

直立姿勢において足底の圧および触感覚情報が関与する
重心動揺成分

**Components of Sway of the Center of Gravity in Human
Standing Posture Related to Informations Which Are Set up by Prantar
Touch and Pressure**

稲村欣作・河合 学
Kinsaku INAMURA, Manabu KAWAI

(Received, Oct. 12, 1984)

Abstract

Sways of the center of gravity in standing on Romberg's foot position with eyes open were measured under 4 kinds of loads related to informations which were set up by touch and pressure. The loading conditions consisted of (A) floating inside parts of soles of articulationes metatarsophyalangeae to cut off those informations using a footstool which was put on the force plate, (B) pushing the soles between the 1st articulation metatarsophyalangeae and the 2nd one with iron disks to increase them, (C) floating feet fingers to cut off their functions using the other footstool and (D) locking the joints of knees, waist and neck to interrupt their postural control. Also, the sways of non-load condition were measured as control.

The subjects were 5 healthy males and 7 healthy females, from 11 to 41 years old. Spectral frequency bands of the sways from 0.002 to 1.0 Hz were analyzed with power spectral analysis (FFT). Some evidences obtained from these analyses indicated that the sways in a region from 0.003 to 0.061 Hz frequencies had 4 kinds of components in the case of non-load condition, and that one of them, the power of the region from 0.021 to 0.029 Hz frequencies had a tendency to decrease its power in the case of condition A and C, and had a tendency to increase one in the case of condition B and D. Therefore following inferences can be drawn :

1. Input informations set up by touch and pressure of inside parts of soles of articulationes metatarsophyalangeae control the function of feet fingers including some influences of central nervous system-control.
2. The feet fingers control rotations of articulation talocruralises, and this function contributes to the postural control in human standing.
3. The body sway caused for this postural control has very low frequencies. This

sway mainly has a region from 0.021 to 0.029 Hz frequencies in the case of sway of the center of gravity.

I. は じ め に

いわゆる「直立能力」は、人間が生体としての活動（運動・動作・行為）を推進するための統合的、かつ基本的な能力のひとつである^{1)~3)}。著者らは、身体の重心動揺を直立能力の重要な指標として、姿勢制御の動態を検索してきた^{4)~9)}。しかしながら、XYレコーダーの記録（Electrogravitiograph・EGG¹⁰⁾、Statokinesigram・Skg¹¹⁾）やオシログラフでの記録（Stabilogram・Sbg¹¹⁾）の動揺量を手掛りにするだけでは、その動揺成分とそれらを生み出す生理機能との対応を明らかにしていくことは困難である。そこに、重心動揺の周波数分析を行う意味がある。

直立時における身体の動揺には、平衡機能における①立ち直り反射、②大脳核、小脳、迷路、筋紡錘からの筋緊張、③小脳の働きによる四肢、軀幹の協同運動が関与しているとされている¹²⁾¹³⁾。それらのうちの立ち直り反射は、外受容器、自己受容器、前庭器、視器からの情報が、脊髓、脳幹、小脳、大脳の関与のもとで直立支持筋に伝えられ、身体の動揺を生み出している姿勢反射のひとつとされている¹²⁾¹⁴⁾。

これまで、この立ち直り反射の機構を明らかにするため、視器、前庭器、自己受容器にかかわる多くの研究がなされてきた。しかしながら、外受容器と自己受容器から送られる圧および触感覚情報に係わる報告は、ごくわずか^{14)~17)}といわざるを得ない。圧および触感覚の情報は、不随意的な重心動揺のどの成分を司っているのであろうか。また、それに対応する重心動揺成分の周波数帯域は、明らかにされていないようである。

本研究は予備実験の結果に基づいて、周波数分析の焦点を、これまでに例のない波長が60秒程度の低周波帯域にあわせ、重心動揺の周波数分析を行なったものである。また、直立時接地足趾の①第1第2中足指節関節および中足骨骨頭部と、②足指部の働らきに焦点をあわせ、足底における前者の圧および触感覚情報が、重心動揺のどの周波数帯域に効果を及ぼしているかを、負荷実験を通して検索したものである。

II. 方 法

1. 被 験 者

被験者は男子正常人5名と女子正常人7名である。本研究の負荷に対する反応が生理的反応であるならば、正常な直立を保持する人であれば誰でもそれを示すはずである。それを考慮し、被験者の年齢範囲をできるだけ広くとった。表1に被験者の年齢と形態を示す。

2. 実験方法

使用した重心動揺計は、3点式グラビコーダ(ANIMA; G1804)である。その前後動揺(F/B)と左右動揺(L/R)の電気信号出力を、PCMデータレコーダ(NF; RP-882)に記録した。

直立時の接地足趾から人体に加わる圧および触感覚情報を変化される負荷として、下記に示すAとBを設定した。また、姿勢調節機能を制限する負荷として、CとDを設定した。さらに、基準となる無負荷の条件を加えて、五つの実験条件を設定した。これらの実験条件毎に、被験

表1 被験者の年齢と形態測定値

Table 1. Subjects' age and measured physique.

Subject	age (year)	standing height (cm)	body weight (kg)	foot length (cm)		foot breadth (cm)		
				right	left	right	left	
male	S ₁	18	171.8	65.5	25.3	25.3	9.9	9.9
	S ₂	19	177.9	66.0	26.7	26.8	11.0	10.5
	S ₃	22	170.1	71.0	25.0	25.1	10.0	10.4
	S ₄	27	180.5	68.0	26.1	26.3	10.2	10.0
	S ₅	40	177.0	80.0	27.0	26.3	10.7	10.7
female	S ₆	11	147.0	44.5	20.6	20.9	7.9	7.7
	S ₇	18	159.2	47.5	22.4	22.5	8.5	8.7
	S ₈	19	151.3	47.5	21.4	21.3	7.9	8.2
	S ₉	20	158.5	51.5	22.3	22.5	9.0	9.0
	S ₁₀	21	161.2	55.5	23.2	23.5	8.9	8.6
	S ₁₁	25	151.2	41.5	21.6	21.6	8.3	8.0
	S ₁₂	41	147.0	51.0	22.6	22.8	9.3	9.2

者の直立時重心動揺を，Romberg 足位，開眼固視（固視標；踵から前方約 2 m，直径 4 cm の円形）で，約 5 分間測定した。測定開始時点は被験者の重心動揺がほぼ定常になった時としたが，それはフォースプレートに立ってから，おおむね 1 分以内であった。

測定に先立ち，被験者にはできるだけ緊張しないで立つように指示をした。各測定の後には，イスに座った 3～5 分間の休息をとらせた。測定の順番は，繰返しの効果を除くため，実験条件の順番を被験者毎に変更し，条件 D を除いて各条件に全ての順番が入るようにした。条件 D は，女子被験者のうちの 5 名 (S₆～S₉ と S₁₂) についてだけ測定した。なお S₆ については，10 か月後に条件 A～C の再確認実験も行なった。

3. 実験条件

基準条件 Romberg 足位，開眼固視，無負荷

負荷条件 Romberg 足位，開眼固視，下記 A～D の負荷

A 両足の足底接地部のうち，第 1 第 2 中足指節関節および中足骨骨頭部が接地しないように穴をあけた踏み板を作成し，それをフォースプレート上に置いて，その上に同部をあわせて直立する。

本負荷の方法は図 1-(1)に示す。この負荷は，足底の上記部分から上位中枢へ上向する圧および触感覚情報を除去することを目的とした。その効果は，姿勢制御の入力情報を除去するのであるから，重心動揺全体の増減にかかわらず，圧および触感覚情報によって制御されている動揺成分のパワーを減少させるように働くと予測される。なお，第 1 第 2 中足指節関節および中足骨骨頭部を選定した理由は，予備実験の結果に基づく。加えて，この部分が足底の圧を多く受ける 3 点（後足部中央，中足部外側，前足部中内側）¹⁸⁾のうちのひとつであることにもよる。さらにこの部分が接地するかしないかは，直立を保持するための基底面の大きさに係りを持たないからでもある。

