

輻輳・開散ステップ応答の指数関数近似による解析 (図 6, 表 3)

山田 徹人・鞆飼 一彦・石川 哲 (北里大学医学部眼科)

要 約

パーソナルコンピューターで制御する液晶位相差ハプロスコープを作製し、リンストラッカーで眼位を測定し、コンピューター上で融像性輻輳・開散運動のステップ応答を解析した。制御系を単純な積分器の閉ループモデルと仮定し、テーラー展開による最小自乗法で指数関数を推定した。その結果、融像性輻輳・開散運動のステップ応答はこのモデルで十分近似できることがわかった。ステップ応答の時定数は輻輳と開散で等しく約 250 msec で、収束値は刺激量にほぼ一致していた。以前我々が行った調節のステップ応答の結果では収束値は刺激量に無関係で dark focus に一致していた。従ってこの場合の輻輳・開散と調節では制御機構が異なっていることがわかった。(日眼会誌 93: 859-864, 1989)

キーワード：輻輳，開散，眼球運動制御系，液晶位相差ハプロスコープ，時定数

Analysis of Vergence Functions by Step Stimulus

Tetsuto Yamada, Kazuhiko Ukai and Satoshi Ishikawa

Department of Ophthalmology School of Medicine, Kitasato University

Abstract

Step responses of fusional vergence i.e. convergence and divergence were elicited by a computer-controlled phase-different haploscopic device. Eye movements of convergence and divergence were recorded by a limbus tracker. Elicited responses were analyzed using the repetitive linearization method of nonlinear curve fitting to exponential approximation. The results showed that the time constant of the exponential curve was identical between convergence and divergence. The distination of curves, i.e., the bias term of the exponential equation, always coincided with the stimulus position. These results were different from the behavior of accommodative step response which has been reported previously. (Acta Soc Ophthalmol Jpn 93: 859-864, 1989)

Key words: Convergence, Divergence, Vergence controller, Phase different haploscope, Time constant

I 緒 言

融像性輻輳・開散運動は、視標の遠近により生じる両眼網膜像のズレによって起こる非共同性眼球運動である。その制御系は視標の位置が入力、眼位が出力で、網膜像のズレを小さくするような閉ループ制御と考え

られている。この輻輳・開散運動制御系は、大きく分けてズレの検出、制御系、効果器の 3 つの要素で構成されるモデルと考えることができる。ズレ検出は入力と出力、すなわち視標の位置と眼位との差で行なわれ負帰還を構成している。この制御系は、おそらく神経積分器を含む神経網で構成されていると考えられてい

別刷請求先：228 相模原市北里 1-15-1 北里大学医学部眼科学教室 山田 徹人
(平成元年 5 月 15 日受付，平成元年 7 月 14 日改訂受理)

Reprint requests to: Tetsuto Yamada, M.D. Dept. of Ophthalmol., School of Med., Kitasato Univ.
1-15-1 Kitasato, Sagami-hara 228, Japan

(Received May 15, 1989 and accepted in revised form July 14, 1989)

る¹⁾。効果器は内・外直筋と眼球である。この輻輳・開散運動の制御機構を解明するために用いる方法にはインパルス応答、ステップ応答、周波数応答等がある。過去の輻輳・開散運動の周波数応答やステップ応答解析に関する報告には、たとえば Krishnan ら²⁾のものがあるが、複雑なモデルを用いたシミュレーションが多い。ここではこのモデルを簡略化し単純な積分器の閉ループ制御系と仮定し輻輳・開散運動のステップ応答を解析した。その結果、この単純なモデルでも十分近似可能なことがわかり、輻輳・開散運動の解析に際し時定数と収束値は新しいパラメーターとして有用であることがわかった。また輻輳・開散運動の制御系は調節の制御系と異なっていることもわかった。

