法、心理的变化を反映する生体反応を計測する方法がある。

主観評価では、対象としている心理的状态やそれに関連した状態を表現した言葉(主に形容詞や形容動詞)が、自分の状態にあてはまるかどうか、あるいはどのくらいあてはまるかを答えさせることが多い。また、付随して生じる身体的な状態についての評価を求めることもある。評価基準に個人差が大きいこと、個人内でも安定した評価基準で自己の状態を定量的に評価することが難しいことが問題となるため、これらに対処する評価手法が研究課題となっている。メンタルワークロードの主観評価法としては、パイロットワークロード評価の目的で開発されたCooper-Harper尺度⁴⁾とこれを一般的な作業にも使えるように改訂したModified Cooper-Harper尺度がある¹⁰⁾。ツリー構造になった質問に答えていくと10点尺度の評価点が求まるものである。メンタルワークロードの主観的構造は、ロードの大きさという一次元的なものでなく多次元であるという観点から、その構造を研究して因子ごとの質問項目を設定し、さらに個人ごとに因子の重み付けを求めて総合的なワークロードの評価点に合成するという方法もある。SWAT(Subjective Workload Assessment)はストレス、努力(effort)、ワークロードの三次元からの評価¹¹⁾、NASA-TLX(NASA Task Load Index)は時間的切迫感(time pressure)、物理的要求度(physical demand)、精神的要求度(mental demand)、パフォーマンス、努力、フラストレーションの六つの軸を用いている¹²⁾。主観評価を求めること自体が負荷になり、被測定者の負担を増やすという観点からは、多項目からなる評価法の方が一回の評定にかかる時間が長く負担が大きいと考えられるが、必ずしもそうではなく、少々項目が多くても自己の状態が適切に表現できる評価法が好まれる¹³⁾。

行動の観察では、普遍的な指標はなく、評価したい場面に応じて変化が生じる行動パターンを旨を見つけることが重要である。行動の中でも、人の情報処理過程を反映す

る視線は有用な指標であるが、定型化した視線の動きは作業によっては熟練を意味し、監視作業では疲労による注意低下を反映するなど、解釈が異なってくる。発話も行動指標の一つであり、これを積極的に利用する方法として、言語プロトコル解析がある⁽⁴⁾。発話を促すための工夫⁽⁵⁾や、得られた発話記録の分析支援ツールの開発⁽⁶⁾が進んでいる。

作業のパフォーマンスを用いた評価では、作業量やエラー率、反応時間などを指標とする。また、副次的な課題(secondary task)を課して、その作業量で主作業の負荷の大きさを測るという方法もある。この場合、作業者の作業容量(リソース; resource)が一定であるという仮説に基づいているが、主作業と副次課題の性質によっては相乗作用によりパフォーマンスが向上することもあるので、課題の組み合わせに注意が必要である⁽⁷⁾。また、作業者のリソースに余裕がある場合には特に、主作業、副次課題ともにパフォーマンスが、作業者の努力の度合いや動機づけの強さに大きく影響されることを注意しなければならない。

生体反応では、血液や尿・唾液などを採取して成分を分析する生化学的方法と、心電図や脳波など生体の発する電気信号や、皮膚温・脈波などのように皮膚にトランスデューサを装着して測れるものを指標とする生理心理学的な方法がある。

生化学的指標では、副腎髄質指標としてのエピネフリン、交感神経系指標としてのノルエピネフリン、副腎皮質指標としてのコルチゾール、細胞内イオン動態の指標としてのナトリウム(Na)、カリウム(K)、Na/K比などがあるが、採血は後で述べる非侵襲性に問題があり、尿や唾液の指標は時定数が長く、刻々の変化というより蓄積した効果を見るのに適しているといえる。

生理心理学的な指標のうち、脳の情報処理機能(computational mechanism)に関する指標として有用なのは、事象関連電位(Event Related Potentials)である。これらは脳波に含まれる特定の情報処理過程に関連した成分を、感覚刺激や反応をトリガーとして平均加算することによって抽出する。たとえば、刺激を認知したときに生じるP300(潜時が約300msecの陽性の電位変化成分)や、予期した刺激が来ないあるいはミスマッチが起こったときに出現するN400(潜時が約400msecの陰性の電位変化成分)などがあり、これらの大きさ、潜時、頭皮上分布が、情報処理への取りくみ方、たとえば、注意の配分によって変化する⁽⁸⁾。しかし、事象関連電位の抽出には条件統制を行なった課題提示や反応要求などの実験的枠組みが必要で、実作業場面での適用は難しい。一部、眼球運動の終了時をトリガーとして得られ、視覚入力処理に関する指標になる λ 反応は、作業中の自由な視線移動を利用して求められることから、応用が期待されている⁽⁹⁾。また、背景脳波(on-going EEG)の特定の周波数成分、たとえば α 波、 β 波やFm θ なども、脳の

覚醒水準の指標であり、情報処理負荷の指標となりうる。瞬目(まばたき)も視覚情報の取り込みや覚醒水準の有用な指標である。

一方、自律神経系に支配されている心臓血管系、呼吸系の指標は、情動反応や負荷によって生じる覚醒水準の上昇(arousal)を反映する。一般的には、負荷がかかると交感神経系が賦活して、副交感神経系が活動低下すると考えられている。実際には、負荷の内容や対処の仕方(coping)により二つの系の反応は異なる。このことについては、第2章で実験データを示して論じる。自律神経系の反応を多次的に捉えることにより、メンタルワークロードの質を評価することが本論文のテーマである。生理心理学で用いられる自律神経系の指標については、次節において生理反応ごとに概説する^(注2)。

メンタルワークロードの評価における生体反応の計測は、医学応用よりもはるかに非侵襲性が必要である。非侵襲とは生体に害や痛みを与えないことを言う場合と非観血であることを言う場合があるが、ここではその両方である。さらには、計測が作業や行動を妨げないという意味での無拘束性、センサやトランスデューサを装着せずに計測する非接触性、究極的には被測定者に測られていることを気づかせない計測が望まれる。現状では、装置が重かったり、センサが煩わしかったりして、計測に伴う被測定者の負担は小さいとはいえないことが多い。生理反応を用いる場合に問題となるのは、主観評価と同様に個人差が大きいことで、指標の大きさが異なるだけでなく、同じような負荷を受けたときの変化様式も多様である。その要因には、生物学的(身体的)なものと、人によって負荷の受け止め方が異なることによるもの(認知的・心理的)がある。

また、行動指標と同じく、心理状態の変化に対して、指標値の変化が一意ではないことに注意しなければならない。たとえば、リラックスすると脳波の α 成分が増強されるからといって、 α 成分が増えたから快適になったとはいえない。覚醒レベルが低下して α 成分が減少しているところに、不快な刺激を与えても α 成分は増強する。

このように、生理反応を用いた評価には課題が多いが、被測定者の負担を増やさずに、リアルタイムで連続的に評価できる可能性は大きく、評価結果を何らかのフィードバック制御に用いようとする場合には有用である。また、異なる作業のメンタルワークロードの質や大きさを比較するといったようなことも、指標の組み合わせをうまく選べば可能である。

(注2) 本論文では、心電図のように計測される信号を生理反応と呼び、これらから得られ、心理的要因によって変化するパラメータ、たとえば心拍数やT波振幅を生理指標と呼んで区別する。

1.4 自律神経系の生理反応と生理指標

1.4.1 心電図(Electrocardiogram : ECG)

心電図は心臓の収縮に伴って発生する電位変化を胸部あるいは四肢に装着した二つの電極間の電位差として計測するもので、心房の興奮を示すP波、心室の脱分極を示すQRS、心室の再分極を示すT波からなる(Fig.1.1(a))。

RR間隔(RR Interval : RRI)は心電図R波とR波の間隔で、心臓交感神経と心臓副交感神経の拮抗支配を受けている。RR間隔を一分あたりの心拍数に換算して、瞬時心拍率(Heart Rate : HR)として用いることも多い。メンタルワークロードにより心臓交感神経の賦活あるいは心臓副交感神経の活動の低下が起これば、RR間隔は短縮し、HRは上昇する。

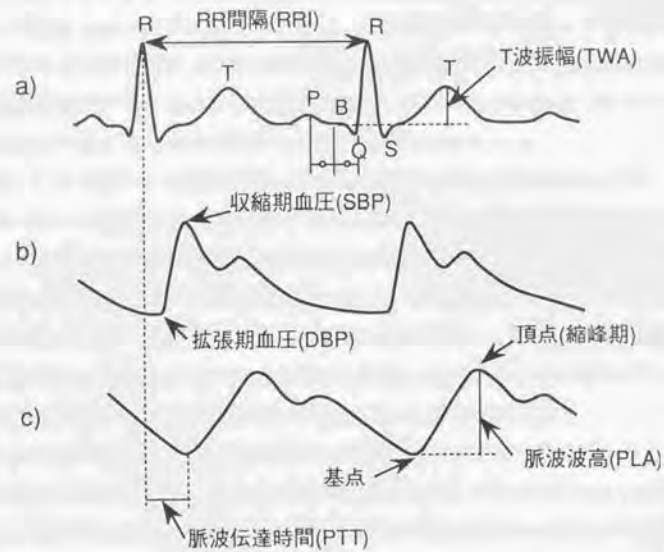


Fig.1.1 自律神経系生理反応と得られる指標の例

a) 心電図, b) 動脈血圧, c) 脈波

Fig.1.1 Autonomic responses and indices

a) Electrocardiogram, b) Arterial blood pressure, c) Pulse wave

RR間隔系列あるいは心拍率系列は時間的に変動しており、それぞれRR間隔変動、心拍変動(Heart Rate Variability : HRV)と呼ぶが、区別せずに、RR間隔変動も含めて心拍変動(Heart Rate Variability : HRV)と呼ぶこともある。心拍変動には、Fig.1.2に示すように三つの成分がある^{20,22)}。第一の成分は呼吸に由来する成分で呼吸性不整脈(Respiratory Sinus Arrhythmia : RSA)と呼ばれる。RSAの主な発現メカニズムとしては、呼吸による胸郭内圧の変化が血圧に影響し、副交感神経性の圧受容体反射(Baroreflex)を介して心拍に現われるもの、胸郭内圧の変化により静脈還流血流量が変わり、心臓壁の伸展受容器からの副交感神経性の反射(Bainbridge reflex)を介して心拍に現われるもの、肺の伸展反射によるもの、呼吸中枢と心臓血管系の相互作用によるものがある²¹⁾が、主に副交感神経系の指標と考えられており²⁴⁾、自律神経障害やメンタルワークロードにより副交感神経系の活動が低下すると小さくなる²⁵⁾とされている。RSAは呼吸の周波数と深さにも依存している^{26,27)}ので注意を要するが、呼吸を統制した研究はまだわずかしかない^{28,30)}。第二の成分は0.1Hz近辺の血圧のMayer Wave(1.4.2参照)に由来すると考えられている成分(Mayer Wave related Sinus Arrhythmia : MWSA)である。Mayer Waveの大きさが変わらなければ、RSA同様、副交感神経性の圧受容体反射の指標となり、メンタルワークロードにより低下すると考えられている³¹⁻³³⁾。実際には、Mayer Waveが交感神経賦活によって増大する可能性がある。第三の成分はさらに低周波の体温調節系やレニン・アンギオテンシン系に由来する成分であるが、分析対象時間が短いとあまり明確には見えない。

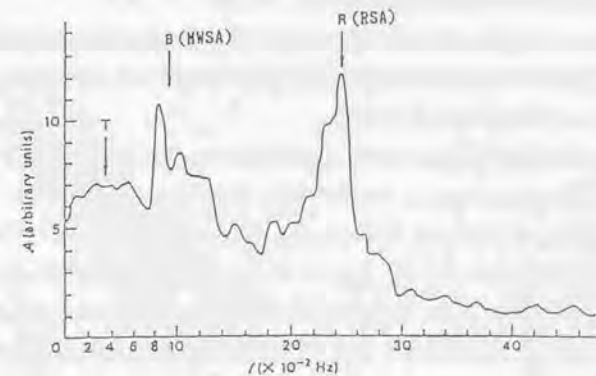


Fig.1.2 心拍変動に含まれる三つの成分 (O.Rompelman(1980)²²⁾より改変)

Fig.1.2 The three main spectral components of heart rate variability
(revised from O.Rompelman(1980)²²⁾)

心拍変動の評価値をRSAとMWSAを区別せずに求める場合、一定時間内の分散^{34,35)}や標準偏差³⁴⁾、連続する二拍の差分の絶対値の和^{34,36)}、RR間隔系列の下降脚の高さの平均³⁷⁾などが用いられている。これらの評価値が妥当なのは、RSAとMWSAの比率が概ね一定で、これ以外の成分、たとえば、一過性の心拍の変化(トレンド)などがない場合に限られる。RSAのみの評価法としては、一拍ごとのRR間隔や心拍の系列の一呼吸周期内の最大値と最小値の差を求める方法が主流であった^{25,27,38)}が、トレンドやMWSAが大きいつきには問題である³⁹⁾。医学応用を中心に、RSAとMWSAを別々に評価するようになってきた。これには、ARモデルを用いてスペクトル解析する方法^{40,43)}、線形補間やスプライン補間あるいはIPMF(Integral Pulse Frequency Modulator)モデル^{44,47)}を用いて等時間間隔データに変換してから、時間軸領域では周波数帯域フィルタ⁴⁸⁾や適応フィルタ⁴⁹⁾を用いて抽出する方法、周波数軸領域ではFFTを用いた解析^{20,24,31,33,48,50,52)}が試みられているが、メンタルワークロード研究で両方の成分について同時に調べている研究はまだ少ない。

心電図から得られるもう一つの指標としてT波振幅(T-wave Amplitude : TWA)がある。TWAはP波とQ波の中間(電気的中性点)からのT波の頂点までの高さのことで(Fig.1.1a)、心室の再分極時に発生する電位変化である。心臓の収縮力を制御する心臓筋交感神経の活動を主に反映し、メンタルワークロードにより心臓筋交感神経が賦活すると振幅が低下すると言われている⁵³⁾。

1.4.2 動脈血圧 (Arterial Blood Pressure : ABP)

動脈血圧の非観血的な連続計測は、最近になってようやく指尖での容積補償法による計測手法^{54,55)}が普及したが、生理心理学的な応用はまだ少なく、多くは上腕のカフ法による一分から数分ごとの間欠的な計測である。

収縮期血圧(Systolic Blood Pressure : SBP)、拡張期血圧(Diastolic Blood Pressure : DBP)、および平均血圧(Mean Blood Pressure : MBP)が指標として用いられる(Fig.1.1b)。平均血圧は連続波形を積分しても得られるが、 $\frac{2}{3}SBP + \frac{1}{3}DBP$ として求めることが多い。この三つの指標はともに、メンタルワークロードによって上昇する。平均血圧は、心臓の分時拍出量(Cardiac Output : CO)と血管系の総末梢抵抗(Total Peripheral Resistance : TPR)の積で決まるので、血圧上昇の原因として、分時拍出量の増大と総末梢抵抗の増加が考えられる。分時拍出量の増大もまたHR上昇と一回拍出量(Stroke Volume : SV)の増加の両方があり、これらのうちのどれが強く働くかは負荷の性質と個人の特性による。いずれかのメカニズムを神経遮断薬で働かないようにしても、他のメカニズムが補償することにより同等の平均血圧上昇が見られることから、負荷の要求に見合った平均

血圧の反応性を得るように、心臓血管系の制御がなされていると考えられている⁵⁶⁾。

連続血圧あるいは一拍ごとのSBPやDBPには、呼吸性変動(第二級変動)と0.1Hz近辺のMayer Wave(第三級変動)が見られるが、メンタルワークロードによる変化については研究がない。臨床目的の自律神経機能の研究では、立位負荷など交感神経賦活によるMayer Waveの増大⁴²⁾、睡眠による低下⁵⁷⁾が報告されている。Mayer Waveの発現メカニズムについては血圧の制御系のフィードバックの遅れによる発振だという見方が有力だが⁵⁸⁾、中枢性(延髄の血管運動中枢)にもリズムが存在するという説⁵⁹⁾もある。

1.4.3 脈波(Pulse wave)

指尖や耳垂に装着した発光源と受光素子で、血流量変化による透過光あるいは反射光の変化を検出する光電式容積脈波がよく用いられる。

脈波から得られる指標は、脈波間隔(脈拍)、脈波波高(Pulse Amplitude : PLA)、脈波基線変動(Pulse Baseline Variability : PLB)、脈波伝達時間(Pulse Transit Time : PTT)である(Fig.1.1c)。脈拍は心拍の代用として用いられ、その変動も心拍変動と同様の変化を示す。脈波波高は脈波基点から頂点(縮峰期)までの高さである。末梢血管交感神経の賦活により、血管収縮が起こると脈波の波形が丸くなり、脈波波高が低下する(Fig.1.3)。

脈波基線変動は不安などの情動変化により10~20sec程度の周期成分が増大すると言われている⁶⁰⁾が、そのメカニズム、血圧や血流量に見られる変動⁶¹⁾との関係については調べられていない。

脈波伝達時間は、本来、同一動脈上の二箇所計測した脈波から求められる指標であるが、心電図R波を基準にしたPTTでも一拍ごとの平均血圧(MBP)と負の相関があり、血圧の代用測度となり得ることが示されて⁶²⁾以来、簡便さのため、R波を基準にしたPTTが多く用いられている。

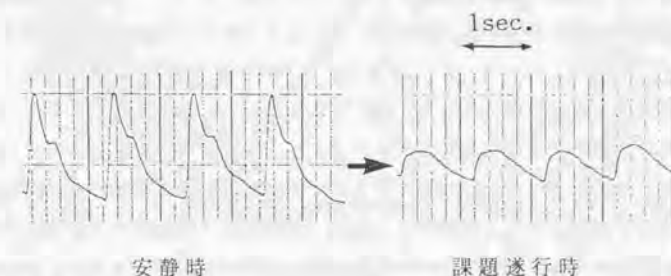


Fig.1.3 精神課題負荷による指尖脈波変化の例
Fig.1.3 An example of the change in pulse wave caused by mental task

1.4.4 皮膚電気活動(Electrodermal Activity : EDA)

手掌や足底などの精神性発汗部位に電極を装着し、通電法(二点間の抵抗)あるいは電位法(二点間の電位差)で測定する。精神性発汗を司る末梢交感神経の活動を反映するが、必ずしも発汗とは対応しない。電位法では基準部位の活性化⁽⁶⁵⁾が、通電法では通電による侵襲と電極の分極が問題となる。トニックなレベル(電位法ではSkin Potential Level : SPL)は主に覚醒水準を反映し、覚醒水準の低下の検出に用いられている⁽⁶⁶⁾。一過性(phasic)の反応(電位法ではSkin Potential Response : SPR)は情動変化を表わし、その頻度や振幅はメンタルワークロードの評価に用いられている⁽⁶⁷⁾が、反応の出現頻度は個人差が大きく、ほとんど出現しない人もいる。

1.4.5 末梢皮膚温(Peripheral Skin Temperature)

末梢皮膚温は、皮膚にサーミスタや熱電対を装着して計測する。メンタルワークロードなどにより末梢血管交感神経が賦活して血管が収縮すると、皮膚に供給される熱源である血流が減るので皮膚温は低下する。計測は簡便であるが、変化が遅いのと、外気温の影響を受けやすいという欠点がある。作業中の顔面皮膚温をサーモグラフィーで計測するという試みもある⁽⁶⁸⁾。

1.4.6 呼吸(Respiration)

換気量を正確に計測するには、マスクを装着して流量を計るが、伸縮性可変抵抗素子を付けたベルトを用いて、呼吸に伴う胸囲や腹囲の変化を計測して代用することが多い。鼻にサーミスタを装着して、呼吸に伴う温度変化を計測することもある。

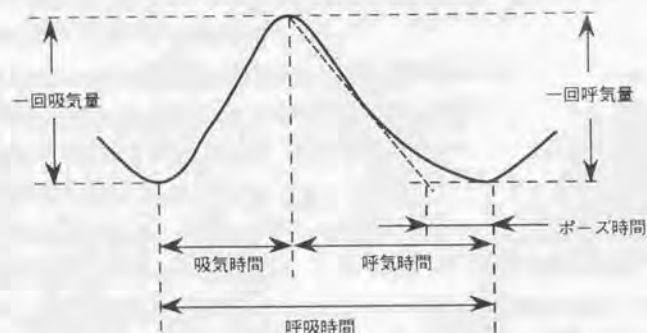


Fig.1.4 呼吸曲線から得られる指標

Fig.1.4 Respiratory indices

リラックスしていると深くゆっくりした呼吸になり、メンタルワークロードにより速く浅くなることが多い。呼吸の速さの指標としては、呼吸時間、吸気時間、呼気時間あるいは周波数解析してピーク周波数などを求める。換気量の指標としては、一回吸気量、一回呼気量がある。また、呼吸様式に関するものとして吸気時間と呼気時間の比やポーズ時間がある(Fig.1.4)。これらの指標の変化は作業の性質、特に運動性の負荷(たとえば打鍵など)の強度にも依存し、一貫した変化が見られないことがある。なかでは、ポーズ時間の短縮と分時換気量(Minute Volume : MV)の増加はかなり普遍的に見られるという報告もある⁽⁶⁹⁾が、ポーズ時間はまだ定義と求め方に課題がある。

1.5 本論文の構成

第2章では、自律系の生理反応の中でも計測が簡便で、メンタルワークロードによって引き起こされる情動変化をよく反映すると考えられる自律系の反応(心電図、脈波、呼吸)を選び、これから得られる指標(心電図RR間隔、RR間隔の呼吸性変動の大きさ、脈波波高、呼吸周波数など)をメンタルワークロードの指標として用いるために行なった二つの基礎的実験について述べる。その結果として、メンタルワークロードによる各指標の変化は、副交感神経系・交感神経系の二つの自律神経系の反応に依存すること、精神的課題ではある程度個人に依存した反応特異性があること、身体的課題に対する反応から精神的課題での反応性を予測するのは難しく、身体的な個人差以上に課題の受け止め方、課題への対処の仕方が問題であることを示す。また、自律系指標の変化の解釈にあたっては、自律神経系の活動性だけでなく、呼吸の変容や姿勢変化を考慮する必要があることを示す。

第3章、第4章では、第2章での検討結果に基づいた応用的研究について述べる。共通点は副交感・交感の二つの系の支配メカニズムの異なる複数の指標、特に心電図から得られる指標を中心に用いて評価すること、呼吸変化などによる誤った評価を防ぎ、評価の信頼性を高める工夫をしていることである。

第3章では、ソフトウェアツールを用いて作業しているヒトのメンタルワークロードの評価について述べる。メンタルワークロードを生じるということはツールに何らかの問題点があると考え、ユーザーのメンタルワークロードという観点からツールの使いやすさを評価し、改善点を指摘する。対象として、同じような機能を有しながら、評判のよいものとそうでない二種の文書作成用のソフトウェアツールを選び、二回のフィールド実験の結果より生理指標を用いることの有用性を示す。また、上述のような評価の信頼性を判断する機能を付加した、疑似リアルタイム評価システムの概要、およびこれをデータに適用した結果について述べる。

第4章では、メンタルワークロードに含まれる精神緊張度を評価する手法を、アーチェリー選手の試合時を例にとりて検討し、開発した携帯型の精神緊張度モニタについて述べる。開発した装置には評価の信頼性を向上させる手段として、呼吸統制機能とRR間隔変動の低周波成分の大きさに関する判定機能を付加している。

第5章では、得られる指標値をそのまま評価に用いるのではなく、生理反応メカニズムを記述するモデルを用いて生体内部のパラメータ値に変換し、それらの変化パターンでメンタルワークロードを捉える手法について検討する。これにより、第4章の応用で行なっているような呼吸統制の必要がなく、自由呼吸のもとでの評価ができるようになり、第3章のように信頼性が低いとして棄却しているデータや一見矛盾しているような結果の解釈もある程度可能になる。この目的に用いるための心臓血管・呼吸系の自律神経系による制御モデルの検討と、新たに実施した実験データを用いての改良、モデルを用いた生体内部のパラメータ値の推定手法の検討を行ない、実験データを用いてその手法の有用性を確認する。

第2章 基礎的検討

2.1 目的

メンタルワークロード評価の目的は、作業システムやインタフェースを改良したり、作業環境や作業形態の改善することにより、過度なメンタルワークロードを防ぐことにある。また、作業者の状態に合わせてインタフェースや作業環境を変化させ、メンタルワークロードを適切なレベルに保つことも目的となる。このために客観的で定量的なメンタルワークロード評価手法が望まれるが、その手法への要請として、1. 個人差に対処できること、2. 異種の作業間の比較ができること、3. 経時的な変化が捉えられること、4. 評価のために余計な負担が加わらないことが挙げられる。

第1章で概説したように、生理心理学の分野で研究されている心理的要因により変化する種々の生理反応は、上記の2と3の条件を満たす有望な候補と考えられる。生理反応の中でも、4の条件を比較的満たしやすい、つまり作業中の計測が簡便に行なえ、生体に侵襲を与えないものとして、心電図、脈波、末梢皮膚温、呼吸、皮膚の電気活動、眼球運動、脳波などがある。これらの生理反応から得られる指標を、ヒューマン・インタフェースの評価に応用する研究も試みられている^{35,66,68,69)}。

生理指標を用いたメンタルワークロード評価を実用化するには、その作業環境の制約の中で、評価したいメンタルワークロードに適した生理指標を選択することが目標となる。このとき最も問題となるのは上記の1の条件である。生理指標の絶対値(たとえば平均心拍)の個人差については個人内での変化量を何らかの方法で規格化すればよい⁶⁴⁾が、メンタルワークロードが加わったときの反応様式における個人差(たとえば、あるヒトは血圧が上昇し心拍は変化しないが、他のヒトはその逆といったような違い)は大きな問題となる。つまり、普遍的な指標選択ができず、個人の反応様式に応じて指標選択をする必要が生じるからである。われわれの研究でも、長時間に渡る単調な監視作業中に生じる覚醒レベル低下の生理指標への現われ方がさまざまであることを経験し⁷⁰⁾、また、心身症のバイオフィードバックでも、同じような心的要因によりさまざまな症状が発現すること、トレーニングの場でのイメージ導入によってどの生理指標が大きく変化するかもヒトによって異なることを見てきた⁷¹⁾。このような個人差が生じる要因には生物学的(身体的)なものと、ヒトによって負荷の受けとめ方や対処の仕方が異なることによるもの(認知的・心理的なもの)がある。前者には年齢や性別、体格、運動量などの影響が大きく、後者には性格・行動特性が影響し、両者が相いまって個人の反応特異性(individual response specificity)^{72,73)}となる。個人の反応特異性に対し、ヒトによらず刺激(負荷)に特有の反応もあり、刺激特異性(stimulus response specificity)と

呼ぶ。あるヒトのある刺激に対する反応というのは、刺激特異的な性質とそのヒトの反応特異性が混ざったものになる。個人の反応特異性が昂ると、どんな刺激に対しても、いつも同じように反応することになり、特定の器官に負担がかかり疾病にもつながる。

本章では、前述の生理反応の中でも計測が簡便で、メンタルワークロードによって引き起こされる情動変化をよく反映すると考えられる自律系の反応(心電図、脈波、呼吸)を選び、これから得られる指標(心電図RR間隔、RR間隔の呼吸性変動の大きさ、脈波波高、呼吸周波数など)をメンタルワークロードの指標として用いるために、二つの基礎的実験を通して行なった検討結果について述べる⁷⁴⁾。実験1では、多くのヒトに共通してメンタルワークロードを検出できる指標の選定をめざして、暗算という単一の課題を用いて各生理指標で課題負荷効果がどの程度検出できるかと個人による変化様式の違いについて検討し、実験2では、生理指標の評価値や変化様式の個人差がどの程度安定なものか、あるいは全く課題に依存するものかどうかを、身体的課題を含む複数の課題を導入し、繰り返し実験を行なうことにより検討した。

2.2 実験1—生理指標の選択—

2.2.1 方法

(1) データ収集

データ収集は、1987年5月20～22日の三日間に渡り実施した。被験者は三菱電機(株)の新入社員で、男子健康成人48名(20～27歳)を用いた。実験は半防音シールドルーム内で行ない、一人あたり約20分で暗算、視覚提示、イメージ想起、手の開閉運動などの条件下で心電図、指尖容積脈波、呼吸曲線の三つの生理反応を計測した。ここで分析対象としたのは、このうち閉眼座位における安静時(30sec)およびこれに引き続き実施した暗算課題負荷時(60sec)のデータである。暗算は初期値の4に足す数を3から1ずつ増やしながら足していくもの(4+3+4+5+6+7+...)で、手や口を動かしたり算盤のイメージを利用したりしないよう指示した。

生理反応の計測は以下のようにした。心電図は皿電極を用い、左右前腕部より導出(第I誘導)し、生体アンプ(日本光電、AB620G)を用いて、時定数2sec、High Cut 100Hzで交流増幅した。指尖容積脈波は左手第二指より反射式光電脈波ピックアップ(日本光電、MPP-3C)を用い、呼吸曲線は腹囲に装着したトランスデューサ(伸縮性可変抵抗素子：日本光電、TR-601T)を用いて導出し、ともにカプリアンプ(日本光電、AA600H)を用いて、時定数3sec、High Cut 100Hzで増幅した。(この他、水平・垂直眼球運動と12部位の頭皮上脳波を計測したが今回の検討の対象外とした。)

(2) 各生理指標の評価値の求め方と意味

実験1で対象とした生理指標は、心電図から得られるRR間隔、RR間隔変動に関する二つの指標(後述)、T波振幅、脈波から得られる脈波振幅と脈波基線変動、心電図と脈波から得られる脈波伝達時間、呼吸曲線から得られる呼吸振幅と呼吸周波数である。以下に、各指標のここで用いた求め方を記す。生理学的意味については1.4節にも述べたので重複するが、ここでも暗算負荷で生じるメンタルワークロードによる変化についての仮説を述べる。

RR間隔(RR Interval: RRI)は、心電図からデジタルフィルタを用いてR波の頂点を検出し、隣接する二つの頂点間の時間間隔を1msecの精度で求めた。用いたデジタルフィルタは、式2.1に示すように三つの係数からなる簡単なものであるが、電源ノイズに対するノッチフィルタとR波の特徴抽出としての帯域通過特性を兼ね備えており、電源ノイズや基線変動による誤検出が少ない⁷⁵⁾。

$$Y(n) = -0.5X(n-w) + X(n) - 0.5X(n+w), \quad \text{サンプル周波数1kHzのとき } w=20 \quad (2.1)$$

Fig.2.1に心電図QRS complexのパワースペクトル(a)とフィルタの周波数特性(b)、模擬ノイズを加えたテストデータとフィルタ出力(c)を示す。RR間隔は心臓交感神経と心臓副交感神経の拮抗支配を受けており、前者の賦活あるいは後者の活動の低下により短縮する。従って、暗算負荷により短縮すると考えられる。

RR間隔変動の指標としては、0.1Hz近辺の血圧のMayer Waveに由来する成分(Mayer Wave related Sinus Arrhythmia: MWSA)とさらにゆっくりした成分を含む指標と、呼吸に由来する成分(Respiratory Sinus Arrhythmia: RSA)に関する指標の二通り求めた。RR間隔の時系列データを3次スプライン補間して等時間間隔(200msec)データに変換し(Fig.2.2)、得られたデータ列を遮断周波数0.1Hzのローパスフィルタに通した出力の標準偏差値を前者の評価値とした(以下、RRIと呼ぶ)。同じデータ列を個人の呼吸周波数帯域に合ったバンドパスフィルタに通した出力の標準偏差値を後者の評価値とした(以下、これをRSAと呼ぶ)。RSAは主に副交感神経系の支配を受けており、MWSAは副交感神経系と交感神経系の両方の支配を受けているが、ここでは、ともに暗算負荷により低下するという仮説をとる。

心電図T波振幅(T-wave Amplitude: TWA)はP波とQ波の時間的中点の値を用いてスプライン補間したベースラインからT波の頂点までの高さを求めた(Fig.1.1参照)。T波の頂点はR波からの潜伏時(latency)の範囲を設定してその中で最大の値をとる点として求めた。TWAは心臓交感神経系の活動を主に反映する。暗算負荷により心臓交感神経が賦活するとTWAは低下すると考えられる。

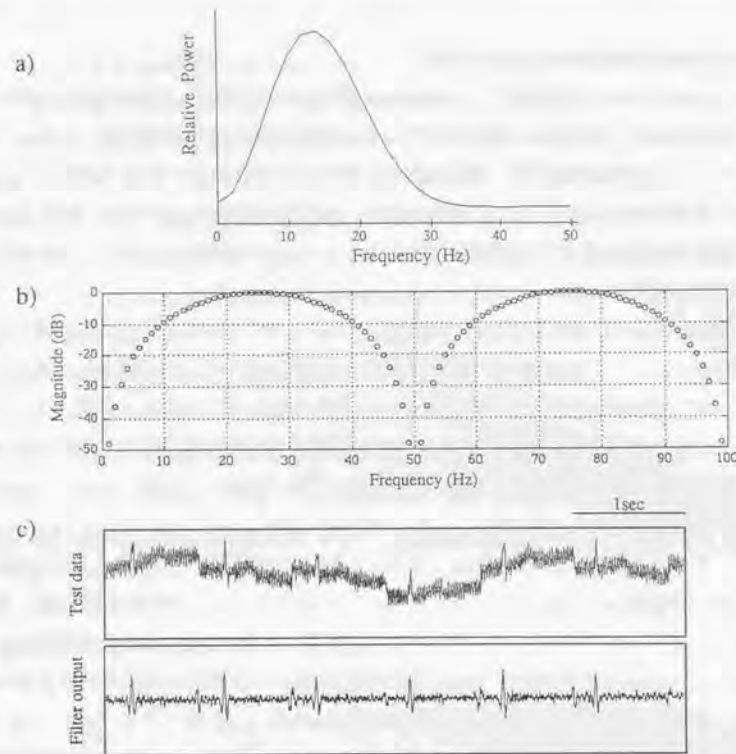


Fig.2.1 R波検出方法

- a) QRS complexのパワースペクトル, b) フィルタの周波数特性,
c) 模擬ノイズを加えたテストデータとフィルタ出力

Fig.2.1 The method of R wave detection

- a) Power spectra of QRS complex, b) Frequency characteristics of the filter,
c) Test data corrupted by simulated noise and filter output

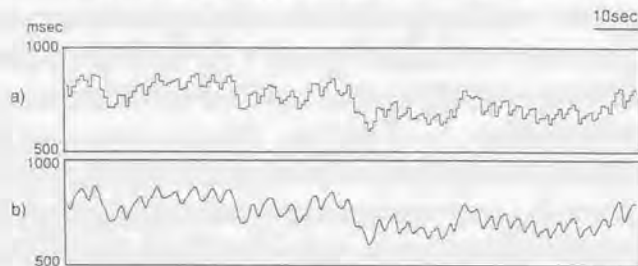


Fig.2.2 RR intervals and spline interpolation

Fig.2.2 RR intervals and equi-interval data obtained by spline interpolation

脈波波高(Pulse Amplitude: PLA)は、R波検出と同様のフィルタを用いて検出した脈波基点と、基点からの潜時の範囲を設定して求めた頂点(縮峰期点)の高さの差を波高として一拍ごとに求めた(Fig.1.1参照)。暗算負荷により末梢血管交感神経が賦活し血管収縮が起こりPLAは低下すると考える。

脈波基線変動(Pulse Baseline Variability: PLB)は脈波データを遮断周波数0.125Hzのローパスフィルタに通した出力の標準偏差値として求めた。暗算負荷による不安などの情動変化により増大する可能性がある。

脈波伝達時間(Pulse Transit Time: PTT)は、心電図のR波から脈波の基点までの時間を一拍ごとに求めた(Fig.1.1参照)。平均動脈血圧と負の相関があるといわれているので、暗算負荷により血圧が上昇するとPTTは短縮すると考えられる。

呼吸振幅(Respiration amplitude: RSPA)は、呼吸曲線(Respiration)の時系列データの標準偏差値を呼吸の大きさの評価値として求めた。また呼吸曲線のパワースペクトルより呼吸周波数(RSPF)を求めた。暗算負荷では呼吸が速く浅くなることが多いと考えられ、RSPAは低下、RSPFは上昇するという仮説である。

(3) 指標の評価値の変化の求め方

安静および課題条件の開始5sec後からの各20sec間のデータを分析対象とした。これは課題開始直後の一過性の反応と呼吸の乱れ(息をこらえたり大きく吸ったり)の影響を除くためである。被験者、指標ごとに分析区間の平均値を求め、変化率を(課題遂行時の値-安静時の値)×100/(安静時の値)として求めた。

2.2.2 結果

(1) 指標の評価値の変化

計測不備のあった被験者を除いた43名のデータについて、各指標ごとに2.2.1(2)に述べた仮説どおりの暗算負荷による変化が検出されたかどうか検討した。便宜的に、変化率が10%以上あった場合に変化が検出できたとした。結果をTable 2.1に示す。なお、脈波関係の指標(PLA, PLB)とT波振幅(TWA)、呼吸振幅(RSPA)はセンサ装着位置などにより大きさが変わり絶対的な値の比較は意味をなさないため変化率のみを示している。被験者の四分の三以上で、仮説の方向の変化が検出できたのはRR間隔(RRI)、RR間隔呼吸性変動(RSA)、脈波波高(PLA)、呼吸周波数(RSPF)の四指標であった。43名全員について、これらの四つの指標のうちいずれかの指標では変化が検出され、暗算負荷効果を示された。これらの指標すべてに変化が検出されたのは29名で、他の被験者はいずれかの指標で変化が検出できなかった。被験者の反応様式(どの指標に変化が現われ、

どの指標に現われなかったかのパターン)は多様であり(Table 2.2)、単一の指標で暗算によるメンタルワークロードの評価を行なうことはできないという結論が得られた。

Table 2.1 安静時と課題遂行時の各生理指標の平均値と標準偏差、変化率の平均値と標準偏差、10%以上の変化を示した被験者の人数

Table 2.1 Mean values and SD's of the indices for rest and task conditions, %change of means from rest to task, and number of subjects who showed more than 10% changes

Index	Unit	Rest		Task		%change		No. of Subjects	
		mean	SD	mean	SD	mean	SD	≤-10%	≥10%
RRI	msec	956.8	126.6	790.3	135.6	-17.5	8.7	37	0
PTT	msec	191.3	16.4	184.2	21.9	-3.7	9.5	7	2
RRL	msec	44.1	25.9	29.4	14.6	-23.5	43.1	31	6
RSA	msec	44.3	24.7	24.3	9.0	-35.3	25.2	36	1
RSPF	Hz	0.22	0.07	0.32	0.06	+52.0	34.1	0	43
TWA						+0.3	10.1	5	7
PLB						+21.1	111.6	23	16
PLA						-40.6	23.4	40	1
RSPA						+5.0	38.7	18	12

Table 2.2 43名の被験者の反応様式

○は検出可, ×は検出不可。検出可とは暗算による指標値変化が10%以上見られたもの。

Table 2.2 Various response patterns in 43 subjects

○'s indicate "detectable" and ×'s indicate "undetectable".

"Detectable" means that the index value changed more than 10% by mental arithmetic.

