—原著—

虚偽返答時の心拍数および心拍変動

廣田昭久^{*1}, 横田賀英子^{*2}, 和田純一郎^{*3}, 渡辺昭一^{*2}, 高澤則美^{*1}科学警察研究所心理第一研究室^{*1}, 科学警察研究所心理第二研究室^{*2}埼玉県警察本部刑事部科学捜査研究所^{*3}〒277-0882 千葉県柏市柏の葉6-3-1^{*1,2}〒330-0036 埼玉県大宮市植竹町1-804^{*3}**Heart Rate and Heart Rate Variability in Psychophysiological
Detection of Deception**Akihisa Hirota^{*1}, Kaeko Yokota^{*2}, Junichiro Wada^{*3},
Shoichi Watanabe^{*2} and Noriyoshi Takasawa^{*1}*First Psychology Section, National Research Institute of Police Science,
6-3-1, Kashiwanoha, Kashiwa Chiba 277-0882, Japan^{*1}**Second Psychology Section, National Research Institute of Police Science,
6-3-1, Kashiwanoha, Kashiwa Chiba 277-0882, Japan^{*2}**Forensic Science Laboratory, Saitama Prefectural Police Headquarters,
1-804, Uetake-cho, Omiya, Saitama 330-0036, Japan^{*3}**(Received 19 June 2000; accepted 6 August 2000)*

In the present study we investigated heart rate and heart rate variability (HRV) in the guilty knowledge test (GKT). Participants were instructed to “steal” envelopes and hide them. Participants were then presented with questions focusing on certain aspects of the particular envelopes they had stolen. They were requested to respond with “no” to every question, thus denying their knowledge about the critical items. Heart rate, SCR, and HRV components of high-frequency (HF) and low-frequency (LF) were measured during the GKT examinations. Results showed that heart rate decreased in the critical items. They also showed that decrement of heart rate was most distinctive about 10–15 seconds after the onset of the questioning of the critical items. The results indicated that there is a characteristic response pattern between heart rate and HRV concerning the critical items. That is, heart rate decrement is accompanied by increment of HF component and decrement of LF component. Also, in order to examine which method would serve as the most effective measure for psychophysiological detection of deception, we compared among three different analytical methods: fast Fourier transform (FFT) analysis, peak-to-valley method, and complex demodulation (CDM) method, in assessing HRV, respectively. Results showed that the CDM method traced both HF and LF amplitudes were most effectively, and therefore would be the best indices for detection.

Some hypotheses were discussed concerning psychophysiological responses in detection of deception, one of which was the implication that subjects might have adopted passive coping, in other words, hemodynamic reaction pattern- II, when presented with the critical items, because of the particular cardiovascular response pattern shown in the psychophysiological detection of deception.

Key words: Heart rate, Heart rate variability, Guilty knowledge test, Passive coping, Hemodynamic reaction pattern- II

緒 言

現在、実務におけるポリグラフ検査（虚偽検出検査）では、呼吸、皮膚電気活動、そして脈波の3つの生理反応指標に基づいて検査が行われている。1920年代の初めに米国カリフォルニア州バークレイ警察のLarsonが、呼吸と脈波を連続的に記録する装置を考案した。その後同じバークレイ警察にいたKeelerが、この2つの指標に皮膚電気活動を加えて、同時に記録できるように改良し、虚偽検出のための専用装置（キーラー型ポリグラフ）として実用化した¹⁾。以来、現在でも基本的にはこの3つの自律系反応を測定し、判定が行われている。

一方、近年になって虚偽検出における中枢での情報処理に注目し、脳波に基づく虚偽検出の試みが行われている。P3, N400, 随伴陰性変動などについて、その虚偽検出の指標としての可能性や有効性が検討されている²⁾。しかし、脳波に影響を与える眼球運動や瞬目などの各種身体的外乱要因、シールドルーム外での脳波計測におけるノイズなどの環境的外乱要因等、実務の虚偽検出に脳波の適用を考えた場合には、クリアしなければならない数多くの問題点が存在している。

脳波の測度は、中枢神経系の認知的な処理を反映した指標とみなせるのに対し、自律神経系反応は、ホメオスタシス・反射・認知・情動等、多くの生理的・心理的双方の要因を含む、複合的な処理を反映したものと考えることができる。

既にいくつかの自律神経系反応については、虚偽検出の測度としての可能性について検討がなされてきた。特に、心拍反応についてはいくつかの試みが報告されている。有害刺激予期時に心拍数が低下するというDeane³⁾の結果をうけて、渡辺と鈴木⁴⁾

は、裁決質問呈示に対する反応は、有害刺激到来予期状況と同等であると仮定した。そして、ショック予期時に心拍数が低下する結果から、裁決質問に対して心拍数は低下を示すと推測した。そして、渡辺と梶谷⁵⁾は実務データを検討し、陽性被検査者は裁決質問に際して、心拍数が低下する傾向を認めた。また、渡辺ら⁶⁾は実務データから、裁決質問時に心拍数の増加・低下の両反応を観察したが、指尖容積脈波の基線の下降と共に心拍数が低下するという反応パターンが、裁決質問で多く出現する傾向のあることを見出した。Cutrow et al.⁷⁾も、実験的虚偽返答時に、一貫して心拍数低下を示す被験者がいたことを報告している。さらに、中山⁸⁾は、カードテストを用いて裁決質問前後の非裁決質問における心拍数を比較し、裁決質問呈示後の非裁決質問では、呈示前の非裁決質問に比べ、有意な心拍数の低下が認められたと報告している。しかし、質問開始前に予告刺激を呈示した場合には、この裁決質問呈示前後の非裁決質問間の差はなくなることで、また、質問開始後の心拍数は非裁決質問においては増加するのに対し、裁決質問では質問開始前の水準が維持されたことを見出した。

これに対し、三宅と山村⁹⁾は模擬窃盗後の虚偽検出検査における心拍反応を検討し、裁決質問に対する平均心拍数は、窃盗内容を認知している認知群ならびに無実群よりも、実際に金を窃取させた有罪群で有意に高いことを示した。

以上のように、心拍反応についての今までの研究結果は、裁決質問呈示時、すなわち虚偽返答時に一定した反応傾向や反応パターンを示していない。この理由のひとつとしては、心拍の不十分な測定・評価が考えられる。現在では心電図のR-R間隔につい

て1 msの精度で全拍動について計測し、わずかな瞬時心拍数の変化をも測定・評価することが可能である。高い精度での計測は、今まで見損なわれていた現象を改めて具現化させるかもしれない。

心拍の拍動リズムにはゆらぎが存在しており、このゆらぎを心拍変動 (heart rate variability : HRV) とよぶ。心拍変動の中で、呼吸活動に由来する変動を呼吸性洞性不整脈 (respiratory sinus arrhythmia : RSA) とよび、心電図の R-R 間隔は吸気に伴って短縮し (心拍数増加)、呼気に伴って延長する (心拍数低下)。近年、この心拍変動の解析に基づく自律神経系機能評価の試みが多数行われるようになった¹⁰⁾。安静時の心拍変動のスペクトル解析を行うと、0.15~0.45 Hz の高周波 (high frequency : HF) 成分と、0.04~0.15 Hz の低周波 (low frequency : LF) 成分とよばれる2つの主要な成分が観察される¹¹⁻¹⁴⁾。HF 成分のピーク周波数は呼吸周波数に等しく、呼吸性洞性不整脈に対応する。心臓迷走神経遮断剤であるアトロピンの投与によって、HF 成分のパワーはほぼ消失することから、HF 成分は副交感神経系機能を反映していると考えられ^{13,15)}、その大きさは心臓迷走神経活動の定量的指標となる¹⁵⁻¹⁸⁾。一方、LF 成分は立位で増加し、交感神経遮断剤であるプロプラノロールによって抑制される¹³⁾、安静時にアトロピン投与によっても著明に減少することから^{13,15)}、心臓迷走神経と心臓交感神経の両者の機能を反映したものとされる¹²⁻¹⁴⁾。現在では、この心拍変動は交感神経、副交感神経両者の活動レベルを、無侵襲に分離して評価できる指標として注目されている。特に、副交感神経系機能を無侵襲で評価できる指標は、従来の精神生理学の分野で扱われてきた生理反応ではなく、その意味でも心拍変動は自律系機能評価に非常に有効な方法といえる。

虚偽検出においても、心拍変動解析から交感・副交感両自律神経系機能の評価を行い、虚偽検出のためのより多くの自律神経系情報が提供されれば、判定精度の向上が期待できる。さらに、心拍変動や他の心臓血管系反応のパターンから、虚偽返答に伴う反応の原因やメカニズム、さらには虚偽反応のモデルや理論を構築する上での情報を提供できることが期

待される。

本研究では、第一実験として、虚偽返答時の心拍数と心拍変動を測定・評価し、その反応傾向、反応パターン等について、探索的に検討することを目的とした。また、心拍変動から虚偽返答時の交感系・副交感系の活動パターンについて考察した。

第二実験として、心拍数・心拍変動の測定と同時に、従来からの虚偽検出の指標である皮膚電気活動を測定し比較することによって、心拍数ならびに心拍変動の虚偽検出における有効性について検討した。一方、心拍変動については現在様々な解析技法があり、第二実験では、異なる技法から得られた結果を比較し、どの技法が最も虚偽検出に有効であるかについて、併せて検討した。

全体的考察として、虚偽返答時の生理反応変化について、いくつかの仮定される説明概念・理論を示した。そして、本研究により得られた虚偽返答時の心拍数ならびに心拍変動の反応パターンから、それぞれの説明概念・理論の妥当性について検討し、新たな心理生理学的枠組みを提示した。

1. 第一実験

虚偽返答時の心拍数と心拍変動の HF・LF 両成分の変化について、ケース研究的に検討することを目的とした。特に、各反応変化が質問呈示後、どの程度の潜時をもって出現するか、すなわち虚偽返答の効果が最も顕著に示される区間は、質問呈示後どの時間範囲にあるのかを検討するため、質問開始時点を基準に分析区間をいくつか区切り、各区間での反応変化について検討を行った。