II 方法・原理

1) 方法

測定処理系を図1に示す。刺激には液晶位相差ハブプロスコップを作製し用いた。白黒9インチ受像機(QVM-231j:3Q)に線分Rと線分Lを1/60秒おきに提示した。これと同期して眼前におかれた液晶シャッタ(STS-330:ユース)を開閉し線分Rは右眼に線分Lは左眼にしか見えない。線分は縦5cm、幅1.75mmで、調節性輻輳・開散をなるべく生じさせないようにボケさせた²⁾。ボケた線分の中央の輝度は50cd/m²で中央から離れるに従って低輝度となっている。パーソナルコンピュータ(PC-9801VX:NEC)にはビデオフレームメモリ(CT-9800A(2):サイバテック)とA/Dコンバータ(PCN-2198:ネオログ)が組み込まれている。フレームメモリは偶数フィールドと奇数フィールドを持ちそれぞれ独立に図形が書き込める。偶然フィールドは右眼刺激に奇数フィールドは左眼刺激に用いた。それぞれのフィールドにボケた線分を視標の位置に対応した座標に書き込み、白黒9インチ受像機に1/60秒おきに各眼の刺激視標として2つのフィールドに書き込まれた線分を交互に提示した。線分の座標は瞳孔間距離と視標の位置から計算した。視標は0, 2, 4, 6 meter angle (以下MA)のうちの2点間を3秒周期で矩形波状に変化させた。組合せは6通りである。組合せの順番はランダムに行い、1つの刺激につき視標の位置を10回変化させた。この測定を各被験者につき4回行った。測定は暗室で行い、CRTは眼前57cmに設置した。眼球運動は赤外線による強角膜反射率差を利用したリムストラッカー³⁾によって検出されA/Dコンバータを経てパーソナルコン

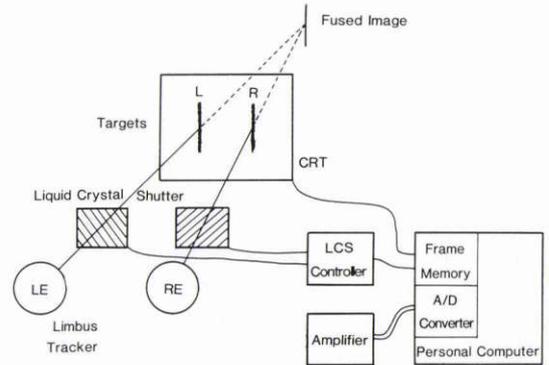
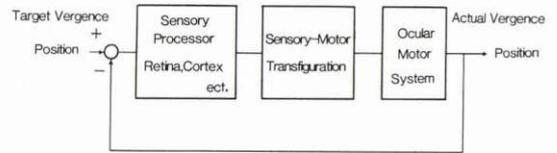


図1 測定およびデータ処理装置

CRT: 受像機, LCS: 液晶シャッタ, RE: 右眼, LE: 左眼, R: 右眼視標, L: 左眼視標

(a) Blockdiagram of Vergence System



(b) Simplified Diagram

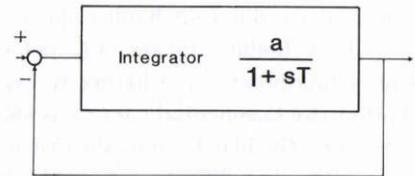


図2 輻輳・開散制御モデル

(a)は輻輳・開散制御系のブロックダイアグラム、(b)はここで用いた(a)を単純化したモデル

ピューターに取り込まれ、フロッピーディスクに保存した。標本周波数は各眼50Hzとした。リムストラッカーの較正はCRTの左端、中央、右端に線分を提示し、各眼が正中から外転した時と内転した時の振幅が等しくなるようにフォトセルの位置とゲインを調整することによって行った。

対象は健康男性2名女性1名で、年齢・眼位を表1に示す。

2) 原理

輻輳・開散運動制御モデルのブロックダイアグラムを図2(a)に示す。このモデルのループ内の3つの要素を1つにまとめ、これを単純な積分器とすると図2(b)

