

## 弱視者の滑動性眼球運動の特性

柿 沢 敏 文\*・中 田 英 雄\*\*・谷 村 裕\*\*

弱視者 11 名と晴眼者 6 名の滑動性眼球運動を EOG 法 (DC 記録) を用いて測定した。被検者の眼前 50 cm あるいは 100 cm に、視角 $\pm 10^\circ$  で正弦波状に 0.2 Hz から 1.45 Hz まで 5 段階の周波数で水平方向に移動する視標を配置した。視標の追視によって生じる眼球運動の EOG をコンピュータ分析し、振幅比、位相角および時間ずれを求めた。その結果、晴眼者は視標の周波数が大になると振幅比と位相角の値が徐々に低下した。時間ずれはいずれの周波数の視標に対してもほぼ一定の値を示した。弱視者の振幅比と位相角の値は視標が比較的低周波数の段階で急激に低下した。時間ずれは視標が高周波数になるとともに大となった。また、弱視者は顕著な個人差が認められた。これらの結果から、弱視者は視標が比較的低周波数の段階で滑動性眼球運動の調節が限界に達すること、視標を中心窩ではなく網膜の周辺部で捕えていること、滑動性眼球運動の調節の時間的側面に問題があることがわかった。

キー・ワード：弱視者 滑動性眼球運動 振幅比 位相角 時間ずれ

### I. はじめに

新生児は視力がほとんどないといわれ眼球運動も行なわない。生後 6 カ月で衝動性眼球運動を行なうことが可能となり、さらに 1 歳で滑動性眼球運動が可能となる。3～4 歳で視力がほぼ完全になる。眼球運動のうち、衝動性眼球運動と滑動性眼球運動は、他の視機能の発達と関連して発達すると考えられている (小松崎・篠田・丸尾, 1985<sup>7)</sup>)。われわれが視覚系を用いて外界の対象を知覚しようとする時、網膜中心窩に対象が結像するように眼球運動が生ずる。この眼球運動は随意的あるいは反射的に生じる運動であり、ヒトが視覚情報を受容し、処理するうえで不可欠な運動である。

ところで、先天的に視覚系に器質的な障害があり、矯正視力が 0.3 未満の弱視者は、眼球運動の発達に必要な、適切な視覚刺激を十分に受けることができないことが予想される。その結果、眼球運動を随意的に合目的に調節する能力が未完成のままであることが考えられるが、これまで弱視者の眼球運動はほとんど検討されていないのが現状である。武市・和気・山下・鳥居・望月 (1977<sup>8)</sup>) は先天性白内障の開眼手術を行なった開眼者の滑動性眼球運動を測定した。その結果、開眼者は晴眼者と比較して眼球運動が不規則であるこ

と、各被検者固有の振動をもつ EOG 波形 (electro-oculogram) が現われたこと、被検者間で個人差が認められたことを指摘した。また、開眼者に音のフィードバックの訓練を行なうことによって追視機能が向上する可能性を示唆した。中田 (1984<sup>12)</sup>) は、5 名の弱視者の滑動性眼球運動を測定した結果、弱視者は晴眼者と比較して追視能力が低いこと、視標周波数が 1 Hz 以下で追視能力の低下が認められること、水平眼振を伴いながら視標の追視が可能な弱視者がいることを報告した。一方、柿沢・中田・谷村 (1987<sup>9)</sup>) は弱視者の衝動性眼球運動の特性について報告している。

本研究では、滑らかに水平に往復移動する視標を追視しつづける場合に生ずる連続的な眼球運動である滑動性眼球運動に注目した。滑動性眼球運動は共役性 (conjugate) の眼球運動であり、網膜上の視標の滑り速度 (retinal slip) を減少させるように負帰還系で速度が調節される眼球運動である。滑らかに動く視標を随意的に追視する場合に滑動性眼球運動が生じ、視標は網膜中心窩でとらえられ、その視標が知覚され、認識される。本研究では弱視者の滑動性眼球運動を EOG 法 (electrooculography) で測定し、得られた EOG 波形から 3 つの定量的指標、すなわち振幅比、位相角、時間ずれをコンピュータを用いて求めた。これらの定量的指標から弱視者の滑動性眼球運動の調節能力の特徴について検討を行なった。

\* 筑波大学大学院

\*\* 筑波大学心身障害学系

## II. 方法

### 1. 被検者

被検者は健康な成人男性で、晴眼者 6 名（年齢 23～27 歳）と弱視者 11 名（年齢 14～21 歳）である。Table 1 は弱視者の視力、眼疾患、年齢および眼球運動測定時の呈示視標までの視距離を示す。

### 2. 呈示視標

視標として被検者の眼前 100 cm に刺激装置（ニスタモ用刺激装置, SLE-5100, 日本光電製）を設置した。100 cm の視距離で測定が不可能な弱視者には眼前 50 cm に刺激装置を設置した。視距離を 50 cm にした弱視者は 11 名中 3 名であった。被検者は前方の刺激装置の視標（LED）を注視する。視標は被検者の正中線を中心にして、正弦波状で水平方向に移動する。視角にすると中心から左右 10° ずつ合計で 20° である。視標周波数は 0.2 Hz、0.4 Hz、0.8 Hz、1.2 Hz、1.6 Hz である。しかし、測定後視標周波数をコンピュータ処理した結果、0.4 Hz は 0.36 Hz、0.8 Hz は 0.78 Hz、1.6 Hz は 1.45 Hz の周波数であった。低周波数の視標から順番に視標を呈示した。

