重心移動として求めた身体動揺度の 指標化に関する研究

Studies on the Indication of Body Sway Measured
by the Movement of the Gravity Centre

三重大学医学部衛生学教室

坂 本 弘・松 井 清 夫・滝 川 寛

三重県立看護短期大学

林 文 代

Hiroshi Sakamoto, Kiyoo Matsui and Hiroshi Takigawa

Department of Hygiene, Mie University School of Medicine, Tsu

Fumiyo Hayashi

Mie Nursing College, Tsu

Human body sway is measured as the movement of the center of gravity. In this paper, parameters to express sway and the time required for such measurements were examined.

Twenty-one healthy normal subjects, aged 19 to 51, were measured twice with their eyes open using a strain gauge-platform system (San-ei Instrument Co., 1G02 type, Tokyo). Five parameters to evaluate changes in the center of gravity were developed. Parameters A, B, C, and D gave the amplitude of sway as frequency-bands. The standard deviation was calculated on the X and Y axes and their sum expressed in parametric values. It was expected that parameters A, B, C, and D would locate in the wide, the low, the middle, and the high frequency-band, respectively. Parameter E gave the length of the movement of the center of gravity.

The following results were obtained.

1) In the case when subjects stood still for 13 minutes, no significant changes were observed in parameters A, B, and D during this period. But, after subjects stood for 8 and 13 minutes respectively the values of parameter C increased significantly and all values of parameter E increased significantly after subjects stood for only 3 minutes.

2) Factor analysis method was applied on the correlation matrix among the five parameters based on each of the one-minute values in the case when subjects stood for 13 minutes. Two factors, F 1 and F 2, were extracted by this method. Parameters A and B were similarly loaded mainly with F 1. In contrast, the load of F 1 decreased and that of F 2 increased in parameters C, D, and E.

3) The values of each of the parameters were calculated after an initial three minutes' stand. These values were found to be reproducible. But the individual difference were found for all parameters.

4) Two factors, F 1 and F 2, were extracted as the result of factor analysis method on the correlation matrix among the five parameters based on the three minute values. In every case, the residue after extracting these two factors were less than 0.04. Parameter A was similar to B in its factor load pattern, mainly occupied by F 1. F 1 decreased and F 2 increased in parameters C, D, and E. But, the loading pattern of F 1 and F 2 was differed among parameters C, D, and E.

From the above results, the following conclusion is drawn: The values found after 3 minutes of standing do not influence continuous standing. Parameters B and E were essential to indicate body sway.

正常人直立姿勢の維持は、深部感覚、皮膚感覚、視覚、平衡感覚などからの入力の中樞神経系で情報処理され、その結果の出力にしたがって、身体各部の筋群が協調して作動することによる制御でなされている。この制御の調節閥が身体動揺としてあらわれる。したがって、制御回路のいずれかの部位に何らかの機能変動が生ずれば調節閥の変化を生じ、動揺度合いが異なった様相を呈してくることになる。このような意味から、直立位の身体動揺はその制御系に関連する部位の生体機能状況を投影する情報として重要な意義を持つ。しかし従来は、身体動揺の把握が Romberg 試験などのように質的認知にとどまり、また動揺に関する医学的利用も臨床診断の1つの項目として用いられているにすぎなかった。前述のように生体制御系機能状況を反映する指標という認識にたてば、身体動揺はより広く保健衛生分野においても有用な生体機能指標となり得るものと思われる。

身体動揺を客観的に把握するために、頭部や腰部の動揺を記録し、加速度分析がなされたが¹⁻⁵⁾、測定技法が一般化しにくく、動揺現象を詳細に検討するにはいかなかった。近年、重心移動の測定機器が開発され、それにより身体動揺が把握されるようになった。これにより測定された重心移動はXYレコーダーにより一定時間内の重心移動軌跡として示される。しかし軌跡図では、重心移動がパターンとして把握されるにとどまり、数量化されていないために比較が困難である。これに対して、重心移動軌跡距離を算出することが試みられ、身体動揺を数量的に表示し得るようになった⁶⁾。しかし、重心移動の周波数は広帯域にわたる。したがって、重心移動軌跡距離のみで制御情報内容を十分に把握し得ているか否かに疑問が持たれ、導くべき指標について検討する必要がある。

一方、測定時の検出台上起立時間の影響も十分には検討されていない。そのため、重心移動軌跡距離を求める測定条件は各報告者により区々であり、相互比較が困難である。したがって起立持続影響を含まない測定時間条件を明らかにしておく必要がある。

本報ではそれらについて検討を加えた。

方 法

三栄測器製 1G02 型平衡機能計を用いて重心移動を直交座標に変換し、X軸、Y軸成分別に電気信号をTEAC R-70A 型データレコーダーに収録した。すなわち、同平衡機能計は検出台、座標変換装置、感度補正装置よりなる。検出台は一辺 66 cm の正三角形で、3 頂点下に圧

Fig. 1 Detection of the movement of the center of gravity by the regular triangle platform method

Legend: When the subject stands at the central point in the regular triangle platform, his center of gravity moves from point O to point (x, y). This phenomenon is indicated as the change of output powers (P_1 , P_2 , and P_3) from each of three apexes. The powers (P_x and P_y) of X and Y directions are detected through the converter from the powers of P_1 , P_2 , and P_3 .