表 1 対象

被検者	年齢・性別	遠方眼位	近方眼位
TY	33・M	±0△	-8△
NH	26・F	-4△	-14△
JM	30・M	-2△	-8△

△：prism diopters

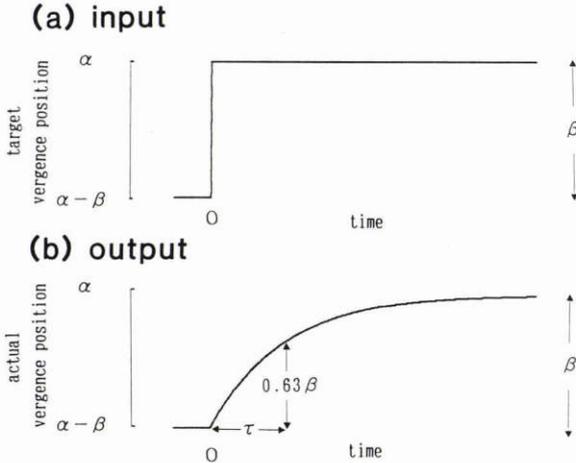


図 3 モデル図 1(b)のステップ応答入出力波形 (a) 入力波形(ステップ関数), (b) 出力波形(指数関数)

となる。時間関数をラプラス変換した伝達関数で表わすとこの積分器の開ループの利得は a で時定数は T である⁴⁾。このモデルに時間 $t=0$ で振幅 β の $(\alpha - \beta)$ から α にステップ状に変化するステップ関数を入力すると、出力は指数関数となる⁴⁾。図 3(a)に入力波形を、図 3(b)に出力波形を示す。指数関数は

$$f(t) = \alpha - \beta \exp(-t/\tau)$$

で表わされ 3 つの係数 α, β, τ で決定される。 τ は時定数と呼ばれ、振幅 β の $1 - 1/e$ (約 0.63, e は自然対数の底) に達するまでの時間で、モデルの性質を反映する最も重要な係数である。 τ は閉ループの時定数で開ループの時定数 T とは異なる ($\tau = T/(a+1)$)。

視標は正中線上に融像されるので、共同性眼球運動は生じないはずであるが、実際には生じることもある。Hering の法則⁵⁾によれば右眼の眼位を XR, 左眼の眼位を XL, 共同性眼球運動を Q, 非共同性眼球運動を μ とすると、各眼位は、

$$XL: Q + \mu/2$$

$$XR: Q - \mu/2$$

となり両眼位の差が非共同性眼球運動で和が共同性眼

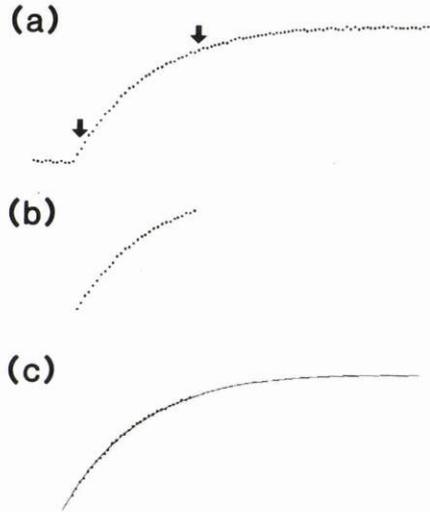


図 4 指数関数計算例

(a) 原波形, (b) 切り出された波形, (c) 計算された指数関数

球運動となる。従って保存されたデータから両眼の眼位の差を求め、指数関数と思われる部分を切り出してテーラー展開による最小自乗法によってパーソナルコンピュータで 3 つの係数を計算した。この方法は波形の一部から 3 つの係数を推定できる。この方法は既に報告した⁶⁾。その例を図 4 に示す。図 4(a)は A/D 変換された両眼眼位の差で図 4(b)は(a)の指数関数と思われる 2 つの矢印で囲まれた部分を切り出したものである。図 4(c)は(b)のデータから計算された指数関数を(b)に重ねて描いたものである。

