Japanese Journal of Applied Psychology
1991, No. 16., 33-43

原　著

生理指標間の虚偽検出精度の比較

足立浩平*　鈴木昭弘*

A COMPARISON OF DETECTABILITY OF DECEPTION BETWEEN PHYSIOLOGICAL MEASURES

Kohei ADACHI and Akihiro SUZUKI

The purpose of this study was to exhaustively evaluate multiple response indices in the psychophysiological detection of deception. Physiological responses of twenty-four guilty subjects in an experiment using guilty knowledge test were analyzed. Detection accuracy with measures of respiration, SCR, vasomotor responses, and heart rate was evaluated on the basis of three kinds of standardization statistics. As a result, measures such as respiration speed, respiration curve length, expiration time, SCR amplitude, SCR rise rate and heart rate deceleration showed high accuracy. A noticeable result was that accuracy with respiration speed and curve length was superior to accuracy with SCR amplitude, suggesiting that inferiority of respiration measures in earlier experimental studies was attributable to insufficiency of definitions for measures.

緒　言

虚偽検出検査の主要な質問法である緊張最高点質問法（Guilty Knowledge Test）では，被験者に犯行に関連する裁決質問と複数個の非裁決質問を提示し，裁決質問に対して非裁決質問とは有意に程度の異なる生理反応が生じるかどうかを見ることによって判定がなされる。例えば，窃盗対象が万年筆であり，この犯行情報を無実の者が知らない場合には，「万年筆」を裁決質問，「腕時計」，「ネクタイピン」，「電卓」，「ライター」を非裁決質問として，「盗まれたものは～ですか」という質問の仕方で各質問刺激を被験者に継時的に提示する系列を，複数回繰り返す。もし，被験者が犯行情報を知らなければ，両種の質問刺激間で有意な反応量の差は見られないだろう。一方，被験者に犯行情報の知識があれば，系列を通して，裁決質問に対して非裁決質問より大きな反応が生起すると考えられる（Lykken 1981，鈴木 1986，Ben-Shakhar & Furedy 1990）。

測定される生理反応は1現象だけではなく，呼吸運動，皮膚抵抗反応および脈波等の複数チャネルである。さらに，各チャネルの反応について，例えば，呼吸の振幅や周期の変化というように，複数個の反応指標が判定の対象となる。本研究では，複数個の反応指標の中で虚偽検出の精度を比較することを目的とする。こうした反応指標の精度評価は，過去にも幾つかの研究でなされているが（Thackray & Orne 1968，Cutrow et al. 1972，Kubis 1973，山岡，鈴木 1973，Barland & Raskin 1975，Raskin & Hare 1978，Podlesny & Raskin 1978），いずれも網羅的なものとはいえない。

呼吸運動について過去の研究で扱われてきたのは吸気振幅や周期時間等に限られたが，近年の呼吸の研究では，他の反応指標の評価もなされている。例えば，中山ら（1986，1988，1990）は，振幅を吸気・呼気に，呼吸時間を吸気・呼気・ポーズに区別し（Cohen et al. 1975），詳細な分析を行なっている。また，振幅や時間以外の指標も，近年になって提案されている。その1つ

* 科学警察研究所
National Research Institute of Police Science

は，呼吸波を積分する呼吸面積（鈴木ら 1977）であり，もう1つは，記録紙上での単位時間当たりの呼吸波の移動距離で定義される曲線長（Timm 1982a）である。本研究では，以上の反応指標を網羅的に取り上げ，精度評価を行なう。なお，曲線長は精度の高い呼吸指標とされているが（足立，鈴木 1990），定義上の問題点がある。上述のように，曲線長は記録紙の2次元平面上の距離で定義されるが，記録紙という媒体を離れて考えると，次元の一方（垂直方向）は振幅という空間的長さであるのに対して，もう一方（水平方向）は時間である。つまり，互いに単位の異なる二次元を同等に扱って定義されるという論理上の問題があり，各次元の単位を変えることによって，曲線長の値は変わって来る。そこで，本研究では，曲線長とともに，それと同様の指標として，単位時間当たりの呼吸波の垂直方向への移動距離で定義される呼吸速度を新たに提案し，精度を評価する。

皮膚抵抗反応については，主に振幅が虚偽検出指標として重視されてきた。しかし，皮膚抵抗反応のパラメータには，振幅だけでなく，潜時や頂点時間などの時間変数もある（Venables & Christie 1980）。本研究ではこうした時間に関する反応指標も精度評価の対象とする。また，皮膚抵抗反応については，質問刺激提示後のどのくらいの期間内に生じた反応を刺激に対応したものとみなすかという反応同定の期間の問題がある。過去の諸研究では期間の定め方が一致せず，一般に質問提示から4～6秒程度の期間が設定されるが，10秒間以上の長い期間を採用した研究（例えば Bradley & Warfield 1981, Timm 1982b）もある。そこで，本研究では，長・短の2種類の反応同定の期間を設けて，それぞれにつき，反応指標の精度評価を行なう。おな，皮膚抵抗については，その逆数のコンダクタンスで反応を記録した方が望ましいとされており（Fawles et al. 1981），本研究でも皮膚コンダクタンス反応（Skin Conductance Response；以下，SCR と略記）を対象とする。

脈波についても，上腕および指尖の容積脈波を対象にして，基線・振幅の変化に関する指標の精度を体系的に評価する。また，脈波のピーク間時間から心拍を計測し，心拍反応の虚偽検出指標としての有効性も検討する。脈波の基線，振幅および心拍には，それぞれ，上昇・下降，拡大・縮小および加速・減速の2種類の反応の方向性があり，刺激の強度によって反応の方向が変わることが知られている（山崎，亀井 1976，Raskin 1979）。本研究では，こうした2種の反応の方向に関する指標を取り上げる。