縮形加重計が装置され、台上の被験者の重心移動による加重力変化に比例した信号を得るようになっている。検出台 3 頂点からの信号は座標変換装置による自動演算で X 軸、Y 軸成分別の信号に変換される。すなわち Fig. 1 に示す正三角形の検出台中央に直立した人体の重心が点 (x, y) に W の加重を与えたとする。その際 P_1 , P_2 , P_3 の圧縮形加重計の出力から X 方向、Y 方向の出力 P_x , P_y は次式により得られる。

$$P_x = W_x = (a + b)1/\sqrt{3} \cdot (P_1 - P_2)$$

$$P_y = W_y = (a + b) (P_1 + P_2) - aW$$

なお、 $W = P_1 + P_2 + P_3$ であるから、

$$P_y = (a + b) (P_1 + P_2) - a (P_1 + P_2 + P_3)$$

となる。すなわち重心の水平面への投影座標は、三頂点に加えられた重力と人体の体重の関数で得られることになる⁶⁾。X 軸 Y 軸信号は 200 mV/10 kg · cm になるよう増幅された後、身長・体重により補正され、データレコーダーに送られる。ただし、同機能計の感度補正は身長で 5 cm、体重で 5 kg 単位段階となっており、補正精度が粗すぎる。本報では同機能計の感度補正目盛を身長 160 cm、体重 60 kg に固定し、被検者別に $k = 160 \times 60 /$ 身長 $\times$ 体重を算出し、別に取り付けた感度補正装置により k 値に基づく調節をおこなった。磁気テープ収録データを X 軸 Y 軸成分別に三栄測器製 7S06 型プロセッサ

へ入力し、後述する指標A, B, C算出のためのサンプリングをおこなわせると共に、指標Eすなわち重心移動軌跡距離を下記式により自動演算させた。すなわち、

$$L = \int \left(\sqrt{\left(\frac{dx}{dt} \right)^2 + \left(\frac{dy}{dt} \right)^2} \right) dt$$

ただし dx : X軸成分, dy : Y軸成分とする。

さらに、磁気テープからX軸, Y軸別成分をオシログラフへ再生描画し、指標D算出のためのサンプリングを手作業でおこなった。

健康な29～51歳の男子10名, 19～44歳の女子11名の被検者を30分間以上椅座位で休養させた後に検出台上に13分間起立させた。起立時は両足踵を接し、足尖部を扇形に約60°開いた足位とし、両上肢を上軀幹側方に力を抜いて垂れ、上体を直立する姿勢をとらせた。被験者の目の高さで約1m前方に、白地に2.5×2.5cmの黒十字標識を置き、起立時間中これを注視させた。各被験者共異なる日に2回測定した。

Table 1に示す計算に基づき、5指標を算出した。指標Aは広帯域周波数成分を含んだ動揺を、指標Bは低周波数帯域成分を主とする動揺を、指標Cは中周波数帯域成分を主とする動揺を、指標Dは高周波数帯域成分を主とする動揺を表示することを期待した。なお指標Eは重心移動軌跡距離である。

各指標間相関に基づく因子分析を重心法によりおこない、直交回転後に因子負荷量を求めた。

成 績

各指標について13分間起立時の平均を各人別に求め、

Fig. 2 Time chart of five parameters in the case when subjects stood for 13 minutes

Legend:

- 1) The indices of the vertical axis were calculated for each parameter as

$$\frac{\text{parameter value for one minute}}{\text{average of parameter value during 13 minutes}} \times 100$$
- 2) * different significant from the initial one-minute value ($P < 0.05$)

平均に対する各人各時点毎の1分間値を指数化した。各人各時点の経時変化を被験者全員の平均値としてFig. 2に示した。起立当初1分間の各指標値を基準にして、2

Table 1 Parameters expressing the movement of the center of gravity

Parameter	Sampling interval	Duration unit	No. of units per minute	Reading method of sample value	Conversion into	Calculation	Remark
A	0.20 s.	1 min.	1	distance from baseline to the sample	cm per body-weight 10 kg	standard deviation	sum of SD in X and Y axis
B	1.00 s.	1 min.	1	ibid	ibid	ibid	ibid
C	0.20 s.	3 s.	20	distance from the minimum value in each of the unit durations to the sample	ibid	ibid	ibid
D	0.05 s.	0.20 s.	6 (10 s. interval)	ibid	ibid	ibid	ibid
E	1.00 s.	1 min.	1	speed within a sampling interval by axis	length of trace as cm	$L = \int \left(\sqrt{\left(\frac{dx}{dt} \right)^2 + \left(\frac{dy}{dt} \right)^2} \right) dt$ $dx: \text{component in X axis}$ $dy: \text{component in Y axis}$	

Table 2 Correlation coefficients for parameters based on each one minute value when subjects stood for 13 minutes

