

## 視覚障害者の直立姿勢制御に関する研究

谷村 裕\*・中田 英雄\*・黒川 哲宇\*

瀬尾 政雄\*・佐藤 泰正\*

視覚障害児の運動機能の発達は遅れていることがこれまで報告されている。しかし、運動機能の中でもっとも基本的な平衡機能に関する研究は比較的少ない。本研究では視覚障害者の直立姿勢制御能を測定し、電子計算機を用いて周波数解析を行った。その結果、正眼者の左右と前後の身体動揺には0.5 Hzに特徴が認められ、弱視者の開眼時と閉眼時の身体動揺には顕著な違いが認められなかった。全盲者の身体動揺は弱視者の身体動揺に類似し、特有の傾向は見い出せなかった。正眼者と視覚障害者の周波数帯域はほぼ同様の傾向を示したが、視覚障害者のパワーは正眼者に比較して大きく、視覚障害者の姿勢制御能が劣ることが示された。この原因として、視覚情報を姿勢制御に有効に利用することが困難であることが考えられるが、むしろ運動経験の不足が影響していると思われる。視覚障害者の姿勢制御能（平衡能）を向上させるためのトレーニングの必要性が指摘された。

## 1. はじめに

ヒトが直立姿勢を維持しているとき、身体は絶えず前後左右に揺れている。この身体動揺をできるだけ最少に保つためには、身体各部の筋に発生する張力が連続的に調整されなければならない。直立姿勢維持時には前庭迷路系、視覚系などからの入力情報が姿勢の調整や制御に関与するが、主として筋・神経系の調整の度合いが身体動揺に影響するといわれる<sup>15)31)</sup>。

直立姿勢は一連の動作の一断面をあらわしており、直立姿勢の調整は動作の調整能に含めて考えることができる<sup>42)</sup>。直立姿勢調整能はまた身体のバランスを保つ能力、すなわち平衡能に基礎をおいている。つまり、平衡能を基礎に姿勢の調整能があり、さらにこの両者を含めた形で動作の調整能があると考えられている<sup>42)</sup>。このように直立姿勢を維持することは運動機能の基礎的な能力をあらわすばかりでなく、体力を構成するひとつの要素でもある。

さて、直立時の身体動揺は視覚情報の有無あるいはその種類や質によって変動を示すことがいくつかの研究で明らかにされている<sup>9), 9), 12), 16), 37)</sup>。これらの研究では、視覚が直立姿勢の調整や制御に抑制的に作用すること<sup>8), 9), 12), 16), 37)</sup>、feedback<sup>37)</sup>や feedforward<sup>16)</sup>の役割をもっていること、また積極的な眼球運動は姿勢制御系に姿勢の安定化傾向を与え<sup>9)</sup>、視運動眼振は身体動揺を増加

させること<sup>8)</sup>が指摘されている。

一方、視覚機能を全くもっていない先天盲人や視覚情報を有効に利用することが困難な低視力者の姿勢の調整や平衡能に関する研究では、視覚障害者の成績は正眼者に比較して著しく低いことが報告されている<sup>6), 13), 17)</sup>。Edwards<sup>6)</sup>は、ataxiometerを用いて視覚障害者と正眼者の成績を比較したところ、前者は後者の2～3倍の動揺を示したことを報告し、Leonard<sup>13)</sup>は盲学校児童生徒の平衡能の成績が低いことを指摘し、特に動的な平衡能では視力が指数以下の児童生徒の成績が低いことを強調している。中田らは<sup>20)</sup>、「生体移動装置」を用いて予告なしに被験者の立っている台面を前方に急激に移動させ、それに対していかに姿勢制御してもとの姿勢を保つことができるかの能力を盲児について測定した結果、盲児の姿勢制御能は正眼児と比較して劣るという証拠を見いだしていない。

視覚障害者の平衡能に関する研究は非常に少ないために、視覚障害者の平衡能の特性は十分に理解されているとは思われない。盲学校教育の中で重要な教育目標のひとつである白杖歩行もまた他の運動と同様に平衡能を基礎にしている。白杖歩行は動作の調整であり、それはまた姿勢の調整という側面も含んでいる。そこで本研究では、直立時の身体動揺の調整を直立姿勢制御能としてとらえ、視覚障害者の直立姿勢制御能の特性を明らかにすることを目的とした。

\* 筑波大学

## 2. 方 法

直立時の身体動揺を記録し、分析する方法は数多く行われており、その主な方法には、頭部動揺記録法<sup>10),32),34)</sup>、加速度計を用いた頭部動揺記録法<sup>39)</sup>、筋電図による抗重力筋活動の記録法<sup>3),24)</sup>、重心動揺の軌跡や面積の記録<sup>12),23),33),40)</sup>がある。最近では電子計算機を用いて身体動揺の周波数解析が行われている<sup>1),2),4),22),25),26),30),35),36),38)</sup>。周波数解析を行った研究では、5 Hz 以下の周波数が注目され、開眼時と閉眼時のパワー・スペクトルを基礎にいくつかのタイプに分けられている<sup>4),26),36)</sup>。

本研究では身体動揺の分析に周波数解析が有効であると考え、身体動揺を前後と左右の2成分に分けて出力し、それぞれを電子計算機(ATAC-450、日本光電製)で処理した。

### (1) 被検者

被検者は成人男子とし、健康な正眼男子15名(年齢22歳から25歳)である。視覚障害者については Table 1 に示す通りである。いずれの被検者も運動障害、耳疾患のない健康な成人である。

Tabel 1 被 検 者

Partially Sighted Subjects (Male)

Sub-ject	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. 1.	0.03	23	amotio retinae
6	0.1	0.1	29	degeneratio pigmentosa retinae
7	0.09	0.15	21	nystagmus