RRI	○	○	×	×	×	×
RSA	○	○	○	○	○	×
PLA	○	×	○	○	×	×
RSPF	○	○	○	×	○	○
No. of Subjects	29	1	8	1	3	1
Total	43					

(2)指標間の関係性

個人による反応様式の違いが生じる原因を推察するため、因子分析により指標間の関係性を調べた。対象とした指標は(I)で選定された四指標で、RRI, RSA, RSPFの三指標については安静時の値と変化量、PLAについては変化率のデータを用いた。RSAの同定に問題がある被験者と安静状態に問題のあった被験者を除き、33名のデータを対象とした。RSAの同定に問題があるのは安静時に呼吸が遅く、MWSAとの間に引き込みが生じRSAとMWSAが分離できない場合である(2.4参照)。固有値1.0以上の因子を採用しバリマックス回転を施した。その結果、Table 2.3に示すように、三つの因子を合わせて約80%の累積寄与率が得られた。第I因子は、安静時に副交感神経系が優位でRSAが大きかったものが、課題負荷により副交感神経の活動低下がおこり、RSAが減少しRRIが短縮することを示す因子である。第II因子は、安静時のゆっくりとした呼吸が課題負荷により速くなること、第III因子は交感神経系の賦活によると見られるPLAの低下を示すものである。

Table 2.3 実験1の因子分析結果 (N=33)

Table 2.3 Results of factor analysis in Experiment 1 (N=33)

Index \ Factor		I	II	III	Communality
Base	RRI	.31	-.37	.71	.73
	RSA	.81	.25	.26	.79
	RSPF	-.19	-.89	-.13	.84
Change	RRI	-.74	-.13	-.24	.63
	RSA	-.94	.06	.11	.90
	RSPF	.05	.86	-.08	.75
	PLA	-.04	-.22	-.90	.86
Cumulative % of eigenvalues		32	58	79	

これらの三因子のうちどの因子得点が高いかはヒトによって異なる。この個人の反応特異性と性格や行動特性との関係性を調べるために、三因子の因子得点と不安やストレス行動特性に関する質問紙カテゴリー得点の関係を相関係数を用いて検討した。用いた質問紙はMAS^(註1)とSTAI^(註2)、およびストレスと健康に関する意識調査^(註3)である。対象とした被験者はMASの虚偽得点の高い被験者を除き28名である。有意な正の相関が得られたのは、第I因子とMAS-A(不安全般)、A3(自律的不安定性)、A5(睡眠障害・身体不調)およびSTAI-II(特性不安)、第III因子とタイプA行動特性^(註3)およびストレス積極的

対処^(注1)であった。また、第II因子とSTAI-I(状態不安)^(注2)、第III因子と情緒支援ネットワークの豊富さ^(注3)の間に負の相関が見られた。被験者数が少ないので断定的なことはいえないが、これらの結果は、特性不安、中でも自律的不安定性が強いほど副交感神経系の反応性が高い、状態不安が低いほど呼吸周波数の変化が大きい(状態不安が高いと安静時にすでに呼吸が速く変化が出にくい)、また積極的対処・タイプA行動特性が高いと交感神経系の反応性が高いということを示している。これらは、生理心理学的に見て妥当な結果であり、課題の受け止め方、対処の仕方の違いが生理反応の変化の多様性の原因の一つになっていることが伺える。

(3) 生理反応パターンによる被験者の分類

因子分析で得られた三つの因子の因子得点を用いて、33名の被験者の分類を試みた。因子得点を六段階スコアに変換して、クラス分析を施したところ、Fig.2.3に示すように、九つのクラスが得られた。これらのクラスは、各因子得点の大小の組み合わせで八(=2³)通りに加えて、第I因子得点が中程度、第II因子得点が小さく、第III因子得点大きいという中間的なパターンのクラスである。各クラスに含まれる被験者の数をTable 2.4に示す。このパターン分類は、この実験に用いた被験者群の中での相対的な評価ではあるが、被験者が暗算課題負荷時に、どのような反応をしやすいタイプであるかを見ることができる。また、九つのクラスにまんべんなく被験者が分類されており、ここでも個人の反応パターンの多様性が示された。

(注1) MAS (Manifest Anxiety Scale) 関西学院大学版

顕在性不安(本人が意識している慢性的な不安)を測定するもので、五つの不安尺度(慢性的不安、自己不当感、自律的不安定性、集中困難と持続力の不足、睡眠障害と身体不調)と自己防衛尺度、虚偽発見尺度に関する90項目の質問からなる。

(注2) STAI (State and Trait Anxiety Inventory) 関西学院大学版

状態不安(一過性の不安状態)と特性不安(人格特性としての不安の高さ)の二種類の不安を同時に測定する質問紙でそれぞれ20項目の四点尺度の質問からなる。

(注3) 国立精神衛生研究所ストレス管理研究班作成のストレスと健康に関する意識調査⁷⁶⁾より、ストレスを緩和する要因として積極的対処行動と情緒支援ネットワーク、倍加する要因として逃避的対処行動とタイプA行動特性に関する項目を用いた。積極的対処行動(positive coping)とは解決策を前向きに考えたり、趣味や運動などで気分転換をはかる行動のことで、これに対し逃避的対処行動(negative coping)は飲酒や暴力などその場かぎりのストレス発散行動のことである。情緒支援ネットワークとは相談にのってもらうなど頼りにできる人間関係のことである。タイプA行動特性とは目標達成への精力的活動、時間的切迫感、競争的努力、妨害因への攻撃性などの行動によって特徴づけられ、虚血性心疾患の危険性が高いといわれている。

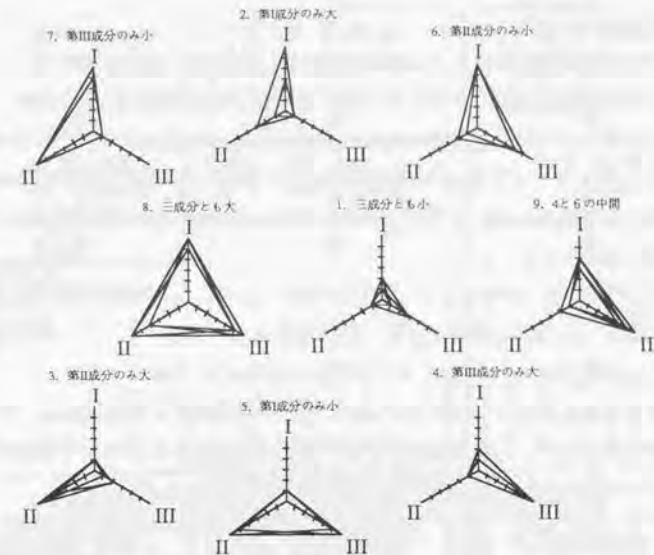


Fig.2.3 三因子の因子得点を用いたクラス分析の結果(実験I)
Fig.2.3 Results of cluster analysis using three factor scores in Experiment I

Table 2.4 クラス別被験者数
Table 2.4 Number of subjects included in each cluster

クラス	パターン			クラスに含まれる人数
	第I成分	第II成分	第III成分	
1	小	小	小	5
2	大	小	小	2
3	小	大	小	3
4	小	小	大	2
5	小	大	大	5
6	大	小	大	3
7	大	大	小	3
8	大	大	大	5
9	中	小	大	5

2.3 実験2—個人差と課題による違い—

2.3.1 方法

(1) データ収集

第2実験では、精神的課題として暗算課題(Mental Arithmetic: MA1)以外にCRTと反応キーを用いた計算課題(MA2)、カラーマッチング課題(Color Matching task: CM)、認知的課題としてプログラマの適正検査(Programmer's Aptitude test: PA)を導入し、さらに身体的負荷の大きいものとして自律神経機能テストで用いられる深呼吸(Deep Respiration: DR)、起立後の立位(Standing up: ST)、冷水負荷(Cold Pressor test: CP)を行なわせて、課題による違いを検討した。

実験は1988年10月11～27日のうち、計17日に渡り実施した。被験者は実験1の参加者の中から、クラスタ分析の結果を参考に課題負荷による変化パターンが偏らないように選択した18名と新規2名を加えた男子健康成人20名(25～27歳)で、18名には一週間後に同じ実験時間帯に同様の実験を再度実施した。実験環境および生理反応計測は実験1とはほぼ同様であったが、心電図に関しては、課題の妨げにならないよう胸部導出(胸骨上に置いた二つ電極からの双極誘導, Fig.2.4)とした。

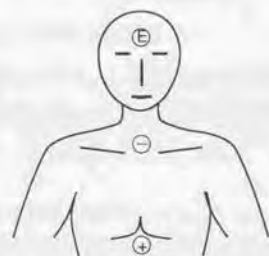


Fig.2.4 心電図電極装着位置

Fig.2.4 Electrode placement for ECG measurement

実験条件は安静条件と各課題条件である。提示順序は二回とも全被験者同一とした(Fig.2.5)。暗算とその直前の安静は閉眼でそれ以外は開眼で行ない、起立課題以外は椅子位で行なった。以下に各条件の説明を記す。

安静条件は何も考えず、体の力を抜き楽にしているよう指示した。

深呼吸はド・レ・ミ・ファ・ソ・ソ・ファ・ミ・レ・ドという音に合わせて6cpmの深呼吸を行なわせた。音の上昇に合わせて息を吸い、音の下降に合わせて吐くよう指示した。



Fig.2.5 実験条件とスケジュール

Fig.2.5 Experimental conditions and schedule

立位課題は、椅子に座って安静にしている状態から、合図と同時に素早く立ち上がった。立位状態では、体をあまり動かさないように指示した。

暗算は、音声で三桁の数を与え、まず各桁の数字をすべて足し、次にこの足した数をもとの三桁の数に足すという計算⁷⁾を続けて行なわせた。例えば、最初の数が"128"ならば "1+2+8=11"→"128+11=139、続けて"1+3+9=13"なので "139+13=152"・・・という

ように行なう。開始時だけの課題提示で連続して暗算をさせるという目的は実験1と同じであるが、実験1の課題では計算が進むにつれ桁数が大きくなって難しくなるという問題があったので、実験2ではこれを改良した。なお、実験1同様、発語による影響を避けるため途中経過は報告させず、終了の合図で口頭で最終結果だけを答えさせた。

計算課題はCRTに表示された三桁の数字の各桁の数字をすべて足し、その答えが二桁ならさらに足して一桁にし、これを5で割った余りを、0から4の反応キーで答えさせるものである。反応キーを押すとすぐに次の数字が表示される。10sec経過してもキー入力がない場合は次の表示に変わる。

カラーマッチング(反応時間課題)は、CRT上に塗りつぶされた大きな四角形を表示し、塗りつぶされている色と同じ色のキーを押すもので、キーを押すと次の四角形が表示される。色は、赤、白、黄、青、緑の五色で、ランダムに表示される。四角形が表示されてから3sec経過してもキー入力がない場合は次の表示に変わる。できるだけ速く、正確に行なうよう指示した。

認知的課題はプログラムの適性検査をもとに作成したもので、CRTに表示された四つのアルファベット(二回目は図形)の系列の規則性を見だし、次にくるものを五つの選択肢の中から選び反応キーで答えさせる。30sec経過してもキー入力がない場合は次の問題に変わる。

冷水負荷課題は、洗面器の約4℃の水の中に合図と同時に手を手首まで入れさせる。水中に手を入れている間、息を止めたり、手に力を入れたりしないように指示した。

(2)各指標の評価値の求め方

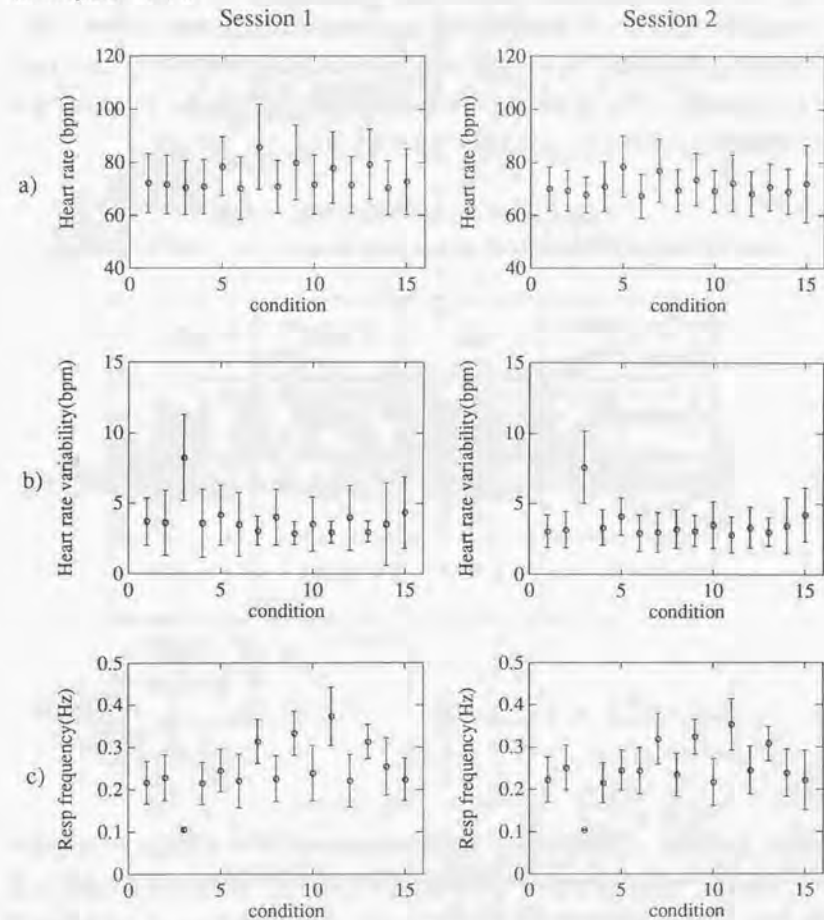
実験2では、心電図と呼吸のみ解析対象とし、また、RR間隔の代わりに瞬時心拍率(Heart Rate: HR)、呼吸性不整脈(RSA)の代わりに心拍変動の0.1Hzハイパス成分(以下、Heart Rate Variability: HRV)を用いた。RSAでなく便宜的なHRVを用いたのは、前述のようなRSAの同定に問題のある被験者も解析対象に含めるためである。厳密には問題があるが、ここで用いるHRVは、RSAとMWSAの一部を合わせた評価指標で、メンタルワークロードにより低下すると考えられる。T波振幅(TWA)と呼吸周波数(RSPF)については実験1と同じである。

各課題の40sec分(1minの条件では開始10sec後から、3min以上の課題では50sec後から、立位課題では起立後30sec目から)を解析対象とした。

2.3.2 結果

(1)各指標における繰り返し効果と課題負荷効果

心拍(HR)、心拍変動(HRV)、呼吸周波数(RSPF)の三指標の条件ごとの平均値と標準偏差をFig.2.6に示す。



条件(condition)の番号はFig.2.5に対応

Fig.2.6 各条件ごとの指標の平均値と標準偏差

a) 心拍(HR), b) 心拍変動(HRV), c) 呼吸周波数(RSPF)

Fig.2.6 Mean values and SD's of the indices for rest and task conditions

a) Heart rate(HR), b) Heart rate variability(HRV), c) Respiratory frequency(RSPF)

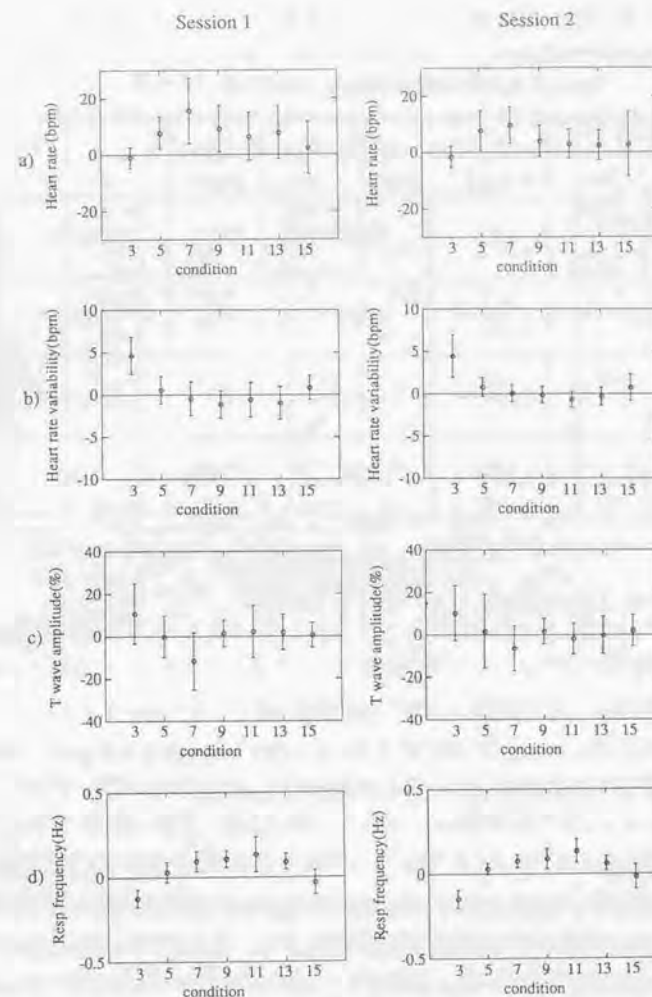
同じくこの三指標について、繰り返し(session)×条件(condition)×被験者の分散分析を行なった(Table 2.5)。繰り返しの主効果はHRにのみ見られ、二回目の方がHRが低く、実験事態への慣れの効果を示している。条件の主効果は三指標とも有意であった。下位検定の結果、HRは立位課題と各種精神的課題(特に暗算(MA1))で高く、HRVは深呼吸と冷水負荷で大きいという身体的反応が見られたのみであった。RSPFは深呼吸で低いのは当然で、精神的課題で高かったが、立位課題では有意な差はなかった。HRとRSPFに交互作用が見られた。自由度が大きいため断定的なことは言えないが、慣れの現れ方が課題によって異なることによるものと考えられる。

Table 2.5 条件ごとの平均値の分散分析結果
Table 2.5 Results of the analysis of variance using the mean values under all conditions

Index Factor	HR	HRV	RSPF
Session(S)	4.530*	3.640	0.157
Condition(C) (Task)	25.338**	24.093**	46.697**
S × C	6.525**	0.699	1.986*

** p < 0.01
* p < 0.05

次に、心拍(HR)、心拍変動(HRV)、呼吸周波数(RSPF)については課題直前の安静条件からの変化量、T波振幅(TWA)については変化率を用いて、課題負荷効果を検討した(Fig.2.7)。またこの4指標の課題負荷効果について、分散分析を行なったところ(Table 2.6)、繰り返しの主効果はHRとRSPFに見られ、慣れによる課題負荷効果の減少が示された。条件の主効果は全指標に見られ、HR上昇は、暗算と立位で他の条件より大きい。HRV変化は深呼吸(増大)と他の条件の差のみが有意であった。TWA変化では暗算(低下)と深呼吸(増加)のみが他の条件と差があった。RSPFの上昇はカラーマッチングで大きく、反応キーをできるだけ速く押すという課題での時間切迫感の現われと考えられる。



課題条件(condition)の番号はFig.2.5に対応

Fig.2.7 課題負荷による指標値の変化量(率)の平均値と標準偏差
a) 心拍(HR), b) 心拍変動(HRV), c) T波振幅(TWA), d) 呼吸周波数(RSPF)
Fig.2.7 Mean values and SD's of change values or %change for pairs of task condition and previous rest
a) Heart rate(HR), b) Heart rate variability(HRV),
c) T wave amplitude(TWA), d) Respiratory frequency(RSPF)

Table 2.6 課題負荷効果(変化量, 率)の分散分析結果
Table 2.6 Results of the analysis of variance using change values or %change for pairs of task and previous rest conditions

Index Factor	HR	HRV	TWA	RSPF
Session(S)	11.754**	1.089	1.723	7.196*
Condition(C) (Task)	20.909**	31.832*	7.164**	52.328*
S × C	4.354*	0.744	2.229*	1.313

** p < 0.01
* p < 0.05

以上より、繰り返しによる慣れの効果、課題負荷効果ともに、指標と課題によって大きく異なることがわかった。この分析で、HRVとTWAに精神課題の負荷効果が現われにくかったのは、反応の個人差が大きいためと考えられる。

(2) 個人差の安定性

各指標の条件(安静と課題負荷)ごとの評価値と、安静から課題負荷時への評価値の変化量(TWAは変化率)の個人差がどの程度安定であるかを、二回のデータ間の相関係数を用いて検討した(n=18)。結果をTable 2.7に示す。HRとHRVはすべての条件で相関が高い。RSPFは0.1Hzに統制した深呼吸と、課題負荷によりRSPFが上昇して個人差が減少した(頭打ち効果)カラーマッチング以外では概ね相関が高い。これらの指標では個人差が安定しているといえる。課題負荷効果を示す変化量(率)では、HRとTWAでは比較的反応の大きさの個人差が安定しているといえるのに対し、HRVとRSPFでは安静時の呼吸周波数に大きく依存する深呼吸での変化量を除き、相関は低く個人差は安定であるとはいえない。この結果は、HRとTWAが個人の特性を大きく反映するのにに対し、HRVとRSPFは個人の状態を反映することを示している。

Table 2.7 指標値の条件ごとの平均値における二回の繰り返し実験の間の相関係数
Table 2.7 Correlation coefficients of the mean values of indices for every condition between the repeated experiments

Index Cond.	HR		HRV		TWA	RSPF	
	mean	change	mean	change	%change	mean	change
EC1	.682**		.823**			.645**	
EO1	.570*		.708**			.553*	
DR	.735**	.407	.585*	.691**	.776**	.066	.536*
EO2	.705**		.803**			.626**	
ST	.708**	.552*	.827**	.369	.784**	.668**	.401
EC2	.643**		.722**			.688**	
MA1	.790**	.774**	.571*	.452	.777**	.710**	.079
EO3	.760**		.533*			.628**	
MA2	.741**	.505*	.726**	.043	.299	.600**	.330
EO4	.725**		.625**			.433	
CM	.764**	.741**	.469*	.122	.595**	.116	.412
EO5	.712**		.553*			.505*	
PA	.717**	.649**	.547*	.104	.661**	.597**	.193
EO6	.674**		.556*			.757**	
CP	.710**	.850**	.943**	-.054	.296	.623**	.731**

(** p<0.01, * p<0.05)

(3) 指標間の関係性

一回目の20名のデータのうち条件ごとに計測不備を除いたデータを対象に、HR、HRV、RSPFの安静時の値と変化量、TWAの変化率の七指標を用いて因子分析を行なったところ、七課題とも三因子で70%以上の累積寄与率が得られた(Table 2.8)。冷水負荷を除く六課題の第I因子は共通で、呼吸周波数上昇に伴うHRV減少を示す因子である(深呼吸では呼吸周波数の低下とHRV増加)。この因子は副交感系の反応と考えられるが、実験1とは異なり、呼吸周波数の変化が独立した因子として求まらなかったのは、安静時に呼吸が遅く呼吸変化の大きい被験者を含んでいるからである(2.4参照)。暗算、カラーマッチング、認知的課題、立位の四課題は他の因子構造も類似しており、第II因子は交感神経系の賦活を表わすHR上昇とTWA低下、第III因子は安静時のHRが高いという因子であった。二回目のデータでも同様の因子構造が得られることが多いが、課題負荷効果の減少のため、用いる被験者の選択によって構造が大きく変わり不安定であった。課題に共通に得られた二つの因子について被験者の因子得点の課題間の関係を相関係数を用いて検討した(n=17)。第I因子では計算と認知的課題(r=0.60, p<0.02)、カラーマッチングと認知的課題(r=0.57, p<0.02)、深呼吸と立位(r=0.57, p<0.02)の間に、有意な相関が見られた。第II因子では暗算とカラーマッチング(r=0.55, p<0.05)、暗算と認知的課題(r=0.63, p<0.01)の間に有意な相関があった。

Table 2.8 実験2の安静と課題条件の七つのペアに対する因子分析結果
Table 2.8 Results of factor analysis for seven pairs of rest and task conditions in Experiment 2.

(a) 深呼吸 (DR; n=19)

Index	Factor	I	II	III	Communality
Base	HR	.14	.89	.18	.84
	HRV	.72	.06	.46	.73
	RSPF	.89	.06	-.26	.87
Change	HR	.10	.77	.43	.79
	HRV	.78	.05	.40	.76
	RSPF	.91	-.06	.23	.89
	TWA	-.23	.06	.80	.69
Cumulative % of eigenvalues		40	60	80	

(b) 起立後立位 (ST; n=19)

Index	Factor	I	II	III	Communality
Base	HR	-.06	-.02	.91	.83
	HRV	.77	-.11	.42	.78
	RSPF	-.87	.07	.10	.78
Change	HR	.02	.85	-.21	.77
	HRV	.51	-.30	-.46	.56
	RSPF	.82	.28	-.13	.77
	TWA	-.07	-.81	-.27	.74
Cumulative % of eigenvalues		33	55	75	

(c) 暗算 (MA1; n=18)

Index	Factor	I	II	III	Communality
Base	HR	.02	.03	.96	.92
	HRV	.92	-.02	.10	.85
	RSPF	-.89	.02	.12	.80
Change	HR	.11	.94	-.10	.91
	HRV	-.92	.09	-.12	.87
	RSPF	.73	-.19	-.39	.72
	TWA	.34	-.83	-.23	.86
Cumulative % of eigenvalues		45	68	85	

(d) 計算 (MA2; n=19)

Index	Factor	I	II	III	Communality
Base	HR	.04	.87	-.02	.76
	HRV	.96	.01	.14	.94
	RSPF	-.62	-.30	-.50	.72
Change	HR	-.01	.24	-.75	.63
	HRV	-.94	-.16	.03	.92
	RSPF	.14	.18	.81	.71
	TWA	.19	.79	.01	.65
Cumulative % of eigenvalues		32	55	76	

(e) カラーマッチング (CM; n=17)

Index	Factor	I	II	III	Communality
Base	HR	.14	-.02	.92	.86
	HRV	.74	-.03	.40	.70
	RSPF	-.92	.18	-.12	.88
Change	HR	.02	.81	-.22	.71
	HRV	-.80	-.25	-.46	.90
	RSPF	.87	.03	-.15	.78
	TWA	.03	-.73	-.19	.57
Cumulative % of eigenvalues		40	58	77	

(f) 認知的課題 (PA; n=17)

Index	Factor	I	II	III	Communality
Base	HR	.06	-.08	.82	.68
	HRV	.84	.01	-.42	.89
	RSPF	-.90	-.02	-.30	.89
Change	HR	.04	.78	-.41	.77
	HRV	-.80	.13	.48	.88
	RSPF	.82	-.13	.24	.74
	TWA	.14	-.88	-.16	.85
Cumulative % of eigenvalues		41	61	82	

(g) 冷水負荷 (CP; n=17)

Index	Factor	I	II	III	Communality
Base	HR	.09	.01	-.02	.78
	HRV	-.07	-.84	.00	.72
	RSPF	-.82	.34	-.73	.89
Change	HR	-.66	-.19	-.37	.62
	HRV	-.22	.72	.22	.62
	RSPF	.88	.05	-.28	.86
	TWA	-.07	-.79	.01	.62
Cumulative % of eigenvalues		28	51	73	

以上より、精神作業課題間ではある程度個人に依存した反応特異性があるが、自律神経系に作用する身体的課題からそれを推測することは難しく、身体的な個人差以上に課題への対処の仕方が問題であることが伺える。

(4) 生理反応パターンによる被験者の分類

暗算、計算、認知的課題の三条件のそれぞれ第I因子、第II因子、合計六つの因子得点を用いてクラス分析を行ない、被験者のパターン分類を試みた。結果をTable 2.9に示す。

Table 2.9 実験2の暗算、計算、認知的課題の三条件で得られた二因子の因子得点を用いたクラス分析の結果と実験1の結果との比較

Table 2.9 Results of cluster analysis using two factor scores of three conditions in Experiment 2 and comparisons with results in Experiment 1

クラス	クラスに含まれる人数	実験2						実験1	
		第I成分(PS)			第II成分(SN)			第I成分(PS)	第II成分(SN)
		MA1	CM	PA	MA1	CM	PA	MA	MA
1	5	2	(L)	l	L	L	l	(L)	H
			(L)	L	L	l	h	(L)	H
		3	+	L	L	+	L	—	h
2	5	2	H	l	L	L	L	* 1	
			H	L	+	L	l	* 2	
		3	h	h	H	(H)	L	+	(H)
3	2	2	h	h	H	(L)	L	+	(L)
			(H)	H	H	—	+	(H)	L
		3	(L)	H	L	(L)	H	—	(L)
4	3	2	L	l	H	L	H	+	* 2
			L	L	L	H	h	h	L
		3	L	L	—	(H)	H	H	* 1
5	2	2	(+)	H	H	(H)	+	H	(+)
			h	H	—	H	H	L	l
		3	(+)	H	H	(H)	+	H	(+)

六段階スコア: L < l < — < + < h < H

*1 実験2の新規の被験者

*2 実験1では因子分析から除外した被験者

(L) 2回の実験で一致

(H) 2回の実験で一段階差

二つの実験結果では因子構造が若干異なるが、共通の課題である暗算について、類似の因子と考えられる副交感神経系の活動低下と交感神経系の賦活を表わす二因子の因子得点に関する結果を参考までに並記する。両実験の因子分析に共通の被験者13名中、二因子ともほぼ同様の結果が得られたのは3名のみで、副交感神経の因子は4名、交感神経の因子は3名、二因子とも結果が異なったのは3名であった。

2.4 呼吸に関する問題

呼吸性不整脈(RSA)が呼吸周波数の上昇に伴い小さくなることは、すでに報告されているとおりである²⁷⁾。この特性は、呼吸が遅くなり0.1Hzに近づきMWSAとの引き込みが生じることにより、さらに強調されることがわかった。実験2で得られた引き込みの例をFig.2.9に示す。

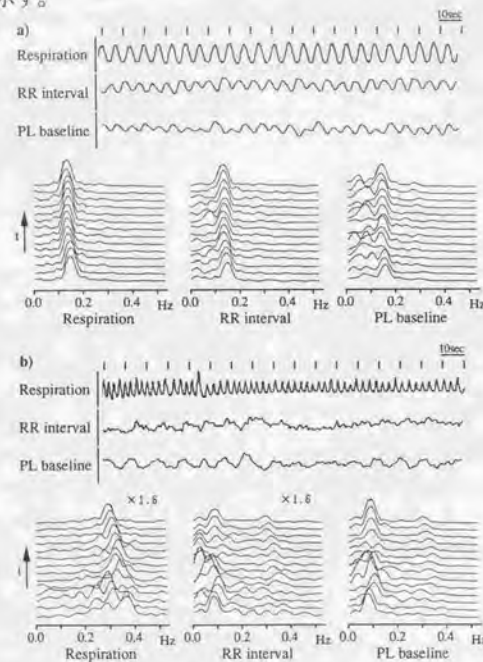


Fig.2.8 呼吸とMayer Wave関連リズムの引き込みの例

- a) 安静条件で呼吸周波数が低くRSAとMWSAが分離できない例、
b) カラーマッチング課題負荷により二成分が分離された例

Fig. 2.8 Example of entrainment between respiration and Mayer Wave related oscillations
a) Respiratory frequency is very low and RSA and MWSA can not be separated under rest condition with eye opened, b) Two components are detectable under color matching task.

また、精神負荷による呼吸の変化としては、不規則性の増加や、注意集中による一時的な呼吸停止、作業の切れ目や生理的要請による一過性の大きな呼吸の出現が見られることが多い。一般には、MWSAは呼吸の影響を受けにくいとされているが、今回のデータでは、一過性の大きな呼吸が引き金になって増大したり(Fig.2.9a)、不規則な呼吸で増大する(Fig.2.9b)例が見られ、呼吸の影響を大きく受けることが示された。以上のことより、心拍変動を評価に用いる際には呼吸変化による影響を充分考慮しなければならないと言える。

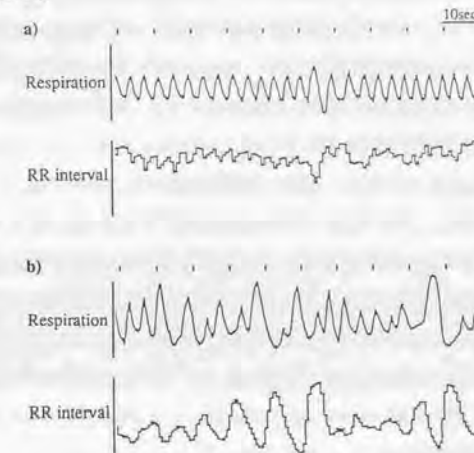


Fig.2.9 呼吸によるMWSAの変化例

- a) 一過性の大きな呼吸が引き金になったMWSAの増大
b) 不規則な呼吸によるMWSAの増大

Fig.2.9 Examples of respiratory dependent changes in MWSA

- a) Increase in MWSA triggered by phasic large respiration
b) Increase in MWSA due to randomness in respiration

2.5 まとめと課題

実験1の結果より、個人の反応様式(どの指標に変化が現われ、どの指標に現われなかったかのパターン)は多様であり、単一の指標で暗算によるメンタルワークロードの評価を行なうことはできないことが示された。また、指標変化の背景メカニズムとして、交感・副交感の二つの系の働きと呼吸変化があり、個人の反応様式の違いの原因となっている可能性が示された。

課題の種類を増やした実験2でも、メンタルワークロードによる各指標の変化の背景に、交感・副交感の二つの系の反応性の違いが存在することが確認された。この反応

性の個人による特徴(反応特異性)は、精神的課題間ではある程度、類似していること、この特徴を身体的課題に対する反応性から予測するのは難しいことが示された。このことより、身体的な個人差以上に課題の受け止め方や課題への対処の仕方が、反応性の違いを生じる原因となることがわかった。また、自律系指標の変化の解釈にあたっては、自律神経系の活動性だけでなく、呼吸の変容や姿勢変化を考慮する必要があることが示された。

これらのことより、実用に際しては、あらかじめ被験者の反応特性を標準的な精神的課題を設定して調べておくこと、それができない場合には、交感・副交感の二つの系の支配メカニズムの異なる複数の指標を用いて評価することが必要であるといえる。この場合、被験者に与える計測の負担を軽減するため、計測する反応は少なく、得る指標は多くという方針が望ましい。第3章、第4章ではこの考えに基づき、心電図から得られる自律神経支配の仕方の異なる複数の指標を用いた、応用的試みを紹介する。

また、呼吸の影響に関しては、臨床や⁴²⁾ 実験的研究^{28,30)}の一部で行なわれているように、呼吸周波数の統制下での評価が望ましい。第4章に述べる精神緊張度モニタでは計測時にメロディに合わせて呼吸させることによりRSAの指標値の信頼性を高める工夫をしている。しかし、多くの応用場面では、呼吸統制をしながらの作業は負担が大きすぎるため、代案として、呼吸周波数が設定範囲をはずれたときや、不規則性が増したときは評価の対象から除外するなどの対策を講ずることが考えられる。第3章に述べるソフトウェアツールの評価では、この方法を採用している。

次の段階として、得られた指標値をそのまま評価に用いるのではなく、生理反応メカニズムを記述するモデルを用いて生体内部のパラメータ値に変換し、それらの変化パターンでメンタルワークロードを捉えることが考えられる。これにより、自由呼吸のもとでの評価が可能になり、信頼性が低いとして棄却しているデータや一見矛盾している結果の解釈も可能になる。第5章では、この目的に用いる心臓血管・呼吸系の自律神経系による制御モデルの検討と、生体内部パラメータへの変換方法の検討を行なう。

また、評価のリアルタイム化は、メンタルワークロードの変化を抽出したときにその場で被験者に主観評価を求め作業内容を分析してその原因を細かく検討するためにも、作業システムや環境へのフィードバックに用いるためにも、必須の課題である。第3章ではリアルタイム評価の実現への第一ステップとして、疑似的なリアルタイムシステムの開発とこれを用いた評価例について述べ、第6章では第5章で検討したモデルを用いた評価手法を組み込み、評価結果に従ってその場で被験者の主観評価を求め、生理反応と主観評価さらにメンタルワークロードの原因となる外的要因の関係を効率よく調べるシステムを提案する。

第3章 応用的研究1—ソフトウェアツールの評価への応用—

3.1 はじめに

ソフトウェアの良し悪しの評価にはいろいろな観点からのものが考えられるが、ここでは使うヒトにとっての良さ、つまりユーザインタフェースという観点の評価を取り上げる。「使うヒトにとって」の良さにもいろいろあり、身体的(物理的)側面、認知的(情動的)側面、心理的(感情的)側面が挙げられる。身体的側面では、たとえばディスプレイの表示の見やすさ、ポインティングデバイスの操作のしやすさなどがあり、評価対象に直接関連した生理指標、たとえば、前者では目の調節機能や瞬目、後者では筋電図などを用いて評価できる。認知的側面とは、情報のわかりやすさということで、視線解析により何を見ているかを捉え、これより思考過程の推察をすることができ、脳波の事象関連電位が応用できる(1.3参照)。

一方、本論文で用いているような自律系の指標は、ソフトウェアツールを使うことによって生じた情動を反映し、心理的側面からの評価に用い得る。つまり、メンタルワークロードを生じるということは、ソフトウェアツールに何らかの問題があると考え、ユーザーのメンタルワークロードという観点からツールの使いやすさを評価し、改善点を指摘しようというものである²⁸⁾。ここでは、評判の異なる同様の機能をもつ二つの文書作成用のソフトウェアツール(ワークステーション上で動くもの)を対象にして、二回のフィールド実験を行ない、生理指標を用いた評価の有用性を示す。また、具体的な改善点の抽出のために試作したメンタルワークロード評価システムの概要、およびこれを実験で得られたデータに適用した結果について述べる。

3.2 フィールド実験—ツール間およびツール内の機能間の比較—

3.2.1 方法

(1) データ収集

評価対象として、使いやすいという評判のあるツール(以下、ツールA)と使いにくいと言われているツール(ツールB)の二種を用いて、評判のように使いやすさに差があるのか(ツール間の比較)、ツールの中での種々の機能によって使いやすさは異なるのか(ツール内の比較)を検討するため、二回のフィールド実験を実施した。二回の実験とも、被験者に、手書き部分を含む図形と文字からなる原稿を課題図として与え、これをA,B二種のツールを用いて清書する作業(以下、作図作業)をさせた。作図作業中の被験者の生理反応(心電図、呼吸、皮膚温)を計測して、これらから得られる指標を用いてメンタルワークロードを評価し、ツールの使いやすさを検討した。

実験1⁷⁹⁾では、男子健常者二名(S26:26歳, S34:24歳)を被験者に用い、Fig.3.1に示す課題図を二種のツールを用いて作成させた。実験は、三日間(1989年2月14, 16, 17日)に渡って実施した。初日は被験者を生理反応計測に慣れさせるために評価対象でないツールを使って予備実験を行なった。第二、三日が本実験日で、順序効果を考慮し、使いにくいと言われているツールBが有利になるよう、ツールAから先に実施した。なお、サーカディアンリズムを考慮して、二名の被験者はそれぞれ午前、午後に、三日とも同じ時間帯に実験を行なった。また、課題図作成作業前にコントロール条件として、閉眼安静時と暗算時のデータを計測した。

実験2^{80,81)}では、実験1に用いた二名の被験者に実験未経験者の二名(S36, S94)を加えた四名の被験者(22~26歳)を用いた。後述のように、実験1でツールへの習熟度が問題となったため、あらかじめ両ツールを練習させ、同程度に習熟させた。また、課題図は、四角形が中心のもの(タスク1)と、円が中心のもの(タスク2)の二種(Fig.3.2)を用い、課題の順序は四名とも同じにした。実験は1989年7月7, 11, 12, 13, 18日に行ない、実験1と同様に、初日は予備実験を行ない、本実験は四日間ツール間の順序はカウンターバランスをとって二名はツールAを先に、残りの二名はツールBを先に実施した。コントロール条件は実験1のものに、さらに呼吸統制条件も加えた。

計測した生理反応は、胸部心電図、腹囲変化による呼吸曲線、および三部位(前額、鼻尖、左手第二指の背側)の皮膚温である。また、三個のロードセルを取付けた鉄板の上に固定した椅子に座らせて作業させることにより、重心移動を計測した⁸⁰⁾。実験1ではアイカメラによる視線計測も行なったが、アイカメラが重く視野が制限され、被験者の負担が大きいため、実験2では行なわなかった。

作業内容を検討するため、ワークステーションの端末の画面(実験1ではアイカメラ画像で代用)と、被験者の手を含む上半身の動きをビデオにより記録した。

主観評価としては、課題やツール、実験に対する内省報告とともに、実験2ではメンタルワークロードに関する質問紙であるNASA-TLX¹²⁾と覚醒水準およびストレス度に関する状態チェックリスト⁸²⁾を実施した。

実験2の実験風景およびセンサを装着して作図作業をしている被験者の様子を写真に示す(Photo.3.1, 3.2)。

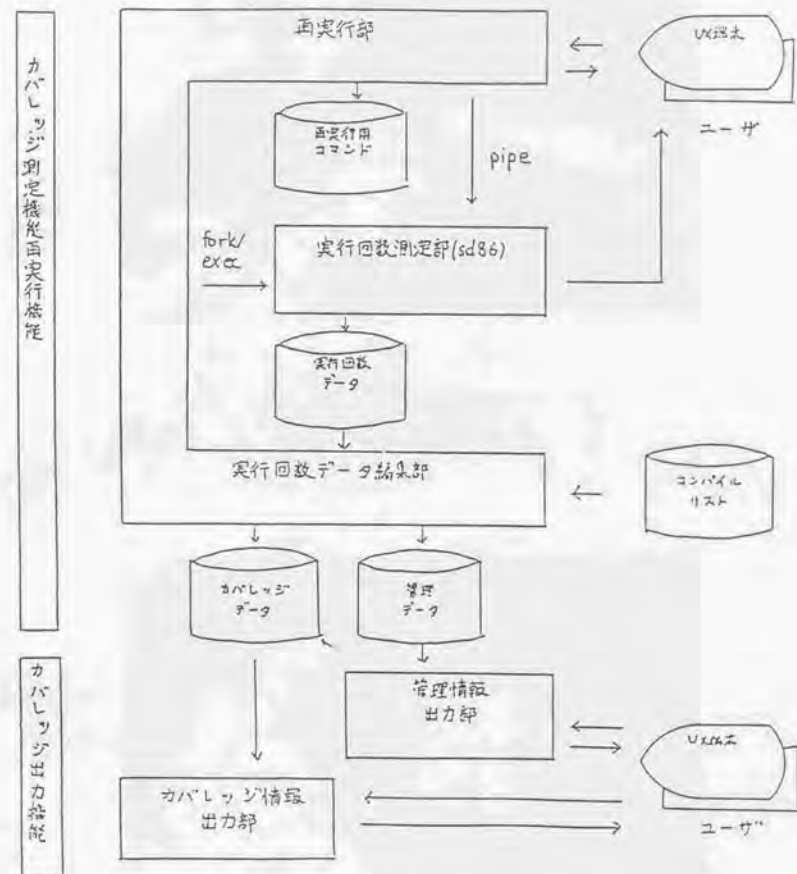


Fig.3.1 実験1の課題図
Fig.3.1 Document used in Experiment 1

(2) データ解析

心電図からは自律神経系支配の仕方の異なる三つの指標である平均RR間隔(RRI), RR間隔変動(心拍変動)の呼吸性変動成分(RSA), T波振幅(TWA)を求めた。RRIは心臓交感神経, 副交感神経の二つの系の拮抗支配を受けメンタルワークロードにより短縮し、RSAは副交感神経と呼吸の影響を受けてメンタルワークロードで低下することが多い。また、TWAは主に心臓交感神経の支配を受け、メンタルワークロードによって低下する。

平均RR間隔(RRI)は、2.2.1と同様の方法でRR間隔時系列を求めて三次スプライン補間により200msecごとの等時間間隔データに変換し、呼吸性変動, Mayer Wave性変動を除去するため、11~30secの移動平均をとってから、1secごとの平均値を求めた。