さらに、虚偽返答時に生じる心拍数と心拍変動の各成分との反応変化パターンについて検討を行った。

1-1. 方法

被験者

虚偽検出実験への参加を自ら希望した健常な男女大学生21名を被験者として実験を行った。この被験者を模擬窃盗に参加する犯人群12名、模擬窃盗を行わない無実群9名に分けた。しかし、本論では虚偽返答時の反応について分析することを目的としたため、犯人群の結果についてのみ検討を行った。犯人群のうち、模擬窃盗で持ち出した封筒の色を正確に

覚えていなかった1名を除く、計11名（男3名・女8名、平均年齢21.9歳（ $SD=1.6$ 歳））について分析を行った。被験者はいずれも虚偽検出の実験に参加した経験はなく、心臓系の疾患を有した被験者もいなかった。

装置

第Ⅱ誘導法により心電図を記録した。心電図は、生体電気用増幅ユニット（1253A, 日本電気三栄）により時定数0.1 s, High Cut 100 Hz で計測し、オムニコーダ（8M14, 日本電気三栄）上に紙記録するとともに、データレコーダ（MR-30, TEAC）で磁気記録した。

腹部に装着した呼吸ピックアップにより、呼吸も同時に記録したが、装置の不具合から呼吸波形を計測することが出来ず、分析は行わなかった。

被験者はリクライニングチェアに仰臥位の姿勢で虚偽検出実験を受けた。

心拍変動解析

本実験においては、心拍変動は complex demodulation (CDM) 法により解析した。この解析法は、各拍動の R-R 間隔時系列データから、HF・LF 各変動成分の瞬時振幅値の継時的変化を抽出することができる^{19,20)}。

磁気テープに記録された心電図を再生し、その波形をサンプリング周波数1000 Hz で A/D 変換し、R-R 間隔の時系列データを求めた。次に、3 次スプライン補間により1秒毎の等時間隔時系列データに変換し、さらにこのデータを0.15~0.45 Hz のバンドパス・フィルターにかけて、HF 成分の瞬時振幅値を1 ms の精度で1秒毎に求めた。同時に0.05~0.15 Hz のバンドパス・フィルターに通して、LF 成分の瞬時振幅値を同様に求めた。また、R-R 間隔の等時間隔データから1秒毎に心拍数（瞬時心拍数（HR））を求めた。R 波の検出と R-R 間隔時系列データの計測、HR の算出、ならびに CDM 法による心拍変動の解析は専用のソフトウェア（パイオニア）により行った。

手続

初めに、被験者にくじを引かせ、犯人あるいは無実の役割を決定した。しかし実際は、犯人群、無実群への被験者の割り振りは、あらかじめ実験者がラ

ンダムに決定してあった。次に、被験者の引いた役割に応じて、実験室の隣室を用いて模擬窃盗を実施させた。その部屋の4箇所、それぞれ異なる色の付いた、異なる貴金属が入った封筒が置かれていた。封筒の場所は、椅子の上、机の上、本棚の中、テレビの上の4箇所であり、封筒の色は、赤、青、黄、緑の4色、入っていた貴金属は、指輪、イヤリング、ネックレス、ブレスレットの4品目であった。封筒の場所、色、貴金属の組み合わせについては、被験者間でカウンターバランスした。被験者には、もし犯人の役割を引いたならば、部屋の中に入ってどれかひとつの封筒を隠し持ち、実験室へもどってくるようにと教示した。同時に、もし無実の役割を引いたならば、部屋の中のものには一切触らず、少しの間部屋の中を観察してもどってくるようにと教示した。その後、実際に部屋に入って各自の役割を実行させた。

次に、裁決質問法に基づき、隠し持ち出されたものについて尋ねる質問表を用いて、虚偽検出実験を行った。持ち出した封筒が置いてあった場所、封筒の色、封筒の中の貴金属名、の3つの属性について、それぞれ6項目からなる3種の質問表を作成した。各質問表は呈示する項目の順序を変えて3系列（順列、逆列、ランダム）ずつ呈示した。3種の質問表の順序は被験者間でカウンターバランスした。各系列の最初と最後に呈示する項目は緩衝質問であり、上記属性内容とは異なる内容で構成され、分析からは除外した。被験者には全ての質問項目に対して「いいえ」と答えるように教示した。虚偽への動機づけを高めるために、嘘の露見と知能、意志、感情のコントロールとは関連が深いことを教示し、さらに、嘘が見破られなかった場合には、実験謝礼にボーナスを加えると教示した。

電極類を装着した後、心拍反応が安定するまで順応期を5分間以上おいた後、質問を開始した。各質問項目は40秒間隔で口頭で呈示した。各系列終了後、短い休憩をはさんだ後、次の系列を開始した。

実験終了後、被験者が行った役割を確認した後、動機を高めるために誤った内容を教示した旨の説明と陳謝を行なった。

1-2. 結果

被験者が実際に隠し持ち出した封筒の属性に関する質問項目を裁決質問項目、それ以外の質問項目を非裁決質問項目として分析を行った。各質問項目に対する反応は、質問呈示開始時点から5秒間、10秒間、15秒間、15から20秒の間、各質問項目呈示区間全体（40秒間）、のそれぞれの区間に分けて分析を行った。HR, HF 成分瞬時振幅（HF Amplitude）、LF 成分瞬時振幅（LF Amplitude）の3つの指標について、各分析区間での平均値、最大値、最小値を各質問項目毎に算出した。そして、その平均・最大値・最小値それぞれについて、各系列内で裁決項目の値が非裁決項目の値と比較して最大あるいは最小となるものを求めた。すなわち、裁決項目に対する特徴的に大きな反応あるいは小さな反応を求めた。そして、裁決項目に対する全般的な反応傾向を検討するため、全9系列分（3種の質問表×3系列）のデータをまとめて分析した。

Table 1 に、被験者毎（G1～G11は被験者番号）、生理指標毎に、裁決項目に特徴的に観察された平均・最大値・最小値の最大反応（Max）あるいは最小反応（Min）を示した。9系列中3系列以上に観察された最大あるいは最小反応を特徴的な反応とみなし（%は9系列中の該当系列率）、その反応が観察された分析区間のみを示した。

HR については、被験者11名中8名（73%）において、非裁決項目に比べて裁決項目で最小値を示す傾向にあり、最大値を示す例はなかった。また、平均心拍数の最小反応が示されるのは、質問呈示後15～20秒の区間で6例、質問呈示全体区間で5例あり、質問呈示直後の5秒間に示されるケースはなかった。

HF 瞬時振幅は、非裁決項目に比べ裁決項目で最大反応を示したのが5例、最小反応を示したのが4例あり、個人により反応傾向に差が見られた。また、特徴的な反応が見られた区間は、質問呈示後15～20秒の区間で6例、全体区間で3例、開始時から10秒間が2例であった。

LF 瞬時振幅は、非裁決項目に比べ裁決項目で最小の値を示す例が11名中5名（45%）見られ、残る被験者においては一貫した反応傾向は見られなかつ

た。さらに、特徴的な反応が見られた分析区間は被験者により異なっていた。

Table 1 の結果をもとに、各被験者毎に各反応指標の最大・最小反応の相互関係をまとめ、各反応パターンの出現度数として Table 2 に示した。裁決項目呈示時に心拍数が最小反応を示した8例中、HF 振幅が最大となったのは5例（62.5%）あった。さらに、HF 振幅が最大を示す5例では全て心拍数は最小反応を示した（100%）。一方、LF 振幅と他の反応との相互反応パターンには、特徴的な関係は見られなかった。

1-3. 考察

第一実験では、心拍数、心拍変動に関して、虚偽返答時の反応傾向をケース研究的に検討した。1 ms の精度で測定・評価した結果、73%のケースで心拍数は虚偽返答時に低下する傾向が示された。さらに、この心拍数の低下は、裁決質問呈示直後には見られず、呈示後15秒以降において顕著に示される傾向にあった。また、虚偽返答時の心拍変動の高周波成分は、被験者により増加・低下し、個人差があることが示唆された。また、その特徴的な高周波成分の変化は、心拍数の低下反応が最も顕著に観察できる区間にはほぼ等しく、裁決質問呈示後15秒以降に見られる傾向にあった。一方、心拍変動の低周波成分は、虚偽返答時に低下する傾向が見られた。しかし、その反応が最も顕著に示される区間については、被験者間で一貫した結果は示されなかった。

さらに、心拍数と心拍変動の各成分との関係に関する検討から、虚偽返答時の高周波成分の増大と心拍数の低下が、最も特徴的な反応パターンとして見られることが示唆された。心拍変動の高周波成分は、副交感神経系機能を示し、その振幅の増大は心臓迷走神経機能の賦活を反映していると考えられる。心臓迷走神経の賦活は心拍数の低下をもたらすと予測され、本実験の結果は、虚偽返答時に副交感神経系機能の亢進が見られたことを示している。

2. 第二実験

第一実験で示された虚偽返答時の心拍数低下反応について、裁決質問法を用いて、定量的・統計的に測定・評価し、再度検証することを目的とした。ま

Subject

[illegible]

Table 2 Number of cases in each interaction response pattern among HR, HF amplitude and LF amplitude during the presentation of the critical items.

