研 究

重心動揺の解析

—重心動揺パターンの定量化について—

山 本 昌 彦

Analysis of Body Sway of the Center of Gravity

—A method for quantification of the pattern of
stabilogram using the test of Wilks λ —

Masahiko Yamamoto

(Toho University)

While few reports are available on the quantification of the pattern of the stabilogram, the objective classification of the pattern was attempted by Tokita in 1972, who recognized four patterns. We tried to quantify the pattern through a statistical approach in the present study.

Analysis was done using the method of Wilks λ . This consists in dividing a sequence of changes in the location of the center of gravity into successive groups of change in a certain unit time and comparing the mean change in the location among different time groups.

As a result, the patterns of the stabilogram were quantitatively classified into three types, the fixed center, unfixed center and multiple center types. The λ value at 12 sec was 1.00–0.65 in the fixed center type, 0.65–0.35 in the unfixed center type, and 0.35–0.00 in the multiple center type. We then drew a graph from the unit time and Wilks λ value, and named the curve thus obtained “Body sway pattern curve”.

The multiple center type in the three patterns seems to have peculiar means that concern with the oculo-spinal reflex.

は じ め に

質量のあるものには、重さの中心が在ると同様に、人間にも重心が存在する。この、人の重心を知るためにその位置を始めて計測したのが1680年 Borelli である⁸⁾。その方法は、平板の上に人を寝かせ、平板の下に契状の支点を置きバランスの位置によって重心測定を行った。この測定で、一次元的な方法ではあるが身体の重心位置を明らかにした。重心の位置を測定するに当たり、生体においては身体の揺れと共に重心位置が変化するため、死体によって行なわれていた。そこで、重心

の変化を逆に記録測定しようと考え、それを行ったのが 1929 年 Basler⁸⁾ であった。彼は、平板の一端を可動性に固定し、もう一端を秤の上に置いた。この平板の上に人を立たせ、秤の針の変化を記録した。これも一次的ではあるが重心動揺の記録の始まりであった。現在行なわれているような、二次元的な動揺の記録を行ったのは 1938 年 Hellebrant⁹⁾ であった。彼女は、1900 年 du Bols Reymond 重心位置測定用に考案した秤を、2 台、直交させて使用し、前後、左右の同時記録を行った。この頃の動揺の検出装置は、ほとんどが機械的の構造が主であり、現在の電氣的な装置とは異なり、非常な努力を要したことがうかがわれる。

現在、私共の周囲には、エレクトロニクス器材が重要な位置を占め、重心動揺の測定に関しても従来と比較にならない精度と容易さを持っている。特にコンピュータの導入は、動揺の解析方法に多くの道を開いた。先駆者が机上で時間をかけ研究したものや、為そうにも為し得なかった事などが、短時間の内に可能となり、重心動揺の定量解析の方向へと進んでいる。

しかし、現実には全ての解析方法が利用されているわけではなく、現在も重心動揺記録の基本となっているのが、一枚の動揺図である。私共は、この動揺図から何かお引き出そうと眺めているのも一つの現状である。

重心動揺を解析するには様々な方法と考え方がある。その中で、重心動揺図の二次元の面において得られる情報について考えた場合、大きく三つの要素に分けてみる事が出来る。1つは動揺の「形、又は型」であり、1つは「大きさ」、もう1つは動揺の「方向性」である。この三要素（動揺図の三要素と表現したい）については、誰もが動揺の判定要素として経験的に判断して来た。

そこで私共は、動揺図を見た場合、考えさせられる「形」について定量的に判定することができないか、ということを目的に重心動揺パターンの定量化を試みた。

研 究 方 法

重心動揺の測定記録は、重心動揺検出器、検出器として、三栄測器製 1 G 0 2 型重心動揺計を使用、座標変換増幅器を通し、データレコーダ磁気テープ、X-Y レコーダに記録した。増幅器には、補正回路を使用していない（図 1）。

データの解析は、データレコーダより、コンピュータ PDP-12（DEC 社）に入力され、

演算を行った。A/D 変換時のサンプリング時間は 100msec で、これの設定は、コンピュータメモリー容量や、従来行われているコンピュータ解析を参考にし、決定した。

測定に際し、記録条件は、足位を Romberg Position とし開眼・閉眼各 90 秒間測定。データ解析時は、この内の安定した 60 秒間を使用し

図 1 重心動揺解析システム

た. 開眼時の眼位は 3 m 前方の×印の 1 点を注視させた.

