

身体動揺の Temporal change

— 重心動揺の時間的変化の検討 —

中 田 英 雄 ， 谷 村 裕

1. はじめに

ヒトが不動の直立姿勢を維持しようとしても、身体は絶えず前後左右に揺れている。この身体の揺れは、重心動揺 (Displacement of the center of gravity)、身体動揺 (Body sway)、ゆらぎ、身体振動 (Body oscillation) とよばれている。

直立時の身体動揺を記録し、分析する方法は多様である。その主な方法には頭部動揺の記録⁸⁾²⁴⁾、加速度計を用いた頭部動揺の記録³²⁾、筋電図による抗重力筋活動の記録³⁾¹⁷⁾、重心動揺の軌跡や面積の記録¹⁰⁾¹⁶⁾²⁶⁾³³⁾、身体各部の揺れを Tensiometer で導出する (Body oscillation) 方法²⁾⁵⁾がある。最近では電子計算機の普及によって、身体動揺の周波数解析が行われている¹⁾²⁾⁴⁾¹⁵⁾¹⁸⁾²⁰⁾²¹⁾²²⁾²⁸⁾²⁹⁾³⁰⁾³¹⁾。

身体動揺は時々刻々と変化しており、動揺度は午前と午後に極大、昼食後に極小となることが報告されている⁸⁾。身体動揺が時間的変化を示すので、身体動揺を測定する場合もっとも重要な点は測定時間の設定にあると思われる。これまでの研究では直立時間が最低15~30秒から20分間と多岐にわたっているが、1分間前後がもっとも多く採用されているようである。この直立時間、つまり分析時間の設定は身体動揺をランダムな変動として解析する場合重要である。森貞ら¹³⁾は80秒間の身体動揺の周波数解析の結果、身体動揺は正規分布を示し、身体の動揺がそれ以前の過去の動揺に、さらに現在の動揺はそれ以後の未来の動揺に関連を保ちながら続いていることを指摘した。このことは身体動揺が定常ランダム過程⁷⁾にあり、エルゴード性⁷⁾とマルコフ性⁷⁾の両方の性質を持っていることを示唆している。田口ら²⁵⁾も身体動揺にはある程度の定常性とエルゴード性があるが、例外としてエルゴード性のない被検者もいることを報告している。

身体動揺の分析に際して、一般に身体動揺は定

常性を示し、エルゴード性 (時間平均と集合平均が等しい性質⁷⁾) があるという仮定の上に行われている。筆者ら³⁰⁾はこれらの前提に基づいて、直立時間を3分20秒に設定して周波数解析を行った。しかし、そこでは3分20秒間の動揺の時間的変化については言及しなかった。そこで本研究では3分20秒の測定時間を $\frac{1}{2}$ に区切り、前半と後半に分けて、身体動揺の時間的変化 (Temporal change) について検討することにした。

2. 方法

Fig. 1. に示すように前後の身体動揺 (Antero-posterior sway) と左右の身体動揺 (Lateral sway) を前半 (0秒から100秒) と後半 (100秒から200秒) に分けた。1回にAD変換されるデータ数を256個とし、3回分 (A, B, C) のパワー・スペクトルのアヴェレージを求めた。Aの時間は $256 \times 100 \text{ ms} \div 1000 \text{ ms} = 25.6 \text{ s}$ であるが、AD変換し、次にFFT (高速 Fourier 変換)、POWVER を計算する時間が加わるので、AからBまでは連続的に処理されず、AとB間のデータは捨てられる。¹⁴⁾ サンプルング・タイムは100msである。前半の分析が終了すると結果を表2. に示す通りにラインプリンターで出力し、X-Yプロッターに図示した。後半も同様の手続きで行った。

(1) 被検者

被検者は健康な男性とし、正眼者18名 (年齢19歳から33歳) である。弱視と盲の被検者はそれぞれ7名 (21歳から29歳)、4名 (20歳から39歳) であり、表1. に示す通りである。いずれの被検者も運動障害、耳疾患を有していない者である。

(2) 装置

前後と左右に対する1cmの重心移動が0.1Vの出力を示す重心計 (グラビコーダ、日本光電製) を用い、その出力をデータ・レコーダ (SONY製) に記録するとともにペン・レコーダ (レクテコー