HR	LF Amplitude	HF Amplitude			Total
		Max	Min	—	
Min	Min	1	2	1	4
	—	4	0	0	4
		5	2	1	8
—	Min	0	1	0	1
	—	0	1	1	2
		0	2	1	3
Total		5	4	2	11

た同時に、心拍変動についても同様に検討し、HF・LF 両変動成分について第一実験の結果と比較検討した。さらに、虚偽返答時に特徴的な心拍数と心拍変動の反応パターンについても考察した。

また、虚偽検出検査の生理反応指標としてその有効性が認められている皮膚電気活動を同時に測定・比較し、心拍数ならびに心拍変動の各測度の虚偽検出指標としての有効性について検討を行った。

心拍変動を解析する方法として、現在いくつかの技法が考案されている。各種スペクトル分析を用いた技法^{11,13,14,21,22)}、呼吸周期に対応して変化する R-R 間隔変動幅から評価する peak-valley 法²³⁻²⁵⁾、第一実験でも用いた心拍変動の高周波・低周波成分の瞬時振幅時系列変化を抽出する complex demodulation (CDM) 法^{19,20,26)}、R-R 間隔時系列データから非定常的なトレンドをフィルター処理により除去し、呼吸周波数帯域の変動から心臓迷走神経機能評価を行う方法^{27,28)}など、研究者によって様々な方法で分析が行われている。これらの分析技法のうち、スペクトル分析の一般的な手法である高速フーリエ変換 (fast Fourier transform : FFT) 法、peak-valley 法、そして CDM 法を用いて、どの技法により求めた測度が、虚偽返答時の特徴的な反応を最もよくとらえ得るかを調べ、虚偽検出の指標として心拍変動測度の有効性について考察した。

2-1. 方法

被験者

虚偽検出実験へ参加希望した男女大学生16名（男3名・女13名、平均年齢21.0歳、 $SD=0.7$ 歳）を被験者とした。いずれの被験者も以前に虚偽検出関係の実験に参加した経験はなく、また心臓疾患の罹患経験はなかった。

装置

心電図を第Ⅱ誘導法により計測した。心電図は生体電気用アンプ (AB-621G, 日本光電) により時定数0.1 s, High Cut 100 Hz で測定した。

Ag/AgCl ソリッドゲル付ディスク電極 (ビトロード P-150, 日本光電) を右手第2指と第3指の末節腹側部に装着し、Fowles et al.²⁹⁾の勧告回路を改良した回路 (梅沢と黒原³⁰⁾) に準拠した装置 (SCL/R ユニット, ヴェガ・システムズ) を用いて、皮膚コンダクタンス反応 (skin conductance response : SCR, 時定数 4 s) を記録した。

胸部と腹部に呼吸ピックアップ (TR-651T, 日本光電) を装着し、それぞれカブラ用アンプ (AA-601H, 日本光電) により時定数 3 s, High Cut 100 Hz で呼吸波を記録した。

心電図, SCR, 呼吸の各反応は、サーマルアレイレコーダ (RTA-3200, 日本光電) により紙記録すると同時に、サンプリング周波数 1000 Hz で A/D 変換し、ハードディスク上に磁気記録した。

被験者は折り畳み式ベッドの上に仰向けになった姿勢で虚偽検出実験を受けた。

生理反応の解析

本研究においては、心拍変動の解析のために3種の異なる技法を用いた。

CDM 法による解析では、第一実験と同様な手続により、連続する R-R 間隔時系列データから、1秒毎の HF・LF 両変動成分の瞬時振幅値、ならびに瞬時心拍数 (HR) を計測した。

FFT 法の分析では、まず R-R 間隔時系列データを3次のスプライン補間を用いて200 ms 毎の等時間隔時系列データに変換した後、各質問呈示 30 秒間のデータについて、平均値とトレンドの除去ならびにコサイン・ウィンドウ処理後、FFT により心拍変動スペクトルを求めた。そして、0.15 Hz 以下

の帯域のパワーを LF 成分, 0.15 Hz より高い帯域のパワーを HF 成分として, 裁決項目呈示時の特徴的反応パターンを分析した.

Peak-valley 法では, 心拍の R-R 間隔を 1 ms の精度で測定し, 各呼吸における呼気時の最大 R-R 間隔から吸気時の最小 R-R 間隔を減算してその差分値 (RSA 振幅) を求め, 各質問呈示 30 秒内の各呼吸で求められた RSA 振幅を平均し, 心拍変動の測度 (RSA 値) とした. 本研究で計測した呼吸波は, この peak-valley 法による心拍変動の評価を行うことを目的に, 呼気相・吸気相の同定のためのみ使用し, 呼吸自体の測度についての分析は行わなかった.

SCR については, 記録紙上の波形から, 各質問呈示後 5 秒以内に発現した最大反応振幅値を求め, その値を対数変換して SCR の測度とした.

手続

あらかじめ, 赤, 青, 黄, 緑を含め, 計 8 種の異なる色の付いた封筒に, 異なる貴金属を封入し, 別室にある箱の中に入れておいた. 赤, 青, 黄, 緑のいずれかひとつの色名が書かれた複数のくじを用意し, 被験者に 1 枚引かせ, くじに書かれていた色の封筒を別室の箱の中から隠し持ち出すようにと教示し実行させた.

引き続き, 虚偽検出実験を実施した. 裁決質問法に基づき, 隠し持ち出した封筒の色について尋ねる質問表を呈示し, 各種生体反応を記録した. 質問表は 6 項目 (赤, 青, 黄, 緑, 白, それ以外の色) より構成され, それぞれ「封筒の色は～ですか」と質問し, いずれも「いいえ」と返答させた. 各質問項

目は 30 秒間隔で呈示した. 6 項目すべての呈示を 1 系列として, 各項目の呈示順序を変えて計 5 系列行った. 系列間は 30 秒以上の短い休憩をはさんだ. いずれの系列においても第 1 質問項目は緩衝質問として「白」を, 第 6 質問項目は「それ以外の色」を呈示し, 第 2 から第 5 質問項目内で赤, 青, 黄, 緑の呈示順序を各系列で変えて呈示した. 緩衝質問に対する反応は分析からは除外した.

第一実験と同様な教示により虚偽への動機づけを高め, 実験は実施された. 実験終了後, 被験者に内観を聞いた後, 動機づけ教示についての陳謝を行った.

2-2. 結果

被験者が隠し持ち出した封筒と同色の色名を聞く質問項目を裁決質問項目, 他の色を尋ねる質問項目を非裁決質問項目として分析を行った. 限られた系列数の少ないデータで, 各個人内での裁決・非裁決質問間の差を統計的に処理する目的から, 各質問項目に対する反応を独立とみなし, 全系列を込みにして処理を行った. また, 本報告では有意水準が 15% までの差を考察の対象とした.

SCR

SCR が全系列を通して全く見られなかった 1 名の被験者 (S2) を除く 15 名の各被験者について, 対数変換された全 5 系列の SCR 振幅値をもとに, 裁決質問と非裁決質問間で t 検定を行った. 結果を Table 3 に示す. 有意水準が 0.15 では 15 名中 13 名 (86.7%) の被験者において, 有意水準が 0.10 では 15 名中 10 名 (66.7%) の被験者で, 裁決項目で振幅がより大きかった.

Table 3 Mean z -scores to the critical and the non-critical items and the t values ($df=23$) and probability of differences.

Measure	Item and p	Subject															
		S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	S11	S12	S13	S14	S15	S16
SCR	Critical item	1.38		0.95	0.76	1.09	1.41	1.59	0.82	0.75	1.73	1.50	0.28	0.97	1.24	1.74	1.62
	Non-critical item	0.36		0.51	0.36	0.41	0.98	1.09	0.56	0.18	1.36	0.97	0.52	0.48	0.84	1.52	1.30
	t (23)	4.866		2.908	2.692	2.565	1.919	1.610	1.146	3.398	1.700	2.052	-0.989	1.970	1.804	3.416	1.656
	p	0.000		0.008	0.013	0.017	0.067	0.121	0.264	0.002	0.103	0.052	0.333	0.061	0.084	0.002	0.111
RSA value	Critical item	-0.467	-1.036	-0.308	0.039	-0.304	1.092	-0.601	0.579	-0.249	0.703	0.448	0.174	-0.651	0.436		-0.485
	Non-critical item	0.117	0.259	0.077	-0.010	0.076	-0.273	0.150	-0.145	0.062	-0.176	-0.112	-0.044	0.163	-0.109		0.121
	t (23)	-1.152	-2.905	-0.749	0.093	-0.738	3.126	-1.511	1.451	-0.603	1.799	1.102	0.420	-1.651	1.072		-1.198
	p	0.261	0.008	0.462	0.927	0.468	0.005	0.144	0.160	0.552	0.085	0.282	0.679	0.112	0.295		0.243

HR ならびに心拍変動

CDM 法により 1 秒毎の HR ならびに HF・LF 両変動成分の瞬時振幅を求めた。しかし、CDM 法の計算処理の問題から、第 2 ならびに第 6 質問項目における各測度の評価ができなかったため、HR と CDM 法による心拍変動評価においては、第 3～5 質問項目についてのみ分析を行った。したがって、裁決質問が第 2 質問項目に該当した場合、裁決質問項目の反応が評価できないため、その系列のデータは除外して分析した。その結果、分析に用いたのは各被験者で 4 系列 (S9 のみ裁決質問が 2 つの系列で第 2 質問項目に該当したため 3 系列) のデータであった。

HR について、第一実験と同様に、質問呈示開始時点を基準に、分析区間を、呈示後 5 秒間、10 秒間、15 秒間、15～20 秒の区間、呈示区間全体 (30 秒間) に分け、各区間で裁決質問で特徴的な反応を検討した。CDM 法により求めた HR は、各系列内で第 3～5 質問項目のデータを用いて標準化し、各 1 秒毎に HR の z 得点を求めた。そして、各系列で各分析区間における z 得点の平均を求め、その平均を全系列分まとめて、各分析区間毎に裁決質問と非裁決質問間で t 検定により有意差検定を行った。Table 4 には各区間での裁決質問呈示時の HR の増加・低下の方向とその有意水準を示した。16 名中 10 名 (62.5%) において、裁決質問で有意な心拍数の差が見られ、さらにその変化方向はほとんどが心拍数の低下として観察された。複数の区間で有意差が見られた場合、その中で最も小さな有意水準の箇所での差を顕著なものとして分析した結果、心拍数低下が最も多く観察された区間は、質問呈示後 5 秒間で 1 例、10 秒間で 3 例、15 秒間で 4 例、15～20 秒間で 1 例となり、裁決質問呈示後、約 10～15 秒前後の区間で最も心拍数が低下することが分かった。

CDM 法により求めた心拍変動の HF・LF 両成分の瞬時振幅について、HR と同様に各系列内で 1 秒毎の z 得点を求め、全系列をまとめて分析区間毎に裁決・非裁決間で t 検定による有意差検定を行い、Table 4 に示した。また、第一実験での分析方法と同様に、各系列の各区間で最大値・最小値を求め、裁決質問で得られたその値が、他の非裁決質問と比