重心動揺の解析について

重心動揺を解析するに当たって, 一番知りたいことは, 言うに及ばず, 実際, どのような動揺が起っているのかということである. 動揺図についても, どのような要素で動揺図が構成されているかを知る必要がある.

先に述べたように, 動揺図は, 形, 大きさ, 方向の三つの要素より成っており, 時間の要素は入っていない. つまり, 動揺図を表現するためには, 最低この三つの要素を必要とするはずである. しかし, 動揺図の特徴だけを表現するのであれば, 三つの要素のいずれか 1 つでも可能である. 三要素を端的に表現することは非常に困難なことであるし, 要素の 1 つを表現するにしても, その要素の中の, どの見方が適切かを決めるのも今後の問題と思われる. 現在「大きさ」については, 距離, 面積等の方法が用いられ, 大いに利用されている. 以下は, 要素の 1 つである形を定量化するための 1 方法である.

重心動揺データをコンピュータに入力する場合, 前段で A/D 変換を行う. ここで 60 秒間の重心動揺データは, サンプリングされ, 0.1 秒毎に切られた 600 個の点のデータとして記憶される. この点を CRT に表示した時, 600 個の点の集合として動揺図をみることができる. 動揺図は線の集合であるが, コンピュータでは, 点の集合として扱われる. この点の集合は, ある点から始まり, ある点で終わっているはずである. ある点から次の点に移る位置は, 時間や距離, 方向により様々な広がりを示す. その広がった各々の点の位置が互にどのような関係になっているかを知ることによって, 点の構成状態がわかる. つまり点のパラッキ具合の異った状態により形を定量的に分類できないか, との意図で解析を行った. 形定量的解析方法には様々な方法があると思われる. 今回私共は, 統計的な手法によりこの解析を試みた.

解 析 方 法

解析の方法としては, 統計学的手法であるウィルクスの λ (ラムダ) による検定によって行った. ウィルクスの λ による検定とは, 一つの集団と他の集団の平均の違いの状態を知るために行う方法である.

実際には, 重心動揺記録データを A/D 変換し, サンプリングすることにより, 600 の点の

集合を作ることが出来る. この点の集合を, 或る時間で区切ることにより, いくつかの集団を作ることができる. この集団の数は区切る時間によって決定される.

例えば, 或る時間で区切り, 7 個の集団ができたと仮定する. すると, 図 2 に示す如く 7 個の集団の関係が次の三通り出来ることとなる.

図 2 動揺図のサンプリングによる集団模図

1) 互に大きく重なり合う. 2) 互が離れている. 3) 或るものは重なり合い, 重なったもの以外は離れている. このような関係を検定するためには, 先に述べたウイルクスの A による検定が適切と判断し, この解析方法を使うこととした.

ウイルクスの A について式で表わすと, 以下の如くである.