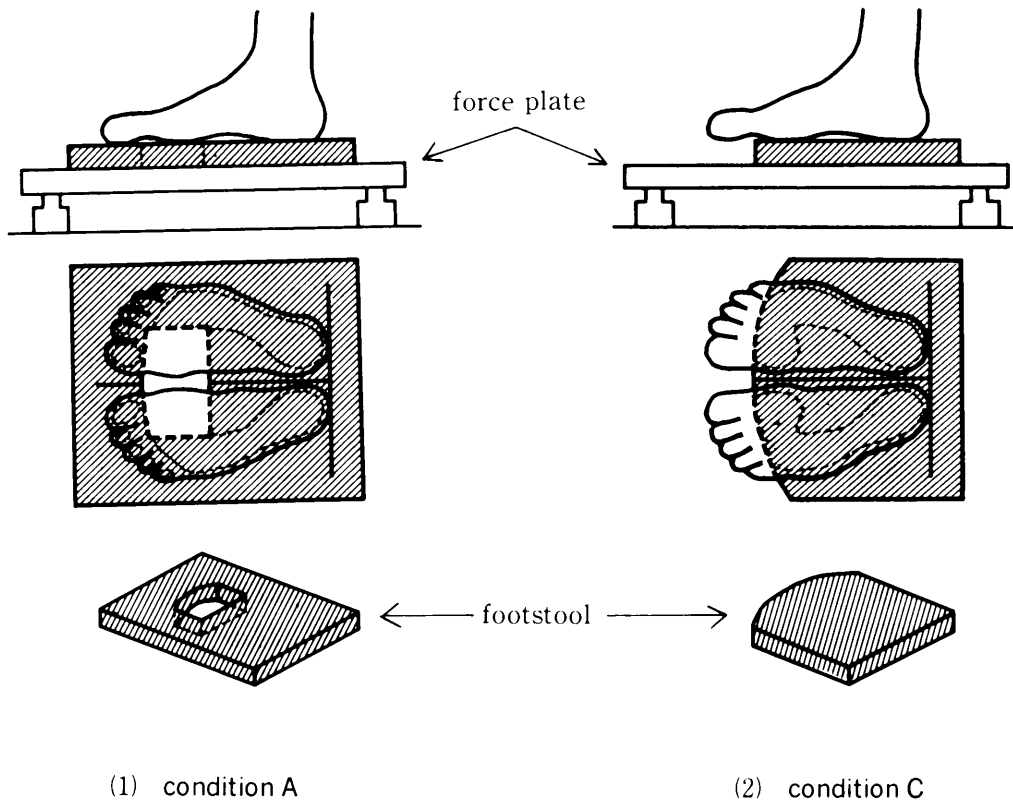


図1 負荷条件AとCの負荷方法

Fig. 1. Methods of loads in condition A and C

B 両足足底部の第1と第2中足骨骨頭部の間に、直径1 cm、厚さ5 mmまたは3 mmの鉄円板(角のないものを使用)を中足骨にあたらぬように接着し、フォースプレート上に立つ。

鉄円板はなるべく厚さ5 mmのものを使用し、被験者が歩いてみて痛みを訴えた場合(4名)には、厚さ3 mmのものを使用した。本負荷はこの部分からの圧および触感覚情報を増加させることを目的とした。もちろん痛覚を完全に除去することはできないが、被験者の訴えもなく、また被験者が歩くこともできることから、それは無視できるものと考えられる。この負荷による圧および触感覚の増強部分が足底のほんの一部であること、またその効果器が足指部であろうということを考慮すると、恐らく、全体の重心動揺量の変化にはかかわらず、足指部の機能がオーバーシュートして、圧および触感覚情報が司る動揺成分のパワーが増加するものと考えられる。

C 板の前部が両足の足底部前端の形にあったカーブをもつ踏み板を作成し、それをフォースプレート上に置いて、その上に足指部が接地しないよう空中に浮かせて立つ。

本負荷の方法は、図1-(2)に示す。この負荷は、足指部を圧および触感覚情報の効果器とみなしてその調節作用を除去することを目的とした。足指部がその効果器であるならば、その働きを除去することによって、負荷条件AおよびBと同じ周波数帯域のパワーが減少すると考えられる。しかし基底面が減少するので、全体の重心動揺量は増加するかもしれない。

D 軽量コルセットと針金製の副木により、膝、腰、首の関節を固定してフォースプレート上に立つ。

本負荷の目的は、足首だけの調節作用を残して、上体の調節作用を制限することにある。そ

の結果、姿勢調節作用は主として足関節の回転と足指部および足底前部による床への圧迫で行なわれることになる。したがって、第1第2中足指節関節および中足骨骨頭部と足指部が圧および触覚情報に係わるならば、それらの働らきが強張されて他の条件と同じ周波数帯域のパワーが増加すると考えられる。この方法は猪飼(1944)も使用している¹⁹⁾。

4. 分析方法

1) 周波数分析

データレコーダの再生信号をA/Dコンバータ(SDR; AD812)にてデジタル変換し、マイクロコンピュータ(PANAFACOM; C-180G)にて高速フーリエ変換(FFT)によるパワースペクトル分析を行なった。実データのサンプリング間隔は0.5秒、データ数512、分析時間は256秒(4分16秒)、分析可能最高周波数は1 Hzである。周波数分解能は低周波帯域での解析能力をあげるため、通常2倍の0.002 Hzとした²⁰⁾。定常性を得るためには、最小自乗法により直線トレンドを除去した。またスペクトルの平滑化にはハニングの法を使用した。

通常重心動揺には1 Hz以上の周波数をもつ動揺成分も含まれている。そのため本研究の分析条件では、エーリアシングが起る可能性もある。しかしそれらしきものは解析した全周波数帯域に検出されなかった。したがって、高周波域遮断(ローパス)フィルターは使用しなかった。また定常性は、直線トレンドの除去により確保できたので、低周波域遮断(ハイパス)フィルターも使用しなかった。

2) 負荷効果の判定

本研究のパワースペクトル分析では、1 Hzまでの帯域のパワーが求められた。その0.06 Hz以上の周波数帯域のスペクトルには、大きなパワーをもつピークがみられなかった。そこで、検討対象をそれ以下の周波数帯域とした。まず初めに、検討帯域について、負荷条件A~Dのパワーが基準条件のパワーに対して増加または減少している人数を求めた。被験者が5名の場合には4名以上、7名の場合には5名以上が同じ増減を示した場合を、一応の効果ありと判定した。次に分解した周波数帯域毎に、パワーを開平方変換して振幅表示にし、一元配置の分散分析にて実験条件による平均差を検定した。

III. 結 果

図2は基準条件におけるパワーの平均値と標準偏差を示したものである。本研究の分析条件では、0.048 Hz以下の周波数帯域に強いパワーがみられた。男子の前後動揺では、三つのピークをもつスペクトルの山とひとつのピークをもつ山がみられた。女子の前後動揺も、分離が明らかではない0.024 Hzと0.028 Hzのピークをひとつにみれば、男子と同様の結果であった。左右動揺では、男子は三つのピークをもつひとつの大きな山を示した。女子ではひとつの山のピークを中心に、両側には明確でないピークがみられた。また図では判別できないが、0.016 Hzの帯域に小さなピークがみられた。

これらのピークの位置は、男女別でも動揺方向別でも、女子前後動揺においてふたつをひとつにみたピークを除けば、分解した周波数帯域が一致するか1ないし2帯域ずれるだけであった。したがって本研究の分析条件でみられた重心動揺成分は、これらのピークに対応する4種の動揺成分といえよう。ただし、これらのピークは完全には分離していないので、ひとつの大きな動揺成分かもしれない。