べて、4 系列中 3 系列以上 (S9 においては 3 系列全てにおいて) で最大 (Max) あるいは最小 (Min) を示した場合、それも併せて Table 4 に示した。HF 成分振幅値について、各分析区間の平均値に注目し、各被験者毎の裁決質問に対する全体的な反応傾向を検討した結果、増大が 5 名 (S6, 9, 10, 12, 14)、減少は 5 名 (S1, 2, 5, 7, 13) であった。これら以外の被験者には一貫した反応傾向は示されなかった。また、各分析区間で有意な平均差が示された例数は、質問呈示後 5 秒間で 3 例、10 秒間で 4 例、15 秒間で 3 例、15～20 秒間で 5 例となり、質問呈示時点から 10～15 秒前後経過した方が、特徴的な反応をより明瞭に捉えることが分かった。

一方、LF 成分振幅値については、HF 成分と同様に裁決質問に対する全体的な反応傾向を検討した結果、LF 成分の増大は 4 名 (S1, 6, 7, 13)、減少は 4 名 (S2, 10, 14, 15) であり、他は一貫した明瞭な反応を示さなかった。また、各被験者の全体的反応傾向に一致する有意な平均差が示された例数は、質問呈示時点から 5 秒間で 4 例、10 秒間で 3 例、15 秒間で 5 例、15～20 秒間で 2 例となり、質問呈示後 15 秒以前において裁決質問での特徴的な反応が示された。

第 2～第 6 の各質問項目について、peak-valley 法により RSA 値を求めた。その値を系列内で標準化した後、5 系列全ての値を用いて、裁決項目と非裁決項目間で t 検定により有意差を検討した。結果を Table 3 に示した。1 名の被験者 (S15) においては、呼吸周期とそれに対応する RSA を同定することができず、分析からは除外した。有意差が見られたのは 16 名中 5 名 (31.3%) であり、裁決質問時増大が 2 例、減少が 3 例であった。

FFT 法を用いて、各質問呈示時のパワースペクトルを求めた。各系列で裁決質問呈示時と非裁決質問呈示時の HF・LF 両周波数帯域でのスペクトルの比較を行い、5 系列中 3 系列以上で同様なスペクトル・パターンが得られることを基準に、裁決質問呈示時に特徴的なスペクトルを分析した。その結果、HF 成分については、S10 と S12 において非裁決質問に比べ裁決質問でパワー最大を示した。一方、LF 成分については、S2 と S5 において、LF 成分パ

Table 4 HR, HF amplitude and LF amplitude responses to the critical items in each analysis period.

Measure	Period	Subject															
		S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	S11	S12	S13	S14	S15	S16
HR	During the first 5 seconds	Dec. (0.007) ^{a)}	Dec. (0.020)	Dec. (0.015)	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
	During the first 10 seconds	Dec. (0.006)	Dec. (0.027)	Dec. (0.012)	Dec. (0.077)	—	—	—	—	—	—	—	Dec. (0.099)	Inc. (0.088)	Dec. (0.113)	—	—
	During the first 15 seconds	Dec. (0.027)	Dec. (0.018)	Dec. (0.044)	Dec. (0.101)	—	Dec. (0.100)	—	—	—	—	—	—	—	Dec. (0.149)	—	—
	From 15 to 20 seconds	Dec. (0.053)	Dec. (0.075)	—	—	—	—	—	—	—	Dec. (0.005)	—	Inc. (0.127)	—	Dec. (0.102)	Dec. (0.018)	—
HF Amplitude	Within a whole period	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
	During the first 5 seconds	Dec. (0.123)	—	—	—	—	—	Dec. (0.140)	—	—	Inc. (0.012)	—	—	Min	—	Max	—
	Mean value	—	—	—	—	—	—	Min	—	—	Max	Min	Max	Min	—	—	—
	Minimum value	Min	—	Min	—	—	—	Min	—	—	Max	—	—	—	—	Max	—
HF Amplitude	During the first 10 seconds	Dec. (0.119)	—	—	—	—	—	Dec. (0.140)	—	—	Inc. (0.037)	—	Max	—	—	—	—
	Mean value	—	—	—	—	Min	—	Min	—	—	Max	Min	Max	—	—	—	—
	Maximum value	—	—	—	—	—	—	Min	—	—	—	Max	Max	—	—	—	—
	Minimum value	—	—	—	—	—	—	Min	—	—	—	Max	Max	—	—	—	—
HF Amplitude	During the first 15 seconds	—	—	—	—	Min	—	—	—	—	Inc. (0.016)	—	Max	Dec. (0.050)	—	—	—
	Mean value	—	—	—	—	Min	—	—	—	—	Max	—	—	—	—	—	—
	Maximum value	—	—	—	—	—	—	—	—	—	Max	—	—	—	—	—	—
	Minimum value	—	—	—	—	—	—	—	—	—	Max	Max	Max	—	—	—	—
HF Amplitude	From 15 to 20 seconds	—	—	—	—	Dec. (0.140)	—	—	—	Inc. (0.004)	—	—	Inc. (0.072)	Dec. (0.096)	Max	Min	—
	Mean value	—	—	—	—	—	—	—	—	Max	—	—	—	—	Max	—	—
	Maximum value	—	—	Max	—	Min	—	—	—	—	—	—	Max	—	—	Min	—
	Minimum value	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
LF Amplitude	Within a whole period	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
	Mean value	—	Min	—	—	—	Max	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
	Maximum value	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
	Minimum value	—	—	—	—	—	—	Min	—	—	Max	Max	—	—	—	—	—
LF Amplitude	During the first 5 seconds	Inc. (0.005)	Dec. (0.101)	—	—	—	Max	Inc. (0.083)	—	—	Min	—	—	Inc. (0.115)	—	—	—
	Mean value	Max	—	—	—	—	Max	Max	—	—	Min	—	—	Max	—	—	—
	Maximum value	Max	Min	—	—	—	—	Max	—	—	Min	—	—	—	—	—	—
	Minimum value	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
LF Amplitude	During the first 10 seconds	Inc. (0.007)	Dec. (0.020)	—	—	—	Inc. (0.107)	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
	Mean value	—	Min	—	—	—	Max	Max	—	—	Min	—	—	Max	—	—	—
	Maximum value	Max	Min	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	Min	—	—
	Minimum value	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
LF Amplitude	During the first 15 seconds	Inc. (0.132)	Dec. (0.032)	—	—	—	—	Inc. (0.107)	—	—	—	—	—	—	Dec. (0.067)	Dec. (0.117)	—
	Mean value	—	—	—	—	—	—	Max	—	—	—	—	—	Max	—	—	—
	Maximum value	—	—	—	Max	—	—	—	—	—	—	—	—	Min	—	—	—
	Minimum value	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
LF Amplitude	From 15 to 20 seconds	Dec. (0.137)	Dec. (0.042)	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	Inc. (0.043)	—	Min	—
	Mean value	Min	Min	—	Min	—	—	—	—	—	Max	—	—	—	—	—	—
	Maximum value	Min	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	Max	—	—	—
	Minimum value	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
LF Amplitude	Within a whole period	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	Min	—	—
	Mean value	—	—	—	—	Min	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
	Maximum value	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
	Minimum value	—	—	—	Max	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	Min

^{a)} Dec.: Decrease, Inc.: Increase. The parenthesized number indicates probability of difference between the critical items and the non-critical items.

ワーの低下が見られた。

上述した SCR, HR, CDM 法による HF・LF 両成分の瞬時振幅, RSA 値, FFT 法の結果をまとめ Table 5 に示した。Peak-valley 法により求めた RSA 値と FFT 法により得られた結果は、矢印に示した CDM 法の振幅の増減と、ほとんど全て対応しており、各測度間で異なる結果を示す例はなかった。

さらに、HR ならびに心拍変動の HF・LF 両成分との相互反応パターンを検討するため、Table 5 に示された CDM 法による結果をもとに、複数の測度で増減があった 13 名 (S8・11・16 を除く) について分析をした。Fig. 1 に HR と心拍変動の HF 成分振幅の関係を示す。縦軸には該当するパターンの出現例数を示した。その結果、HR の低下と HF 振幅の増大、HR の低下と HF 振幅の不変 (n.s.) パターンの出現例数が多い傾向にあることが分かった。特に、HF 振幅からみた場合、HF 振幅減少時には HR は増加・低下ともに観察されるのに対し、HF 振幅増大時にはほとんど HR が低下していることが示された。一方、HR と LF 心拍変動成分との関係は Fig. 2 に示したように、LF 振幅の増減から見た場合に、LF 振幅の減少時には HR はすべて低下した状態にあることが分かった。

2-3. 考察

第一実験と同様に、虚偽返答時に心拍数が多くの例で低下することが示された。そして、その心拍減少反応は、裁決質問呈示直後よりも 10~15 秒前後経過したあたりで最も顕著に示された。しかし、裁決

質問呈示時に心拍数増加反応が有意となるケースもあり、被験者の特性等によって、虚偽返答時の心臓血管系反応パターンが異なる可能性があることが考えられる。

虚偽返答時の心拍変動に関して、異なる 3 種の解析技法を用いて分析をした結果、いずれの方法によっても、同様の反応パターンが示された。呼吸性洞性不整脈は心臓迷走神経活動を反映し^{16,18,31)}、RSA 値は CDM 法により求めた HF 振幅と同等のものと理解できる。また、FFT 法により分析した HF・LF 両成分のパワーの結果も、CDM 法により求めた両成分の振幅に対応したものと理解できる。このように CDM 法により求めた HF・LF 両変動成分

Fig. 1 Interaction response pattern between HR and HF amplitude in the critical item.

Table 5 Changes in SCR, HR, HF and LF amplitudes, RSA value and powers in the LF and the HF bands^{a)}.

Measure	Subject															
	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	S11	S12	S13	S14	S15	S16
SCR	Inc.		Inc.	Inc.	Inc.	Inc.	Inc.		Inc.	Inc.	Inc.		Inc.	Inc.	Inc.	Inc.
HR	Dec.	Dec.	Dec.	Dec.		Dec.				Dec.		Dec.	Inc.	Dec.	Dec.	
HF amplitude	Dec.	Dec. ↓			Dec.	Inc. ↓	Dec. ↓		Inc.	Inc. ↓		Inc. ↓	Dec. ↓	Inc.		
RSA value		Dec.				Inc. ↓	Dec. ↓			Inc. ↓		Inc. ↓	Dec. ↓			
Power in the HF band										Inc.		Inc.				
LF amplitude	Inc.	Dec. ↓				Inc.	Inc.			Dec.			Inc.	Dec.	Dec.	
Power in the LF band		Dec.			Dec.											