ウイルクスの A の考え方

例: 1 元配置で考えると

S_T : 総平方和

S_w : 群内平方和

S_B : 群間平方和

$x_i^{(k)}$: グループ k における i 番目のデータ
($i=1, 2, \dots, nk$)

$\bar{x}^{(k)}$: グループ k の平均値 ($k=1, 2, \dots, m$)

$\bar{x}$: 総平均

$$\sum_{k=1}^m \sum_{i=1}^{nk} (x_i^{(k)} - \bar{x})^2 = \sum_{k=1}^m n_k (\bar{x}^{(k)} - \bar{x})^2 + \sum_{k=1}^m \sum_{i=1}^{nk} (x_i^{(k)} - \bar{x}^{(k)})^2$$

$\parallel$ $\parallel$
 S_T S_B
 S_w

総平方和 S_T と群内平方和 S_w , 群間平方和 S_B との関係は,

$$S_T = S_w + S_B \text{ である}$$

この群間の変動の大きさの比率は

$$\frac{S_B}{S_T} = 1 - A \quad \text{ここで } A = \frac{S_w}{S_T} \text{ である}$$

多変量の場合について拡張すると

$$A_n = \frac{|S_w|}{|S_T|} \text{ であり, 統計学上では}$$

ウイルクスの A とよばれている

解 析 成 績

ウイルクスの A による検定を行なうためにデータを時間で区切り, いくつかの集団を作らなければならない. 今回は, 1 秒, 2 秒, 3 秒, 4 秒, 5 秒, 6 秒, 10 秒, 12 秒, 15 秒, 20 秒, 30 秒と 11 の時間で区切った. これにより 60 秒間の動揺データは, グループとして, 1 秒間で 60 集団, 2 秒で 30 集団, 3 秒で 20 集団というように, 表 1 に示したグループ数となる. このグループ数の各々についてウイルクスの A を求める.

表 2 は, このようにして演算された A 値である (ウイルクスの A による検定に求められた値を A 値と以下表わします). 開眼時と閉眼時における 1 被検者の A である. A 値は 1 に近い程, グループ間の重なりが強いものと考えて良い.

ここで, グループ数毎の A 値の変化をわかりやすくするために, 縦軸に A 値, 横軸にグループを作った時間を取り, グラフに表示すると表 2 に示した A 値は図 3 に示すグラフとなる. 同時にこの動揺図を示した.

このような表示で, 同様の傾向を示したグラフを持つ例を 3 例づつ動揺図と共に示す. 図 4, 図 5, 図 6 (破線はグラフスケール上の最大と最小の結線). 図 4 は曲線が破線より上にあり, 上に凸のグラフを示し, 動揺図は集中している. 図 5 は, 破線上か又は, やや下方に凹のグラフで, 動揺図は大きく広ろがっている. 図 6 は結線より大きく離れ, 下に大きく凹なグラフとなっている. 動揺図は明らかにいくつかの動揺中心を持っているように見える. ここに

表 1 60 秒間のデータを時間で区切った場合に出来る集団の数

(WILKS RAMUDR)

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
** 時間 (秒)	1	2	3	4	5	6	10	12	15	20	30
** 集団の数 (グループ数)	60	30	20	15	12	10	6	5	4	3	2

表2 ウイルクスの A 値

(WILKS RAMUDR)

COMP NO.=52

**NO.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
**SECONDS	1	2	3	4	5	6	10	12	15	20	30
**グループ数	60	30	20	15	12	10	6	5	4	3	2
(NO.)											
(1)	0.00929					0.09798					
(2)	0.05151					0.31166					
(3)	0.08391					0.49391					
(4)	0.15419					0.51360					
(5)	0.22301					0.55191					
(6)	0.21999					0.63778					
(7)	0.37618					0.73666					
(8)	0.64918					0.74626					
(9)	0.87560					0.80880					
(10)	0.73582					0.78134					
(11)	0.99753					0.93987					
	開 眼					閉 眼

图 3

図 4

図 5

図 6

上げた3図の傾向を1枚のグラフ上に模式的に描いたのが図7であり、動揺の違いによりグラフが異って来ることがわかる。

しかし、全ての動揺図とグラフがこのようなはっきりと区別されるものではない。むしろ、私共が主観的に動揺図を同じ傾向のものだけを集め、グラフを描かせた所、約半数は動揺図とA値のグラフが一致しなかった。その例を示したのが図8である。図8に示した動揺図の傾向からIは大きく広ろがり、II, IIIは集中しているように判断するが、先の図に示した曲線の分類とは大きく異っている。