Subject	Trial	Combination of parameters									
		A vs B	A vs C	A vs D	A vs E	B vs C	B vs D	B vs E	C vs D	C vs E	D vs E
1	I	0.99	0.19	-0.14	0.04	0.21	-0.11	0.05	0.20	0.62	0.20
1	II	0.98	0.47	0.36	-0.21	0.34	0.34	-0.26	0.30	0.25	0.29
2	I	0.99	0.57	0.06	-0.39	0.16	0.12	-0.29	0.31	0.09	0.71
2	II	0.99	0.52	-0.07	0.06	0.54	-0.03	0.05	0.45	0.41	0.15
3	I	0.99	0.39	0.12	-0.08	0.39	0.06	-0.12	0.62	0.03	0.28
3	II	0.98	0.82	0.43	-0.29	0.77	0.39	-0.27	0.18	-0.09	-0.30
4	I	0.99	0.33	0.27	0.25	0.32	0.25	0.28	-0.08	-0.07	0.17
4	II	0.99	0.62	-0.03	0.59	0.60	-0.01	0.59	-0.10	0.87	0.29
5	I	0.97	0.68	0.30	0.50	0.68	0.23	0.60	0.24	0.65	0.19
5	II	0.99	0.66	0.22	0.37	0.66	0.23	0.39	0.64	0.83	0.40
6	I	0.93	0.59	0.34	-0.06	0.66	0.39	-0.12	0.47	0.33	0.25
6	II	0.98	0.11	0.44	0.79	0.20	0.46	0.78	0.22	0.39	-0.03
7	I	0.98	0.53	0.31	0.22	0.48	0.32	0.18	0.38	0.51	0.60
7	II	0.99	0.81	0.73	0.44	0.82	0.74	0.41	0.61	0.58	0.31
8	I	0.99	0.72	-0.01	-0.43	0.71	-0.06	-0.46	0.24	-0.23	0.42
8	II	0.99	0.20	0.10	-0.26	0.26	0.13	-0.30	0.37	-0.36	-0.44
9	I	0.98	0.55	0.07	0.32	0.45	0.11	0.34	-0.08	0.20	-0.11
9	II	0.99	0.23	-0.16	-0.04	0.19	-0.09	-0.02	0.33	0.19	-0.19
10	I	0.99	0.70	0.43	0.65	0.72	0.43	0.68	0.79	0.81	0.58
10	II	0.99	0.68	0.32	0.59	0.70	0.29	0.56	0.43	0.53	0.11
11	I	0.98	-0.04	0.19	0.05	-0.13	0.11	0.00	-0.18	0.04	0.46
11	II	0.95	0.44	0.29	-0.36	0.40	0.16	-0.29	0.51	-0.31	-0.32
12	I	0.98	0.62	0.43	0.01	0.63	0.44	0.03	0.08	-0.02	-0.02
12	II	0.99	0.62	0.25	0.46	0.56	0.25	0.43	0.48	0.83	0.27
13	I	0.99	0.06	-0.03	-0.07	-0.57	0.00	-0.10	0.24	0.05	-0.45
13	II	0.98	0.31	-0.09	0.58	0.29	-0.12	0.58	0.59	0.28	-0.04
14	I	0.99	-0.24	0.10	-0.16	-0.19	0.18	-0.13	0.27	0.30	0.33
14	II	0.98	0.55	0.17	0.13	0.56	0.17	0.14	0.00	0.48	0.34
15	I	0.99	0.72	0.62	0.34	0.69	0.66	0.30	0.34	0.58	0.44
15	II	0.99	0.34	0.12	-0.16	0.36	0.06	-0.15	-0.42	0.16	-0.09
16	I	0.95	0.56	0.55	-0.26	0.57	0.55	-0.21	0.14	-0.51	-0.09
16	II	0.94	0.64	-0.28	-0.02	0.64	-0.38	-0.08	0.13	-0.01	0.51
17	I	0.98	0.79	0.17	0.42	0.79	0.05	0.41	0.13	0.06	0.00
17	II	0.99	0.70	0.06	0.37	0.64	0.02	0.30	0.11	0.69	0.13
18	I	0.99	0.67	-0.03	0.25	0.66	-0.06	0.23	-0.11	0.43	-0.34
18	II	0.99	0.48	0.68	0.03	0.47	0.68	0.01	0.45	0.48	0.41
19	I	0.99	0.55	0.16	0.49	0.47	0.15	0.41	0.39	0.97	0.26
19	II	0.98	-0.02	0.39	-0.15	-0.10	0.47	-0.19	0.28	-0.55	-0.59
20	I	0.98	0.33	0.39	0.40	0.39	0.35	0.46	0.32	0.51	0.11
20	II	0.97	0.05	0.26	-0.45	-0.07	0.29	-0.54	-0.10	0.12	0.01
21	I	0.97	0.29	-0.16	-0.07	0.23	-0.08	-0.17	-0.11	0.15	0.05
21	II	0.99	-0.16	-0.30	0.03	-0.12	-0.25	0.09	-0.12	0.25	0.29
Mean		0.98	0.44	0.20	0.12	0.41	0.19	0.11	0.24	0.27	0.13
S E		0.002	0.042	0.036	0.051	0.048	0.039	0.052	0.040	0.058	0.047