RSAは高速フーリエ変換(FFT)によるスペクトル解析で振幅スペクトルを求め、被験者ごとに呼吸周波数帯域を設定して、その帯域内の平均振幅を求めた。スペクトル解析は、等時間間隔に変換したRR間隔の31sec分(155点)のデータからその平均値を引き、0データを補って256(=2⁸)点としたものを1フレームとしてFFTを施す方法で行ない、用いるデータを1secずつずらせながら求めることにより、1secごとの評価値を得た。

T波振幅(TWA)も、2.2.1と同様にP波とQ波の時間的中点の値から求めたベースライン値を基準とした振幅を一拍ごとに求め、RR間隔と同じ処理を施して、1secごとの平均値を求めた。

呼吸と皮膚温は実験2のデータのみ解析した。呼吸はメンタルワークロードにより周波数が上昇するとともに不規則性が増すことが多い。呼吸周波数は、200msecごとにサンプルした等時間間隔データを用いて、RR間隔と同様のスペクトル解析を施し、呼吸帯域内のピーク周波数として求めた。皮膚温は、メンタルワークロードにより末梢血管が収縮して低下するが、室温の影響が大きく評価に用いにくい。ここでは、計測が簡便なことから参考までに求めた。

重心移動は、ロードセルの出力を100msecごとにサンプルし、x座標(左右方向), y座標(前後方向)に変換して、高周波除去の処理を施した後、1secごとの平均値を求めた。

作業内容はビデオを再生して、視察により、1secごとに各ツールのどの機能を用いているかをデータ化した。さらに、機能ごとの発生回数を考慮して複数の機能をまとめて、文字入力、削除、移動、複写、直線入力、曲線入力などのツールに共通の作業目的別のコードに変換した。また、実験1については、作業目的のコードについて発生時間や遷移パターンを分析(以下、機能分析)した。なお、作業内容に関するデータ解析はツールの機能に精通した研究協力者に委託した。

3.2.2 結果

(1) ツール間の比較

実験1の第二日目(ツールA使用)と第三日目(ツールB使用)の安静時、暗算時、作図作業中の平均RR間隔(RRI), RR間隔の呼吸性変動(RSA), T波振幅(TWA)の平均値と標準偏差をFig.3.3に示す。TWAについては、心電図の電極装着位置によって絶対的な大きさが異なるので実験日ごとに安静時の平均値で規格化した値を用いた。

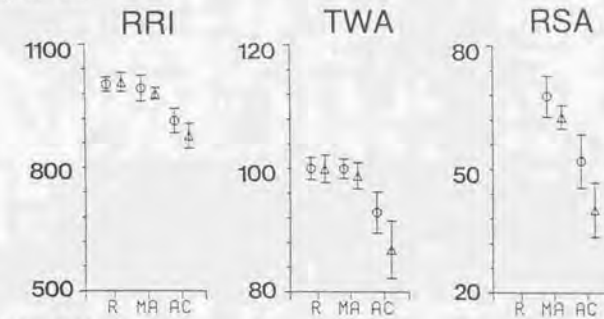
被験者S26では、RSAの安静時データが示されていないが、これは安静時に呼吸周波数が低く、血圧のMayer Wave性変動成分(MWSA)との間に引き込みが起こったと考えられるためである(2.4 参照)。この被験者においては、異なるツールを用いた二日間の作業前の安静時にはRRIとTWAに差がなく、作業時にはツールBを用いた日の方が、RRI, RSA, TWAともに小さく、メンタルワークロードが高いという結果が得られた(Fig.3.3a)。また、後から実施したツールBの方が課題完成に長い時間を要した。これらは、ツールBにとって一度作成した図を用いているという有利な条件にもかかわらず、ツールBの方がツールAより使いにくかったことを示唆し、主観的な使いやすさと一致する結果であった。

被験者S34については、逆にツールBを用いた日の方がリラックスしている。この被験者ではツールBに対する習熟度が低く、課題図を完成させることができなかったことや、「ほとんど(課題を遂行することを)投げていた」という実験後の被験者の内省からも、このデータを用いてツール間、ツール内の機能の比較をするのは問題が大きいと考えられた。

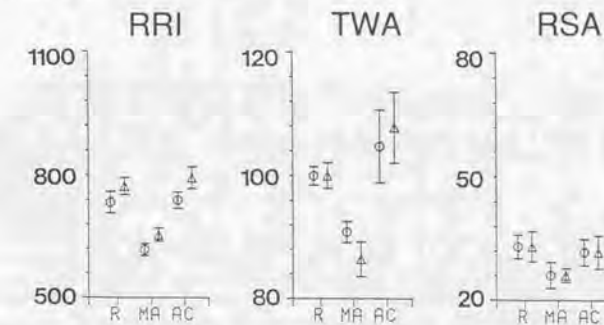
実験2では上述のように、実験1の反省より、ツールに対する習熟度を合わせ、実験順序も被験者間でカウンターバランスさせた。実験順序はS34とS36はツールA→ツールBの順、S26とS94はツールB→ツールAの順であった。RRI, TWA, RSAの三指標の結果をFig.3.4に示す。さらに、呼吸周波数(RSPF), 皮膚温を加えた生理指標と主観評価、パフォーマンスに関するツール間の比較をTable 3.1にまとめる。四名ともツールBを用いる日の安静時と暗算時に、RRI, RSA, RSPFの三つの生理指標から判断して、既にストレスレベルが高いことが示された。また、作業中のこれらの指標値、あるいはTWAを含めた四つの指標の作業負荷による指標値の変化率からもかなり一貫して、ツールB使用時のメンタルワークロードの方が大きいという結果となった。作業前の安静時と暗算時に見られる差は、偶然のものとも考えられるが、ツールの使用順序にかかわらず生じていることから、使いにくいツールBでの作業を予期したために生じたストレスを反映したと解釈する方が妥当である。これらの生理指標からの結果は「ツールBよりもツールAの方が使いやすい」という全般的な主観評価と一致している。ツールA

とツールBを用いた作業時のメンタルワークロードの大きさを、作業直後のNASA-TLXによる主観評価で比較すると、ツール間に差がないか、ツールBの方が大きいという結果になっている。パフォーマンスの比較および状態チェックリストによる主観評価の結果は一貫していない。不一致の理由として、パフォーマンスには使いやすさ以外の要因が関係すること、状態チェックリストについては、形容詞による質問紙法を用いて安定した主観評価を得ることの難しさが挙げられる。なお、新規の二名の被験者では実験1にも参加した二名と比べて、呼吸の不規則性と体動の多さが目立ち、実験事態への不慣れが伺われた。呼吸が不規則になるとRSAの評価値の信頼性が問題となる。

a) Ss. S26



b) Ss. S34



ツール ○: ツールA, △: ツールB

条件 R: 閉眼安静, MA: 暗算, AC: 課題遂行

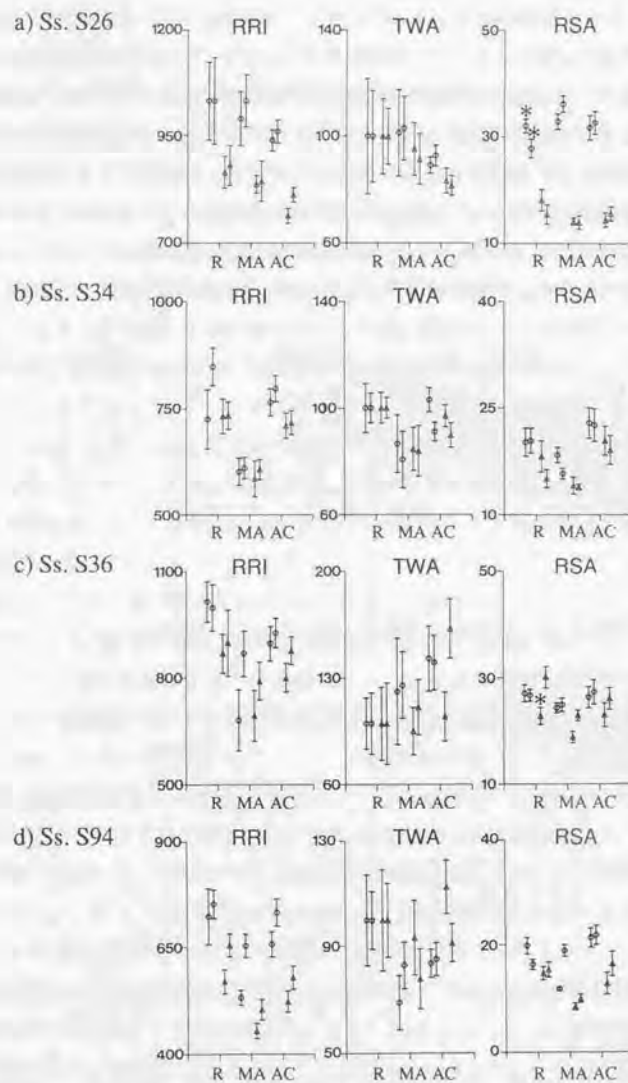
指標 RRI: 平均RR間隔(単位msec)

TWA: T波振幅(安静時を基準とした比率%)

RSA: RR間隔の呼吸性変動成分(任意単位)

Fig.3.3 生理指標を用いたツール間の比較(実験1)

Fig.3.3 Comparison of psychophysiological indices between two kinds of tools in Experiment 1



課題は左：タスク1，右：タスク2。 ツール，条件，指標はFig.3.3と同じ。

*は安静時の呼吸周波数が低く血圧性変動成分との引き込みが起り，RSAの正確な同定ができていないデータを示す。

Fig.3.4 生理指標を用いたツール間の比較 (実験2)

Fig.3.4 Comparison of psychophysiological indices between two kinds of tools in Experiment 2

Table 3.1 生理指標，主観評価，パフォーマンスのツール間比較 (実験2)

Table 3.1 Comparison of psychophysiological indices, subjective assessment and performance between two kinds of tools in Experiment 2

被験者	提示順序	課題	S26		S34		S36		S94	
			B→A		A→B		A→B		B→A	
			タスクA	タスクB	タスクA	タスクB	タスクA	タスクB	タスクA	タスクB
安静時	生理指標	RRI	B	B	—	B	B	B	B	B
		RSA	×	×	B	B	B	×	B	B
		RSPF	B	B	B	B	B*	A	B	B
		皮膚温								
	主観評価	状態	S	—	A	A	A	A	B	A
		ストレス	A	A	—	B	B	B	A	A
		RRI	B	B	B	B	B	B	B	B
		RSA	B	B	B	B	B	(B)	B	B
		RSPF	B	(B)	B	B	B	B	B	B
		TWA変化率	B	B	B	B	×	×	A	—
課題時	生理指標	皮膚温								
		額	(B)	(B)	(A)	(A)	B	B	A	(A)
		鼻	(B)	(B)	(A)	(A)	(A)	(A)	A	(A)
		指尖	(B)	(B)	(A)	(A)	(A)	(A)	A	(A)
	主観評価	状態	S	B	A	A	(A)	A	A	A
		ストレス	A	B	A	B	A	(A)	A	A
		NASA-TLX	—	B	—	—	B	B	—	—
		使いにくさ	—	B	—	—	B	B	—	—
		パフォーマンス	—	—	A	B	B	B	—	(A)
		使いやすさ	—	B	—	—	B	B	—	—

生理指標はストレスレベルの高い方、つまりRRI, RSA, 皮膚温は評価値の小さい方、呼吸周波数(RSPF)は値の大きい方のツールを示す。作業時のTWA変化は、変化率の大きい方のツールを示す。安静時のRSAの結果がないところ(×)は、安静時の呼吸周波数が低く、血圧性変動成分との引き込みが起り、RSAの正確な同定ができなかったため。TWA変化の結果がないところ(×)は、仮説に反し作業負荷によりTWA増大が見られたため。

主観評価は、状態チェックリストでは、覚醒水準に関する得点(Arousal:A)とストレス得点(Stress:S)、NASA-TLXでは総合的なメンタルワークロードに関する得点が高い方のツールを示している。パフォーマンスは実験者が主観的に判断した作成図の出来の悪い方、使いにくさは、全般的なツールの使いやすさに関する内省報告で使いにくいとされた方のツールを示している。

—は差のないもの。()は差の小さいもの。ただし、皮膚温では室温の影響が考えられるもの。点線で分割しているところは、左が前半、右が後半の結果を示す。

(2) ツール内の機能間の比較

作業目的コード別に、心電図から得られた3指標の1secごとの評価値の平均値と標準偏差を求め、各ツール内(実験2ではタスク内)にZスコアに変換し、120度をなす3軸上にプロットした。三指標ともメンタルワークロードが大きいと値が小さくなるので、三角形が小さいほどメンタルワークロードが大きいことになる。アンバランスな三角形は、三指標による評価結果が異なること、つまり二つの自律神経系への影響の仕方の違いを表わす。なお、ツール内、タスク内でZスコア化したのは、実験日やツール、課題図による生理指標の違いを除き、コード(ツールの機能)間の相対的な比較を行なうためである。実験1, 2で共通の被験者二名の結果をFig.3.5, Fig.3.6に示す。実験1の被験者S34のツールBの結果は前述の理由で問題があるが参考までに示す。なお、課題図により機能の使用頻度が異なっており、実験2では直線入力、曲線入力の中での下位分類は行っていない。

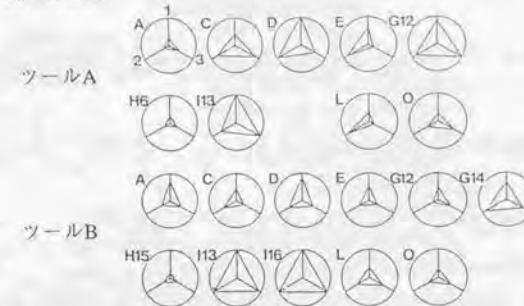
実験1では、ツールによらず、文字入力(A)と矩形入力(H)、削除(C)、範囲指定(L)、無作業(O)のメンタルワークロードが大きく、曲線入力(I)のメンタルワークロードが小さいという結果であった。無作業とは、いずれの機能も用いていないことを示し、操作間の小休止も含まれるが、次の操作を考えたり迷ったりしている場合が多い。

実験2でも文字入力(A)については、実験1と同様の結果が得られ、文字入力という作業の性質によるものと考えられる。被験者は全員ブラインドタッチができなかったもので、文字列を覚え、キーを探して入力するという作業の負担が大きかったのかもしれない。実験1では矩形がレイアウトに大きく関係するような課題であったため、使いにくさというより、図形を置く位置を考えることによるメンタルワークロードが検出された可能性が考えられた。矩形入力(H)については、実験2のツールAのタスク2ではこの機能が使われておらず、また、被験者、ツール、課題によりまちまちで、メンタルワークロードが一貫して高いという結果にはならなかった。実験2の削除(C)も大体においてメンタルワークロードが大きい、削除の機能の問題というより、削除しなければならぬ事態によるストレスあるいは削除の行為のもたらす緊張が反映されているかもしれない。実験2の範囲指定(L)と曲線入力(I)では一貫した結果が現われていない。

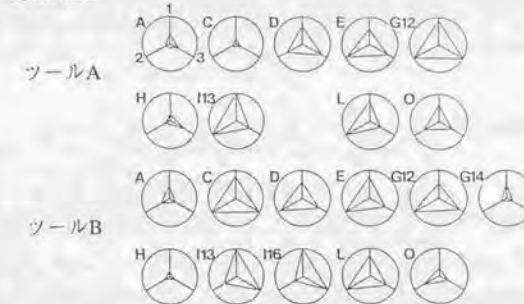
ツールごとのコード間の比較では、被験者、タスクによって結果が異なり、コードによる明確な特徴が現われていない。同一の被験者内では、実験2のツールBの一部のコード(G, I, L)で、タスクによらないコードの特徴が比較的良く現われている。このうち、アンバランスな三角形が描かれた機能では、両被験者の曲線入力(I)とS26の範囲指定(L)で副交感神経系の活動低下、S26の直線入力(G)とS34の範囲指定(L)で交感神経系の賦活が示されている。これらの結果より、単一の指標では誤った評価を下す可能性

があることが再確認され、多次元評価によりメンタルワークロードの質の違いを評価できる可能性が示唆された。

a) Ss. S26



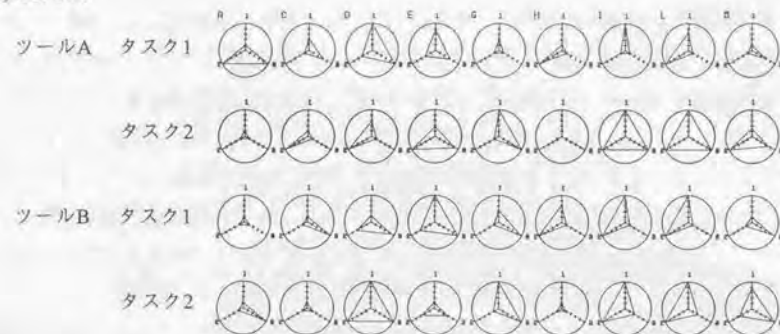
b) Ss. S34



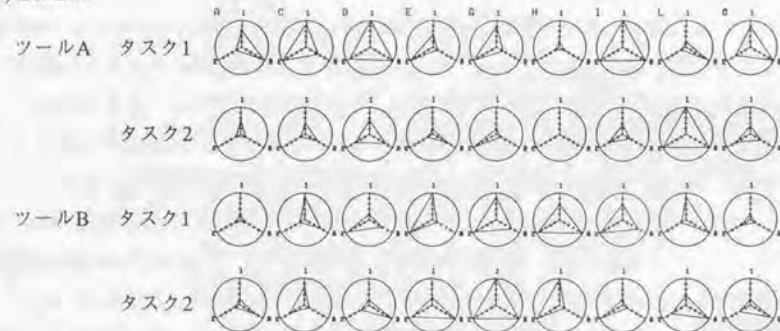
指標 1軸: RRI, 2軸: TWA, 3軸: RSA
機能コード A: 文字入力, C: 削除, D: 移動, E: 複写,
G12: 直線入力(1本ずつ), G14: 直線入力(折れ線),
H: 矩形入力, I13: 曲線入力, I16: 楕円入力,
L: 範囲指定, O: 無作業

Fig.3.5 三つの生理指標を用いたツール内の機能間の比較(実験1)
Fig.3.5 Comparison of the three indices among functions within tool in Experiment 1

a) Ss. S26



b) Ss. S34



指標 1軸: RRI, 2軸: TWA, 3軸: RSA
機能コード A: 文字入力, C: 削除, D: 移動, E: 複写,
G: 直線入力, H: 矩形入力, I: 曲線入力,
L: 範囲指定, O: 無作業

Fig.3.6 三つの生理指標を用いたツール内の機能間の比較 (実験2)
Fig.3.6 Comparison of the three indices among functions within tool in Experiment 2

次に、実験1の被験者S26の結果について、ツールごとに得られた生理指標からの評価結果を機能分析およびツールの機能に対する主観評価と比較した。結果をTable 3.2, Table 3.3に示す。ツールBの直線入力や編集機能は使いにくい、曲線入力は使いやすいなどいくつかの一致点が得られたが、相反する結果も見られた。

Table 3.2 生理指標からの結果と機能分析結果の比較
Table 3.2 Comparison between the results of psychophysiological indices and functional analysis

一致点	生理指標	機能分析
ツールBの直線入力 (1本単位: G12)	MWL大	中止(N)の頻度多で問題有り
ツールBの削除(C) ツールBの複写(E)	MWL大	範囲指定の煩わしさが あり問題有り

相違点	生理指標	機能分析
ツールBの移動(D)	MWL小	範囲指定の煩わしさが あり問題有り
ツールAの文字入力(A)	MWL大	—
ツールBの文字入力(A)	MWL中	削除(C)の頻度多で問題有り
ツールAの拡張 ツールBの矩形入力(H)	MWL大	—

Table 3.3 生理指標からの結果と主観評価の比較
Table 3.3 Comparison between the results of psychophysiological indices and subjective assessment

一致点	生理指標	主観評価
ツールBの直線入力(1本単位: G12)	MWL大	使いにくい
ツールBの連続直線入力(G14)	MWL小	使いやすい
ツールBの矩形入力(H15)	MWL大	使いにくい
ツールBの曲線入力(I13)	MWL小	使いやすい
相違点	生理指標	主観評価
ツールAの曲線入力(I13)	MWL大	使いにくい
ツールBの文字入力(A)	MWL小	使いにくい
(ツールBの位置決め)	不明	使いにくい

(3) 結果のまとめ

二回のフィールド実験を通してわかったことは、ツールの全般的な使いにくさといった主観的な評価と、それを用いているときの作業者の生理指標から評価したメンタルワークロードの大小が一致するという点である。しかし、生理指標の差は、作業開始前から出現しており、ツールの使いにくさによって生じたメンタルワークロードだけでなく、作業者がそのツールを使いにくいと思っているという主観状態も、生理指標に反映されることに注意しなければならない。

ツールの機能によるメンタルワークロードの大きさや、パターンについても、生理指標からの評価の可能性が示され、また、自律神経系支配の仕方の異なる複数の指標を用いることの必要性が再確認された。しかし、ツールの機能の使いにくさを抽出し、具体的な改善提案に結びつけるには、機能ごとの大まかな比較では不十分である。どの機能のどんなところがどういう時に使いにくいかを細かく検討する必要がある。

3.3 メンタルワークロード評価システムの開発

3.3.1 概要

前節で、生理指標を用いてツールの使いやすさを評価できる可能性が示された。そこで、メンタルワークロードを生理指標を用いて検出して、そのときの作業内容を吟味し、ツールの機能の具体的な問題点を抽出し、改善提案を行なうためのシステムを開発した⁸⁾。まず、生理指標の変化を検出し、変化が検出された指標の組み合わせから、背景メカニズムとして自律神経系の変化の組み合わせを想定して決めたメンタルワークロードパターンを判定する。さらに、評価の信頼性を高めるために、検出された変化が、体動や呼吸の変化などメンタルワークロード以外の原因による可能性がある場合に、それを判定して注意を促す。開発した評価システムは、あらかじめ収集したデータを対象とする。実験で得られた生理反応に前処理を施して求めた生理指標値のデータを用いて、各指標値の変化の検出とその信頼性の評価、メンタルワークロードパターンの判定および結果の表示をリアルタイムで行なうものである。このシステムと作業時のビデオ記録を同期させて再生し、メンタルワークロードが検出された時点とその直前の作業内容を詳細に検討し、原因がツールの使いにくさにあることが推察された場合、ツールの機能の改善方法を検討する。ビデオ記録に対しては、リアルタイム評価が行なえるので、このシステムを疑似リアルタイムシステムと呼ぶ。

将来的には、実験時にリアルタイムでこれらの処理を行ない、メンタルワークロードの抽出をしたときにその場で主観評価を求めるシステムの開発が目標となる。

3.3.2 用いる生理指標とその変化の検出手法

メンタルワークロードの評価には、前節同様、心電図から得られる平均RR間隔(RRI)、呼吸性心拍変動(RSA)、T波振幅(TWA)の三指標を用いる。ここでは平均RR間隔(RRI)の代わりに瞬時心拍値(HR)を用い、また、RSAも瞬時心拍の時系列から求めたものを用いることもできるようにした⁹⁾。また、HRとTWAの平均値を求める際の前処理には、設定した呼吸周波数帯域を遮断するデジタルフィルタを用いる。

各指標の変化の検出には、ある時刻の指標値とその直前の一定時間(Tsec)内のその指標値の平均値との差を同じ時間内の標準偏差で除した値を用いる。メンタルワークロードによる指標値の変化が正方向となるように符号を考慮して、この値が適当な定数 $k(>0)$ より大きくなったときに、その指標値に変化が検出されたとする(式3.1)。

$$k \leq C(\text{index}) = \text{SIGN} \cdot |X_i(\text{index}) - \mu_i(\text{index})| / |SD_i(\text{index})| \quad (3.1)$$

ただし、

i : 評価時刻(ここでは刻みを1secとした)

index : 生理指標(HR, RSA, TWA)

$X_i(\text{index})$: 評価時刻における指標indexの指標値

$\mu_i(\text{index})$: 評価時刻 i の直前のTsec分の指標indexの指標値の平均値

$SD_i(\text{index})$: 評価時刻 i の直前のTsec分の指標indexの指標値の標準偏差値

k : 定数

SIGN : 符号(HRのみ+, 他は-)

指標値変化検出のためのパラメータ値は k と T である。 k は各指標値の変化を検出する頻度を制御するためのパラメータである。たとえば、指標値が正規分布をしているならば、検出頻度を評価頻度の約10%(10secに一回)にするには、 $k=1.3$ にすればよい。 T は指標値の変化検出の基準値となる平均値と標準偏差を求める時間幅である。検出頻度の目標値から k を決めて実行したときの実際の検出頻度を目標値に近くするためには、指標値の正規分布を仮定できる程度に T を長くとりたいが、指標値のトレンドに追従できる程度には短くとりたい。次節の試用では、対象データを用いて T の長さを検討し、 $T=60\text{sec}$ を採用した。

(注) 1.4.1に述べたように、心周期の指標としては、RR間隔を直接用いる場合と1分間の心拍数に変換した瞬時心拍を用いる場合とがある。工学系での研究ではRR間隔が多く、生理心理学系ではほとんど心拍を用いており、医学系では同じくらいである。心臓のペースメーカーにIPMFモデルを仮定した場合にRR間隔より心拍の方が適切であるという考えもある¹⁰⁾が、いずれがよいかは研究目的による。ここで心拍を採用した理由は後述(3.3.6)する。

3.3.3 メンタルワークロードパターンの判定

三つの生理指標(HR, RSA, TWA)についてそれぞれ3.1式を用いて変化の検出を行ない、変化検出の有無の組み合わせのうち、生理学的なメカニズムに基づいて以下の三つのパターンを考え、メンタルワークロードパターンとする。評価時刻ごとに、これらのパターンのいずれかにあてはまっているかどうかを判定する。

パターン1: 交感神経系が賦活し、副交感神経系が活動低下する変化パターン
 $C(HR) \geq k$ かつ $C(RSA) \geq k$ かつ $C(TWA) \geq k$

パターン2: 交感神経系が賦活する変化パターン
 $C(HR) \geq k$ かつ $C(RSA) < k$ かつ $C(TWA) \geq k$

パターン3: 副交感神経系が活動低下する変化パターン
 $C(HR) \geq k$ かつ $C(RSA) \geq k$ かつ $C(TWA) < k$

3.3.4 指標値変化の信頼性の判定

指標値の変化は、メンタルワークロードの増大による自律神経の活動性に起因するものと考えて、メンタルワークロードパターンを想定したが、ときに、自律神経の活動性に直接関係のない変化を検出してしまふことがある。指標値変化の誤検出は、メンタルワークロードパターン判定の信頼性を低下させる。そこで、誤検出の可能性があるときに、注意を促すアラームを出力する機能をシステムに付加することにした。ここでは、誤検出の起こる可能性を挙げ、それを判定する方法について述べる。

(1) MWSA(心拍変動の0.1Hz近辺の血圧性変動成分)が大きいとき

MWSAが大きいとき、MWSAの頂点付近で平均心拍(HR)の変化を検出してしまふことがある(Fig.3.7)。心拍の等時間間隔データから呼吸性変動をデジタルフィルタで除去した時系列データの振幅スペクトルを求め、ピーク周波数(HRVF)が0.1Hz近辺にあるときに、この誤検出の可能性があると判定する。

(2) 呼吸周波数が設定範囲からはずれたとき

呼吸周波数が設定した範囲からはずれた場合、たとえば呼吸周波数が高過ぎる場合や、呼吸周波数が低下してMWSAとの引き込みが起こった場合にも、RSAの評価値が減少する。これらはメンタルワークロードによる副交感神経の活動低下に起因するものではない。呼吸曲線からそのピーク周波数が設定した範囲にあるかどうかを判定する。

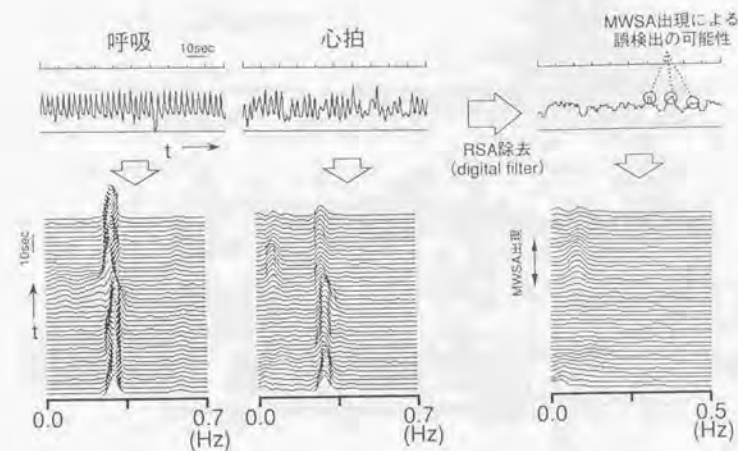


Fig.3.7 MWSAによる平均心拍(HR)変化の誤検出例

Fig.3.7 An example of incorrect detection of HR changes caused by MWSA

(3) 呼吸が不規則になったとき

呼吸が乱れた場合、特に、一時的な呼吸停止(息をつめて画面を見るときなど)が起こったとき、RSAは副交感神経系の活動低下によらず減少する可能性がある。また、一過性の大きな呼吸があった場合、HRは吸気中に減少し、その変化を検出してしまふ可能性がある。呼吸曲線から求めたピーク周波数(RSPFP)と重心周波数(RSPFG)の差の絶対値が設定した閾値を越えたときに、呼吸が不規則であると判定する(Fig.3.8)。重心周波数は、呼吸曲線の振幅スペクトルのピーク値の半分以上の振幅を示す周波数帯域で、振幅値を重みとして周波数の重み付け平均をとることによって求める。

(4) 体動や姿勢変化が生じたとき

T波振幅(TWA)は、心臓筋交感神経の活動性とは関係なく、姿勢によって変化することがある。体動に伴って、運動性のHR上昇が見られる可能性もある。また大きな体動の場合、心電図に混入したアーティファクトのためにR波を誤検出すると、HR, RSA, TWAともに評価値の信頼性がなくなる。そこで、大きな重心移動が起こったときに、体動や姿勢変化が生じたかと判定する。1secごとの重心移動距離(GR)は、重心位置のX座標とY座標の変化より求め、大きな重心移動は3.1式の変化の検出方法に準じて行なう。

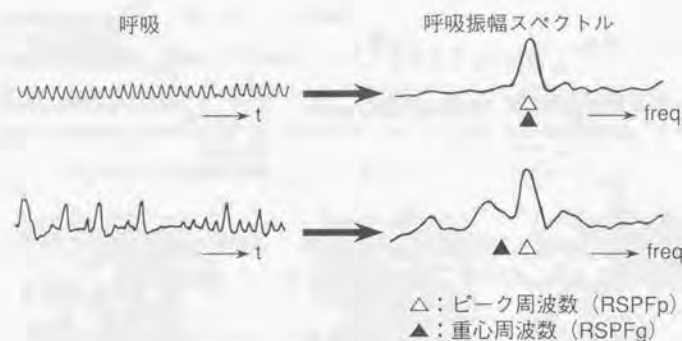


Fig.3.8 呼吸の不規則性の評価

Fig.3.8 Assessment of the randomness in respiration

3.3.5 疑似リアルタイムメンタルワークロード評価システム

メンタルワークロードパターンの判定に用いる三つの指標値(HRあるいはRRI, RSA, TWA)と、これらの指標値の変化の信頼性を判定するための指標値(HRVF, RSPFp, RSPFg, GR)を、あらかじめ求めておき、これらを用いて、各指標値の変化の検出とその信頼性の評価、メンタルワークロードパターンの判定および結果の表示をリアルタイムで行なうシステムをワークステーション(YHP Apollo DN4500)上に開発した。機能構成をFig.3.9に示す。図中点線枠内をリアルタイムで行なう。HRを用いた場合のメンタルワークロード評価中の画面表示の例をFig. 3.10に示す。1secごとに三つの指標値を三角形で描く。わかりやすくするためメンタルワークロードが大きいくらい、HR以外はRSAとTWAは軸を反転させた(3.2とは異なる)。各指標値の変化が3.3.3に述べたメンタルワークロードパターンのいずれかになったとき、三角形の表示色を変えて示す。

さらに、検出された指標値変化がメンタルワークロードに起因するものでない可能性がある場合、システムのユーザに注意を促すためにアラームを点灯する。この信頼性評価に用いる指標についても、画面の下半分にその時刻の値を表示する。アラーム点灯のロジックをFig.3.11に示す。設定範囲や閾値はパラメータとしてシステムに与える。

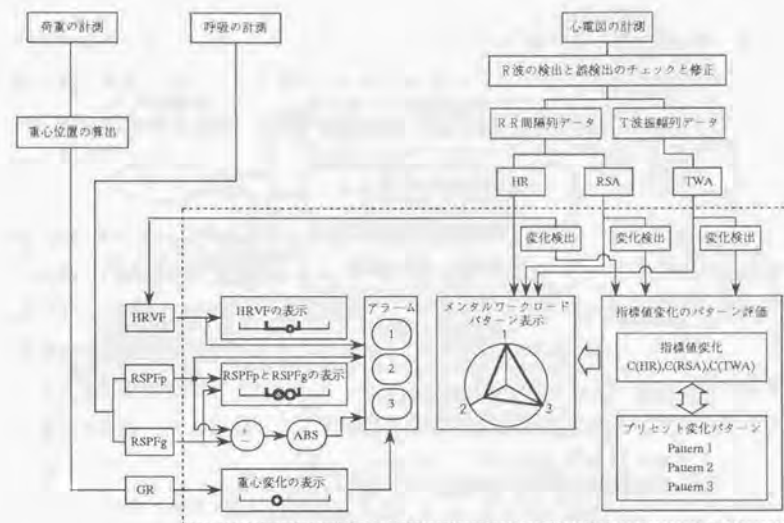


Fig.3.9 開発したメンタルワークロード評価システムの機能構成

Fig.3.9 Functional configuration of developed system for mental workload assessment

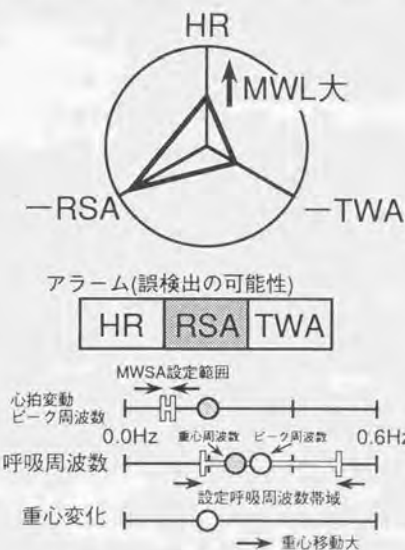


Fig.3.10 評価結果の画面表示の例

Fig.3.10 An example of mental workload assessment shown on the display



Fig.3.11 変化検出の信頼性(誤検出の可能性の有無)の判定のロジック

Fig.3.11 Logic for validity assessment

3.3.6 開発したシステムを用いたツールの問題点抽出

(1) パラメータの決定

開発したシステムを実験2の被験者S26のデータに適用して、改善提案をめざしたツールの問題点抽出を試みた⁵⁾。まず、変化検出に用いるパラメータTを決めるため、対象データを用いてRRIとHR, RSA, TWAの1secごとの平均値について、1secずつずらせながらTsec分のデータセット(T個分)をとり、時間正規分布への適合度を調べた。この結果、RRIよりHRの方が正規分布を満たす割合が多いこと、各指標とも $T \geq 60$ でその割合が20%を越えるが、 $T=120$ でも50%に満たないことがわかった。そこで、基準を緩和して、変化検出割合の平均が正規分布を仮定したときの変化割合と同等になればよいとした。 $k=1.3$ として、実際に変化検出を試みたところ、変化検出割合が5~20%(正規分布では9.7%)になるデータセットは、 $T=60$ で85%を越え、平均検出割合は各指標とも目標値10%をほぼ満たすことがわかった。これらの検討より、正規分布への適合度のよいHRを用い、 $T=60$, $k=1.3$ とすることにした。

次に、信頼性評価のためのパラメータを決定した。MWSAが大きいと判断する心拍変動のピーク周波数(HRVF)の範囲は、心拍の時系列データとその振幅スペクトルを視察して、 $0.075\text{Hz} \leq \text{HRVF} \leq 0.12\text{Hz}$ に設定し、この設定値を用いて試みに実行し、逆にMWSAがない時に誤判定をしないことを確認した。また、対象データの呼吸の振幅スペクトルを視察し、呼吸周波数帯域を検討して $0.195\text{Hz} \sim 0.518\text{Hz}$ に設定し、呼吸の乱

れが生じているところについて、ピーク周波数(RSPFp)と重心周波数(RSPFg)の差を求めて判定基準を検討し、閾値を 0.05Hz に設定した。重心変化検出のためのパラメータは、メンタルワークロード評価に用いる三指標の変化検出パラメータと同じ、 $T=60$, $k=1.3$ を用いた。

(2) メンタルワークロードパターンの判定と作業分析結果

開発した評価システムを用いたメンタルワークロードパターンの判定と、文書作成作業中のビデオ記録を同期させて再生し、メンタルワークロードが検出され、かつ信頼性評価で誤検出の可能性が示されなかった点を抽出した(Photo.3.3)。

ツールおよび課題ごとにメンタルワークロードの各パターンの検出回数と信頼性評価により誤検出の可能性が示された回数をTable 3.4に示す。前述のように各指標値に対する変化の検出頻度はそれぞれ約10%であるが、その組み合わせで決まるメンタルワークロードの検出頻度は3.8~6.3%になっており、パターンにあてはまらない検出が多いことがわかる。また、誤検出の可能性が示されたのは総検出数の40~65%で、特にMWSAが多く出現したツールBでその比率が高かった。



Photo.3.3 作業分析風景

Photo.3.3 Analysis of the subject's tool operations

Table 3.4 メンタルワークロードパターンの検出回数と信頼性評価結果

Table 3.4 Frequency of detection for each mental workload pattern
and the results of validity assessment for the detected points

ツール	タスク (作業時間)	パターン	総検出数	正検出数	誤検出の可能性(重複有)			
					a	b	c	d
A	タスク1 (2231sec)	1	9	3	0	3	0	3
		2	52	32	5	2	4	10
		3	24	13	3	1	0	7
		計	85	48	8	6	4	20
	タスク2 (1693sec)	1	3	1	0	0	0	2
		2	43	24	0	0	0	19
		3	31	21	0	2	0	8
		計	77	46	0	2	0	29
B	タスク1 (2110sec)	1	11	4	4	0	0	3
		2	81	26	38	1	6	23
		3	41	17	23	0	1	2
		計	133	47	65	1	7	28
	タスク2 (1679sec)	1	10	5	3	0	2	4
		2	37	14	12	0	10	9
		3	37	12	9	2	4	18
		計	84	31	24	2	16	31
総 計			379	172	207			

a: MWSAが大きいとき, b: 呼吸周波数が設定範囲からはずれたとき,
c: 呼吸が乱れたとき, d: 大きな重心移動が生じたとき

メンタルワークロード総検出点(379点)のうち、誤検出の可能性のある207点を除外した172点について、作業分析により原因となったツールの問題点を検討し、具体的な改善提案を試みた。作業分析は、文書作成作業中のワークステーションの端末の画面、および被験者の作業の状態が伺える上半身像の二種のビデオ記録を、1/30secごとのコマ送りで再生し、視察により行なった。ここでは、具体的な結果については割愛し、抽出された問題点と改善提案について簡単に述べる。

まず、メンタルワークロードのパターンを区別せずに、172の検出点について検討した結果、以下の(a)～(f)に分類された。

(a) 文字入力時(31点)

キーボードから文字入力をしている時。文字入力のためのメニュー選択は含んでいない。メンタルワークロードの原因は、3.2.2(2)にも述べたように、ツールの使いにくさというより、文字入力作業の性質によると考えられる。

(b) 操縦性に関わる時(25点)

目的に向かった移動のためのドラッグ状態で、マウスとカーソル間の連動性の悪さ(つまりマウスを動かした時、予測されたように、あるいは期待する時間内にカーソルが動かないということ)に関係するもの。改善提案としては、処理速度を改善し追従性を良くすること、またドラッグの目的によって期待される応答の速さに違いがあることを考慮して対象物の動きを決めることなどが挙げられた。

(c) 端点の位置決め時(24点)

直線の開始点や終点を決定する時、直線や曲線上の一点をピックする時、接合する時、矢印設定時など。改善提案としては、対象物に対応したカーソルの形状変化や、選択された(ピックされた)点の視覚的な明示、近傍点処理に用いる格子の細さを可変にすることなどが挙げられた。

(d) 視覚情報が提示された時(15点)

ウインドウやメニューの出現、複写物の出現、移動物の再現、画面のリライトなど。なお、視覚情報の提示時に起こる自律神経系の変化は、注意の喚起による覚醒水準の上昇(arousal)とも解釈され、必ずしも、ツールの問題点とはならないが、ここで検出された点は、必要以上のarousal反応を引き起こしていると判断した。改善提案としては、ウインドウやメニューの大きさや出現位置を一定にするか規則性をもたせて予測しやすくする、リライトを減らすか高速化することが挙げられた。

(e) その他、ツールの機能によるもの(33点)