## Blind Subjects (Male)

Sub-ject	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

### (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(レクチコーダ、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分間とし、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、アイマスク装着後30秒経過してから測定を開始した。さらに単脚起立試験<sup>14)</sup>もあわせて実施した。

### (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を用いて周波数解析を行った。サンプリング・タイムは100msとし、最大5Hzまで分析した。1回にAD変換されるデータ数は256個とし、6回分のデータのパワー・スペクトルのAverageを求めた<sup>21)</sup>。なお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の窓関数をかけて処理した。

## 3. 結 果

### Lateral Sway



### Antero-Posterior Sway



Subj. F.H. 22.7yrs (male)

200mv  
10s

Fig. 1 正眼者の開眼時における身体動揺の記録

Fig. 1 は左右と前後の身体動揺の開眼時の例である。このような身体動揺を電子計算機で処理して、パワー・スペクトルを求めたのが Fig. 2 から Fig. 11 である。

(1) 左右の身体動揺の結果 (開眼条件)

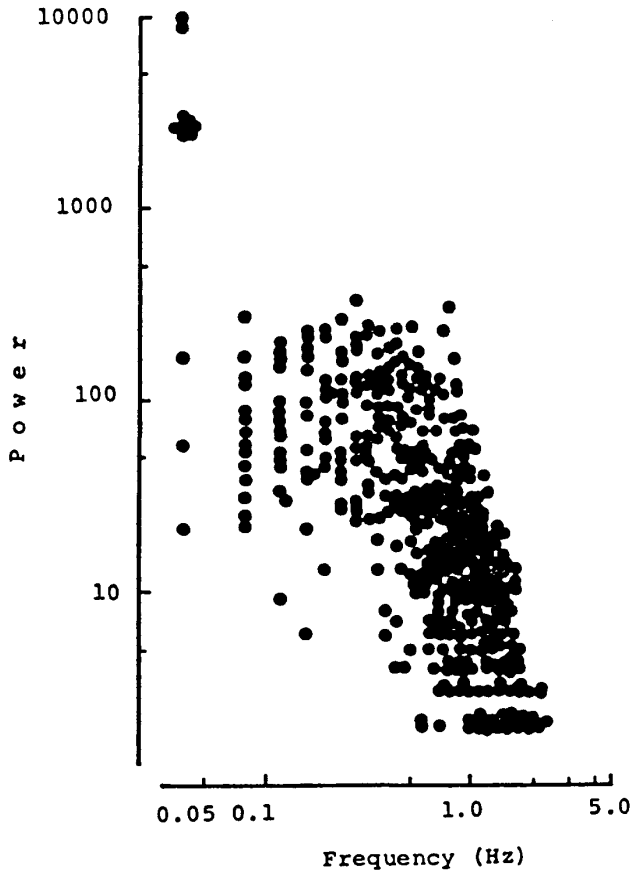


Fig. 2 正眼者 (n = 15) の左右の身体動揺のパワー・スペクトル (開眼時)

Fig. 2 は正眼者15名の左右の身体動揺のパワー・スペクトルである。5 Hz 以下の周波数に対応して、パワーをプロットしたものである。縦軸と横軸は対数で表示した。パワー・スペクトルの特徴としては、0.05 Hz 以下にもっとも大きなパワーが認められることと、0.5 Hz 付近にパワーのピークがみられ、0.5 Hz から 2 Hz の間ではパワーが直線的に減少していることが指摘できる。最大周波数は約 2 Hz であった。

Fig. 3 は弱視者7名の結果である。弱視者は正眼者に比較して全体的にパワーは大であった。また正眼者が 0.5 Hz でパワーのピークを示すのに対して、弱視者は 0.1 Hz から 0.5 Hz の間にパワーのピークが認められ、その間のパワーも弱視者の方が大であった。最大周波数は約 3 Hz を示した。

(2) 前後の身体動揺の結果 (開眼条件)

Fig. 4 は正眼者の前後の動揺のパワー・スペクトルで

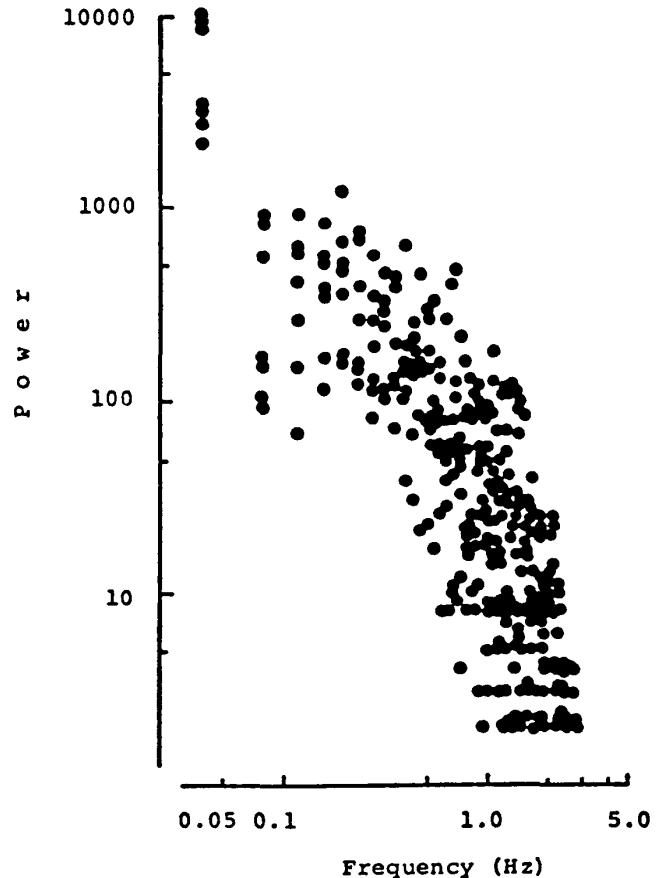


Fig. 3 弱視者 (n = 7) の左右の身体動揺のパワー・スペクトル (開眼時)