^{a)} Inc.: Increase, Dec.: Decrease

Fig. 2 Interaction response pattern between HR and LF amplitude in the critical item.

の瞬時振幅値の結果は、peak-valley法によるRSA値、ならびにFFT法により求めた特徴的スペクトル・パタンの結果を包括しており、心拍変動を時系列的に示すCDM法で得た測度が、虚偽検出には有効であることが示された。

裁決質問時の心拍変動のHF・LF両成分の増減は、被験者によって異なり、反応変化方向に個人差が見られた。また、心拍変動の特徴的な変化が示されたのは、裁決質問提示後10～15秒前後の区間であり、心拍数反応と同様に、質問提示直後よりも一定時間経過後に顕著に示される傾向にあった。

心拍数ならびに心拍変動が虚偽検出の測度としてどの程度有効であるかを比較検討するために、従来から虚偽検出の指標として用いられている皮膚電気活動(SCR)を同時に記録して分析した。その結果、SCRで有意な差を得ることができなかった例においても、HRならびに心拍変動の測度において有意な差が示されるケースがあり (Table 5 参照)、虚偽検出の指標としての有効性が示唆された。特に、皮膚電気反応は環境要因の影響や被験者の状態によっては、全く反応が出現しなくなることがあるが、そのような場合にも、心臓の拍動は常に記録することができるという明確な利点がある。さらに、HRで虚偽返答時の有意な反応が見られないケースにおいても、HF・LF成分それぞれにおいて変化が示されるケースがあり、心拍変動指標の有効性が認めら

れた。

裁決項目提示時のHRとHF・LF成分の反応変化から、虚偽返答時には心拍数の低下とともに、HF成分の増大とLF成分の減少が、特徴的な反応パターンであると推察できる。特に、HR低下とHF成分の増大は、第一実験においても同様に典型的パターンとして観察され、虚偽返答時の心臓血管系反応パターンを考える上で、注目すべき反応傾向と考えられる。

全体的考察

虚偽返答時の反応パターンについて

虚偽返答時、心拍数は低下する傾向にあることが本研究により示された。また、その心拍数低下反応は裁決質問提示直後よりも、質問提示後約10～15秒前後の区間で最も顕著となった。一方、虚偽返答時の心拍変動のHFならびにLF成分は、個人によってその反応が異なり、変化パタンの個人差の存在が示された。様々な刺激事態において生じる生理反応には、個体反応特異性 (individual response specificity) とよばれる、個人による反応傾向の相違がある³²⁾。また、被験者の刺激事態に対する対処方略の相違などにより、交感・副交感神経機能相互の状態が異なる可能性があることが指摘されている³³⁻³⁵⁾。心臓交感・副交感神経機能の指標とされる心拍変動には、このような刺激事態に対する個人の特性が端的に反映されることが推測される。

虚偽返答時の特徴的な反応パターンとして、心拍数の低下と、心拍変動のHF成分の増大ならびにLF成分の低下が認められた。心拍数の増減は、心臓交感神経と心臓副交感神経により調節され、心拍数の低下は交感神経系活動レベルの低下、または心臓副交感神経系の賦活、あるいはその両面から解釈できる。今回得られた虚偽返答時の心拍数低下に伴うHF成分の増大は、副交感神経系の賦活として理解できるが、LF成分は交感系・副交感系両機能を反映し、特に安静時のLF成分は主として心臓迷走神経活動を反映する^{13,15)}ことから、LF成分の低下は交感神経系機能の低下だけからは解釈することはできない。しかし、虚偽検出事態が安静状態とは異なり、ある程度覚醒の高まった状態であると考え

と、LF 成分は副交感系機能よりも交感系機能をより多く反映し、HF 成分の増大すなわち副交感系機能亢進と拮抗する形で、交感系機能の低下を示す LF 成分の減少がみられたと解釈することができよう。

虚偽返答時の反応パターンに関する理論・仮説について

虚偽返答時のいわゆる特異反応とよばれる生理反応パターンの生起機序については、以前から様々な理論・仮説が提出され、議論されてきた³⁶⁾。これらの説では、主に虚偽検出事態における被検者の心理的側面からの考察が中心で、虚偽返答時の個々の生理反応やその変化パターンなどについて、詳しく論じたものはほとんどない。そこで改めて、虚偽検出事態にあてはめて、心理的側面から仮定することができる理論、概念、仮説を取り上げ、過去の研究結果を概観したい。そして、本研究で得られた心拍数ならびに心拍変動の生理反応パターンと比較検討し、虚偽検出状況で得られる心臓血管系反応パターンを理解する上で、どのような理論的枠組みが最も適切であるかについて考察する。

裁決質問に対する一過性の反応を、定位反応から説明し解釈する立場がある³⁷⁻³⁹⁾。この説では、非裁決質問に比して裁決質問は犯人にとって特別な意味・情報価を持ち、それが原因となって弁別可能な定位反応が生起するとされる。定位反応は HR では一過性の低下反応として生起することが報告されている⁴⁰⁾。一方、規則的呼吸時に呈示した定位刺激に対し、RSA 現象は一過性に混乱を生じることが Barry⁴¹⁾によって報告されている。Barry は RSA 現象についてグラフ・パターンの形状的な違いしか考察しておらず、定量的な評価はしていないが、RSA 現象の混乱は HF 成分の低下として示されることが予測される。以上のように、本研究で得られた裁決質問に対する心拍数の低下については、定位反応から解釈することはできるが、心拍変動の高周波成分の増大については、定位反応からの説明は難しい。

生理反応は刺激に対する注意の度を反映すると仮定し、裁決質問に対する特異反応を、それへのより高い注意レベルから説明しようとする仮説がある⁴²⁾。Lacey and Lacey⁴³⁾は外的環境への注意が心拍数の低下を導くと説き、他の研究^{44,45)}において

も、注意集中時に心拍数の低下が報告されている。一方、注意集中時の心拍変動について、Richards and Casey⁴⁶⁾は乳幼児を対象にした研究で、0.49～1.92 Hz の心拍変動の測度が注意時に低下することを見いだした。成人を用いた研究^{44,45)}においても、同様に注意時の心拍変動の低下が報告されている。さらに、Negoescu et al.⁴⁷⁾は呼吸率が一定に保たれた条件でも、注意集中課題時の心拍変動の HF・LF 両変動成分が抑制されることを見いだした。これらの研究結果から示されるように、注意時には心拍数の低下が生じるが、心拍変動においては全体的な減少が生じると考えられ、本研究結果における特徴的な心拍変動結果とは一致せず、注意要因から虚偽返答時の反応パターンを説明することは難しい。

近年、何らかの作業時の精神的負荷 (mental stress)・精神的負担 (mental strain) をメンタルワークロード (mental workload : MWL) と称して、多くの研究が行われている。ISO の定義では、「精神的」という言葉を、認知、情報処理、感情のはたき全てを含むものとしている⁴⁸⁾。自律神経系反応指標は、MWL によって直接的に生じる覚醒反応と、情動により二次的に生じる反応を同時にとらえているので、MWL の評価には適していると考えられている⁴⁹⁾。緊張最高点質問法においては、特に裁決質問呈示時は、非裁決質問呈示時に比べて、MWL が高まった状態と解釈することが可能である。さらに、MWL の研究分野では、認知的処理と記憶、努力・問題解決、困難度などの要因について検討がなされているが、これらの要因は虚偽検出検査においても仮定することができる。

処理の深さ (levels of processing) という仮説⁵⁰⁾に基づき、刺激に対する処理が深い程、その刺激によって誘発される反応は大きくなることが仮定されている³⁶⁾。裁決質問の内容は犯罪事実に関連した意味的に深く処理された情報であり、さらに、虚偽検出検査時の裁決質問に関する処理は、非裁決質問よりも深く処理されると仮定することができる。MWL の研究結果においては、深く処理されコード化された項目の再認時に、心拍数の増加と、心拍変動のより大きな抑制が報告されている⁵¹⁾。また、内的・認知的処理がなされる場合、その作業記憶を必

要とするが、作業記憶への負荷は心拍変動の減少を引き起こす⁵²⁾。

裁決質問呈示時に、虚偽が露見しないようにと何らかの認知的・精神的努力をすると仮定すれば、努力要因が虚偽検出検査時に影響を与えると推測することができるだろう。Vicente et al.⁵³⁾は、努力の主観的評価と心拍変動の低周波成分のパワーとの間に高い相関を見だし、努力が費やされるほど、LF成分パワーが小さくなることを示した。同様にTattersall and Hockey⁵⁴⁾も、精神的努力がLF成分パワーの低下と関連していることを報告している。Beh⁵⁵⁾は、被験者を達成動機の高低で2群に分け、vigilance課題を実施した。その結果、高達成動機者のみ心拍変動(R-R間隔の分散から評価)の低下と心拍数の増加を示し、低達成動機者ではベースレベルと課題間に差は見られず、この結果に努力の要因が関係していると考察をした。これらの結果が示すように、精神的努力は心拍変動の特に低周波成分の低下と心拍数の増加を導くと考えられる。

さらに、虚偽検出検査事態では、裁決質問呈示時に虚偽が露見しないようにとの処理に加え、その処理あるいは問題解決の困難度という要因が相乗的に作用し、裁決質問に対する特異的な反応変化を惹起すると仮定することもできる。Veltman and Gaillard⁵⁶⁾は、困難度の異なる2つの課題を設定し、心拍変動の低周波成分が困難度を反映し、より難度の高い課題時にそのパワーが低下することを見いだした。その後の彼らの研究^{57,58)}から、困難度の違いを最もよく反映するのは心拍数であり、難度の増加に伴って心拍数が増加すること、ならびに心拍変動の低周波成分パワーが難課題遂行時に低下することが示された。一方、Sammer⁵⁹⁾は難課題遂行時に心拍数の増加と、心拍変動の高・低両周波成分パワーの低下を見いだしている。以上から、難度の高い課題遂行を求められる条件においては、心拍数の増加と、特に心拍変動の低周波成分パワーの低下が生じると考えられる。