分目以降の変動を検討すると以下のものであった。すなわち、指標A, B, Dでは、13分経過中のいずれの1分

間値についても当初1分間値との間に有意な差異が認められなかった。これに対して、指標Cでは、起立8分目

および13分目に有意な指標値上昇がみられた。また、指標Eは起立3分目以降より指標値が有意な上昇を示した。したがって、起立3分までは全ての指標において起立持続による影響が認められないといえる。

各人別に、各指標の13分間経過中の各1分間値を単位として指標間相関を算出し、Table 2に示した。各指標間相関の様相は各被検者により異なるが、全被検者について平均を求めると表下欄に示した値となった。すなわち、指標A・B間相関は0.98で0.1%以下の危険率で有意であり、指標A・C間相関は0.44、指標B・C間相関は0.41であり、1%以下の危険率で有意であった。しかしその他の指標間相関は低く、有意でなかった。この指標間相関の平均値を基に因子分析をおこない、2因子を抽出し得た。2因子抽出後の残渣は全て0.04以下であった。抽出2因子を直交回転し、因子負荷量を求め、Table 3に示した。第1因子は指標A、B、Cに大なる負荷量を持ち、第2因子は指標C、D、Eに大なる負荷量を持つ因子であった。各指標の第1因子対第2因子比は、指標AおよびBでは近似であり、指標C、D、Eではそれぞれ異なった。したがって、指標AおよびBはほぼ共通的な重心移動内容を表示しており、指標C、D、Eはそれぞれ独立した内容を表示している可能性を示している。

前述のように、起立3分までの各指標値には起立持続による影響がみられないので、各指標について起立当初3分までの値を、算出単位時間として求め、Table 4に示した。すなわち、指標A～Dについては、各周波数帯域に

ついで振幅を標準偏差として体重10 kg当りのcmで、指標Eについては各人の体重、身長を60 kg、160 cmとした場合に換算した動揺軌跡の実距離をcmであらわしてある。算出基礎となるサンプル値が各指標によって異なるので、表に示した3分間値平均の指標間比較は意味がない。ここでは各指標3分間値の分布範囲を示すにとどめる。しかし、各指標について変異係数を求めると、いずれの指標においても30～40となり、各指標共にほぼ同程度の個人差が表現されることが示された。

各人について測定を異なった日に2回ずつおこなっているため、同一人についての2回の測定値間相関を各指標別に求め、Table 5に示した。表に示したように、いずれの指標においても0.1%以下の危険率で有意な相関がみられた。したがって、個人の測定値再現性は高いといえる。

各人別3分間値について指標間相関を求め、Table 6に示した。表にみるように、いずれの指標間相関も高く、全て0.1%以下の危険率で有意であった。この相関マトリックスを基に因子分析をおこない、2因子を抽出し得た。2因子抽出後の残渣は全て0.04以下であった。抽出2因子を直交回転し、因子負荷量を求め、Table 7に示した。第1因子は全ての指標に大なる負荷量を持つが、第2因子は指標C、D、Eに大なる負荷量を持つことが示された。また、指標AおよびBは両因子負荷量からみて、重心移動のほぼ同一内容を表示すると判断し得る。したがって当初期待したように指標Aは広帯域周波数帯の振幅を表現するものではない。また、指標AおよびBと指標C、D、Eとは異なった重心移動内容を示すものである。さらに、指標DおよびEは近似な両因子負荷の像といえる。

以上の成績を総合すると以下ようになる。起立持続による影響が加わらない測定手技としては起立3分までの条件とすればよい。3分間値には各指標共に同程度の個人差が表現されるが、個人についての再現性は高い。また、3分間値を採用する場合には、指標AもしくはBのうちいずれか1つ、指標DもしくはEのうち1つを選

Table 3 Factor analysis and factor loading on the correlations from Table 2

Parameter	Factor	
	I	II
A	0.99	0.03
B	0.98	0.00
C	0.40	0.54
D	0.20	0.36
E	0.11	0.45

Table 4 Parameter values for three minutes

Parameter	Unit	Mean	SD	95% range	VC (%)
A	cm/10 kg B. W.	3.76	1.52	0.72- 6.80	40.4
B	ibid	3.76	1.52	0.72- 6.80	40.4
C	ibid	2.16	0.88	0.40- 3.92	40.7
D	ibid	0.80	0.24	0.32- 1.28	30.0
E	cm	80.3	29.9	20.5-140.1	37.2

Table 5 Correlation coefficients for the first and the second trials

Parameter	r	p
A	0.94	<0.001
B	0.91	<0.001
C	0.93	<0.001
D	0.86	<0.001
E	0.86	<0.001

Table 6 Correlation coefficient for each of the parameters when subjects stood for three minutes

	A	B	C	D	E
A		0.99	0.85	0.71	0.56
B			0.84	0.70	0.63
C				0.86	0.82
D					0.82

Table 7 Factor analysis and factor loading on the correlation matrix from Table 6

Parameter	Factor	
	I	II
A	0.95	0.00
B	0.95	0.04
C	0.82	0.50
D	0.72	0.65
E	0.61	0.75