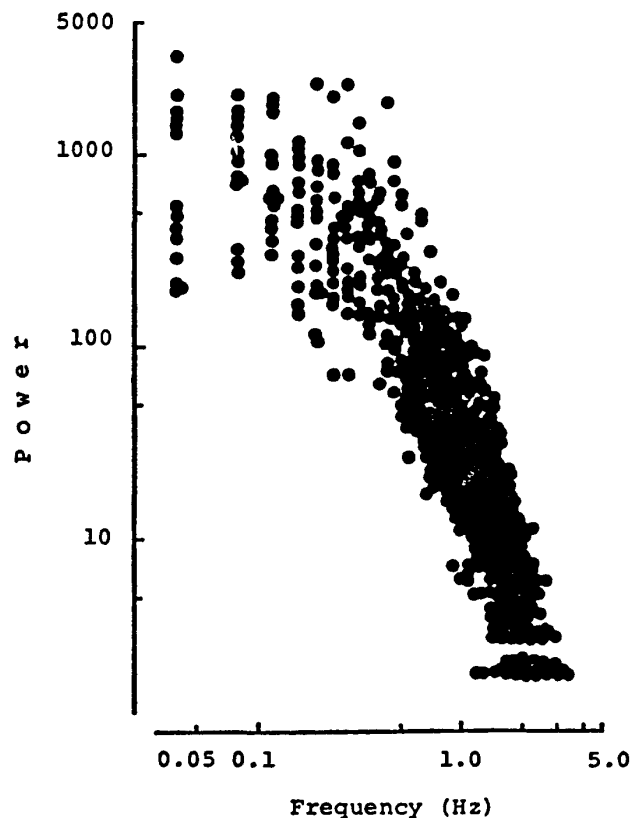


Fig. 4 正眼者の前後の身体動揺のパワー・スペクトル (開眼時)

ある。0.5 Hz 以下はパワーのばらつきが大きくなり、0.5 Hz 以上 3 Hz の間はパワーのばらつきは小さくなる傾向を示した。パワーのピークは明確にとらえられないが、ほぼ 0.05 Hz から 0.1 Hz の間にあることが推察される。最大周波数はほぼ 3 Hz であった。

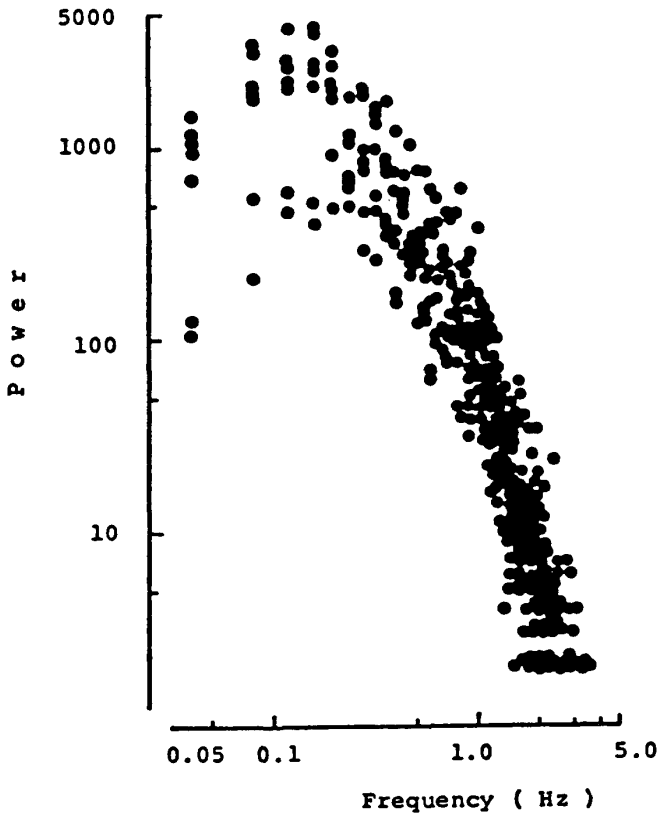


Fig. 5 弱視者の前後の身体動揺のパワー・スペクトル（開眼時）

Fig. 5 は弱視者の前後の揺れの結果である。弱視者の左右の動揺のパワー・スペクトルは正眼者のそれと異なる傾向を示したが、前後の動揺では正眼者と同様 0.5 Hz 以下のパワーのばらつきは大きく、0.5 Hz と 4 Hz の間ではばらつきが小さいことがわかる。しかし、0.1 Hz と 0.5 Hz の間のパワーが正眼者の値に比較してやや高く、0.05 Hz 以下では正眼者の値より小さい傾向がうかがえる。正眼者では明瞭なパワーのピークが認められなかったが、弱視者では 0.2 Hz から 0.3 Hz にパワーのピークが認められた。

(3) 左右の身体動揺の結果（閉眼条件）

Fig. 6 は正眼者の結果である。開眼時に比較してもっとも顕著な差異は、0.1 Hz から 0.5 Hz の間のパワーが増加した点である。また開眼時の最大周波数は約 2 Hz であったが、閉眼時では約 3 Hz まで増加した。

