

2次元測定法とMicrovibration法から みた自律神経平衡の検討

大 沢 清 二・渡 辺 章・藤 田 紀 盛

Study on relevant validity of "Two-Dimensional-Scaling" for autonomic balance from view point of Microvibration

Seiji Ohsawa, Akira Watanabe and Tatsumori Fujita

The purpose of this study was to examine the relevant validity of "Two Dimensional Scaling" by corresponding with microvibration method (MV). MV is fine and invisible tremors on the body surface, and indirectly reflects the autonomic tone as the whole body. These method are noninvasive, harmless and quantitative. In the study, 5 experimental conditions were designed (rest, deep breath, breath holding, cold stimulation and standing conditions). The MV, EKG and respiration were put on the record under each 5 conditions simultaneously. Powerspectrum and autocorrelation function on the MV data and Sympathetic scores (\bar{S}) and Parasympathetic scores (\bar{P}) were calculated by each special computerized systems. These two kind of autonomic scores were corresponded to the patterns of MV in every experimental conditions.

The results were summarized as follows;

- (1) From observation of \bar{P} , \bar{S} scores in two dimensional space, 4 different patterns of autonomic nervous system behavior were found.
- (2) From the observation of the results of powerspectrum and autocorrelation of MV, there were found two distinctive types with apparent changed and non-changed.
- (3) Sympathetic-parasympathetic facilitation type of \bar{P} , \bar{S} scores had significant peak changes and spectram changes.
- (4) Parasympathetic facilitation type of \bar{P} , \bar{S} scores had nonsignificant change in MV spectrum.

Therefore, it was suggested that microvibration is an effective indication of ANS activity, and also suggested that "Two-Dimensional Scaling Method" is a valuable measurement of ANS behavior.

1. 緒 言

この研究の目的は自律神経系の緊張度を非観血的、非侵襲的に測定する方法として提案された2次元測定法(大沢, 1980)の妥当性を検討することである。このために、近年、非観血的、非侵襲的自律神経機能検査法として注目されているMicrovibration法(以下MV法と省略する)と2次元測定法との関係を検討した。

既に2次元測定法の妥当性は検討済であるが(大沢, 1979, 1980, 1981), 本研究で再び妥当性

の問題を検討するのは、先の研究(1979, 1980, 1981)では構成妥当性および基準妥当性について検討したのに対し、今回は関係の妥当性(relevant validity)ともいべき側面を検討するためである。

現在のところ、自律神経緊張を直接的に測定することはきわめて困難である。自律神経系の効果器は神経、化学、内分泌の影響を受けておりその挙動は複雑であって、交感神経と副交感神経の緊張を選択的に抽出するには動物を用いて麻酔下における実験を行うか、もしくは外科的に当該効果

器に対する実験を行うしか方法がないと考えられていた。しかし、近年、皮下1~2cmにタングステンのマイクロ電極を挿入して交感神経衝撃を測定する方法がHagbarth (1968)の研究を矯矢に試みられ、その後これを応用した報告 (Wallin, 1981) もみられるようになってきた。

しかし、この方法は侵襲的であり、人体への危険性も存在するため、とうてい日常的な検査方法とはなしえないことを考えると、直接的測定で非侵襲的な安全性の高い測定方法は未だ存在していないといえよう。従って、間接的測定によって得られた情報から自律神経緊張を何らかの方法によって推定せざるを得ないのが現状である。

2次元測定法は非観血的、非侵襲的、間接的な方法でありながら交感神経系と副交感神経系の緊張を選択的に推定しようという点で有効な方法と考えられるが、この方法が測定方法として妥当性を有するものか否かは測定方法の存在理由にかかわる問題である。既にこの点で、構成妥当性と基準妥当性については確認されているが、従来の測定方法との関係を確認することも方法論としては重要な問題である。

しかし、生体現象は時間とともに揺れ動いており t_n の時点と t_{n+1} の時点では状況いかによっては生体反応は著しく異なる場合さえ予想される。測定法Aと測定法Bが同一の現象を同時に測定していなければ、A、Bそれぞれの測定値を比較対照して妥当性を検討しえないであろう。この点でMV法は2次元測定法と交互作用的な方法ではなく、かつ両者とも継時的、連続的に生体反応を測定しようという点で本研究の目的に適している。

本研究の意義は非観血的、非侵襲的自律神経機能測定法としての2次元測定法の妥当性を従来の方法との関係から検討する点にあり、これによって2次元測定法の妥当性を基準妥当性、構成妥当性に加えて関係妥当性の面から検討しよう。同時にMVによって安静、深呼吸、努責、寒冷刺激、起立などの刺激に対する反応等を観察することも新しい知見を与えるであろう。

2. 方 法

2.1 被 験 者

健康な成人男子6名、女子4名であった。すべて被験者は筑波大学の学生および院生であった。

2.2 実験手続き

実験に先立ち、実験の安全性、非侵襲性を説明し、測定された結果が被験者自身の人格や性格を直接的に明示することがないことを説明して被験者の心理的緊張が実験に対して特に加わらないように留意した。

実験日時は6月の平日、午前中9:30-11:00であった。これは特に暑さと寒さ、空腹と満腹から独立であるように設定した。

実験室は自然採光であるが常にブラインドを降ろし直射日光が入り込まないようにした。室内には高さ約2m、幅2.5m、奥行き1.5mのシールドルームを置き、全ての実験はこの中で行なわれた。なお、実験室は建物の最上階(6階)であり、静音環境であった。

実験の手順は以下のものであった。

- ① 被験者の入室とともに実験方法、内容を説明し、リクライニングシートにリラックスした状態で安静を保たせる。
- ② 被験者の右側母指球上体表面にMV導出用MTピックアップ(チタン酸ジルコン酸鉛圧電素子、日本光電)をサージカルテープで固定し、前腕を肘掛にのせ手掌面を上にして安静位とした。
- ③ 同様にEKG(II)、呼吸曲線導出用素子を両側前腕部および鼻腔内にとりつける。
- ④ ポリグラフ(polygraph system、日本光電)にて被験者の安静を確認する。
- ⑤ 安静時のMV、EKG、呼吸曲線を記録する
- ⑥ 深呼吸を10回行なわせながら、この間、MV、EKG、呼吸曲線を記録する、
- ⑦ 吸気後の努責を40秒間課しこの時のMV、EKG、呼吸曲線を記録する。
- ⑧ 安静に戻るのを待って寒冷刺激試験を行う。被験者の右側足臍に0°Cに冷却したアイスノン15秒間接着し、この時のMV、EKG、呼吸曲線を記録する。
- ⑨ 安静に戻るのを待って、静かに起立させ3~5分後に起立時のMV、EKG、呼吸曲線を記録する。

この間、生体情報はpolygraph system(日本光電)のオッシロスコープでモニターするとともにペンレコーダーで記録する。同時にFMデータレコーダー(TEAC、R-81)に収録した(図1)。

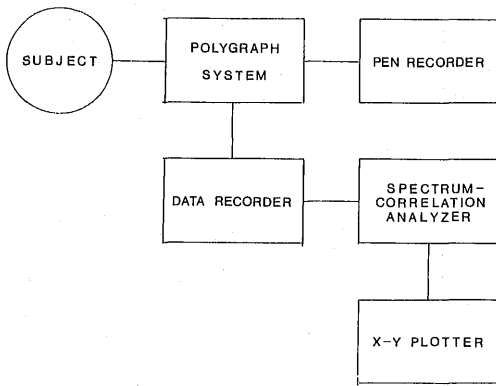


Fig. 1 Blockdiagram of experimental apparatus.