### 3. 眼球運動の記録

被検者は電極を装着し、バイト・ボードと顎台に頭部を固定した。電極の装着部位は左右外眼角部である。前額中央部に不関電極を装着した。眼球運動（両眼、水平誘導）の EOG（DC 記録）をペンレコーダ（RJG-3024, 日本光電製）に記録するとともにデータレコーダ（RMG-5304, 日本光電製）に記録した。EOG の測定方法は小松崎・竹森（1983<sup>6)</sup>）を参考にした。

### 4. 手続き

被検者はバイト・ボードに頭部を固定した状態で前方の刺激装置の視標の移動を追視した。眼鏡常用者には、眼鏡の使用を許可した。各被検者に対して 0.2 Hz、0.36 Hz、0.78 Hz、1.2 Hz、1.45 Hz で移動する 5 種類の視標を 1 回ずつ与え、計 5 回の眼球運動の測定を行なった。各回の測定時間はいずれも 60 秒間であった。

### 5. 分析方法

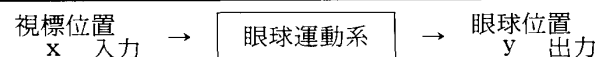
データレコーダの記録を再生し、コンピュータ（ATAC-450, 日本光電製）を用いて解析した。その際、EOG のアーチファクトの除去のために 25 Hz のハイカットフィルター（MODEL FV-606T, エヌエフ回路設計ブロック製）を用いた。サンプリングタイムは視標周波数により異なり、0.2 Hz で 48.83 ms、0.36 Hz で 27.13 ms、0.78 Hz で 12.52 ms、1.2 Hz で 8.14 ms、1.45 Hz で 6.74 ms であった。データ数は各視標

Table 1 弱視被検者の視力・眼疾患・年齢・測定時の視距離

被検者	視力		眼疾患	年齢	測定時の視距離
	右	左			
A	0.03	0.4	先天性小眼球 先天性白内障	17	100cm
B	0.05	0.1	未熟児網膜症	14	50cm
C	0.1	0.1	先天性白内障	18	100cm
D	0	0.04	視神経萎縮	15	100cm
E	0.03	光覚	視神経萎縮	19	50cm
F	0.1	0.07	強度近視	17	100cm
G	0.03	0.03	先天性白内障	15	100cm
H	0.4	0.3	眼球振盪症	15	100cm
I	0.2	0.01	ブドウ膜炎	21	100cm
J	光覚	0.06	視神経萎縮	18	50cm
K	0.3	0.2	緑内障	19	100cm

周波数とも 512 個である。すなわち、視標周波数が 0.2 Hz の場合には 25 秒間、0.36 Hz では 13.89 秒間、0.78 Hz では 6.41 秒間、1.2 Hz では 4.17 秒間、1.45 Hz では 3.45 秒間の眼球運動をそれぞれ分析した。コンピュータの AD 変換の分解能は 10 ビットである。EOG のコンピュータ処理に用いたプログラムはいずれも筆者が解説書（日本光電工業株式会社, 1978<sup>13)</sup>）にもとづいて BASIC 言語を用いて開発した。プログラム開発にあたって Engelken and Wolfe (1979<sup>2)</sup>) の方法を参考にした。

コンピュータ処理では、まず視標と眼球運動のそれぞれについて高速フーリエ変換を行ない、さらにオートパワースペクトルおよびクロスパワースペクトルを求めた。オートパワースペクトルおよびクロスパワースペクトルから、視標と眼球運動の振幅比 (gain)、位相角 (phase)、時間ずれ (time lag) を求めた。これ



$$\begin{aligned}
 & fs = \text{視標周波数} \\
 & G_x(f) = \text{オートパワースペクトル (入力)} \\
 & G_y(f) = \text{オートパワースペクトル (出力)} \\
 & G_{xy}(f) = \text{クロスパワースペクトル (入出力)} \\
 \text{振幅比 (gain)} &= \frac{G_{xy}(fs)}{G_x(fs)} \\
 \text{位相角 (phase)} &= \arctan \frac{G_{xy}(fs) \text{ 虚数部}}{G_{xy}(fs) \text{ 実数部}} \\
 \text{時間ずれ (time lag)} &= \frac{1}{fs} \times \text{位相角} \div 360^\circ
 \end{aligned}$$

Fig. 1 データ分析方法

## 弱視者の滑動性眼球運動の特性

らの定量的指標の算出方法を Fig. 1 に示す。振幅比は視標周波数に対応したクロスパワー値を視標のオートパワー値で除した値である。位相角は視標周波数に対応したクロスパワーの虚数部を実数部で除した値の逆正接 (arc-tangent) を求めた値である。時間ずれは周期に位相角を乗じ、 $360^\circ$  で除した値である (大崎, 1987<sup>14)</sup>)。

視標の移動を眼球が正確に追従した場合に振幅比は値が 1.0、位相角は  $0^\circ$ 、時間ずれは 0 ms となる。眼球運動に衝動性眼球運動成分や停留が生じると追従が不正確になり、振幅比の値は 0 に近づく。また、位相角、時間ずれはその絶対値が大となる。これらの定量的指標を分析し、弱視者の滑動性眼球運動の特性について検討した。

## III. 結果

Fig. 2 は、周波数 0.2 Hz~1.45 Hz で正弦波状に移動する視標を追視したときの晴眼者 1 名と弱視者 2 名の滑動性眼球運動の記録である。各視標周波数ごとに 1 段目が視標、2 段目が晴眼者、3 段目および 4 段目が弱視者の記録である。晴眼者は 0.2 Hz~0.78 Hz の視標において眼球運動は正弦波状のパターンを示し、視標の動きを比較的正確に追跡している。1.2 Hz と 1.45 Hz の視標に対し、晴眼者の眼球運動は矩形波状