Fig. 7 は弱視者の結果である。開眼時に比較して 0.1 Hz と 0.5 Hz の間でパワーのばらつきが大となるが、バ

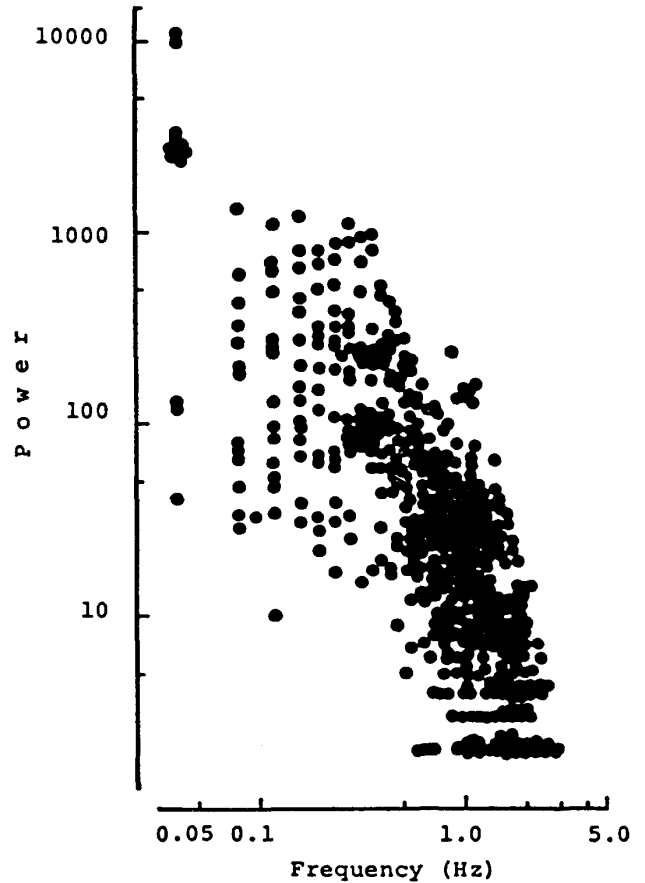


Fig. 6 正眼者の左右の身体動揺のパワー・スペクトル（閉眼時）

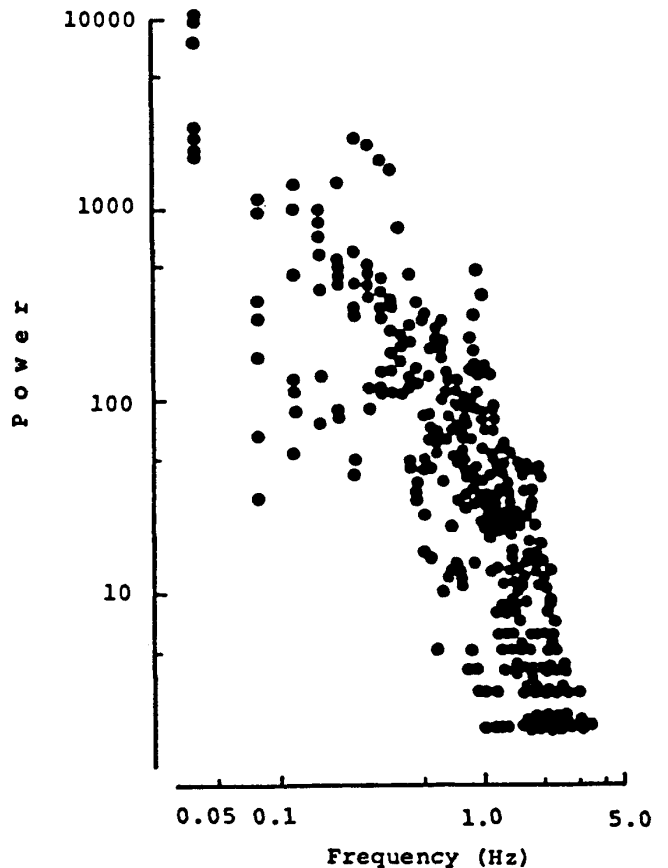


Fig. 7 弱視者の左右の身体動揺のパワー・スペクトル（閉眼時）

ワー自体は増加しておらず、被検者の中にはパワーが減少する者も認められた。最大周波数が開眼時の約3Hzから約4Hzに増加した。

(4) 前後の身体動揺の結果 (閉眼条件)

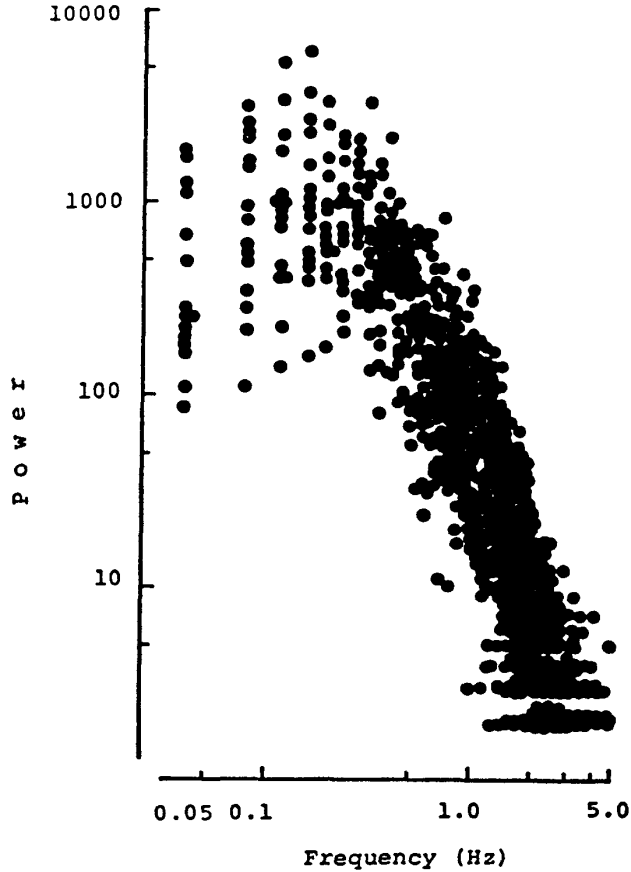


Fig. 8 正眼者の前後の身体動揺のパワー・スペクトル (閉眼時)