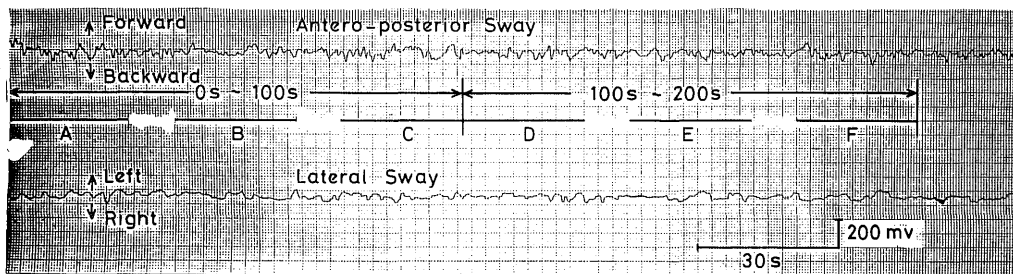


Fig. 1. 前後と左右の身体動揺の記録例。 AからCまでの100秒を前半とし、DからFまでの100秒を後半とした。AからFの太い横線は計算機でAD変換される時間を示し、AからBへ連続していないのは、計算機内での処理時間であり、その間のデータ(約10秒間)は捨てられる。これはAD変換にMEMO文を用いたためである。

表1. 被 検 者

Partially Sighted Subjects (Male)				
Subject	Visual acuity		Age	Cause of Vision Loss
	Left	Right		
1	0.1	0.0	27	ceratoconus
2	0.3	0.1	23	ectopia lentis
3	0.2	0.3	28	nystagmus
4	0.06	0.04	25	atrophia nervi optici
5	s. l.	0.03	23	amotio retinae
6	0.1	0.1	29	degeneratio pigmentosa retinae
7	0.09	0.15	21	nystagmus

Blind Subjects (Male)				
Subject	Visual acuity		Age	Cause of Vision Loss
	Left	Right		
1	0.0	0.0	23	fibro-plasia retrolentalis
2	0.0	0.0	39	fibro-plasia retrolentalis
3	m. m.	0.0	20	glaucoma
4	0.0	0.0	27	atrophia nervi optici

ダ、日本光電製)にも同時記録した。

(3) 手続き

被検者は重心計台上に両踵をつけた開脚30度の直立姿勢を保ち前方を直視した。測定時間は3分20秒とし、正眼者と弱視者は閉眼(アイマスク着用)と開眼の2条件を行い、全盲者はアイマスクなしの条件で1回測定した。開眼の場合、被検者に1.5m前方のマークを注視させた。閉眼時の測定はアイマスク着用後30秒以上経過してから測定を開始した。

表2. ラインプリンターに出力された左右の重心動揺の周波数解析の結果。

Total PowerのAはゼロ番地のPowerを含み、Bの値はゼロ番地の値を除外した値。ゼロ番地の値は印字されていない。

***** RESULTS OF X-AXIS *****

Address	Frequency (Hz)	Power
1	.15748	3469
2	.314961	4425
3	.472441	2481
4	.629921	1748
5	.787402	1272
6	.944882	394
7	1.10236	180
8	1.25984	233
9	1.41732	203
10	1.5748	143
11	1.73228	158
12	1.88976	104
13	2.04724	57
14	2.20472	39
15	2.3622	17
16	2.51968	13
17	2.67717	16
18	2.83465	11
19	2.99213	5
20	3.14961	5
21	3.30709	1
22	3.46457	1
23	3.62205	1

***** TOTAL POWER *****

A = 14976 B = 11507

(4) 分析方法

データ・レコーダに記録された重心動揺を前後と左右の成分ごとに電子計算機（ATAC-450, 日本光電製）を用いて周波数解析を行った。サンプリング・タイムは100 ms とし、最大5 Hz まで分析した。重心計より導出する成分には直流成分と交流成分が混在しているので交流成分のみを分析処理した。またAD変換後Hanningの窓関数をかけた。

をかけた。

3. 結果

(1) パワー・スペクトルの前半と後半の比較

Fig. 2. はある正眼者の開眼時と閉眼時の前後と左右の身体動揺のパワー・スペクトルを前半(A)と後半(B)に分けて、X-Yプロッターに出力したものである。開眼時ではAとBのパターンに