2.3 解析方法

MVの解析方法：データレコーダーに収録されたデータは再生され、spectrum-correlation analyzer (小野測器) (F-600 F) に入力された。この時のサンプリングは1区間5秒×4回とした (ただし深呼吸条件の呼気時、吸気時は5秒の1区間のみを分析)。power spectrumと自己相関関数は別途計算した。出力はXY recorder (Model 72BP, 理研電子) によって描記された。従来のMV解析方法としては、脳波計およびその解析装置を用いて、脳波の分類である δ , θ , α , β , などの帯域にMV成分がどの程度分類されるかをパーセント表示するものが多い。しかし、本研究ではMVに含まれる周波数成分を連続的スペクトルとして分析することとした。なぜなら、MV成分の分類がなぜ脳波成分に従って分析されねばならないのかが不明であるばかりか、利用した機器の都合によって解析の基本方針が決定していることへの疑問が残るからである。

EKGの解析方法：EKGの波形から自律神経緊張得点を計算する方法は次式にEKG波形成分のうちRR, PQ, QT間隔, P, T高を計測して代入することによって副交感神経緊張得点 (\bar{P}), 交感神経緊張得点 (\bar{S}) を求める。(大沢, 1980, 1981)

$$\bar{P} = 0.456 \left(\frac{RR - RR_m}{RR_s} \right) + 0.200 \left(\frac{PQ - PQ_m}{PQ_s} \right) + 0.404 \left(\frac{QT - QT_m}{QT_s} \right) - 0.079 \left(\frac{P - P_m}{P_s} \right)$$

$$+ 0.397 \left(\frac{T - T_m}{T_s} \right)$$

$$\bar{S} = -0.046 \left(\frac{RR - RR_m}{RR_s} \right) + 0.693 \left(\frac{PQ - PQ_m}{PQ_s} \right)$$

$$+ 0.021 \left(\frac{QT - QT_m}{QT_s} \right) + 0.519 \left(\frac{P - P_m}{P_s} \right)$$

$$+ 0.176 \left(\frac{T - T_m}{T_s} \right), m = \text{平均値}, s = \text{標準偏差}$$

EKGの計測方法：EKGを計測するにあたって図2にみられるように、EKG波形の計測点 a, b, ... g) をマークし、これをデジタイザー (Bit Pad One, Summagraphics) で X-Y 座標上の点として読み取り、マイクロコンピュータ (Sharp MZ80) で時間間隔および活動電位の高さに変換し、これを \bar{P} , \bar{S} を求める方程式に取り込むようにした。

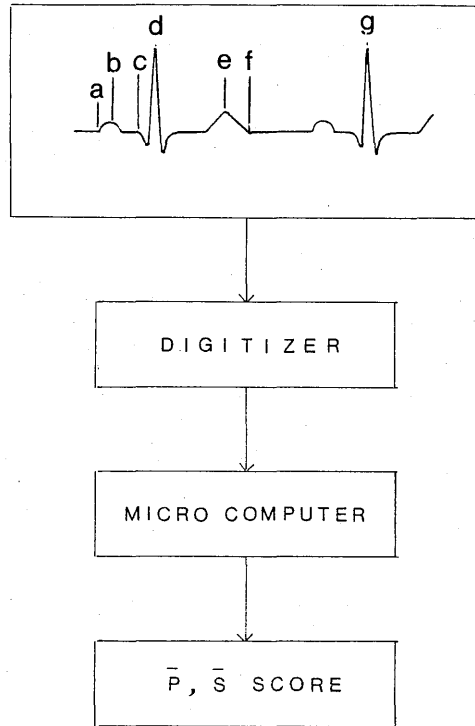


Fig. 2 Calculating procedure of \bar{p} , \bar{s} scores

3. 結果

3.1 視察的分析

図3. a は安静覚醒状態における成人の右側母

指球上体表面から導出されたMVおよび第2誘導EKGと呼吸曲線である。図に示されているように、安静時には緩慢な呼吸に伴うわずかな呼吸性不整脈がみられた。また、心拍動に伴う漸増・漸減を示す一連のまとまりを持つ振動群がMVに出現していた。このMVの一連の振動群のうち、最も振幅の大きな波は、EKGにおけるT波のpeakとほぼ対応していた。このような特徴は、ここに例示した被験者以外にも認められた。

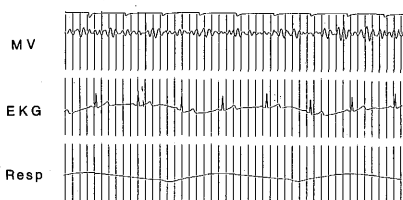


Fig. 3.a Sample recording of rest condition.

図3.bは、同じ被験者の深呼吸時におけるMV, EKG, および呼吸曲線である。図に示されているように、安静時に比べ、EKGのRR間隔は著明な変動を示した。また、MVにおいては安静時に比べ、振幅の漸増・漸減の度合いがわずかに減少した。そして、最大振幅を持つ波からの減衰性がやや失われていた。さらに、呼気時と吸気時ではMVの性質が異なり、呼気時は比較的低い周波数成分が出現し、一方、吸気時はそれよりも高い周波数の波が出現していた。

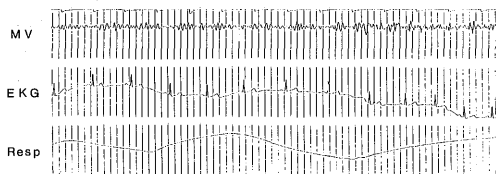


Fig. 3.b Sample recording of deep breath condition.

図3.cは努責時の記録である。図に示されるように、MVにおいては、振幅の漸増と漸減の度合いが著明となった。特に、最大振幅からの減衰性が強くなっていた。



Fig. 3.c Sample recording of breath holding condition.

図3.dは右側足趾部寒冷刺激時の記録である。EKGのRR間隔は安静時よりやや増大し、呼吸回数も増加した。MVは、振幅の漸増・漸減が明瞭ではなく、全体に低振幅の振動を示した。



Fig. 3.d Sample recording of cold stimulation condition.

図3.eは、起立時の記録である。EKGは、RR間隔が短縮し、T波の波高が減少した。MVは、比較的振幅が大きく、また、やや不規則な振動を示した。

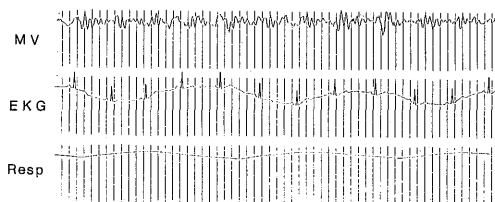


Fig. 3.e Sample recording of standing condition.