MWLの定義の中にmental stressが含まれるように、何らかの課題・作業遂行時に生じる精神的ストレスは、MWLの文脈からとらえることができると考えられる。虚偽検出状態もストレス状況と考える

ことができ、特に虚偽を隠蔽することを要求される裁決質問呈示時には、一過性にそのストレスレベルが高まると仮定することができる。Tattersall and Hockey⁵⁴⁾はよりストレスの高い条件で、心拍数の増加が生じたことを報告し、下野ら⁶⁰⁾も緊張作業時の高ストレス負荷条件で、平均心拍数の増加を見いだしている。さらに、単調作業ストレス時には血圧の上昇、ため息などの不規則的な呼吸の増加、これらを反映する心拍変動の低周波成分の増大を報告している。このようにストレスが高まった時には、特に心拍数の増加が生じると考えられる。

以上のように、MWLの文脈から虚偽検出検査に関わると想定される要因について、従来の結果をまとめると、これらの要因は全般的に心拍数を増加する方向に働きかけると理解することができる。また、心拍変動は低下する傾向にあり、特に低周波成分での減少が見られる。ただし、呼吸の変化によって低周波成分が増大するケースもある。本研究で得られた虚偽返答時の結果と比較すると、心拍変動の低周波成分の減少は特徴的反応として示されたが、心拍数は低下する反応が典型的反応として示されている。したがって、この心拍のパターンはMWLでの反応パターンとは一致せず、MWLの文脈で虚偽検出検査事態を説明・解釈することは適当ではないと考えられる。

以上見てきたように、上述した定位反応、注意、そして、認知処理レベルと記憶、努力、困難度、ストレスレベル等の各種MWLに関わる要因は、いずれも虚偽検出検査時の心臓血管系の反応パターンについて十分な説明・解釈を為し得ない。その理由のひとつとして考えられるのは、これら各種心理的要因とその生理反応についての検討が、あくまでも生理反応を従属変数としてのみ扱い、生理反応自体のパターン化や生理反応相互の反応生起機序をもとにして、心理事象を分類、評価していないためと考えられる。虚偽検出においては、生理反応事象をもとに虚偽反応を見抜こうとする。つまり、生理反応のパターン化によって心理的事象を判断するというプロセスをとり、この虚偽検出の方法論自体が、心理事象を独立変数とした従来の研究結果を、そのまま適用することの限界を招いていると考えられる。虚偽検

出のための理論としては、生理反応から心理事象を評価する理論・仮説が求められる。

様々な刺激事態が引き起こす心臓血管系相互の反応パターンを、パターンⅠ対パターンⅡという2類型に分類する理論がある³³⁻³⁵⁾。パターンⅠ・Ⅱともに血圧においては上昇を呈するが、パターンⅠでは骨格筋血管の拡張が、パターンⅡではその収縮が典型的反応として生じる。さらに、心臓側の反応としては、パターンⅠでは迷走神経活動の抑制と β アドレナリン作動性の交感神経活動の亢進による心拍数の増加が見られ、パターンⅡでは迷走神経活動が亢進して心拍数はおおむね低下を示すとされる。

刺激事態を解釈した中枢神経系が、生理的には、このパターンⅠ・Ⅱという心臓血管系の相互反応パターンを惹起させるのに対し、生理心理学的には能動的対処対受動的対処⁶¹⁾がこの両者のパターンに対応した行動と見なされる。能動的対処状況とは、挑戦や競争が求められる、評価を受ける、といった能動的な事態であり、暗算や反応時間課題、電撃回避などが典型的状況である。一方、受動的対処状況とは、ストレス刺激に対する注視や監視、なす術もなくただ耐える、といった受け身の事態である。騒音暴露や嫌悪性映像の呈示、痛みを伴わないレベルでの寒冷昇圧がその典型状況とされる³⁵⁾。

能動的対処状況における心拍変動については、いくつかの研究がその変化について報告している。暗算課題時の心拍変動は全体的減少を示し^{23,62-66)}、高周波成分^{63,64)}、低周波成分⁶⁶⁾とも低下し、心拍数は増加する^{63,65,66)}。また、反応時間課題では、心拍数の増加^{63,64)}と心拍変動の高周波成分の低下が示されている⁶⁴⁾。このように、能動的対処状況においては、心拍数の増加と、心拍変動の特に高周波成分の低下が生じると考えられる。

一方、受動的対処状況における心拍変動測定については、あまり多くの研究例はなく、また、今までの研究結果は一致していない。高周波成分の増加⁶⁷⁾、減少^{64,68)}、不変⁶³⁾と、得られた結果は研究によって異なる。しかし、これらの研究においては、痛みが予想される低い温度の寒冷昇圧や、鏡映描写課題などによって検討がなされており、受動的対処状況として必ずしも適切な条件設定であるとは言い

難く³⁵⁾、騒音暴露などを用いたさらなる検討が必要と思われる。

本研究においては、虚偽返答時に心拍数の低下が見られた。心拍の反応パターンに限定すれば、これはパターンⅡ的な反応であり、受動的対処状況での反応と考えることができる。虚偽検出事態において、被検者にとって自らの犯行に関わる裁決質問は、それを質問されることを危惧する被検者にとっては嫌悪的刺激と見なすことができるであろう。また、様々な測定器具をつけられ、身動きも制限された状態の中で検査が行われる。さらに裁決質問呈示時には、被検者はその虚偽が看破されないようにと、じっと耐えてその質問をやり過ぎさなければならないという状況が具現する。このように裁決質問呈示時は、まさに受動的対処と同等の状況が生じると考えることができる。

一方、対処方略の選択は、直面する刺激事態がもつ特性によってある程度決定される、刺激反応特異性³²⁾的性質を持ったものと考えられる。しかし、条件によっては同一の状況にあっても、個人により対処方略が異なる可能性が推測される。特に、虚偽検出事態においては、虚偽を隠蔽するために被検者がとる方略は個々人で異なる可能性が考えられる。上述の受動的対処方略をとる場合とは逆に、虚偽を能動的に積極的に隠そうとする対処方略をとる個体もあり得る。この場合、心臓血管系の諸反応はパターンⅠを呈し、心拍数は増加することが予測される。実際、本研究においても、裁決質問呈示時に有意に心拍数の増加を示した被験者が見られた。このように、虚偽返答時に特徴的な心拍反応が、増加するか低下するかを見ることにより、被験者がとる虚偽隠蔽のための方法がある程度推定することが可能となると考えられる。

本研究では血圧変化や末梢抵抗の測定を解析していない。これら心臓血管系の他の測定と心拍反応との相互パターン、ならびに被験者の虚偽隠蔽方法等を総合的に検討することによって、虚偽反応パターンと対処方略との関係について、その妥当性等の検証をすることができるであろう。

心拍関連測度の虚偽検出指標としての可能性について

本研究の2つの実験から、虚偽返答時に心拍数は

低下することが多くの例（約60～75%）に示され、心拍数の虚偽検出指標としての可能性は高いと考えられる。ただし、その反応は質問呈示直後に見られるのではなく、少なくとも質問開始後10～15秒前後に顕著になる傾向にあった。

これに対し心拍変動測度については、虚偽返答時の特徴的な反応パターンとしては、心拍数の低下とともに、高周波成分の増大と低周波成分の低下が示唆されたが、個人によってその反応変化方向に差が見られた。しかし、個人内比較によって虚偽返答時の反応を検討することによって、HF 振幅では60%以上、LF 振幅では50%を判定することができた。先に述べたように、特に心拍関連測度においては、対処方略の違いなど個体反応特異性の可能性が想定でき、そのためにも個人内比較による検討が必要と考えられる。

さらに、皮膚電気反応では明瞭に反応を確認できないケースにおいても、心拍数、心拍変動の測度においては有意な差が示されるケースがあった。また、心拍数と心拍変動指標間でも、一方で確認できなかった差を、もう一方が示す例がみられ、各反応測度の利点を考慮して、各指標を相補的に利用することによって、検査の判定精度をより高めることが可能となった。実際、第2実験においては、1例を除いたほとんど全ての被検者（94%）で、いずれかの指標で裁決質問項目に特徴的な差を見出すことができた。

心拍変動評価に関する残された課題

虚偽検出検査では、裁決質問時に呼吸波形に特徴的な変化が示されることが多い。呼吸振幅・周期の変化がその典型的反応としてみられる^{69,70)}。一方、心拍変動は呼吸に影響を受けることが知られている^{16,24,25,71-73)}。特に、心臓迷走神経活動を交感神経活動から分離して評価するには、呼吸数が交感神経の伝達可能周波数である0.15 Hz（9回/1分）以上である必要がある^{13,15)}。さらに、HF 成分振幅は心臓迷走神経活動レベルとは独立に呼吸数の影響を受ける。すなわち、呼吸数が増加すると、平均 R-R 間隔には変化がなくても、HF 成分振幅は低下する。呼吸数の増加は1回換気量の低下を伴い、それも HF 成分の減少に寄与していると考えられる。逆

に、呼吸数の減少ならびに1回換気量の増加は HF 成分振幅の増大をもたらす⁷²⁾。一方、心拍変動の LF 成分は呼吸数の影響は受けないが、乱れた呼吸は LF 成分の増大をもたらす⁷⁴⁾。本研究においては、虚偽返答時に心拍数の低下と共に、HF 成分の増大と LF 成分の低下が特徴的に示された。特に、HF 成分増大は平均心拍数の低下に付随しているため、呼吸数変化の HF 成分への副次的な効果とは考えにくい。しかし、呼吸自体については分析を行っていないため、虚偽検出事態における呼吸測度と心拍変動との関連については、今後より詳細な検討が必要と考えられる。

また、最近では呼吸変化によって影響を受けない心臓副交感神経系測度として、圧反射感度（baroreflex sensitivity: BRS）が注目されている^{34,75)}。BRS は連続血圧変化と R-R 間隔から評価することができ、これらの測度を用いて、より短時間の一過性の自律系機能変化について検討を行うことにより、さらなる新たな虚偽検出指標開発の可能性が生まれるかもしれない。