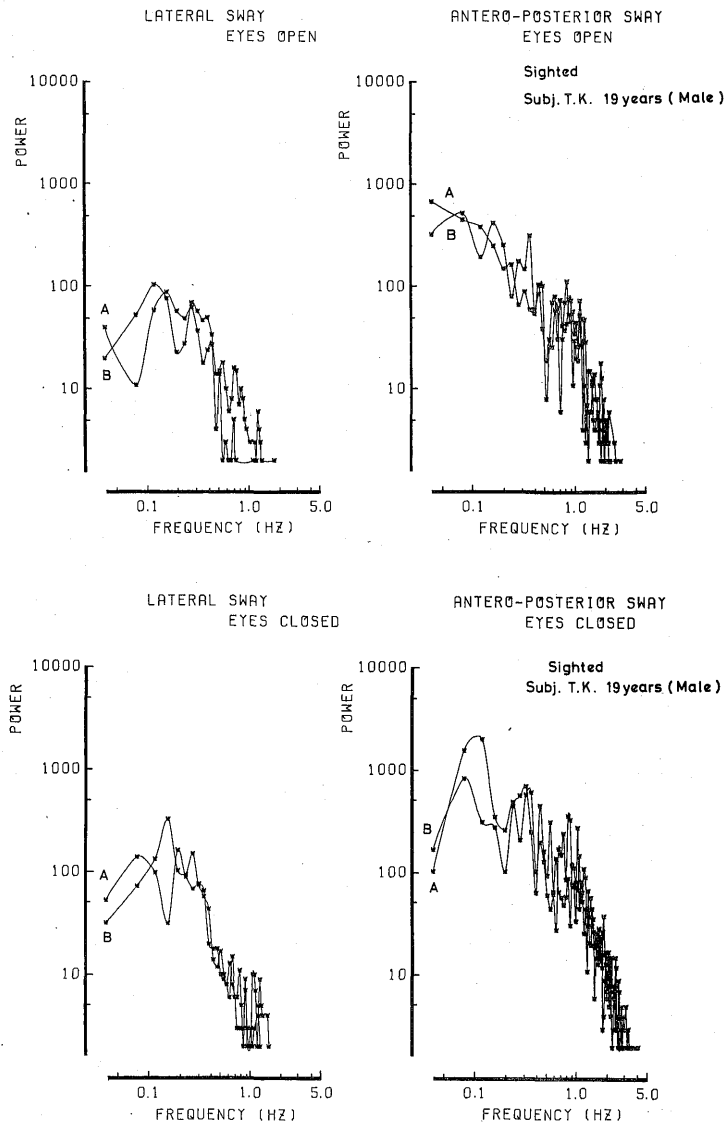


Fig. 2. 正眼者の開眼時と閉眼時の前後と左右の身体動揺のパワー・スペクトル。
Aは前半、Bは後半のパワー・スペクトルを示す。

明確な相違は認められないようであるが、閉眼時にはパワーのピークが異なる傾向を示した。正眼者18名の中、AとBで極端に異なるパワー・スペクトルを示す者は認められなかった。

Fig. 3は弱視者の一例である。この例でもFig. 2の正眼者の結果と同様に、開眼時のAとBには前後、左右の身体動揺のパワー・スペクトルのパターンに大きな変化は認められなかった。しかし、

閉眼になるとAとBのパワーにかなりの変化が認められるようである。

Fig. 4は盲人の例である。左右の動揺のパワー・スペクトルではA、B間に顕著な相違は示さなかったが、前後の動揺のパワー・スペクトルではAがBより大きいパワーを示している。これは前半の動揺が後半よりも大きいことを表している。