3.2 MVのpower spectrumと自己相関関数

MVの振動波形の持つ統計的性質を定量的に把握するために、power spectrumと自己相関関数を求めた。前者は、一定のサンプリング区間内のMVに、どのような周波数成分が、どの程度存在するかを示すものである。後者は、MVの周期性特性を分析するものである。power spectrum $P(f)$ と自己相関関数 $\phi(t)$ との間には、次式の関係がある(Wiener-Khintchin定理)。

$$P(f) = 2 \int_{-\tau}^{\tau} \phi(\tau) \exp(iw\tau) d\tau$$

$$\phi(\tau) = \frac{1}{2} \int_{-\tau}^{\tau} P(f) \exp(iw\tau) df$$

全被験者のMVを実験条件毎に分析したところ、power spectrumの分布形が大きく変化するものとししないもの、power spectrumのpeakが大きく変化するものとししないものに大別された。ここでは、分布形とpeakが変化する例(図4)と、そのいずれも変化しない例(図5)を示した。

図4.a.1は、安静覚醒時のpower spectrumである。周波数成分は、5~12Hzの帯域に集中しており、peakは8Hzを示した。また、同じ被験者の自己相関関数は、図4.a.2に示されている。この図は、安静時のMVには規則的周期性が存在することを示している。

図4.b.1は、同じ被験者の深呼吸時のpower spectrumである。図に示されているように、ややブロードなスペクトルが得られた。peakは二峰性であった。第1のピークは4.8Hz、第2のpeakは18.1Hzであった。このスペクトルに対応する自己相関関数は、図4.b.2に示されている。図に示されているように、安静時に比べ、周期性は減少していた。また、吸気時と呼気時を別々に分析したところ、前者については図4.b.1.1、後者については、図4.b.2.1の結果が得られた。吸気時のスペクトルには、6.1Hzと14.3Hzにpeakが存在しており、一方、呼気時のスペクトルには、6.0HzのみPeakが認められた。このような吸気時、呼気時のスペクトルに対応する自己相関関数は、図4.b.1.2と図4.b.2.2に示されている。図に示されているように、吸気時と呼気時ではかなり異なる周期性が得られた。

図4.c.1は、同じ被験者の努責時のpower spectrumを示す。peakは、7.1Hzで、安静時より、やや低い周波数にpeakが移行していた。また、スペクトルの形状も安静時よりブロードであった。このスペクトルに対応する自己相関関数は、図4.c.2に示されている。図に示されているように、安静時よりも、やや周期性が減少していた。

図4.d.1は、同じ被験者の寒冷刺激時のpower spectrumである。peakは6.1Hzであった。周波数成分はpeakのまわりに集中しており、また、peakの高さは低いものであった。このスペクトルに対応する自己相関関数は、図4.d.2であり、寒冷刺激時のMVがかなりの周期性をもっていることを示している。

図4.e.1は、同一の被験者の起立時のpower spectrumである。peakは、6.9Hzであった。低い周波数成分の増大によって、スペクトルはブロードなものとなった。対応する自己相関関数は図4.e.2であり、MVの周期性が減少していることを示している。

図5は、power spectrumに顕著な変化を示さない被験者の例である。安静時(図5.a.1)、深呼吸時(図5.b.1)、努責時(図5.c.1)、寒冷刺激時(図5.d.1)、起立時(図5.e.1)、を通じて、スペクトルの形状およびpeak値に、大きな変化を認めなかった。自己相関関数(図5.a.2、図5.b.2、図5.c.2、図5.d.2、図5.e.2)についても、同様であった。

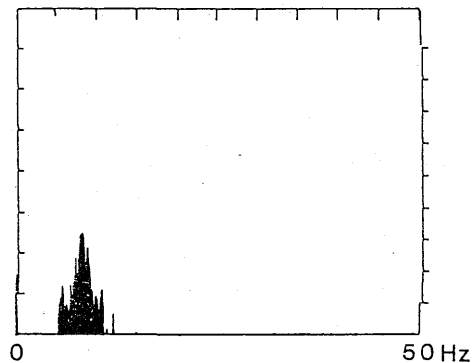


Fig. 4.a.1 power spectrum of rest condition.

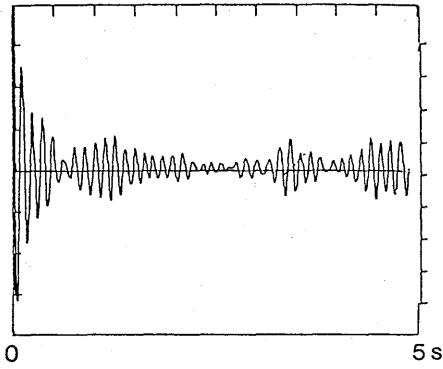


Fig. 4.a.2 Auto-correlation of rest condition.

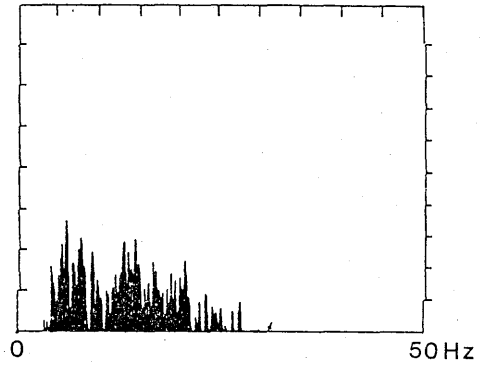


Fig. 4.b.1.1 Power spectrum of inspiratory phase.

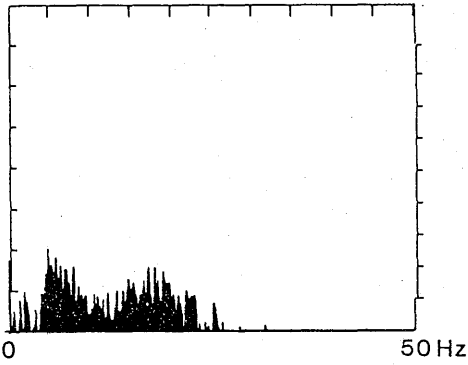


Fig. 4.b.1 Power spectrum of deep breath condition.

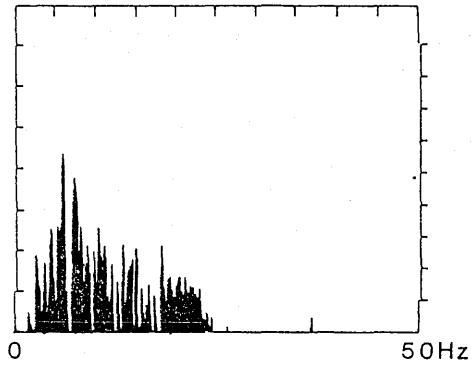


Fig. 4.b.2.1 Power Spectrum of expiratory phase.

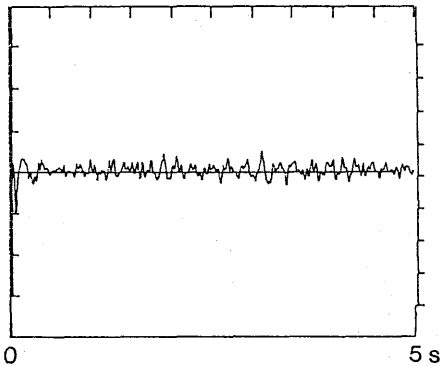


Fig. 4.b.2 Auto-correlation of deep breath condition.