この違いは、動揺図の主観的判断と、定量化による客観的判断の相異と考えて良いか否か、迷う所であるが、今回は、それによる相異と考えたい。

図 7 3つの型の分類

以上のようにウィルクスのAによる検定によって、重心の移動変化を時間によって区切り、その関係の上に型を分類出来た。そこで型に名

図 8 主観的な分類と不一致な重心動揺図と Λ 値曲線

図 9 動揺形態曲線型分類

称を付けるべく、図 4 に示したグラフ曲線を「中心一定型」、図 5 に示したグラフ曲線を「中心不定型」、図 6 に示したグラフ曲線を「中心多

数型」と 3 型に名称分類を行った。このグラフを私共は「動揺形態曲線」と呼ぶこととした(図 9)。

A 値における型分類

重心動揺図をウィルクスの A による検定によって 3 型に分類可能であることがわかった。しかし、動揺形態曲線では、大体の型の分類はつかめるが、型を当てはめるためには、 A 値の数的表示により型の分類区分を行なわなければならない。図10に示したグラフは約40名の被検者、開眼時における A 値をプロットしたものである。閉眼においても、ほぼ同様傾向のプロットが得られ、 A 値の広ろがりにより大きな差は認められない。このような広ろがりを持つ A 値で型の区分を設定するには、1つ1つ時間によって出された A 値で区分設定する必要は無く、1ヶ所の A 値で良い。そのため、今回は、

A 値の大きな広ろがりを持つ時間の場所をもって区分設定することとした。その時間は、図10でもわかる通り、 A 値の広ろがりの大きい12秒時に置いた。しかし、12秒時だけの A 値では、 A 値に安定性を欠くため、10秒時と15秒時の A 値を加え、3つの A 値の平均を12秒時の A 値と仮定し、その値を示した。しかし、型を分類するための A 値は、これを決定するための基準が無いため、今回は仮の値として決定した。この決定は、3型がほぼ同数の A 値を持たせるようにし、 A 値の $0 \sim 0.1$ と $0.9 \sim 1.0$ の上限と下限の数値が12秒時では非常に少ないので重要視せず A 値 0.5 を中心にして考え、区分値を決めた。

図10 開眼

表3 動揺形態曲線（ウイルクスのA）による分類

動揺図 分類	中心一定型	中心一定型～中心不定型	中心不定型	中心不定型～中心多数型	中心多数型
分類法 I	>0.65	—	$0.65 \sim 0.35$	—	$0.35 >$
分類法 II	>0.75	$0.70 \sim 0.60$	$0.60 \sim 0.40$	$0.40 \sim 0.30$	$0.30 >$

図11 動揺形態曲線と型分類

その結果、表3に示したように、分類法を2種類に分け、境界値を持たないものと、境界値を持たせたものを、それぞれ分類法Iと分類法IIとした。分類型の名称と、分類のA値はそれぞれ、分類法Iでは、中心一定型 $1.00 \sim 0.65$ 、中心不定型 $0.65 \sim 0.35$ 、中心多数型 $0.35 \sim$

0.00 とした。分類法IIでは、境界値として、 ± 0.05 の幅を持たせた。図11は、この分類法の区分を動揺形態曲線上に示したもので、区分値は、12秒時のものである。分類法IとIIは、境界値にある型が、Iの分類よりどちらの傾向の型であるかを知ることが出来る。

正常者の重心動揺パターン

ウイルクスのAによる検定によって、分類法に従い正常者の重心動揺パターン分類を行ってみた。年齢は18才～59才、男性18名、女性16名、合計34名である。

分類は、10秒時、12秒時、15秒時のA値を加

え平均を取り、12秒時としてA値を分類した。表4は分類法I、分類法IIによって分類した正常者のものである。この表によると、中心一定型は、開眼時よりも閉眼時に多い傾向を認める。中心不定型は、開眼時、閉眼時共にあまり