これら三例を通してわかることは、いずれも0.5

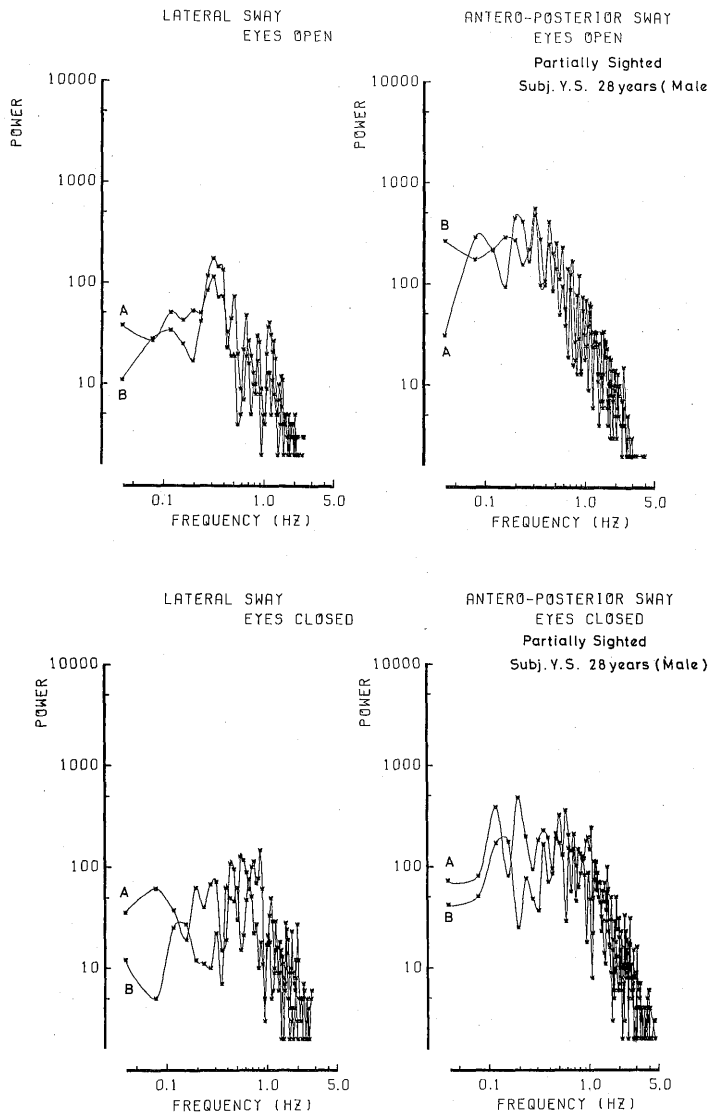


Fig. 3. 弱視者の開眼時と閉眼時の前後と左右の身体動揺のパワー・スペクトル。Aは前半、Bは後半のパワー・スペクトルを示す。

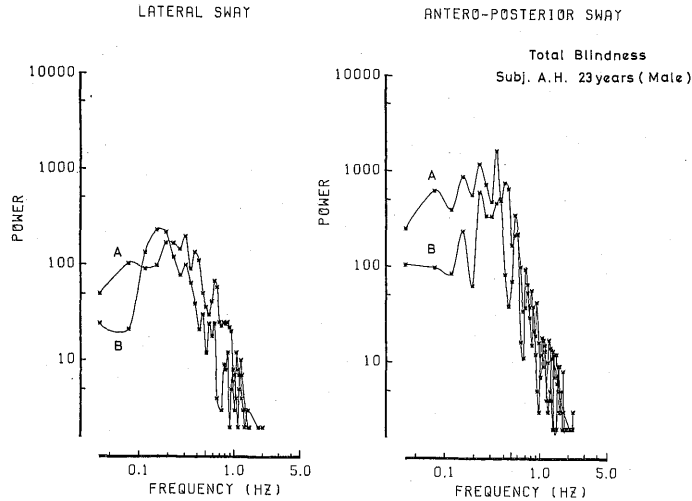


Fig. 4. 全盲者の前後と左右の身体動揺のパワー・スペクトル。
Aは前半, Bは後半のパワー・スペクトルを示す。

Hz以下の低周波帯域でパワーの変化が生じていることである。

(2) Total Powerの比較

身体動揺のパワー・スペクトルから、周波数成分とその振幅の大きさはわかるが、被検者間の比較を定量的に行うことは困難である。そこで、身体動揺が大きければパワーも増大することから、5 Hz以下の各周波数に対応するパワーの総和を求めてそれを各被検者の身体動揺の度合を表す代表値とすることにした。表2は計算機からラインプリンターに出力された左右の身体動揺のパワー・スペクトルである。表中のAddressはメモリの番地である。1回にAD変換されるデータ数は、256個である。メモリーには256個の値が格納される。次にその256個の値がFourier変換されて、次に格納される時は256個の $\frac{1}{2}$ の128個となる¹⁴⁾。続いてPowerが計算され、その結果が表2の形として出力される。Addressはゼロから127番地の128個が使用されている。表2では、ゼロ番地は直流成分を含んでいるので除外されている。またPowerが1以下の値も除いてある。Total PowerのAとBは、それぞれゼロ番地のパワーを含んだ値と含まない値のパワーの総和を示している。本研究ではゼロ番地の値を除いたBの総和を各被検

者の身体動揺の代表値とした。Bの値が大きいかほど身体動揺は大であると解釈できる。

表3から5までは正眼、弱視、盲の被検者別のTotal Powerとその平均値、標準偏差、変動係数である。0~100sを前半、100~200sを後半とした。Total Powerは個人差が大きく、変動係数が最低39から102の範囲にあった。

Fig. 5は前半と後半の身体動揺のTotal Powerを三群別に比較したものである。開眼及び閉眼時いずれにおいても盲・弱視者は正眼者に比較して大きな動揺を示しているが、前半と後半の動揺に顕著な差は認められないようである。対応のあるt検定の結果、いずれの群においても前半と後半の動揺のTotal Powerに有意差は認められなかった。全盲のTotal Powerの平均値が他の二群に比較して大きいのは、3番の被検者が他の3名の被検者に比較して大きな動揺を示したからである。表5では3番の被検者の値を除外した残り3名の平均値、標準偏差、変動係数を()内に表しておいた。3名の平均値について前半と後半のt検定を行ったが有意差は得られなかった。

(3) 前半と後半のTotal Powerの比

身体動揺の二成分を個々に前半と後半のTotal Powerで比較するために次の式を用いた。

表3. 開眼時と閉眼時における0秒から100秒, 100秒から200秒までの
左右(Lat.)と前後(Ant.-Post.)の重心動揺のTotal Power(正眼)