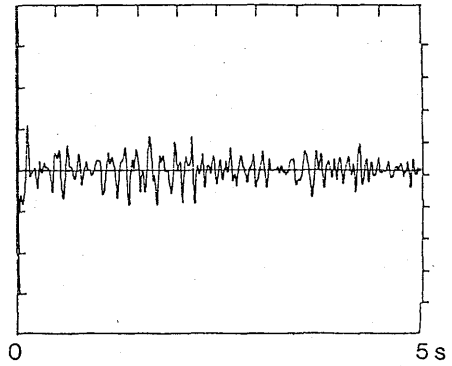


Fig. 4.b.1.2 Auto-correlation of inspiratory phase

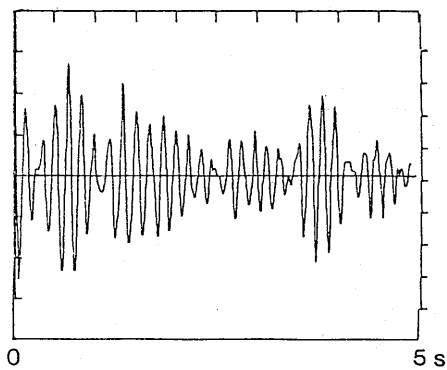


Fig. 4.b.2.2 Auto-correlation of expiratory phase.

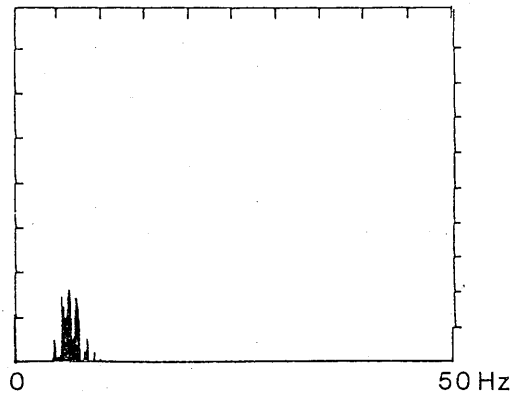


Fig. 4.d.1 Power spectrum of cold stimulation condition.

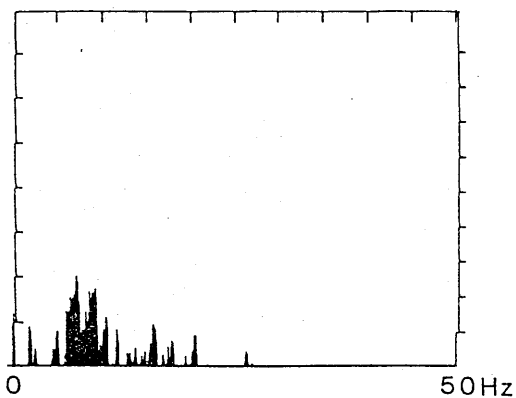


Fig. 4.c.1 Power spectrum of breath holding condition.

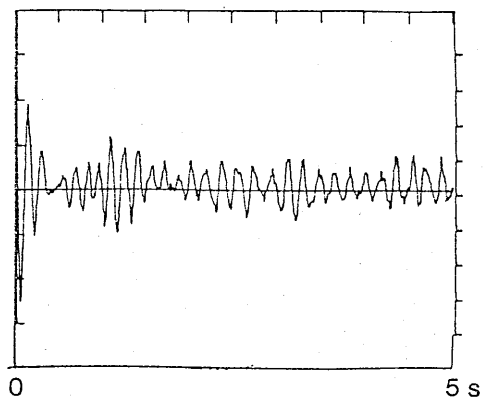


Fig. 4.d.2 Auto-correlation of cold stimulation condition.

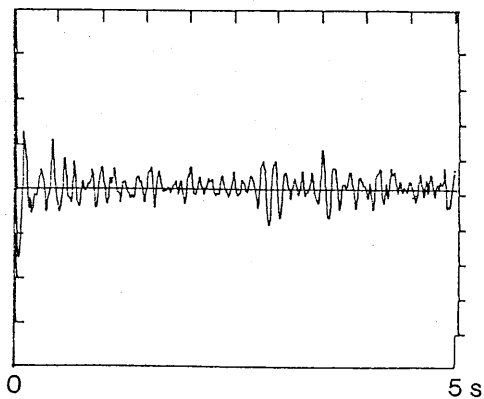


Fig. 4.c.2 Auto-correlation of breath holding condition.

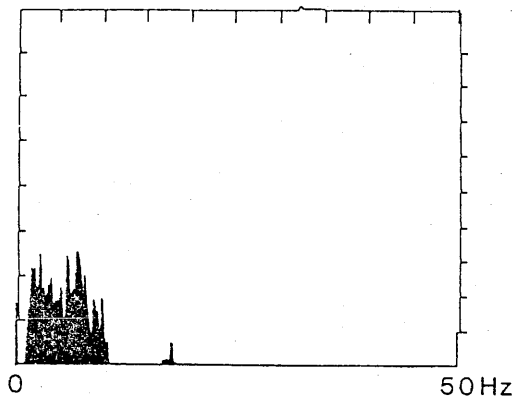


Fig. 4.e.1 Power spectrum of standing condition.

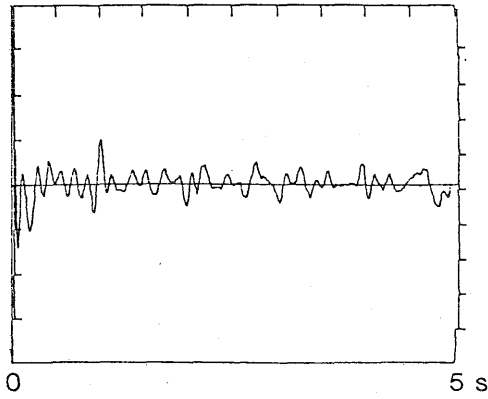


Fig. 4.e.2 Auto-correlation of standing condition.

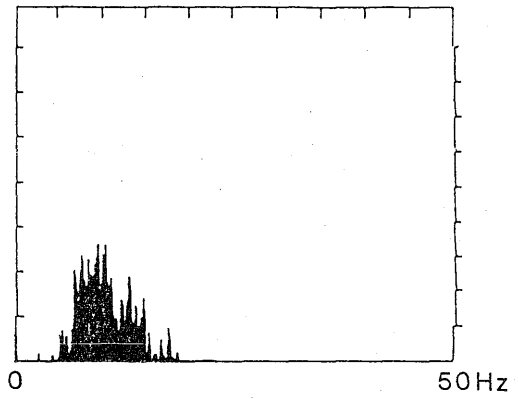


Fig. 5.b.1 Power spectrum of deep breath condition.

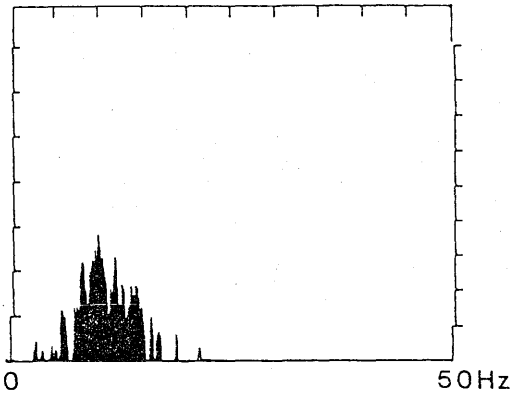


Fig. 5.a.1 Power spectrum of rest condition.