以上のように，本研究は，反応指標を網羅的に取り上げ，虚偽検出精度を比較することを目的とするが，比較のためには精度を数値化する必要がある。数値化の第1段階は，反応量の標準化である。標準化の意義は，互いに単位の異なる指標の反応量を比較可能にすることと，反応性の個人差を統計的に除去することにある。こうした標準化法として，Ben-Shakhar（1985）は個人内での反応量の平均および分散に基づく標準得点を用いる方法を勧めている。しかし，個人内においても反応量の顕著な変動が見られることがあり，系列間で反応性が変化することも十分に考えられる。こうした場合には，系列内で標準化を行なうことが必要になる。そこで本研究では，各反応指標につき，個人内での標準得点と同時に2種類の系列内の標準化法を取り上げる。数値化の次の段階は，各被験者の反応量を加算して，平均的な検出精度を求めることである。本研究では，質問表ごとに各質問の系列を通した標準化得点の合計を求め，裁決質問の得点が最大になる質問表の比率とともに，裁決質問の得点と非裁決質問の得点との差の平均を求め，これら2種の統計量によって虚偽検出精度を評価する。

データ

1. 被験者

模擬窃盗を行う犯人群と行わない無実群を設け虚偽検出を施す実験を行なった。本研究では，犯人群のデータだけを分析対象とする。犯人群の被験者は，大学生24名（男子11名，女子13名）で，年齢は20～24歳で平均は21.9歳であった。以下に犯人群の実験手続きを記す。

2. 質問刺激

「レターケースの引き出しから，ハンカチの下に置かれた6万円と万年筆を盗む」という模擬窃盗を想定し，「ハンカチ」，「6万円」および「万年筆」を裁決質問とする3種の質問表を作成した。つまり，質問表Aは，「現金の上に置いてあった物」に関する質問で「めがね，セロテープ，はがき，ハンカチ，ピンセット」の5つの質問項目，質問表Bは「盗まれた現金の金額」に関するもので「2万円，4万円，6万円，8万円，10万円」の5項目，そして，質問表Cは「盗まれた品物」に関するもので「ライター，腕時計，ネクタイピン，万年筆，電卓」の5項目から構成した。

3. 手続き

実験は各被験者ごとに個別に行なった。被験者に上述の模擬窃盗を行なわせた後，「虚偽検出検査では無実であるかのように振る舞って，犯人であると判定されないように努力すること」という要旨の教示を行なった。以上の手続きは，虚偽検出検査の実験者が，被験者が犯人

か無実かを知り得ないように配慮して行なった。

上述の質問表A，BおよびCの中のいずれか2種の質問表を用いて虚偽検出検査を行なった。各質問表につき，5つの質問をテープ記録の再生によって継時的に提示する系列を5回反復した。系列内で各質問の提示と次の質問提示までの間隔を約20秒とし，系列間で約1分間の休息期間を設けた。質問の提示順序は系列ごとに変えた。すなわち，第2系列では第1系列と反対の順序で質問を提示し，第3系列以降では，1つ前の系列と各質問の提示位置が同じにならないように配慮して，質問の提示順序を定めた。裁決質問は系列の最初および最後に位置しないようにした。また，質問の仕方を系列ごとに変えた。つまり，第1，第3，第5系列では「それは～でしたか」という聞き方で各質問項目を提示して，被験者に「知りません」という返答を求めたが，第2，第4系列では「あなたは～を盗みましたか」（質問表B，C）あるいは「あなたは～の下のお金をとりましたか」（質問表A）という聞き方を用い，「いいえ」という返答を求めた。なお，各系列の最初に，「それは何（いくら）でしたか」あるいは「あなたは品物（現金）を盗みましたか」という緩衝質問を提示した。緩衝質問に対する反応は以下の分析の対象から除いた。

4. 装　置

呼吸運動（胸部・腹部），SCR，および脈波（上腕・指尖）の計5チャネルの生体現象をLafayette社製ポリグラフ（Diplomat 1）によって測定した。各チャネルの測定方法の詳細は以下の通りである。呼吸運動は胸部および腹部に装着したチューブ内の空気圧変化を電気信号に変換し増幅した。上腕脈波は左手の上腕部に巻いたカフに50mmHgの空気圧を加え，カフの圧変化を電気信号に変換し直流増幅した。指尖脈波は右手の第3指の末節に装着した光電式センサーで測定し，Lafayette社製PLE couplerを通した信号を直流増幅した。以上の各チャネルの電気信号への変換および増幅は，Lafayette社製Multi-functionユニットによって行なった。SCRは，右手第2指および第4指の末節に電極を装着し，Lafayette社製GSGユニット（時定数4秒）によって増幅した。5チャネルの生体現象および質問・返答時間を計時したマーカー信号をデータレコーダ（TEAC社製MR30）で磁気記録し，再生した信号を，シグナル・プロセッサ（日本電気三栄製7T18）でA/D変換した。サンプリング間隔は，呼吸・SCRについては100msec，脈波・マーカー信号については20msecとした。以上の信号を，GP-IBを介してパーソナル・コンピュータ（日本電気製PC98-XL²）に転送し，BASIC言語で自作した反応計測および統計計算のプログラムによって解析した。

反応指標

呼吸運動（胸部・腹部），SCR，脈波（上腕・指尖）および心拍に関する指標の反応量を求めた（Fig. 1）。なお，以下でも言及するが，裁決質問に対する反応の計測値が非裁決質問より小さくなることが仮定される指標（例えば縮小の程度が判定対象となる呼吸振幅）については，計測値に－1を乗じて，反応量の大きさが検出精度に対応するように変換した。