のパターンを示しており、滑動性眼球運動の代りに衝動性眼球運動と固視によって視標を追視していることがわかる。

3 段目の弱視者は眼疾患が緑内障であり、視力は右が 0.3、左が 0.2 である。この弱視者は 0.2 Hz と 0.36 Hz で移動するそれぞれの視標の動きに対してほぼ正確に追視を行なうことが可能であった。しかし、0.78 Hz 以上の視標に対する眼球運動の EOG 波形は矩形波状となっており、滑動性眼球運動ではなく衝動性眼球運動によって視標の移動を追視していることがわかる。4 段目の弱視者は眼疾患が視神経萎縮であり、視力は右が 0、左が 0.04 である。この弱視者は滑動性眼球運動を用いて視標を追視することができず、眼球が不規則に左右方向へ移動している。これらの例のように、弱視者の中にはゆっくりと移動する視標に対して滑らかに追視することが可能な被検者とともに、滑らかな追視がまったく不可能である被検者が認められた。

次に滑動性眼球運動の定量的指標について検討した。滑動性眼球運動の定量的指標として用いたのは振幅比、位相角、時間ずれの 3 つである。

## 1. 振幅比

Fig. 3 は各視標周波数に対する晴眼者および弱視者の滑動性眼球運動の振幅比である。左側の図は晴眼者

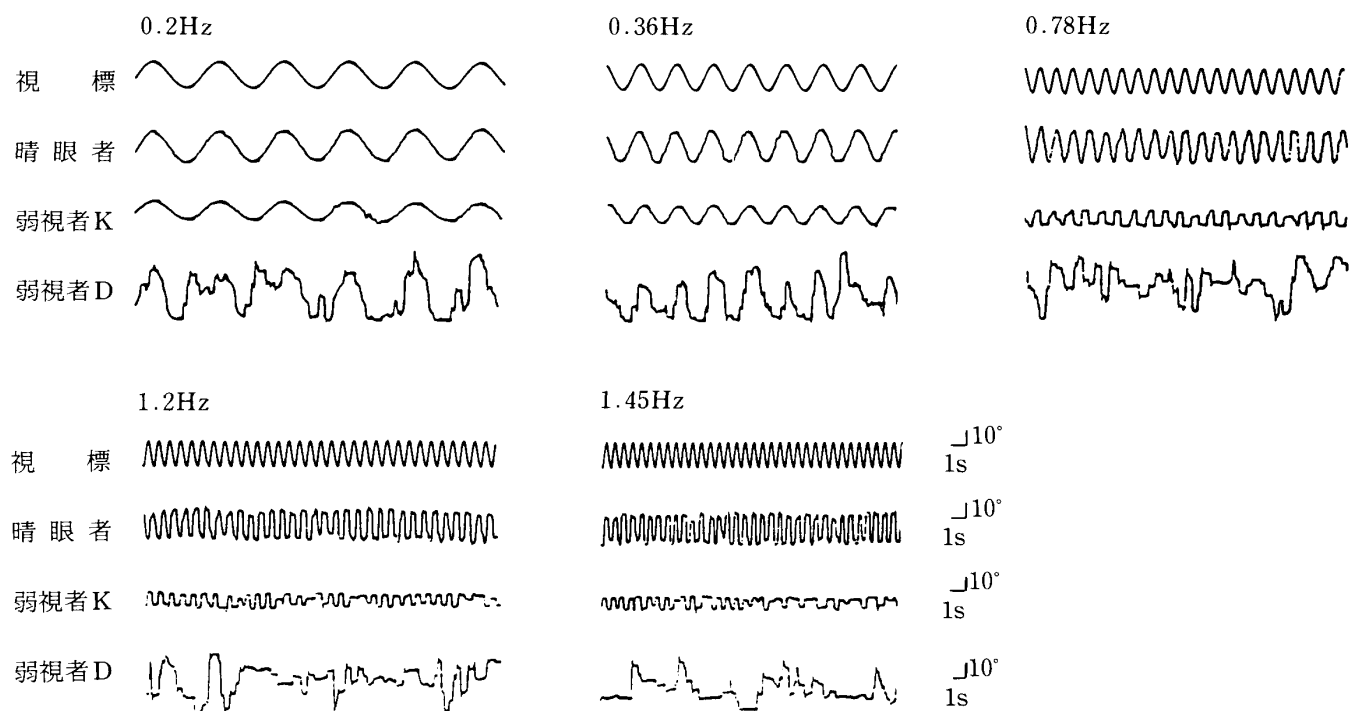


Fig. 2 正弦波状に移動する視標を追視した時の晴眼者 1 名と弱視者 2 名の眼球運動の記録

の結果であり、図中の実線は各視標周波数における6名の晴眼者の振幅比の平均値を結んだものである。右側の図は11名の弱視者の結果を示したものである。図中のA~KはそれぞれTable 1の弱視者に対応している。

晴眼者は、視標周波数が0.2 Hz~0.78 Hzでは振幅比が1.0に近い値であり、さらに視標周波数が高くなると徐々に振幅比が小となる傾向が認められた。一方、弱視者は視標周波数が0.2 Hzおよび0.36 Hzの場合、11名中7名の振幅比が0.75以上の値を示した。これらの弱視者には視標周波数が高くなると振幅比が減少する傾向が認められる。残りの4名は視標の周波数が0.2 Hzおよび0.36 Hzにおいて振幅比は0.3~0.6であった。この4名についても、視標周波数が高くなると急激に振幅比は小となる傾向が認められた。また、弱視者の振幅比の減少の傾向は、Fig. 3に示すように個人差が大であった。

## 2. 位相角

位相角は視標の移動に対する眼球運動の位置ずれを示す指標であると考えられる。視標の移動に眼球運動が同期した場合には位相角は $0^\circ$ となる。Fig. 4は晴眼