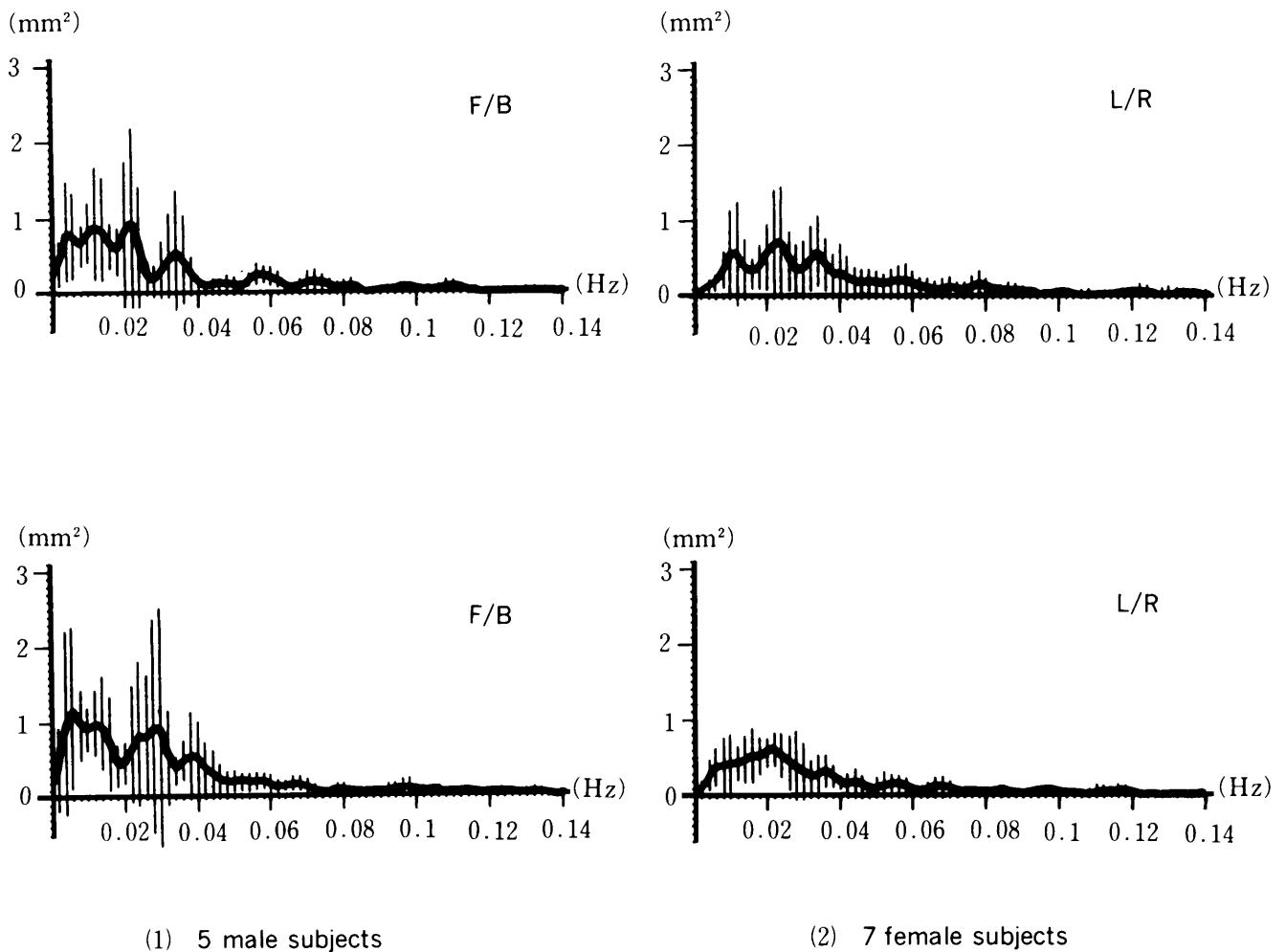


図2 基準条件（無負荷）における重心動揺の平均パワースペクトル。
垂直線は ± 1 標準偏差を示し、(F/B)は前後動揺、(L/R)は左右動揺を示す。以後の図表では同じ表示を使用する。

Fig. 2. Averaged power spectra of the sways of the center of gravity in the control condition (non-load). The vertical lines denote ± 1 standard deviations ; (F/B) denotes front-back sway ; (L/R) denotes left-right sway. These expressions will be used in later tables and figures.

これらのピークにおける周波数は、ピーク的位置の中央をとれば、それぞれ 0.005 Hz (200 秒周期)、0.013 Hz (76.9 秒周期)、0.025 Hz (40 秒周期) および 0.036 Hz (27 秒周期) であった。そこで以後考察の便のため、これらのピークが含まれる周波数の領域を低い方から順に、第1領域 (0.003~0.007 Hz)、第2領域 (0.009~0.017 Hz)、第3領域 (0.021~0.029 Hz)、第4領域 (0.033~0.039 Hz) とする。

表2は男子、表3は女子の、各負荷条件のパワーが基準条件のパワーに対して増加あるいは減少を示した人数である。効果ありの判定が得られた人数には、アンダーラインを付けた。図3は男子、図4は女子の各負荷条件におけるパワーの平均と標準偏差を図示したものである。パワーの増減をみるために、基準条件の平均パワーも記した。また図5と図6には stabiogram の典型例を示した。表4は、第1~第4領域のパワーの増減を記号化して示したものである。

表2 各負荷条件において、基準条件に対するパワーの増加または減少を示した男子被験者の人数。被験者は健康人5名、アンダーライン付の数字は効果ありの判定が得られたものである。

Table 2. Counted numbers of the male subjects who showed some increments or decrements of spectral power in each loading condition by contrast with the power of the control condition. the subjects were 5 healthy males, and the numbers with under line were judged as a significant increment or decrement.

frequece (Hz)	front-back sway						right-left sway					
	condition A		condition B		condition C		condition A		condition B		condition C	
	incre.	dec.	incre.	dec.	incre.	dec.	incre.	dec.	incre.	dec.	incre.	dec.
0.000	1	<u>4</u>	1	<u>4</u>	2	3	2	3	3	2	2	3
0.002	2	3	1	<u>4</u>	2	3	3	2	<u>5</u>	0	2	3
0.004	3	2	1	<u>4</u>	2	3	<u>4</u>	1	<u>4</u>	1	3	2
0.006	3	2	2	3	2	3	<u>4</u>	1	3	2	<u>4</u>	1
0.008	1	<u>4</u>	3	2	1	<u>4</u>	<u>4</u>	1	2	3	2	3
0.010	1	<u>4</u>	2	3	1	<u>4</u>	1	<u>4</u>	2	3	2	3
0.012	0	<u>5</u>	1	<u>4</u>	1	<u>4</u>	1	<u>4</u>	3	2	3	2
0.014	1	<u>4</u>	<u>4</u>	1	1	<u>4</u>	<u>4</u>	1	3	2	2	3
0.016	2	3	3	2	2	3	3	2	<u>4</u>	1	1	<u>4</u>
0.018	3	2	<u>4</u>	1	1	<u>4</u>	3	2	2	3	1	<u>4</u>
0.020	2	3	3	2	1	<u>4</u>	<u>4</u>	1	2	3	1	<u>4</u>
0.022	2	3	<u>4</u>	1	1	<u>4</u>	3	2	3	2	2	3
0.024	3	2	<u>5</u>	0	2	3	2	3	1	<u>4</u>	2	3
0.026	3	2	<u>5</u>	0	3	2	2	3	2	3	1	<u>4</u>
0.028	3	2	<u>4</u>	1	3	2	2	3	3	2	1	<u>4</u>
0.030	3	2	<u>4</u>	1	3	2	<u>4</u>	1	2	3	1	<u>4</u>
0.032	<u>4</u>	1	<u>4</u>	1	3	2	2	3	0	<u>5</u>	1	<u>4</u>
0.034	3	2	2	3	2	3	2	3	1	<u>4</u>	2	3
0.036	2	3	2	3	2	3	2	3	1	<u>4</u>	1	<u>4</u>
0.038	3	2	2	3	2	3	2	3	1	<u>4</u>	2	3
0.040	<u>4</u>	1	<u>4</u>	1	3	2	2	3	3	2	2	3
0.042	<u>5</u>	0	<u>4</u>	1	<u>4</u>	1	3	2	<u>4</u>	1	3	2
0.044	<u>5</u>	0	<u>4</u>	1	3	2	3	2	3	2	2	3
0.046	<u>4</u>	1	<u>5</u>	1	<u>4</u>	1	<u>4</u>	1	3	2	3	2
0.048	<u>4</u>	1	<u>5</u>	1	<u>4</u>	1	<u>4</u>	1	3	2	3	2
0.050	3	2	3	2	3	2	<u>4</u>	1	1	<u>4</u>	<u>4</u>	1
0.052	2	3	3	2	3	2	3	2	1	<u>4</u>	<u>4</u>	1
0.054	1	<u>4</u>	1	<u>4</u>	2	3	2	3	2	3	3	2
0.056	1	<u>5</u>	1	<u>5</u>	0	<u>5</u>	1	<u>4</u>	3	2	1	<u>4</u>
0.058	0	<u>5</u>	2	3	1	<u>4</u>	2	3	1	<u>4</u>	1	<u>4</u>
0.060	1	<u>4</u>	2	<u>4</u>	1	<u>4</u>	3	2	1	<u>4</u>	2	3