1. 呼吸運動

質問開始前15秒間と質問開始後15秒間のそれぞれの期間を対象にして，呼吸波の曲線長，速度および面積を計測した。対象期間内での，記録紙上の呼吸波の移動距離の合計，および，呼吸波の垂直方向の移動距離の合計を求め，曲線長および速度とした。なお，曲線長は，記録紙上で計測したわけではなく，コンピュータで紙上の呼吸波を再現して求めた。また，対象期間内の呼吸波を定積分した値を面積とした。

質問直前とその前の完全吸気・呼気（$R_{(-1)}$と$R_{(-2)}$），および，返答直後とそれに続く完全吸気・呼気（$R_{(1)}$と$R_{(2)}$）を対象にして，振幅および時間に関する指標を計測した。振幅については吸気振幅と呼気振幅を計測し，時間に関しては吸気時間，呼気時間，ポーズ時間および周期時間をCohenら(1975)の定義に従って計測した。すなわち，吸気振幅の1/2に達した吸気中の時点から吸気終了までの時間および呼気開始から呼気振幅の1/2に達するまでの時間のそれぞれに2を乗じたものを吸気および呼気時間とし，周期時間から呼気時間および次ぎの吸気の時間を減じたものをポーズ時間とした。上記の計6つの変数のそれぞれについて，$R_{(-2)}$と$R_{(-1)}$の計測値の平均（質問前計測値）および$R_{(1)}$，$R_{(2)}$の計測値の平均（質問後計測値）を求めた。ただし，$R_{(-2)}$の吸気開始が質問開始の20秒前に先立つ場合には，$R_{(-1)}$の計測値を質問前計測値とし，$R_{(2)}$の呼気終了が質問開始20秒後より後である場合には，$R_{(1)}$の計測値を質問後計測値とした。

以上の計測指標の中で，速度，曲線長，面積，吸気・呼気振幅およびポーズ時間は，質問前・質問後計測値に－1を乗じた。各計測指標につき，(1) 質問後計測値，(2) 質問後計測値から質問前計測値を引いた値（質問前後の差），および，(3) 質問前後の差を質問前計測値で除した値の3種を反応量の測度とした。

質問直前の2つの極小ピーク（呼気終了・吸気開始時

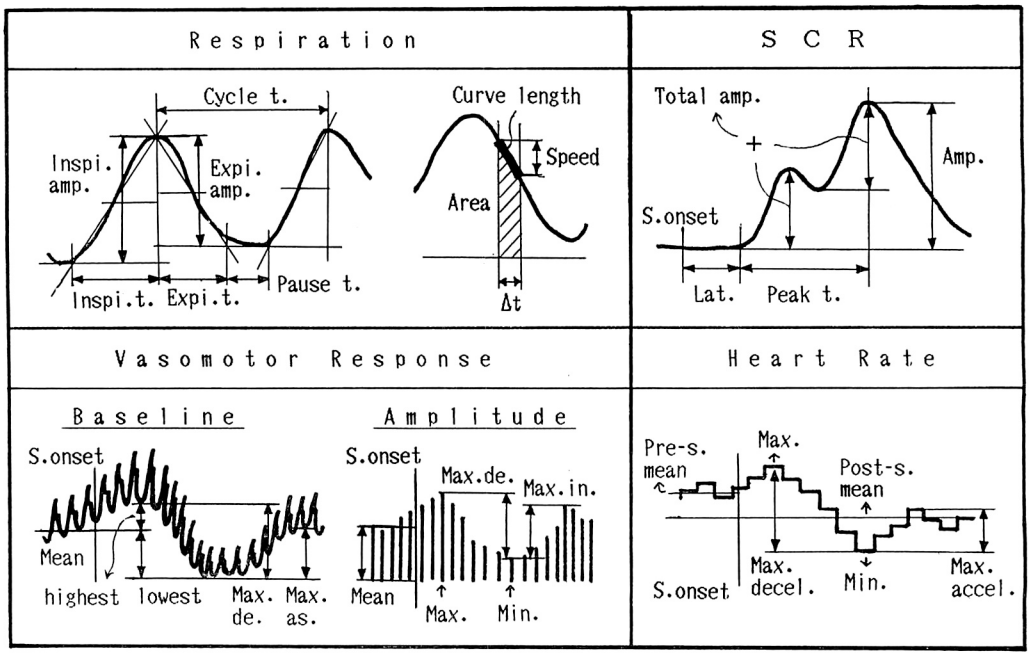

Fig. 1 Measurements of physiological responses. See text for details.

点）の高さの平均値を求め，この値と質問開始から20秒間の極小ピークのそれぞれの高さとの差の絶対値を加算平均したものを基線変動量とした。

2. SCR

質問開始0.5秒後から返答終了5秒後の期間を対象にして，期間内の任意の2時点の中からコンダクタンスの上昇量が最大となる2時点を求め，最大上昇量を振幅とした。上記の2時点間の時間間隔（頂点時間）および質問開始からコンダクタンスの上昇開始時点までの時間間隔（潜時）を計測し，振幅を頂点時間で除した上昇率(Kircher & Raskin 1988）も求めた。潜時と頂点時間の計測値には－1を乗じた。また，対象期間内での，コンダクタンスの上昇量の総和を求め，合計振幅とした。なお，SCR 振幅の標本分布は，一般に対数正規分布様の形状をなし，これを正規分布に近づけるため，しばしば，振幅値の対数変換（Venables & Christie 1980），あるいは，振幅値0の対数が定義できないことを回避するための便法として開平変換がなされる。そこで，振幅については，その平方根（開平変換）も求めた。さらに，対象期間を質問開始0.5秒から質問開始15秒後までとして，上記と同様の指標を計測した。