者と弱視者の滑動性眼球運動について、各視標周波数に対する位相角を示したものである。左側の図は晴眼者の結果であり、図中の実線は各視標周波数における6名の晴眼者の位相角の平均値を結んだものである。右側の図は11名の弱視者の結果を示したものである。図中のA~KはTable 1の各被検者に対応している。

晴眼者では、視標周波数が0.2 Hzと0.36 Hzに対して位相角がほぼ $0^\circ$ であり、視標の移動に同期して眼球運動が調節されていることがわかる。さらに視標周波数が高くなるにしたがって、視標の移動に対して眼球運動の遅延が生じ、位相角はマイナスの値を示した。視標周波数が高い場合には視標の位置と眼球の視線方向に位置ずれが生じることがわかる。弱視者では、視標周波数が最も低い0.2 Hzにおいて視標と同期して眼球を調節している被検者が認められること、視標に先行して眼球を調節する被検者がいること、視標より遅れて眼球を調節している被検者がいることがわかる。さらに弱視者は視標の周波数が高くなると個人差が大となる傾向が認められた。

## 3. 時間ずれ

視標の移動と眼球運動のずれの時間的側面、すなわ

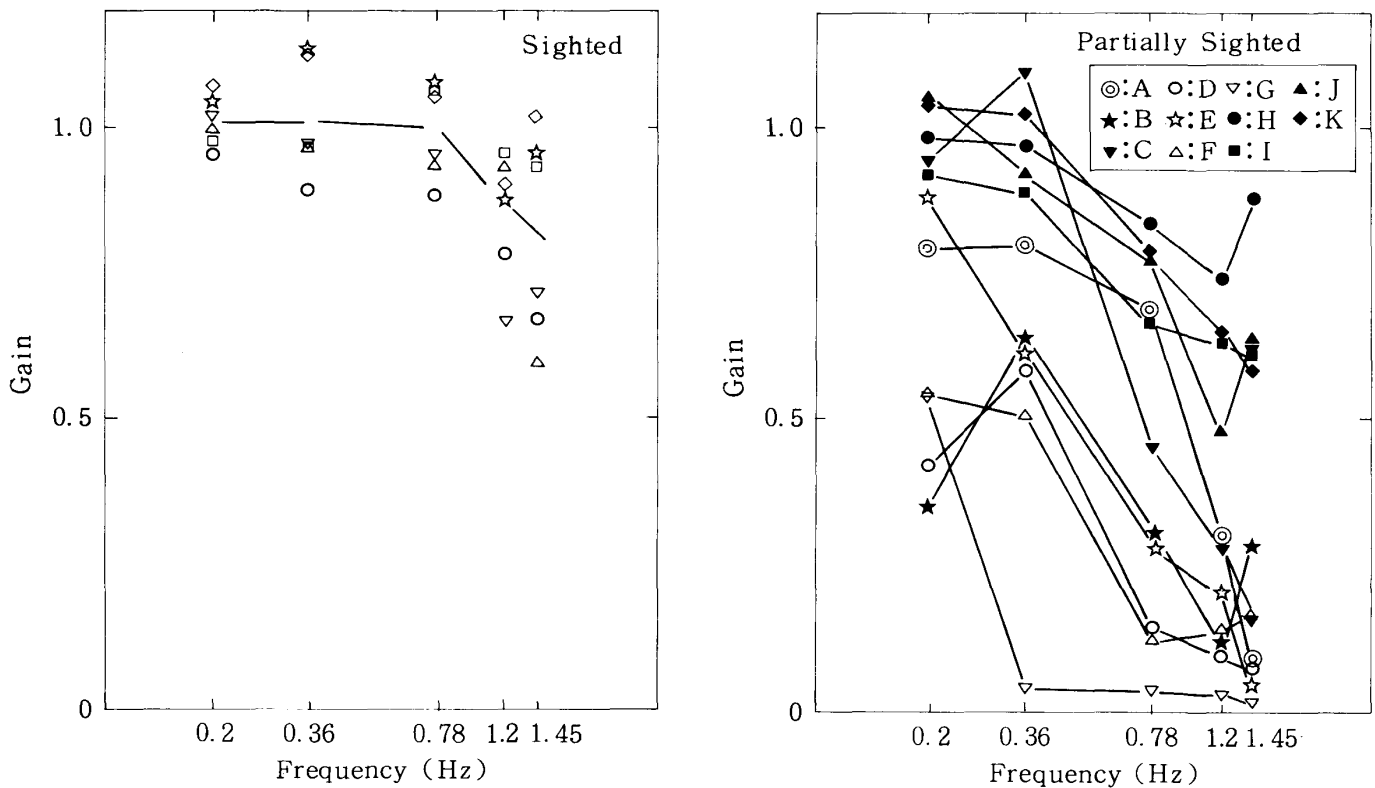


Fig. 3 視標周波数に対する晴眼者と弱視者の振幅比  
左図：晴眼者の記録 右図：弱視者の記録

弱視者の滑動性眼球運動の特性

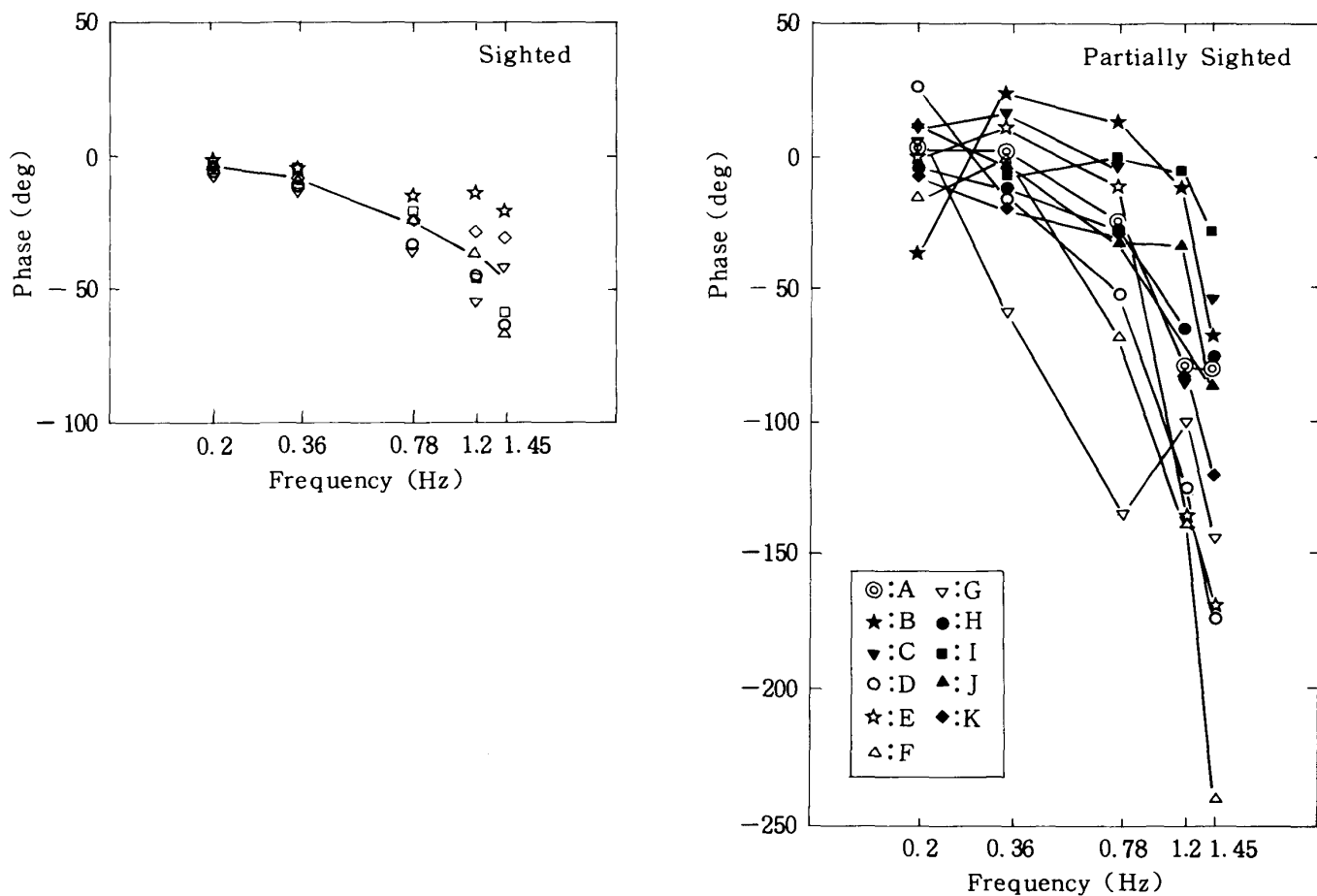


Fig. 4 視標周波数に対する晴眼者と弱視者の位相角  
左図：晴眼者の記録 右図：弱視者の記録

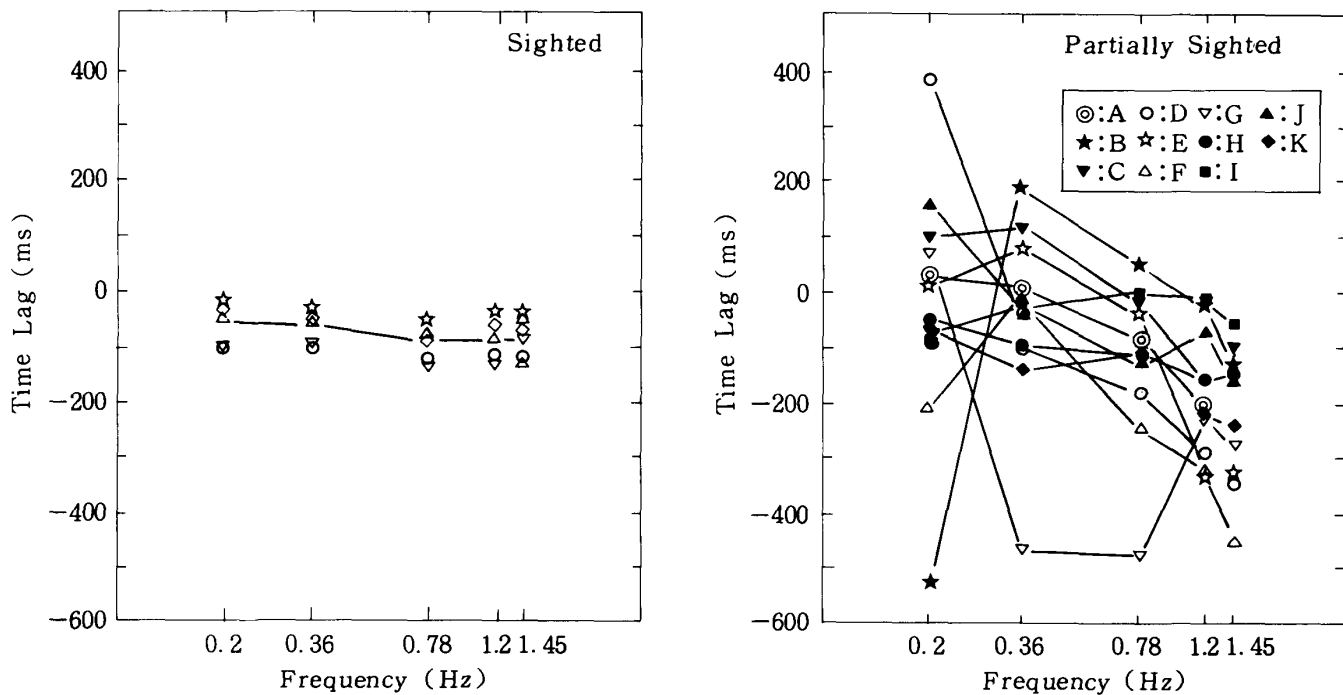


Fig. 5 視標周波数に対する晴眼者と弱視者の時間ずれ  
左図：晴眼者の記録 右図：弱視者の記録

Table 2 定量的指標間の相関係数

	位相角	時間ずれ	振幅比	晴眼者 (n=30)
位相角		0.741	0.722	
時間ずれ	0.796		0.537	
振幅比	0.633	0.554		
弱視群 (n=55)				

ち時間ずれについて検討した。Fig. 5 は晴眼者と弱視者の滑動性眼球運動を各視標周波数に対する時間ずれで示したものである。左側の図は晴眼者の結果であり、図中の実線は各視標周波数における6名の晴眼者の時間ずれの平均値を結んだものである。右側の図は11名の弱視者の結果を示したものである。図中のA~KはTable 1の各被検者に対応している。