Sighted Subj.	Eyes Open				Eyes Closed			
	0s ~ 100s		100s ~ 200s		0s ~ 100s		100s ~ 200s	
	Lat.	Ant.-Post.	Lat.	Ant.-Post.	Lat.	Ant.-Post.	Lat.	Ant.-Post.
1	591	2803	601	3322	890	8608	1249	7351
2	1161	3401	1695	4547	4375	8994	3419	14241
3	800	2817	1129	2367	199	2160	1121	4395
4	732	2224	928	3583	2232	4434	1936	4071
5	142	1432	136	1091	188	3153	104	2009
6	212	4212	271	2559	639	7561	334	5858
7	181	2468	183	2225	678	4408	425	4041
8	313	2609	286	3297	719	5287	550	4267
9	1193	3331	878	3556	1377	6199	1230	4113
10	357	1638	291	1656	640	2106	593	1663
11	553	4037	495	4386	1629	8256	989	10812
12	444	1319	414	1010	1564	4658	1001	3364
13	767	4090	1059	3133	2098	9499	2550	10834
14	2206	11736	981	10015	5618	12140	6271	24178
15	1655	4120	1738	5031	2852	9334	1421	5101
16	1757	7977	1651	4379	1288	6428	1342	4651
17	1661	3271	1046	4161	2763	10500	2279	5468
18	297	1944	372	1635	560	2348	579	2077
Mean	835	3635	786	3442	1684	6449	1522	6583
SD	611	2455	515	1982	1423	2980	1418	5361
CV	73	68	66	58	85	46	93	81

表4. 開眼時と閉眼時における0秒から100秒, 100秒から200秒までの
左右(Lat.)と前後(Ant.-Post.)の重心動揺のTotal Power(弱視)

Partially Sighted Subj.	Eyes Open				Eyes Closed			
	0s ~ 100s		100s ~ 200s		0s ~ 100s		100s ~ 200s	
	Lat.	Ant.-Post.	Lat.	Ant.-Post.	Lat.	Ant.-Post.	Lat.	Ant.-Post.
1	986	4676	1291	4163	2090	6085	870	3688
2	4622	10373	5637	9830	5306	12290	11520	8765
3	2064	9505	3146	7368	4003	4292	4338	6354
4	2502	9148	1680	12124	2604	21273	3325	19365
5	1517	7292	1827	11234	375	4636	416	6243
6	736	4325	679	3319	1410	7355	1582	8588
7	4674	14919	2564	8449	2469	10385	2112	5915
Mean	2443	8605	2403	8070	2608	9474	3452	8417
SD	1501	3372	1517	3117	1509	5532	3527	4745
CV	61	39	63	39	58	58	102	56

表 5. 0秒から100秒, 100秒から200秒までの左右 (Lat.)と前後 (Ant.-Post.)の重心動揺のTotal Power (盲)

Blind Subj.	0s ~ 100s		0s ~ 100s	
	Lat.	Ant.-Post.	Lat.	Ant.-Post.
1	1824	9454	1227	3799
2	1068	5790	751	3257
3	5657	27330	4588	23203
4	2338	6246	2194	7558
Mean	2722 (1743)	12205 (7163)	2190 (1391)	9454 (4871)
SD	1754 (522)	8846 (1630)	1479 (600)	8109 (1913)
CV	64 (30)	73 (23)	68 (43)	86 (39)

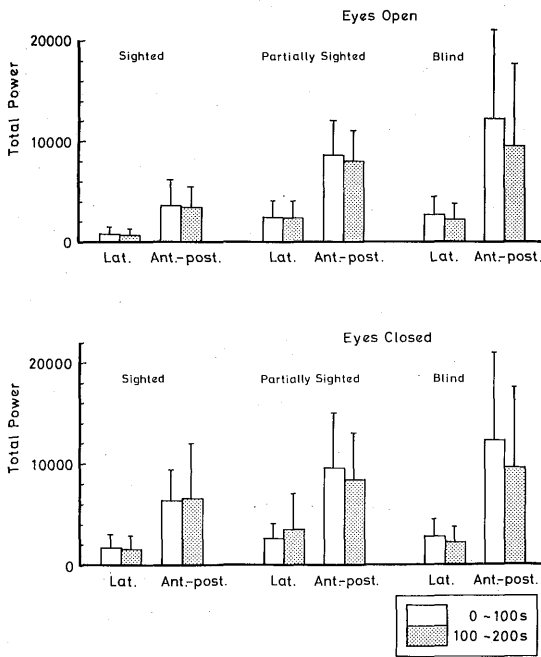


Fig. 5. 開眼時と閉眼時の前後 (Ant.-Post.)と左右 (Lat.)の身体動揺の前半 (0 ~ 100s)と後半 (100 ~ 200s)の比較。正眼者 (n=18)。弱視者 (n=7), 全盲者 (n=4)の Total Powerを平均値と標準偏差で示した。