3. 脈 波

上腕および指尖脈波のそれぞれにつき，質問開始後15秒間の基線および振幅を計測した。また，質問前3秒間の基線の高さの平均および振幅の平均（質問前平均値）を求めた。基線については，上昇（下降）傾向の指標として，質問開始後の最大上昇度（下降度）および質問開始後の最高点（最低点）と質問前平均値の差の絶対値を求めた。また，質問前平均値と質問後の基線の各点との差の絶対値を加算平均して，基線変動量とした。振幅については，拡大（縮小）傾向の指標として，質問開始後の最大拡大量（縮小量）とそれを質問前平均値で除した拡大率（縮小率）とともに，質問開始後の最大（最小）振幅およびそれらと質問前平均値の差の絶対値を質問前平均値で除した比を求めた。以上の値を求めた後で，最小振幅値には－1を乗じた。また，質問前平均値と質問後の各振幅との差の絶対値を加算平均した値を質問前平均値で除して振幅変動率とした。

4. 心 拍

脈波のピーク間時間を計測し，質問開始後15秒間の各ピーク間ごとの心拍率と同時に，質問前3秒間の心拍率の平均値を求めた。心拍の加速（減速）傾向の指標として，質問後の心拍率の最大上昇度（下降度）とその質問前平均値に対する比を求めるとともに，質問後の最大値（最小値），そられと質問前平均値との差の絶対値，および差の絶対値の質問前平均値に対する比を求めた。また，心拍の平均的な減速量の指標として，質問後15秒間の平均心拍数，これと質問前平均値との差の絶対値およ

び差の絶対値の質問前平均値に対する比を求めた。以上の値を求めた後で，質問後の最小値および平均値には−1を乗じた。さらに，質問前平均値と質問後の各心拍との差の絶対値を加算平均した心拍変動量と，これを質問前平均値で除した心拍変動率を求めた。

検出精度の数値化

反応量を標準化する方法として，下記の方法を採った。おな，標準化の処理を施す前の反応量を素反応量と呼び x で表し，標準化を経たものを反応量と呼び y で表す。

1. 個人内の標準化

各被験者ごとに標準化を行なった (Ben-Shakhar 1985, Kircher & Raskin 1988)。つまり，

$$y_{ij}^{(\mathrm{WI})}=\frac{(x_{ij}-\bar{x})}{\sqrt{v}} \qquad [1]$$

を系列 i の質問 j に対する反応量とした。ただし，$\bar{x}$ および v は計50個（2質問表×5系列×5質問）の質問を通した素反応量の平均および分散である。

2. 系列内の標準化

各系列ごとの標準化を行なった。すなわち，

$$y_{ij}^{(\mathrm{WS})}=\frac{(x_{ij}-\bar{x}_i)}{\sqrt{v^{(\mathrm{SEQ})}}} \qquad [2]$$

を反応量とした。ただし，$\bar{x}_i$ は系列 i の5個の質問を通した素反応量の平均である。系列内分散 $v^{(\mathrm{SEQ})}$ も，同様にして求めるのが自然であるが，5個の標本から推定される分散は不安定なものとなる。そこで，個人内では系列間で素反応量の分散は等しいという仮定のもとに，

$$v^{(\mathrm{SEQ})}=\frac{\sum_{i=1}^{S}\sum_{j=1}^{Q}(x_{ij}-\bar{x}_i)^2}{S(Q-1)}$$

とした。ただし，S は各被験者つき反復した系列の合計（本研究では2質問表×5系列=10）であり，Q は1系列の質問刺激数（本研究では5）である。

3. 系列内レジン修正による標準化

系列内のレンジに基づいて，素反応量を修正した（足立，鈴木 1990)。つまり，

$$y_{ij}^{(\mathrm{RC})}=\frac{(x_{ij}-x_i^{(\mathrm{MIN})})}{x_i^{(\mathrm{MAX})}-x_i^{(\mathrm{MIN})}} \qquad [3]$$

を反応量とした。ただし，$x_i^{(\mathrm{MIN})}$ および $x_i^{(\mathrm{MAX})}$ は，それぞれ，系列 i の5個の質問に対する素反応量の中の最小値および最大値である。

以上の3種の反応量のそれぞれに基づき，各反応指標の検出精度を求めた。検出精度の測度として，次の2種のものを用いた。

4. 反応量の差

裁決質問に対する反応量から4つの非裁決質問に対する反応量の平均を減じた。この値が高いほど検出精度が高いと言える。以上の反応量の差が正規分布に従うという仮定のもとに，差の有意性を t 分布を用いて検定した。

5. ヒット率

各被験者の各質問表につき，5種の質問に対する反応量の系列を通した合計を求め，裁決質問に対する合計反応量が非裁決質問の合計反応量のいずれよりも大きい場合を「ヒット」とした。全被験者の質問表を通したヒット率を求めた。さらに，二項分布によりヒット率の有意性を検定した。なお，個人内標準得点［1］と系列内標準得点［2］のヒット率は一致するので，いずれか一方に基づくヒット率だけを求めた。

結　果

1. 呼吸運動

Table 1 に各指標の検出精度に関する統計量を示す。ほとんどの指標および統計量について有意差が見られ，呼吸運動が有効な生理反応であることが窺える。中でも，呼吸速度と曲線長の検出精度は最良であった。また，これらの指標に次いで検出精度が高いのは，呼気・周期時間および呼気振幅等であった。時間に関する指標の中で呼気時間の精度が比較的高かったが，この傾向は中山ら（1986, 1988, 1990）の研究とも一致する。なお，面積および呼気振幅の検出精度は，腹部より胸部の方が顕著に高いことが窺える。

3. SCR

呼吸運動と同様に，ほとんどの指標と統計量について有意差が見られ (Table 2)，有効性の高い生理反応といえる。振幅の検出精度が最も高く，過去の実験的研究に基づく定説 (Podlesney & Raskin 1977) と一致する。さらに振幅の平方根による検出精度が，開平変換を施さない場合より高いことが示された。開平変換が言わば「大きな値ほど割引く変換」であることから，虚偽検出でしばしばみられる顕著に大きな SCR の振幅を過大評価すべきでないことが示唆される。振幅と同様に，それを頂点時間で除した上昇率も高い精度を示した。頂点時間と潜時の短さが有意な検出精度を示したことから，SCR の指標として振幅だけでなく時間に関する指標も重要であるといえよう。2種の反応同定の期間を比較す

Table 1 Detection accuracy with respiration measures.