III 結果

輻・開散ステップ応答波形の 1 例を図 5 に示す。上から順に、右眼(RE), 左眼(LE), 両眼の差(RE-LE), 和 $((RE+LE)/2)$ である。図 5(a)は輻・開散刺激で図 5(b)は開散刺激である。輻・開散とも左右対象の非共同性眼球運動であることがわかる。多くの波形はこのような波形を呈し、一時遅れ要素で近似できた。一部の波形では異なる軌跡をたどる例があった。それを図 5(c), (d)に示す。非共同性眼球運動に共同性眼球運動が生じている。図 5(c)は輻・開散刺激で図 5(d)は開散刺激である。被験者 NH は輻・開散時に左向き衝動性眼球運動が、TY は開散時に右向き衝動性眼球運動がみられた。共に非共同運動の最中に共同性運動の衝動性眼球運動が生じている。両眼の差を見ると衝動性

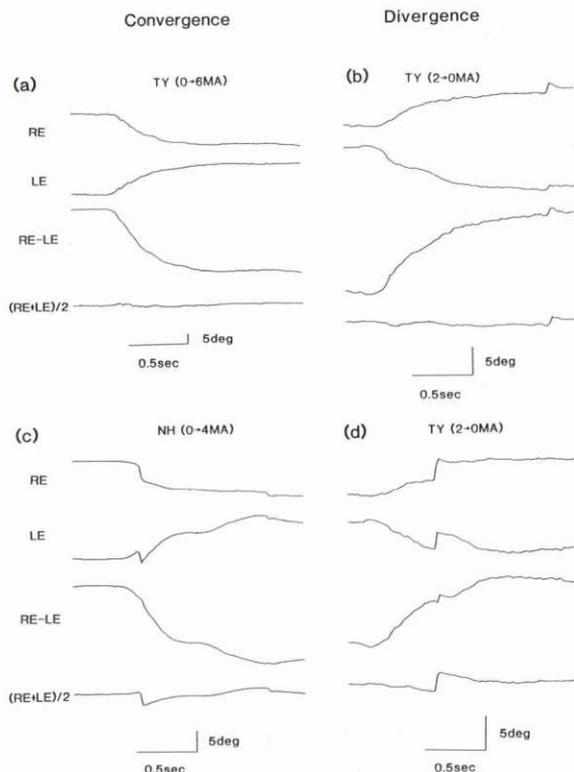


図5 輻輳・開散ステップ応答波形

- (a) 輻輳ステップ応答波形：被検者 TY (0→6 MA),
- (b) 開散ステップ応答波形：被検者 TY (2→0 MA),
- (c) 輻輳ステップ応答波形：被検者 NH (0→4 MA),
- (d) 開散ステップ応答波形：被検者 TY (2→0 MA)

眼球運動はほぼ消去されていることがわかる。

表2, 3に各被験者の計算した時定数 τ と収束値 α を示す。表の対角線上の値は視標の位置で単位はMA, 右上が輻輳時の時定数で左下が開散時の時定数で単位はmilli-second (以下 msec) である。例えば, 被験者TYの0MAから2MAへの輻輳時の時定数 τ は259msecで収束値 α は2.53MA, 2MAから0MAへの開散時の時定数 τ は341msecで収束値 α は-0.13MAである。時定数は輻輳時最小203msecから最大297msecに, 開散時最小149msecから最大341msecに分布し開散時の方により多くのバラツキが認められた。しかし, 両者間に明らかな差は認められず, それぞれの平均は輻輳時が241msec開散時が259msecであった。

表3の各被験者の刺激量別の収束値を図6にグラフで示す。例えば, 輻輳時で6MAの点は0MAから6MA,

表2 各刺激条件での輻輳・開散ステップ応答時定数 τ (msec)

被検者：TY

MA	輻 輳 時			
開散時	0	2 5 9	2 6 6	2 6 1
	3 4 1	2	2 3 0	2 1 9
	2 3 3	1 4 9	4	2 4 9
	3 0 2	1 8 8	1 9 3	6

被検者：NH

MA	輻 輳 時			
開散時	0	2 4 8	2 9 7	2 1 0
	1 9 9	2	2 3 2	2 3 6
	3 0 0	2 3 1	4	2 5 3
	3 1 7	2 8 1	2 7 5	6