晴眼者では、視標周波数の高低に影響されず時間ずれはほぼ一定の値を示した。分散分析の結果、晴眼者の時間ずれは視標周波数間で有意な差異が認められなかった( $F=1.35$ ,  $df=4/25$ ,  $p>0.2$ )。弱視者の時間ずれは、位相角の場合と同様に被検者間で個人差が大であった。また、視標周波数が高くなるにつれて、追視が視標に対して遅れる傾向が認められた。

#### 4. 位相角、時間ずれ、振幅比の関係

つぎに、本研究でとりあげた3つの定量的指標間の関係について検討した。位相角、時間ずれ、振幅比について晴眼者と弱視者別にそれぞれ相関係数を求めた。その結果をTable 2に示す。表中、右上が晴眼者の結果であり、左下が弱視者の結果である。全ての指標間の相関係数は、晴眼者と弱視者ともに正の値を示し、各指標の間には1%水準で有意な正の相関関係が認められた。位相角と時間ずれの相関係数、時間ずれと振幅比の相関係数、振幅比と位相角の相関係数のそれぞれについて、晴眼者と弱視者の間の有意差の検定を行なった結果、いずれも5%水準で有意な差異は認められなかった。

#### IV. 考 察

眼球運動の調節には、網膜上の像の位置や速度に関する視覚情報と、頭部の運動を検出する前庭迷路系からの情報が重要な役割を果している(吉田、1986<sup>20</sup>)。眼球運動のうち、滑動性眼球運動の調節は、ゆっくりと移動する視覚対象を網膜中心窩でとらえて知覚するために、視標速度と眼球運動速度の差によって生じる網膜上における視標の滑り速度(retinal slip)を誤差情報とする負帰還系によって、誤差修正を繰返すこと

によって行なわれている(Robinson, 1965<sup>15</sup>; 渡部1966<sup>21</sup>; 小松崎・篠田・丸尾, 1985<sup>7</sup>; Hallett, 1986<sup>3</sup>)。晴眼者の場合、速度が45°/s程度の視標までは滑動性眼球運動によって追視が可能であるが、それ以上の速度の視標では滑動性眼球運動による追視が不可能となり、代償的に衝動性眼球運動が生じて視標を中心窩でとらえるようになると考えられている(小松崎・篠田・丸尾, 1985<sup>7</sup>)。すなわち、滑動性眼球運動から衝動性眼球運動による追視に移行する視標速度が滑動性眼球運動による視標追視の限界視標速度であり、それは滑動性眼球運動の調節能力の限界であると考えられる。