Measure	Thorax					Abdomen				
	Mean Difference			Hit Rate(%)		Mean Difference			Hit Rate(%)	
	SWI*1	SWS*2	RC*3	SWI	RC	SWI	SWS	RC	SWI	RC
Speed (slowness)										
post-stimulus	.64**	.67**	.28**	63**	67**	.46**	.55**	.21**	54**	50**
difference*4	.55**	.51**	.21**	54**	58**	.51**	.48**	.17**	52**	42**
ratio*5	.53**	.50**	.21**	56**	58**	.48**	.45**	.17**	50**	46**
Curve Length (shortness)										
post-stimulus	.64**	.68**	.28**	63**	65**	.47**	.56**	.21**	54**	50**
difference	.54**	.51**	.21**	54**	58**	.51**	.48**	.18**	52**	42**
ratio	.54**	.50**	.21**	54**	58**	.49**	.46**	.17**	50**	44**
Area (narrowness)										
post-stimulus	.17**	.37**	.15**	50**	44**	.09*	.21**	.07**	27	23
difference	.32**	.31**	.13**	40**	44**	.12	.11	.03	23	21
ratio	.34**	.34**	.13**	46**	46**	.10	.10	.03	19	21
Inspi. Amp. (smallness)										
post-stimulus	.31**	.31**	.11**	42**	46**	.19*	.22*	.08*	42**	38**
difference	.22**	.21**	.09**	27	25	.20*	.19*	.07*	42**	35**
ratio	.26**	.25**	.09**	31*	29	.22*	.21*	.07*	44**	33*
Expi. Amp. (smallness)										
post-stimulus	.40**	.42**	.16**	48**	40**	.15*	.17	.06	40**	33*
difference	.29**	.28**	.11**	38**	35**	.14	.14	.05	29	29
ratio	.33**	.32**	.12**	40**	35**	.17*	.16*	.05	31*	31*
Inspi. Time (length)										
post-stimulus	.30**	.29**	.13**	44**	48**	.23**	.23**	.07*	33*	29
difference	.20*	.19*	.07*	40**	33*	.11	.10	.03	31*	25
ratio	.20*	.19*	.06	33*	29	.11	.10	.03	27	25
Expi. Time (length)										
post-stimulus	.31**	.32**	.13**	40**	38**	.49**	.51**	.21**	56**	50**
difference	.39**	.38**	.13**	48**	40**	.50**	.48**	.18**	54**	50**
ratio	.36**	.35**	.13**	46**	40**	.50**	.49**	.18**	52**	48**
Cycle Time (length)										
post-stimulus	.44**	.44**	.15**	56**	48**	.38**	.38**	.14**	46**	44**
difference	.35**	.33**	.07	44**	33*	.30**	.28**	.06	42**	33*
ratio	.35**	.33**	.08*	42**	35**	.30**	.29**	.07	40**	38**
Pause Time (shortness)										
post-stimulus	.01	.03	.02	33*	35**	.06	.08	.05	29	33
difference	.11	.11	.04	35**	29	.08	.09	.07	31*	29
ratio	−.02	−.02	−.04	17	23	−.01	−.02	−.03	19	21
Baseline Variance										
	.05	.06	.05	31*	27	.16*	.17*	.08*	29	40**

*$p<.05$, **$p<.01$, *1Standardization within individuals, *2Standardization within sequences *3Range correction within sequences, *4Change from pre-stimulus to post-stimulus, *5Ratio of difference to pre-stimulus

ると，指標を通して短い期間の方が検出精度が高く，質問提示から相対的に遅れて生じる反応は，質問刺激に対応するものと見なすべきでないことが示唆された。

3. 脈波・心拍

脈波（Table 3）については，基線の上昇・下降および振幅の拡大・変動に関する幾つかの指標で，有意な検出精度を示す結果が見られた。振幅の縮小に関しては，いずれの指標も検出精度が有意に至らず，過去の幾つかの実験的研究（山岡ら 1977，足立，鈴木 1990）の結果と同様に，虚偽検出指標として有効でないことが示され

Table 2 Detection accuracy with SCR measures.

Measure	Short Term					Long Term				
	Mean Difference			Hit Rate(%)		Mean Difference			Hit Rate(%)	
	SWI*1	SWS*2	RC*3	SWI	RC	SWI	SWS	RC	SWI	RC
Amplitude	.44**	.52**	.25**	58**	65**	.40**	.47**	.23**	52**	63**
Amplitude ($\sqrt{\Delta C}$)	.47**	.55**	.24**	63**	65**	.42**	.49**	.23**	58**	63**
Rise Rate (fastness)	.48**	.53**	.27**	52**	63**	.48**	.52**	.26**	52**	56**
Latency (shortness)	.13*	.13	.03	31*	19	.10	.10	.03	31*	17
Peak Time (shortness)	.29**	.30**	.12**	38**	38**	.39**	.39**	.16**	50**	46**
Total Amplitude	.41**	.48**	.22**	56**	60**	.34**	.40**	.18**	44**	54**

*, **, *1, *2, *3 see Table 1

Table 3 Detection accuracy with vasomotor measures.