上記の場合以外で、それぞれの発生頻度は少ないが、原因としてツールの機能の使いにくさが考えられるもの。以下に、具体例を示す。

ツールAでの曲線入力。三点指定によるスプライン補間が予測しにくいためと考えられ、多点指定が提案される。

ツールAでの機能キー選択時。削除キーと複写キー、中止キーと取消キーが隣接して

いることによる。キー配置に工夫が必要である。間違えると影響が大きいものや、紛らわしいものは、離して配置する方がよい。

ツールBでのメニューへの移動。画面の端にあるメニューへの移動は頻度が高いと使いにくい。熟練者にはメニューからの選択でなくキー入力による選択(いわゆるショートカット)も可能にするべきである。

ツールBでのプルダウンによるサブメニュー探索時。目的とする機能がどのメニューにあるかわかりにくいためプルダウンを繰り返す。メニューの階層性を検討し直す必要がある。また、特にマウスの操縦性が悪い場合、プルダウンメニューの多用は避けるべきである。

(f) ツールの機能と関係しないもの

検出された点には、上記の場合以外に、ツールの機能と直接関係しないものが、含まれた。たとえば、課題図を見ている時や、レイアウトなどを考えている時、被験者自身がミスをおかした時や、よそ見をしている時などである。また、迷っている様子の時は、ツールの機能の選択で迷っているのか、レイアウトなどを考えているのか不明な点もあった。このような場合については、リアルタイムで評価しその場で内省をとるか、実験直後に被験者にビデオ記録を見せながら回顧発話してもらうことにより原因が判明すると思われ、今後の課題である。

次に、上記の(a)~(d)ごとに、メンタルワークロードの各パターンの発生頻度について検討した(Table 3.5)。文字入力時には副交感神経系活動低下(パターン3)が多く見られた。他のすべての場合には、交感神経系賦活(パターン2)の頻度が最も高かったが、この傾向は特に端点の位置決め時に顕著であった。操縦性に関わる時、視覚情報が提示された時には、副交感神経系低下も比較的多く見られた。操縦性と端点の位置決めでのツールの使いにくさは、ツールの時間的な応答性の問題によるという共通点はあるが、端点の位置決めではユーザ自身の熟練により上達するという意味での対処可能性があるのに対し、操縦性に関してはツールによるところが大きく対処不可能であるという点で異なっている。このことが、自律神経系に与える影響の違いを生じる原因として考えられる。再三述べてきたように、自律神経系の反応性は個人差が多く、メンタルワークロードをどのように捉え、それにどのように対処するかで異なってくるものであり、ここで見られた特徴は作業に対して普遍的なものではなく、今回の被験者がツールの使いにくさに対してどう感じたかということが、大きく影響していると考えられるべきである。

Table 3.5 主な作業内容別に見たメンタルワークロードの各パターンの検出回数
Table 3.5 Number of detected points of each mental workload pattern for the principal operations

作業 \ パターン	1	2	3	計
(a) 文字入力時	1	9	21	31
(b) 操縦性に関わる時	2	15	8	25
(c) 端点の位置決め時	3	18	3	24
(d) 視覚情報が提示された時	2	8	5	15

パターン1：交感神経の賦活と副交感神経の活動低下
パターン2：交感神経の賦活
パターン3：副交感神経の活動低下

3.4 まとめと課題

心電図から得られる自律神経支配の異なる複数の生理指標を用いたメンタルワークロードの評価をソフトウェアツールの使いにくさの評価に応用した。用いた指標は、心周期の指標であるRR間隔あるいは心拍、心拍変動の呼吸性成分の大きさ、T波振幅の三つの指標である。対象としたツールは二種の文書作成ツールで、二回のフィールド実験を通して、ツールの全般的な使いにくさといった主観的な評価と、それを用いているときの作業者の生理指標から評価したメンタルワークロードの大小が一致することがわかった。また、ツールの機能によるメンタルワークロードの大きさや、パターンについても、生理指標からの評価の可能性が示され、また、自律神経系の支配の仕方の異なる複数の指標を用いることの必要性が再確認された。

さらに、メンタルワークロードがかかった時点を検出して、作業内容を分析することにより、ツールの機能の使いにくさを抽出し、具体的な改善提案に結びつける目的で、疑似リアルタイムメンタルワークロード評価システムを開発した。あらかじめ収集したデータの前処理と指標値計算を行っておき、これらを用いて、作業中のビデオ記録の再生に同期させて、メンタルワークロードパターンの判定と結果の表示を行なうというものである。合わせて、MWSAの増大や呼吸変化、体動などによる指標値の変化の誤検出の可能性を示し、評価対象から除外することにより、評価の信頼性を向上させる機能を付加した。開発したシステムをフィールド実験データに適用し、メンタルワークロードがかかった時点での作業分析を通して、ツールの問題点を推察し具体的な改善提案を行なうことができた。

今後の課題として、メンタルワークロードの原因を特定するためには、その場で作業者の主観評価を得ることができるよう、完全なリアルタイム評価を実現することが挙げられる。リアルタイム化により、生理指標変化とその時の被験者の内省や実験者の観察所感が比較できれば、情動反応と自律神経系の生理反応の相関関係の解明にも役立つと思われる。さらに、信頼性が低いとして棄却されるデータが少なくなるような評価方法の開発が望まれる。これらの課題についての対策を、第5章で検討する。

第4章 応用的研究 2—スポーツ選手の精神緊張度モニタの開発—

4.1 はじめに

スポーツ競技や講演、試験、演奏会など精神的な緊張が伴う機会は多々ある。こういう場面での精神緊張も、第1章で述べたメンタルワークロードの概念に含まれると考えられている。負荷となるのは、良いパフォーマンスを要求されている事態であり、これに向けて最高の結果を出そうと努力するために、精神的負担が生じ、自律神経系にもストレス反応を生じる。

スポーツの中でも、特にアーチェリーや射撃では、選手が本来持っている実力(スキル)を、競技時に最大限に安定に発揮することができるかどうか、成績に大きく作用する。過度な緊張があれば、実力は発揮できず、また逆に緊張度が低すぎても、良い結果は得られない。そこで、選手は体調だけでなく、心理的にも最適な状態を保つよう自己制御する必要がある。

精神緊張度を反映する生理反応を計測して、精神緊張度を評価して表示するモニタがあれば、試合前や試合中の過度な緊張や興奮を速やかに緩和したり、適度な緊張を持続させるような自己制御方法を体得するのに役立つ。この考え方は、バイオフィードバック⁸⁶⁾の範疇に含まれる。すなわち、人の内的状態を反映する生理反応を計測し、人に知覚できる情報に変換して提示する。人はその情報を手がかりにして、自分の状態を望ましい方向に制御するための方策を試行錯誤により探るのである。バイオフィードバックは、心身症の治療やリハビリテーションの分野に多くの適用例があり、スポーツ選手の訓練⁸⁷⁾や健康者のリラクゼーションや能力開発にも用いられている。

本章で取り上げる精神緊張度モニタは、こうした考え方に基づいて開発したものである⁸⁸⁾。アーチェリーのオリンピック選手である特定の個人を対象として開発したものであるが、精神緊張度の評価手法や、評価の信頼性を向上させる手法には一般性があり、表示のパラメータを変更するだけで、誰にでも適用できる。

4.2 精神緊張度の評価手法の検討

4.2.1 指標選択

精神緊張度の指標となり得る生理反応の中で、試合中にも競技を妨げずに簡便に計測できるものとして、心電図と呼吸を取り上げた。第2章に述べたように、実験室内での基礎実験では、暗算などの精神負荷により、一般的に心電図RR間隔の短縮(心拍上昇)、RR間隔変動の呼吸性成分(以下、RSA)の減少、呼吸周波数の上昇などが観察されている。RR間隔変動(あるいは心拍変動)にはRSAのほかに、0.1Hz付近に血圧性の変動成分

(MWSA)、さらに低い周波数帯域に体温調節性の変動成分があり、情動反応による一過性の変化も含まれている。MWSAの大きさを短い計測時間で同定することが難しいことから、ここでは自律神経支配の異なる二つの指標として、平均RR間隔とRSAを用いることにした。これらの指標値が、試合中に精神緊張に伴って変化することを確認するためにフィールドでのデータ収集を行なった。また、2.4で述べたように、RSAの大きさが呼吸の深さや周波数によっても変化することが問題となるので、確認のため実験室内での呼吸統制実験を行なった。これらより上述の二つの指標を用いた精神緊張度の評価手法を検討した。

4.2.2 フィールドデータの収集

まず、心電図と呼吸を計測する小型装置を製作して、実際の試合中に計測したデータを、精神緊張状態に関する内省報告(自由な発話による)とともに、携帯型のカセットデータレコーダに記録し、評価指標を決定することにした。心電図はアーティファクト混入の少ない胸部導出し、呼吸計測用のチューブをつけたベルトは腹部に装着した。データ収集の途中から、ベルトのずれによる計測不備を防ぐためチューブを胸当てに組み込んだ。計測状況をPhoto.4.1に示す。



Photo.4.1 フィールドデータ収集

Photo.4.1 Field data collection

被測定者は、アーチェリーのオリンピック選手である特定の一個人である。

計測対象となった試合はつま恋(静岡県)での全米選手権選考会(1987年6月)とアメリカでの全米選手権公開練習および試合(1987年8月)である。アーチェリー競技では、二人の選手が交代で一つの的を狙って三本ずつ射つ。これを一回とし1セッションは12回(一人当たり36本)からなり、的までの距離の異なる4セッション(90, 70, 50, 30m)で1ゲームであった(当時の競技方式)。一方の選手が射っている間、他方の選手は後方のベンチに座っている。計測は試合中連続して行なったが、データ解析の対象はこの座位期間のうち最後の20sec間である。このように対象データを選定したのは、RSAの大きさが精神緊張だけでなく姿勢の影響を受け、立位では減少するためである(第2章参照)。

再生した心電図データを1msec間隔でサンプルし、2.2で示したデジタルフィルタを用いてR波を検出してRR間隔列データを作成し、平均RR間隔(RR)を求めた。また、RR間隔列データを線形補間して500msecの等時間間隔データ(以下、RRE)に変換した(Fig.4.1)。

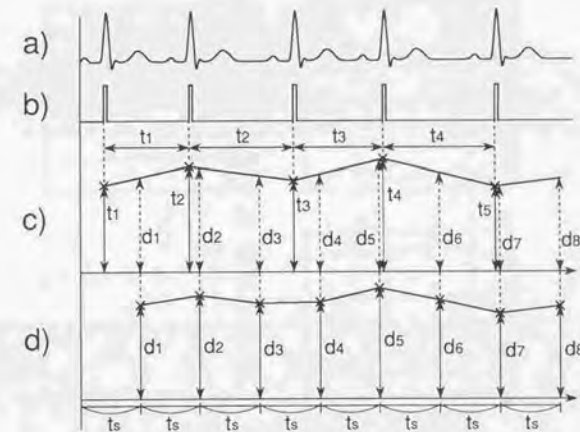


Fig.4.1 データ解析手順

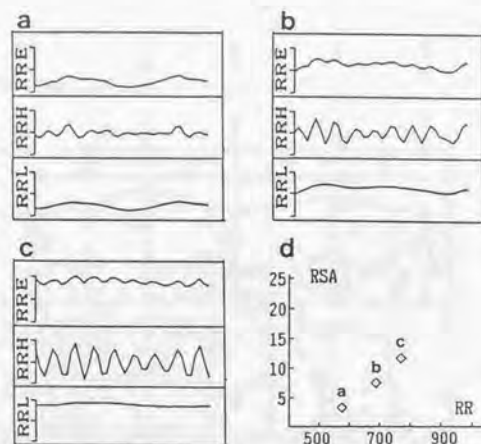
- a) 心電図, b) R波検出信号, c) RR間隔タコグラム,
d) 補間してリサンプルした等時間データ

Fig.4.1 Waveform diagrams illustrating processing procedure

- a) ECG, b) R wave detection signal, c) Instantaneous RR interval tachogram,
d) Interpolated and resampled RR interval data

この際、R波検出ミスによる誤データを除くため解析対象区間の平均RR間隔 $\pm 150\text{msec}$ からはずれたデータを省いて補間した。RREに呼吸周波数帯域のバンドパスフィルタ(正規型, 中心周波数 0.3Hz , 幅 0.2Hz)をかけて呼吸性変動成分(RRH)を求め、ローパスフィルタ(同, High cut 0.15Hz)をかけて低周波変動成分(RRL成分)を求め、それぞれ標準偏差値(SD)で評価した。一方、呼吸周波数は視察により求めた。

精神緊張度が高いときには、交感神経系が賦活し、副交感神経系が活動低下していると考えられ、平均RR間隔が短くRSA(RRHのSD)が小さくなる(Fig.4.2a)。逆にリラックスしているときには、RR間隔が長くRSAが大きくなり(Fig.4.2c)、適度な緊張のときにはその中間になる(Fig.4.2b)と考えられる。Fig.4.2dではRRとRSAを二次元グラフ上に表示している。



RRE : RR interval data ranged 500-800msec,
RRH : respiratory component of RRE ranged $\pm 25\text{msec}$
RRL : low frequency component of RRE ranged 500-800msec

Fig.4.2 異なる緊張度の際のRR間隔とRSA

- a) 緊張時, b) 競技に敵した緊張度の時, c) リラックスしている時,
d) 平均RR間隔とRSAの二次元表示

Fig.4.2 Comparison of RR interval and RSA in different mental states

- a) Hiper tensed, b) Appropriate state for game, c) Relaxed,
d) Two-dimensional display using RSA magnitude vs. mean RR interval

このように、平均RR間隔とRSAの評価値の間には、ある程度の正の相関はあるが、必ずしも同じように変化するとは限らない。これは、前述のように、RR間隔が副交感神経系と交感神経系の拮抗的支配を受けているのに対し、RSAは主に副交感系の支配を受けているため、これらの二つの評価値を用いることにより、緊張度の異なる側面を捉えられる可能性がある。

そこで、RR間隔とRSAを二次元グラフに表示する方法を用いて、計測したデータを評価した結果の例をFig.4.3に示す。選考会の第一日目は内省報告で少し緊張気味であり、RR, RSAもやや小さいが(Fig.4.3a)、第二日目で一位が確定した後はリラックスしており、内省記録に冗談や笑いが混ざるようになり、RR, RSAともに大きくなっている(Fig.4.3b)。全米選手権では計測の余裕が生じたときのデータしか得られていないが、それでも選考会のときに比べて、特にRSAが低値であり、緊張度が非常に高いという内省と一致する(Fig.4.3c)。

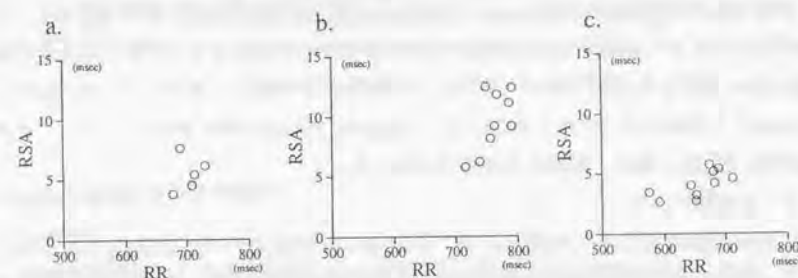


Fig.4.3 競技中の緊張状態の二次元評価

- a) 国内での選考会(第一日, 70m), b) 国内での選考会(第二日, 70m),
c) 全米選手権(第四日, 50m)

Fig.4.3 Two-dimensional evaluation of mental state during games

- a) Domestic game for nomination (first day, 70m),
b) Domestic game for nomination (second day, 70m),
c) U.S. open (forth day, 50m)

以上のように、内省による緊張度が異なる試合の間で、生理指標からの評価と内省との対応が確認された。1試合の中での細かい変化についても、ミスの後にRR, RSAから評価した緊張度が上がったり、RR, RSAが高い値をとっているときに、「気が緩んで凡ミスをしてしまった」という内省が得られるなど、生理反応からの評価と内省との一致が見られることが多い。また、RRが大きくRSAが小さい場合やその逆の場合があり、上述のように自律神経系の支配が異なることを反映していると考えられる。一方、まれに、内省では緊張度が高いのにRSAの評価値が大きい場合があり、このときのデータを検討すると、深呼吸や体動によるRRL成分が増大しており、これがバンドパスフィルタで除去しきれずにRSAに混入していることが原因と考えられた。

4.2.3 呼吸統制実験による検討

呼吸が速く、浅くなるほどRSAは小さくなる。この傾向は特にゆっくりした呼吸周波数帯域で大きい。今回対象としたデータの呼吸周波数はリラックスしているときより高く、0.3~0.5Hzであったので、この範囲でのRSAの呼吸周波数依存性は比較的小さいと予想されたが、選手本人に対して呼吸統制実験を行ない検討した。

呼吸の速さを統制するために、メトロノームを用い、音に合わせて四回で吸って、次の四回で吐くように指示した。呼吸の深さについては一定の深さで呼吸するように指示したが正確な統制はとれていない。メトロノームの速さを調整して、0.2Hzから0.45Hzまで0.05Hzずつ変化させた六通りの速さで、各1minの呼吸統制データを、(周波数漸増, 漸減)×(開眼, 閉眼)の四条件で記録した。

以下に結果を示す。

- 1) 開閉眼条件間に著しい差はなく、訓練時に開閉眼のいずれを用いても良い。
- 2) 0.3Hz以上の呼吸では呼吸周波数依存性は比較的小さいが、0.2~0.3Hzでは呼吸周波数上昇に伴うRSAの低下が見られている(Fig.4.4)。
- 3) 計測開始直前に呼吸パターンの乱れ(大きな呼吸の混入等)が起こることが多く、その影響はRRL成分の増大となって10sec程度残る。呼吸パターンが安定していれば、解析時間は20secでよい。
- 4) RR間隔は750~850msec, 呼吸周波数が0.3~0.45HzのときのRSAの大きさは10msec程度であり、試合中のリラックスした場合と同程度であった。

以上の検討より、1) 平均RR間隔とRSAを二次元で表示する、2) 評価値の信頼性を向上させるために呼吸統制を行なう、3) RRL成分の大きさと呼吸周波数を評価して信頼性をチェックするという仕様を満たす装置を開発することとした。また、海外遠征に携帯できるよう小型化することを目指した。

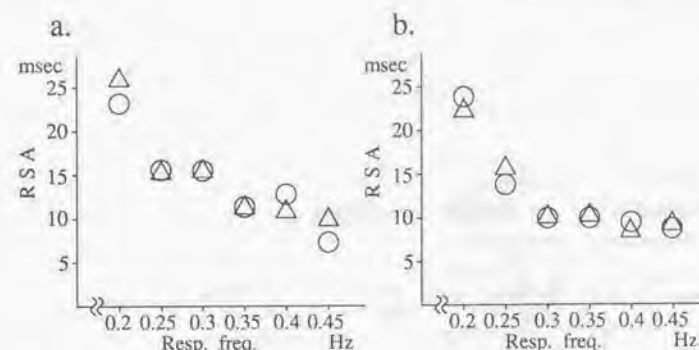


Fig.4.4 RSAの呼吸周波数依存性

(○: 呼吸周波数漸増時, △: 呼吸周波数漸減時)

a) 閉眼条件, b) 開眼条件

Fig.4.4 RSA magnitude plotted vs. respiratory frequency

(○: accelerating trial, △: decelerating trial)

a) Eye-closed condition, b) Eye-opened condition

4.3 精神緊張度モニタの開発

4.3.1 試作

Fig.4.5に試作した精神緊張度モニタの構成を、Photo.4.2に装置の外観を示す。3Vのリチウム電池三本で駆動し、大きさは190(W)×47(H)×136(D)で、重さは約800gである。計測する生理反応は心電図のみであり、データ収集時と同様に胸部導出とする。電極は心電図用使い捨て電極を用い、誘導ノイズ低減のためリード線を三編みにする。検出した心電図を200倍に差動増幅し、R波検出部ではバンドパスフィルタ(中心周波数15Hz, 帯域幅1.5Hz多重重畳型)を用いてR波を検出し、R波に同期したパルスが発生する。正しい検出ができていることを確認するためにLEDをパルスに同期して点滅させている。CPUにはZ80を用い、その割り込み機能を利用して、前述のパルスの間隔を1msecの精度で計測し、RR間隔データを得る。パルス間隔の計測はスタートスイッチを押すと開始し、30sec間行なう。計測中には、呼吸統制のために三拍子のゆっくりしたメロディ(グリーンスリープス)をメロディICで発生する。これをイヤホンで聴き三拍で

吸って三拍で吐くと呼吸周波数が0.3Hzになるようメロディの速度を調整した。さらに、液晶ディスプレイに呼吸参考パターンとしてメロディー拍に一つのマークを対応させて、六個のマークを表示する。

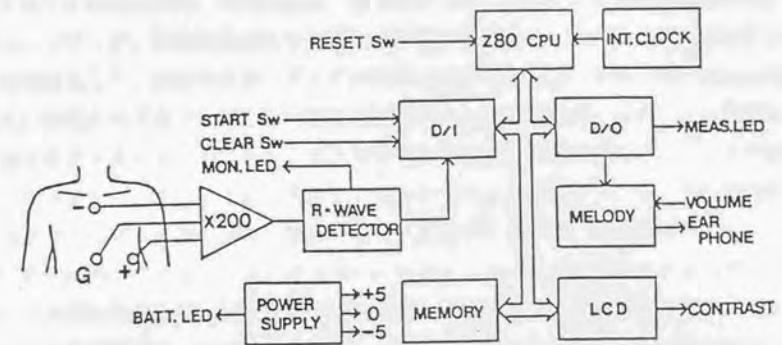


Fig.4.5 開発した装置のハードウェア構成
Fig.4.5 Hardware configuration of the apparatus



Photo.4.2 開発した装置の外観
Photo.4.2 Appearance of the developed apparatus

計測を終了すると、開始直後の10sec間のデータは除き、20sec分のデータを対象として、平均RR間隔とRSAを求める。等時間間隔データへの変換、RSAとRR間隔変動の低周波成分の求め方は前述の通りである。呼吸周波数は呼吸曲線を計測していないので、RSA成分の周波数で代用することとし、RSA成分のzero cross間隔より求めた。運動中などではRSAから呼吸周波数を推定できないことがある⁸⁹⁾が、ここでは座位で呼吸統制を行なっているので、呼吸周波数とRSA成分の周波数はほぼ等しい。

緊張度は横軸RR間隔、縦軸RSAの二次元グラフに、RRLの大きさが設定値以内であれば、◇マーク、設定値を越えたときには計測不備と判定して×マークで表示する。目標範囲として、試合時のデータよりRR間隔は600～800msec、RSAは10～20msecを設定し、四角の枠で表示した。この設定範囲は仮のもので、訓練を進めていく過程で、最適な範囲を求めることになる。グラフ最上段の横軸に呼吸周波数を□マークで表示し、呼吸統制ができているかどうかをチェックできるようにしている。この評価グラフは計測終了時にそのときの一回分の結果を表示するもので、表示後再スタートすれば、約30secのフィードバックレイトのバイオフィードバック訓練ができる。また、複数回の評価結果をまとめてグラフ表示する機能、数値表示する機能も付加した。なお、本装置は小型軽量化を優先したためデータ出力は液晶ディスプレイへの表示のみであり、データを保存するには数値データを書き写す必要がある。

4.3.2 試用結果

本装置を同じ選手に試用した結果、練習中は平均RR間隔、RSAともに値が大きく目標範囲から外れるが、試合時をイメージして緊張感を高めるトレーニングにより目標範囲に入ることが多く、選手の主観的状态を良く反映しているという報告を得た。ソウル・オリンピックを間近にひかえた県記録会(1988年7月)、全米選手権(1988年8月)で試用した結果をFig.4.6に示す。県記録会では概ね目標範囲に入っており、全米選手権ではややRSAが低値で緊張が伺える。なお、このデータでは適正な呼吸周波数が得られていない場合が含まれているが、これは呼吸統制を行わずイメージトレーニング(射時のイメージを思い浮かべながら精神集中するように努力する訓練)をしながら計測したためで、呼吸統制を行なうとほとんどの場合、適正な呼吸周波数が得られる。RRLが設定値を越えたために計測不備と判定される場合は比較的少なかった。

装置の小型化により、海外遠征への携帯や競技場への持ち込みが容易になった。また、電極装着による精神的負担はほとんどないこと、射時にはリード線コネクタ部をモニタからとりはずして本体を座席に残すようにしたので、競技にはまったく支障がないとの評価を得た。胸部に装着する電極は市販の長時間計測用の使い捨て

て電極を用いており、計測の安定性や粘着力には問題がないが、皮膚の弱い人では発汗時にかゆみが生じたり、電極下の皮膚がただれたりすることもあり、より通気性の高い電極の開発が望まれる。

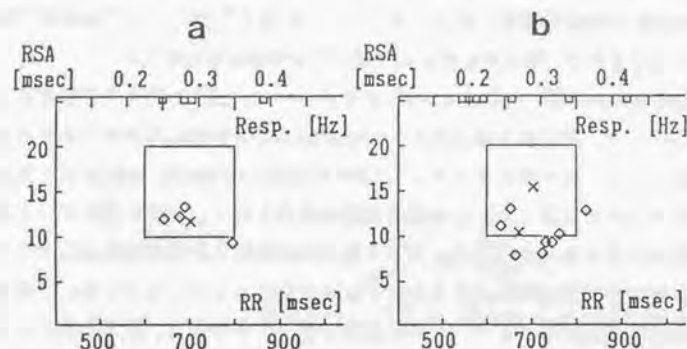


Fig.4.6 開発した装置を用いた評価例

a) 国内での試合, b) 全米選手権

Fig.4.6 Examples of the results of evaluation displayed on LCD of developed apparatus

a) Domestic game, b) U.S.open

4.4 まとめと課題

精神緊張度を生理反応から評価する手法を、アーチェリー選手の試合時为例にとりて検討し、携帯型の精神緊張度モニタを開発した。用いた生理指標は、心電図から得られるRR間隔とその呼吸性変動成分の大きさ(RSA)の二つで、これらは自律神経系の支配が異なるので、精神緊張度の多面的評価が行なえる。評価の信頼性を向上させる手段として、呼吸統制機能とRR間隔変動の低周波成分の大きさの判断機能を付加した。

開発した精神緊張度評価装置は、簡便なモニタとして有用であると考えられるが、さらに、これを用いた訓練方法を工夫することが必要である。当初は試合時に過度な緊張を速やかに緩和する訓練をすることに主眼を置いて開発したが、練習時にリラックスしすぎた状態から好調な試合時の緊張レベルに移行する自己制御方法の獲得に利用することも有用である。また、本装置では、記録が自動的に残らないことから、試合時の緊張度の変化を詳細に検討することが難しいので、携帯性を失わずにデータ記録機能を付加する改良が必要である。

本装置は、特定の選手を対象に開発したが、評価基準や表示範囲などのパラメータを設定できるように改良すれば、個人差に対応できる。また、アーチェリーだけでなく、射撃やゴルフなど精神緊張が問題となる他のスポーツや、講演、試験などスポーツに限らず精神緊張が生じる場面への応用が可能である。

本手法では、RR間隔とRSAを便宜的に直交座標系に表示しているが、本来、独立なものではない。今後は、生理メカニズムに基づいたモデルを用い、たとえば交感神経系の活動度と副交感系の活動度といった内部パラメータを推定して評価に用いることが考えられ、これにより呼吸統制を必要としない評価手法への改良が可能となると考えられる。このことについては第5章で検討する。

5.1 はじめに

前章までに、実験室内での基礎実験や、フィールドへの応用の試みを通して、自律神経系の生理反応を用いてメンタルワークロードを評価できる可能性と有用性を検討し、問題点や課題を抽出した。

本論文で評価対象としているメンタルワークロードの変化の生じる時間は、作業内容にもよるが、数秒から数分のオーダーである。前章までの検討によって、自律神経に支配されている指標はこのオーダーの時間変化を示し、メンタルワークロードの評価に用いるのに有用であることがわかった。その一方で、個人の反応様式の多様性や心理変化以外の要因(姿勢変化など)、あるいは呼吸など他の生理反応の介在による指標値の変化が混入することが問題であることが示された。対策として、これまでは、自律神経支配の仕方の異なる複数の指標を評価に用い、呼吸統制を行ったり、指標値の信頼性を合わせて評価するなどの工夫をしてきた。しかし、自由な呼吸のもとで、データを棄却せずに評価するためには、生理反応から得られる指標値をそのまま評価に用いるのではなく、指標値変化の背景にある心理変化に直接対応した生体の内部パラメータを評価に用いるべきだという考えに至った⁹⁰⁾。そこで、本章では、生体の内部パラメータの変化パターンでメンタルワークロードを捉える手法について検討する。心臓血管・呼吸系の自律神経系による制御メカニズムを記述するモデルを用いて、どのようなパラメータを取り上げるべきかを検討し、無侵襲では計測できないパラメータを計測できる指標から推定する方法を考案する。

5.2 心臓血管・呼吸系の自律神経系による制御モデル

5.2.1 既存のモデルについて

まず、心臓血管・呼吸系の自律神経系による制御メカニズムおよびそのストレス負荷による変化を記述するモデルについて文献調査を実施した。定性的なモデルとしては、Fig.5.1に示すMulder,G⁹¹⁾のものがわかりやすい。調査したモデルは、連続系のもの^{91,92,96)}と離散系(beat by beat)のもの^{97,98)}に大別される。このうち、定量的な記述のあるモデルを対象とし、Mulder,Gの定性的モデルと照合し、どの部分の記述が含まれているかを検討した。検討結果をTable5.1に示す。表中の番号はFig.5.1の要素間の接続に付した番号に対応している。

以上の文献調査の結果、離散系、連続系ともに完全なものはないこと、要素の記述を比較してもモデルごとにより異なることがわかったので、いずれかのモデルを出

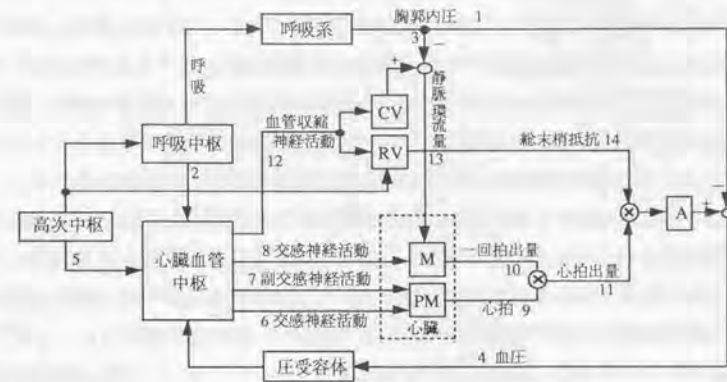


Fig.5.1 Mulder,Gの定性的モデル

Fig.5.1 The qualitative model proposed by Mulder,G

Table 5.1 各モデルの記述している要素の比較

(○は記述のあるもの、×は記述のないもの)

Table 5.1 Comparison of components described in various models

(○ designates that the component is described, while × designates that it is not described)

連続系 or 離散系	モデル	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
連続	Luczak(1975)	○	×	×	○ ^{*1}	○	○	○	×	○	○	○	○	×	○
連続	Mulder(1988) & Wesseling(1983)	×	×	×	○	×	×	○	○	○	○	○	○	○	○
連続	Kitney(1986)	×	○	×	○	×	○ ^{*4}	×	×	×	×	×	×	×	×
連続	Negoescu(1989)	○	○	×	○	×	○	×	×	×	×	×	×	×	×
離散	Basselli(1988)	○	○	×	○	×			○ ^{*5}					○ ^{*5}	
離散	DeBoerら(1987)	×	×	○	○	×	×	×	×	×	×	×	×	×	×

*1 心拍制御と血管収縮制御のループが別々で圧受容体の特性も異なるものを仮定している。

*2 古いversionのモデルはこの代わりに1を考えている。

*3 最近、呼吸入力(1)、PMへの交感神経入力(6)を考えているもよう。

*4 交感神経、副交感神経の区別なし。

*5 要素を区別せず二つのループで記述。

発点として従来知見や実験データとの整合性を検討し、改良を加えることにした。まず、離散系と連続系のどちらを選択するかを検討した。第1章でも概説したように、心拍変動のスペクトル解析においてARモデルなど離散系としてデータを扱っているものと、等時間間隔のデータに変換してから、FFTなどを用いている場合がある。両手法とも一長一短がある。大きな違いとしては、前者の場合、心周期で事象をサンプルして観察することになり、他のリズムをその時間軸で観察することになる点である。このことは、心臓のリズムと他のそれより周期の長いリズムのカップリングを調べるには有効であるが、心周期の異なるデータ間の比較をしたり、脳波など心周期より短いリズムとの関係を調べるには不向きであるといえる。本論文では、脳波には言及しないが将来の拡張を考えて連続系のモデルを採用することにした。

連続系モデルの中では、Luczak, H.⁽⁹²⁾とMulder, L.J.M.^(48,95)のモデルの記述範囲が広く出発点としての候補となる。以後、Lモデル、Mモデルと呼ぶ。ここでは、Lモデルの運動負荷による変化部分を割愛し、精神負荷による変化と関連した部分のみに単純化したもの(Fig.5.2)を検討対象とする。

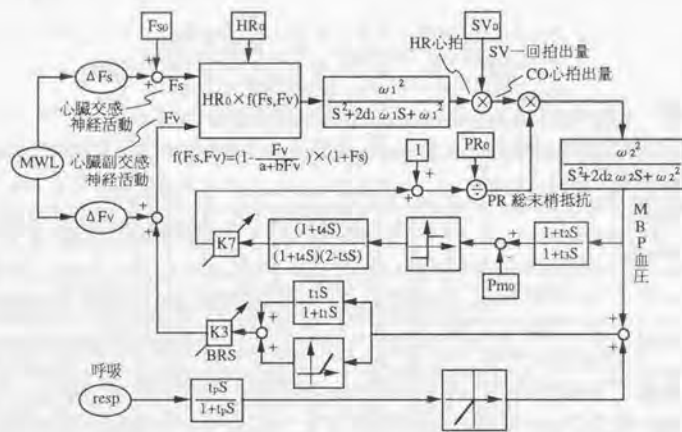


Fig.5.2 Luczak, H. のモデルの簡略化モデル
Fig.5.2 The simplified version of Luczak, H.'s model

二つのモデルの最も異なる点は、血圧の約10sec周期のリズムであるMayer Waveの発生メカニズムについての考え方である。Lモデルでは血管収縮による血圧制御のフィードバックループの発振として捉えているのに対し、Mモデルでは、フィードバックループ

は発振せず、系のバンドパスフィルター様の特性によって、系に存在するゆらぎ(総末梢抵抗、圧受容体のゲイン、心臓副交感神経系のゲインに $1/f$ 様の変動を導入している)の0.1Hz近辺の成分が増強されたものと考えている。従来知見では、Mayer Waveは安定して出現するものではなく断続的なものであるが、この現象はLモデルでは系のパラメータの変化により発振の有無が決まることで説明できるのに対し、Mモデルでは $1/f$ ゆらぎの性質を規定するメカニズムを新たに導入する必要がある。

これ以外のLモデルの特徴としては、動物実験などのデータが得られている要素については、できるだけ正確にそのデータに合うようにつくっているところで、そのために複雑性を増している。これに対し、Mモデルは(Fig.5.3)に示すように四つのフィードバックループをむだ時間要素と一次遅れ要素で統一し、パラメータの違いだけで表現している。

Mモデルの心臓循環部の記述はいまいで、左右の心臓と肺循環、体循環のモデルが記載されている⁽⁹⁴⁾が、詳細は不明である。また、Mモデルは心臓への交感神経支配と呼吸入力を記述しておらず、メンタルワークロードの評価に用いるには不十分である。これに対して、Lモデルの心臓部は単純であり、Mモデルで記述されている四つのフィードバック(圧受容体反射)のうち、心筋の収縮力と静脈還流量へのフィードバックが記述されていないが、両ループとも時定数が大きいので、ここで注目しているMayer Waveあるいは呼吸に由来した変動成分への影響は小さく、省略しても構わないと考えられる。

以上の検討より、Lモデルを出発点として改良を加えることにした。

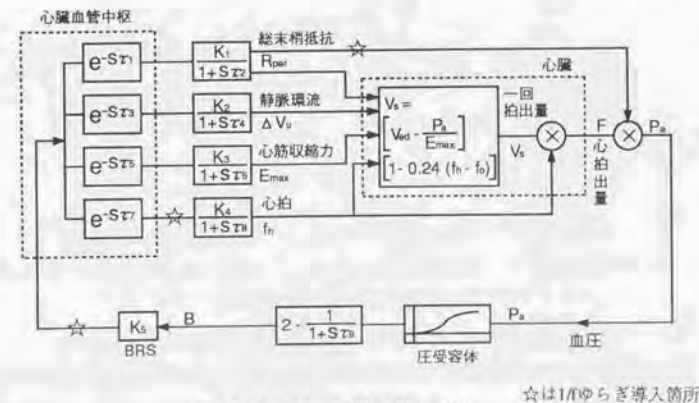


Fig.5.3 Mulder, L.J.M. のモデル
Fig.5.3 The model proposed by Mulder, L.J.M.

5.2.2 モデルと比較すべき従来知見

モデルを改良するにあたり、モデルのふるまいと比較できる知見を、文献と過去の我々の実験例より抽出した。1.4の概説と重複するものもあるが、ここではモデルと比較するという観点から、心拍や血圧に見られる呼吸性的変動および約10secの周期をもつMayer Wave成分の特性、個人差や自律神経機能と関連した知見についてまとめる。

(1) 呼吸性変動成分(Respiratory Frequency component: RF)の周波数特性

心拍の呼吸性変動成分(RF)の振幅と呼吸に対する位相は呼吸周波数に依存する。Angelone, A.らは、心拍のRFの振幅について5~6cpmの呼吸で最大で、それより呼吸が速くなるほど小さくなると報告している³⁶⁾。この実験では呼吸の深さを統制していないので、呼吸周波数が高くなるほど呼吸が浅くなることの影響も含めた結果である。位相については、呼吸周波数が高くなるほど遅れが大きくなり、10cpm付近で吸気のピークと心拍のピークが一致する(以上Fig.5.4参照)。Hirsch, J.A.らは、呼吸の深さを統制した実験を行ない、呼吸の深さ(換気量)と心拍RFの振幅は線形関係にあること、周波数特性は両対数変換すると6~8cpm付近に変曲周波数があり、それ以下の帯域では平坦でそれ以上では直線的に減衰しその傾きは、-1 (20dB/decade)に近いことを報告している²⁾ (以上Fig.5.5参照)。これに対し、Selman, A.らも呼吸の深さを統制した実験を行ない、“M字型”の振幅特性を報告している⁴⁶⁾。位相特性は、Angelone, A.らの結果とは同等である(以上Fig.5.6参照)。振幅特性の違いの原因には、心拍RFの大きさの定量化や、呼吸統制の方法の問題が考えられる。

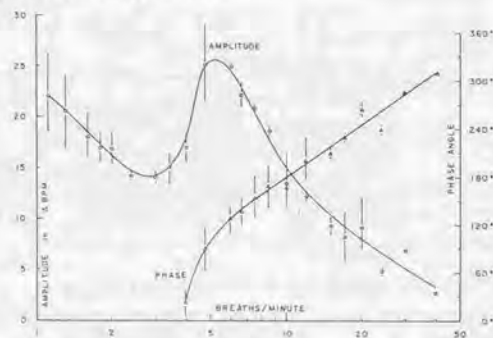


Fig.5.4 Angelone, A.による心拍変動呼吸性成分の周波数特性
Fig.5.4 Frequency characteristics of respiratory component of heart rate variability reported by Angelone, A.

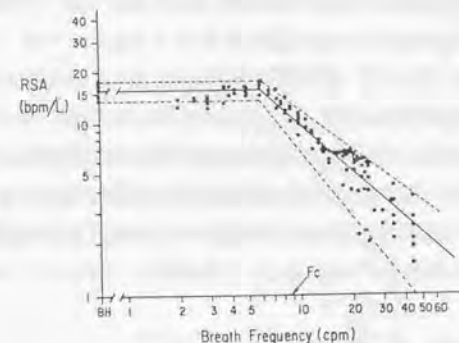


Fig.5.5 Hirsch, J.A.による心拍変動呼吸性成分の周波数特性
Fig.5.5 Frequency characteristics of respiratory component of heart rate variability reported by Hirsch, J.A.

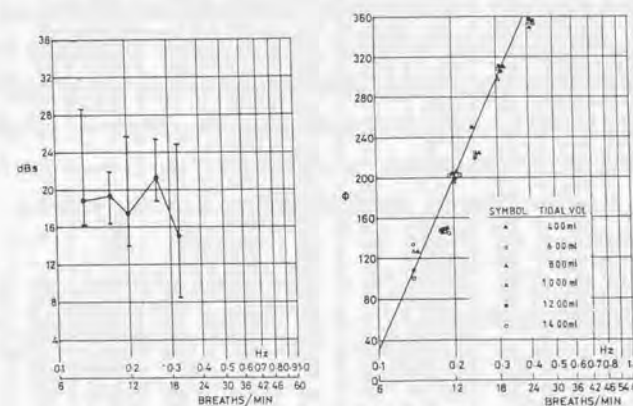


Fig.5.6 Selman, A.による心拍変動呼吸性成分の周波数特性
Fig.5.6 Frequency characteristics of respiratory component of heart rate variability reported by Selman, A.