び表示指標とすべきである。さらに、指標Cは指標A、B群もしくは指標D、E群のいずれとも因子負荷様相を異にするので、あわせて指標Cを表示指標とすることが望ましい。

考 察

重心移動を表示する指標として次のようなものが検討されてきた。すなわち、XYレコーダー上の軌跡記録を図示する方法が先ずとられた^{6,8)}。この図形によって、平衡機能障害患者の中枢障害部位別に、図形パターンの上で差異が存在することがみられ⁹⁾、迷路性障害患者の病型別にも動揺の型が分類された¹⁰⁾。しかし図形表示ではパターン認識にたよった判定にならざるを得ず、数量化の試みがなされるようになった。田口らはXYレコーダー記録図形の中心と想定されるところを原点にとり、それを中心にX軸、Y軸および45°の角度で第1斜径、第

2斜径を引いた8本の軸を作り、各軸に対して図形上軌跡がとった最大移動点を求め、八角形の重心動揺領域を重心動揺図と呼んでその中に囲まれた面積を計算する方法をとっている¹¹⁾。また、XYレコーダー記録図形による重心動揺の軌跡で一番外側の線で囲まれた面積を動揺面積と呼び、これをplanimeterで測定する方法もとられている^{12,13)}。面積を求める方法とは趣をやや異にするが、XYレコーダー記録図形による一番外側の重心動揺軌跡の幅を求め、その中央を動揺の中心とし、幅の指標と動揺の中心位置の指標とから数量化表示をすることもなされている¹⁴⁾。これらの表示は重心移動の測定時間内における各軸に対する最大値を情報として得ていることになる。したがって、同一面積を示す場合でも軌跡の密度に差がある場合があり、それらの内容を表現し得ていない。また、この表示法の欠点として田口は、1~2の偶発的な大きな体動揺によって成績が大きく左右されることを指摘している¹⁵⁾。

これに対して重心移動軌跡距離は測定時間内の移動様相、すなわちXYレコーダー記録図形でいえば最大値のみならず最大値で囲まれた図形内の軌跡の動きを長さとして表示している。したがって、図形面積等の最大値の情報も含み、さらに最大値以内の軌跡の様相をも内包した総合的な情報の1つであると推察し得る。田口らは正常な健康人男女について測定した重心移動軌跡距離と重心動揺図との関連を検討し、有意な順相関をみている¹¹⁾。このことは、重心移動軌跡距離が図形上最大値の情報をも含んでいることを示している。このような意味から本報ではこれを検討すべき指標の1つとした。

一方、X軸Y軸成分別波形をオシログラフに描かせ、波形の山と谷の落差を振幅として計測する方法^{4,16~18)}、一定時間内の波数すなわち周波数で表示する方法^{9,16~19)}などがとられている。波形の山と谷の振幅を計測することと同様な意味で、波形の中心線を想定し、そこから波形までの振幅を一定時間間隔で読みとり、その値の絶対値の総和を求めて表示することもなされている²⁰⁾。この方法で表示される振幅は読みとるための一定時間間隔すなわちsampling intervalに依存し、同一波形においてもsampling intervalが変われば読みとるsample数が変わるので、総和値が増減することになる。そのため、各報告の相互比較および異常動揺を判別するための基準値の設定に困難を生ずることになる。この問題を本報では、sample数で除して解消するため標準偏差で表示する方法をとった。さらにこの方法ではsampleを読みとる基準線は固定されており、低周波成分の大きな波形に

より高周波成分の小さな波がマスキングされてしまう欠点がある。これに対して後述のように本報では周波数帯域別に sample 値が表現されるように工夫した。

一定時間内波数もしくは周波数成分別出現頻度を求める方法は脳波分析などで広く用いられている方法である。しかしこの方法では周波数と振幅との関係の情報が分離されることとなる。

時田ら¹⁹⁾は起立時の頭部動揺の周波数には2～5秒に1つの緩徐なものと約1秒に1つの早いものがあることを認めている。重心移動量として身体動揺を測定する場合には、時田は正常者では0.3 Hz, 0.6 Hz, 1.0 Hzの揺れが多いとし⁹⁾、大西は0.06～3.8 Hz⁷⁾、Kapteynらは0～25 Hz⁸⁾、田口らは1/60～3 Hz²¹⁾、松岡は0.3～2.0 Hz¹⁸⁾、としている。これらの観察を総合すると動揺周波数は0～25 Hzの広帯域にあるが、主として0.0数～数Hzにあることが想定される。しかし、田口は正常者が両脚起立で開眼している際には周波数成分を持たない不規則な動揺であるとしている²²⁾。正常人の起立時重心移動の周期の規則性については問題があるとしても、たとえ不規則であれXY成分別に動揺が認められることは事実である。その動揺は時系列的に動揺周期が変化する様相と、同一期間内に異なった周波数成分が混存する様相とが重なって波形を形成しているの、不規則な動揺とあってあらわれることになる。