Measure	Relative Blood Pressure					Finger Plethysmogram				
	Mean Difference			Hit Rate(%)		Mean Difference			Hit Rate(%)	
	SWI*1	SWS*2	RC*3	SWI	RC	SWI	SWS	RC	SWI	RC
Baseline Ascend										
highest value	−.31	−.32	−.12	13	15	.15	.15	.08*	31*	31*
maximum ascend	−.26	−.27	−.10	17	17	.10	.11	.06	31*	29
Baseline Descend										
lowest value	.31**	.31**	.13**	46**	48**	−.02	−.01	−.02	13	15
maximum descend	.17*	.18*	.08**	35**	42**	.07	.07	.02	19	19
Baseline Variance										
	.07	.08	.02	29	23	.13	.14	.07	27	29
Amplitude increase										
maximum amp.	.08	.14*	.07*	21	31*	.18**	.37**	.15**	54**	56**
max. amp. ratio*4	.24**	.24**	.08*	33*	35**	.12	.12	.03	40**	31*
maximum increase	.05	.06	.02	31*	33*	.07	.09	.03	31*	25
max. increase ratio*5	.12	.13	.03	31*	33*	.05	.06	.00	29	29
Amplitude decrease										
minimum amp.	−.10	−.17	−.08	15	17	−.15	−.26	−.12	8	6
min. amp. ratio*6	−.26	−.26	−.09	13	10	−.09	−.07	−.02	17	17
maximum decrease	−.18	−.17	−.07	17	17	−.01	.02	.01	27	27
max. decrease ratio*7	−.13	−.12	−.05	21	21	−.06	−.06	−.02	25	19
Amplitude variance										
	.09	.10	.04	25	23	.14*	.16*	.07*	29	33*

*, **, *1, *2, *3 see Table 1　　*4, *5, *6, *7 ratio to pre-stimulus mean

Table 4 Detection accuracy with heart rate measures.

Measure	Mean Difference			Hit Rate(%)	
	SWI*1	SWS*2	RC*3	SWI	RC
Mean Deceleration					
post-stimulus	.34**	.43**	.19**	50**	52**
difference*4	.43**	.43**	.18**	44**	50**
ratio*5	.43**	.42**	.18**	44**	48**
Deceleration					
minimum rate	.20**	.24**	.13**	35**	48**
min. rate diff.*6	.30**	.30**	.12**	38**	46**
min. rate ratio*7	.30**	.30**	.12**	44**	48**
max. decel.	.01	.01	.01	15	19
max. decel. ratio*8	−.01	−.01	.00	13	17
Acceleration					
maximum rate	−.19	−.23	−.09	15	13
max. rate. diff.*9	−.31	−.32	−.12	8	10
max.rate ratio*10	−.31	−.31	−.12	10	10
max. accel.	−.25	−.25	−.11	17	13
max. accel. rate*11	−.26	−.26	−.11	15	13
Variance					
	.00	.01	.02	23	27

*, **, *1, *2, *3 see Table 1
*4, *6, *9 difference from pre-stimulus mean
*5, *7, *8, *10, *11 ratio to pre-stimulus mean

た。心拍(Table 4)については，減速に関する指標について高い検出精度がみられ，実務事態での心拍反応を扱った渡辺・梶谷(1973)らの分析結果とも一致する。しかし，高い精度を示した減速指標は，平均心拍および最低心拍数に関する指標に限られ，最大減速に関する指標には有意な精度は見られなかった。心拍減速の指標として，最大減速を用いることが妥当でないことが示されたといえよう。上述した定義より，質問後の最高心拍数とそれに続く低い心拍数の差が最大減速とみなされることが多く，心拍の加速が減速に先立って生起していることが推論される。脈波・心拍を総じてみると，呼吸運動や SCR に比べて，相対的に虚偽検出精度が劣ることが窺える。

考　察

呼吸運動，SCR，脈波および心拍に関する計110種の反応指標の検出精度を評価した。これらの指標を一まとめにして，系列内標準得点の差の平均が高い順に30種のものを列挙したのが Table 5 である。呼吸曲線長，速度の検出精度が最も高く，SCR の振幅の精度がそれに続く。他に，SCR の上昇率・合計振幅・頂点時間，呼吸運動の呼気時間・周期時間，および，心拍率の平均減速量などが虚偽検出精度の高い指標として挙げられる。

検出精度の上位1位から4位までを胸部・腹部の呼吸曲線長と呼吸速度が占め，これらの2指標が最も有効な虚偽検出指標であることが示された。標準得点では曲線長が速度よりわずかに優れているものの，差は僅かで，胸部のヒット率については後者の方が優れている点で(Table 1)，両指標の優劣は付け難い。ただし，定義の合理性から見れば，呼吸速度が最も優れた指標であるといえよう。

以上の呼吸指標による検出精度が，SCR による精度を上回ったことは注目に値する。呼吸運動は，実務検査において皮膚電気反応とともに最も重要な指標とされてきたのに対し，従来の実験的研究では，一貫して皮膚電気反応に劣ることが示されてきた（鈴木ら 1977, 木崎ら 1979)。こうした実務事態と実験事態での不一致の理由として，主に次の2点が挙げられてきた。(1) 呼吸運動の反応は，被験者の覚醒水準の高い場合にのみ生起するもので，被験者の覚醒水準が実務事態に比べて低い実験事態では生起しにくい。(2) 実験的研究における呼吸指

Table 5 Thirty measures showing the largest mean differences of within-sequences standard scores