血圧の呼吸性成分の周波数特性についての知見は見つからなかった。1.4.2に述べたように血圧の非観血的な計測手法の普及が最近のことであるためと思われる。

(2) Mayer Wave 成分 (Middle Frequency component : MF)の出現について

10sec程度の周期をもつMFは、心拍や血流量、脈波の基線変動など心臓血管系の多くの指標に見られ、血圧のMayer Waveに起因すると考えられているが、周期や出現の有無は必ずしも指標間で一致せず、位相関係も不安定である。出現度合いや大きさは個人によって異なる。MFは呼吸の影響を受けないとしている報告が多いが、筆者らの実験では2.4に示したように、MFも呼吸の影響を受けることが観察されている。一般にMFの出現は安定せず、一過性の大きな呼吸を引金にしてMFが増大したり、消失したりすることがあり、また、呼吸周波数が0.1Hzに近づいたときにMFを引き込む(1:1)ことや、MFの周波数とRFの周波数が1:nになることもある。

(3) 自律神経機能との関連

心拍のRFは副交感神経遮断薬であるatropineによって消失し、 β 系交感神経遮断薬であるpropranololによってやや増加する。心拍のMFは β 系交感神経遮断薬によって抑制されるという報告もあるが、副交感神経遮断薬の方が著明な低下を示すという報告もある⁴²⁾。薬物による変化は、神経機能の遮断だけでなくそれによって引き起こされる補償機能によるものも含むため複雑である。

立位では交感神経系の賦活と副交感神経系の活動低下のため、仰臥位に比べて、心拍のRFが減少しMFが増加する。座位では中間的な値をとる。仰臥位での心拍のRFおよびMFは加齢による副交感神経系の活動低下により減少する。立位によるRF低下も加齢により見られなくなる⁴²⁾。睡眠中は、副交感神経優位となり、心拍のRFは増加し、血圧のMFは減少する⁵²⁾。

5.3 データ収集実験と得られた知見

5.3.1 データ収集

(1) 目的

前節に述べたように、実験手法やデータ解析方法によって異なる知見が得られているために確認が必要なもの、および計測手段の進歩により実験が可能になった指標について、再度、基礎データ収集を行なうことにした。

また、副次的に、第2章で示した結果が年齢や職業などのばらつきの大きい群についても同様に示されるかどうかを検討することを目的とする。

(2) 実施場所・日時

データ収集は、半防音シールドルーム内で、1992年7月21日より1993年2月9日にかけて

て実施した。実験時間帯は8:30~12:30、13:00~17:00のいずれかとし、後述の繰り返し実験では同一時間帯とした。なお、食後2時間以上経過した後の計測となるよう配慮した。

(3) 被験者

被験者は22~53歳の健康男子80名で、うち20名については再現性の検討を目的として一週間以上間をおいて二回目の計測を実施した(Table 5.2)。被験者の募集に関しては安全性を重視し、事前の質問紙によるスクリーニングと実験直前の医師の診察を行ない、インフォームドコンセントを得た。

Table 5.2 被験者のプロフィール

Table 5.2 Profiles of Subjects

No.	Code	Age	Hight	Weight	No.	Code	Age	Hight	Weight
1	a084	23	178	75	41*	h100	37	165	70
2	a046	23	173	68	42	h040	37	175	63
3	a154	23	180	68	43	h047	37	167	65
4	a158	23	174	64	44	h156	37	168	53
5*	a162	22	179	70	45*	h126	37	171	65
6	b006	24	179	80	46	i114	39	164	53
7*	b069	25	178	66	47	i115	39	173	59
8	b029	25	165	63	48*	i155	38	165	65
9*	b121	24	177	63	49	i172	38	173	70
10	b145	24	176	68	50	i159	39	172	60
11	b123	24	176	77	51*	j111	41	175	67
12	b028	24	172	54	52	j014	40	173	65
13	c005	27	163	57	53	j088	40	167	65
14*	c122	26	163	55	54	j185	41	160	57
15	c125	26	160	65	55	j184	40	168	70
16	c146	27	170	60	56	k017	42	179	74
17	c190	27	180	77	57	k015	42	160	58
18	d021	28	163	57	58	k011	43	168	70
19	d019	28	172	70	59*	k066	43	167	65
20	d044	28	174	70	60	k059	42	165	67
21	d057	29	168	54	61*	l112	45	163	60
22*	d141	28	180	68	62	l001	44	178	72
23	e025	30	168	60	63	l009	44	170	68
24*	e083	30	174	70	64*	l147	44	170	60
25	e045	31	170	71	65	l137	44	155	53
26*	e118	30	168	58	66	l139	44	170	74
27	e124	30	174	67	67	m010	47	172	65
28	e148	30	175	62	68	m101	47	167	71
29*	f064	33	175	74	69	m169	47	160	55
30*	f056	32	168	67	70	m195	47	164	75
31	f092	32	170	68	71*	m181	47	173	77
32	f038	33	168	68	72	n003	49	161	75
33	f098	33	160	53	73*	n031	48	163	70
34	f035	35	175	79	74	n151	48	170	54
35	g018	35	171	64	75	n198	49	162	63
36	g022	34	175	72	76	n202	49	165	55
37	g105	35	172	67	77	o144	53	165	57
38*	g110	34	169	77	78	o173	51	163	70
39	g081	34	163	54	79*	o188	50	165	50
40	h087	37	161	66	80	o167	51	164	52

*は繰り返し実験を実施した被験者

(4) 実験条件

モデルのパラメータに変化を与えるための実験条件を検討した。呼吸性変動成分の呼吸周波数依存性に関する知見を得るため、呼吸統制実験を行なった。また自律神経機能に変化を与えモデルのパラメータの変化と比較するため、身体的・精神的負荷条件を導入した。身体的負荷は、自律神経機能試験に準じ、心臓交感神経活動の賦活、静脈還流量の減少が起ると考えられる立位負荷、末梢血管収縮が起る冷水負荷、胸郭内圧の上昇とその急激な解除を起こすバルサルバ課題を行なった。精神的負荷として暗算(座位、立位)、カラーマッチング(反応時間課題)、ジョイスティックによる追跡課題を実施した。これらは、心臓交感神経活動、心臓副交感神経活動、血管収縮活動、圧受容体の感度特性、血圧などの設定値などに影響すると考えられる。呼吸も精神的負荷によって変化し、他の指標にも影響を与える。どこにどの程度変化を起こすかは、課題の性質とともに個人の生理的特性・認知的特性に依存する。

以上の条件を一回のセッションが約30minになるように三つのセッションに分けて実施した。ランダム呼吸は3min、これ以外の課題は90secとし、一定呼吸条件以外では課題提示前に90secの安静期をとった。実験条件とセッション構成をTable 5.3に示す。暗算とその直前の安静は閉眼でそれ以外は開眼で行ない、立位暗算の直前の安静と特に立位と記した条件以外は椅座位で行った。これらの課題のうち、深呼吸、起立、暗算、カラーマッチングについては、第2章で述べた実験2に用いたものと同じであるので、これ以外の課題について以下に説明する。

Table 5.3 実験条件とセッション構成
Table 5.3 Experimental conditions and schedule

セッション	セッション1				セッション2				セッション3			
	条件	時間 sec	条件	時間 sec	条件	時間 sec	条件	時間 sec	条件	時間 sec	条件	時間 sec
1	眼球運動CAL	40	開眼安静	—	90	安静→深呼吸	180	開眼安静	—	90		
2	重心CAL	90	一定呼吸1	10	90	安静→座位暗算	180	ランダム呼吸[座]	—	180		
3	呼吸CAL	40	一定呼吸2	5	90	安静→追跡	180	ランダム呼吸[立]	—	180		
4	ランダム呼吸[座]	180	一定呼吸3	20	90	安静→色合わせ	180	一定呼吸[立]1	6	90		
5			一定呼吸4	6	90	安静→起立	180	一定呼吸[立]2	12	90		
6			一定呼吸5	12	90	安静→立位暗算	180	一定呼吸[立]3	24	90		
7			一定呼吸6	24	90	—	—	一定呼吸[座]1	12	90		
8			一定呼吸7	8	90	—	—	一定呼吸[座]2	24	90		
9			一定呼吸8	15	90	—	—	安静→冷水負荷	—	180		
10			一定呼吸9	30	90	—	—	一定呼吸[普通]	—	90		
11			息こらえ	—	90	—	—	一定呼吸[浅め]	—	90		
12			バルサルバ	—	180	—	—	一定呼吸[深め]	—	90		

() と はどちらかを行なう

(a) 呼吸統制

呼吸統制はいろいろな速さの呼吸を音に合わせて行わせた。音はド・レ・ミ・ファ・ソ・ソ・ファ・ミ・レ・ドの繰り返しで、音の昇りに合わせて息を吸い、音の降りに合わせて息を吐くように指示した。本実験に先立って行なった予備的検討の結果^{29,100}、呼吸の深さも統制すると被験者の負担が大きく不自然な呼吸になりやすいこと、統制しなくても同じ速さの呼吸のときの換気量は個人内では比較的安定していることがわかったので、一定呼吸条件では任意な深さで、モニターを見て条件内ではできるだけ一定するように指示した。さらに、呼吸の速さは一定で深さが三通りの条件を10名の被験者に適用した。このときの呼吸周波数は安静時に計測した呼吸と同じになるよう設定した。最初は普通に呼吸させモニターに表示される波の高さをもとに、次の条件ではこの波の高さが二割程度低くなるよう、三番目の条件では最初の波の高さより二割程度高くなるように呼吸をさせた。この課題を行なう場合は、第三セッションの七および八番目の一定呼吸課題は行わなかった。なお、呼吸の周期がボワソン分布となるようなランダム呼吸も試みたがここでは分析対象外とした。

(b) 息こらえ

指示に従って、大きく息を吸ったところで息を約15sec間止め、その後自由呼吸をしばらく続け、次は息を全部吐ききったところで息を約15sec間止めるという課題である。

(c) バルサルバ課題

水銀血圧計のチューブにストローを取り付けたものに、息を吹き込んで水銀柱の高さを一定に保つ課題である。開始直前に大きく息を吸い、素早くストローをくわえて息を吹き込み水銀柱を40mmHgに約15sec間保つ。終了後はストローを離し静かにしているよう指示した。

(d) 冷水負荷

第2章の実験2と同じであるが、水の温度を約6℃にし、浸水時間を60secに短縮した。

(e) 追跡課題(トラッキング)

ジョイスティックを使用した追跡(トラッキング)課題を行なった。課題の開始と同時にCRTに“+”と“□”が表示される。“+”マークが操作対象で、“□”マークが追跡目標である。“□”は一定の速度であらかじめ定めた軌跡上を動く。ジョイスティックを操作して、“□”の中に“+”が入っているように追いかけて続けるよう指示した。

(5) 計測

対象としている心臓血管・呼吸系のモデルの変数に対応する指標の変化が得られるものとして、心電図、連続血圧、インピーダンスカーディオグラム、換気量を計測した。心電図は使い捨て電極を用い、胸部誘導で導出し、生体アンプ(日本光電, AB620G)を用いて交流増幅(時定数2sec, High Cut100Hz)した。誘導は標準四肢誘導を近似してベクトル心電図を求めるため、左右鎖骨下と剣状突起上で正三角形をなす三点に電極を装着し、三つの誘導のうちR波、T波の振幅の大きい二誘導を被験者ごとに選択した。連続血圧は、非侵襲連続血圧計(Omeda, Finapres)を用いて左手第一指で計測した。高さの調節できる腕置き台を用いて計測位置が心臓の高さと同じになるようにした。インピーダンスカーディオグラムはテープ電極を用い、生体インピーダンス計測アンプ(日本光電, AI600G)で計測した。換気量は呼吸機能計(ミナト医科, AE-280s)を用い、マスクを装着させて計測した。なお、上記以外に、将来的に間接的な計測手法を検討するためのものとして、組織血流量、脈波、呼吸曲線、重心、また、扱っているモデルの記述には含まれていないが、これに影響を与えるものとして覚醒レベルを中心としたチェックのための皮膚電位活動と眼球運動、皮膚温・呼吸ガス濃度などの呼吸機能、深部体温も計測した。実験システムのブロック図をFig.5.7に示す。また、実験風景をPhoto.5.1に、電極を装着した被験者のようすをPhoto.5.2に示す。なお、実際の実験中は窓をふさぎ、被験者にはワイシャツを着用させた。

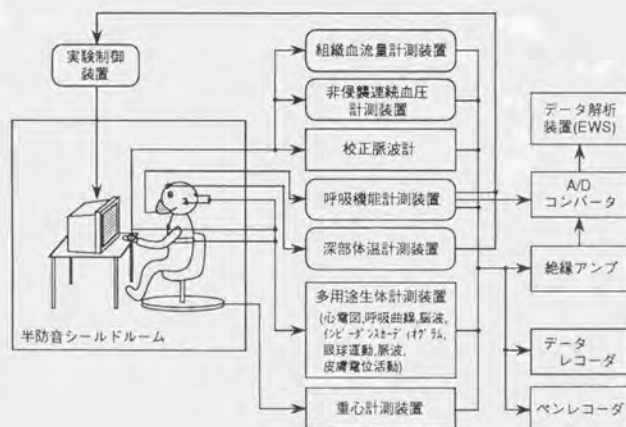


Fig.5.7 実験システム

Fig.5.7 Block diagram of experimental settings



Photo.5.1 実験風景

Photo.5.2 Experimental settings



Photo.5.2 センサを装着した被験者

Photo.5.2 A subject with various sensors

5.3.2 指標抽出のためのデータ解析

ここでは、計測した生理反応のうち、以下に結果をまとめるものについてのみ解析方法を簡単に述べる。計測した生理反応は、絶縁アンプを介して、リアルタイムでA/D変換してEWS(YHP APOLLO4000)に取り込み、ディジタルファイルとして保存し、後に解析を施した。サンプル間隔は心電図、連続血圧、インピーダンスカーディオグラムは1msecで、換気量曲線は50msecとした。

心電図は第2章で用いたのと同じディジタルフィルタを用いてR波を検出し、RR間隔より一拍ごとの瞬時心拍(HR)を求めた。T波振幅については、誘導とTベクトルの向きによってその大きさが変わる¹⁰¹⁾ことから、ここではP波とQ波の時間的中点をスプライン補間して求めたベースラインを差し引いて補正した心電図を用いて、前頭面のベクトル心電図を求め、これよりTベクトルの大きさを求めた。

連続血圧波形は心周期に対応して変化しているので、一拍ごとにR波のタイミングを基準として、設定した時間範囲の中での極大値と極小値を求める方法で、収縮期血圧(SBP)と拡張期血圧(DBP)を求めた。平均血圧(MBP)は $\frac{2}{3}$ SBP + $\frac{1}{3}$ DBPにて求めた。

インピーダンスカーディオグラムは、ディジタルローパスフィルタ(二次バターワース, High Cut 10Hz)を時間軸上で往復かけた。これにより、位相遅れのない四次のフィルタをかけたことになる。さらに、これからディジタルローパスフィルタ(二次バターワース, High Cut 0.6Hz)を時間軸上で往復かけて求めたベースラインを差し引いて基線変動を除去し、その後、ディジタル微分を施した。ディジタル微分は、一次のハイパスフィルタの時定数を τ とすれば、 $\omega < 1/5\tau$ なる領域が微分特性を示すことを利用して、 $\tau = 0.01\text{sec}$ で前進差分近似を用いて行なった。次に微分波形の基線から極小値までの振幅Bの絶対値を求め、これを $dz/dt \text{ min}$ とし、基線以下の負の傾斜部でBの15%の振幅に達した時点を基点として、次の極大値までの時間T(心室駆出時間)を求めた(Fig.5.8a)。以上のようにして求めたデータと電圧電極間距離Lおよび血液比抵抗 ρ を次式に代入して一回拍出量(Stroke Volume: SV)を求めた。 Z_0 は本来、呼吸性に変動するが、ここでは各セッション開始時に読み取った値の平均値を用いた。

$$SV = \rho (L/Z_0)^2 \times dz/dt \text{ min} \times T \quad (\text{ml})$$

一回拍出量については、インピーダンスカーディオグラムを用いた計測の他に、連続血圧波形から推定する方法¹⁰²⁾を試みた。Fig.5.8bに示す斜線の部分の面積が、一回拍出量の推定値となる。また、一回拍出量に瞬時心拍値をかけて、分時拍出量(Minute Volume: MV)を求め、平均血圧を分時拍出量で除したものを総末梢抵抗(Total Peripheral Resistance: TPR)とした。

瞬時心拍と三種の血圧値、一回拍出量については、三次スプライン補間を施して、50msec間隔の等時間間隔データに変換した。さらに、これらと換気量曲線についてスペクトル解析を施した。スペクトル解析は30sec(600点)のデータからその平均値を引き、これに0データを補って1024($=2^{10}$)点としたものを1フレームとし、5secずつずらせながら、高速フーリエ変換(FFT)する方法で行なった。フレームごとにMayer Wave成分(MF)として0.07812~0.13672Hzの周波数帯域の平均振幅を求めた。また、呼吸性成分(RF)として、一定呼吸条件については設定呼吸周波数 ± 0.05 Hzの帯域、自由呼吸条件については、各フレームごとの呼吸の重心周波数 ± 0.05 Hzの帯域の平均振幅を求めた。呼吸性成分の代用値としてよく用いられる高周波帯域成分(High Frequency component: HF)については0.15625~0.6504Hzの平均振幅を求めた。さらに、一定呼吸条件では瞬時心拍、血圧および一回拍出量と換気量との間のコヒーレンスと位相差も求め、同様にこれらの呼吸帯域の平均値を求めた。

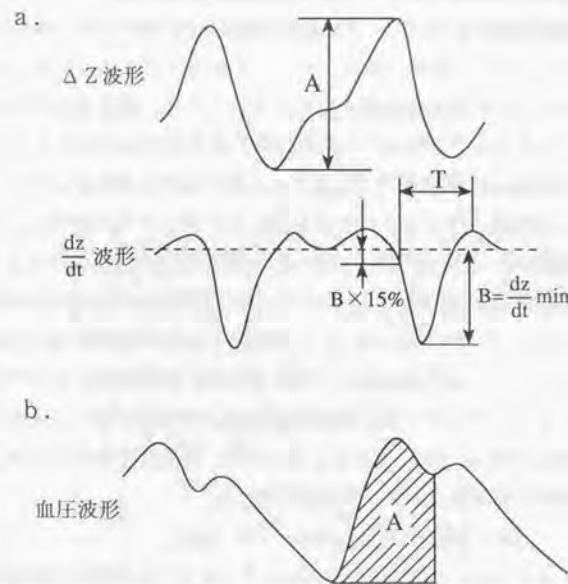


Fig.5.8 一回拍出量の推定

a.インピーダンスカーディオグラムからの推定, b.連続血圧波形からの推定

Fig.5.8 The method for estimation of stroke volume

a. The method using impedance cardiogram, b. The method using blood pressure waveform

5.3.3 一般的な実験的知見

全体的な特徴や一般的な傾向については、条件ごとの代表値(平均値)を用いて行なった分散分析や単相関分析の結果をもとに、また、個人による違いについては視察結果から特記すべき点を抽出する。条件ごとの代表値を求めるにあたり、対象区間は時系列データの視察に基づき、開始直後のアーティファクト混入や呼吸の不安定部を除くため、安静や課題負荷時は開始後20secからの50sec間とし、起立条件は起立後30secから、冷水負荷条件は浸水後20secから手を出すまでの40sec間とした。

(1) 被験者属性の効果

各指標の安静時の値への年齢の効果調べるため、被験者を22歳から6歳刻みに五群に群分けし、年齢と安静条件による二要因の分散分析を一回目のデータについて実施した。その結果、加齢により血圧は上昇し、心拍のMayer Wave性の変動成分(HRV_MF)と呼吸性変動(HRV_RF)、血圧の呼吸性変動変動(MBPV_RF)、一回拍出量(SV)、T波振幅(TWA)、分時換気量(MV)は低下する傾向が見られた。しかし、40~46歳の高年齢群が34~39歳群より、血圧が低く心拍変動(HRV_RF, MF)が大きいなど、単調な関係を示さないものもあった。スクリーニングにより、実年齢に比べて加齢効果の小さい被験者が選択された可能性が示唆される。

年齢、身長、体重の属性間および属性と各指標の条件ごとの平均値の間の関係性を検討するために、単相関分析を行なった。その結果、属性間では、年齢と身長に負の相関(Fig.5.9a)、身長と体重の間に正の相関があり、生理指標と属性の関係の検討に注意を要することが示された。

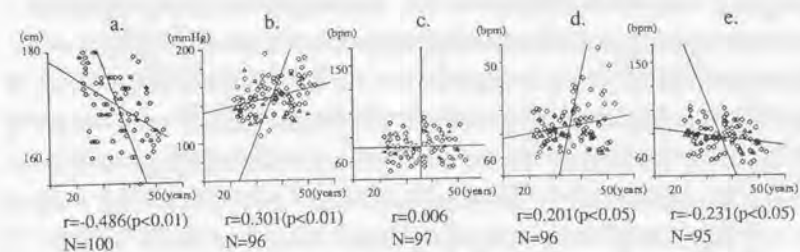


Fig.5.9 属性の効果の例

a: 年齢と身長, b: 年齢と収縮期血圧(安静時),
c-e: 年齢と心拍(c: 安静時, d: 暗算課題, e: 立位)

Fig.5.9 Examples for effects of attributes

a: Age vs. Height, b: Age vs. Systolic Blood Pressure (rest condition),
c-e: Age and Heart rate (c: rest, d: mental arithmetic, e: standing)

各指標値と年齢との相関は、概ね分散分析の結果と一致した(たとえばFig.5.9b)が、実験条件による加齢効果の違いが見られることがあった。精神的負荷課題における加齢効果の違いの原因としては、課題の与える負担が加齢に伴い大きくなることが考えられた。たとえば、安静時に加齢効果のない心拍や呼吸周波数で精神負荷により年齢と正の相関が出現したり(Fig.5.9c-d)、血圧や一回拍出量で加齢効果が顕著になった。身体的負荷では、加齢による反応性の低下が加齢効果の違いの原因となる。たとえば立位での心拍(Fig.5.9e)、血圧、T波振幅、一回拍出量では、交感神経系の反応性が加齢により低下するため、安静時の加齢効果と逆の傾向が見られた。

身長との相関がある指標の多くは、前述のように年齢の効果の現われであることが多い。年齢の効果ではなく体格の効果が伺えるものとして、一回換気量、分時換気量、一回拍出量、分時拍出量があり、いずれも身長・体重と正の相関があった。

(2) 再現性

同日の実験内での安静条件の再現性を、分散分析を行なって検討した。立位暗算直前の立位安静を含む安静9条件(第一、三セッション開始時の安静および第二セッションの課題直前の安静)を用いた分散分析では、立位による交感神経系賦活を示す条件の主効果が見られた。座位安静8条件のみを対象にした分析でも、条件の主効果は多くの指標にあり、ベースラインとしての安静条件の安定性については問題があることが示された。条件差としては、第一セッション開始時の初期安静での緊張、精神的負荷課題(第二セッションの第2~4条件)直前での緊張、第三セッション開始時の緊張緩和がほぼ共通して示された。

日を変えての繰り返し再現性については、第2章の実験2で、個々の生理指標の個人差の再現性は概ね良好であること、二回目の計測で慣れが生じることが示されている。ここでも、繰り返し実験を行なった20名のデータを用いて各指標ごとに検討した。まず、繰り返し×実験条件の二要因の分散分析を行なった。実験条件については安静条件のみの場合と、初期安静および精神的負荷課題とその直前の安静を含めた場合の二通り行なった。両方の分析で、繰り返しの主効果が見られたのはインピーダンスカードィオグラムで求めた一回拍出量と分時拍出量のみであった。血圧波形から推定した拍出量では繰り返し効果が見られなかったため、インピーダンス法の計測上の問題であると考えられる。その他の指標でも繰り返し効果は見られなかった。また、心拍とT波振幅で交互作用が有意であった。心拍については一回目は初期の安静時に高く徐々に低下するのに対し、二回目は初期から低値であること、精神的負荷課題のうちカラーマッピング、立位暗算で二回目の方が高い値になったためである。T波振幅は、一回

目の初期安静時に小さく時間経過につれ高くなること、二回目は第二セッションの後半、特に立位暗算で低値になるためである。これらの結果から、実験事態への慣れは生じているが、課題負荷への慣れは必ずしも生じていないことがわかる。

一方、個人差の再現性については指標ごと、条件ごとに20名分、個人内の再現性については指標ごと、被験者ごとに全41条件分、一回目と二回目のデータを二次元表示して視察するとともに、単相関係数を求めて検討した。個人差の再現性については、条件にもよるが心拍・血圧とこれらの呼吸性変動成分、T波振幅、呼吸周波数、心拍出量関係で概ね良好で、換気量や各指標のMayer Wave性変動成分ではあまり良くなかった。実験2では呼吸性成分を含む心拍変動と呼吸周波数の個人差の再現性が低かったが、今回のデータでは年齢層を広くとったことから、個人内の変動を上回る個人差が安定して見られたものと考えられる。条件による再現性の違いでは、多くの指標で初期安静の再現性が悪く、実験事態への慣れの個人差が大きいことを示している。しかし、課題前の安静と課題負荷時とは相関係数から見た再現性の程度に一貫した違いは見られなかった。

個人内の再現性は概ね良好で、特に換気量関係と呼吸周波数、平均心拍、心拍と血圧のMayer Wave性変動成分の大きさと良く、三種の血圧値も一部の人を除いて二回の相関は高かった。心拍・血圧の呼吸性変動成分の大きさについてはやや再現性が低く、副交感神経系の状態依存性が伺えた。センサ装着位置などの計測条件が指標値に大きく影響するT波振幅、組織血流量波高、心拍出量については、再現性の良い人と悪い人に分かれた。心拍出量については、分散分析結果同様、血圧波形からの推定値の方が良好な再現性を示した。

課題負荷効果の定量化に際しては、ベースラインからの差や比で評価することが多い。その場合、いつの値をベースラインに設定するかが問題となる。状態の定まらない安静よりも、一定の課題負荷を与えた方が再現性が良いという指摘もある¹⁰³⁾が、今回のデータではそうとも言えず、初期安静はさらに不安定で直前安静も前の負荷効果が残っているなど、いずれも難点がある。ベースラインを用いた評価をすること自体を考え直すべきであると言える。

5.3.4 精神的課題負荷効果に関する知見

精神的課題の負荷効果に関して、分散分析と個人の条件別グラフの視察により検討したところ、多くの指標で従来の知見と同様の多くの被験者に共通の負荷効果が示されるとともに、負荷効果の大きさは課題ごと、指標ごとに特徴があった。

初期の安静と精神的負荷課題(暗算、追跡課題、カラーマッピング、立位暗算)および

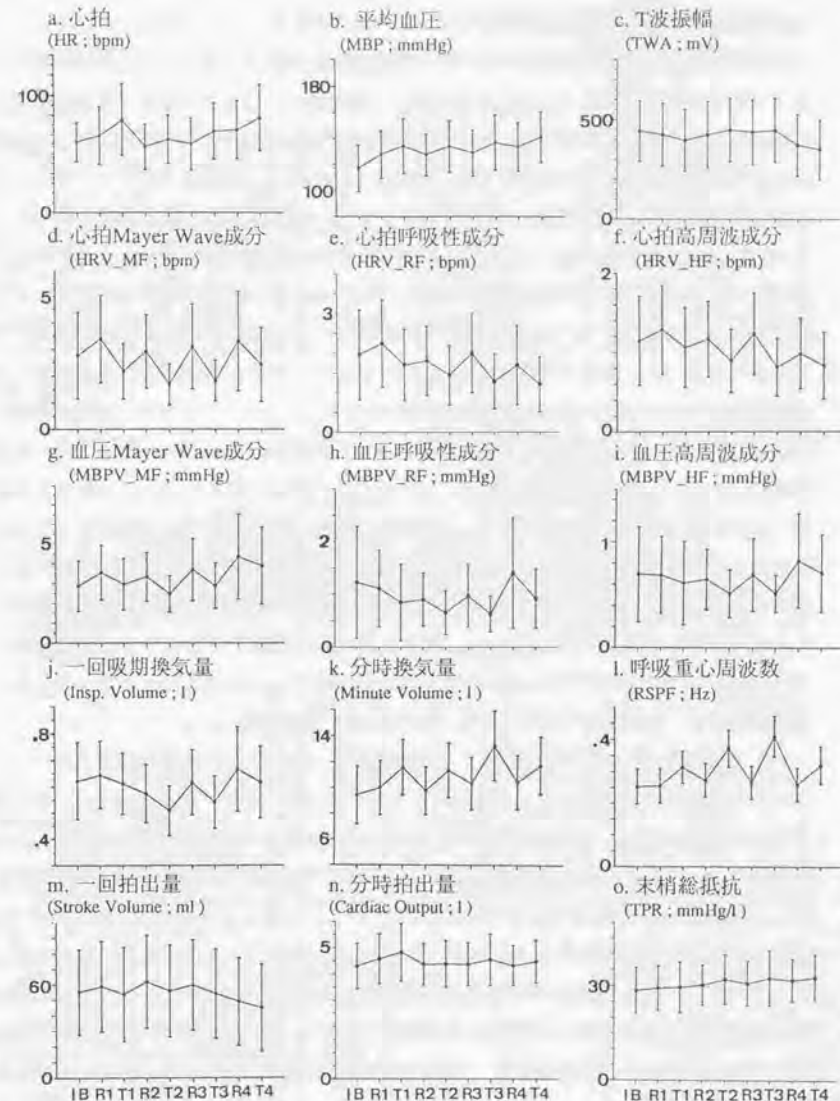
これらの直前の安静条件について分散分析を行ない、課題負荷効果を検討した。全ての指標において、条件の主効果があり、実験条件設定は有効であることを確認した。課題負荷効果は、心臓血管系指標では心拍増加、血圧上昇、T波振幅減少、一回拍出量減少、分時拍出量増加、総末梢抵抗増加、心拍および血圧の呼吸性・Mayer Wave性変動成分の減少として現われた。また、呼吸系指標に関しては、一回換気量減少、分時換気量増加、呼吸周波数上昇が見られた。これらの結果は、従来知見と一致するものである。

指標別の条件別平均値と標準偏差をFig.5.10に示す。ただし、前述のように初期安静での緊張により、初期安静と比較すると有意差のないものや変化方向が逆転するものがあった。直前安静条件との比較では概ね有意差があり、負荷効果方向が反転する指標はなかった。

各指標の負荷効果の特徴から見て、課題は大まかには、注意が内向する暗算と、視覚刺激への注意と運動性の反応を求められるカラーマッチングおよび追跡課題の二つに分けられた。暗算では心拍上昇とT波振幅低下が大きく、交感神経系の賦活を反映していると考えられた。しかし、一回拍出量の減少も見られ、心臓筋交感系の賦活よりも類脈による静脈還流量の減少に起因するものと思われる。心拍の呼吸性変動の低下は、HFではRFほど顕著ではない。これは指標値の定量化の仕方によって呼吸変化の影響が異なることによる。たとえば、呼吸が不規則になるとスペクトルが広帯域に広がり、RFは低下するが、HFはさほど変わらないということが起こる。立位暗算では立位と暗算の効果が相乗する血圧、T波振幅、一回拍出量の変化が大きかった。カラーマッチングと追跡課題では、呼吸の変化、すなわち一回換気量の減少、呼吸周波数上昇が大きく、心拍の呼吸性変動および血圧の呼吸性変動の顕著な低下の原因となっている。これらの二条件の間では、追跡課題で一回換気量の減少が大きく、カラーマッチングで呼吸周波数の上昇が大きいうちの差があった。

立位や精神的課題負荷により血圧のMayer Wave成分が増大する場合があるが、立位ではこれが心拍変動にそのまま反映するのに対し、精神的課題では心拍変動のMayer Wave成分が低下することが多かった。このことから精神的課題では、圧受容体反射のゲイン変化が大きいとえられる。

以上のような平均的な傾向の他に、被験者ごとに、負荷効果の大きい課題や指標の変化に特徴があり、課題への対処の仕方、生理学的メカニズムを検討するのに有用なデータが得られた。



条件 IB: 初期安静(Initial Base) R1: 各課題直前の安静(Running Base)
T1: 座位暗算(Mental Arithmetic, sitting) T2: 追跡課題(Tracking Task)
T3: カラーマッチング(Color Matching) T4: 立位暗算(Mental Arithmetic, standing)

Fig.5.10 代表的な指標の条件ごとの平均値と標準偏差
Fig.5.10 Mean values and SD's of the indices for each conditions

5.3.5 指標間の関係性に関する知見

第2章の実験2で得られた因子分析の結果の普遍性を検討するため、同じ指標の組み合わせで因子分析を行なった。用いた指標は、心拍(HR)、心拍変動呼吸性成分(HRV_RF)、呼吸(重心)周波数(RSPF)の安静時の値と安静時から課題負荷時への変化量、T波振幅(TWA)の変化率の計七つの指標である。対象とした条件は、一回目の第二セッションの深呼吸、座位暗算、追跡課題、カラーマッチング、起立後立位、立位暗算、第三セッションの冷水負荷である。これらのいずれかの条件に計測不備があった人と不整脈が多発した人を除いた68名の被験者を対象とした。68名を一群とした分析に加え、因子構造の安定性を検討するため、被験者を年齢順に交互に振り分けた二群を対象に、因子分析を行なった。68名を対象とした結果をTable 5.4に示す。座位暗算、立位暗算、起立後立位の三条件では、第2章の実験2の四条件(暗算、カラーマッチング、認知的課題、起立後立位)と同じ因子構造が、被験者群によらず安定して得られた。第I因子は、安静時に呼吸が遅く心拍変動呼吸性成分が大きいほど、呼吸上昇に伴う心拍変動呼吸性成分の減少が大きいことを示す因子で、副交感系の反応と考えられる。第II因子は交感系の賦活と考えられる心拍上昇とT波振幅低下の因子、第III因子は安静時の心拍の速さに関する因子である。暗算と立位でこれらの三因子が得られるのは、かなり普遍なことといえる。上記以外の条件では、呼吸上昇や心拍変動呼吸性成分の減少が分離したり、安静時の心拍が遅いほど交感系の賦活が大きいことを示す因子が見られたが、被験者群により因子構造が変化し安定な因子構造とは言えない。

次に、68名の分析の結果について、各被験者の因子得点と年齢の間の関係を調べた。以下に有意な相関の見られたものを記す。カラーマッチング($r=-0.43, p<0.01$)、起立後立位($r=-0.35, p<0.01$)、冷水負荷($r=-0.37, p<0.01$)の第I因子と深呼吸の第III因子($r=-0.44, p<0.01$)では、年齢と負の相関が見られ、加齢により安静時の心拍変動呼吸性変動が低下し、課題による減少(深呼吸では増大)も小さいことを示している。起立後立位の第II因子でも年齢と負の相関が見られ($r=-0.38, p<0.01$)、加齢による交感系の反応性低下を示している。これらの加齢効果は身体的課題負荷では顕著に見られるが、精神的課題負荷では逆に高齢になるほど課題による負担が大きくなる傾向があり、身体的な加齢効果が打ち消される。この結果は、5.3.3(1)の単独の指標をもちいた分析結果の解釈を裏づけるものである。

Table 5.4 七種類の課題と直前の安静条件のペアに対する因子分析結果 (N=68)

Table 5.4 Results of factor analysis for seven pairs of rest and task conditions (N=68)

(a) 深呼吸

Index	Factor	I	II	III	Communality
Base	HR	-.11	-.58	.31	.44
	HRV_RF	.65	.11	.55	.74
	RSPF	-.95	-.01	.18	.94
Change	HR	.04	.81	-.13	.67
	HRV_RF	-.25	-.21	.80	.75
	RSPF	.95	.01	-.18	.94
	TWA	-.06	-.82	-.10	.68
Cumulative % of eigenvalues		.33	.58	.74	

(b) 座位暗算

Index	Factor	I	II	III	Communality
Base	HR	-.01	.14	.96	.94
	HRV_RF	.78	.08	-.25	.68
	RSPF	-.81	-.12	.12	.69
Change	HR	.17	.91	.13	.87
	HRV_RF	-.78	-.25	.14	.69
	RSPF	.71	.05	.23	.56
	TWA	-.14	-.92	-.05	.86
Cumulative % of eigenvalues		.35	.60	.75	

(c) 追跡課題

Index	Factor	I	II	III	Communality
Base	HR	-.09	.03	.89	.80
	HRV_RF	.74	.06	-.33	.66
	RSPF	-.52	.49	-.17	.54
Change	HR	.60	-.15	-.13	.40
	HRV_RF	-.85	-.23	-.14	.80
	RSPF	.60	.40	.38	.67
	TWA	-.10	.86	-.07	.75
Cumulative % of eigenvalues		.33	.50	.66	

(d) カラーマッチング

Index	Factor	I	II	III	Communality
Base	HR	-.17	.28	.68	.58
	HRV_RF	.92	.06	-.05	.86
	RSPF	-.17	-.82	.21	.75
Change	HR	.15	-.20	.66	.50
	HRV_RF	-.84	-.25	-.19	.81
	RSPF	.09	.80	.20	.70
	TWA	-.36	.00	-.45	.33
Cumulative % of eigenvalues		.25	.47	.64	

(e) 起立後立位

Index	Factor	I	II	III	Communality
Base	HR	-.07	.11	.95	.93
	HRV_RF	.79	.10	.03	.63
	RSPF	-.58	.49	-.16	.61
Change	HR	-.01	.89	-.02	.79
	HRV_RF	-.79	-.21	.27	.74
	RSPF	.60	-.33	-.03	.48
	TWA	-.03	-.86	-.19	.78
Cumulative % of eigenvalues		.28	.56	.70	

(f) 立位暗算

Index	Factor	I	II	III	Communality
Base	HR	-.02	.08	.96	.93
	HRV_RF	.81	.17	-.14	.71
	RSPF	-.81	-.03	.16	.68
Change	HR	.12	.89	.15	.83
	HRV_RF	-.84	-.09	-.19	.75
	RSPF	.57	.15	.33	.46
	TWA	.00	-.90	.07	.82
Cumulative % of eigenvalues		.34	.58	.74	

(g) 冷水負荷

Index	Factor	I	II	III	Communality
Base	HR	-.22	-.72	-.02	.56
	HRV_RF	.92	-.02	.00	.85
	RSPF	-.43	-.10	-.73	.74
Change	HR	-.05	.74	.08	.55
	HRV_RF	-.87	.01	-.09	.76
	RSPF	-.14	.01	.91	.85
	TWA	.13	-.80	.00	.66
Cumulative % of eigenvalues		.27	.51	.71	

5.3.6 身体的課題負荷効果に関する知見

(1) 一定呼吸条件

一定呼吸条件においては、心拍と収縮期血圧、平均血圧の呼吸性変動成分(HRV_RF, SBPV_RF, MBPV_RF)は、呼吸周波数が高くなるほど小さくなり、予備的実験の結果⁹⁷⁾およびHirsch, J.A.らの知見²¹⁾と同様、8cpm以上では両対数グラフ上で良好な直線性が示された。Selman, A.ら⁴⁶⁾の示した“M字型”の特性は見られなかった。拡張期血圧変動(DBPV_RF)の呼吸性成分については速い呼吸帯域で呼吸周波数依存性がなくなる。統制しなかった換気量(RSPV_RF)についても呼吸が速いほど換気量が小さいという呼吸周波数依存性が見られた(Fig.5.11)。なお、SBPV_RFとMBPV_RFの特性は類似しているため、以下の検討はモデルとの比較を考え、MBPV_RFを中心に挙げる。

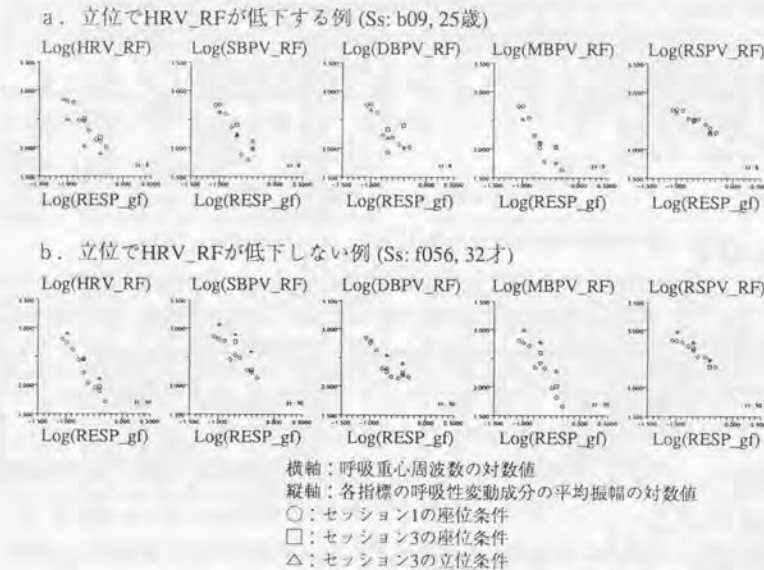


Fig.5.11 各指標の呼吸性変動成分の呼吸周波数依存性

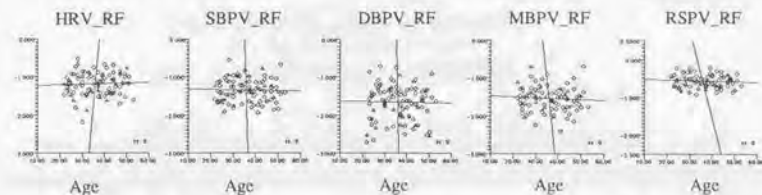
Fig.5.11 Log magnitude of the respiratory component of indices and respiration volume vs. log frequency of respiratory frequency

また、各指標とも呼吸周波数帯域での換気量曲線との相関係数は概ね0.8以上であったが、Mayer Wave 成分(MF)の増加に伴い低下が見られた。また、位相の呼吸周波数依存性については、HRV_RFは個人差が大きく一般的な傾向が得られなかった。MBPV_RFに関しては呼吸周波数の上昇に伴い、位相遅れが大きくなる傾向が見られ、