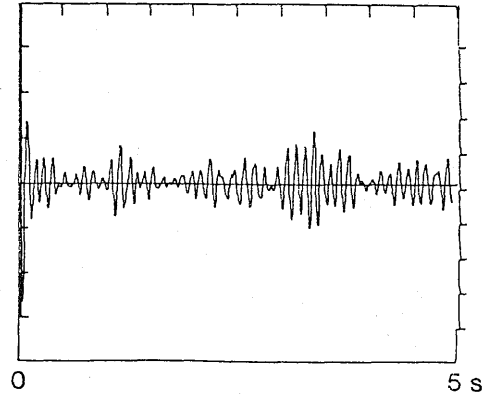


Fig. 5.b.2 Auto-correlation of deep breath condition.

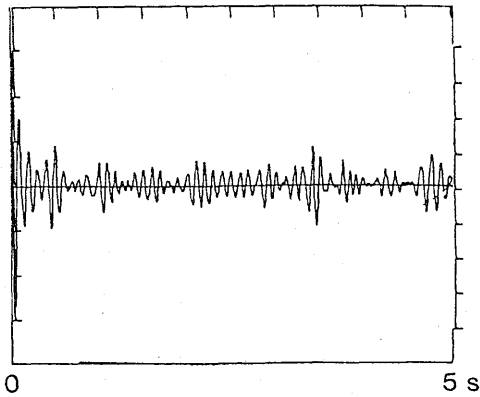


Fig. 5.a.2 Auto-correlation of rest condition.

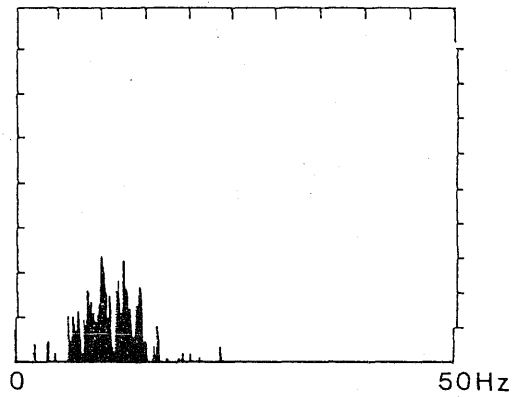


Fig. 5.c.1 Power spectrum of breath holding condition.

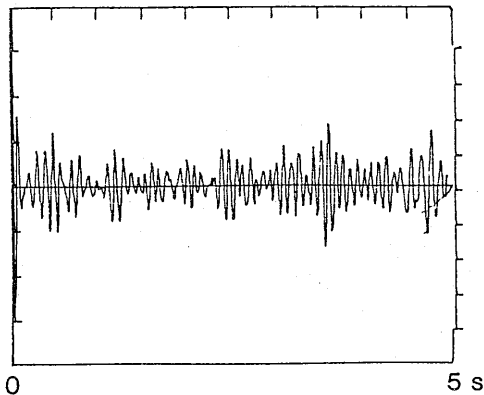


Fig. 5.c.2 Auto correlation of breath holding condition.

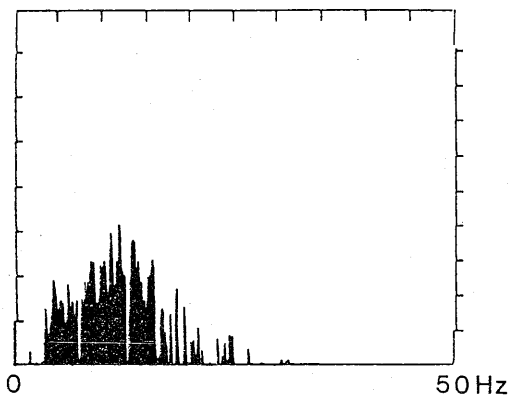


Fig. 5.e.1 Power spectrum of standing condition.

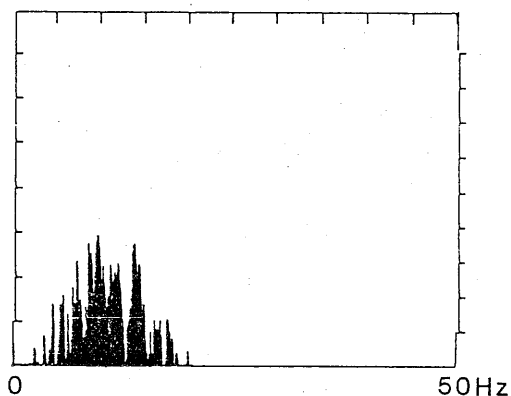


Fig. 5.d.1 Power spectrum of cold stimulation condition.

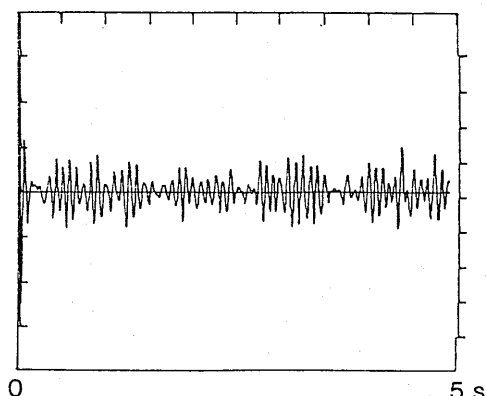


Fig. 5.e.2 Auto-correlation of standing condition.

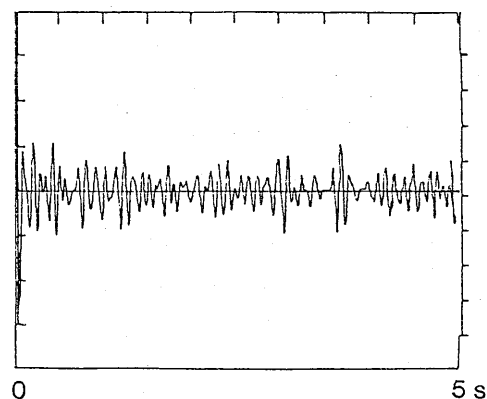


Fig. 5.d.2 Auto-correlation of cold stimulation condition.

10例の被験者の反応パターンには、スペクトルの形状が変化するタイプとしないタイプ、また、peak周波数が大きく変化するタイプとしないタイプが認められた。

各被験者の各条件下におけるpeak値は、表1に示すとおりであった。

3.3 2次元測定法からみた自律神経緊張

各被験者の安静、深呼吸（呼気、吸気）、努力、寒冷刺激および起立時の交感（ \bar{S} ）、副交感神経緊張得点（ \bar{P} ）を求めると表2、3のようであった。（得点は10～20拍の平均値）

この結果から自律神経緊張の個人差が大きいことがうかがえる。全体的傾向としては副交感優位

であり、S得点はプラス領域の者とマイナス領域の者が相半ばしている。

Table1. Peak-measurements of power spectrum

Subject	Rest (Hz)	Deep breath (Hz)	Breath hold (Hz)	Cold stimulation (Hz)	Standing (Hz)	Mean (Hz)	S. D. (Hz)
a	8.0	4.8	7.0	6.1	6.9	6.56	1.19
b	8.2	6.5	11.6	8.8	7.2	8.46	1.97
c	12.1	11.9	11.8	11.9	9.4	11.42	1.13
d	8.0	6.0	7.5	7.0	4.8	6.66	1.28
e	7.0	5.5	7.0	6.6	5.9	6.4	0.67
f	8.7	4.1	7.6	4.1	7.6	6.42	2.16
g	10.0	9.5	10.0	9.8	12.0	10.26	0.99
h	7.9	7.5	9.2	7.7	7.0	7.86	0.82
i	6.6	6.1	6.4	6.4	8.0・17.7	8.64	5.07
j	5.6	4.2	6.2	7.2	6.5	5.94	1.13