$$\frac{(\text{後半の T.P.}) - (\text{前半の T.P.})}{\text{後半の T.P.}} \times 100$$

T.P. : Total Power

これらの値を三群別, 条件別に示したのが Fig. 6.である。マイナスの値は前半の Total Power が大きいことを表している。開眼の場合, 正眼と盲の各1名を除いて前半と後半の Total Power の比は, ほぼ同じ傾向を示している。一方, 閉眼になると左右の揺れにおいて, 正眼では前半の Total Power が大きい者と後半の値の大きい者がほぼ同じ分布を示し, 弱視では1名を除いて後半の Total Power が大きい傾向を示した。前後の揺れでは盲の1名を例外として顕著な偏倚は認められなかった。

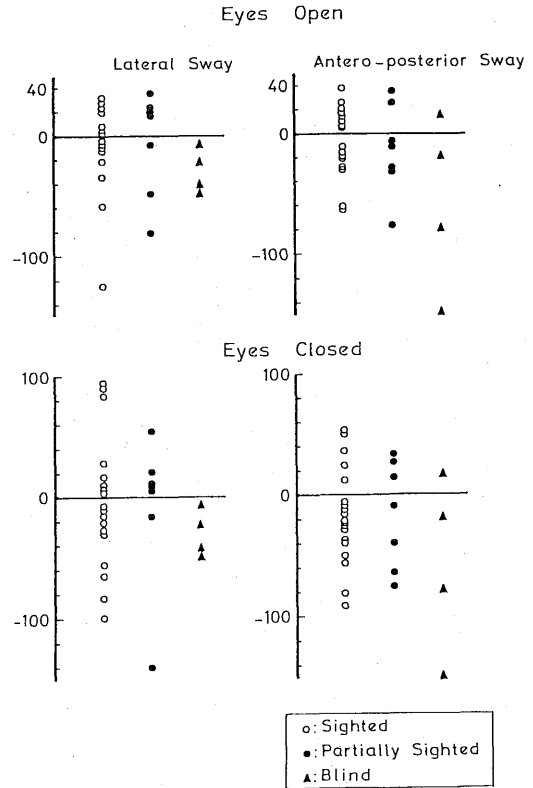


Fig. 6. 開眼時と閉眼時の前後と左右の身体動揺の前半と後半の被検者別の Total Power の比。マイナスの値は前半の Total Power が大きいことを示す。

4. 考 察

ランダムに振幅や周期が変動するランダム変動でも、そのランダム性がある一定の確率統計的な法則に従い、その法則が考えている時間内で変化しないものは定常ランダム過程といわれる。身体動揺は、森貞ら¹³⁾、田口ら²⁵⁾によって定常ランダム過程にあることが指摘されており、身体動揺の周波数解析はこの定常性の仮定の下に行われている。身体動揺の周波数解析を行う場合、直立時間がどれくらいの時、もっとも安定したデータが得られるかについては十分に検討されていないようである。いくつかの先行研究をみると、直立時間は20秒間⁹⁾、15~30秒間¹⁹⁾²¹⁾、30秒間¹⁾²⁾、51.2秒間¹⁵⁾、1分間¹⁰⁾²⁶⁾、1分20秒¹³⁾、2分間⁵⁾¹¹⁾³¹⁾、4~5分間⁶⁾²⁰⁾²²⁾³⁴⁾、10分間¹²⁾²⁵⁾、21分間⁴⁾などである。研究目的に応じて直立時間は異なると思われるが、4~5分間以下が多く採用されている。直立時間が5分間以上になると筋疲労¹²⁾や注意²³⁾の維持困難といった生理的、心理的要因が関与してくると思われる。

Soames²²⁾は、4分間の直立時間を1分間ごとに周波数解析した。その結果、各々の周波数に対応するパワーは時間とともに変化するが、出現する周波数はほぼコンスタントであることを見出した。このことは、4分間の直立時間ではパワーの変動はあるが周波数成分にはほとんど変化のないことを示している。本研究結果も前半と後半でパワーの変化はわずかに認められるが、周波数成分には大きな変化は認められなかった。パワーの変動もTotal Powerの方法で処理すると統計的に有意な差は得られなかった。正眼、弱視、盲の三群に分けて時間的変化を検討したが、特に著明な変化は各々の群において認められなかった。従って、100秒間あるいは200秒間の直立時間によって、身体動揺の時間的変化は成人男性において認められないといえる。測定の能率を高めるという意味で、直立時間は100秒で十分と考えられる。