Fig. 8は正眼者の結果である。ほぼ0.5Hzを境にパワーのばらつきに明瞭な相違が認められ、開眼時のばらつきと比較して全体のばらつきは増加した。閉眼時は、開眼時に比較してパワーと最大周波数は増加し、とくに最大周波数は開眼時の約3Hzに対して閉眼時では約5Hzまで増加した。閉眼時のパワーのピークは0.2Hz付近にあることが推定できる。

Fig. 9は弱視者の結果である。開眼時と比較して約0.2Hz以上でパワーの増大が認められる。最大周波数は開眼時の約4Hzから閉眼時の約5Hzまで増加した。ほぼ0.2Hz以下は開眼時とほぼ同じパワーを示し、パワーのピークは開眼時と同様約0.2Hzに生じた。正眼者は0.5Hzを境界としてパワーのばらつきが異なる傾向を示したが、弱視者の場合は明確ではないが0.5Hzと1Hzの間を境にして、正眼者と同様ばらつきが異なった。すなわち低周波部分で大となり、高周波部分では小となった。弱視者の中には開眼時に比較して閉眼時に

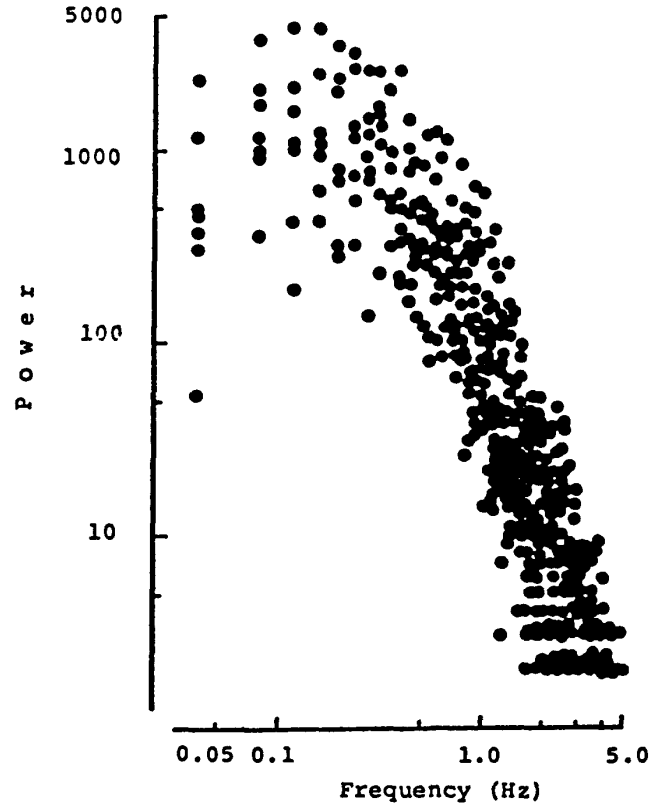


Fig. 9 弱視者の前後の身体動揺のパワー・スペクトル (閉眼時)

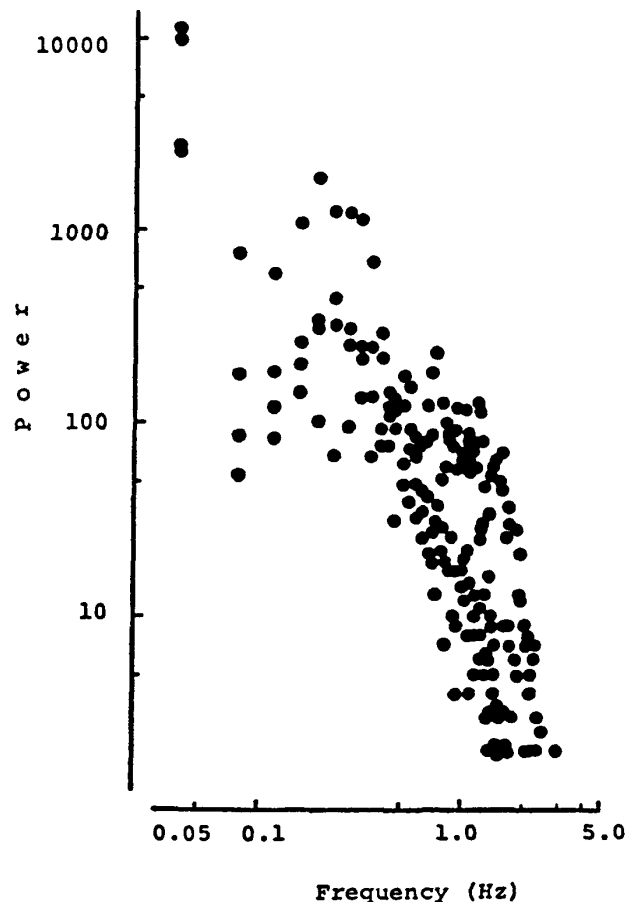


Fig. 10 全盲者 (n=4) の左右の身体動揺のパワー・スペクトル

0.05 Hz と 0.5 Hz の間のパワーが減少傾向を示す者もいた。

#### (5) 全盲者の身体動揺の結果

Fig. 10 は全盲者 4 名の左右の動揺の分析結果である。0.3 Hz から 0.4 Hz にパワーのピークを示し、0.05 Hz 以下のパワーは正眼者の値とほぼ同じであった。最大周波数をみると正眼者の閉眼時の約 3 Hz とほぼ同様であった。0.1 Hz から 4 Hz の間のパワーを開眼時の正眼者と比較すると全盲者の方が高く、開眼時の弱視者と比較すると明瞭な違いは見い出せなかった。