表 4 正常者重心動揺の型分類（ウィルクスの A 値による） n=34

	型 分 類	中心一定型	～	中心不定型	～	中心多数型
	A 値 (8 A)	1.00～0.70	0.70～0.60	0.60～0.40	0.40～0.30	0.30～0.00
		1.00～0.65		0.65～0.35		0.35～0.00
分類法 II	開 眼	7	3	9	4	11
	閉 眼	9	9	8	5	3
分類法 I	開 眼	9	/	12	/	13
	閉 眼	13	/	14	/	7

表 5 重心動揺距離とパターン分類 (正常者 n=34)

	距 離 cm/60sec	型	距 離 cm/60sec	型		距 離 cm/60sec	型	距 離 cm/60sec	型
1	36.00	不 定	54.69	一 定	18	53.75	不定>多数	94.42	一 定
2	38.63	不 定	55.60	不 定	19	54.95	一 定	95.28	不 定
3	40.24	一定<不定	65.35	一定>不定	20	55.27	多 数	98.27	不 定
4	43.74	不定<多数	71.53	多 数	21	55.85	多 数	99.09	一定>不定
5	45.97	不 定	73.58	一 定	22	57.34	一 定	100.09	不 定
6	46.48	不 定	76.68	不 定	23	59.61	一 定	100.25	一 定
7	48.63	一定>不定	80.40	一 定	24	61.33	多 数	100.37	不 定
8	48.90	多 数	80.50	一定>不定	25	65.95	多 数	102.27	不定<多数
9	49.36	不 定	82.39	一 定	26	66.06	多 数	102.42	不定<多数
10	50.90	一定>不定	83.42	一 定	27	66.43	多 数	104.39	一 定
11	50.95	一 定	84.47	不 定	28	66.61	多 数	111.50	一定<不定
12	51.44	多 数	84.52	多 数	29	66.87	不 定	111.72	一定>不定
13	51.89	不定>多数	85.52	不定<多数	30	70.07	一 定	121.50	一定<不定
14	52.14	一 定	86.92	一定<不定	31	71.51	不 定	132.12	一定>不定
15	52.20	一 定	91.42	多 数	32	75.40	不定>多数	144.52	一定<不定
16	53.01	不 定	93.82	一 定	33	84.34	多 数	146.03	不定>多数
17	53.59	多 数	94.13	一 定	34	90.58	不 定	186.17	一 定
	開 眼 時		閉 眼 時			開 眼 時		閉 眼 時	

大きな差は認めない。中心多数型は、開眼時において、他の型より多いが、閉眼時には極端に少なくなっている。

このように正常者における型は、3 型と移行型と色々な型が認められ、開眼時には 3 型はほ

均等にあり、どの型もある。しかし、この 3 型の中で、中心多数型が、他の型に比較し、開眼時と閉眼時に大きな差を認め、この型は、視覚系と姿勢の調節に関係を深く持つもののように考えられる。

重心動揺距離（動揺の大きさ）とパターンの関係の在り方

34名の正常者について型分類を行った場合、3 型全てがあり、特に開眼時ではどの型になっても不思議は無い。しかし、動揺の型はそれぞ

れに「大きさ」を持っている。そこで、「大きさ」と「型」にどのような傾向を持っているかを先の 34名の正常者について比較した。

表5は、「大きさ」として重心動揺移動距離⁷⁾を使い、距離の短かい例より順に並べたものである。この表より型の傾向をみた場合、開眼時では、距離の短かいものに中心不定型が多く、中程に中心一定型、距離が長くなるものに中心多数型が増える傾向を示している。閉眼になると、主に中心一定型と中心不定型で、大きな傾りが無く、混在している。