本研究では3分20秒のデータを $\frac{1}{2}$ に区切り前半と後半に分け、3回のパワースペクトルのアヴェレージを比較した。AD変換してPowerを求めた1回ごとのスペクトルを時間経過に従って比較することも可能であるが、データのばらつきが大

きくなるので3回のアヴェレージを行った。

3分20秒のデータを連続的にAD変換する方法もある。しかし、1回のAD変換が終了するたびにカセット・テープに値を書きこみ、すべてのAD変換が終了した後、再度そのカセット・テープを計算機に入力しなければならないので長時間を要する欠点がある。今回の分析では、連続的にAD変換を行うADC文を使わず、一部のデータは捨てられるMEMO文を用いた¹⁴⁾MEMO文を用いると、Hanning, FFT, POWER, FOR ループ、IF文の処理が加わるので約10秒(Fig. 1.のAとBの間の時間)のデータが捨てられる。しかし、アヴェレージを3回(A, B, C)にすることによって、この程度のデータの損失は補われると考える。

5. ま と め

(1) 直立姿勢を維持しているときの重心動揺を正眼、弱視、盲の成人男性について3分20秒間測定した。

(2) 3分20秒間のデータを前半(0~100秒)と後半(100~200秒)に分けてその比較を行った。

(3) 前半と後半のパワー・スペクトルを比較すると0.5 Hz以下の周波数帯域でパワーの変化が観察されたが、顕著な変化ではなかった。

(4) Total Powerの方法を用いて前半と後半を正眼、弱視、盲について検討したが、開眼、閉眼いずれにおいても有意差は認められなかった。

(5) 前半と後半の前後と左右の動揺の比を求めて前半と後半の比較を行ったが、著明な相違は得られなかった。

(6) 従って、測定の能率を高めるという点で測定時間、つまり直立時間は100秒で十分であると考えられる。

文 献

- 1) Aggashyan, R. V. (1972): On spectral and correlation characteristics of human stabilograms. *Aggressologie*, 13(D), 63-69.
- 2) Aggashyan, R. V., Gurfinkel, V. S., Mamashlisov, G. V., and Elner, A. M. (1973): Changes in spectral and correlation characteristics of human