一般的には6cpmのときに0(換気量最大のときに血圧値が最大)、20~30cpmの間で π (換気量最大のときに血圧値が最小)となる。これらに関しては、モデルを用いた検討のところで再びとりあげる(5.4.1参照)。

各指標ごとに呼吸周波数依存性の度合を、両対数グラフ上の直線部分の回帰直線の係数として求め、変動成分の大きさの比較のため、回帰直線上の15cpmでのRFの値を求めた。さらに、傾き、大きさともに換気量による規格化も試みた。HRV_RFの回帰直線の係数は-2.2~-0.5, MBPV_RF-1.9~-0.5, RSPV_RFは-0.9~-0.4であり、HRVについてはHirsch, J.A.らの結果と同等の値が得られた。換気量との線形性を仮定して、換気量で除して規格化すると、HRV_RFの傾きは-1.7~-0.2, MBPV_RFは-1.6~-0.0となり当然のことながらRSPV_RFの呼吸周波数依存性はなくなる。これらのパラメータについて、年齢の影響を検討したところ、従来より報告されているように⁴²⁾ HRV_RFの大きさが加齢に伴って小さくなる傾向($r=-0.5$, $p<0.01$)が見られたが、他の指標や傾きについては年齢依存性は見られなかった(Fig.5.12)。この結果は規格化した指標についても同様であった。また、繰り返し実験による再現性を相関係数で評価したところ、HRV_RFの大きさが最も良く($r=0.8$)、次いで各指標の傾きとRSPVの大きさ($r=0.5\sim0.6$)、そしてMBPV_RFの傾き(0.3~0.4)の順であった。

a. 呼吸周波数依存性(両対数表示したときの回帰直線の傾き)と年齢との関係性



b. 呼吸性変動成分の大きさ(回帰直線上の15cpmの値)と年齢との関係性

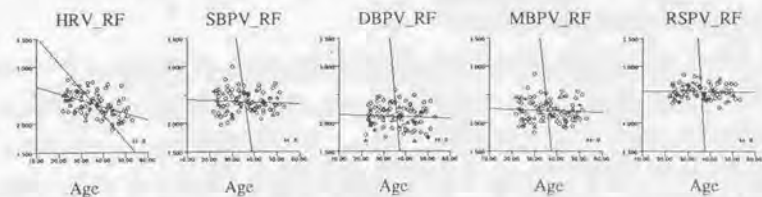


Fig.5.12 各指標の呼吸性変動成分の大きさと、呼吸周波数依存性の年齢との関係性

Fig.5.12 Age effects on the magnitude of respiratory component of indices and their frequency dependent decay

従来より立位により心拍変動の呼吸性成分が減少すること、およびその傾向が加齢により見られなくなることが示されており⁴²⁾、立位課題負荷の因子分析(5.3.5)でもこれを反映した結果が得られている。一定呼吸条件では、Fig.5.10aに一例を示したような立位による心拍RFの減少が明らかに見られたのは80名中15名のみであり、このうち10名が35歳以下であった。換気量の変化については、呼吸の深さを変化させる実験条件を実施した10名中5名に、換気量が大きくなると心拍の呼吸性変動が大きくなる単調関係が見られ、うち2名はきれいな線形関係を示した(Fig.5.13)が、他の被験者では、十分な換気量の変化が得られなかったり、状態変化が大きかったりしてきれいな結果は得られず、過去に我々の行った深さも統制した一定呼吸条件実験で良好な周波数特性が得られなかった⁹⁾こともあり、呼吸の深さと速さの両方を統制する実験はやはり無理があるのではないかと考えられる。

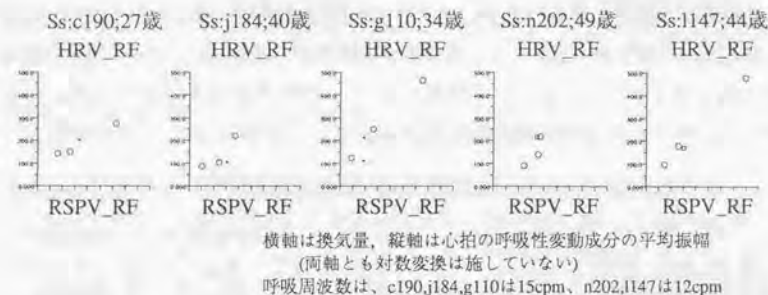


Fig.5.13 心拍の呼吸性変動成分の換気量依存性(単調増加関係を示した5例)

Fig.5.13 Respiratory volume effects on the respiratory component of heart rate variability

(2) その他の身体的課題負荷効果

息こらえ、バルサルバ、起立の身体負荷条件に関しては、モデルのふるまいとの比較を考え、心拍と平均血圧、一回拍出量について、時系列変化パターンを検討した。個人のデータをグラフ化して視察するとともに、集合平均波形(grand mean)を求めて典型的パターンについて考察した。集合平均波形は、息こらえ条件については5~85sec、他の条件については10~170secのデータを用い、被験者ごとに最大値、最小値で規格化したものを加算平均して求めた。また、アーティファクトがあったり、被験者が指示に従わなかった場合などを除いたので、条件ごとに加算した被験者数は異なる。以下

に条件ごとに集合平均波形(典型パターン)と個人のデータの代表例を二例ずつ示す。

息こらえについては、吸って止める場合、一過性に心拍が上昇、少し遅れて平均血圧も上昇し、数sec後心拍低下、血圧低下が起こる(Fig.5.14)。息を止めている間、心拍が低値を持続する人(Fig.5.14b)と、安静レベルに復帰する人(Fig.5.14c)がある。吐いて止めた場合は、吸って止めたときほど顕著な反応は得られない。一回拍出量の変化は小さかった。

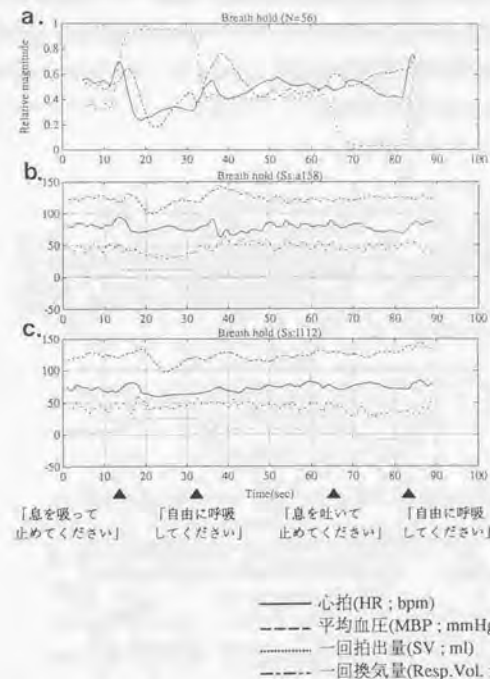


Fig.5.14 息こらえ条件の典型パターン(a)と個人例(b, c)

Fig.5.14 Typical patterns during breath hold (a) and two individual cases (b, c)

バルサルバ条件では、反応性にかなりの個人差がある。指示では88sec目に息を吹って、90sec目に息吹き込み開始、吹き込み圧を40mmHgに維持、107sec目に解除を指示している。反応性の違いは、これらの指示、特に吹き込みや解除のタイミング、圧の維

持の守られ方にもよると考えられる。明らかにタイミングがずれたものや圧の維持ができていなかったと判定されたものは、平均加算対象から除いた。典型的パターンとしては、息の吸い込みに伴う心拍の上昇、吹き込み初期に血圧の上昇と心拍の低下がほぼ同時に起こり、第2期(吹き込み圧の維持中)の初期に、血圧低下と心拍上昇が起こり、圧を維持している間、心拍は上昇を続け、血圧は10sec目以降に上昇する。この間の反応が途中で基線方向に復帰する被験者があり、吹き込み努力が足りないと考えられる。第3期(強制呼気解除)に急激な一過性の血圧低下と心拍上昇、第4期には大きな血圧上昇と心拍低下が見られた。これらは概ね文献的知見^{104,105)}と合致している。第2期途中からの血圧上昇が大きく見られるのは、指での計測の特徴かもしれない¹⁰⁶⁾。一回拍出量は、吹き込み中、徐々に低下し、解除と共に上昇、オーバーシュートの後、ゆっくりと復帰する(Fig.5.15)。

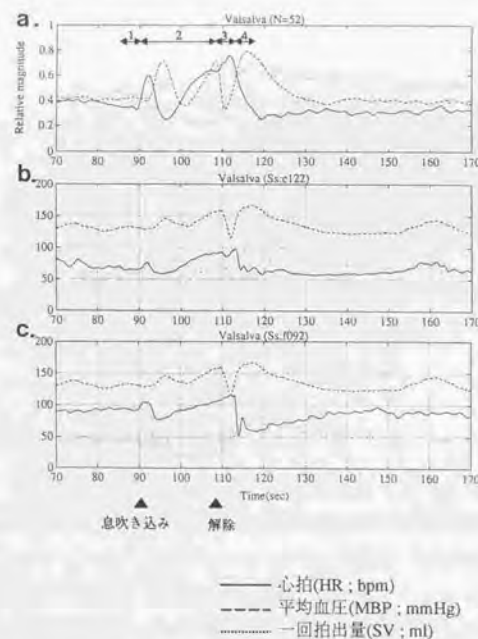


Fig.5.15 バルサルバ条件の典型パターン(a)と個人例 (b, c)

Fig.5.15 Typical patterns during Valsalva maneuver (a) and two individual cases (b, c)

起立課題では、起立のすばやさが個人によって異なること、血圧計測を行っている指の高さを心臓の高さに維持する努力が被験者に委ねられていること、一回拍出量は起立に伴うアーティファクト混入が多いという問題点があるが、典型的パターンとしては、概ね文献に示されている変化パターン^{104,105)}と同様のものが得られている(Fig.5.16)。つまり、心拍は起立約10sec後に最大となり、その後減少して約20sec目で最低となり、また上昇して立位中はやや高めを保つ。血圧も一旦低下し、約10sec目で最小となるが心拍上昇で補償される。従来知見⁴²⁾にあるように、立位時に血圧のMayer Wave成分が増大し、これに伴い、心拍変動のMayer Wave成分も増大する例が見られた(Fig.5.16b)。なお、心拍の典型パターンでは、上昇時に二峰性になっており、心拍を上昇させる複数のメカニズムの存在(たとえば見込み制御¹⁰⁷⁾のようなもの)が伺えるが、個人データでは明らかではなく、被験者間の反応潜時のずれによるものかもしれない。

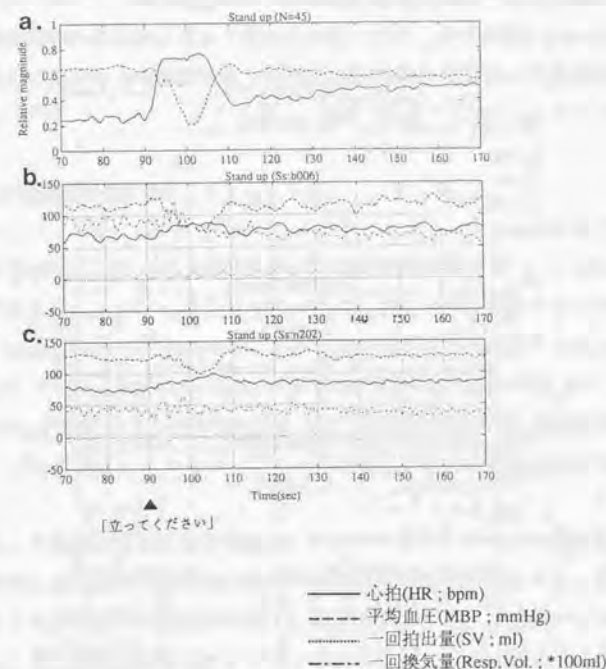


Fig.5.16 起立条件の典型パターン(a)と個人例 (b, c)

Fig.5.16 Typical patterns during standing up task (a) and two individual cases (b, c)

冷水負荷では、平均加算にあたり、浸水期間(90~150sec目までの60sec間)の途中で、がまんできず手を出してしまった人(2名)のデータを除いた。浸水直後の心拍、血圧の一過性の上昇の後、ゆっくりした血圧上昇と一回拍出量の減少が見られ、手を出した後、比較的速く回復する(Fig.5.17)。血圧が浸水後30sec以内に最大値に達するとしている¹⁰⁸⁾文献と、浸水中は上昇し続けるとしているもの¹⁰⁹⁾があるが、今回のデータでは後者のパターンが多かった。指での血圧計測については、末梢血管の収縮により正しい計測ができなくなるという問題が指摘され¹⁰⁴⁾、また、指の血圧は回復期の戻りが悪く上腕の値を越えるという報告もある¹¹⁰⁾。しかし、今回の実験では概ね計測状況は良好で、回復期もすみやかな回復が見られている。心拍は集合平均波形では一旦低下した後、徐々に上昇するが、個人のパターンではさほど明らかな人はいない。文献でも冷水負荷による心拍低下と上昇の両方が報告されており、浸水部位による違いが論じられている¹¹¹⁾が、浸水方法(被験者が能動的に浸水するか、実験者がアイスパックのようなものを接触させるか)や、計測タイミング(時系列パターンを見ていないものが多い)が問題であると思われる。また、浸水直前と手を出した直後の呼吸の乱れ(大きな一過性の呼吸の混入や呼吸停止)が多くみられ、これも影響すると考えられる。

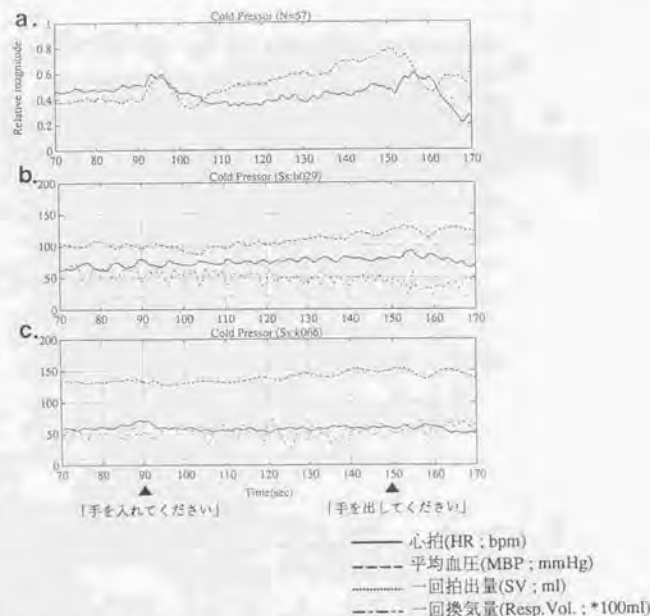


Fig.5.17 冷水負荷条件の典型パターン(a)と個人例(b,c)

Fig.5.17 Typical patterns during cold pressor test (a) and two individual cases (b, c)

5.4 モデルの検討

5.4.1 Lモデルの基本的性質

(1) インプリメントとシミュレーションの方法

モデルのインプリメントとシミュレーションはワークステーション(DecStation 5000/200)上で、汎用のシミュレーションツール(MATLAB+SIMULAB, MATHWORKS社製)を用いて実施した。数値積分は五次のRunge-Kutta法で行ない、時間刻みはまず可変にして実行して得られた最小の時間刻みと系の時定数を考慮して0.05secに決定した。

Lモデルのインプリメントに際し、各要素の表現とパラメータ値は文献に記載されているものはそれを採用し、記述があいまいなものは適宜補った。特に呼吸入力部分は本文中の式と図で記述が異なっているが、検討の結果、図の記述の方が適切であると判断されたのでこれを採用した。もともとのLuczakのモデルでは、身体的負荷(たとえばエルゴメータなどによる一定の負荷)による一回拍出量の変化に関する記述があるが、ここで用いるLモデルでは割愛した。血圧の変化の一回拍出量へのフィードバックが記述されていないので、一回拍出量は一定値とし、パラメータで設定する。インプリメントしたブロック図はFig.5.2に示したとおりである。これを用いて身体的負荷と精神的負荷を想定したシミュレーションを実施し、実験的知見と定性的な比較を行なった。

(2) Mayer Wave成分(MF)発現のシミュレーション

すでに述べたように1975年のLuczakのモデル⁹²⁾では血圧の約10sec周期の変動成分(Mayer Wave成分)は血圧制御系の発振としてシミュレートされており、この後、中樞にもオシレータをもつモデル⁹³⁾も提出されているが、ここでは前者のモデルを用いている。従って、Mayer Wave成分の大きさは、系の安定性(発振するかどうか)により決まり、これを決定するパラメータとしては、二つのフィードバックゲイン(k_3, k_7)、各要素の設定値(Pm_0, SV_0, PR_0)、および精神的負荷による心臓交感神経活動、副交感神経活動の変化分($\Delta F_s, \Delta F_v$)がある。これらのパラメータの変化で発振の有無が変わることを確認した。

呼吸入力なしで各要素の設定値を固定し、フィードバックゲインの組合せを変えたときの発振領域と心拍(HR)と平均血圧(MBP)の波形例を(Fig.5.18)に示す。発振領域の境界から遠くなるほど振動の振幅が大きく、周期が短くなる。また、フィードバックゲインを固定して、各要素の設定値を変化させると、四つのパラメータについてそれぞれに発振範囲があり小さすぎても大きすぎても発振しなくなることが確認された。心臓自律神経活動の変化に関しても同様である。フィードバックゲインを固定(Fig.5.18の⑤)して、 $\Delta F_s, \Delta F_v$ の組合せを変えたときの発振領域と波形例を(Fig.5.19)に示す。当

然のことながら、 ΔF_s が大きく ΔF_v が小さいほど心拍、平均血圧ともに上昇が大きい。

以下のシミュレーションでは、個人差を模擬するものとして、これらのパラメータのうち、二つのフィードバックゲイン(k_3, k_7)を変化させて検討する。

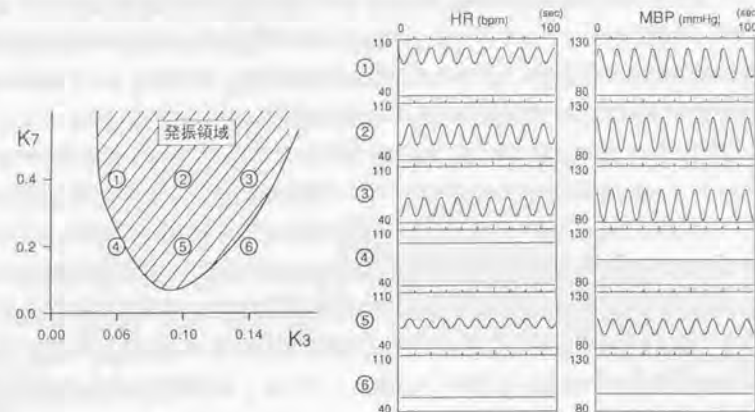


Fig.5.18 フィードバックゲインを変化させたときの発振領域と心拍、平均血圧の波形例
($P_{m0}=100\text{mmHg}$, $SV_0=0.07\text{l}$, $PR_0=19\text{mmHg/l}$, $\Delta F_s=0$, $\Delta F_v=0$)

Fig.5.18 Region where oscillation appears in the space of two feedback gains and examples of oscillations in simulated heart rate and mean blood pressure

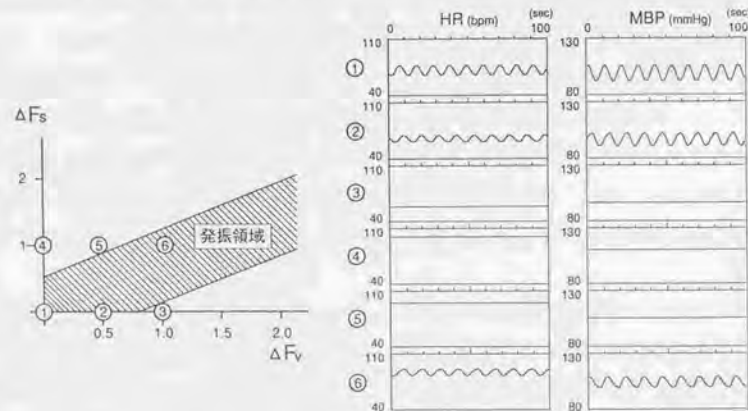


Fig.5.19 $\Delta F_s, \Delta F_v$ を変化させたときの発振領域と心拍、平均血圧の波形例
($P_{m0}=100\text{mmHg}$, $SV_0=0.07\text{l}$, $PR_0=19\text{mmHg/l}$, $k_3=0.1$, $k_7=0.2$)

Fig.5.19 Region where oscillation appears in the space of two parameters($\Delta F_s, \Delta F_v$) and examples of oscillations in simulated heart rate and mean blood pressure

(3) 身体的負荷のシミュレーション

身体的負荷のシミュレーションとしては、一定呼吸、息こらえ、バルサルバ、起立、冷水負荷について実施した。それぞれの条件に合わせて呼吸を模擬した入力に加え、生理学的メカニズムを考慮してパラメータを変化させた。

(a) 一定呼吸条件

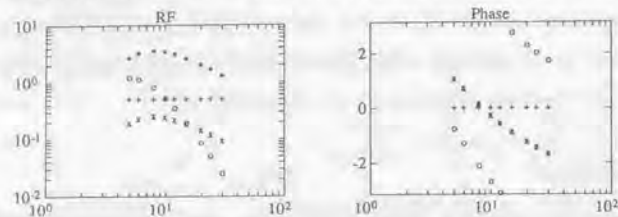
一定呼吸条件では呼吸入力を正弦波で代用し、その振幅と周波数を変化させたときの心拍と平均血圧データの呼吸性変動成分(HRV_RF, MBPV_RF)の変化を検討した。HRV_RF, MBPV_RFともに呼吸周波数依存性があり、両対数変換すると8cpm以上では直線関係にあるという実験的知見と一致した(Fig.5.20a,b)。傾きはHRV_RFは、 $-0.9 \sim -0.8$ で実験結果の平均的値と一致したが、MBPV_RFは $-3.0 \sim -2.6$ となり急峻すぎる。シミュレーションでは換気量一定だが、実験データでは呼吸周波数上昇に伴い小さくなることを考慮すると、MBPV_RFの結果はさらに合わない。

変動の大きさは、HRV_RFでは1~10bpm程度の値を取り実験データと同等である。血圧の呼吸性変動は約3%(100mmHgとすると3mmHg)と言われており¹⁰⁰⁾、今回の実験データでもほぼ同等の値をとっているが、シミュレーション結果では若干小さすぎた。フィードバックゲインのうち k_7 は発振の有無には関係するが、周波数特性には影響しない。 k_3 が大きくなると、MBPV_RF, HRV_RFともに大きくなるが、周波数特性の傾きにはさほど影響しない。

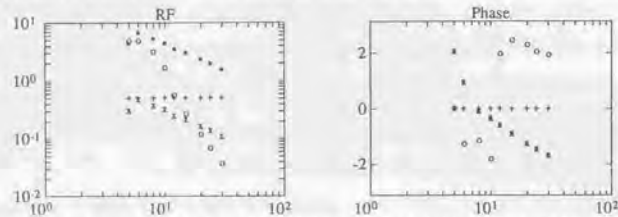
呼吸に対する位相は、HRV_RFでは呼吸周波数上昇に伴い $+1/2\pi$ から $-1/2\pi$ まで単調に変化し(Fig.5.20)、Angelone, A.ら⁸⁵⁾の実験データとは一致するが、5.3.6の実験の結果とは異なる。この原因は、瞬時心拍を連続値に変換するときの手法にあると考えられる。心臓リズムの発現にIPFM(Integral Pulse Frequency Modulator)モデルを想定するとinstantaneousモード(i拍目とi+1拍目の間のRR間隔データをi拍目の時間に生じたものとする)で補間した方が良い⁸⁶⁾とされている。これまでの解析でもinstantaneousモードを採用したが、多くの研究(特にH/Wで処理している場合)では、delayedモード(i拍目とi+1拍目の間のRR間隔データをi+1拍目の時間に生じたものとする)で行なっている。そこで、delayedモードで解析し直したところ、今回の実験データもすべての被験者で呼吸周波数の上昇に伴い位相遅れが増加するという結果になり、変化範囲もモデル結果と同等になった。MBPV_RFの呼吸に対する位相は0近くから、 $-3/2\pi$ (図では $-\pi$ を越えると 2π を加えた値で表示している)まで変化し(Fig.5.20)、実験データとはほぼ一致した。

呼吸振幅については、血圧に与える影響の大きさを評価し、10~50mmHgの間で変化させたところ、呼吸振幅とHRV_RF, MBPV_RFの平均振幅の間に線形関係が確認された。

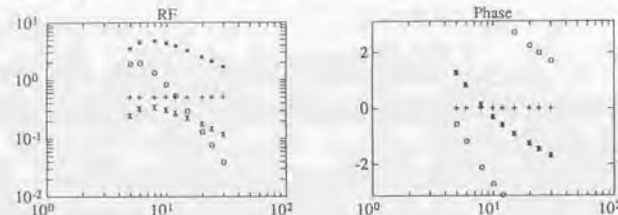
a) $k_3=0.06, k_7=0.1$ のとき；回帰直線の傾きは心拍：-0.93, 血圧：-2.85



b) $k_3=0.1, k_7=0.1$ のとき；回帰直線の傾きは心拍：-0.89, 血圧：-2.97



c) $k_3=0.1, k_7=0.14$ のとき；回帰直線の傾きは心拍：-0.92, 血圧：-2.83



左欄：呼吸性成分の大きさ(対数変換した値)

+呼吸(l), *心拍(HR; bpm), ○平均血圧(MBP; mmHg), x分時拍出量(CO; l)

右欄：呼吸性成分の呼吸に対する位相(単位radian) マークは左欄に同じ

Fig.5.20 一定呼吸のシミュレーション結果

Fig.5.20 Results of simulated controlled respiration

(b) その他の身体的負荷

息こらえについては、模擬の呼吸波形を入力することにより、実験結果(Fig.5.14)に近い時系列変化パターンが得られ(Fig.5.21)、吸って止めている間に低下した心拍が復帰するかどうかはフィードバックパラメータの組合せによることがわかった。

バルサルバ条件では、呼吸を模擬した波形を入力し、これに加え、静脈還流量の変化による一回拍出量の変化メカニズムを導入した。用いているモデルでは静脈還流量

に関する記述が含まれていないので、上述のようにパラメータで与えている一回拍出量の時系列変化パターンを入力として加えた(Fig.5.22a)。静脈還流量は息吹き込みでの胸腔内圧上昇により減少し、解除後、急激に増加した後もとのレベルに復帰する¹⁰⁴⁾と想定し、この変化パターンがそのまま一回拍出量に現われると考えた。この変化パターンは実験でも同等のものが得られており(Fig.5.15)、妥当なものと思われる。得られた心拍・平均血圧の反応とも従来知見に一致した¹⁰⁴⁾。ただし、実験データに見られた第2期(息吹き込み維持中)後半の大きな血圧上昇は見られなかった。

起立条件では、起立に伴い下肢に血液が移行することにより、静脈還流量が減少しこれに伴って一回拍出量の低下、血圧の低下が起こり、二種のフィードバック制御メカニズムが働き、つまり心拍上昇と血管収縮が起こって血圧がもとに戻るとされている¹⁰⁵⁾。バルサルバと同様、想定した一回拍出量の時系列パターン(Fig.5.23a)を入力して、シミュレーションを行なった。呼吸は周波数、振幅とも一定とした。一過性の心拍上昇、血圧低下は概ね、模擬できた。また、フィードバックゲインの組合せによって、立位時にMayer Wave成分が出現する場合(b,e)と逆に消失する場合(c,f,g)が見られ、実験データの個人差が説明できた。ただし、入力した一回拍出量の変化パターンは実験データと異なっており、この妥当性についての検討課題が残った。また、能動的な起立では、受動的なHeadup Tiltと異なり、初期の副交感神経介在性の心拍上昇が大きいこと¹⁰⁶⁾、交感系の見込み制御¹⁰⁷⁾があることが指摘されている。ここではこれらのメカニズムについては考えていない。

冷水負荷では、血管運動神経が緊張して末梢血管が収縮し、総末梢抵抗が上昇することにより、血圧上昇を起こし、フィードバック制御により心拍低下が起こるというメカニズムを想定した。シミュレーションでは総末梢抵抗がゆっくりと50%上昇し負荷終了後は比較的速く低下するという時系列パターン(Fig.5.24a)を作成して入力した。なお、実験データでは一過性の呼吸変化が多く見られたが、ここでは呼吸を一定にしている。心拍、血圧の変化とも実験データと類似の変化パターンが得られているが、起立同様、仮定した総末梢抵抗変化の妥当性を検討する必要がある。また、一部の被験者では心拍も負荷中に上昇する傾向が見られている。冷水負荷は身体的負荷だけでなく、精神的負荷を与えていると考えられ、これによる心臓交感系・副交感系の関与、また能動的な浸水時の運動による効果もあると考えられる。

以上のように、身体的負荷を想定したシミュレーションでは、まだ若干の検討の余地はあるものの、概ね実験データと同様のふるまいを示していると言える。

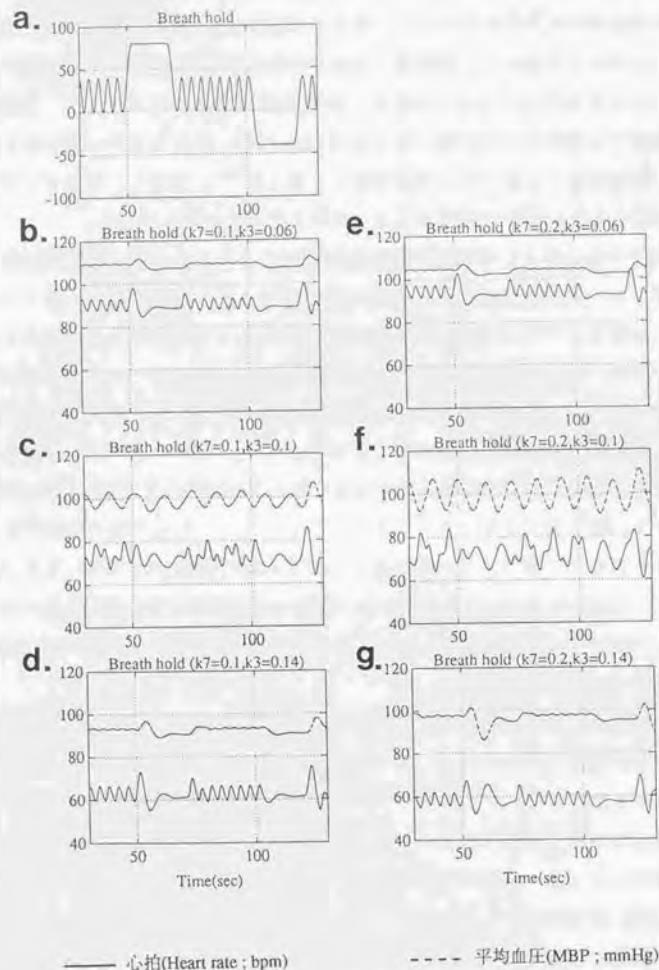


Fig.5.21 息こらえのシミュレーション

a. 呼吸波形の模擬入力, b - g: k_3, k_7 の組合せを変えたシミュレーション結果

Fig.5.21 Simulation of breath hold

a. Simulated respiration, b - g: Results of simulation for various sets of k_3 and k_7

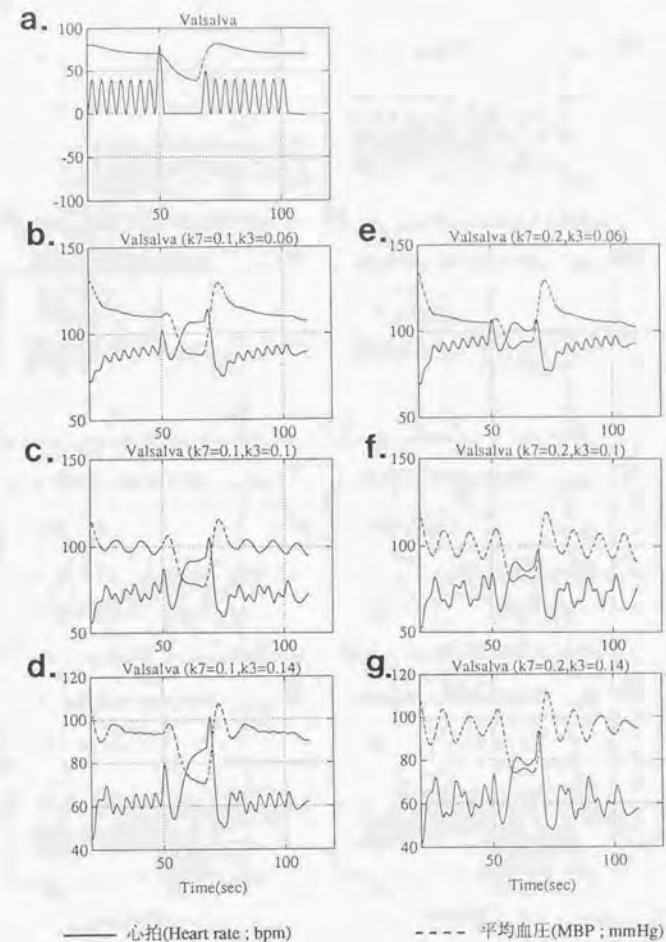


Fig.5.22 バルサルバのシミュレーション

a. 呼吸と一回拍出量の模擬入力,

b - g: k_3, k_7 の組合せを変えたシミュレーション結果

Fig.5.22 Simulation of Valsalva

a. Simulated respiration and stroke volume

b - g: Results of simulation for various sets of k_3 and k_7

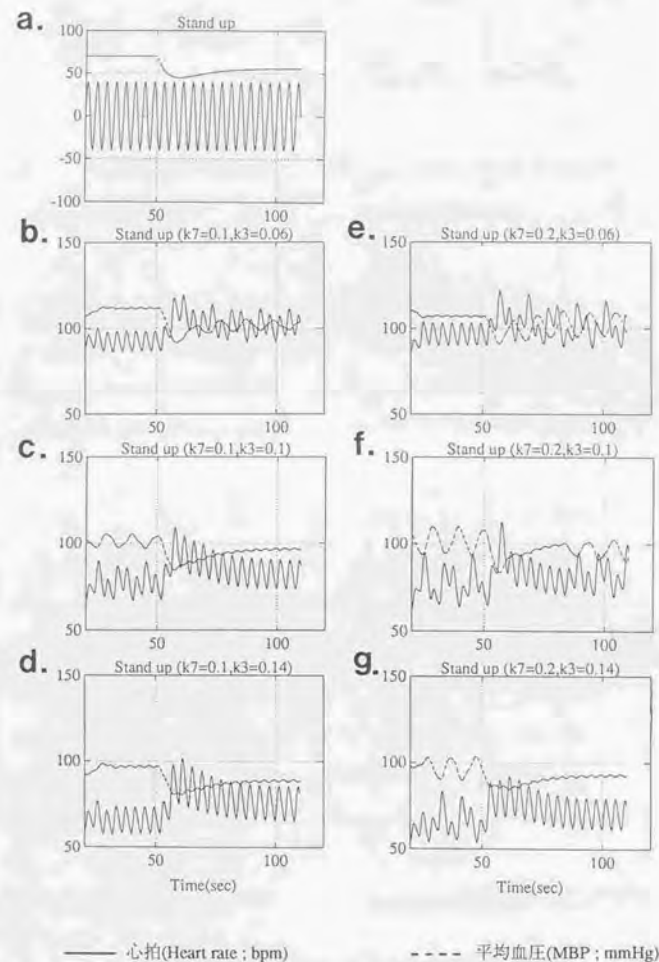


Fig.5.23 起立のシミュレーション

a. 呼吸波形の模擬入力, b - g: k_3, k_7 の組合せを変えたシミュレーション結果

Fig.5.23 Simulation of standing up

a. Simulated respiration, b - g: Results of simulation for various sets of k_3 and k_7

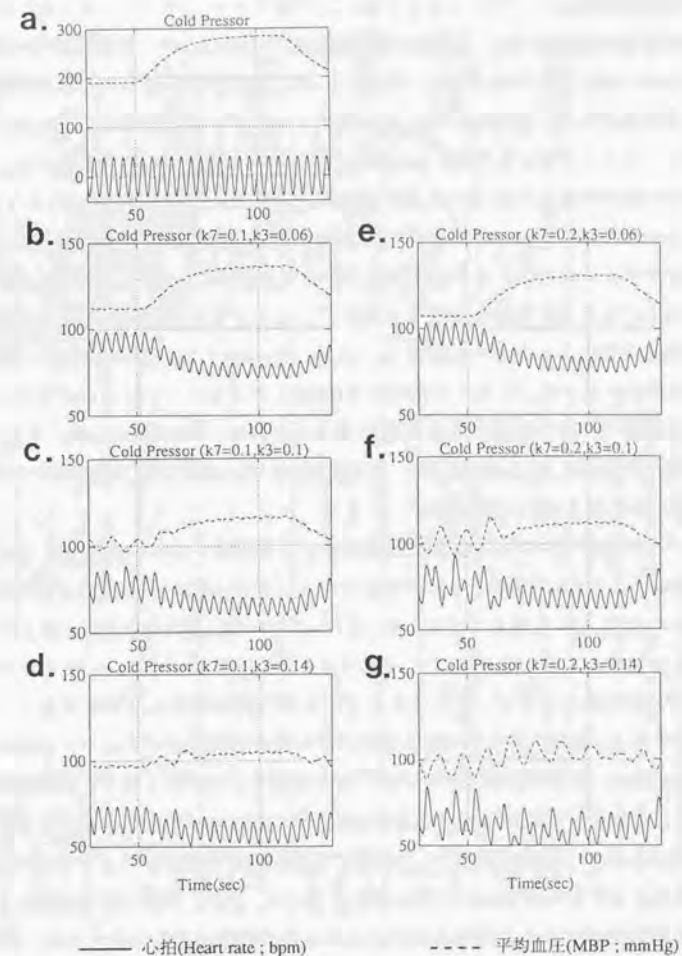


Fig.5.24 冷水負荷のシミュレーション

a. 呼吸と一回拍出量の模擬入力,

b - g: k_3, k_7 の組合せを変えたシミュレーション結果

Fig.5.24 Simulation of Cold pressor test

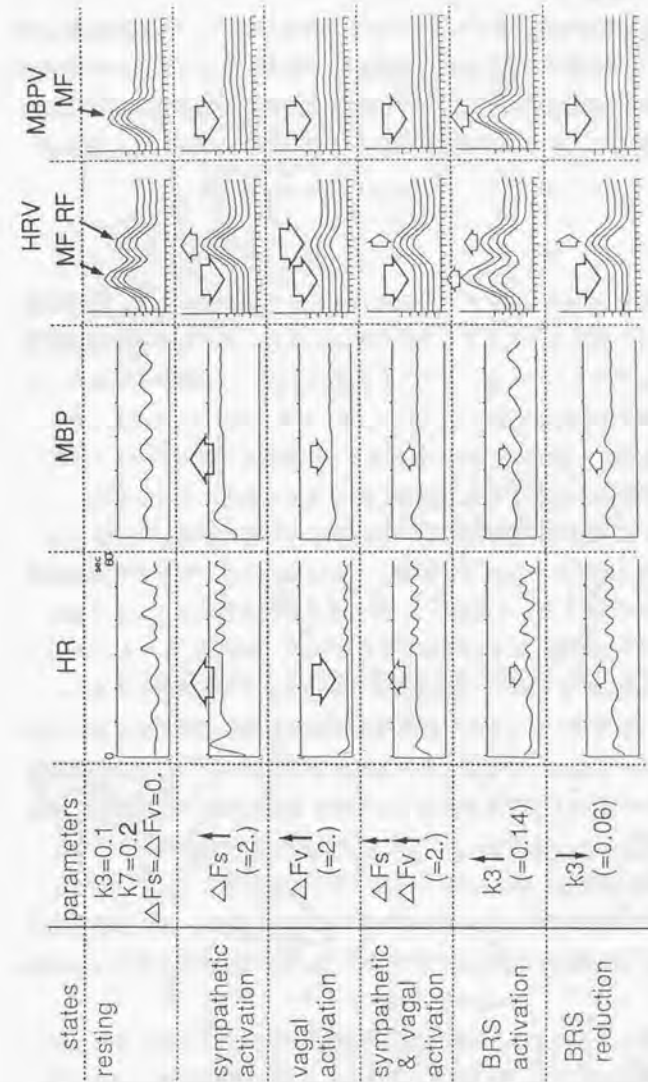
a. Simulated respiration and total peripheral resistance

b - g: Results of simulation for various sets of k_3 and k_7

(4) 精神的負荷に関する検討

精神的負荷のシミュレーションとしては、二つのフィードバックゲイン(k_3, k_7)、心臓交感神経活動の賦活(ΔF_s)、心臓副交感神経活動の変化(ΔF_v)、呼吸の変化を取り上げ、これらのパラメータの組合せについて、心拍と血圧の平均値ならびに変動性の大きさの変化を検討した。具体的には、二つのフィードバックゲインについては、身体的負荷のシミュレーションと同様、 $k_3=0.06, 0.1, 0.14, k_7=0.1, 0.2$ の六種類とし、 ΔF_s は負荷のない時を想定した0.0と、負荷による賦活の度合を二種類想定した1.0, 2.0の計三通り、 ΔF_v は精神負荷により活動低下する場合と交感神経活動の賦活に拮抗して賦活する場合が考えられることから、無負荷も併せて-1.0, 0.0, 2.0の三通りとした。呼吸は再三述べているように複雑な変化をするが、ここでは最も単純に負荷により周波数上昇と振幅低下が起こることのみ想定し、12cpm 20mmHgと24cpm 15mmHgの二種の正弦波状一定呼吸を用いた。これらの組合せで108通りの場合についてそれぞれシミュレーションを実施し、定常状態での各指標値(平均心拍(HR)、平均血圧(MBP)、心拍・平均血圧の呼吸性変動(HR_RF, MBPV_RF)、同じくMayer Wave成分(HR_MF, MBPV_MF))を求めた。結果の一例をFig.5.25に示す。