このような傾向から、正常者における重心動揺の在り方を推測することが出来る。つまり、開眼時における重心動揺が、姿勢一眼反射の上に強く成り立っていると考えた場合、

- 1) 開眼時における重心動揺の小さいものはこの動揺全体からみた重心の移動中心が明確にとらえられず、動揺の中心を外れ動揺していると思われる。そのため、動揺の小さいもの

に中心不定型となり易い傾向を持つ。

- 2) 動揺の広がりが大きくなるにつれ、全体の動きは見かけ上、移動中心を持ったように中心へと移動をくり返す。このため、ある程度以上の大きさを持つと、中心一定型になり易い。
- 3) 閉眼においては、姿勢一眼反射が無くなるために、重心動揺に型の上での規則性は消失し、動揺の大きさに関係無く、種々の型を示すものと思われる。
- 4) 中心多数型は、中心一定型のいくつかの集まりと考えられ、動揺中心がある時間内に何度か変わるものである。姿勢制御に非常に細かく反応しながら中心固定するため全体の移動距離は大きくなると思われる。

中心多数型と姿勢眼反射

中心多数型は表4にも示したように、開眼時には非常に多いにもかかわらず、閉眼時には極端に少なくなってしまう。この率は、姿勢一眼反射に密接な連りを持つ独特の型と思われる。この型は、ある時間を区切って移動中心を換え位置決めをし、そこで中心一定型のような動揺

をする。この位置決めをすることが、単に中心一定に動揺することと別に、姿勢制御の在り方とみることができる。

そこで、中心多数型が平衡障害と、どのような傾向にあるか、若干の症例の型分類を行ってみた。表6は、平衡機能異常者15名の開眼時、

表6 異常者症例とパターン

症 例	年 令	性 別	疾 患 名	開 眼 時	閉 眼 時
1	56	♀	両側メニエール ($r_s > l_s$)	一定～不定	一 定
2	57	♀	多発性硬化症	不 定	不 定
3	55	♂	左前庭神経炎	一定～不定	一 定
4	51	♀	小 脳 出 血	一 定	一 定
5	42	♀	脊髄小脳変性症	不 定	一 定
6	63	♂	小 脳 出 血	一定～不定	一定～不定
7	53	♂	右聴神経腫瘍	不定～多数	不 定
8	37	♂	小 脳 腫 瘍	不定～多数	不 定
9	63	♀	右小脳橋角腫瘍	不 定	一 定
10	47	♂	両側前庭機能低下	多 数	一 定
11	56	♂	左前庭機能低下	多 数	一 定
12	27	♂	右聴神経腫瘍	不 定	不 定
13	37	♀	右聴神経腫瘍 (術後)	一 定	不 定
14	43	♀	左前庭神経炎	一 定	一 定
15	46	♂	右前庭機能低下	多 数	不 定

閉眼時について重心動揺型分類したものである。まず閉眼時においては、中心多数型は一例も無く、中心一定型又は中心不定型又はその移行型である。開眼時において、中心多数型の認められるのは、ほとんど末稍前庭疾患の症例であり、かつ注視眼振の消失しているものだけで

あった。症例が少ないために確実な率は述べられないが、中心多数型が、他の2つの型に比べ、姿勢眼反射系に深い関係を持っていると考えられる。なお、この比較は「型」の比較だけであり、動揺の大きさについては考慮していない。

考 按

重心動揺の「型」の分類は、現在まではほとんど行なわれていない。1972年、時田⁹⁾により分類されただけである。この分類は、図12に示したように、前後型・求心型・びまん型・多中心型の4型に分類している。時田による動揺型分類は、動揺図の判定に1つの方向を示し、重心動揺を容易に表現、分類することを可能にした。この判定方法は明快でありかつ有用である。しかし、型の判定が、主観によるという難点をもっていることがある。