- stabilograms at muscle afferentation disturbance. *Agressologie*, 14 (D), 5-9.
- 3) 青山正征, 矢野英雄, 数藤康雄 (1975): 抗重力筋 (antigravity mechanism) の神経生理学的考察, 脳と発達, 7, 12-21.
 - 4) Bensef, C. K. and Dzenolet, E. (1968): Power spectral density analysis of the standing sway of males. *Perception and Psychophysics*, 4 (5), 285-288.
 - 5) Gantchev, G., Dune, S. and Draganova, N. (1973): On the spontaneous and induced body oscillation. 179-194. In *Motor Control*, Edit. Gydikova, A. et al., Plenum Press.
 - 6) Hlavacka, F. and Litvinenkova, V. (1973): First derivative of the stabilogram and posture control in visual feed-back conditions in man. *Agressologie*, 14 (C), 45-49.
 - 7) 堀川明 (1980): ランダム変動の解析, 増訂版, 共立出版
 - 8) 猪飼道夫 (1944): 直立姿勢の研究 第1. 日本生理学雑誌, 9 (4), 197-199.
 - 9) 石川哲, 小沢治夫, 臼井永男 (1976): 正常者並びに運動失調者における身体平衡に関する視覚系の影響, 最新医学, 31 (2), 254-263.
 - 10) 川野六郎, 徳増厚二, 竹内義夫 (1978): 重心動揺に対する視覚系の抑制, *Equilibrium Res.*, 37, 118-122
 - 11) 三好豊二, 白戸勝, 樋渡章二 (1978): 身体動揺方向間の相関, *Equilibrium Res.*, 37, 107-112.
 - 12) 森茂美 (1971): ヒトの起立静止姿勢維持の調節機構, 第2回バイオメカニズムシンポジウム論文集, 93-104. 人工の手研究会
 - 13) 森貞近見, 佐藤謙助, 鈴木良平, 千葉剛次, 深田高一, 千綿国彦, 小野憲爾 ヒトの起立姿勢保持機構の解析 (I), 長大神経情報研年報, 2, 108-113.
 - 14) 日本光電工業株式会社 (1979): データ処理装置 ATAC-450 解説書, 日本光電工業株式会社編
 - 15) Oblak, B., Mihelin, M. and Gregoric, M. (1976): Computer analysis of the correlations between visual stimulation, ocular movements and stabilograms *Agressologie*, 17(C), 11-14.
 - 16) 大久保仁, 渡辺勲, 小高修司, 小川明 (1979): 明・暗所における開・閉眼時の視覚が重心動揺に及ぼす影響について-正常者及び先天性眼振症について-, *Equilibrium Res.*, 38(1), 29-35.
 - 17) 小片保 (1951): 筋動作電流による直立姿勢に関する研究, 人類学誌, 62, 61-71.
 - 18) 斉藤一郎, 松岡豊彦 (1975): 起立時身体動揺の周波数分析-分析条件と正常人の検査成績-, *Equilibrium Res.*, 34, 156.
 - 19) 斉藤一郎, 吉川幸宏 (1973): 起立時の重心移動の定量化 (安定指数について), 航空医学実験隊報告, 14 (1), 1-6.
 - 20) Scott, D. E. and Dzenolet, E. (1972): Quantification of sway in standing humans. *Agressologie*, 13(B), 35-40.
 - 21) 白石君男, 調重昭 (1976): 身体重心動揺定量の試み-コンピュータ分析-, 福大医紀, 3(2) 145-150.
 - 22) Soames, R. W., Atha, J. and Hardingm, R. H. (1976): Temporal changes in the pattern of sway as reflected in power spectral density analysis. *Agressologie*, 17(B), 15-20.
 - 23) Skaggs, E. B., Skaggs, I. S. and Jardon, M. (1932): Attention and bodily sway. *American Journal of Psychology*, 44, 749-755.
 - 24) 執行英毅 (1958): 姿勢の安定性に関する力学的研究, 耳鼻咽喉科臨床, 51, 907-950.
 - 25) 田口拓雄, 時田喬, 松岡豊彦, 早野洋司 (1973): 起立時身体動揺の分析, *Equilibrium Res.*, 32, 49-50.
 - 26) 田口喜一郎, 依田美千穂 (1976): 重心動揺軌跡距離測定法, 日本耳鼻咽喉科学会々報, 8. 835-843.
 - 27) 田口喜一郎 (1979): 頭部動揺: その記録と意義, *Equilibrium Res.*, 38 (1), 17-22.
 - 28) 田口喜一郎 (1978): 重心動揺周波数スペクトルの臨床的応用, *Equilibrium Res.*, 37, 113-117.
 - 29) Taguchi, T. (1977) Spectral analysis of body sway. *ORL*, 39, 330-337.
 - 30) 谷村裕, 中田英雄, 黒川哲宇, 瀬尾政雄, 佐藤泰正 (1981): 視覚障害者の直立姿勢制御に関する研究, 特殊教育学研究, 18 (4), 1-10.
 - 31) 時田喬, 松岡豊彦, 早野洋司, 田口拓雄, 島田二郎 (1972): 頭部並びに重心動揺記録計による立直り反射検査, 耳鼻咽喉科臨床, 65 (5), 443-446.
 - 32) 時田喬, 宮田英雄, 藤垣熙ほか七名 (1970): 直立時の身体動揺の分析-動揺の多現象記録と相関分析による-, 耳鼻咽喉科臨床, 63 (4), 363-387.
 - 33) 辻川修 (1965): 正常人の起立姿勢における身体動揺に関する研究-加速度計による検討-, 日耳鼻, 68, 1016-1039.
 - 34) Weisman, S. and Dzenolet, E. (1972): Effect of visual cues on the standing body sway of males and females. *Perceptual and Motor Skills*, 34, 951-959.

Temporal Changes of Body Sway

Hideo NAKATA and Yutaka TANIMURA

(Laboratory for the Visually Handicapped)

Power spectral density analysis of lateral and antero-posterior sway indicates that the distribution of energy within the band of frequencies at which sway occurs varies with time. It is postulated that these changes in the power spectral density of sway reflect the changing dominance of the neural control mechanisms involved in the maintenance of posture.

The lateral and antero-posterior horizontal force components of sway were recorded simultaneously, while the subject stood, for 200 consecutive seconds, comfortably erect on a gravicorder. The 200 consecutive seconds were divided into two components, 0-100 seconds and 100-200 seconds. The spectra for the first and second 100 seconds were averaged three times using a record length of 25.8 seconds.

The amount of power in each frequency less than 5 Hz obtained by means of the power spectral density analysis was added in order to get the total amount of power (Total Power).

Body sway of 18 sighted, 7 partially sighted, 4 blind male adults was measured.

The results were as follows:

- 1) The spectra with the majority of the power occurring at frequencies less than 0.5 Hz did not vary markedly with time.
- 2) There was no significant difference between the mean total amount of power of the first and second components.
- 3) It was concluded that a record length of 100 seconds was enough to measure and analyse body sway during the upright standing.