パラメータの組合せによる各指標の変化パターンの概要を次にまとめる。まず、当然のことながら、HRとMBPは、 ΔF_s が大きいほど、また ΔF_v が小さいほど高くなる。ここで用いた $\Delta F_s, \Delta F_v$ の組合せでは、(0,-1)(1,1)(2,1)(0,0)(1,0)(2,0)(0,1)(1,1)(2,1)の順にHR, MBPともに高くなる。また、フィードバックゲインについては、 k_3 を小さくするとHR, MBPともに高くなるが、 k_7 を大きくするとHR, MBPは高いときには低く、低いときには高くなる。HRの上昇とMBPの上昇のどちらが顕著かはパラメータの組合せによる。HRV_RFは、 ΔF_s の影響は小さいが、 ΔF_v が大きいと小さくなり、 k_7 が小さいと小さくなる。これは「一般的な副交感系の活動低下でHRV_RFが小さくなる」という記述には問題があり、「副交感系を介した圧受容体反射のゲインが小さくなるとHRV_RFが小さくなる」とするべきであることを示唆している。また、HRV_RFは k_3 が大きいと小さくなるが他のパラメータの組合せによってはその影響は見られなくなる。MBPV_MFはパラメータの組合せによって発振が起こるかどうかが決まり変化は複雑である。HRV_MFはMBPV_MFの発現に依存する。呼吸が速く小さくなるとHRV_RF, MBPV_RFが小さくなるのは当然であり、HR, MBPにはほとんど影響せず、今回用いたような一定呼吸ではHRV_MF, MBPV_MFにも影響が小さい。



注：30sec目から呼吸入力を入れている。

矢印は安静時と比較した変化方向を示す。

HR, MBP: 時間軸データ (◇は値の上昇, ◇は低下を示す。)

HRV, MBPV: パワースペクトル (◇は成分の増大, ◇は低下を示す。)

Fig.5.25 精神的負荷のシミュレーション例

Fig.5.25 Examples of simulations for mental load

5.4.2 モデルの改良

(1) Lモデルの改良すべき点

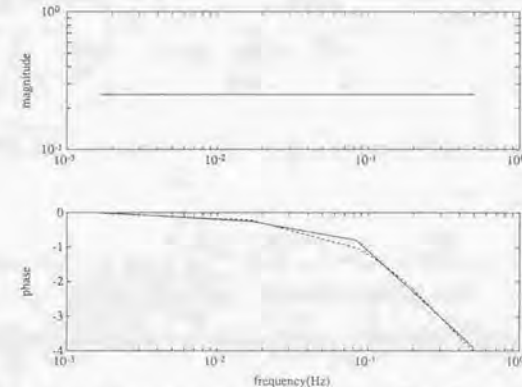
以上のように、簡略化したLuczakモデルを用いたシミュレーションと実験的知見との比較の結果、モデルのふるまいは概ね妥当であることがわかった。シミュレーション結果がデータと合わない点としては、血圧の呼吸性変動成分の大きさと周波数特性が挙げられる。これを実験データに合うよう、またモデル全体のふるまいをくずさないよう、改良する。

(2) 改良方法の検討

血圧の呼吸性変動成分(MBPV_RF)をデータに合わせて大きくすることと、呼吸周波数が高くなるにつれての減衰を小さくするための改良を検討した。血圧は総末梢抵抗と分時拍出量の積として与えられるが、このうち総末梢抵抗は、血圧の末梢血管収縮による制御ループの周波数特性から考えて、MBPV_RFへの寄与は少ないと考えられる。一方、分時拍出量は心拍と一回拍出量(SV)の積であり、一定値を入力している一回拍出量に呼吸性変動成分があると仮定すると、MBPV_RFが大きくなると考えられる。そこで、実験データより、一回拍出量の呼吸性変動(SVV_RF)の特性を検討した。インピーダンスカーディオグラムから求めたSVは安静時に、平均50mlでモデルで用いた70mlより小さめであった。SVV_RFの大きさは数mlで、呼吸周波数依存性はほとんど見られない。血圧波形から求めた推定値では絶対値は求まらないが、平均値に対するRFの割合は10%程度では同等の値が得られた。心拍出量計測の両手法とも間接的な計測で推定値であり、計測のアーティファクトとして呼吸性成分が検出される可能性は否定できない。しかし、呼吸による胸郭内圧の変化が静脈還流量に影響し、一回拍出量の変化となって現われるというメカニズムは充分妥当なものと考えられるので、ここでは計測データが正しいものとして、実験データより代表的なSVV_RFの特性を求めこれをもとに、呼吸からSVへの伝達関数を求めた(Fig.5.26)ところ、 $\{(2-2Ts)/(2+2Ts)\}^2$ となった。むだ時間要素 e^{-Ts} が $(2-Ts)/(2+Ts)$ で近似されることから、この伝達関数は1secのむだ時間要素が二段つなげたものと解釈でき、生体の時定数から考えて妥当なものだと判断した。

SVの呼吸性変動を加えただけでは、MBPV_RFの周波数特性は充分には改善しなかった。Lモデルで二次遅れ系として記述されている動脈血管系の伝達特性を調整した。これには、呼吸周波数帯域での分時拍出量から血圧への振幅伝達特性として、代表的な実験データから、ボード線図上で傾き-1の特性を仮定し、位相特性はLモデルの特性をそのまま用いて、二次遅れ系の係数を推定した。しかし、Fig.5.27に示すように位

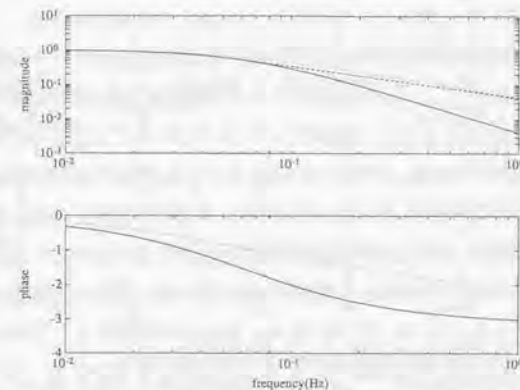
相特性の適合度が低く、Mayer Wave成分の周波数が変わってしまった。そこで、Mayer Wave成分発現に寄与している血管収縮の制御ループの要素をむだ時間要素(前述の近似形)に置き換えて、位相特性を調整したところ、むだ時間を1.5secとしたときに、発振周波数が0.1Hz近辺となった。これらの改良により、心拍の呼吸性変動成分の振幅特性および位相特性をほとんど変えずに、血圧の呼吸性変動成分の周波数特性を改善することができた。Fig.5.28に改良モデルのブロック図を示す。



実線：仮定した特性、破線：求めた伝達関数の特性

Fig.5.26 呼吸から一回拍出量への伝達関数の推定

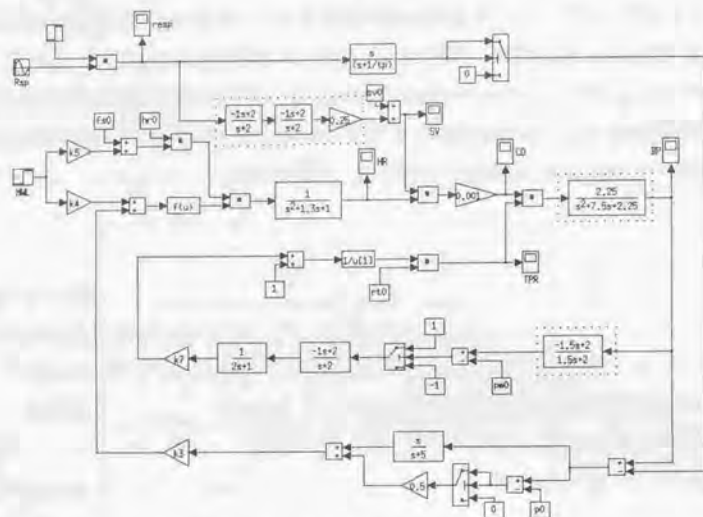
Fig.5.26 Estimation of the transfer function from respiration to stroke volume



実線：Lモデルの特性、破線：仮定した振幅特性、点線：求めた伝達関数の特性

Fig.5.27 分時拍出量から平均血圧への伝達関数の推定

Fig.5.27 Estimation of the transfer function from cardiac output to mean blood pressure



点線で囲った部分が変更したところ

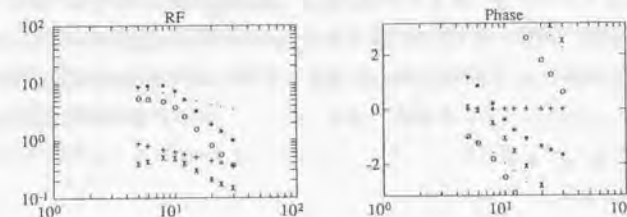
Fig.5.28 改良したLモデルのブロック図
Fig.5.28 Block diagram of improved L model

(3) 改良したモデルを用いたシミュレーション結果

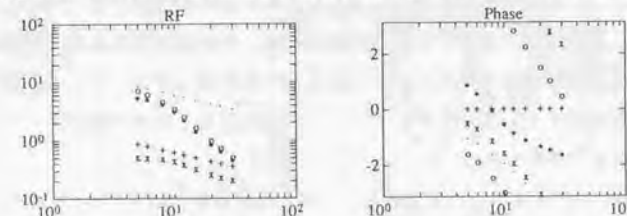
Fig.5.28に示したモデルを用い、一定呼吸のシミュレーションを行ない、血圧の呼吸性変動成分の周波数特性を確認した。設定値は、代表的な実験データに合わせ、一回拍出量を50ml($SV_0=0.05$)とし、心拍80bpmのときに平均血圧100mmHgになるよう総末梢抵抗値を25mmHg/l($r_0=25$)とした。二種のフィードバックゲインについては、 k_3 は0.05から0.15まで0.025刻みで5段階、 k_7 は0.1から0.3まで0.05刻みで5段階の値を用いた。また、心臓副交感神経の活動性を表す ΔF_v (ブロック図では $MWL \times k_4$ に対応)は、-1から1まで0.5刻みで5段階、心臓交感神経の活動性を表す ΔF_s (ブロック図では $MWL \times k_5$ に対応)は-0.5から1.5まで0.5刻みで5段階の値を用いた。呼吸は周波数が一定の正弦波とし、実験と同じ、5、6、8、10、12、15、20、24、30cpmの9段階とし、振幅には実験データで示された呼吸周波数依存性(呼吸が速くなると小さくなる特性)をもたせ、15cpmのときに血圧への影響が20mmHgで振幅の対数値が呼吸周波数の対数値に対し、傾き-0.5になるようにした。結果の一部をFig.5.29に示す。値が小さすぎた血圧の呼吸性変動成分の大きさは改善し、周波数特性も両対数グラフ上で、心拍の呼吸性変動成分の傾き

は-2.2~-1.3、血圧の呼吸性変動成分の傾きは-2.1~-1.4となり、実験データの範囲と同等となった。また、両成分の傾きの大小についてもパラメータの組み合わせにより、心拍の方が血圧より急峻になる場合が生じ、これも実験的知見と適合した。心拍・血圧の呼吸性変動成分の位相については改良前と同様、実験データと適合している。

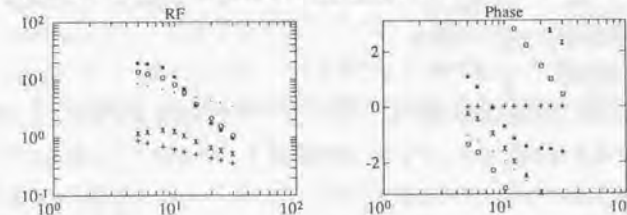
a) 心拍の呼吸性成分より血圧の呼吸性成分の周波数特性の方が急峻な例
($k_3=0.15, k_7=0.1, \Delta F_v=1, \Delta F_s=-0.5$; 回帰直線の傾きは心拍:-1.79, 血圧:-2.14)



b) 心拍の呼吸性成分と血圧の呼吸性成分の周波数特性の傾きが同程度の例
($k_3=0.05, k_7=0.1, \Delta F_v=1, \Delta F_s=-0.5$; 回帰直線の傾きは心拍:-1.70, 血圧:1.73)



c) 血圧の呼吸性成分より心拍の呼吸性成分の周波数特性の方が急峻な例
($k_3=0.05, k_7=0.1, \Delta F_v=-1, \Delta F_s=0.5$; 回帰直線の傾きは心拍:-2.13, 血圧:-1.84)



左欄：呼吸性成分の大きさ(対数変換した値)

+呼吸(I), *心拍(HR; bpm), ○平均血圧(MBP; mmHg), △一回拍出量(SV; l), x分時拍出量(CO; l)

右欄：呼吸性成分の呼吸に対する位相(単位radian) マークは左欄に同じ

Fig.5.29 改良したモデルを用いた一定呼吸のシミュレーション結果
Fig.5.29 Results of simulations for controlled respiration using improved L model

5.5 モデルを用いた内部パラメータの推定

5.5.1 推定対象とする内部パラメータと推定に用いる指標

メンタルワークロードで直接変化する生体内部のパラメータとして、心臓交感神経の活動性、心臓副交感神経の活動性、血圧の圧受容体反射に関する二つのフィードバックゲインの計四つを取り上げる。これらのパラメータは、直接計測できないので、計測できる他の指標から推定することを考える。

改良Lモデルの入力として与えている呼吸と一回拍出量も、メンタルワークロードによって変化する。ここでは、呼吸に関するパラメータとして計測データより、呼吸周波数と換気量を求める。呼吸周波数と換気量は正確にはマスクを装着して計測される換気量曲線から求められる。被験者の負担を小さくし作業を妨げない方法としては、胸囲と腹囲の変化から求める方法¹¹²⁾、ベクトル心電図のRベクトルの向きから推定する方法¹¹³⁻¹¹⁵⁾がある。

メンタルワークロードにより心臓交感神経が賦活すると心筋収縮力が強まり、一回拍出量を増大させる方向に働く。一方、心拍上昇による静脈還流量低下は一回拍出量を減少させる。一回拍出量も計測データから求める。これには、5.3.2で示したようにインピーダンスカーディオグラムから求める方法、絶対値が求められないものの連続血圧波形から推定する方法がある。いずれも低負荷計測とは言い難いが、連続血圧波形は平均血圧を求めるために必要であり、一回拍出量もこれから推定する方が被験者の負担を増やさずに済む。

内部パラメータの推定に用いる指標としては、推定対象のパラメータの変化をよく反映する心拍・平均血圧の平均値、呼吸性変動成分ならびにMayer Wave成分の大きさをを用いることにした。

5.5.2 誤差逆伝搬学習を用いた推定

(1) 推定方法の検討

改良Lモデルは、非線形要素を含み、フィードバックの構造も多重になっており、逆モデルを求めることは難しい。そこで、順方向のモデルを用いて、推定したい内部パラメータの値の種々の組み合わせに対してシミュレーションを行ない、計測データから求められる指標値に対応する値のセットを求めて、データベースをつくり、これを推定に利用することにした。データセットの一部が既知で残りのデータをデータベースを利用して推定する方法としては、ルックアップ方式が考えられるが、将来的にはリアルタイム推定をめざすことから、推定時に必要な計算量が少なく、また汎化能力の期待できるニューラルネットワークを用いる方法を試みた。

ニューラルネットワークの学習時には、入力として、モデルのシミュレーションより求めた指標値を用い、教師データとして、シミュレーションに用いたモデルのパラメータセットを用いる。学習法としては、教師有り学習の中でよく用いられる誤差逆伝搬法(Back Propagation)を用いた。推定用のニューラルネットワークモデルは、計測して求める指標値のうち、順方向のモデルの入力として用いられる指標、つまり呼吸周波数、換気量、一回拍出量の値の組み合わせごとに用意し、内部パラメータの推定時にはこれらの値を計測データから求めてネットワークを選択する。選択したネットワークに計測データより求めた六つの指標値(心拍・平均血圧の平均値、呼吸性変動成分ならびにMayer Wave成分の大きさ)を入力して、内部パラメータの推定値を得る。推定方法の概略をFig.5.30に示す。

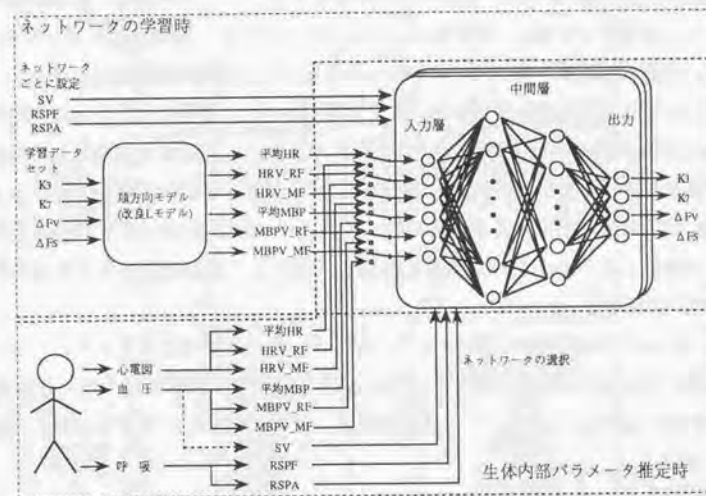


Fig.5.30 ニューラルネットワークを用いた内部パラメータ推定方法

Fig.5.30 Block diagram of the method for the estimation of the internal parameters

(2) 学習用データの作成

ここでは、ネットワークの選択に用いる指標値の組み合わせの一例(呼吸周波数20cpm、換気量は血圧に与える影響の大きさに換算して20mmHg、一回拍出量は50mlのとき)について、ネットワークの構成や学習に用いるデータセットを変えて、学習の収束を検討した。推定対象の四つのパラメータ(k_3 , k_7 , ΔF_v , ΔF_s)の組み合わせは、5.4.2で用い

たものと同じで、計625通りのシミュレーションを行なって、定常状態の30secのデータを用いて、学習に用いる指標値を計算して学習用のデータセットを作成した。Fig.5.31に学習の入力に用いる指標値の分布を示す。

(3) 推定に用いるネットワークと学習結果

ネットワークの入力は、上述のように、心拍の平均値(平均HR)、血圧の平均値(平均MBP)、心拍の呼吸性変動成分の大きさ(HRV_RF)、心拍のMayer Wave成分の大きさ(HRV_MF)、血圧の呼吸性変動成分の大きさ(MBPV_RF)、血圧のMayer Wave成分(MBPV_MF)の大きさの計六つである。変動成分に関する四つの指標は対数値を用いた。中間層は一層でニューロン数15、出力層は推定対象の四つのパラメータに対応してニューロン数4とした。各ニューロンはバイアスありのタンジェントシグモイド型とした。入力データは指標ごとに625の学習用データセットの平均値と標準偏差を用いてZスコア化した。教師データは、各パラメータとも-1から1の0.25間隔の5段階点に変換した。学習則として単純な誤差逆伝搬法を用い、学習レイト0.01で学習させたときの平均誤差推移をFig.5.32(a)に示す。平均誤差は、各パラメータごとに段階幅で規格化した誤差を四つのパラメータについて平均したもので、100回の学習ごとに最小値をプロットしている。正しい段階点が推定されるためには、規格化された誤差は0.5以下にならなければならないが、このネットワークでは10万回の学習でも、規格化誤差の平均値の最小値は0.86で、学習が進まなかった。

次に、ニューロン数10の中間層をもう一つ増やして同様の学習を試みたところ、中間層が一層のときよりは誤差が減少したが、規格化誤差の平均値の最小値は0.69で0.5を下回らなかった(Fig.5.32(b))。この学習曲線は、初期値を変えたときでもほとんど変わらなかった。

さらに、入力データとして、心拍の平均値、血圧の平均値、心拍の平均値と血圧の平均値の比、血圧の呼吸性成分の大きさ、心拍の呼吸性成分の大きさと血圧の呼吸成分の大きさの比、血圧のMayer Wave成分の大きさ、心拍のMayer Wave成分の大きさと血圧のMayer Wave成分の大きさの比の計七つの指標を用いて、15ニューロンと10ニューロンの二層の中間層をもつネットワークで学習を試みたが、初期の誤差の減衰が速くなったのみであった(Fig.5.32(c))。

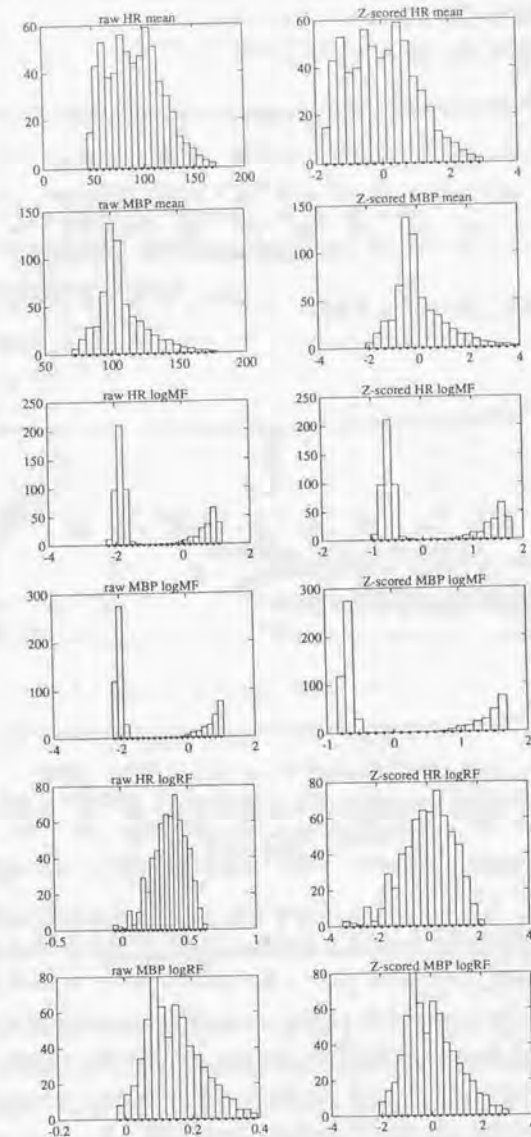
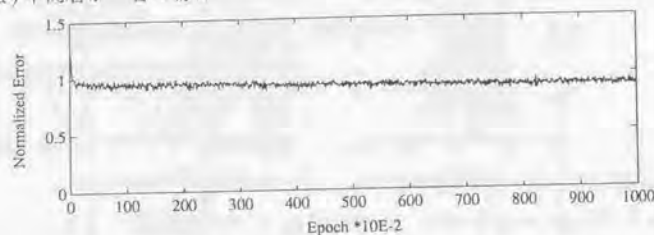


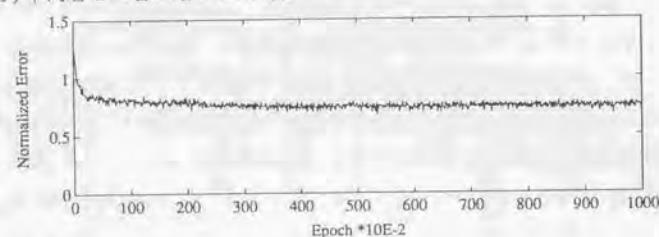
Fig.5.31 ネットワークの学習時の入力に用いた各指標値およびZスコアの分布

Fig.5.31 Distributions of raw and Z scored values of indices used for inputs of neural network at training phase

a) 中間層が一層の場合



b) 中間層を二層に増やした場合



c) 入力に用いる指標を増やした場合

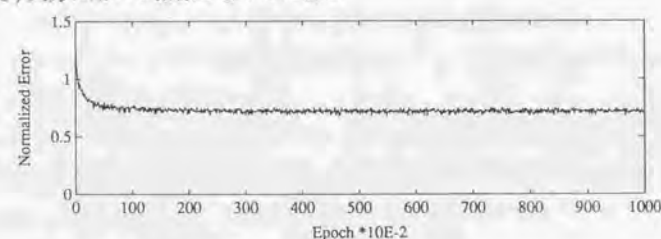


Fig.5.32 ニューラルネットワークの学習曲線(規格化誤差の平均の時間推移)

Fig.5.32 Time courses of the mean of the normalized errors of the network

そこで、学習に用いている入力データ625セットの分布特性を再検討した。Fig.5.33に平均HRと平均MBP(a)、平均MBPとMBPV_MF(b)の関係を示す。二つの図より入力データが三つの部分に分けられることがわかる。フィードバックループの発振が起こっているときには、MBPV_MFが大きく、平均MBPが設定値 Pm_0 (100 mmHg)近辺にある。発振がない場合、MBPV_MFが小さく、平均MBP、平均HRが設定値よりともに大きい、ともに小さいかのいずれかである。このことより、ネットワークの学習をさらに三分割して行なうことにした。

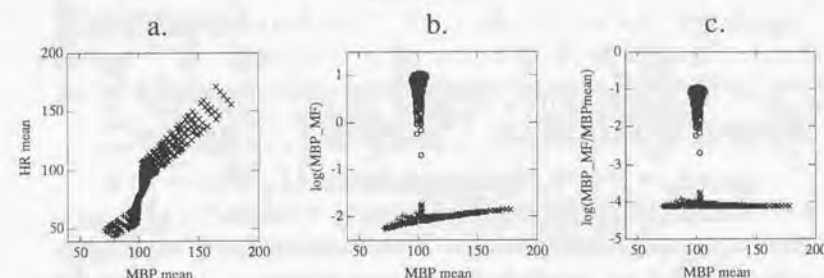
発振の有無は、血圧のMayer Wave成分の大きさ(対数値)を血圧の平均値で除した値を用いて行ない(Fig.5.33(c))、次式を用いて入力データをA, B, Cに三分割した。

$$(A) \log(MBPV_MF)/\text{平均MBP} > Th$$

$$(B) \log(MBPV_MF)/\text{平均MBP} \leq Th \quad \text{かつ} \quad \text{平均MBP} > Pm_0$$

$$(C) \log(MBPV_MF)/\text{平均MBP} \leq Th \quad \text{かつ} \quad \text{平均MBP} \leq Pm_0$$

なお、 Th は呼吸周波数、換気量、一回拍出量の組み合わせごとに決まる閾値で、Fig.5.33のデータでは、 $Th = -3$ とした。



マークは文中の方法で三分割したときの結果を示す (A:○, B:×, C:+)

Fig.5.33 入力データの分布特性

(a) 平均血圧の平均値と心拍の平均値, (b) 平均血圧の平均値と血圧のMayer Wave成分, (c) 平均血圧の平均値と血圧のMayer Wave成分を血圧の平均値で除した値

Fig.5.33 Characteristics of input data sets

(a)MBP vs. HR, (b) MBP vs. $\log(MBPV_MF)$, (c) MBP vs. $\log(MBPV_MF)/MBP$

上記の方法で入力データを三分割し、それぞれネットワークの学習に用いた。ネットワークは入力層6ニューロン、15ニューロンと10ニューロンの二層の中間層をもつネットワーク(Fig.5.32(b)に対応)を用いた。三つのネットワークともに少ない学習回数で規格化誤差の平均値が0.5を下回った。そこで、規格化誤差の平均値が0.4以下になったところで学習を打ち切り(A:22800回, B:10209回, C:950回)、そのときの重みを用いて、学習に用いたデータを入力し推定結果を評価した。各データセットについて四つのパラメータの規格化誤差の平均をFig.5.34に、パラメータごとに推定誤差の基準を満たしたデータセット数をTable 5.5に示す。規格化誤差が0.5を下回るということは、推定結果を段階点に変換したとき正しい結果が得られているということで、1.0を下回るという

ことは、一段階以下の誤差であることを示す。全体の約四分の三で正しい結果が得られ、九割以上で一段階以下の誤差で推定されており、学習は概ね成功したと考える。

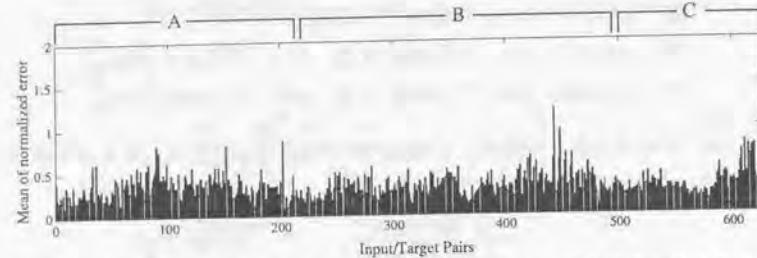


Fig.5.34 各データセットごとの四つのパラメータについての規格化誤差の平均
(学習に用いたデータセットについての結果)

Fig.5.34 Mean of normalized errors of four parameters for each data set used in training

Table 5.5 パラメータごとの推定誤差の基準を満たしたデータセット数
(学習に用いたデータセットについての結果)

Table 5.5 Number of data sets which cleared criteria of estimation error for each parameter
(Results for data sets used in training)

基準	分割	データ セット数	k3	k7	ΔF_v	ΔF_s
規格化誤差<1.0	A	202	200 (99.0%)	202 (100.0%)	197 (97.5%)	201 (99.5%)
	B	295	291 (98.6%)	295 (100.0%)	288 (97.6%)	289 (98.0%)
	C	128	120 (93.8%)	128 (100.0%)	120 (93.8%)	128 (100.0%)
	計	625	611 (97.8%)	625 (100.0%)	605 (96.8%)	618 (98.9%)
規格化誤差<0.5	A	202	165 (81.7%)	170 (84.2%)	163 (80.7%)	147 (72.8%)
	B	295	232 (78.6%)	282 (95.6%)	211 (71.5%)	212 (71.9%)
	C	128	88 (68.8%)	125 (97.7%)	91 (71.1%)	107 (83.6%)
	計	625	485 (77.6%)	577 (92.3%)	465 (74.4%)	466 (74.6%)

(4) 未学習データを用いた評価

学習に用いていないデータセットにおける推定結果の評価を行なうために、各パラメータの段階点の midpoint にあたる値の組み合わせを用いて、シミュレーションを実施し、テストデータを作成した。具体的には、k3 は 0.0625 から 0.275 まで 0.025 刻みの 4 段階、k7 は 0.125 から 0.275 まで 0.05 刻みで 4 段階、 ΔF_v は -0.75 から 0.75 まで 0.5 刻みで 4 段階、 ΔF_s は -0.25 から 1.25 まで 0.5 刻みで 4 段階の値を用い、これらの組み合わせで計 256 通り

である。テストデータを前述の方法で三分割し、それぞれ A, B, C のネットワークの重みを用いて推定した結果の評価を行なった。各データセットについて四つのパラメータの規格化誤差の平均を Fig.5.35 に、パラメータごとに推定誤差の基準を満たしたデータセット数を Table 5.6 に示す。学習に用いたデータセットの推定結果と比べて誤差が大きくなり、段階点で正しい推定結果が得られたのは六割程度、一段階以下の誤差で得られたのは八割程度であった。やや不十分ながら、ネットワークの汎化能力は一応示されたと考える。

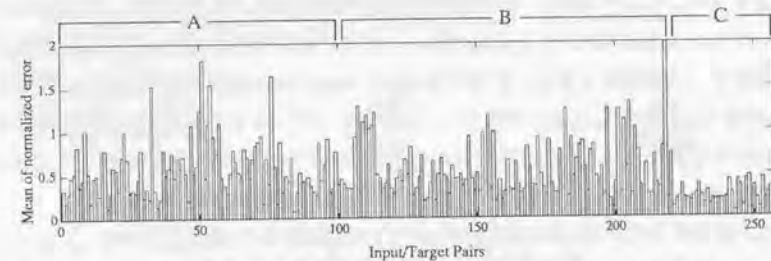


Fig.5.35 各データセットごとの四つのパラメータについての規格化誤差の平均
(未学習のデータセットについての結果)

Fig.5.35 Mean of normalized errors of four parameters for each data set not used in training

Table 5.5 パラメータごとの推定誤差の基準を満たしたデータセット数
(未学習のデータセットについての結果)

Table 5.5 Number of data sets which cleared criteria of estimation error for each parameter
(Results for data sets not used in training)

基準	分割	データ セット数	k3	k7	ΔF_v	ΔF_s
規格化誤差<1.0	A	101	81 (80.2%)	95 (94.1%)	82 (81.2%)	85 (84.2%)
	B	119	86 (72.3%)	119 (100.0%)	95 (79.8%)	79 (66.4%)
	C	36	34 (94.4%)	36 (100.0%)	36 (100.0%)	36 (100.0%)
	計	256	201 (78.5%)	250 (97.7%)	213 (83.2%)	200 (78.1%)
規格化誤差<0.5	A	101	61 (60.4%)	77 (76.2%)	64 (63.4%)	50 (49.5%)
	B	119	70 (58.8%)	117 (98.3%)	67 (56.3%)	59 (49.6%)
	C	36	21 (58.3%)	36 (100.0%)	23 (63.9%)	33 (91.7%)
	計	256	152 (59.4%)	230 (89.8%)	154 (60.2%)	142 (55.5%)

5.6 実験データへの適用

5.5で検討した方法を5.3に述べた基礎データ収集実験のデータに適用して、妥当性を検討した。内部パラメータ推定に用いるニューラルネットワークは、呼吸周波数、換気量、一回拍出量の組み合わせごとに用意した。被験者ごと、実験条件ごとの実験データの呼吸周波数、換気量、一回拍出量によって推定に用いるネットワークを選んだ。

対象とした被験者は、ランダムに選択した25名で、対象とした条件は、一回目の実験の安静条件、精神的課題負荷条件(暗算(座位、立位)、ジョイスティックによる追跡課題、カラーマッチング課題)、身体的課題負荷条件(深呼吸、起立後立位、冷水負荷)である。これらの条件における心拍と血圧の平均値、呼吸性変動成分、Mayer Wave性変動成分の六つの指標値を求め、血圧の平均値とMayer Wave性変動成分の大きさより、5.5.2に述べた方法でA, B, Cいずれのネットワークを用いるかを決めた。選んだネットワークを学習させるときに入力に用いた各指標値の平均値と標準偏差を用いてZスコアに変換して、入力データとし、四つの内部パラメータの推定結果を得た。

推定の妥当性の検討のため、内部パラメータの推定結果を5段階点に変換し、そのパラメータの組み合わせのときの順方向モデル(改良Lモデル)の出力から求めた上記六つの指標値と、推定の入力に用いた実験データの指標値の関係を調べた。Fig.5.36に示すように、実験データと、推定結果およびモデルを用いて計算した値の間に正の相関がある指標もあるが、ばらつきが大きくさらに改善が必要である。

条件ごとの内部パラメータ推定値のパターンにも、ある程度被験者に共通した特徴が見られ、特にFig.5.37に示すように、追跡課題とカラーマッチングでは、血管収縮のループのフィードバックゲイン k_7 の増加と心臓副交感神経の活動性 ΔF_v の低下が特徴的であった。

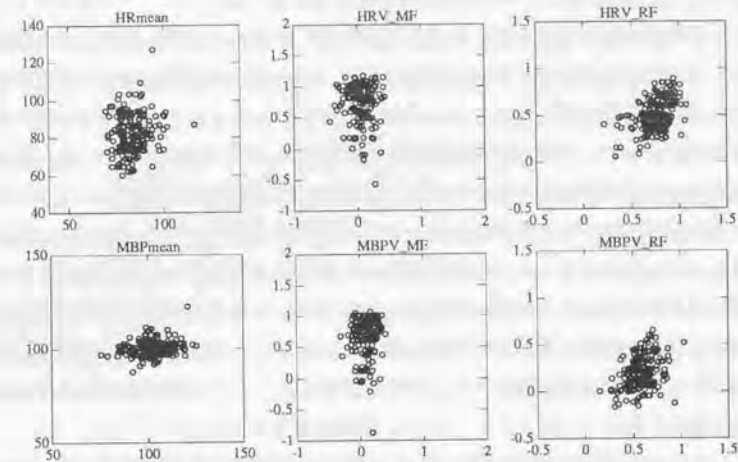
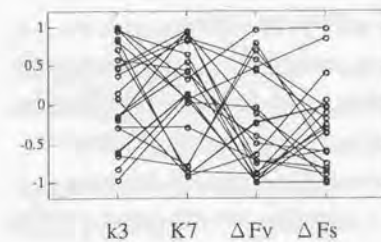


Fig.5.36 実験データの指標値(横軸)と推定したパラメータと改良Lモデルを用いて求めた指標値(縦軸)の関係

Fig.5.36 The relationship between the values of indices obtained in experiment and the calculated values of indices using estimated parameters and the improved L model.

a) 追跡課題



b) カラーマッチング

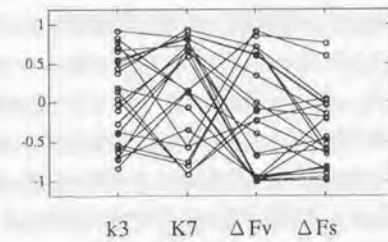


Fig.5.37 追跡課題(a)とカラーマッチング(b)遂行時の内部パラメータ推定値のパターン(n=25)

Fig.5.37 Patterns of estimated parameters during tracking task (a) and color matching (b)

5.7 まとめと課題

本章では、メンタルワークロードを自律神経系の生体内部パラメータの変化パターンで捉える手法について検討した。まず、心臓血管・呼吸系の自律神経系による制御メカニズムを記述する既存のモデルを調査して、Luczakのモデル(Lモデル)を選定した。次にこのモデルの妥当性を検討するために、モデルのふるまいと比較すべき従来知見の抽出と、新たなデータ収集実験の必要性を検討した。データ収集実験では、第2章で得られた結果を年齢や職業のばらつきの大きい被験者群を用いて再確認するとともに、モデルの改良に必要な知見を得た。簡略化したLモデルを用いたシミュレーションと実験的知見との比較の結果、モデルのふるまいは概ね妥当であることがわかり、データと合わないところとして、血圧の呼吸性変動成分の大きさとその周波数特性が挙げられた。そこで、収集したデータの代表的特性をもとに、一回拍出量に呼吸性変動成分を加えるとともに、動脈血管系の伝達特性を調整して、血圧の呼吸性変動成分の周波数特性を改良した。

メンタルワークロードで変化するパラメータとして、心臓交感神経の活動性、心臓副交感神経の活動性、血圧の圧受容体反射に関する二つのフィードバックゲイン、呼吸周波数、換気量、一回拍出量を考え、このうち、Lモデルで入力として与えている呼吸周波数と換気量および一回拍出量は計測データより求め、直接計測できない他の四つの内部パラメータについては、計測して求められる指標より推定する方法を検討した。このパラメータ推定には、中間層を二層もつニューラルネットを用い、誤差逆伝搬学習により重みを学習させた。学習に用いたデータセットは、呼吸周波数と換気量および一回拍出量を固定して、推定対象の四つのパラメータの種々の組み合わせについて、改良したLモデルを用いてシミュレーションを実施して作成した。教師データには四つのモデルパラメータ、入力データには心拍の平均値、血圧の平均値、心拍の呼吸性変動成分の大きさ、心拍のMayer Wave成分の大きさ、血圧の呼吸性変動成分の大きさ、血圧のMayer Wave成分の大きさの計六指標を用いた。ネットワークは学習に用いたデータセットに対して概ね良好な推定結果(五段階点で約四分の三の正推定率)を示し、未学習データではやや正推定率が劣るものの一応の汎化能力を示した。この推定方法を実験データに適用して、評価の妥当性を確認した。

今後、推定を行なうためのネットワークのさらなる改善が課題となる。また、推定結果を被験者の主観評価や行動指標による評価などと比較し、モデルを用いた評価手法の妥当性を確認するとともに、得られた評価結果を有効に利用する方法について考えていきたい。

第6章 結語

本論文では、同じ作業を与えても個人の取り組み方や能力、あるいはその時の状態によって、受ける負担が大きく変わるような作業を対象にしたメンタルワークロードの評価手法を考えた。

第1章では、メンタルワークロードの概念とこの研究が必要になってきた背景を論じ、メンタルワークロードの評価に用いられる手法、中でも、本論文で対象とする自律神経系の生理反応とそれから得られる指標について概説した。

第2章では、自律系の生理反応の中でも計測が簡便で、メンタルワークロードによって引き起こされる情動変化をよく反映すると考えられる自律系の反応(心電図、脈波、呼吸)を選び、これから得られる指標(心電図RR間隔、RR間隔の呼吸性変動の大きさ、脈波波高、呼吸周波数など)をメンタルワークロードの指標として用いるための基礎的検討を行なった。二つの基礎的実験の結果として、メンタルワークロードによる各指標の変化は、交感神経系・副交感神経系の二つの自律神経系の反応に依存すること、精神的課題ではある程度個人に依存した反応特異性があること、身体的課題に対する反応から精神的課題での反応性を予測するのは難しく、身体的な個人差以上に課題の受け止め方、課題への対処の仕方が問題であることを示した。また、自律系指標の変化の解釈にあたっては、自律神経系の活動性だけでなく、呼吸の変容や姿勢変化を考慮する必要があることを指摘した。

第3章、第4章では、第2章での検討結果に基づいた応用的研究について述べた。共通点は交感・副交感の二つの系の支配メカニズムの異なる複数の指標、特に心電図から得られる指標を中心に用いて評価したこと、呼吸変化などによる誤った評価を防ぎ、評価の信頼性を高める工夫をしたことである。

第3章では、ソフトウェアツールの使いにくさの評価への応用について述べた。心電図RR間隔あるいは心拍、心拍変動の呼吸性成分の大きさ、T波振幅の三指標を評価に用い、二種の文書作成ツールを対象とした。二回のフィールド実験を通して、生理指標からの評価の可能性を示し、自律神経系の支配の仕方の異なる複数の指標を用いることの必要性を再確認した。また、心拍変動の0.1Hz近辺の成分(血圧のMayer Waveに由来する成分)の増大や呼吸変化、体動などにより指標値の変化を誤検出する可能性を示し、これらの場合を評価対象から除外することにより、評価の信頼性を向上させる機能を提案した。さらに、メンタルワークロードがかかった時点を検出して、作業内容进行分析することにより、ツールの機能の使いにくさを抽出し、具体的な改善提案に結びつける目的で開発した、疑似リアルタイムメンタルワークロード評価システムについて

概説した。さらに開発したシステムのフィールド実験データへの適用結果として、ツールの問題点の抽出、改善提案について述べた。

第4章では、メンタルワークロードに含まれる精神緊張度を評価する手法を、アーチェリー選手の試合時を例にとりて検討し、心電図から得られるRR間隔とその呼吸性変動成分の大きさを用いて緊張度を評価できることを示した。また、呼吸統制とRR間隔変動の低周波成分の大きさの判定により、評価の信頼性を向上させる手段を提案した。これらの手法を組み込んで開発した携帯型の精神緊張度モニタについて概説し、その有用性を示した。

第5章では、得られる指標値をそのまま評価に用いるのではなく、生理反応メカニズムを記述するモデルを用いて生体内部のパラメータ値に変換し、それらの変化パターンでメンタルワークロードを捉える手法について検討した。この目的に用いるための心臓血管・呼吸系の自律神経系による制御モデルを調査し、比較すべき実験的知見をまとめた。モデルの開発に必要なデータを補足するために、再度、基礎データ収集実験を実施し、選定した既存のモデルのシミュレーション結果と実験データを比較して、モデルの特性を改善した。改良したモデルを用いて、メンタルワークロードによって変化する生体内部のパラメータに対応するモデルパラメータと、生体において非侵襲で計測できる指標に対応したモデル出力のデータセットを作成し、これらの間の関係をニューラルネットワークを用いて誤差逆伝搬法により学習させ、計測指標値から内部パラメータ値を推定する手法の検討を行ない、実験データを用いてその手法の妥当性を確認した。

今後の課題としては、第5章で提案した評価手法をリアルタイムで実現するシステムの構築が挙げられる。生理心理実験において、生理反応から得られた結果と主観評価との乖離が見られることは多々ある。生理反応が本人の気づいていない変化を抽出している場合もあるが、心理変化に対応しない生理反応の変化を誤って捉えてしまったり、主観評価の評価基準が不安定で正しい評価が得られなかったりすることにもよる。生理反応変化の誤った解釈については、本論文で示した信頼性評価の方法や生体内部パラメータに変換して評価する方法を導入することにより、改善が期待できる。主観評価についての問題の一部は、これまでの研究では、生理反応と主観評価に関するデータを別々に収集して、後で解析してからそれらの間の相関関係を調べることが多かったが、リアルタイムで解析し生理反応から変化を抽出したときに、その場でその変化に対応した内容に関する主観評価を求めることにより解消すると考える。また、同時にメンタルワークロードの原因となる作業内容や環境パラメータも収集することにより、より実場的な場面でのメンタルワークロードの外的要因についても検討できる。

以上の考えに基づいた、メンタルワークロードの外的要因と生理反応および主観評価の相関関係を効率よく調べるためのシステムの構想をFig.6.1に示す。このシステム実現の核となるのは、真にメンタルワークロードに起因する生理反応の変化の抽出であり、この部分に対し本論文の寄与するところは大きいと考える。

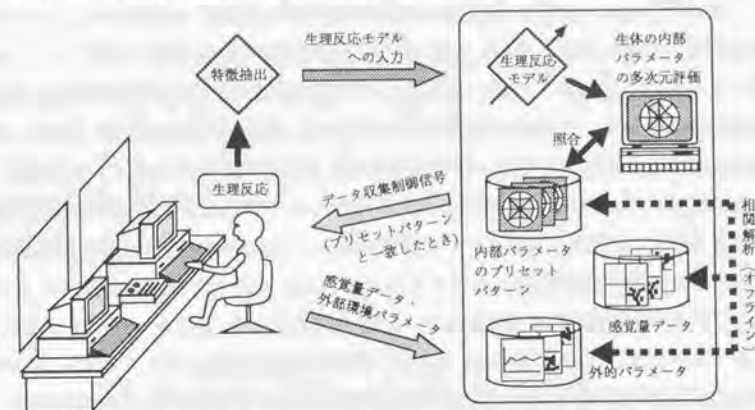


Fig.6.1 メンタルワークロードの外的要因、生理反応および主観評価の相関関係を効率よく調べるシステムの構想

Fig.6.1 Block diagram of the proposed system for the investigation of correlations among the external parameters which may cause mental workload, the physiological responses and the subjective assessments.