表3 各負荷条件において、基準条件に対するパワーの増加または減少を示した。女子被験者の人数、被験者は条件A～Cにおいては健康人7名、条件Dは5名である。またアンダーライン付の数字は効果ありの判定が得られたものである。

Table 3. Counted numbers of the female subjects who showed some increments or decrements of spectral power in each loading condition by contrast with the power of the control condition. The subjects were 7 healthy females in the condition A, B and C, but in the condition D they were 5 healthy females. The numbers with under line were judged as a significant increment or decrement.

frequency (Hz)	front-back sway								right-left sway							
	condition A		condition B		condition C		condition D		condition A		condition B		condition C		condition D	
	incre.	dec.	incre.	dec.	incre.	dec.	incre.	dec.	incre.	dec.	incre.	dec.	incre.	dec.	incre.	dec.
0.000	<u>6</u>	1	<u>5</u>	2	<u>5</u>	2	3	2	4	3	3	4	2	<u>5</u>	3	2
0.002	<u>6</u>	1	<u>5</u>	2	<u>5</u>	2	3	2	4	3	4	3	3	4	2	3
0.004	<u>6</u>	1	<u>5</u>	2	<u>6</u>	1	3	2	3	4	<u>5</u>	2	4	3	2	3
0.006	<u>6</u>	1	<u>5</u>	2	<u>6</u>	1	3	2	3	4	3	4	<u>5</u>	2	2	3
0.008	4	3	<u>5</u>	2	5	2	<u>4</u>	1	3	4	4	3	4	3	1	<u>4</u>
0.010	3	4	4	3	4	3	3	2	2	<u>5</u>	<u>5</u>	2	3	4	2	3
0.012	4	3	4	3	3	4	<u>4</u>	1	2	<u>5</u>	4	3	2	<u>5</u>	2	3
0.014	<u>5</u>	2	4	3	3	4	<u>4</u>	1	3	4	2	<u>5</u>	3	4	2	3
0.016	4	3	<u>6</u>	1	4	3	<u>4</u>	1	4	3	4	3	4	3	2	3
0.018	4	3	<u>7</u>	0	3	4	<u>5</u>	0	4	3	4	3	2	<u>5</u>	3	2
0.020	<u>5</u>	2	<u>5</u>	1	4	3	<u>5</u>	0	2	<u>5</u>	3	4	1	<u>6</u>	2	3
0.022	<u>5</u>	2	<u>6</u>	1	3	4	3	2	4	3	2	<u>5</u>	3	4	3	2
0.024	3	4	3	4	3	4	3	2	3	4	3	4	4	3	<u>4</u>	1
0.026	1	<u>6</u>	3	4	3	4	1	<u>4</u>	2	<u>5</u>	4	3	<u>5</u>	2	<u>4</u>	1
0.028	1	<u>6</u>	3	4	4	3	2	3	3	4	4	3	<u>6</u>	1	3	2
0.030	4	3	4	3	3	4	2	3	2	<u>5</u>	4	3	4	3	2	3
0.032	4	3	4	3	3	4	2	3	3	4	<u>5</u>	2	4	3	3	2
0.034	4	3	4	3	2	<u>5</u>	<u>4</u>	1	2	<u>5</u>	4	3	3	4	2	3
0.036	4	3	3	4	1	<u>5</u>	<u>4</u>	1	1	<u>6</u>	3	4	2	4	2	3
0.038	4	3	4	3	1	<u>6</u>	3	2	3	4	<u>5</u>	2	3	4	3	2
0.040	<u>5</u>	2	<u>5</u>	2	3	4	3	2	4	3	<u>5</u>	2	3	4	<u>5</u>	0
0.042	<u>5</u>	2	<u>5</u>	2	3	4	3	2	2	<u>5</u>	<u>6</u>	1	3	4	<u>5</u>	0
0.044	4	3	<u>5</u>	2	4	3	3	2	2	<u>5</u>	<u>6</u>	1	<u>5</u>	2	<u>5</u>	0
0.046	<u>6</u>	1	3	4	3	4	3	2	4	3	<u>5</u>	2	4	3	<u>5</u>	0
0.048	<u>6</u>	1	2	<u>5</u>	3	4	<u>4</u>	1	4	3	3	4	<u>6</u>	1	<u>4</u>	1
0.050	<u>6</u>	1	3	4	2	<u>5</u>	<u>5</u>	1	4	3	4	3	<u>6</u>	1	<u>4</u>	1
0.052	<u>6</u>	1	4	3	2	<u>5</u>	3	2	3	4	4	3	<u>5</u>	2	3	2
0.054	<u>6</u>	1	4	3	3	4	<u>4</u>	1	3	4	4	3	<u>5</u>	2	2	3
0.056	4	3	3	4	2	<u>5</u>	<u>4</u>	1	2	<u>5</u>	3	4	<u>5</u>	2	3	2
0.058	3	4	3	4	2	<u>5</u>	3	2	4	3	4	3	<u>5</u>	2	4	1
0.060	4	3	3	4	1	<u>6</u>	<u>4</u>	1	<u>6</u>	1	<u>6</u>	1	<u>5</u>	2	<u>5</u>	0