Table2. Sympathetic Scores under Each Experimental Conditions

Subject	Rest (Hz)	Expiratory (Hz)	Inspiratory (Hz)	Breath hold (Hz)	Cold stimulation (Hz)	Standing (Hz)
a	-.500	.461	.682	-.744	.131	.130
b	.496	.555	-.24	-1.061	-.266	-2.289
c	.699	.825	.312	-.578	.651	-.258
d	1.012	-.449	.29	-.606	.488	-.401
e	.423	.603	1.03	-.108	.396	.394
f	1.06	.74	.763	-.218	1.149	.138
g	-1.438	-.877	-.585	-.562	-.737	-1.524
h	-1.203	-1.223	-.746	-.911	-1.238	-1.4
i	1.483	1.182	.524	-.150	-.125	.006
j	-.963	-1.061	-1.04	.407	-.982	-.618

Table 3. Parasympathetic Scores under Each Experimental Conditions

Subject	Rest (Hz)	Expiratory (Hz)	Inspiratory (Hz)	Breath hold (Hz)	Cold stimulation (Hz)	Standing (Hz)
a	2.274	2.417	1.440	1.320	2.413	.796
b	2.416	2.608	2.014	.950	1.92	1.083
c	1.673	2.328	1.315	1.303	2.217	1.00
d	1.626	2.48	1.273	1.350	2.375	.950
e	3.260	3.688	3.16	2.26	3.49	2051
f	3.12	2.208	1.792	2.023	2.57	.875
g	1.932	2.388	1.746	1.341	2.433	1.666
h	3.327	2.719	2.106	2.639	3.35	2.957
i	4.85	4.19	2.088	2.59	2.365	1.635
j	1.587	1.212	-1.263	1.918	1.486	.465

これらの得点を2次元座標空間に布置したものが図6.a, b, c, dである。

安静時が高い \bar{P} と \bar{S} を示す被験者b, c, e, f, iは深呼吸, 努責, 寒冷刺激, 起立などの刺激によって \bar{P} , \bar{S} ともおおよそ抑制されている。こ

れに対して \bar{P} が高く \bar{S} が低い被験者a, d, g, h, jは \bar{P} の抑制と \bar{S} の亢進が認められる。従って, 反応全体としては, 原点の方向に変化している。

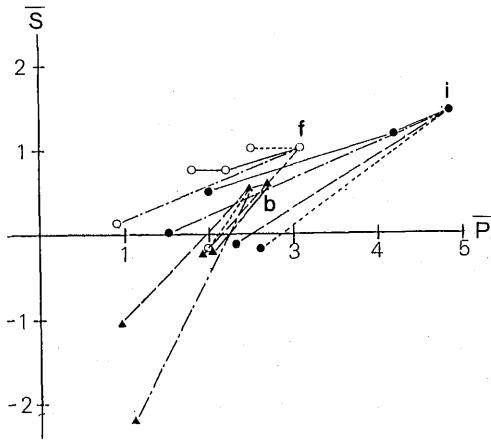


Fig. 6.a TYPE A

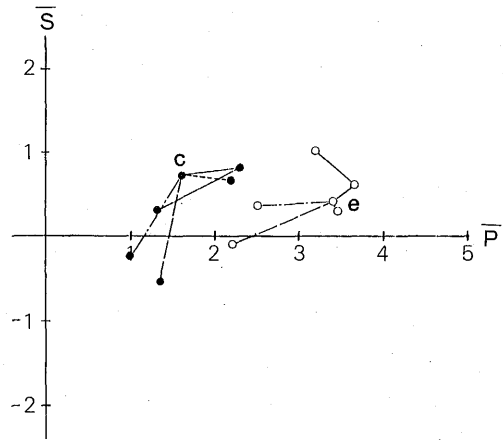


Fig. 6.b TYPE B

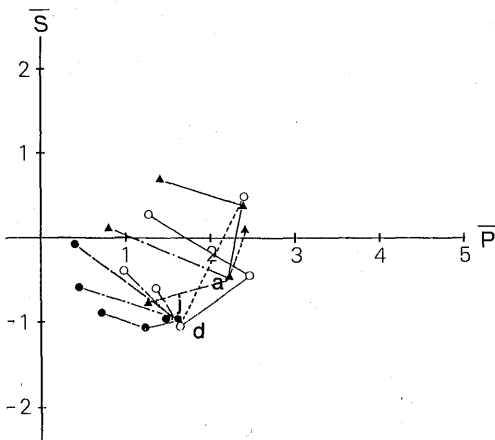


Fig. 6.c TYPE C

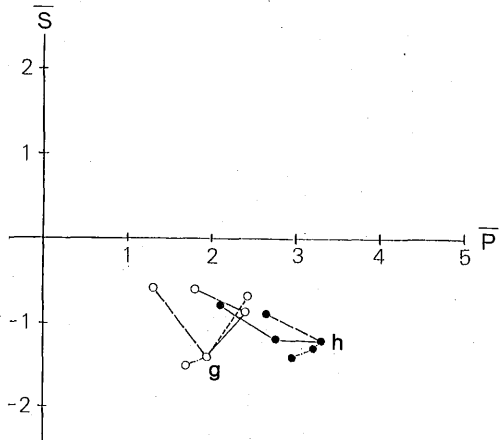


Fig. 6.d TYPE D

Fig. 6 2-dimensional configuration of \bar{p} , \bar{s} score.

- | | | |
|------------|-------------|------------------|
| expiratory | inspiratory | |
| ○——○——○ | | deep breath |
| ○- - - -○ | | breath holding |
| ○- - - -○ | | cold stimulation |
| ○- - - -○ | | standing |

3.4 MVと2次元測定法との対応

MVは生体の微細振動を表現する情報であり、2次元測定法はEKG情報であってその情報処理方法も、表示された測定値の単位系も異質である。MVのpower spectrumは、各周波数成分の量をパワーで表示し、2次元測定法では2次元空間内に情報が布置される。従って両者を比較する方法はこの次元の異なる情報を対応づけることになる。

本研究では例数が少ないこともあり、統計的処理を施さず、主としてその反応態度のパタンの観察によって検討した。そこで、MVをpower spectrumとpeak値の変動に着目して反応態度を観察し、2次元測定法によって得られた布置とその変動パターンに対応させて検討することとした。

power spectrumで各実験条件による分布形の変化をみると“分布形が大きく変化するタイプ”と“分布形が大きく変化するタイプ”に大別された。前者は図4の被験者に類するタイプであって、被験者 (b, c, e, f, i) である。一方、後者は図5の被験者に類するタイプであって被験者 (a, d, g, h, j) である。