動揺型分類が定量的に判定出来るならば、一

層、動揺の扱い方が有利となり、検査法の確立へと向って行くと思われる。身体動揺は種々の要素が重なり合って起こる現象であり、単一的な観点から全てを知ることは不可能である。しかし、1つ1つを知る事の積み重ねにより全体像が出来上がるものと期待する。今回行った「型」の定量化、分類もその1つである。3型だけの分類では無く、他の方法によって、いくつもの型に分類可能と思われる。その中で、適切なものを判断するのは今後の問題と思われる。

今回行った「型」の傾向をみても、正常者の

1. 前後型

2. 求心型

3. びまん型

4. 多中心型

- (1) 前後型：前後への動揺成分を主とするもの
- (2) 求心型：ある一点を中心に、偏倚・立直りをくり返すもの
- (3) びまん型：中心を持たず、全体的に動揺するもの
- (4) 多中心型：2個以上の中心を作り動揺するもの

開眼時と閉眼時では、型の在り方の考えを変えてみなければならず、当然、正常者と異常者の型も異なった角度より考えなければならない。

型の分類1つにしても非常に多くの問題を持っている。今後、症例を重ね、臨床的な型について検討し、発展に尽したい。

ま と め

1) 重心動揺パターンを定量化する方法の1つとして、統計的手法であるウイルクスの A による検定によって定量可能であることがわかった。

2) 重心動揺パターンを定量的に表現するために、経時的に区分した時間と、ウイルクスの A 値をもってグラフ化し、これを動揺形態曲線と名付けた。

3) 動揺形態曲線によるパターン名称は、「中心一定型」「中心不定型」「中心多数型」に、経時的な移動中心の在り方により三型に分類した。

4) 重心動揺パターンの分類する A 値を、10秒時、12秒時、15秒時の A 値の総和平均とし、それを12秒時として表示した。分類は、分類法Ⅰ、分類法Ⅱの2通りで行った。

5) 中心一定型、中心不定型はどのような状態でも起こるが、正常者開眼では動揺の小さいものの方に中心不定型が多い。

6) 中心多数型は姿勢一眼反射に深い関係をもった型である。

稿を終るに当り、御高閲を賜った小松崎篤教授に深謝いたします。また、本研究に御協力いただいた慶大工学部竹内寿一郎先生に心より謝意を表します。

参 考 文 献

- 1) 島蘭順次郎：種々ノ疾患ニ於ケル身体動揺ニ就テ。東医誌 22:24; 1022~1044, 1908.
- 2) 大原義司：直立時ニ於ケル身体動揺ニ就テ。福岡医誌 18:379~384, 1925.
- 3) 猪飼達夫：直立姿勢の研究—直立時動揺曲線の分析—。日本生理学雑誌 9:198~222, 1944.
- 4) 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.
- 5) 森貞近見：ヒトの起立保持機構の解析Ⅰ~Ⅲ。長大神経情報研年報 (1975, 1950) 2:108~122, 123~129.
- 6) 時田 喬：頭部並びに重心動揺計による立直り反射検査。耳鼻臨床 65:5; 443~456, 1972.
- 7) 田口喜一郎：重心動揺軌跡距離測定法。日耳鼻 79:835~843, 1976.
- 8) Basler, A.: Zur Rhysiologie des Hockeno. Z. Biol., 88:523~530, 1929.
- 9) Hellebrandt, F.A. et al: The location of the cardinal and terminal orientation planes passing through the center of weight in young adult woman. Am. J. Physiol., 121:465~470, 1938.
- 10) Robert H. Wilkins: Romberg's sign Arch Neurol Vol. 19, 123~126, 1968.
- 11) T.S. Kapteyn: After though about the physico and Mechanico of the Postural Sway Agressologie Vol. 14C, 27~35, 1973.
- 12) G. J. Snijders & M. Verduin: Stabilograph, an accurate instrument for sciences Inderested in postural eguilibrium Agressologie 14C, 15~20, 1973.

原稿到着：昭和57年7月19日

別刷請求先：山本昌彦

〒143 東京都大田区大森西5丁目
東邦大学医学部耳鼻咽喉科学教室