このことから、本報では大まかな周波数成分帯に区分し、区分ごとの振幅を標準偏差で表示した。指標Bは単位時間を1分としたので、その区間を波長とする1つの波のみしか出現しないとして、1/60 Hzの波形で60標本を得ることになる。指標Cは単位時間を3秒としたので、その区間を波長とする1つの波のみしか出現しないとして、1/3 Hzの波形で15標本、1分間20区間を計測するので300標本を得ることになる。指標Dは単位時間を0.02秒としたので、その区間を波長とする1つの波のみしか出現しないとして、5 Hzの波形で5標本、1分間に6区間を計測するので30標本を得ることになる。また指標Bではsample値を固定基線からの読みとしているので、sampleの値は低周波成分の大きい振幅の波による影響でしめられることになる。低周波数成分の影響をのぞくためには単位時間内の低周波成分動揺がないものと仮定して単位時間毎に基線を変えて補正し、それぞれの基線からの読みをsample値としなければならない。指標C、Dでは各単位時間毎に、固定基線からの読みの最小値を1.00とし、それに対応して各sample値を読み変えた。以上のような想定から指標Bを低周波数帯動揺の指標、

指標Cを中周波数帯動揺の指標、指標Dを高周波数帯動揺の指標とした。なお、指標Aは単位時間とsampleの読みとり方を指標Bと同一にし、sampling intervalを指標Cと同じにして広帯域周波数動揺の指標とすることを期待した。

本報では、重心移動軌跡距離、および各周波数帯域別振幅すなわち標準偏差を指標とし、指標相互間の関係を検討した。その結果、13分間起立実験における各1分間値についても、当初3分間値による検討においても因子分析により2因子を抽出し得、抽出因子の各指標への負荷量は、指標A、Bでは主として第1因子のみの負荷であり、指標C、D、Eでは第1因子負荷が減少し第2因子負荷が加わるという状況が示された。したがって2因子の意味はいずれの検討条件の場合でも同一と考えられる。なお2因子抽出後の残渣はいずれの検討条件の場合でも全て0.04以下であり、抽出2因子によって動揺の性質はほとんど説明し得るものと判断される。しかし、当初において指標Aは広帯域周波数帯振幅をあらわすものと期待したが、因子分析の結果指標Bすなわち低周波成分の振幅と同一であることが判明した。したがって指標Aは指標Bの採用により不要となる。

一方、指標Eすなわち重心移動軌跡距離は指標Dに近い因子負荷量であり、高周波数帯動揺の影響を強くうけている。重心移動軌跡距離には、第1因子および第2因子ともに同程度の負荷を持ち、総合的に身体動揺をあらわす妥当な指標であることが明らかとなった。しかし第1因子の負荷は指標A、Bより小さく、低周波成分の様相は重心移動軌跡距離のみでは十分表現されない。また、軌跡距離がある条件下で変動をきたしたとすると、どの周波数帯成分の変化によりそれが生じたものであるかの検討には指標B、C、Dにおける変化を観察した上で決定しなければならない。

身体動揺の計測にあたり、被験者を検出台上に起立させた後、何分目の測定値をもって表示値とするかは、起立持続による影響を検討する必要がある。従来からの重心移動測定の測定条件の設定は検出台上で姿勢が安定した後、坂口が30秒²³⁾、田口^{15, 25)}、松永¹²⁾、岡田²⁶⁾がそれぞれ60秒、田口らが2分間¹¹⁾の測定をおこなっている。しかしこれらは起立持続影響を検討した上での条件設定ではない。これに対して重心移動による身体動揺測定がなされはじめる前の時代に、日高は機械的方法による身体動揺の測定をおこない、起立持続影響の検討をおこなっている²⁷⁾。すなわち、膝関節、腸骨上棘、胸骨上端に錘をつるした糸を固定し、滑車を介した錘の動きを

Table 8 Ranges of trace length following the movement of the center of gravity in normal subjects in other research works

Reporter	No. of subj.	Measuring time	Length (cm)	Value converted in three min. (cm)
Sakaguchi, et al. ²³⁾	2212	30 s × 30	Average : 210.8 ±1 SD. : 149.0-248.3	42.2 29.8-49.7
Taguchi, et al. ²⁴⁾	40	1 min.	Average : 30.8 Rejectable upper limit : 49.4	92.4 148.2
Tokida ⁹⁾	46	1 min.	Average : 41	123
Yamamoto, et al. ²⁸⁾	5	1 min.	Average : 50.8 SD. : 9.9 Range : 35-62	152.4 29.7 105-186