滑動性眼球運動の定量的指標として本研究では振幅比、位相角、時間ずれを用いた。これらのうち、振幅比は移動する視標を滑動性眼球運動を用いて正確に追視している場合に、値が1.0を示す。一方、視標周波数が滑動性眼球運動の調節能力の限界をこえ、滑動性眼球運動で視標を追視することができなくなると、眼球運動には衝動性眼球運動が混入し、その結果として振幅比は値が小となる。そこで、振幅比が1.0に近い値を示す最も高い視標周波数が、滑動性眼球運動の調節能力の限界をあらわしていると考えた。晴眼者では視標周波数が0.78 Hzを境として振幅比の値は低下する傾向が認められた。一方、弱視者では周波数が0.2 Hzあるいは0.36 Hzの視標に対しても振幅比が0.3~0.6を示す被検者が認められた。また、低い周波数の視標に対し、比較的振幅比が高い値を示した弱視者も視標周波数が0.36 Hzを境として急激に振幅比が小となる傾向が認められた。これらの結果から、本研究に参加した弱視者の滑動性眼球運動の調節能力は晴眼者と比較して低い周波数の段階、すなわち視標周波数が0.36 Hzの段階で限界に達していると考えられる。

中田(1984<sup>12</sup>)は、5名の弱視者の滑動性眼球運動を測定し、弱視者は晴眼者と比較して追視能力が低いことと視標周波数が1 Hz以下で追視能力の低下が認められることを報告している。本研究の結果も弱視者の追視能力が晴眼者と比較して低いことを示唆している。しかし、本研究に参加した弱視者の滑動性眼球運動の調節能力の限界は中田(1984<sup>12</sup>)の報告よりもさらに低い0.36 Hzの視標周波数であった。渡部(1966<sup>21</sup>)は視標の運動周波数を一定(2.4 Hz)とし、振幅を変えた場合の眼球運動の応答を測定した結果、視標の運動振幅が小さいほど眼球運動の周波数特性が向上することを指摘している。さらに、堀井・友田・田村(1986<sup>4</sup>)は、滑動性眼球運動の調節は視標振幅に依存しており、