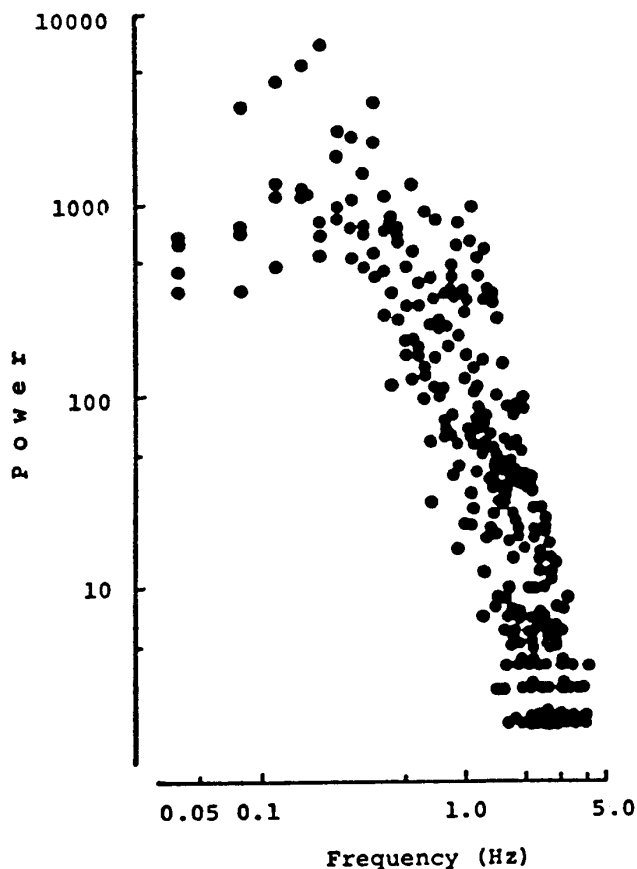


Fig. 11 全盲者の前後の身体動揺のパワー・スペクトル

Fig. 11 は全盲者の前後の動揺の分析結果である。0.3 Hz から 0.4 Hz の間にパワーのピークを示し、0.05 Hz 以下のパワーは正眼者の値よりも小さかった。最大周波数は約 4 Hz で開眼時の正眼者と弱視者とほぼ同様の結果であった。開眼時の正眼者と弱視者のパワーの分布と全盲者のそれとを比較すると、0.1 Hz と 4 Hz の間で全盲者のパワーは正眼者よりも大となり、0.5 Hz 以上の高周波数では弱視者よりも大きなパワーを示した。

#### (6) 左右と前後の身体動揺の比較

開眼時、閉眼時いずれにおいても、正眼者、弱視者の

前後のパワーは左右のパワーに比較して大であった。この傾向は全盲者でも同じであった。前後と左右の最大周波数は、三群とも顕著な相違は認められなかった。

#### (7) 全盲者と弱視者の身体動揺の比較

左右の動揺では弱視者の開眼及び閉眼時のパワーの分布は全盲者とほぼ同じ傾向を示し、前後の動揺でも同様であった。

## 4. 考 察

本研究では身体動揺を重心の移動としてとらえ、それを一つの時系列として電子計算機を用いてパワー・スペクトルを求めた。パワー・スペクトルを求めることによって、一連の時系列に含まれる周波数成分とその成分の貢献の程度、すなわちパワーが得られる。したがって、あるいくつかの周波数成分のパワーの増加は身体動揺の増大であり、またそれは姿勢制御能が低いことを意味している。姿勢制御能が低いとパワーは増加するが、周波数成分の変動は比較的小さく、3 Hz 以下が分析の対象にされている<sup>35)</sup>。本研究ではパワーの大小が姿勢制御能の高低を適切にあらわすと考え、パワーを姿勢制御能の指標とした。以下、正眼者、弱視者、全盲者の結果を基に検討することにする。

正眼者の左右の身体動揺は、開眼時に 0.5 Hz を中心にパワーのピークを形成し、閉眼時には 0.1 Hz から 0.5 Hz の間のパワーが増加した。また、前後の身体動揺は開眼及び閉眼時で 0.5 Hz 前後のパワーのばらつきに違いが認められた。橋本ら<sup>9)</sup>も 0.1 Hz と 0.5 Hz 波に特徴的な変化を見出し、閉眼時より開眼一点固視時に 0.5 Hz 波の出現率は増加し、0.1 Hz 波は視覚入力遮断時に発生する成分であり、その発生の機序は不明であると報告している。森<sup>15)</sup>は 1 Hz 以下の低周波成分は視覚器からの信号と関連があると推定している。もしこれらの推定が正しいとするならば、視覚情報を有効に利用することが困難な弱視者やその情報を全く利用することができない全盲者の身体動揺の 1 Hz 以下の低周波成分に何らかの変化が生じることが予想される。弱視者の開眼時と閉眼時の 1 Hz 以下のパワーは、正眼者のパワーよりも大きく、さらに開眼時と閉眼時のパワーの分布には、正眼者の場合と違って明瞭な違いが認められなかった。この結果は橋本ら<sup>9)</sup>と森<sup>15)</sup>の推定を裏づけていると考えられるが、今回の実験ではこの点を明らかにすることはできなかった。しかし、弱視者には一点固視のような視覚情報呈示が、直立姿勢の制御や調整に有効に作用していないことが示された。大久保ら<sup>23)</sup>は先天性眼振症者が明所開眼値と閉眼値の間に差がないことから網膜機能と重心

動揺の関係を重視している。本研究でも二名の弱視者が眼振症を有しているが、他の弱視者と異なるパワーの分布は示さなかった。先天性眼振症者の明所開眼値と閉眼値の間に差が認められなかった理由として大久保ら<sup>23)</sup>は、眼振症者が正常人のように明所閉眼の際に網膜刺激による動揺を示さないのは、通常 peripheral sight に近い視覚情報で生活し、この視覚に順応していることを指摘している。この傾向は眼振症者ばかりでなく、その他の眼疾を有する弱視者にもあてはまると思われる。脳性マヒ児では、開眼時よりも閉眼時の方が直立姿勢の安定度はよいことが報告されている<sup>29)</sup>。視覚情報が直立姿勢の保持に外乱刺激として作用する点は、弱視者や脳性マヒ児の視知覚特性と何らかの関連があることを示唆していると思われる。