キモグラフィオンに描かせる方法をとっている。それによる10分間の測定の結果、身体動揺は5分以内であれば安定しているところから測定条件としては5分以内が適当であるとしている。重心移動による測定では時田らが15秒、30秒、60秒、90秒の測定をおこない、XYレコーダーによる重心動揺記録図による判定で、15～60秒では次第に記録図面積が拡大し、重心動揺が増大するが、60秒と90秒とでは差がないことをみている¹⁴⁾。さらに田口は重心動揺の一定時間内周波数の周期性を指標として30秒単位に10分間の起立を観察している²²⁾。その結果10分間を経過しても不規則ながら動揺の周期性を認め、起立持続による影響はないと判断している。重心移動法によるこれら面積および周波数の観察は本報では指標として採用していないので、その結果を直接とり上げることはできない。これに対して重心移動軌跡距離を指標とした起立持続影響の観察は、田口らが2分間起立中の軌跡距離を10秒単位に分割し検討している²⁴⁾。その結果、2分までは軌跡距離は安定しているとしている。山本らは10分間の開眼起立中変化を検討し、3分を経過すると身体動揺が著しく大きくなる型を示す者があることを観察している²⁸⁾。本報における成績でも重心移動距離は起立持続3分を過ぎると有意に増大することがみられ、これらの成績と一致している。しかし本報における指標A、B、Dでは13分経過中有意な変動はみられず、指標Cでは8分および13分目に有意な上昇がみられた。このように各指標の動きに対する起立持続の影響は経時的に同一ではないが、いずれの指標をとっても3分以内では起立持続影響はないと判断する。

また山本ら²⁸⁾は分析時間の長さについて、偶発的な揺れによって動揺度が大きく変動することを避けるために少なくとも1分前後の時間をとることが妥当としている。本報における当初3分間の各指標値をみても各1分間値は必ずしも同一でなく、それらを平均して偶発動揺影響

を小さくするため、起立持続影響を含まない3分間を全て測定して3分間値とした。

測定値の再現性は本報成績の項で述べたようにいずれの指標においても有意な正相関を示し、高い再現性が認められた。坂口は連続10日間、朝夕に各3回づつの測定を繰返し、各人の軌跡距離の変動は6.0%以内であり、再現性が良好であるとしている²³⁾。田口らは1週間間隔で2回、同一時刻に測定し、軌跡距離の両測定値間に有意な差のないところから再現性があると判断している²⁴⁾。これらの成績は少なくとも本報における軌跡距離の再現性検討成績と一致する。指標A、B、C、Dに関しては本報で指標化したものであり、従来報告との対比はできないが、これに関係ある観察として、周波数を指標に田口がおこなった検討は参考となる。それによると各人の2回の測定結果は周波数構成からみて同性状の動揺であったとしている²²⁾。したがって各人の動揺が同性状の周波数パターンであることは、本報A～Dの各指標における周波数帯域別振幅再現性が高かったことを裏付けることになる。

本報対象者は21名であり、各人2回づつの測定を基に各指標値の分布範囲を成績の項で示した。本報では対象者数が少なく、対象者の性、年齢等の属性別差異の検討も今後に残されているので、本報成績をもって正常値とすることには問題がある。しかし、従来からの報告と対比してどの程度の値となっているかを検討しておく必要がある。指標A～Dは本報ではじめて採用したものであり、既報告は全くなく対比しようがないが、指標Eすなわち軌跡距離にはいくつかの数値が報告されているのでそれを一覧にしてTable 8に示した。本報の平均は3分間値で80.3 cm、95%信頼限界は20.5～140.1 cmである。この値は表に示した既報告の範囲内にあると考えてよい。

本報で採用した各指標の変異係数をみると、いずれの指標においても30～40の値となっている。したがって各

指標はほぼ同程度の個人差を表現していることになり、これがどのような個人差もしくは影響要因に由来するものかの解析が今後の保健衛生分野における課題となる。

結 論

身体動揺の度合いが重心移動の測定により把握されるようになった。その結果を表現するための指標の構成および測定時の起立時間条件について検討した。

健康な19～51歳の21名を被験者とし、各人2回ずつ開眼状態で測定した。重心移動の測定は三栄測器製圧縮加重型平衡機能計を用いた。5指標を検討した。すなわち、指標A～Dは周波数帯域別振幅を標準偏差で表現したものであり、X軸Y軸成分別に算出し、その和を求めた。指標Bは低周波数帯、Cは中周波数帯、Dは高周波数帯のそれをあらわした。指標Aは広周波数帯のそれをあらわすことを期待したが、成績の検討の結果、広周波数帯振幅をあらわすのではなく、指標Bと同様に低周波数帯振幅をあらわす指標であった。指標Eは重心移動軌跡距離をあらわし、X軸Y軸成分別磁気テープ収録データから三栄測器7S06型プロセッサで

$$\int \left(\sqrt{\left(\frac{dx}{dt} \right)^2 + \left(\frac{dy}{dt} \right)^2} \right) dt$$

にしたがって自動演算させた。

以下のような成績を得た。

1) 13分間起立時の各指標の1分間値の推移は次のようであった。指標A, B, Dには起立持続による影響はみられなかった。指標Cでは、8分目、13分目の値が有意に増大した。指標Eは3分目以降から値が有意に増大した。

2) 13分間起立時の各1分間値について各指標間相関を求め、これを因子分析し、2因子を抽出した。各指標別に2因子の因子負荷量をみると、指標AとBは近似であり、第1因子のみの負荷であった。指標C, D, Eでは第1因子負荷が低下し、第2因子負荷が加わった。