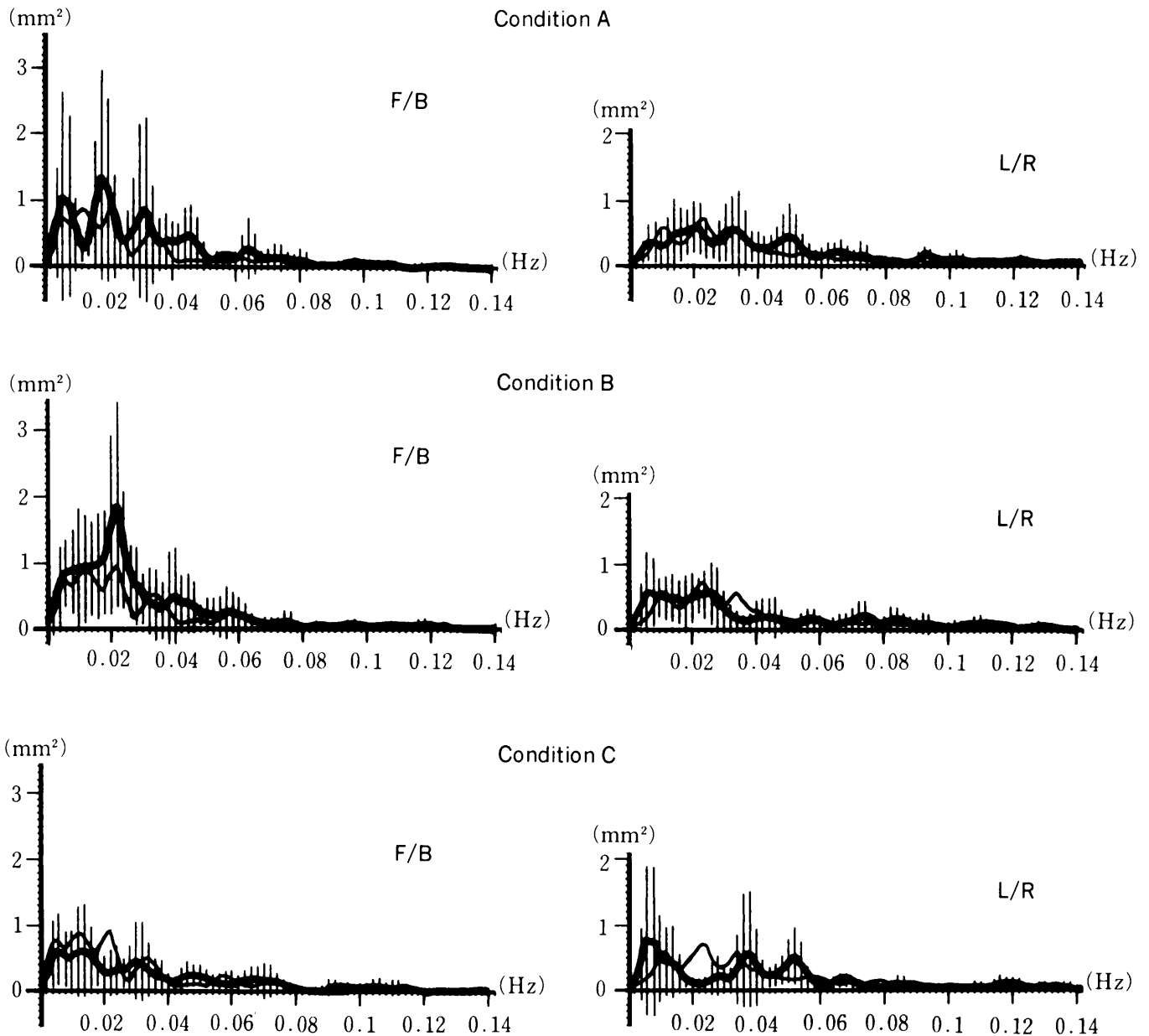


図3 男子被験者の各負荷条件における，重心動揺の平均パワースペクトル。
太線は負荷条件，細線は基準条件のパワーを示す。

Fig. 3. Averaged power spectra of the sways of the center of gravity in each loading condition on the male subjects. Thick curves denote the power of the loading conditions, and thin curves denote the power of the control one.

Condition A: floating the inside parts of soles of articulations metatarsophalangeae on a footstool to cut off the informations set up by pressure and touch.

Condition B: pushing the soles between the 1st articulation metatarsophalangeae and the 2nd one with iron disks to increase the informations.

Condition C: floating feet fingers on the other footstool to cut off functions of the feet fingers.

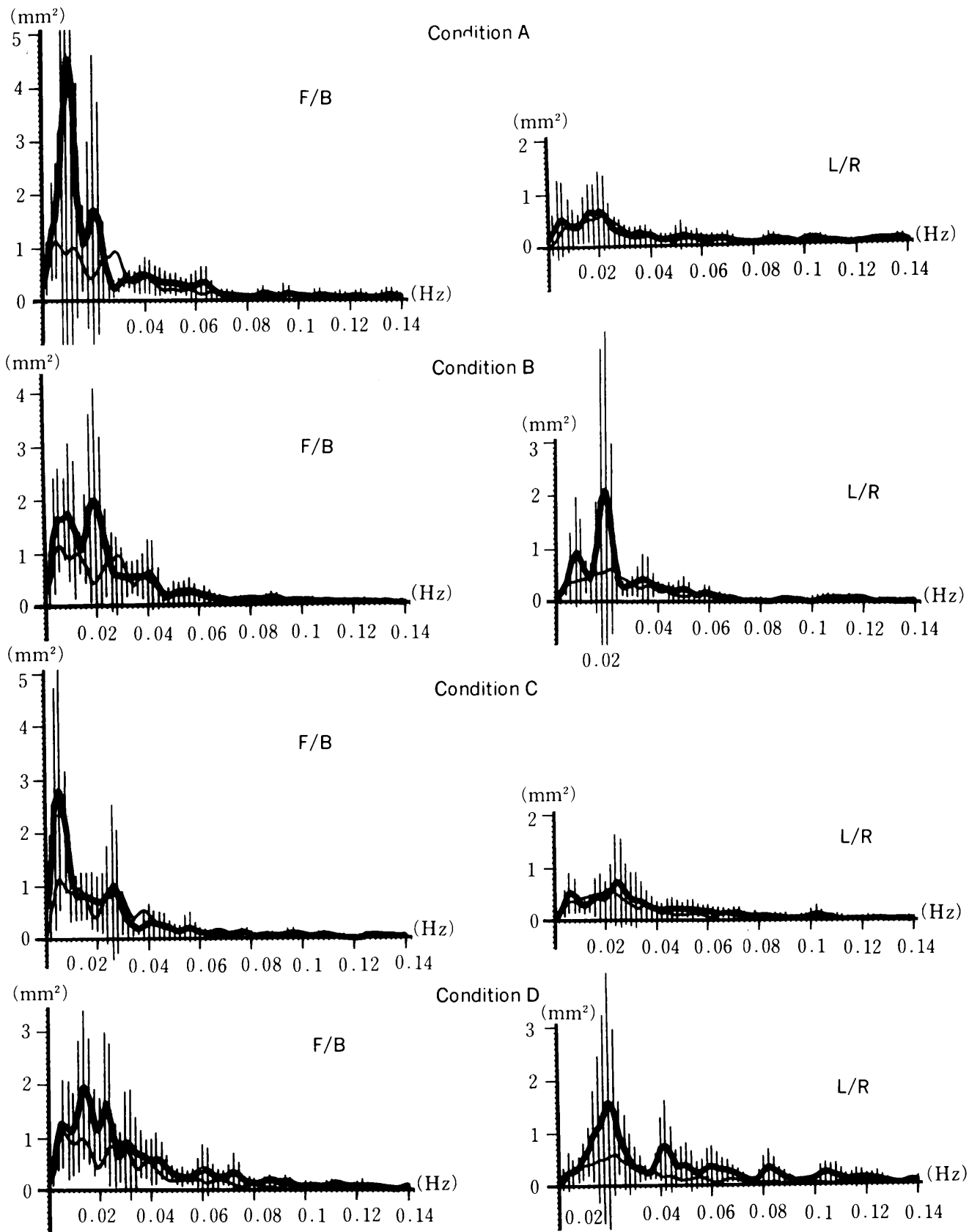


図4 女子被験者の各負荷条件における，重心動揺の平均パワースペクトル。
太線は負荷条件，細線は基準条件のパワーを示す。

Fig. 4. Averaged power spectra of the sways of the center of gravity in each loading condition on the female subjects. Thin curves denote the power of the control.

Condition D: locking the joints of knee, waist and neck to interrupt the postural control of them.