1	RES. curve length	(T, P)	11	RES. curve length	(T, D)	21	RES. curve length	(A, R)
2	RES. speed	(T, P)	12	RES. curve length	(T, R)	22	RES. speed	(A, R)
3	RES. curve length	(A, P)	13	RES. speed	(T, R)	23	RES. cycle time	(T, P)
4	RES. speed	(A, P)	14	SCR amp. $\sqrt{\Delta C}$	(LT)	24	HR mean decel.	(D)
5	SCR amp. $\sqrt{\Delta C}$	(ST)	15	RES. expi. time	(A, R)	25	HR mean decel.	(P)
6	SCR rise rate	(ST)	16	RES. curve length	(A, D)	26	HR mean decel.	(R)
7	SCR amp.	(ST)	17	RES. expi. time	(A, D)	27	RES. expi. amp.	(T, P)
8	SCR rise rate	(LT)	18	RES. speed	(A, D)	28	SCR total amp.	(LT)
9	RES. expi. time	(A, P)	19	SCR total amp.	(ST)	29	SCR peak time	(LT)
10	RES. speed	(A, D)	20	SCR amp.	(LT)	30	RES. cycle time	(A, P)

(T) thorax, (A) abdomen, (LT) long term, (ST) short term, (P) post-stimulus, (D) difference, (R) ratio

標の定義が不十分である。本研究の結果は，これら2つの理由の中で，(2) を支持するものであった。つまり，過去の研究では，呼吸速度や曲線長に比べて検出精度の低い振幅，周期時間等が呼吸を代表する指標として扱われてきたが，これらの指標が呼吸運動を代表するものとしては不十分であったため，呼吸が皮膚電気反応に劣ると評価されてきたのであろう。呼吸振幅や時間等の計測には，完全吸気と呼気からなる呼吸波を対象とする必要があり，波形が崩れる返答時の呼吸波，対象外にせざるを得ない制約がある。この制約から，返答時やその直後に顕著な反応が見られたとしても，計測対象から除外されるという問題点がある。一方，呼吸速度や曲線長の計測は，以上のような制約がないため全ての期間で計測可能であり，こうした点が指標としての有効性の一因であろう。また，呼吸振幅の縮小および時間の拡大がともに呼吸速度の減速や曲線長の縮小を導くことを考えれば，速度および曲線長が振幅・時間の両情報を含んでいるといえ（足立，鈴木 1990），こうした情報量の多さも検出精度の高さの要因であろう。

呼吸に関しては，基線変動を除くすべての反応指標につき，質問後の計測値，質問前後の計測値の差，および，質問前後の差と質問前の計測値の比という3種の測度を用いて検出精度を評価した（Table 1）。過去の諸研究のほとんどは，上記の3種の測度のいずれかを用いているが，どの測度が最も妥当であるかの定まった知見がない。そこで，各反応指標の各統計量について，3種の測度間で検出精度を比較したところ，質問後の計測値の精度が最高であったのは77%であったのに対して，質問前後の差および比が最高であったのはそれぞれ20%および8%であった。各質問に対する呼吸運動が質問前の呼吸運動に依存すると考えれば，差や比の測度の方が妥当であると予想されるが，結果は全く反対であった。つまり，質問前の呼吸運動を考慮せずに質問後の反応だけを対象にする方が良いという結果であった。しかし，先行する呼吸運動の影響の存在が否定されるわけでは決してない。他の全ての心理学的変数と同様に呼吸反応の測定値もランダムな変動を伴う変数であるが，差や比の測度では，質問後の計測値の変動に質問前の計測値の変動が重畳するため，質問後の計測値だけを対象とする測度に比べて不安定な値をとることが，上記の結果の原因であろう。

脈波，心拍に関する指標で検出精度の上位30位に含まれたものは，心拍の平均減速の3指標だけであった（Table 5）。このことから，心臓血管系の末梢反応が，虚偽検出指標として呼吸や皮膚電気反応に比べて劣るものと言えよう。しかし，本研究での脈波・心拍反応の評価法にも，幾つかの再考すべき点が含まれるのかも知れない。1つは，脈波や心拍反応の方向性の個人差に関するものである。すなわち，同種の刺激であっても，それに脈波の基線の下降や振幅の縮小あるいは心拍の減速を示す被験者がいれば，その反対方向への変化を示す被験者もいることが知られている（Hare 1973，渡辺，梶谷 1973，渡辺ら 1981）。本研究では，全被験者の反応量を加算した統計量によって検出精度を評価したため，上記のような正負の両方向への反応を相殺してしまったのかも知れない。また，本研究で取り上げた指標が時系列パターンの変化を考慮しないものであったことも再考すべきであろう。例えば，心拍の加速した後に減速が起きるというように，特定刺激への反応が多種の様相を呈し，こうした反応の時系列パターンが虚偽に関連するならば，本研究の脈波・心拍指標は不十分なものと考えられる。今後，脈波・心拍のさらに詳細な分析，および，よ

り良い反応評価法の検討を通して，本研究での分析結果が検出精度の上限であるかどうかを見極めていくことが重要な課題となろう。

本研究では，反応量の個人間の加算および指標間の比較のため，標準化を行なった。標準化手法として，個人内，系列内の標準化および系列内のレンジ修正の3種の方法を採ったが，いずれの方法がより妥当であるかを虚偽検出精度の高さを基準にして比較した。すなわち，高い精度を示した30種の反応指標（Table 5）を対象にして，ヒット率および t 検定に用いた t 比を基準にして，3種の標準化方法を比較した。その結果，ヒット率については，個人内・系列内標準得点がレンジ修正得点にまさった指標は13種，その反対が17種と優劣のつけ難いものであった。また，t 比についても，個人内，系列内の標準得点および系列内のレジン修正得点のそれぞれが最大となった指標が，11，9および10種とほぼ同数であった。従って，虚偽検出精度の点からは，3種の標準化法に差はないものと言えよう。もっとも，反応量の適切な標準化方法はここで取り上げた3種のものには限らない。他の方法を検討し，虚偽検出精度と同時に統計的性質の望ましさといった種々の基準から，反応量の標準化手法を検討していくことも必要であろう。