3) 起立当初3分間値を各指標別に算出し、平均、標準偏差および変異係数を求めた。各指標の変異係数は30～40の間にあった。

4) 3分間値の各人の再現性は高かった。

5) 3分間値の各指標間相関を求め、これを因子分析し、2因子を抽出した。残渣は全て0.04以下であった。各指標別因子負荷量は、指標AとBは近似であり、第1因子のみの負荷であった。指標C, D, Eは第1因子負荷が減少し、第2因子負荷が加わった。しかし、C, D, Eは因子別に同一の負荷パターンではなかった。

以上の成績から次のような結論を得た。すなわち、起立後3分以内の測定には起立持続影響は加わらない。起立当初3分間値には個人差がみられるが、各人の再現性は高い。また、重心移動様相の表現には指標Bおよび指標Eは必須的に採用すべきであり、必要に応じ指標Cを観察することが望ましい。

本研究の一部は第50回日本衛生学会総会で発表した。

文 献

- 1) 執行英毅：姿勢の安定性に関する力学的研究，耳鼻臨床，**51**，907-950 (1958)。
- 2) 北原正章：頭部動揺の加速度成分に関する基礎的研究，耳鼻臨床，**52**，1044-1064 (1959)。
- 3) 北原正章，宇野良二：斜面台検査，耳鼻臨床，**55**，399-406 (1962)。
- 4) 宇野良二：平衡機能の年齢的変遷に関する研究，耳鼻臨床，**56**，68-86 (1963)。
- 5) 北原正章，佐藤利子：加速度記録図の臨床的応用，耳鼻臨床，**57**，56-63 (1964)。
- 6) 木村雄治：からだの「ゆれ」の測定，電子医学，**15**，55-71 (1972)。
- 7) Onishi, N.: Frequency Analysis of Body Sway in the Erect Position with Special Reference to Fatigue of the Lower Limbs, Proceeding of the XVI International Congress on Occupational Health, 428-430 (1969)。
- 8) Kapteyn, T. S. and Wit, G.: Posturography as an auxiliary in vestibular investigation, Acta Otolaryng., **73**，104-111 (1972)。
- 9) 時田 喬：身体平衡へのアプローチ，交通医学，**30**，393-401 (1976)。
- 10) 時田 喬：起立姿勢維持における迷路の働き，神経進歩，**18**，728-737 (1974)。
- 11) 田口喜一郎，依田美千穂：重心動揺分析法，日耳鼻，**79**，1577-1589 (1976)。
- 12) 松永 享，宮本浩明，稻留欣一，酒井国男：平衡機能検査法としての反復誘発筋電図法と重心動揺計による直立検査，耳鼻臨床，**64**，1307-1318 (1971)。
- 13) 武谷 力：重心計を用いた人体の身体動揺に関する研究，耳鼻と臨床，**22**，608-621 (1976)。
- 14) 時田 喬，松岡豊彦，早野洋司，田口拓雄，島田六郎：頭部並びに重心動揺記録計による立直り反射検査，耳鼻臨床，**65**，443-456 (1972)。

- 15) 田口喜一郎: 重心動揺の正常範囲について, 耳鼻咽喉科, **46**, 415-420 (1974).
- 16) 三好豊二: 視機刺激の重心動揺に及ぼす影響, 耳鼻臨床, **61**, 1620-1641 (1968).
- 17) 島田六郎: 中枢性めまい平衡障害例の起立時身体動揺の研究, 耳鼻臨床, **70**, 1113-1190 (1977).
- 18) 松岡豊彦: 起立時身体動揺の定量的解析, 耳鼻臨床, **70**, 1191-1280 (1977).
- 19) 時田 喬, 宮田英雄, 藤垣 照, 永田隆郎, 小林武, 加藤邦二, 加藤祐峰, 田口拓雄, 島田六郎, 鈴木智雄, 日比考也: 直立時の身体動揺の分析, 耳鼻臨床, **63**, 363-387 (1970).
- 20) 山本高司: 直立時動揺と疲労, 体力科学, **28**, 18-24 (1979).
- 21) 田口喜一郎, 飯島美千穂, 滝沢正臣: 重心動揺の周波数分析, 耳鼻臨床, **70**, 825-831 (1977).
- 22) 田口拓雄: 起立時身体動揺の研究, 耳鼻臨床, **70**, 1065-1112 (1977).
- 23) 坂口 明, 角田興一: 重心移動量による平衡機能の評価, 体力科学, **26**, 64-69 (1977).
- 24) 田口喜一郎, 依田美千穂: 重心動揺軌跡距離測定法, 日耳鼻, **79**, 835-843 (1976).
- 25) 田口喜一郎: 重心位置の経時的変動の分析, 日耳鼻, **80**, 218-226 (1977).
- 26) 岡田 諄, 矢野堅石, 千葉隆昭, 富田善治, 関 和夫: 民間航空パイロットの乗務前後の平衡機能検査, 耳鼻咽喉科展望, **15**, 317-323 (1972).
- 27) 日高虎之助: 人体平衡機能に関する研究, 精神神経学雑誌, **53**, 401-414 (1952).
- 28) 山本高司, 飯田裕美: 直立時動揺の定量化とその応用, 労働科学, **55**, 205-214 (1979).

(受付 1980年5月12日)