メンタルワークロードの評価に際しては、被験者に負担をかけないことが重要であり、このためには、生理反応の計測技術の進歩に期待するところが大きい。また、複数の低負荷の間接計測を組み合わせ、S/Nを改善して用いることも考えなければならない。

また、最終的にはヒトの心理状態を推定して、環境や作業システムのフィードバック制御に用いることが目標である。これには、メンタルワークロードやストレスなど負の方向の心理変化だけでなく、積極的に快の方向の心理変化を評価する手法が必要である。快適性の評価には、高次中枢の活動を反映する脳波から得られる指標が研究されているが、脳波の発現メカニズムや心理状態による変化メカニズムにはまだ不明な点が多々あり、これもまたモデルを用いた研究が必要である¹¹⁶⁾。さらに、生体をホロニックシステムとして捉えると、内部状態を能動的に制御して外界の刺激に対応していると考えられる¹¹⁷⁾。今後、この観点から、高次中枢と自律神経系のリズムの相互作用¹¹⁸⁾を記述するモデルに拡張し、これを用いてヒトの心理状態を評価する手法を検討したい。

謝辞

本研究は、筆者が三菱電機(株)中央研究所で1985年ごろから、現在に至るまでに行なった研究を、東京大学工学部計数工学科 鈴木良次教授のご指導のもとにまとめたものである。鈴木先生には、大阪大学基礎工学部生物工学科におられた時から、ひきつづき共同研究でお世話になり、今回、本研究をまとめるにあたり、終始、懇切なるご指導を賜りました。ここに深く感謝の意を表します。また、東京大学工学部機械情報工学科 吉澤修治教授にも、丁寧にご指導を賜りました。計数工学科 甘利俊一教授、広津千尋教授、中野馨助教授、合原一幸 助教授にもご指導を感謝いたします。

三菱電機(株)中央研究所元所長(現 顧問) 馬場準一博士には、入社時に生理心理学的な研究を新しく始めるに際し、多大なご指導を賜り、その後も終始、暖かいご配慮を頂きました。ここに厚く御礼申し上げます。また、同所システム基礎研究部部長 武田捷一博士、同研究部元部長 上村勝彦博士、同研究部次長 房岡 璋博士、同研究部前第2グループマネージャ 福島正俊氏には、良好なる研究環境を与えて頂くとともに、研究遂行に際し多くのご理解を頂きました。同研究部第4グループマネージャ 西田正吾博士には、貴重なご助言と絶え間ない励ましを頂きました。ここに感謝の意を表します。

筆者が生理心理学的な研究分野を志すきっかけとなった卒業論文のテーマを与え、ご指導くださり、その後も暖かく見守ってくださった東京大学 工学部計数工学科名誉教授 南雲仁一先生、ならびに西村千秋先生(現 東邦大学医学部教授)、お世話になった菊池吉見博士(現 東京医科歯科大学)にも感謝いたします。

関西学院大文学部 宮田洋教授ならびに八木昭宏教授には長年にわたって、生理心理学の立場よりご指導賜りました。また、生体計測の分野では、東京医科歯科大学 戸川達男教授、辻 隆之元助教授(現 国立循環器病センター研究所部長)のご指導を賜りました。東京大学薬学部名誉教授 清水博先生にはバイオホロニクスの考え方を教わりました。その他、多くの諸先生方に学会を通じ、また個人的にご指導賜わり、有益なご助言をいただきました。ここに感謝の意を表します。

本研究は、システム基礎研究部第4グループ生理心理学ユニットのメンバーの協力がなくては成しえなかったものです。一緒に、勉強し苦労して下さった下野太海氏、寺下裕美さん、戸田真美子さん、元ユニット員の吉岡英明氏、明石千恵さん、岡本ひろみさんに心から感謝します。システム基礎研究部の皆様にもいろいろな面でお世話になりました。

第3章のソフトウェアツールの評価への応用に際し、格好のフィールドとテーマを与えて頂いた三菱電機(株)ソフトウェア技術センター元センター長 春原 猛氏、ならびに

真野哲也氏、実験の実施とデータ解析に多大なご協力を頂いた三菱電機(株)制御製作所製造管理部 貞広真章氏に感謝の意を表します。第4章のアーチェリー競技中の精神緊張評価への応用に際し、松下和幹選手(当時：三菱電機(株)鎌倉製作所、現在：自衛隊)の多大なご協力を得ました。ここに記して謝意を表します。第5章は、通産省大型工業技術開発「人間感覚計測応用技術」の委託研究の一環として行なったものです。(社)人間生活工学センター 栗山洋四研究部長をはじめ、プロジェクト遂行にあたりご協力、ご支援賜っている方々に感謝いたします。

さらに、すべての実験に被験者として参加して下さった方々、実験助手やデータ解析に協力して下さった方々にも深く感謝します。特に、松村留美さん、奥田泰章君、佐藤咲由美さん、武藤武士君、早川岳英君にはお世話になりました。

私事になりますが、研究を継続することができたのは、夫、子供達、両親、親戚の多大な協力と精神的支援のお陰です。その他多くの方々にも、家事・育児に協力していただきました。ここに心より感謝いたします。

1994年2月 大須賀 美恵子

参考文献

- 1) N.Moray (ed.) : Mental Workload : Its theory and measurement. New York : Plenum Press, 1979.
- 2) P.A.Hancock and N.Meshkati (eds.) : Human mental workload. Advances in psychology 52. Amsterdam : North-Holland, 1988.
- 3) N.Moray : Mental Workload since 1979. International Reviews of Ergonomics, 2, 123-150, 1988.
- 4) 長沢有恒：パイロット・ワークロードの測定評価法(展望). 航空医学実験隊報告, 25(3), 87-110, 1984.
- 5) 芳賀繁：精神的作業負担研究の展望—Ergonomics誌1979-1985を中心に—. 鉄道労働科学, 40, 87-96, 1986.
- 6) 日本人間工学会標準化委員会：作業システム設計のための人間工学の原則. 人間工学, 18(6), 333-336, 1982.
- 7) 林喜男：ISO 10075の日本語訳案について. 人間工学, 28(5), 287-292, 1992.
- 8) 青木和夫：「精神的作業負担に関する人間工学の原則 (ISO 10075)」に関する国際活動と諸問題. 人間工学, 29 特別号, 54-57, 1993.
- 9) G.Mulder : Mental effort and mental workload. Proceedings of The First International Symposium of "Human Engineering for Quality of Life", 25-32, 1992.
- 10) N.Moray : Subjective mental workload, Human Factors, 24(1), 25-40, 1982.
- 11) G.Reid, C.Shingledecker and F.T.Eggemeier : Application of conjoint measurement to workload scale development. Proceedings of the Human Factor Society 25th Annual Meeting, 522-525, 1981.
- 12) S.G.Hart and L.E.Staveland : Development of NASA-TLX (Task load index): Results of empirical and theoretical research. In P.A.Hancock and N.Meshkati (eds.) : Human Mental Workload. Advances in psychology 52. Amsterdam : North-Holland, 139-183, 1988.
- 13) S.G.Hill, H.P.Iavecchia, J.C.Byers, A.C.Bittner and A.L.Zaklad : Comparison of four subjective workload rating scales. Human Factors, 34(4), 429-439, 1992.
- 14) 小島真一, 下田宏, 長井義典, 井上欣也, 吉川栄和：基礎認知心理実験の計算機による発話分析の研究, 第5回ヒューマン・インタフェース・シンポジウム論文集, 279-284, 1989.
- 15) T.Kato : What "Question-Asking Protocols" can say about the user interface. International Journal of Man-Machine Studies, 25, 659-673, 1986.
- 16) 甲洋介, 加藤隆：言語プロトコル分析手法とそのインタラクティブな分析ツール. 第3回ヒューマン・インタフェース・シンポジウム論文集, 397-402, 1987.
- 17) G.Ogden, J.Levine and E.Eisner : Measurement of workload by secondary tasks. Human Factors, 21(5), 529-548, 1979.
- 18) 片山順一, 八木昭宏：認知的精神生理学と事象関連電位. 人文論究, 36(3), 55-72, 1986.
- 19) 八木昭宏：ラムダ反応研究の最近の動向. 人文論究, 37(4), 31-45, 1988.
- 20) B.McA.Sayers : Analysis of heart rate variability. Ergonomics, 16, 17-32, 1973.
- 21) 早野順一郎, 山田真己, 藤浪隆夫, 横山清子, 渡辺興作, 高田和之：心拍変動と自律神経機能, 生物物理, 28(4), 32-36, 1988.
- 22) O.Rompelman : The assessment of fluctuations in heart-rate. In R.I.Kitney and O.Rompelman (eds.) The study of heart-rate variability, Oxford : Clarendon Press, 59-77, 1980.
- 23) 仁志田博司, 八代公夫：新生児瞬時心拍数のモニタリング(Neonatal Instantaneous Heart Rate Monitoring). 周産期医学, 9(9), 1281-1291, 1982.
- 24) P.M.McCabe, B.G.Yongue, P.K.Ackles and S.W.Porges : Changes in heart period, heart-period variability, and a spectral analysis estimate of respiratory sinus arrhythmia in response to pharmacological manipulations of the baroreceptor reflex in cats. Psychophysiology, 22(2), 195-203, 1985.
- 25) P.Grossman and S.Svebak : Respiratory sinus arrhythmia as an index of parasympathetic cardiac control during active coping, Psychophysiology, 24(2), 228-235, 1987.
- 26) A.Angelone and N.A.Coulter, Jr. : Respiratory sinus arrhythmia : a frequency dependent phenomenon. Journal of Applied Physiology, 19, 479-482, 1964.

- 27) J.A.Hirsch and B.Bishop : Respiratory sinus arrhythmia in humans : How breathing pattern modulates heart rate. *American Journal of Physiology*, 241, H620-629, 1981.
- 28) P.Grossman, G.Stemmler and E.Meinhardt : Paced respiratory sinus arrhythmia as an index of cardiac parasympathetic tone during varying behavioral tasks. *Psychophysiology*, 27(4), 404-416, 1990.
- 29) P.Grossman, J.Karemaker and W.Wieling : Prediction of tonic parasympathetic cardiac control using respiratory sinus arrhythmia : the need for respiratory control. *Psychophysiology*, 28(2), 201-216, 1991.
- 30) 榑原雅人 : 心拍変動のスペクトル分析による自律神経機能の評価—鏡映描写課題における検討—. *心理学研究*, 63(2), 123-127, 1992.
- 31) G.Mulder and L.J.M.Mulder : Information processing and cardiovascular control. *Psychophysiology*, 18(4), 392-402, 1981.
- 32) J.Aasman, G.Mulder and L.J.M.Mulder : Operator effort and the measurement of heart-rate variability. *Human Factors*, 29(2), 161-170, 1987.
- 33) K.J.Vincente, D.C.Thornton and N.Moray : Spectral analysis of sinus arrhythmia : a measure of mental effort. *Human Factors*, 29(2), 171-182, 1987.
- 34) G.Mulder and W.R.E.H.Mulder-Hajonides van der Meulen : Heart rate variability in a binary choice reaction task : An evaluation of some scoring methods. *Acta Psychologica*, 36, 239-251, 1972.
- 35) 広瀬通孝 : ヒューマン・インタフェース設計における新しい方法論, *Human Interface N&R*, 1, 35-40, 1986.
- 36) J.H.Ettema and R.L.Zielhuis : Physiological parameters of mental load. *Ergonomics*, 14(1), 137-144, 1971.
- 37) H.Luczak : Fractioned heart rate variability. Part II : Experiments on superimposition of components of stress. *Ergonomics*, 22(12), 1315-1323, 1979.
- 38) P.Grossman and K.Wientjes : Respiratory sinus arrhythmia and parasympathetic cardiac control : Some basic issues concerning quantification, applications and implications. In P.Grossman, K.H.L.Janssen and D.Vaitl (eds.) *Cardiorespiratory and cardiosomatic psychophysiology*, New York : Plenum Press, 117-138, 1986.

- 39) S.W.Porge : Respiratory sinus arrhythmia : Physiological basis, quantitative methods and clinical implications. In P.Grossman, K.H.L.Janssen and D.Vaitl (eds.) *Cardiorespiratory and cardiosomatic psychophysiology*, New York : Plenum Press, 101-116, 1986.
- 40) R.I.Kitney : Heart rate variability in normal adults. In P.Grossman K.H.L.Janssen and D.vaitl (eds.) *Cardiorespiratory and cardiosomatic psychophysiology*, New York : Plenum Press, 83-100, 1983.
- 41) M.Pagani, F.Lombardi, S.Guzzetti, O.Rimoldi, R.Furlan, P.Pizzinelli, G.Sandrone, G.Malfatto, S.Dell'Orto, E.Piccaluga, M.Turiel, G.Baselli, S.Cerutti and A.Malliani : Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog. *Circulation Research*, 59(2), 178-193, 1986.
- 42) 早野順一郎 : 心拍変動の自己回帰スペクトル分析による自律神経機能の評価—RR間隔変動係数(CV-RR)との比較. *自律神経*, 25(3), 334-344, 1988.
- 43) 高田和之, 渡辺興作, 掛布英辰 : 心拍動の自己回帰モデルによる生体負担度の評価. *医用電子と生体工学*, 22(3), 194-198, 1984.
- 44) E.J.Bayly : Spectral analysis of pulse frequency modulation in the nervous system. *IEEE transactions on Biomedical Engineering* 15(4), 257-265, 1968.
- 45) O.Rompelman, A.J.R.M.Coenen and R.I.Kitney : Measurement of heart-rate variability : Part 1 - Comparative study of heart-rate variability analysis methods, *Medical and Biological Engineering & Computing*, 15, 233-239, 1977.
- 46) A.Selman, A.McDonald, R.Kitney and D.Linkens : The interaction between heart rate and respiration : Part I - Experimental studies in man. *Automedica*, 4, 131-139, 1982.
- 47) 杉本賢, 野口康明, 畑岡宏 : 胎児心拍数変動の周波数分析に対する線形予測法. *電子情報通信学会技術報告*, MBE87-9, 55-61, 1987.
- 48) L.J.M.Mulder : Assessment of cardiovascular reactivity by means of spectral analysis. Thesis. Groningen : University of Groningen, 1988.
- 49) 山内俊明, 木村裕一, 中村好男, 内山明彦 : 適応相関フィルタを用いた呼吸性心拍数変動の抽出. *医用電子と生体工学*, 31(1), 18-24, 1993.
- 50) B.W.Hyndman : Spectral analysis of the cardiac event sequence following mental loading. *Automedica*, 2, 171-186, 1978.

- 51) S.Akselrod, D.Gorden, F.A.Ubel, D.C.Shannon, A.C.Barger and R.J.Cohen : Power spectrum analysis of heart rate fluctuation : A quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. *Science*, 213, 220-222, 1981.
- 52) B.Pomeranz, R.J.B.Macaulay, M.A.Caudill, I.Kutz, D.Adam, D.Gordon, K.M.Kilborn, A.C.Barger, D.C.Shannon, R.J.Cohen and H.Benson : Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis. *American Journal of Physiology*, 249, H151-153, 1985.
- 53) R.J.Heslegrave and J.J.Furedy : Sensitivities of HR and T-wave amplitude for detecting cognitive and anticipatory stress. *Physiology & Behaviour*, 22, 17-23, 1979.
- 54) J.J.Settels and K.H.Wesseling : FIN.A.PRES : Non-invasive finger arterial pressure waveform registration. In J.F.Orlebeke, G.Mulder and L.P.J.van Doornen (eds.) *The psychophysiology of cardiovascular control*, New York : Plenum Press, 267-283, 1985.
- 55) K.Yamakoshi, H.Shimizu and T.Togawa : Indirect measurement of instantaneous arterial blood pressure in the human finger by the vascular unloading technique. *IEEE transactions on Biomedical Engineering*, 27, 150-155, 1980.
- 56) 澤田幸展 : 血圧反応性—仮説群の構築とその評価—. *心理学評論*, 33(2), 209-238, 1990.
- 57) M.Di Rienzo, P.Castiglione, G.Mancia, G.Parati and A.Pedotti : 24th Sequential spectral analysis of arterial blood pressure and pulse interval in free-moving subjects. *IEEE transactions on Biomedical Engineering*, 36, 1066-1075, 1989.
- 58) G.Mulder : Sinusarrhythmia and mental workload. In N.Moray (ed.) *Mental workload : its theory and measurement*, New York : Plenum Press, 327-343, 1979.
- 59) G.L.Gebber : Central oscillators responsible for sympathetic nerve discharge. *American Journal of Physiology*, 239, H143-155, 1980.
- 60) 山崎勝男, 高澤則美, 上田雅夫 : 情動に関連する指尖容積脈波分析の一つの試み—基線動揺成分と搏動波成分の視覚的表出—. *心理学研究*, 53, 102-106, 1982.
- 61) 早野順一郎, 山田真己, 浅井保志, 藤浪隆夫, 横山清子, 渡辺興作, 高田和之 : レーザ式組織血流量計による組織血流変動のマイヤーウェーブの解析. *医用電子と生体工学*, 26, 特別号, 443, 1988.

- 62) A.Stepto, H.Smulyan and B.Gribbin : Pulse wave velocity and blood pressure change : calibration and applications. *Psychophysiology*, 13(5), 487-493, 1976.
- 63) 新美良純, 鈴木二郎(編) : 皮膚電気活動. 東京 : 星和書店, 1986.
- 64) 西村千秋, 小坂明生, 常光和子, 吉沢修治, 南雲仁一 : 皮膚電位水準による自動車運転時の覚醒水準評価の試みI—路上運転時の皮膚電位変化—. *人間工学*, 23(2), 103-110, 1987.
- 65) 高野研一, 長坂彰彦, 吉野賢治 : 生体情報を利用した作業者の心身状態評価法の現状と動向. *産業医学*, 34(2), 95-115, 1992.
- 66) 岩田洋夫 : サーモグラフィによる作業覚醒度のリモートセンシング. 第2回ヒューマン・インタフェース・シンポジウム論文集, 113-118, 1986.
- 67) 梅沢章男 : ストレス刺激に対する呼吸活動の変容. *生理心理*, 9(1), 43-55, 1991.
- 68) 吉川榮和 : メンタルワークロードと生理指標—情報処理モデル論からの考察—. *Human Interface N&R*, 7, 145-154, 1992.
- 69) 山本栄, 松岡成明 : VDT作業時の脳波変動と精神負荷評価. *臨床脳波*, 33(10), 702-706, 1991.
- 70) 吉岡英明, 大須賀美恵子 : ビジランス作業中の生理反応, 第1回ヒューマン・インタフェース・シンポジウム論文集, 439-444, 1985.
- 71) 寺下裕美, 大須賀美恵子 : バイオフィードバックにおける生理指標の多次元評価. *日本心理学会第50回大会論文集*, 40, 1986.
- 72) J.I.Lacey and B.C.Lacey : Verification and extension of the principle of autonomic response stereotypy. *American Journal of Psychology*, 71, 50-73, 1958.
- 73) B.L.Wilson, G.L.Albright, S.S.Steiner and J.L.Andreasi : Cardiodynamic response to psychological and cold pressor stress : Further evidence for stimulus response specificity and directional fractionation. *Biofeedback and Self-Regulation*, 16(1), 45-53, 1991.
- 74) 大須賀美恵子, 寺下裕美, 下野太海 : 自律系生理指標を用いたメンタルワークロードの評価に向けて. *計測自動制御学会論文集*, 29(8), 979-986, 1993.
- 75) 大須賀美恵子 : 健常者の心理的状态評価への応用を目的とした心電図QRSの検出

について. 医用電子と生体工学, 30(2), 121-129, 1992.

- 76) 宗像恒次, 仲尾唯治, 藤田和夫, 諏訪茂樹: 都市住民のストレスと精神健康度. 精神衛生研究, 32, 49-68, 1985.
- 77) I.B.Goldstein and D.Shapiro: Cardiovascular responses to mental arithmetic and handgrip during different conditions of postural change. Psychophysiology, 25(2), 127-136, 1988.
- 78) 大須賀美恵子, 下野太海, 寺下裕美: 生理反応を用いたソフトウェアツールの評価. Human Interface N&R, 7, 373-376, 1992.
- 79) 明石千恵, 大須賀美恵子, 下野太海, 貞広真章: コンピュータによる文書作成時のメンタルワークロード評価の試み. 第5回ヒューマン・インタフェース・シンポジウム論文集, 219-224, 1989.
- 80) 明石千恵, 大須賀美恵子, 寺下裕美, 下野太海, 貞広真章: コンピュータによる文書作成時のメンタルワークロード評価の試み(2). 第6回ヒューマン・インタフェース・シンポジウム論文集, 357-362, 1990.
- 81) 下野太海, 大須賀美恵子, 明石千恵, 寺下裕美, 貞広真章: コンピュータによる文書作成時のメンタルワークロード評価の試み(3). 第7回ヒューマン・インタフェース・シンポジウム論文集, 341-344, 1991.
- 82) 松岡和生, 畑山俊輝: Arousal checklist 作成の試み. 日本応用心理学会第52回大会発表論文集. 1985.
- 83) 明石千恵, 大須賀美恵子, 下野太海, 貞広真章: コンピュータによる文書作成時のメンタルワークロード評価の試み(4). 第7回ヒューマン・インタフェース・シンポジウム論文集, 345-350, 1991.
- 84) R.W.DeBoer, J.M.Karemaker and J.Starcke: Description of heart-rate variability data in accordance with a physiological model for the genesis of heartbeats. Psychophysiology, 22(2), 147-155, 1985.
- 85) 戸田真美子, 大須賀美恵子, 寺下裕美, 下野太海: コンピュータによる文書作成時のメンタルワークロード評価の試み(5). 第9回ヒューマン・インタフェース・シンポジウム論文集, 253-258, 1993.
- 86) 西村千秋: バイオフィードバック. BME, 2(9), 70-77, 1988.

87) J.H.Sandweiss and S.L.Wolf(eds.): Biofeedback and sports science. New York: Plenum Press, 1985.

- 88) 大須賀美恵子, 下野太海, 明石千恵: 精神緊張モニタの開発. 計測自動制御学会論文集中, 28(8), 910-915, 1992.
- 89) 渡辺俊夫, 加賀谷茂, 宮沢光瑞, 久保田功, 池田こづえ, 八巻通安, 安井昭二: 心電図時系列データからの呼吸数推定法について. 心電図, 7(3), 287-293, 1987.
- 90) 大須賀美恵子: 自律系生理反応を用いたメンタルワークロードの評価—生理反応モデルに基づく評価をめざして—. Human Interface N&R, 8, 247-276, 1993.
- 91) G.Mulder: The heart of mental effort. Thesis. Groningen: University of Groningen, 1980.
- 92) H.Luczak and F.Raschke: Regelungstheoretisches Kreislaufmodell zur Interpretation arbeitsphysiologischer und rhythmologischer Einflüsse auf die Momentanherzfrequenz: Arrhythmie. Biological Cybernetics, 18, 1-13, 1975.
- 93) H.Luczak, U.Philipp and W.Rohmert: Decomposition of heart-rate variability under the ergonomic aspects of stressor analysis. In R.I.Kitney and O.Rompelman(eds.) The study of heart-rate variability, Oxford: Clarendon Press, 123-177, 1980.
- 94) K.H.Wesseling, J.J.Settles, H.G.Walstra, H.J.van Esch and J.J.H.Donders: Baromodulation as the cause of short term blood pressure variability? In G.Alberi, Z.Bajzer and O.Baxa(eds.) Applications of physics to medicine and biology. Singapore: World Scientific, 247-276, 1983.
- 95) A.M.van Roon, L.J.M.Mulder and F.M.van der Veen: Simulation of heart rate and blood pressure effects of mental task load. Proceedings of Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 12, 703-704, 1990.
- 96) R.M.Negoescu and I.E.Csiki: Model of respiratory sinus arrhythmia in man. Medical and Biological Engineering & Computing, 27, 260-268, 1989.
- 97) G.Baselli, S.Cerutti, S.Civardi, A.Malliani and M.Pagani: Cardiovascular variability signals: Towards the identification of a closed-loop model of the neural control mechanisms. IEEE transactions on Biomedical Engineering, 35(12), 1033-1046, 1988.
- 98) R.M.De Boer, J.M.Karemaker and J.Strackee: Hemodynamic fluctuations and baroreflex sensitivity in humans: a beat-to-beat model. American Journal of Physiology, 253,

H680-689, 1987.

- 99) 大須賀美恵子, 下野太海, 明石千恵: 生理反応を用いたメンタルワークロードの評価に関する基礎的検討 (4) - 呼吸性変動について. 生理心理, 8(2), 120, 1990.
- 100) 大須賀美恵子, 寺下裕美, 下野太海: 心拍・血圧の呼吸性変動成分の周波数依存性について. 第7回生体・生理工学シンポジウム論文集, 445-448, 1992.
- 101) M.Ohsuga, H.Terashita and F.Shimono: Some considerations on T-wave amplitude as a psychophysiological measure. Proceedings of the Third International Conference on Biobehavioral Self-Regulation and Health, 205, 1993.
- 102) K.H.Wesseling, B.de Wit, J.A.P.Weber and N.Ty Smith: A simple device for the continuous measurement of cardiac output. Advances in Cardiovascular Physiology, 5 (Part II), 16-52, 1983.
- 103) M.E.McKinney, M.H.Miner, H.Ruddel, H.E.McIlvain, H.Witte, J.C.Buell and R.S.Eliot: The standardized mental stress test protocol: Test-retest reliability and comparison with ambulatory blood pressure monitoring. Psychophysiology, 22(4), 453-463, 1985.
- 104) 日本自律神経学会編: 自律神経機能検査, 文光堂, 1992.
- 105) 及川登: 心拍変動. 後藤由夫, 松尾裕, 佐藤昭夫(編) 自律神経の基礎と臨床. 医薬ジャーナル社, 133-143, 1987.
- 106) K.H.Wesseling: フィナプレスの循環器領域における応用. 三栄レポート, 40, 1990.
- 107) 二宮石雄: 行動と自律神経活動. Clinical Neuroscience, 6(8), 854-855, 1988.
- 108) 臨床検査法提要. 金井泉原著・金井正光編著, 金原出版, 1983.
- 109) 佐々木淳一, 堀進悟, 小原克之, 宮田義之, 並木淳, 田代博一, 小泉淳, 田熊清継, 相川直樹: 指動脈血圧呼吸性変動の検討. 第3回フィナプレス研究会論文集, 5-7, 1993.
- 110) T.S.O.Kurki: Clinical use of the Finapres. 第3回フィナプレス研究会論文集, 65-84, 1993.
- 111) L.A.Durel, L.A.Kus, N.B.Anderson, M.Mcneilly, M.M.Llabre, S.Spitzer, P.G.Saab,

J.Efland, R.Williams and N.Schneiderman: Patterns and stability of cardiovascular responses to variations of the cold pressor test. Psychophysiology, 30(1), 39-46, 1993.

- 112) K.Konno and J.Mead: Measurement of the separate volume changes of rib cage and abdomen during breathing. Journal of Applied Physiology, 22(3), 407-422, 1967.
- 113) G.B.Moody, B.G.Mark, A.Zoccola and S.Mantero: Derivation of respiratory signals from multi-lead ECGs. Computers in Cardiology, IEEE Computer Society, 12, 113-116, 1985.
- 114) 大須賀美恵子, 下野太海, 明石千恵: 心電図を用いた呼吸波形の推定について. 第6回生体・生理工学シンポジウム論文集, 403-404, 1991.
- 115) 下野太海, 大須賀美恵子, 寺下裕美: 心電図を用いた換気量の推定について. 第7回生体・生理工学シンポジウム論文集, 65-68, 1992.
- 116) 大須賀美恵子: α 帯域活動の頭皮上分布特性とそのモデル化の試み. 臨床脳波, 32(5), 307-312, 1990.
- 117) M.Ohsuga, Y.Yamaguchi and H.Shimizu: Entrainment of two coupled oscillators by external oscillation. As a base of "holonic control". Biological Cybernetics, 51, 325-333, 1985.
- 118) 大須賀美恵子: 脳波周波数変動と自律系指標に共通して見られるリズムについて. 脳波と筋電図, 21(3), 117, 1993.

関連発表一覧

[寄稿論文]

M.Ohsuga, Y.Yamaguchi and H.Shimizu: Entrainment of two coupled oscillators by external oscillation. As a base of "holonic control". Biological Cybernetics, 51, 325-333, 1985.

大須賀美恵子: α 帯域活動の頭皮上分布特性とそのモデル化の試み. 臨床脳波, 32(5), 307-312, 1990.

大須賀美恵子, 下野太海, 明石千恵: 精神緊張モニタの開発. 計測自動制御学会論文集, 28(8), 910-915, 1992.

大須賀美恵子: 健康者の心理的状態評価への応用を目的とした心電図QRSの検出について. 医用電子と生体工学, 30(2), 121-129, 1992.

大須賀美恵子, 寺下裕美, 下野太海: 自律系生理指標を用いたメンタルワークロードの評価に向けて. 計測自動制御学会論文集, 29(8), 979-986, 1993.

[研究会・シンポジウム]

大須賀美恵子, 吉岡英明, 下野太海: メンタルワークロードの指標として用いるための生理反応に関する基礎的検討. 第3回ヒューマン・インタフェース・シンポジウム論文集, 111-116, 1987.

大須賀美恵子, 寺下裕美, 下野太海, 明石千恵: メンタルワークロードの指標として用いるための生理反応に関する基礎的検討(2). 第4回ヒューマン・インタフェース・シンポジウム論文集, 271-276, 1988.

大須賀美恵子, 下野太海, 明石千恵: アーチェリー技術の研究(2) - 生理心理学的アプローチ. スポーツ工学シンポジウム1990予稿集, 1990.

大須賀美恵子: 生理反応を用いたメンタルワークロードの評価. 日本ME学会専門別研究会「生体環境の時系列情報解析研究会」研究報告集, 2(6), 88-91, 1991.

大須賀美恵子, 下野太海, 明石千恵: 心電図を用いた呼吸波形の推定について. 第6回生体・生理工学シンポジウム論文集, 403-404, 1991.

大須賀美恵子, 下野太海, 寺下裕美: 生理反応を用いたソフトウェアツールの評価.

Human Interface N&R, 7, 373-376, 1992.

大須賀美恵子: ヒトを測る - 生理反応を用いたストレス・快適性の評価 -. 第15回センシング応用技術研究会15周年記念誌, 147-149, 1992.

大須賀美恵子, 寺下裕美, 下野太海: 心拍・血圧の呼吸性変動成分の周波数依存性について. 第7回生体・生理工学シンポジウム論文集, 445-448, 1992.

大須賀美恵子: 自律系生理反応を用いたメンタルワークロードの評価 - 生理反応モデルに基づく評価をめざして -. Human Interface N&R, 8, 247-276, 1993.

大須賀美恵子, 寺下裕美, 下野太海, 戸田真美子: 心臓血管系の自律神経制御モデルを用いたメンタルワークロード評価の試み. 第8回生体・生理工学シンポジウム論文集, 119-124, 1993.

[国際会議]

M.Ohsuga, H.Terashita, F.Shimono, C.Akashi, A.Yagi and Y.Miyata: A basic study on physiological responses as measures of mental workload. In J.Misumi, B.Wilpert and H.Motoaki (eds.) Organizational and work psychology: Proceedings of the 22nd International Congress of Applied Psychology, vol.1, 191-194, 1991.

大須賀美恵子: 人間の情報処理と精神負担について - 自律系指標を用いた精神作業負担の評価 -. Proceedings of The First International Symposium of "Human Engineering for Quality of Life", 39-42, 1992.

M.Ohsuga, H.Terashita and F.Shimono: Some considerations on T-wave amplitude as a psychophysiological measure. Proceedings of the Third International Conference on Biobehavioral Self-Regulation and Health, 205, 1993.

[全国大会]

大須賀美恵子, 明石千恵, 八木昭宏, 宮田洋: 生理反応を用いたメンタルワークロードの評価に関する基礎的検討(2). 生理心理, 6(2), 102, 1988.

大須賀美恵子, 下野太海, 明石千恵: 精神緊張の指標としてのRR間隔とそのゆらぎ. バイオフィードバック研究, 16, 44, 1989.

大須賀美恵子, 下野太海, 明石千恵: メンタルワークロードの指標としての心拍変動.

日本人間工学会誌, 25特別号, 140-141, 1989.

大須賀美恵子, 下野太海, 明石千恵: 心電図R-R間隔変動に含まれる0.1Hz成分と呼吸性変動について. 医用電子と生体工学, 27特別号, 502, 1989.

大須賀美恵子, 明石千恵, 八木昭宏, 宮田洋: 生理反応を用いたメンタルワークロードの評価に関する基礎的検討(3). 生理心理, 7(2), 118-119, 1990.

大須賀美恵子, 下野太海, 明石千恵: 生理反応を用いたメンタルワークロードの評価に関する基礎的検討(4)ー呼吸性変動について. 生理心理, 8(2), 120, 1990.

大須賀美恵子: メンタルワークロードの生理心理学的計測ー産業現場への応用ー(シンポジウム「生理心理学の応用的諸問題」). 生理心理, 8(2), 120, 1990.

大須賀美恵子, 下野太海, 明石千恵: 生理反応を用いたメンタルワークロードの評価に関する基礎的検討(5)ーモデルに基づく評価に向けて. 生理心理, 9(2), 100, 1991.

大須賀美恵子, 下野太海: 心拍・呼吸の計測と精神負荷の評価(ワークショップ「精神活動の客観化」). 医用電子と生体工学, 30特別号, 165, 1992.

大須賀美恵子: ストレス反応の定量的評価法(フォーラム「メンタルワークロードのとりえ方」). 日本人間工学会誌, 28特別号, 142-143, 1992.

大須賀美恵子: メンタルワークロードの視点からみた心臓血管系反応(シンポジウム「心臓血管系へのアプローチ」). 日本心理学会第56回大会発表論文集, S25, 1992.

大須賀美恵子: ストレスの客観的評価の試み(在宅医療とME技術研究会特別セッション「ホームヘルスマニタリング」). 医用電子と生体工学, 30秋季特別号, 139, 1992.

大須賀美恵子: 脳波周波数変動と自律系指標に共通して見られるリズムについて. 脳波と筋電図, 21(3), 117, 1993.

[その他]

大須賀美恵子: 生理反応を用いたメンタルワークロードの評価(「談話室」). 計測と制御, 31(2), 324-325.

大須賀美恵子, 寺下裕美, 下野太海, 戸田真美子: ストレス反応の定量的評価法(特集「メンタルワークロードのとりえ方」). 人間工学, 29(6), 353-356.

略語一覧

本論文の中で用いた生理指標に関する略語を以下にアルファベット順に記す。なお、*印を付けた略語は、ここでの造語で一般には使われていない。

CO(Cardiac Output): 心拍出量、分時拍出量

DBP(Diastolic Blood Pressure): 拡張期血圧

HF(High Frequency component): 高周波数帯域成分、呼吸性変動成分の代用

HR(Heart Rate): 瞬時心拍率、あるいは略して心拍

HRV(Heart Rate Variability): 心拍変動

LF(Low Frequency component): 低周波数帯域成分、0.1Hz以下の成分

MF(Middle Frequency component): 中間周波数帯域成分、0.1Hz近辺のMayer Wave性成分

MBP(Mean Blood Pressure): 平均血圧

MBPV*(Mean Blood Pressure Variability): 平均血圧の変動

MV(Minute Volume): 分時換気量

MWSA(Mayer Wave related Sinus Arrhythmia): 心拍変動あるいはRR間隔変動のMayer Waveに由来すると考えられている0.1Hz近辺の成分、HRV_HFと同義

PLA(Pulse Amplitude): 脈波波高

PLB*(Pulse Baseline Variability): 脈波基線変動

PTT(Pulse Transit Time): 脈波伝達時間

RF(Respiratory Frequency component): 呼吸周波数帯域成分、呼吸性変動成分

RRI(RR Interval): 心電図RR間隔

RRL*(RR Interval Low Frequency component): RR間隔変動の0.1Hz以下の成分

RSA(Respiratory Sinus Arrhythmia): 心拍変動あるいはRR間隔変動の呼吸性成分、呼吸性不整脈とも呼ばれる

RSPA*(Respiration Amplitude): 呼吸振幅

RSPF*(Respiratory Frequency): 呼吸周波数

SBP(Systolic Blood Pressure): 収縮期血圧

SV(Stroke Volume): 一回拍出量

SVV*(Stroke Volume Variability): 一回拍出量の変動

TPR(Total Peripheral Resistance): 総末梢抵抗

TWA(T-wave Amplitude): 心電図T波振幅