この時、2次元測定法による \bar{P} 、 \bar{S} の布置をみると図6のようであり、試みとして、 \bar{S} 得点によって

安静時の \bar{S} 得点が正の群と負の群とに区分するとすれば、正の群は被験者 (b, c, e, f, i)、負の群は被験者 (a, d, g, h, j) である。すなわち、MVの分布形が大きく変化するタイプ (b, c, e, f, i) は、2次元測定法で \bar{S} が正の群に一致している。また逆にMVの分布形が大きく変化するタイプ (a, d, g, h, j) は \bar{S} が負の群である。

次に、power spectrumのpeakが大きく変動するか否かを表1のデータを参考にして分類してみると被験者 b, f, i の順に標準偏差が大きい。同様に e, g, h が変動が小さく a, c, d, j はその中間である。これを図6でみると図6.aは被験者 b, f, i がpeakの変動も大きい群であり、図6.bの被験者 c, e はpeakの変動は小さい群であり、図6.cの被験者 a, d, j も変動の小さい群であり、図6.dの被験者 g, h は変動がかなり小さい群である。

以上の結果をまとめると図7のような整理が可能である。これより明らかなように、2次元測定法によって得られる \bar{P} 、 \bar{S} 得点はMVのpower spectrumの分布形の変化およびpeakの変動と対応を示しているといえる。

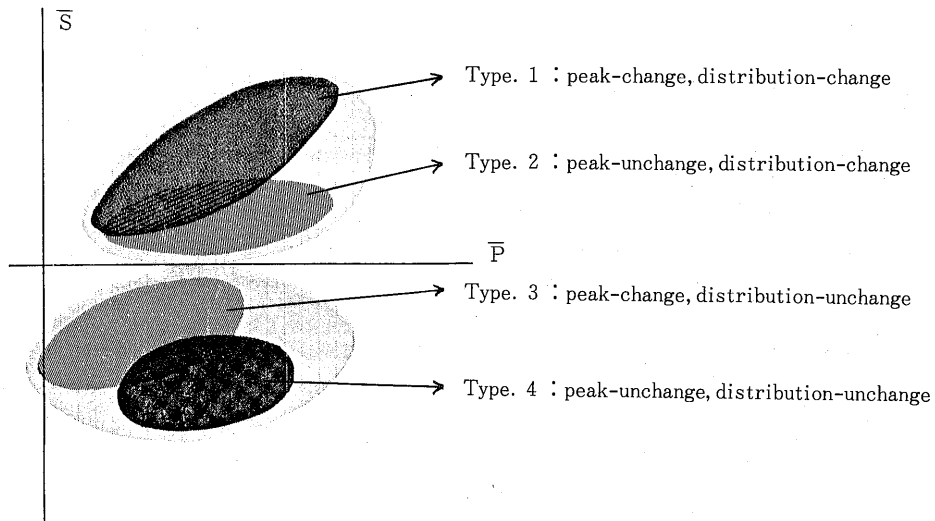


Fig. 7 Conceptual model for relation of 2 dimensional scaling score and microvibration's power spectrum.

4. 考 察

身体表面の不可視的な微小振動 (Microvibration, MV) についてはRohracher (1946) 以来、多くの報告がみられる。MVの発生機序には諸説が存在しRohracher (1946, 1959, 1962) は体温調節と姿勢維持に関係するとし、菅野と稲永ら (1958, 1960) は骨格筋の緊張に係る γ 系を介した脊髄反射によると推測している。吉井ら (1965) は筋原性のMVを認め、MVが心拍や中枢神経系によって影響されると考え、尾崎ら (1962, 1965, 1966, 1969) は覚醒安静状態における母指球MVの優勢な振動が心拍に由来した心弾弓性振動成分と密接な関連をもつことを報告している。BuskirkとFimk (1962) も犬の実験によってMVが脊髄切断または後根切除後にも残ることから心弾弓性の効果を認めている。以上のように、MVの発生機序は明確な結論が得られていないまま今日に至っている。従って現在では循環に伴う振動と筋原性由来の振動の影響をMVの主成分と考え、呼吸運動の影響も関与するとみる (菅野, 稲永 1958, 1960, 吉井 1965) のが常識的であろう。

近年ではMVを自律神経機能検査として応用する試みがなされており、(池見外 1966, 銅直外 1970, 黒木 1972) その生理的意義についても確認がなされつつあるが この点について略述すると、網様体賦活系海馬覚醒波の出現に伴ってMVの振幅上昇が認められることから、交感神経系活動水準が高い状態でMVの振幅が大となり、一方、睡眠中に振幅が小さくなることから副交感神経系活動水準が高い時には振幅が小となると考えられている (久原 1961)。また、持続睡眠療法を実施した場合にはその中間期に β 波が多くなり (稲永ほか 1962)、adrenaline注射によっても θ 波の出現率が増すという (小原外 1960)。寒冷環境下では θ 波が増加し、暖かい温度環境下では β 波が増加することから交感神経系の緊張で θ 波、副交感神経系の緊張で β 波が増加すると考えられている (稲水 1961)。しかしこれらの結果は必ずしも一定の結論を得ておらず相互に矛盾すら見られる。また運動や精神緊張を自律神経刺激とみなした時にMVの促進的变化を交感神経系緊張亢進、抑制的变化を副交感神経系緊張亢進と解釈する結果も報告されている (尾崎 1972)。しかし、これらの研究結果は参考になるものの、脳波の帯域成

分になぞらえてMVを扱うという点で必ずしもMVの分析法として適切とはいえない。また、自律神経系の挙動を交感と副交感の単純な拮抗関係でしか扱えないという点によりMVの解釈に問題があり、これが1つの理由となって斉合的な理解を妨げているようである。しかし、これらの結果はMVと自律神経系との対応を肯定するものであっても否定するものではなく、同法を用いて自律神経系の緊張を推定することは可能であろう。近年の自律神経学の成書では本法を自律神経機能検査法として記載しており (宇尾野 1980)、他の臨床検査との適合性についても検討されている (池見 1966, 尾崎 1971, 黒木 1972)。

本研究では自律神経系の緊張をMVから測定した現象と2次元測定法によって測定された現象とがどのように対応するかという観点について検討して、2次元測定法の測定法としての妥当性を検証しようとした。しかし、2次元測定法については因子妥当性および基準妥当性に関して既に検討しており (大沢1979, 1980, 1981) 本研究では関連妥当性ともいふべき点を検証することとした。

そこで従来の研究を総合的に解釈したときに、MVの変動性が自律神経系の緊張 (変動) を反映すると理解することは全ての報告と矛盾しない。本研究ではこのような理由でpower spectrumの形状とそのpeak値の2つの情報の変動によって自律神経系の緊張を表現しようと、このMV情報と2次元測定法によって得られた \bar{P} と \bar{S} を対応させた。その結果、 \bar{P} , \bar{S} 得点の2次元空間での布置 (図6) を観察すると、MVのpower spectrumの分布形状の変化が大きい被験者 (b, c, e, f, i) は例外なく第1象限に布置されている。分布形状が変化するつまりpower spectrumの尖鋭性や広がり各刺激によって変動しやすいということは、第1象限が交感、副交感とも緊張する空間であることから、全自律神経系が緊張し易いと理解される。逆に分布形状が変化しないあるいは変化が小さい被験者 (a, d, g, h, j) は、この布置される空間が第4象限、副交感緊張、交感抑制の空間であることから、副交感優位であると考えられる。すなわち、分布形状の変動は交感神経系緊張の高低によって影響されるものと推定する。