全盲者は正眼者に比較して前後左右いずれの動揺も全体的にパワーが大である傾向を示した。全盲者のパワーの分布は前後左右とも弱視者のパワーの分布に類似しており、全盲者特有の傾向は見い出せなかった。視覚情報が全く失われた場合は、前庭迷路系と体性感覚系の情報によって姿勢制御は行われると思われる。渡辺<sup>41)</sup>は、視覚器の補償作用が絶たれたときは、迷路感覚が姿勢制御を補償することを指摘し、訓練によって迷路感覚の鋭敏さが増すことを報告している。しかし、最終的には、直立姿勢制御は中枢神経系にあると仮定される姿勢制御系あるいは姿勢調節機構<sup>15)</sup>に支配された筋・神経系活動の調整に依存することになる。森<sup>15)</sup>は種々の feedback 系の中でも体性感覚系からの信号がもっとも重要な働きをすることを指摘している。全盲者の直立姿勢制御能が極度の低い成績を示さないのは、静止した状態の姿勢維持では前庭迷路系と体性感覚系からの情報で補償されているためであると思われる。

視覚障害者の直立姿勢制御能は正眼者に比較して低い成績を示す傾向にあった。さらに、単脚起立試験の結果でも視覚障害者は低い成績を収めた。正眼者は開眼と閉眼で30秒間の単脚起立は可能であったが、視覚障害者は全員30秒間の単脚起立は困難であった。このように視覚障害者の平衡能が低い原因は、低い視力や視覚の欠損に求められると思われるが、運動機能のおくれもその原因として考えられる。視覚障害児の身体の発育や運動機能の発達は正眼児に比較して遅れており、特に運動機能の遅れは顕著である<sup>18), 19)</sup>。視覚障害による運動の制限が運動機能の発達を阻害し、視覚障害者を低体力水準にとどめていると思われる。運動機能の発達の遅れは、筋・神経系の発達の遅れであり、体力の基礎をなす調整力の発達の遅れでもある。直立姿勢制御は、筋・神経系の調整で

あり、それはまた筋肉が時間的にも (timing)、空間的にも (spacing)、またその収縮の強さ (grading) においてもある一定の秩序で調整されることである<sup>11)</sup>。この三つの要素は、発達の過程の中で学習され、獲得されるものである。視覚障害者の運動機能の発達の遅れはこれら三つの要素の獲得が不十分であることにも原因があると思われる。Siegel ら<sup>27), 28)</sup>は盲人の姿勢矯正のために postural balance と kinesthetic awareness の重要性を指摘し、訓練プログラムにそれらに関連した運動種目を取り入れている。平衡機能が訓練によって改善されることは、福田<sup>7)</sup>と渡辺<sup>41)</sup>が報告しており、Dickinson<sup>5)</sup>は盲人が平衡機能を向上させるためには kinesthetic information を効率よく利用することが重要であることを報告している。この kinesthetic information はいわゆる筋・神経系からの情報である。kinesthetic information を動作に応じて効率よく利用するためには、身体活動を活発にし、運動機能の発達を促進させる必要がある。仲井間ら<sup>17)</sup>は盲学校児童生徒の60~80%に平衡機能の異常が認められ、平衡機能の発達の遅れが背景となって姿勢異常が発現することを指摘している。積極的な身体活動こそが視覚障害者の平衡機能の発達を促し、姿勢異常を予防する最善の策ではないかと考える。

## 5. 要 約

(1) 直立姿勢を維持しているときの身体動揺を前後と左右の成分に分けて、電子計算機を用いてパワー・スペクトルを求めた。

(2) 正眼者の開眼時における左右の動揺に 0.5 Hz を中心としたピークが認められ、閉眼時には 0.1 Hz から 0.5 Hz の間のパワーが増加した。また前後の動揺では 0.5 Hz 以下ではパワーのばらつき大きく、0.5 Hz 以上ではばらつきが小さい傾向があった。

(3) 弱視者の開眼時と閉眼時の動揺は、前後左右とも明瞭な相違は認められず、正眼者に比較して大きなパワーを示した。開眼時と閉眼時において 0.1 Hz と 0.5 Hz の間のパワーに顕著な相違は認められなかった。

(4) 全盲者の前後と左右の動揺は弱視のパワーの分布に類似しており、全盲者特有のパワーの分布は見い出せなかった。全盲者は正眼者に比較してパワーが大きい傾向を示した。