## 弱視者の滑動性眼球運動の特性

視標振幅が大になるほど追跡が可能な視標の周波数が低周波数になることを示している。本研究で用いた視標の振幅は視角 20°であった。一方、中田 (1984<sup>12)</sup>) の用いた視標は CRT 画面上を正弦波状に水平方向に移動する振幅が視角 12.8°の光点であった。したがって、本研究で得た弱視者の滑動性眼球運動の調節能力の限界と中田 (1984<sup>12)</sup>) の示した限界視標周波数の差異はこの視標振幅の違いによって生じたことが推察できる。

弱視者の位相角は晴眼者と比較して絶対値が大である傾向が認められた。位相角は視標に対する眼球運動の位置ずれ、すなわち位置誤差をあらわしており、位相角の絶対値が大になるほど網膜上で視標は中心窩から偏位していると考えられる。本研究に参加した弱視者は移動する視標を追視する際に、視標を網膜中心窩でとらえる滑動性眼球運動の調節を適切に行なうことができず、視標は網膜の周辺部分でしかとらえられないのである。

さて、本研究では水平方向に正弦波状に移動する視標を用いた。正弦波状に移動する視標は、視標速度も同様に正弦波状に変化しており、視標を追視するにはその視標速度に一致するように常に眼球運動速度を調節する必要がある。その際、視標の速度変化と眼球運動の速度変化の間には時間的なずれがあると考えられる。本研究でとりあげた滑動性眼球運動の定量的指標の 1 つである時間ずれは、視標の速度変化と眼球運動の速度変化の間に存在する時間的なずれであると考えた。本研究の結果、晴眼者の時間ずれは視標周波数にかかわらずほぼ一定のマイナスの値 (平均値が約 -80 ms)、すなわち一定した遅れを示した。一方、弱視者は晴眼者の結果とは異なり、視標周波数が高くなるにつれて時間ずれが大きくなる傾向が顕著であった。弱視者は視標速度が大となるにつれて滑動性眼球運動の調節に要する時間に延長が認められたのである。この結果から、弱視者は滑動性眼球運動の調節において時間的な側面にも障害を有することが推察される。柿沢・中田・谷村 (1987<sup>5)</sup>) は弱視者の衝動性眼球運動についても時間的な側面に問題があることを指摘しており、この結果は興味深い。

学齢前の幼児は効率的に眼球運動を調節する oculomotor skill を獲得しておらず (Kowler and Martins, 1982<sup>8)</sup>)、滑動性眼球運動は 9 歳を境に急速に発達すると報告されている (高田, 1977<sup>17)</sup>)。Leigh and Zee (1980<sup>9)</sup>) は、先天性盲人、後天性盲人、弱視者のそれぞれの眼球運動を測定し、視覚入力情報と眼球運動調節能力の関係について検討した。その報告では、

視覚入力情報が眼球運動の正常な performance に重要な役割を果たすとともに、眼球運動系の発達においても重要であると指摘している。視覚系の器質的な障害をもつ弱視者は、滑動性眼球運動が発達する時期に十分な視覚入力情報を受容することができず、その結果、滑動性眼球運動の調節能力が未発達な段階にとどまっているのである。

一方、中田 (1984<sup>12)</sup>) は水平眼振を伴いながら視標の追視が可能な弱視者がいることを報告しており、眼振をもつ弱視者も滑動性眼球運動を調節する能力を持っていることが指摘されている。弱視者の滑動性眼球運動の調節能力が未発達な段階にあるとすれば、なんらかの方法でその発達を促すことが可能であることが推察される。武市・和気・山下・鳥居・望月 (1977<sup>18)</sup>) の用いた開眼手術者に対する音のフィードバックの訓練もひとつの方法である。眼球運動に関する情報を聴覚的に与えることによって、眼球運動の調節の状態が被検者に与えられるばかりでなく、課題遂行中の被検者の注意が維持され、動機づけが高まるのである。また、von Noorden and Mackensen (1962<sup>19)</sup>) は、視標の運動パターンを被検者の上肢に与えることによって滑動性眼球運動の成績が向上することを示した。視覚系の情報ばかりでなく非視覚性感覚情報を付加的に被検者に与えることが眼球運動の調節の手がかりになるのである。

さらに、小松崎・篠田・丸尾 (1985<sup>7)</sup>) は一点注視時に頭部を正弦波状に回転した時の眼球運動を晴眼者を被検者にして測定した結果、滑動性眼球運動の調節能力の限界をこえる周波数で頭部を回転した場合でも眼球がなめらかに動いて注視点を正確に注視できることを報告している。頭部の回転時には滑動性眼球運動の調節系と前庭動眼反射系が協調して働き、滑動性眼球運動の調節系の限界をこえた周波数においても注視が可能となるのである。このように眼球運動は視覚入力情報とともに前庭系入力情報に基づいて調節されていることから、滑動性眼球運動は平衡機能の検査としても用いられている (鈴木, 1981<sup>16)</sup>; 小松崎・竹森, 1983<sup>6)</sup>)。視覚障害者の平衡機能について、中田 (1982<sup>10)</sup>; 1983<sup>11)</sup>) は弱視者と晴眼者の直立姿勢保持能力を指標に測定した。その結果、弱視者の一部には晴眼者と比較して平衡機能が低い発達段階を示すものがあることを報告している。このような弱視者の平衡機能の特性は、本研究で得られた弱視者の追視能力の成績と関連があると思われる。今後、弱視者の平衡機能と眼球運動との関係について検討する必要があると