被検者：JM

MA	輻 輳 時			
開散時	0	2 5 1	2 0 3	2 1 0
	2 7 6	2	2 3 5	2 5 9
	2 6 1	2 9 5	4	2 2 7
	2 7 2	2 8 3	2 5 7	6

MA : meter angle

表3 各刺激条件での輻輳・開散ステップ応答収束値 α (meter angle)

被検者：TY

	輻 輳 時			
開散時	0	2. 5 3	4. 4 9	6. 2 8
	-0. 1 3	2	4. 5 9	6. 2 7
	0. 3 1	1. 6 4	4	6. 6 0
	0. 3 2	1. 6 3	3. 2 3	6

被検者：NH

	輻 輳 時			
開散時	0	2. 3 3	4. 9 0	6. 5 1
	-0. 7 3	2	4. 8 9	6. 5 5
	0. 3 2	1. 6 2	4	6. 6 5
	0. 2 1	1. 6 8	3. 4 5	6

被検者：JM

	輻 輳 時			
開散時	0	2. 3 5	4. 6 5	6. 2 0
	0. 1 7	2	4. 5 8	6. 3 4
	-0. 1 3	1. 1 0	4	6. 2 5
	-0. 2 2	1. 9 7	3. 0 5	6

2MAから6MA, 4MAから6MAの3つの収束値の平均をプロットしたものである。収束値は輻輳時では輻輳刺激量よりやや近方で開散時では開散刺激量よりやや遠方, すなわち刺激量をやや行き過ぎた値であることがわかる。

輻輳・開散運動を片眼の眼位だけでとらえると左右

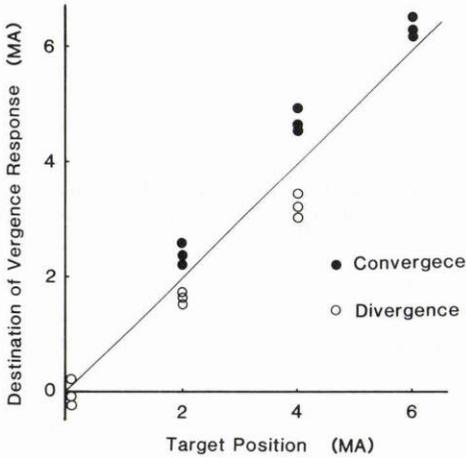


図 6 輻輳・開散刺激量と収束値

非対象であったり衝動性眼球が混入したりして複雑であるが、両眼眼位の差でとらえると今回用いたモデルで十分近似可能であった。

IV 考 按

1) 輻輳・開散ステップ応答

輻輳・開散運動の制御系は、伝達関数で表すと s の多次関数の除であると考えられるが、分母が s の一次関数である極めて単純なモデルでかなり近似可能であることがわかった。すなわち輻輳・開散運動のステップ応答は、

$$f(t) = \alpha - \beta \exp(-t/\tau)$$

と近似された。より複雑な伝達関数でシミュレーションを行うことは可能であるが推定する変数が多くなり各々の変数の意味づけが困難となってしまう。単純なモデルで近似が可能であれば、速度や潜時より、よりモデルを反映する係数である時定数を求めることができるので臨床応用などに有意義であると考えられる。

融性輻輳・開散運動のステップ応答の運動速度は両眼網膜像の差にほぼ比例し、約160msec間は一定であり、その後は徐々に減速され約1秒で運動を完了するといわれている⁷⁾。ここで用いたモデルの最大速度は時定数 τ が一定であれば