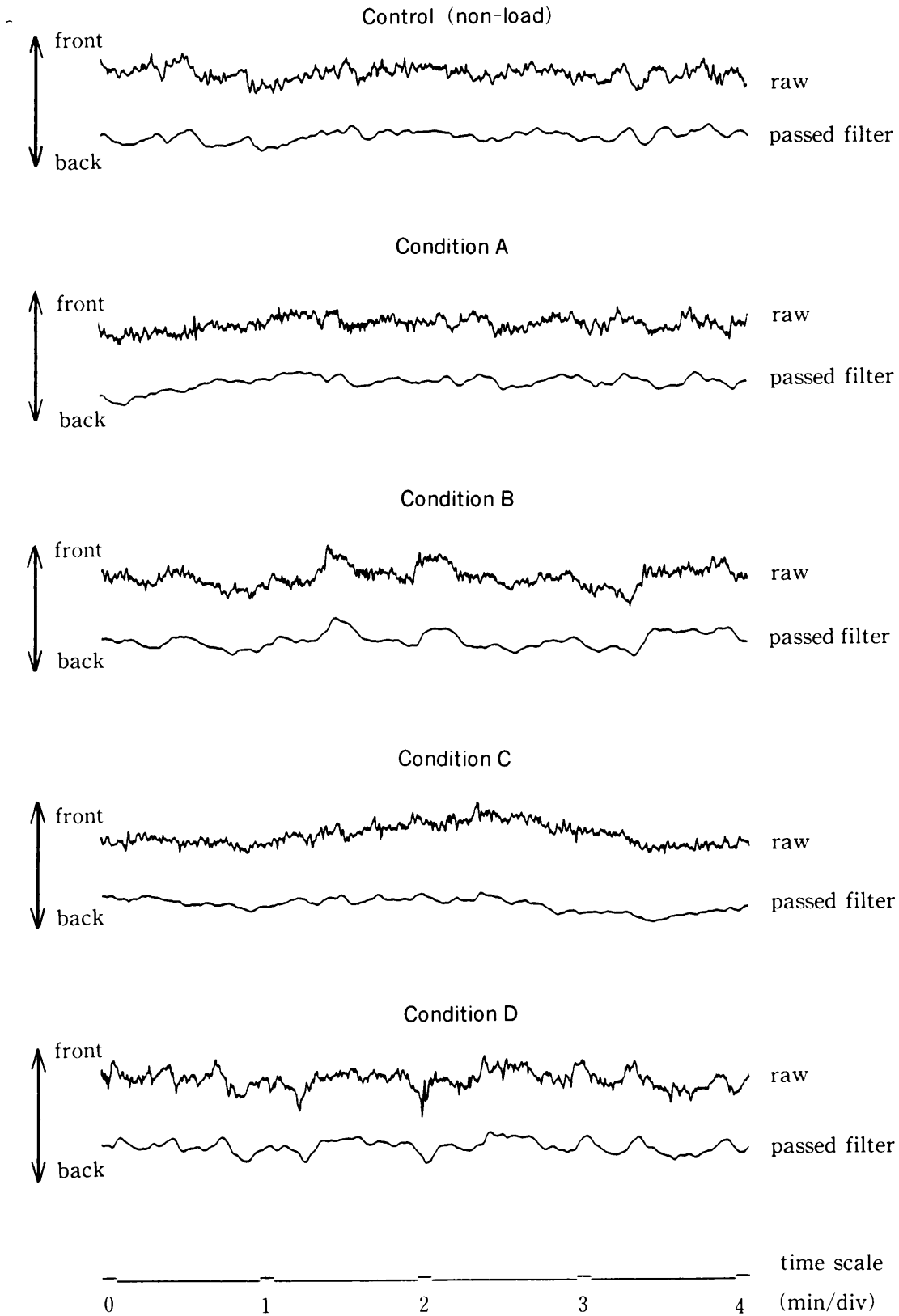


図5 前後動揺の典型的 Stabilogram.

被験者は41歳の女性(S₁₂)である。各実験条件毎に、上は原始データであり下はローパスフィルターとハイパスフィルターを通過したものである。

Fig. 5. Typical stabilograms of the front-back sways. The subject (S₁₂) is a female, 41 years old. Upper stabilogram is a raw datum and under one has been passed low and high pass filters in each condition.

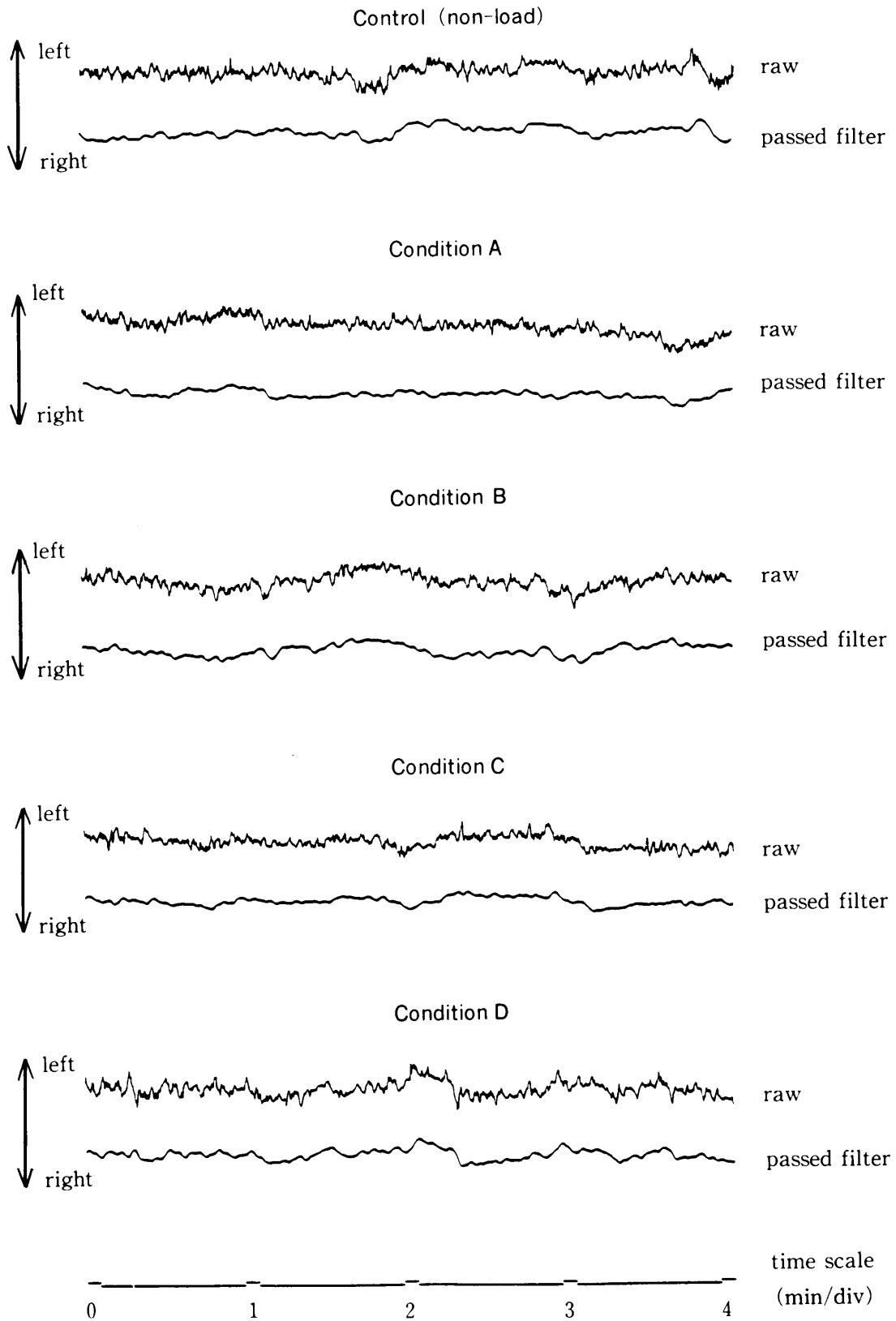


図6 左右動揺の典型的 stabilogram.

被験者は S_{12} である。各実験条件毎に、上は原始データであり、下はローパスフィルターとハイパスフィルターを通過したものである。

Fig. 6. Typical stabilograms of the left-right sways in each condition. The subject is S_{12} . Upper stabilogram is a raw datum and under one has been passed the filters in each condition.