考える。

Ayres (1979<sup>11)</sup>) は、「前庭系や眼、頸の感覚の処理過程のうち、どんな障害があっても、おそらく、視知覚は異常をきたす」と指摘し、「内耳、関節、皮膚などの受容器を刺激する治療的活動は、視覚の発達を助ける」と考えている。したがって、弱視者に対しても視知覚訓練を行なうばかりでなく、様々な感覚様相から入力刺激を与えることによって眼球運動の調節や視知覚の向上をはかるべきであると思われる。

## 文 献

- 1) Ayres, A. J. (1979): Sensory integration and the child. Western Psychological Services. 佐藤 剛監訳 (1983): 子どもの発達と感覚統合. 協同医書, 179-187.
- 2) Engelken, E. J. and Wolfe, J. W. (1979): A modeling approach to the assessment of smooth pursuit eye movement. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 50 (11), 1102-1107.
- 3) Hallett, P. E. (1986): Eye movements. In Boff, K. R., Kaufman, L., and Thomas, J. P. (Eds.), *Handbook of Perception and Human Performance*, vol 1, Sensory Processes and Perception, John Willey and Sons, 10-16, 10-25.
- 4) 堀井 健・友田泰行・田村 博 (1986): 水平方向における随従性眼球運動の最大速度について. *人間工学*, 22 (6), 351-357.
- 5) 柿沢敏文・中田英雄・谷村 裕 (1987): 弱視者の衝動性眼球運動の特性. *特殊教育学研究*, 25 (3), 31-39.
- 6) 小松崎篤・竹森節子 (1983): 眼振図とり方・よみ方. 篠原出版.
- 7) 小松崎篤・篠田義一・丸尾敏夫 (1985): 眼球運動の神経学. 医学書院, 1-27.
- 8) Kowler, E. and Martins, A. J. (1982): Eye movements of preschool children. *Science*, 215, 997-999.
- 9) Leigh, R. J. and Zee, D. S. (1980): Eye movements of the blind. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, 19 (3), 328-331.
- 10) 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.
- 11) 中田英雄 (1983): 視覚障害者の直立姿勢保持能力. *姿勢研究*, 3 (1), 1-7.
- 12) 中田英雄 (1984): 動的視標に対する弱視者の滑動性眼球運動. *筑波大学心身障害学研究*, 8 (2), 13-19.
- 13) 日本光電工業株式会社 (1978): データ処理装置 ATAC-450 取扱説明書.
- 14) 大崎順彦 (1987): 地震動のスペクトル解析入門. 鹿島出版会.
- 15) Robinson, D. A. (1965): The mechanics of human smooth pursuit eye movement. *Journal of Physiology*, 180, 569-591.
- 16) 鈴木淳一 (1981): 脳と平衡障害. 篠原出版.
- 17) 高田邦安 (1977): 正常学童における視標追跡試験. *脳と発達*, 9 (5), 371-377.
- 18) 武市啓司郎・和氣典二・山下由己男・鳥居修晃・望月登志子 (1977): 先天盲並びに開眼者の眼球運動とそのフィードバックによる統御. 第3回感覚代行シンポジウム, 139-144.
- 19) von Noorden, G. K. and Mackensen, G. (1962): Pursuit movements of normal and amblyopic eyes. An electro-ophthalmographic study 1. *Physiology of pursuit movements. American Journal of Ophthalmology*, 53, 325-336.
- 20) 吉田 薫 (1986): 眼球運動の制御. 入来正躬・外山敬介編, *生理学 1*. 文光堂. 536-563.
- 21) 渡部 叡 (1966): 眼球運動の制御機構. *NHK 技術研究*, 18 (2), 94-116.  
—1988. 8. 24. 受稿, 1988. 12. 10. 受理—



## Characteristics of Smooth Pursuit Eye Movements in Persons with Partial Sight

Toshibumi KAKIZAWA, Hideo NAKATA, and Yutaka TANIMURA

*Institute of Special Education, University of Tsukuba  
(Tsukuba-shi, Ibaraki, 305)*

Smooth pursuit eye movements were binocularly recorded with DC-electrooculography (EOG) in 6 subjects with sight and 11 subjects with partial sight. The pursuit target was a lightemitting diode (LED), located either 0.5m. or 1.0m. from the subject. The target moved sinusoidally in the horizontal plane at frequencies of 0.2, 0.36, 0.78, 1.2, and 1.45 Hz. The peak amplitude of the stimulus was maintained at 10° (20° peak-to-peak). A headrest and dental bite board prevented subjects from making any head movements. Subjects were asked to track the movement of the stimulus as accurately as possible. With a computer, quantitative measures of gain, phase, and time lag were obtained by cross-power spectrum analysis of the stimulus input and eye-movement output.

Data from subjects with sight showed gains close to 1.0 and phase shifts around 0° at 0.2 Hz., 0.36 Hz., and 0.78 Hz. With increasing stimulus frequency, a gradual and slight decrease in gain and phase appeared in subjects with sight. It was found that subjects with partial sight could track a target moving at relatively slow stimulus frequencies ; 0.2 Hz. and 0.36 Hz. They showed rapid decrements in gain, phase, and time lag at 0.78 Hz. A one-way ANOVA showed no main effect of stimulus frequency in time lag for subjects with sight. In addition, there was greater variability in gain, phase, and time lag for persons with partial sight.

It was concluded that the subjects with partial sight could track a moving object only poorly. However, the tracking performance of some of them was similar to that of persons with sight. Thus, given a well-designed perceptual and motor program, the oculomotor skills of persons with partial sight could be developed.

**Key Words:** partial sight, smooth pursuit eye movement, gain, phase, time lag