$$f'(0) = \beta/\tau$$

と振幅 β に比例するので振幅と速度が比例するという Rashbass らの結果⁷⁾と一致する。

2) 調節のステップ応答との差異

我々が先に行った調節ステップ応答の同様な解析で

は、視標が遠ざかる時の収束値は視標の位置によらず一定でその値は dark focus に一致していた⁸⁾。これに対して非共同性眼球運動では、収束値 α は視標の位置にほぼ一致していた。すなわち、調節の制御系は、視標が遠ざかったか近づいたかを検出するが、その量は視標が十分に遠方にありステップ幅が小さい時以外は検知できない。視標の位置と眼屈折との差が小さくなるとボケが制御量となると考えられた。一方、輻輳・開散運動の制御系は視標の遠近だけではなく動いた量(両眼網膜像差)も検出しており、両眼網膜上の像のズレが常に制御量となっていると考えられた。ただし今回の刺激方法は規則的に視標を変化させているので予測可能な状態であったことを考慮しなければならない。

また、調節ステップ応答の時定数は視標が近づくとときと遠ざかる時とで異なり、近づくとときの方が大きかった⁹⁾。視標が近づくとときは能動的な、遠ざかるときは受動的な過程と考えられる。一方、輻輳・開散運動のステップ応答の時定数は輻輳と開散との間に差はなく共に能動的な過程と考えられる。このことは、輻輳中枢と開散中枢の存在を示唆し、臨床的に輻輳麻痺と開散麻痺との存在⁹⁾を裏付けている。

3) 非共同性眼球運動と共同性眼球運動

非共同性眼球運動である輻輳・開散運動に共同性眼球運動である衝動性運動の混入が2名の被検者でみられた。被検者 TY では開散時に右向きの衝動性眼球運動が、NH では輻輳時に左向きの衝動性眼球運動が生じていた。輻輳・開散運動に衝動性眼球運動が混入することについては多くの報告があり、Barbeito ら¹⁰⁾によれば非共同性眼球運動は左右対象ではなく非対象に起こりこれを修正すべく衝動性運動が生じ、その理由としてサイクロピアン眼と左右眼のバイアス等が考えられている。被検者 TY はサイクロピアン眼が左眼よりあり右向きバイアスと、NH はサイクロピアン眼が右眼よりあり左向きバイアスと、JM はサイクロピアン眼が正中にあると考えることができる。このように共同性眼球運動と非共同性眼球運動が共に生じた時、リンブストラッカーの両眼の感度の較正を正確に左右等しくすることができれば、両眼位の差で非共同性眼球運動のみを取り出せることがわかった。

文 献

- 1) Mays LE, Porter JD, Gamlin PDR, et al: Neural control of vergence eye movements: Neurons encoding vergence velocity. J Neuro-

- physiol 56: 1007-1021, 1986.
- 2) **Krishnan VV, Stark L**: A heuristic model for the human vergence eye movement system. IEEE Trans BME 24: 44-49, 1977.
 - 3) 石川 哲, 田中館明博, 名畑目薫他: 先天眼振のバイオフィードバック療法. 神経眼科 2: 58-65, 1985.
 - 4) 堀井武夫: 制御工学概論. 東京, コロナ社, 1-60, 1974.
 - 5) **Ono H**: The Combination of Version and Vergence. in Shor CM, Ciuffreda KJ (eds) Vergence eye movements: Basic and clinical aspects. Boston, Butterworths Inc, 373-400, 1983.
 - 6) 山田徹人, 鷗飼一彦, 石川 哲: パーソナルコンピュータを用いた最小自乗法による時定数の計算. 日眼会誌 92: 344-350, 1988.
 - 7) **Rashbass C, Westheimer G**: Disjunctive eye movements. J Physiol 159: 339-360, 1961.
 - 8) 山田徹人, 鷗飼一彦, 石川 哲: 調節ステップ応答の指数関数近似による解析. 眼光学 9: 123-126, 1988.
 - 9) **Von Noorden GK, Burian HM**: Binocular vision and ocular motility, Chapter 21 Anomalies of convergence and divergence. Saint Louis, Mosby Inc, 393-400, 1974.
 - 10) **Barbeito R, Tam WJ, Ono H**: Two factors affecting saccadic amplitude during vergence: The location of the cyclopean eye and a left-right bias. Ophthalmic Physiol Opt 6: 201-205, 1986.
-