【付　記】

装置システムの構成に際し，御教示をいただきました高澤則美主任研究官（科学警察研究所）に厚く感謝いたします。

文　献

1) 足立浩平，鈴木昭弘：虚偽検出における反応指標間の相関構造. 科学警察研究所報告法科学編, **43**, 55-58, 1990.
2) Barland, G. H. & Raskin, D. C.: An evaluation of field techniques in the detection of deception. *Psychophysiology*, **12**, 321-330, 1975.
3) Ben-Shakhar, G.: Standardization within individuals: A simple method to neutralize individual differences in skin conductance. *Psychophysiology*, **22**, 292-299, 1985.
4) Ben-Shakhar, G. & Furedy, J. J.: Theories and applications in the detection of deception: A psychophysiological and international perspective. Springer-Verlag, New York, 1990.
5) Bradley, M. T. & Warfield, J. F.: Innocence, information, and the guilty knowledge test in the detection of deception. *Psychophysiology*, **21**, 683-689, 1984.
6) Cohen, H. D., Goodenough, D. R., Herman, A. W., Oltman, W. P., Gould, H. & Shulman, E.: The effects of stress on the components of the respiration cycle. *Psychophysiology*, **12**, 377-380, 1975.
7) Cutrow, R. J., Parks, A., Lucas, N. & Thomas, K.: The objective use of multiple physiological indices in the detection of deception. *Psychophysiology*, **9**, 578-588, 1972.
8) Fawles, D. C., Christies, M. J., Edelberg, R., Grings, W. W., Lykken, D. T. & Venables, P. H.: Committe report: Publication recommendations for electrodermal measurements. *Psychophysiology*, **18**, 232-239, 1981.
9) Hare, R. D.: Orienting and defensive responses to visual stimuli. *Psychophysiology*, **10**, 453-464, 1973.
10) Kircher, J. C. & Raskin, D. C.: Human versus computerized evaluations of polygraph data in a laboratory setting. *Journal of Applied Psychology*, **73**, 291-302, 1988.
11) 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. 科学警察研究所報告法科学編, **32**, 136-141, 1979.
12) Kubis, J. F.: Analysis of polygraphic data (Pt. 2). *Polygraph*, **2**, 89-107, 1973.
13) Lykken, D. T.: A tremor in the blood: Uses and abuses of the lie detector. Mcgraw-Hill, New York, 1981.
14) 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. 科学警察研究所報告法科学編, **40**, 32-37, 1987.
15) 中山　誠，水谷充良：裁決質問に対する呼吸変化の検討. 科学警察研究所報告 法科学編, **41**, 27-34, 1988.
16) Nakayama, M. & Yamamura, T.: Changes of respiration pattern to the critical question on guilty knowledge technique. *Polygraph*, **19**, 188-198, 1990.
17) Podlesny, J. A. & Raskin, D. C.: Physiological measures and the detection of deception. *Psychological Bulletin*, **84**, 782-799, 1977.
18) Podlesny, J. A. & Raskin, D. C.: Effectiveness of techniques and physiological measures in the detection of deception. *Psychophysiology*, **15**, 344-359, 1978.
19) Raskin, D. C.: Orienting and defensive reflexs in the detection of deception. In H. D. Kimmel and J. F. Orlebeke (Eds), Orienting reflex in Humans, Pp. 587-605, Erlbaum, Hillsdale, NJ, 1979.
20) Raskin, D. C. & Hare, R. D.: Psychopathy and detection of deception in a prison population. *Psychophysiology*, **15**, 126-136, 1978.
21) 鈴木昭弘：虚偽検出検査. 新美良純，鈴木次郎

(編) 皮膚電気活動, Pp. 192-205, 星和書店, 1986.

22) 鈴木昭弘, 泉 正二, 山口是治, 上野 厚, 堀口勝弘：積分計による呼吸波型の数量化の試み. 科学警察研究所報告法科学編, **30**, 33-39, 1977.

23) Thackray, R. I. & Orne, M. T.: A comparison of physiological indices in detection of deception. *Psychophysiology*, **4**, 329-339, 1968.

24) Timm, H. W.: Analyzing deception from respiration patterns *Journal of Police Science and Administration*, **10**, 47-51, 1982 a.

25) Timm, H. W.: Effects of altered outcome expectancies stemming from placebo and feedback treatments on the validity of the guilty knowledge technique. *Journal of Applied Psychology*, **67**, 391-400, 1982 b.

26) Venables, P. H. & Christie, M. J.: Electrodermal Activity. In I. Martin and P. H. Venables (Eds). Techniques in psychophysiology, Pp. 3-67, John Wiley & Sons, New York, 1980.

27) 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. 科学警察研究所報告法科学編, **26**, 39-44, 1973.

28) 渡辺昭一, 山岡一信, 竹野 豊, 小杉常雄, 粕谷 功：ポリグラフ検査の指標としての指尖容積脈波と心拍の検討. 科学警察研究所報告法科学編, **34**, 147-152, 1981.

29) 山岡一信, 鈴木昭弘：虚偽検出指標としての生理的諸反応の検討. 科学警察研究所報告法科学編, **26**, 185-190, 1973.

30) 山岡一信, 山村武彦, 浜永 裕, 三宅洋一：ポリグラフ検査における指標としての容積脈波の評価. 科学警察研究所報告法科学編, **30**, 26-32, 1977.

31) 山崎勝男, 亀井敏彦：指尖容積脈波による定位反射と防御反射の弁別：心拍と皮膚電位反射波形との対比から. 心理学研究, **46**, 343-348, 1976.