(5) 視覚障害者の直立姿勢制御能は正眼者に比較して劣っており、直立姿勢制御能を向上させるためには適切な運動訓練を行う必要性を論じた。

※ 本研究実施にたいする土方省三氏（日本光電工業株式会社筑波出張所）の技術的な援助に感謝致します。

※※ 本研究は昭和54年、55年度科学研究費一般研究(B) (代表：佐藤泰正) の研究成果の一部である。なお本研究の要旨は第18回日本特殊教育学会で発表した。

## 文 献

- 1) Aggashyan, R. V. (1972): On spectral and correlation characteristics of human stabilograms. *Agressologie*, 13 (D), 63-69.
- 2) Aggashyan R. V., Gurfinkel, V. S., Mama-skhlisov, 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) Bensel, C. K. and Dzendolet, E. (1968): Power spectral density analysis of the standing sway of males. *Perception and Psychophysics*, 4 (5), 285-288.
- 5) Dickinson, J. (1968): The training of mobile ballancing under a minimal visual cue situation. *Ergonomics*, 11 (1), 69-75.
- 6) Edwards, A. S. (1946): Body sway and vision. *J. exp. Psychol.*, 36, 526-536.
- 7) 福田 精 (1974): 訓練の平衡生理—或る狂言の姿勢とのりもの酔い—. *神経研究の進歩*, 18 (4), 639-648.
- 8) 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.
- 9) 橋本真徳, 竹上 徹, 鈴木直人, 内田 孝, 岩瀬善彦 (1979): 視標追跡時の眼球運動と重心動揺. *脳波と筋電図*, 7 (3), 178-185.
- 10) 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.
- 11) 猪飼道夫 (1976): 身体運動の生理学, 310-332, 杏林書院.
- 12) 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.
- 13) Leonard, J. A. (1969): Static and mobile balancing performance of blind adolescent grammar school children. *The New Outlook*, 63, 64-72.
- 14) 松永 喬 (1976): 平衡機能検査の実際, 67-69, 日本平衡神経科学会編. 平衡機能検査の手引, 南山堂
- 15) 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
- 16) 村瀬研一, 齊藤 進, 塚原 進 (1978): 視覚と姿勢制御, *バイオメカニズム* 4, 一運動の解析と構成—, 149-156, バイオメカニズム学会, 東大出版会.
- 17) 仲井間憲成, 山田憲吾ほか (1973): 学童における姿勢異常特に脊柱側弯症について—盲学校および聾学校児を中心として— *Equilibrium Res.*, 32, 52-54.
- 18) 中田英雄, 佐藤泰正 (1978): 視覚障害児の身体発育特性 —思春期における発育速度曲線の分析—. *心身障害学研究*, 2, 15-23.
- 19) 中田英雄, 谷村 裕, 佐藤泰正 (1981): 視覚障害児の運動機能の発達特性. *視覚障害教育・心理研究*, 2, 1-10.
- 20) 中田英雄, 渡部和彦 (1977): 盲児の姿勢調整能・姿勢— 第2回姿勢シンポジウム論文集, 77-84, 姿勢研究所編, 人間と技術社.
- 21) 日本光電工業株式会社 (1979): データ処理装置A T A C-450解説書, 日本光電工業株式会社編.
- 22) 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.
- 23) 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.
- 24) 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.
- 25) 齊藤一郎, 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.
- 26) Scott, D. E. and Dzendolet, E. (1972): Quantification of sway in standing humans.



- Agressologie, 13(B), 35-40.
- 27) Siegel, I.M. and Turner, M. (1965) : Postural training for the blind. *Journal of American Physical Therapy Association*, 45, 683-686.
- 28) Siegel, I.M. and M.D., F.A.C.S (1966) : Posture in the blind. *American Foundation For The Blind*.
- 29) 鈴木由利子, 吉田公子, 矢島卓郎, 星野公夫, 鯨島宗弘 (1979) : 立位姿勢の重心動揺と下肢筋の活動パターンの解析. 第17回日本特殊教育学会大会発表論文集, 224-225.
- 30) 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.
- 31) Shambes, G.M. (1969) : Influence of the fusiomotor system on stance and volitional movement in normal man. *Ame. J. Physical Med.*, 48, 225-236.
- 32) 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.
- 33) 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.
- 34) 田口喜一郎 (1979) : 頭部動揺: その記録と意義. *Equilibrium Res.*, 38(1), 17-22.
- 35) 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.
- 36) Taguchi, T. (1977) : Spectral analysis of body sway. *ORL*, 39, 330-337.
- 37) 武谷 力, 大野喜暉, 菅野久信 (1976) : 身体動揺におよぼす視覚および聴覚フィードバックの効果について. *Equilibrium Res.*, 35, 34-35.
- 38) 時田 喬, 松岡豊彦, 早野洋司, 田口拓雄, 島田六郎 (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), 443-456.
- 39) 時田 喬, 宮田英雄, 藤垣 熙ほか (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.
- 40) 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.
- 41) 渡辺俊男 (1971) : 立位姿勢の調節. *姿勢シンポジウム論文集*, 17-24, 姿勢研究所.
- 42) 山本高司 (1977) : 運動と平衡機能. *体育の科学*, 27(4), 283-288.

Jap. J. Spec. Educ., 18, 4, 1981

## POSTURAL CONTROL OF THE VISUALLY HANDICAPPED IN MAINTAINING THE UPRIGHT STANDING POSTURE

YUTAKA TANIMURA, HIDEO NAKATA, TETSUU KUROKAWA,  
MASAO SEO, YASUMASA SATO  
(*The University of Tsukuba*)

It is well known that the center of gravity in human being moves irregularly during standing. Visual, vestibular and proprioceptive information play important roles in controlling the upright posture.

This study examined postural controlabilities of the visually handicapped in maintaining the upright standing posture.

Body sway of 15 sighted, 7 partially sighted and 4 totally blind male adults was measured with a gravicorder which consisted of lateral and antero-posterior directions. The data obtained under eyes open and eyes closed conditions fed into computer and were applied power spectral analysis.

The results were as follows:

1) The sighted showed that peak power of lateral sway existed in 0.5 Hz during standing with eyes open and power spectra ranging from 0.1 Hz to 0.5 Hz were increased markedly during stand-

ing with eyes closed. The sighted also revealed that variance of power spectra in antero-posterior direction was larger at the frequencies between about 0.1 Hz and 0.5 Hz than at the frequencies between 0.5 Hz and 3 Hz.

- 2) Power spectra in lateral and antero-posterior directions during standing with eyes open in the partially sighted showed the same tendency as with eyes closed. The partially sighted showed larger power than the sighted.
- 3) There was tendency to show that power spectra of the totally blind did not differ from those of the partially sighted. It was shown that body sway of the totally blind had no particular power spectra.

It seemed that poor postural controlabilities of the visually handicapped resulted in shortage of motor experience as well as lack of visual information.