呼吸以外にも心拍変動に影響を与えるいくつかの要因がある。加齢による HF・LF 両成分振幅の減少が報告されている。両成分ともに30歳までに著しい低下を示し、その後は有意な減少はなくなると言われている^{76,77)}。虚偽検出における心拍変動測度における特徴的反応の生起には、年齢による相違が推測される。したがって、検査対象年齢による判定精度の差が生じる可能性が考えられ、心拍変動測度の有効性と被検査者の年齢との関係についてはさらなる検討が必要と思われる。

食後時間が HF・LF 両成分に影響を与えることが報告されている。臥位での HF 成分振幅は食後30分に一過性に減少し、心臓迷走神経活動の低下が示されている⁷⁸⁾。また、臥位と立位での LF 成分振幅は食後90分で増加し、食事による交感神経活動の亢進を反映すると考えられている⁷⁹⁾。一方、心拍変動の日内変動も報告されており、臥位の HF 成分は午後よりも午前中の方がやや高い傾向がある。また、立位の HF 成分と臥位・立位の LF 成分には睡眠時以外は時刻による差はなかった⁷⁸⁾。通常の虚偽検出検査でとられる座位姿勢が、臥位と立位の中間

的性質を持つと仮定すれば、日中の時間帯や食後時間が心拍変動に影響を与える可能性のあることが推察され、検査を行う時間帯や検査前の飲食の有無など、検査条件について統制・配慮が必要と思われる。

喫煙は心拍数と心拍変動とに大きな影響を与える。若年健常者において、1本の喫煙3分後にHRの増加とHF成分の低下が、10～17分後にLF成分の増加が生じたことが報告されている⁸⁰⁾。さらに、HF成分パワーはニコチン含有量と比例して低下することが示されている⁸¹⁾。また、喫煙習慣は慢性的な心拍変動の低下をもたらすとされる⁸⁰⁾。しかし、喫煙者と非喫煙者の差は30歳以下において見られ、それ以上の年齢層では有意な差は見られない⁸⁰⁾。これらの結果から虚偽検出では喫煙の有無、喫煙後時間が影響を与えることが想定されるが、その効果は特に若年者において顕著となることが推察される。喫煙習慣のある被検査者に対しては、検査前の喫煙の制限など、検査結果への影響を配慮した、検査前条件の統制が必要とされるだろう。

以上心拍変動に影響を与える各種要因は、心拍変動への背景的・持続的な影響要因であり、統制の必要はあったとしても、それらが特定の質問呈示時に一過性的変化として作用してくるものではない。しかし、ベースレベルの増減により反応の出現しやすさに変化を与えると推測することができるため、十分注意すべき事柄であると考えられる。

本研究においては心拍変動のいくつかの解析技法の結果を比較し、complex demodulation (CDM)法が虚偽検出には有効であることが示された。FFT法などのスペクトル法に基づく時系列分析では、データの定常性が要求され、また分析対象期間もある程度の長さを必要とする。短時間データでの評価が可能とされる最大エントロピー法においてさえも、より安定した評価を得るためには、少なくとも最低周波数の2周期分の長さが必要とされ²²⁾、LF成分の評価には本研究で設定した各30秒～40秒の質問呈示期間が少なくとも必要と考えられる。また、peak-valley法においては、呼吸周期に対応したR-R間隔の変動分を求めるため、比較的計測が簡便であるが、心拍変動に含まれる交感系・副交感系由来

の変動を分離して評価することができない。これに対し、CDM法においてはデータの定常性を要求せず、短い時間の中での心拍変動のHF・LF両変動成分の瞬時振幅値の継時的評価が可能である。しかしながら、CDM法は既知の周波数成分を分析するため、分析のための対象周波数帯域をあらかじめ設定しておく必要がある。そのため、設定周波数帯域から対象波形がはずれた場合には、正しい評価ができなくなってしまう¹⁰⁾。呼吸変化によってHF成分の中心周波数が変動することが想定される虚偽検出検査事態においては、より精度の高い評価を行うために、時系列データから未知の変動成分の抽出を可能とする分析法が求められる。

心拍数、心拍変動の測度は、心臓血管系全体の中では特定の部分的なパラメータである。したがって、これらの測度をより正しく詳細に検討するためには、血圧、心拍出量、末梢抵抗など、他の心臓血管系反応の変化やパターンを総合的に評価する必要がある。今後は、虚偽検出事態で心臓血管系諸反応を同時に計測し、検討を行い、虚偽返答時の特徴的な心臓血管系全体の反応パターンやその発現機序を明らかにすることによって、より精度の高い妥当な虚偽検出指標の開発が可能となるだろう。

文 献

- 1) 鈴木昭弘：虚偽検出検査。皮膚電気活動（編新美良純，鈴木二郎）pp. 192-205，星和書店，東京（1986）。
- 2) 平伸二：事象関連脳電位による虚偽検出。鑑識科学，3，21-35（1998）。
- 3) Deane, G. E.: Human heart rate response during experimentally induced anxiety. *J. of Experimental Psychology*, 61, 489-493（1961）。
- 4) 渡辺昭一，鈴木昭弘：虚偽検出検査の指標としての心拍反応に関する研究：擬似的虚偽検出事態における心拍反応の検討。科警研報告，25，51-56（1972）。
- 5) 渡辺昭一，梶谷万太郎：虚偽検出検査の指標としての心拍反応に関する研究：実務検査事態における心拍反応の検討。科警研報告，26，191-196（1973）。

- 6) 渡辺昭一, 山岡一信, 竹野豊, 小杉常雄, 粕谷巧: ポリグラフ検査の指標としての指尖容積脈派と心拍の検討. 科警研報告, **34**, 29-34 (1981).
- 7) Cutrow, R. J., Parks, A., Lucas, N. and Thomas, K.: The objective use of multiple physiological indices in the detection of deception. *Psychophysiology*, **9**, 578-588 (1972).
- 8) 中山誠: 虚偽検出事態における心拍率変動と予告刺激の効果. 科警研報告, **37**, 193-201 (1984).
- 9) 三宅洋一, 山村武彦: 虚偽反応パターンに関する実験的考察. 科警研報告, **33**, 146-151 (1980).
- 10) 廣田昭久, 三浦恵理, 小林能成, 高原光恵: 呼吸性不整脈: 副交感神経機能の新たな指標. 上智大学心理学年報, **18**, 61-75 (1994).
- 11) Sayers, B. McA.: Analysis of heart rate variability. *Ergonomics*, **16**, 17-32 (1973).
- 12) Akselrod, S., Gordon, D., Ubel, F. A., Shannon, D. C., Barger, A. C. and Cohen, R. J.: Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: A quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. *Science*, **213**, 220-222 (1981).
- 13) Pomeranz, B., Macaulay, R. J. B., Caudill, M. A., Kutz, I., Adam, D., Gordon, D., Kilborn, K. M., Barger, A. C., Shannon, D. C., Cohen, R. J. and Benson, H.: Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis. *American J. of Physiology*, **248**, H151-H153 (1985).
- 14) Alcalay, M., Izraeli, S., Wallach-Kapon, R., Tochner, Z., Benjamini, Y. and Akselrod, S.: Pharmacological modulation of vagal cardiac control measured by heart rate power spectrum: A possible bioequivalent probe. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, **15**, 51-55 (1991).
- 15) Hayano, J., Sakakibara, Y., Yamada, A., Yamada, M., Mukai, S., Fujinami, T., Yokoyama, K., Watanabe, Y. and Takata, K.: Accuracy of assessment of cardiac vagal tone by heart rate variability in normal subjects. *American J. of Cardiology*, **67**, 199-204 (1991).
- 16) Eckberg, D. L.: Human sinus arrhythmia as an index of vagal cardiac outflow. *American J. of Physiology*, **54**, 961-966 (1983).
- 17) Fouad, F. M., Tarazi, R. C., Ferrario, C. M., Fighaly, S. and Alicandri, C.: Assessment of parasympathetic control of heart rate by a noninvasive method. *American J. of Physiology*, **246**, H838-H842 (1984).
- 18) Katona, P.G. and Jih, F.: Respiratory sinus arrhythmia: Noninvasive measure of parasympathetic cardiac control. *J. of Applied Physiology*, **39**, 801-805 (1975).
- 19) 早野順一郎: ホルター心電図処理による自律神経活動の分析とその臨床応用: 心拍変動の complex demodulation. *BME*, **7**, 38-47 (1993).
- 20) Shin, S. J., Tapp, W. N., Reisman, S. S. and Natelson, B. H.: Assessment of autonomic regulation of heart rate variability by the method of complex demodulation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **36**, 274-283 (1989).
- 21) 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**, 334-344 (1988).
- 22) Sawada, Y. and Tanaka, G.: Application of the maximum-entropy method to data on short-term variability in inter-beat interval and an interpretation of the calculated powers. *Japanese Psychological Research*, **40**, 1-9 (1998).
- 23) Grossman, P. and Swebak, S.: Respiratory sinus arrhythmia as an index of parasympathetic cardiac control during active coping. *Psychophysiology*, **24**, 228-235 (1987).
- 24) Grossman, P., Karemaker, J. and Wieling, W.: Prediction of tonic parasympathetic cardiac control using respiratory sinus arrhythmia: The need for respiratory control. *Psychophysiology*, **28**, 201-216 (1991).
- 25) Grossman, P. and Kollai, M.: Respiratory si-