表4 基準条件に対する、各負荷条件によって影響をうける周波数領域のパワーの増減。(+)は増加、(++)は著しく増加、(-)は減少、(--)は著しく減少を示す。また(◎)は新しくパワーのピークが出現すること、(●)はそれが消失することを示す。

Table 4. Increments or decrements of spectral power in the regions of frequency which were affected by the loads by contrast with the power of the control. (+) denotes the increment and (++) denotes the large one. (-) denotes the decrement and (--) denotes the large one. (◎) denotes appearance of a new peak of spectral power and (●) denotes disappearance of the peak.

subjects	loading condition	1st region		2nd region		3rd region		4th region		region A		region B	
		0.003~0.007Hz		0.009~0.017Hz		0.021~0.029Hz		0.033~0.039Hz		0.017~0.021Hz		0.039~0.061Hz	
		F/B	L/R	F/B	L/R	F/B	L/R	F/B	L/R	F/B	L/R	F/B	L/R
males	A		+ ◎	-- ●							+	++ ◎	++ ◎
	B		+ ◎		+	++	-		-- ●	++		++ ◎	
	C		++ ◎	--			-- ●			-	-	+ ◎	++ ◎
females	A	+		+	-	-- ●	-		-	++ ◎		+	-
	B	++	+	+			+		+	++ ◎		+	+
	C	++	+		-						-	-	+
	D			++		-	+	+		++ ◎		+	++ ◎

また他のふたつの領域にもパワーの増減がみられたので、それを領域 A (0.017~0.021 Hz) と領域 B (男子は 0.039~0.051 Hz, 女子は 0.039~0.061 Hz) とし、その増減も示した。この表におけるパワーの増減には、人数による判定と平均値の増減が一致したものだけを示した。

表4によれば、予測通り条件 A と C でパワーが減少し、条件 B と D で増加したのは第2領域と第3領域であった。ただし、女子の条件 A の場合には、前後動揺で予測とは逆に増加した。これは、踏み板の穴の大きさが大き過ぎて足が落ち込み、穴の角があたってかえって圧および触感覚情報が増強されてしまったためとも思われる。女子の場合は個体差も大きく、負荷の効果は他の要因によりかなり乱されていると思われる。

第4領域と領域 A では、負荷効果によるパワーの変化もみられたが、その傾向は第2、第3領域ほど明確ではなかった。第1領域と領域 B は負荷によってパワーの増加がみられた。しかし、第1領域には低周波成分による誤差が含まれている可能性がある。また領域 B も2次的変化によるものと思われる。

これらのパワーの増加のうち、男子前後動揺の第3領域における 0.021~0.027 Hz

(47.6~38.5 秒周期) の周波数帯域の増減は、分散分析の結果 10%レベルの有意差を示した。有意差が低かったのは、被験者の年齢範囲が大きかったためであろう。なお、 S_0 について再確認実験を行なった結果は、初回と同様の結果であった。

IV. 考 察

猪飼 (1944) は、人体直立時の頭頂動揺に、筋の固有反射による 1~2 秒の小周期の動揺と 60~70 秒の大周期の動揺をみいだした¹⁹⁾。しかしその後、大周期の動揺に関しては検索がなされていないようである。約 15 年前、電氣的に人体の 2 次元的重心動揺が圧力中心点のかたちで測定されて以来^{1)21)~23)}、その重心動揺の量、パターン、性質などが解析されてきた。その解析に周波数分析を用いた報告^{24)~31)}もかなりはある。またその方法論も検討されてきた^{32)~36)}。しかしながらそれらの報告においては、猪飼がみいだしたような小数以下 2 ケタ台の低周波成分(10 秒より長い周期をもつ成分)については、測定時間ないし分析時間を長くとれなかったためか、ほとんどかえりみられてこなかった。わずかに AGGASHYAN (1972) が 0.04~0.08 Hz の動揺をみいだしている。しかし、分解能の不足から彼はこれについての論述をさけている²⁴⁾。本研究における第 2 領域あるいは領域 A の周波数は猪飼の大周期の周波数に、領域 B は AGGASHYAN の周波数にほぼ一致している。

周波数分析においては、分析条件の決め方が非常に重要な意味をもつ。それにより、分析できる周波数成分の帯域が異ってくるから、目的にあわせて決定しなければならない。多くの場合、重心動揺の解析では、生体機能特有の経時的変化を考慮に入れ、またデータの定常性を確保するため、その分析時間を 60 秒以下におさえている。その場合には、通常の FFT または Blackman-Tukey 法では、10 秒以上の周期をもつ低周波の解析がほとんど不可能となる²⁰⁾³⁷⁾。このため、本研究のような低周波成分は論じられてこなかったものと考えられる。

重心動揺の周波数分析で分析時間を 60 秒より長く設定した数少ない例³¹⁾³⁵⁾、また分析時間が短くとも直線トレンドを除去しなかったとみられる例²⁴⁾²⁵⁾²⁷⁾³⁴⁾³⁶⁾においては、ゼロ Hz または最低周波数の帯域にどれも著しく強いパワーをみることができる。この強いパワーを示す部分は、恐らく本研究のみみだした低周波成分が生み出したものに違いない。本研究の分析時間は 256 秒と非常に長いけれども、SOAMES (1976)、羽柴ら (1982)、徳増ら (1984) の結果³²⁾³⁵⁾³⁶⁾から導出したとしても、それは可能なことである。実際に本研究においては 5 分間の測定を繰り返した。しかし最終回の最後あたりに動揺が大きくなることもあったが、周期的パターンが乱されることはなかった。

荻野と松永 (1977) はフォースプレート上にマットレスを置き、その上に正常人を立たせると、重心動揺が負荷により 2.5 倍になることを報告した¹⁵⁾。その後、川野ら (1978) と池上 (1983) もマットレスを使用した¹⁵⁾¹⁶⁾。また大久保ら (1979) はフォースプレート上に Shotgun-ball を敷きつめた板を置き、その上に正常人を立たせて重心動揺度の減少を認め、足底圧の情報が動揺の調節に役立っていることを明らかにした¹⁷⁾。また藤原ら (1984) は、立位姿勢における前後方向での CFP (圧力中心点) の調節には、下腿と足底の筋活動および足圧分布の情報が強く関与していると報告した³⁸⁾。しかしながらこれまでの重心動揺の解析においては、圧および触感覚情報に関する報告は少ないといわざるを得ない。これらの研究においても、圧および触感覚情報を検索するための周波数分析は行なわれてはいない。

足底からの圧および触感覚情報は、姿勢制御に重要なかわりをもつはずである³⁹⁾⁴⁰⁾。本研

究で第2領域と第3領域のパワーが予測通り変化したことから次のことが推定できる。すなわち、足底の第1第2足指関節および中足骨骨頭部の圧および触感覚情報は、求心性神経により上向し、上位中枢、恐らく脊髄レベルより上の中枢を介して遠心性神経を下向し、足指部の活動に制御を与えていると推定される。またその足指部の働きは、足関節の回転を介して上体の動揺を制御するのに役立っている。その動揺は非常にゆっくりしたもので、その周波数を重心動揺でみれば、0.025 Hz (40秒周期)あるいは0.013 Hz (76.9秒周期)近辺の周波数帯域をもつものであると推定される。

本研究において負荷効果が現われた4領域のうち、その効果は第3領域においてより明確であった。恐らくこの周波数領域が圧および触感覚情報に対応する主たる動揺成分の領域であろう。第2領域と、第4領域および領域Aの成分では、負荷により同様の効果をうける傾向はみられたが、他の姿勢調節機構が主として関与しているのであろう。また第1領域と領域Bにおいて、そのパワーが負荷の種類にかかわらず増加したことは、それが負荷に対する2次的反応であることを示している。何らかの補償作用の現れかもしれない。以上の考察から、足底の第1第2中足指節関節および中足骨骨頭から上向する圧および触感覚情報によって制御されている重心動揺成分は、主として0.021~0.029 Hzの周波数帯域にあると推定される。

なお、本研究の負荷効果は、個体によっては必ずしも予測通りではなく、負荷条件AとCの前後動揺において第3領域のパワーが減少しても、左右動揺のそれが増加するという例があった。また条件Bにおいても、第3領域前後動揺のパワーが逆に減少し、左右動揺のそれが増加する例もあった。これらの現象は誤差というよりは、補償作用の現われとみることができる。それからして第3領域の動揺成分には、高次の上位中枢の関与も予測される。この補償作用は、被験者の内感からして意識にのぼることはあるようだが、不随意なものであった。