一方、power spectrumのpeak値の変動は図6.

aの群(b, f, i)で最も大で、図6.dの群(g, h)で最も小である。(b, f, i)は \bar{P} , \bar{S} の変動も図にみられるように大きく、この群の全自律神経系の緊張が最も強いことが理解される。これに対して、(g, h)は前述の分布形状もpeakの変動も、かつ \bar{P} , \bar{S} の変動も、その2次元空間での布置も全て、副交感優位であることで理解され、矛盾を含まない。

図6.bの群(c, e)はpower spectrumのpeak値の変動は小さく、同様に図6.cの群(a, d, j)もその変動が小さい。2次元空間での布置からすれば(c, e)は同じ第1象限の(b, f, i)より \bar{S} 得点が低く、(a, d, j)は(g, h)より原点に近い(\bar{S} 得点が高い)。このことからpeak値の変動と \bar{P} , \bar{S} 得点の布置は対応関係をもっていることが考えられる。これは分布形状と \bar{P} , \bar{S} の布置との対応ほど明瞭な意義を与えるには至っていない迄も、peak値の変動が交感神経系の緊張得点 \bar{S} に依存していることが推定されるのである。

これらの理解を概念図として描けば図7のようになる。

このようにして、2次元測定法で得られた現象とMVから得られた現象とは、よく一致して解釈されることが明らかとなった。

これらの結果と考察から、MVと2次元測定法は互いに矛盾しないという点からして関係的な妥当性を有すると考えられる。

5. 要 約

本研究は大沢(1979)が提案した自律神経系の緊張測定法である2次元測定法とMicrovibrationとの対応関係を検討した。

実験条件は、安静時、深呼吸時、努責時、寒冷刺激時、および起立時の5条件であった。

これらの条件下において、Microvibration、心電図、呼吸曲線が記録された。

得られたMicrovibrationデータについては、power spectrumおよび自己相関関数が算出された。また、心電図データからは、 \bar{P} (副交感神経緊張得点)、 \bar{S} (交感神経緊張得点)が算出された。

これらの方法によって得られた結果を検討したところ、以下の知見が得られた。

① \bar{P} , \bar{S} 得点の結果から、自律神経系の挙動について、いくつかの異なるタイプが見出された。

② Microvibrationのスペクトルおよび自己相関関数を検討したところ、変化の著しいタイプとそうでないタイプに分類することが可能であった。

③ \bar{P} , \bar{S} 得点の結果から、交感神経・副交感神経の両者ともに緊張していると認められたタイプは、Microvibrationのスペクトルの形状およびピーク周波数の変動が著しかった。

④ \bar{P} , \bar{S} 得点の結果から、副交感神経優位と認められたタイプは、スペクトルの形状およびピーク周波数の変動が少なかった。

これらの結果は、手掌部Microvibrationが自律神経系の有効な指標であることを示唆するとともに、2次元測定法が自律神経系の動態の測定法として妥当であることを示唆する。

引用 文 献

- 1) Buskirk, C.V. & Fink, R.A.: Physiologic tremor. *Neurology*, 12, 361-370, 1962.
- 2) 銅直春雄, 黒木かほる, 松本建一, 河野友信, 森崇, 堀田一郎: 自律神経失調症の診断と治療, *日医新報*, 2398, 43-48, 1970.
- 3) Hagbarth, E.K. & Vallo, A.B.: Pulse and respiratory grouping of sympathetic impulses in human muscle nerves. *Acta Physiologica Scandinavica*, 74: 96-108, 1968.
- 4) 池見西次郎, 菅野久信, 銅直春雄, 青木宏之, 小田慶一, 自律神経機能検査法, *総合臨床*, 15, 1127-1133, 1966.
- 5) 久原一男, 家兎海馬の電気活動とMinor Tremor, *久留米医誌*, 24, 1057-1063, 1961.
- 6) 稲永和豊, 人体表面の微細振動, 医学出版社, 東京, 19-29, 1961.
- 7) 稲永和豊, 石橋明, 持続睡眠療法に伴うMinor Tremorの変化, *脳と神経*, 14, 489-495, 1962.
- 8) 黒木かほる, Microribrationによる自律神経機能検査, *自律神経*, 9, 163-176, 1972.
- 9) 小原貞利, 石橋明, 桜井三郎, アドレナリン注射後におけるMinor Tremorの観察, *医学研究*, 30, 3871-3873, 1960.
- 10) 大沢清二, 自律神経平衡の計量化に関するWenger法の方法的検討, *筑大体紀要*, 2, 47-59, 1979.
- 11) 大沢清二, 自律神経平衡の二次元的評価方法の検討, *筑大体紀要*, 3, 101-109, 1980.
- 12) 大沢清二, 自律神経平衡の2次元測定法の妥当性, *筑大体紀要*, 4, 85-89, 1981.
- 13) Ozaki, T. Sato, K. Awazu, T. Mimura, K. Honda, N. Teramoto, S. and Kitajima, K.: Some

- observation on minor tremors related to heart beat. Jap. J. Physiol., 12, 484-492, 1962.
- 14) Ozaki, T., Yamamoto, M. and Fujiwara, K.: On the relationships between minor tremor and ballistocardiogram in man. Acta med. Nagasaki, 9, 120-134, 1965.
 - 15) 尾崎俊行, 藤原克三, 伊藤久, 根田芳昌, 体表面微小振動の心弾図性成分について, 日本生理誌, 28, 562-563, 1966.
 - 16) 尾崎俊行, Microvibrationと自律神経機能, 自律神経, 8, 209-217, 1971.
 - 17) 尾崎俊行, Microvibrationの生理学的意義, 臨床脳波, 14, 1-10, 1972.
 - 18) Rohracher, H.: Schwingungen im menschlichen Organismus. Anz. d. Phil., hist. Klasse d. Österr. Akad. d. Wiss. 83, 230-245, 1946.
 - 19) Rohracher, H.: Untersuchungen über die Wärmeproduktion zur Konstanthaltung der Körpertemperatur. Anz. d. phil.-hist. Klasse d. Österr. Akad. d. Wiss., 17, 229-237, 1959.
 - 20) Rohracher, H.: Permanente rhythmische Mikrobewegungen des Warmbluter-Organismus "Mikrovibration"). Naturwissenschaften. 49, 145-150, 1962.
 - 21) 佐々木世智子, 高橋仁美, 藤原克三, 尾崎俊行, 体表面微小振動 (microvibration, MV) に及ぼす心臓抑制反射の影響について, 日本生理誌, 31, 288-289, 1969.
 - 22) 菅野久信, 稻永和豊, こまかいふるえの発生機序, 脳神経, 10, 769-780, 1958.
 - 23) Sugano, H. & Inanaga, K.: Studies on minor tremor, Jap. J. Physiol. 10, 246-257, 1960.
 - 24) Wallin, B.G.: Sympathetic nerve activity underlying electrodermal and cardiovascular reactions in man. Psychophysiology, 18, 4, 1981.
 - 25) 宇尾野公義, 自律神経失調の臨床, 新興医学出版, 東京, 82-83, 1980.
 - 26) Yohii, N. Inaba, E. & Arai, S.: Experimental studies on the minor tremor of body surface in dogs and rabbits. Med. J. Osaka. 15, 345-358. 1965.