- nus arrhythmia, cardiac vagal tone, and respiration: Within- and between-individual relations. *Psychophysiology*, **30**, 486–495 (1993).
- 26) Hayano, J., Taylor, J. A., Yamada, A., Mukai, S., Hori, R., Asakawa, T., Yokoyama, K., Watanabe, Y., Takata, K. and Fujinami, T.: Continuous assessment of hemodynamic control by complex demodulation of cardiovascular variability. *American J. of Physiology. Heart and Circulatory Physiology*, **264**, H1229–H1238 (1993).
 - 27) Byrne, E. A. and Porges, S. W.: Frequency-specific amplification of heart rate rhythms using oscillatory tilt. *Psychophysiology*, **29**, 120–126 (1992).
 - 28) Hatch, J. P., Borcharding, S. and German, C.: Cardiac sympathetic and parasympathetic activity during self-regulation of heart period. *Biofeedback and Self-Regulation*, **17**, 89–106 (1992).
 - 29) Fowles, D. C., Christie, M. J., Edelberg, R., Grings, W. W., Lykken, D. T. and Venables, P. H.: Publication recommendations for electrodermal measurements. *Psychophysiology*, **18**, 232–239 (1981).
 - 30) 梅沢章男, 黒原彰: バイオフィードバック指標としての皮膚コンダクタンス変化と皮膚電位活動の比較. バイオフィードバック研究, **21**, 29–36 (1994).
 - 31) Berntson, G. G., Cacioppo, J. T. and Quigley, K. S.: Respiratory sinus arrhythmia: Autonomic origins, physiological mechanisms, and psychophysiological implications. *Psychophysiology*, **30**, 183–196 (1993).
 - 32) Andreassi, J. L.: Psychophysiology: Human behavior & physiological response. Fourth edition. pp. 405–410, Lawrence Erlbaum Associates (2000).
 - 33) 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**, 209–238 (1990).
 - 34) 澤田幸展: 心臓血管系における自律神経調節機能の評価: 批判的評論. 心理学評論, **40**, 203–220 (1997).
 - 35) 澤田幸展: 血行力学的反応. 新生理心理学 1 巻 生理心理学の基礎 (編 藤澤清, 柿木昇治, 山崎勝男) pp. 172–195, 北大路書房, 京都 (1998).
 - 36) Ben-Shakhar, G. and Furedy, J. J.: Theories and applications in the detection of deception: A psychophysiological and international perspective. pp. 101–114, Springer-Verlag New York (1990).
 - 37) Ben-Shakhar, G., Lieblich, I. and Kugelmass, S.: Detection of information and GSR habituation: An attempt to derive detection efficiency from two habituation curves. *Psychophysiology*, **12**, 283–288 (1975).
 - 38) Ben-Shakhar, G.: A further study of the dichotomization theory in detection of information. *Psychophysiology*, **14**, 408–413 (1977).
 - 39) Lykken, D. T.: Psychology and the lie detection industry. *American Psychologist*, **29**, 725–739 (1974).
 - 40) Lynn, R.: Attention, arousal and the orientation reaction. Oxford: Pergamon Press (1966).
 - 41) Barry, R. J.: Disruption of sinus arrhythmia and its relation to the classification of non-habituating OR measures. *Physiology & Behavior*, **21**, 25–27 (1978).
 - 42) Waid, W. M., Orne, E. C., Cook, M. R. and Orne, M. T.: Effects of attention, as indexed by subsequent memory, on electrodermal detection of information. *J. of Applied Psychology*, **63**, 728–733 (1978).
 - 43) Lacey, B. C. and Lacey, J. I.: Two-way communication between the heart and the brain: Significance of time within the cardiac cycle. *American Psychologist*, **34**, 99–113 (1978).
 - 44) Porges, S. W. and Raskin, D. C.: Respiratory and heart rate components of attention. *J. of Experimental Psychology*, **81**, 497–503 (1969).
 - 45) Coles, M. G. H.: Cardiac and respiratory activity during visual search. *J. of Experimental Psychology*, **96**, 371–379 (1972).

- 46) Richards, J. E. and Casey, B. J.: Heart rate variability during attention phases in young infants. *Psychophysiology*, **28**, 43–53 (1991).
- 47) Negoescu, R. M., Csiki, I. E., Pafnote, M. and Wolf, S.: Cortical control of sinus arrhythmia in man studied by spectral analysis. *Integrative Physiological and Behavioral Science*, **28**, 226–238 (1993).
- 48) 青木和夫：ISO/TC159におけるメンタルワークロードの概念と定義および設計の指針．人間工学，**29**，339–342 (1993)．
- 49) 大須賀美恵子，寺下裕美：メンタルワークロードの生理心理学的研究．新生理心理学3巻新しい生理心理学の展望（編 山崎勝男，藤澤清，柿木昇治）pp. 116–125，北大路書房，京都（1998）．
- 50) Craik, F. I. M. and Lockhart, R. S.: Levels of processing: A framework for memory research. *J. of Verbal Learning and Verbal Behavior*, **11**, 671–684 (1972).
- 51) Vincent, A., Craik, F. I. M. and Furedy, J. J.: Relations among memory performance, mental workload and cardiovascular responses. *International J. of Psychophysiology*, **23**, 181–198 (1996).
- 52) Jorna, P. G. A. M.: Spectral analysis of heart rate and psychological state: A review of its validity as a workload index. *Biological Psychology*, **34**, 237–257 (1992).
- 53) Vicente, K. J., Thornton, D. C. and Moray, N.: Spectral analysis of sinus arrhythmia: A measure of mental effort. *Human Factors*, **29**, 171–182 (1987).
- 54) Tattersall, A. J. and Hockey, G. R. J.: Level of operator control and changes in heart rate variability during simulated flight maintenance. *Human Factors*, **37**, 682–698 (1995).
- 55) Beh, H. C.: Achievement motivation, performance and cardiovascular activity. *International J. of Psychophysiology*, **10**, 39–45 (1990).
- 56) Veltman, J. A. and Gaillard, A. W. K.: Indices of mental workload in a complex task environment. *Neuropsychobiology*, **28**, 72–75 (1993).
- 57) Veltman, J. A. and Gaillard, A. W. K.: Physiological indices of workload in a simulated flight task. *Biological Psychology*, **42**, 323–342 (1996).
- 58) Veltman, J. A. and Gaillard, A. W. K.: Physiological workload reactions to increasing levels of task difficulty. *Ergonomics*, **41**, 656–669 (1998).
- 59) Sammer, G.: Heart period variability and respiratory changes associated with physical and mental load: Non-linear analysis. *Ergonomics*, **41**, 746–755 (1998).
- 60) 下野太海，大須賀美恵子，寺下裕美：心拍・呼吸・血圧を用いた緊張・単調作業ストレスの評価手法の検討．人間工学，**34**，107–115 (1998)．
- 61) Obrist, P. A., Gaebler, C. J., Teller, E. S., Langer, A. W., Grignolo, A., Light, K. C. and McCubbin, J. A.: The relationship among heart rate, carotid dP/dt, and blood pressure in humans as a function of the type of stress. *Psychophysiology*, **15**, 102–115 (1978).
- 62) Boyce, P. R.: Sinus arrhythmia as a measure of mental load. *Ergonomics*, **17**, 177–183 (1974).
- 63) Allen, M. T. and Crowell, M. D.: Patterns of autonomic response during laboratory stressors. *Psychophysiology*, **26**, 603–614 (1989).
- 64) Allen, M. T., Boquet, A. J. and Shelley, K. S.: Cluster analyses of cardiovascular responsivity to three laboratory stressors. *Psychosomatic Medicine*, **53**, 272–288 (1991).
- 65) Müller, A., Schandry, R., Montoya, P. and Gsellhofer, B.: Differential effects of two stressors on heart rate, respiratory sinus arrhythmia, and T-wave amplitude. *J. of Psychophysiology*, **6**, 252–259 (1992).
- 66) Sloan, R. P., Shapiro, P. A., Bagiella, E., Bigger, J. T., Lo, E. S. and Gorman, J. M.: Relationships between circulating catecholamines and low frequency heart period variability as indices of cardiac sympathetic activity during mental stress.

- Psychosomatic Medicine*, **58**, 25–31 (1996).
- 67) Inamori, Y. and Nishimura, K.: Cardiovascular changes during different mental load tasks. バイオフィードバック研究, **22**, 19–22 (1995).
- 68) 榎原雅人: 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**, 123–127 (1992).
- 69) 木崎久和, 寒河江正男, 山岡一信: ポリグラフ検査における呼吸パターンの分類化と得点化の試み. 科警研報告, **32**, 136–141 (1979).
- 70) 中山誠: 裁決質問に対する呼吸抑制とそのリバウンド成分. 科警研報告, **40**, 32–37 (1987).
- 71) Hirsch, J. A. and Bishop, B.: Respiratory sinus arrhythmia in humans: How breathing pattern modulates heart rate. *American J. of Physiology. Heart and Circulatory Physiology*, **241**, H620–H629 (1981).
- 72) Hayano, J., Mukai, S., Sakakibara, M., Okada, A., Takata, K. and Fujinami, T.: Effects of respiratory interval on vagal modulation of heart rate. *American J. of Physiology. Heart and Circulatory Physiology*, **267**, H33–H40 (1994).
- 73) 中尾睦宏, 熊野宏昭, 久保木富房, 末松弘行, 安土光男, 高島香代子: 呼吸回数が心拍変動に与える影響について. 心身医学, **35**, 456–462 (1995).
- 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**, 979–986 (1993).
- 75) 澤田幸展: 心臓迷走神経活動. 生理心理と精神生理学, **14**, 77–88 (1996).
- 76) Hrushesky, W. J. M., Fader, D., Schmitt, O. and Gilbertsen, V.: The respiratory sinus arrhythmia: A measure of cardiac age. *Science*, **224**, 1001–1004 (1984).
- 77) Shannon, D. C., Carley, D. W. and Benson, H.: Aging of modulation of heart rate. *American J. of Physiology. Heart and Circulatory Physiology*, **253**, H874–H877 (1987).
- 78) Hayano, J., Sakakibara, Y., Yamada, M., Kamiya, T., Fujinami, T., Yokoyama, K., Watanabe, Y. and Takata, K.: Diurnal variations in vagal and sympathetic cardiac control. *American J. of Physiology. Heart and Circulatory Physiology*, **258**, H642–H646 (1990).
- 79) Lipsitz, L. A., Ryan, S. M., Parker, J. A., Freeman, R., Wei, J. Y. and Goldberger, A. L.: Hemodynamic and autonomic nervous system responses to mixed meal ingestion in healthy young and old subjects and dysautonomic patients with postprandial hypotension. *Circulation*, **87**, 391–400 (1993).
- 80) Hayano, J., Yamada, M., Sakakibara, Y., Fujinami, T., Yokoyama, K., Watanabe, Y. and Takata, K.: Short- and long-term effects of cigarette smoking on heart rate variability. *The American J. of Cardiology*, **65**, 84–88 (1990).
- 81) Niedermaier, O. N., Smith, M. L., Beightol, L. A., Zukowska-Grojec, Z., Goldstein, D. S. and Eckberg, D. L.: Influence of cigarette smoking on human autonomic function. *Circulation*, **88**, 562–571 (1993).