V. 結 論

足底の第1第2中足指節関節および中足骨骨頭部の圧および触感覚情報を除去する負荷、それを増強させる負荷、足指部の調節作用を除去する負荷、および膝、腰、首の調節作用を制限する負荷の4種類を、男女12名の正常人に負荷し、直立時の重心動揺をRomberg足位、開眼固視のもとに測定した。その重心動揺の周波数分析をした結果、次の推論を得た。

1. 足底の第1第2中足指節関節および中足骨骨頭部から上向する圧および触感覚情報は、上位中枢を介して足指部の活動を制御している。
2. その足指部の働きは、足関節の回転を介して上体の動揺を調節するのに役立っている。
3. その体動揺は、非常にゆっくりしたもので、重心動揺においては、主として0.021~0.029 Hzの周波数帯域をもつ動揺である。

擧筆にあたり、本研究のご指導をいただいた名古屋市立大学医学部長第2生理学大原孝吉教授ならびに放送大学体育学平沢彌一郎教授に、深甚なる謝意を表します。またご助言をいただいた北里大学眼科石川哲教授ならびに東京医科歯科大学耳鼻咽喉科大久保仁講師に、深謝の意を表します。加えて、ご協力をいただいた本学教養部物理学天岸祥光教授ならびに被験者諸氏に、心からお礼を申し上げます。

なお本研究の一部は、第7回国際姿勢学会、(1983年12月1日、アメリカ、ヒューストン)にて稲村欣作が発表した。

文 献

- 1) 平沢彌一郎 (1969) スタシオロジー(1)—STASIOLOGY—, 静大教養部研報, **5**: 75-101
- 2) 平沢彌一郎 (1980) Stasiology からみた左足と右足. 神経進歩, **24** (3): 167-177
- 3) 稲村欣作 (1982) One Foot Test と重心図分析方法の再検討. 姿勢研究, **2** (1): 49-57
- 4) INAMURA K. (1976) Long term rhythms related to standing posture of humans. Proceedings Fifth Extraordinary meeting of the BÁRÁNY SOCIETY, BÁRÁNY Soci. and Jpn. Soci. for Equilibrium Res., Kyoto: 330-333
- 5) INAMURA K. and AMAGISHI Y. (1977) Diurnal rhythm related to standing posture of a man. Rep. Dep. Libelral Arts, Shizuoka Univ., **13**: 103-111
- 6) 稲村欣作 (1979) 直立姿勢における重心動揺と身体各部位の動揺との相互関係. 人類誌, **87** (2): 99-106
- 7) 河合学, 稲村欣作 (1979) スポーツ選手の直立姿勢—バスケットボールとバレーボールおよび弓道 (和弓) 選手の直立姿勢保持能力について—. 静大教養部研報, **15**: 111-124
- 8) 河合学, 稲村欣作 (1981) 30 分間のジャンプとランニングがバレーボール選手の直立時接地足趾形態と重心動揺に及ぼす影響. 静大教養部研報, **17**: 101-111
- 9) INAMURA K. (1983) Re-assessment of the method of analysis on electrogravitiograph and the one foot test. Agressologie, **24** (2): 107-108
- 10) 平沢彌一郎 (1970) スタシオロジー (2) —STASIOLOGY—. 静大教養部研報, **6**: 75-115
- 11) KAPTEYN T. S., BLES W., NJIOKIKTJIEN Ch. J., KODOE L., MASSEN C. H. and MOL J. M. F. (1983) Standardization in platform stabilometry being a part of posturography. Agressologie, **24** (7): 321-326
- 12) 時田喬 (1976) めまい・平衡障害の診断における平衡機能検査の占める役割. 平衡機能検査の手引き, 日本平衡神経科学会, 南山堂: 7-16
- 13) 時田喬 (1981) 重心計. 耳喉, **53** (10): 747-753
- 14) 池上彰博 (1983) 直立時重心動揺の振幅と速度の研究—年齢変化と診断的意義—. 日耳鼻, **86** (8): 886-898
- 15) 荻野仁, 松永亨 (1977) マットレス上の重心動揺について. 日災害医誌, **25** (6): 284-288
- 16) 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** (1): 118-122
- 17) 大久保仁, 渡辺勲, BARON J. B. (1979) 足趾圧受容器が身体動揺に及ぼす影響について. 耳鼻臨床, **72** (11): 1553-1562
- 18) 山根友二郎, 田中広光, 吉田清和, 林一徳 (1982) 超低圧用プレスケールによる足底圧測定—とくに, 靴をはいた歩行時の圧について—. 臨整外, **17** (2): 132-138
- 19) 猪飼道夫 (1944) 直立姿勢の研究 第1 —直立時動揺曲線の分析—. 日本生理誌, **9** (4): 197-199
- 20) 日野幹雄 (1977) スペクトル解析. 朝倉書店, 東京: 154-210
- 21) BARON J. B., MOLINIE J. and VRILLAC A. (1968) Statokinesimetric recording of the body balance in sport medicine. Biomechanics I, 1st Int. Seminar Zurich 1967, Karger, Basel/New York: 213
- 22) SUGANO H. and TAKEYA T. (1970) Measurement of body movent and its clinical application. Jap. J. Physiol., **20**: 296-308
- 23) OKUBO J. (1980) The review of posturography in Japan. Agressologie, **21** (D): 3-24
- 24) AGGASHYAN R. V. (1972) On spectral and correlation characteristics of human stabilograms. Agressologie, **13** (D): 63-69
- 25) AGGASHYAN R. V., GURFINKEL V. S., MANASAKHLISOV 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
- 26) 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** (1): 113-117
- 27) 森戸貞良, 羽柴基之, 林良一, 三宅彰英, 渡辺悟 (1981) 重心動揺よりみた Romberg 姿勢および Mann 姿勢. 姿勢研究, **1** (1): 13-19
- 28) 藤原勝夫, 小山吉明, 池上晴夫, 岡田守彦 (1982) 立位姿勢における身体動揺の分析. 姿勢研究, **2** (1):

1-8

- 29) 中田英雄 (1982) 重心動揺からみた視覚障害者の直立姿勢保持能力. 姿勢研究, **2** (1): 41-48
- 30) 米田敏, 徳増厚二 (1982) 正常人の直立時重心動揺の周波数分析—視覚・足底支持面の影響. *Equilibrium Res.*, **41** (1): 55-60
- 31) 清水史郎, 藤木広嗣 (1983) 基本動的姿勢における重心動揺と身体動揺の3次元分析. 姿勢研究, **3** (2): 59-64
- 32) SOAMES R. W., ATHA J. and HARDING R. H. (1976) Temporal changes in the pattern of sways as reflected in power spectral density analysis. *Agressologie*, **17** (B): 15-20
- 33) 田口喜一郎, 飯島美千穂, 滝沢正臣 (1977) 重心動揺の周波数分析—周波数スペクトルと平均周波数—. 耳鼻臨床, **70** (9): 825-831
- 34) 三好豊三, 白戸勝, 樋渡章二 (1978) 身体動揺方向の相関. *Equilibrium Res.*, **37** (1): 107-116
- 35) 羽柴基之, 向井研, 三宅彰英, 林良一, 渡辺悟 (1982) 人の立位重心動揺のパワースペクトルの定常性についての検討. *Equilibrium Res.*, **41** (1): 83-89
- 36) 徳増厚二, 米田敏, 池上彰博, 斉藤彰, 西端慎一 (1984) 直立時重心動揺の再現性について—正常者の周波数分析—. *Equilibrium Res.*, **43** (1): 24-30
- 37) 天岸祥光, 稲村欣作 (1975) ランダムなデータの解析 (I) —生物リズムの研究の為に—. 静大教養部研報, **11**: 59-80
- 38) 藤原勝夫, 池上晴夫, 岡田守彦 (1984) 立位姿勢における足圧中心位置およびその規定要因に関する一考察. 姿勢研究, **4** (1): 9-16
- 39) 高木健太郎 (1953) 圧反射と迷路性機能. 脳神経領域, **6** (3): 179-191
- 40) 福田精 (1981) 運動と平衡の反射生理, 第2版, 医学書院: 8-112