滑動性追従眼球運動の定量的評価法

名古屋市立大学医学部耳鼻咽喉科学教室（主任：馬場駿吉教授）

羽 柴 基 之, 安 井 桂 子, 渡 部 啓 孝
松 岡 徹, 馬 場 駿 吉

QUANTITATIVE ANALYSIS OF SMOOTH PURSUIT EYE MOVEMENT

MOTOYUKI HASHIBA, M.D., KEIKO YASUI, M.D., HIROTAKA WATABE, M.D.
TORU MATSUOKA, M.D. and SHUNKICHI BABA, M.D.

Department of Otorhinolaryngology, Nagoya City University Medical School, Nagoya

Abnormalities of smooth pursuit eye movement (SPEM) have been estimated, mainly using the wave form on an electro-oculogram, in a qualitative way. Many methods for quantitative analysis of SPEM have been designed, though most are still uncommon in present clinical use. Using a personal computer, we developed a method of automatic quantitative analysis of ocular tracking eye movement recorded by electro-oculography (EOG). The design concept of this method is based on the observation that eye movement during ocular tracking consists of two different kinds of eye movements, one is SPEM and the other is saccade. The combination of SPEM and saccade (composite eye movement : CEM) commonly appears during ocular tracking. These two kinds of eye movement are essentially different not only in behavior but also about involved neural pathway in the central nervous system. From this point of view, we believe that the two kinds of eye movements involved in ocular tracking should be evaluated separately.

The analysis method is outlined as follows. A horizontal sinusoidally moving visual target was employed to elicit ocular tracking eye movements. The test frequencies were set at 0.1, 0.2, 0.4 and 0.8 Hz, and the amplitude of target motion was 15 deg at each frequency. The 20 seconds of eye movement data measured by EOG were fed into the computer through a digital-analog converter for further analysis. Using our original saccade detection algorithm, based on the physiological behavior of saccades, the saccadic components were detected and removed from the eye movement wave. The remaining parts, fragments of SPEM, were connected by means of interpolating defective parts. The reconstructed wave was a slow cumulative eye position curve (SCEP). Sinusoidal target motion, CEM and SCEP were processed by the FFT (Fast Fourier Transformation) method. Bode plots were applied to summarize the gain and phase of responses to SCEP and the target motion wave.

These processes enable us to estimate abnormalities of SPEM such as low gain, abnormal phase shift and large trends in tested duration. We conclude that the method described here is useful for quantitative estimation of SPEM in clinical neuro-otological examinations.

Key words: 滑動性追従眼球運動, 定量評価, コンピューター

A98—0681—10522

はじめに
平衡機能検査の中で、視標追跡検査は視運動性眼振

検査と並んで最も広く行われる視刺激検査で、異常検
出率も高く重要な位置を占めてきた。視標追跡検査の

手法は、単なる肉眼的観察から電気眼振計 (Electro-nystagmography: ENG あるいは Electro-oculography: EOG 以下 EOG と略す) を使用するものまでさまざまであるが、その評価については験者の主観に頼るところが大きく、この検査の臨床的意義は験者の臨床経験に大きく左右された。このような欠点を克服すべく、従来よりいくつかの定量評価の方法が提唱されてきた¹⁾²⁾。特に近年パーソナルコンピューターの普及に伴い波形分析が比較的容易に行い得る状況となり、コンピューターを用いた分析方法が多数発表されてきた^{3)~16)}。しかしながらいまだに広く使用されるに至っていない。

動く対象物を追視するとき 2 種類の眼球運動が起こる。滑動性追従眼球運動 (smooth pursuit eye movement, 以下 SPEM と略す) と衝動性眼球運動 (saccadic eye movement, 以下 saccade と記す) である。大脳¹⁷⁾¹⁸⁾ や小脳¹⁹⁾²⁰⁾ のある種の病変では、SPEM と saccade が別々に障害されること、また両者はそれぞれ異なった潜時を持ち²¹⁾²²⁾、以下に述べるように様々な視刺激に対する反応が異なること²¹⁾などが報告され、両者はその神経路、制御システムが全く別のものであることがわかっていく。

SPEM は比較的ゆっくり動く対象物を中心窩で捕らえながら滑らかに追視する運動である。ヒトでは網膜上での像の移動速度が $2.5^\circ/\text{sec}$ 以上になると視力の維持ができなくなることがわかっており²³⁾²⁴⁾、良好な視力を保つためには、視対象物の移動速度と眼球の追跡速度を極力一致させることが必要である。従来この眼球運動の制御は、対象物の移動速度が入力となり、視線の移動速度を対象物の移動速度に一致させるような negative feedback 制御によりなされていると考えられてきた²²⁾。したがってこの眼球運動には通常滑らかに動く視標の存在が不可欠であり、また追従可能な視標速度も $30^\circ/\text{sec}$ ²²⁾ から $45^\circ/\text{sec}$ ²⁵⁾ 程度の遅いスピードに限られるとされてきた。しかしながら、その後の研究によりある特殊な条件下では、この眼球運動を引き起こすために、実際に滑らかに動く視標を必要としない場合があること^{26)27)28)~33)}、視標の動きが予測できないにくい時には、遅い視標速度でも滑らかに追視することができないこと^{34)~37)}などが明らかになり、空間における運動知覚や予測制御などの、より高次の神経活動が関与していることが明らかになりつつある。それと共に、制御論的立場からも単純な negative feedback 制御では説明できないことが理解され、さまざま

な新しい制御系モデルが提案されている³⁸⁾³⁹⁾⁴⁰⁾。

一方 saccade は視標と視線の位置のズレの大きさが入力となり、眼球の移動量が決められる。この眼球の移動量は saccade が開始される前にすでに決定され、saccade 開始直前に目標となる視標を移動させても、その視標が存在した場所に眼球が動くことが知られている⁴¹⁾。これらの制御機構の異なる二つの眼球運動のコンビネーションにより、動く視覚対象物を効率よく中心窩で捕らえることができる。すなわち、対象物の速度が遅いときは SPEM で視標を捕らえ、また視標速度が速くなり SPEM で追えなくなったり、視標の急激な速度変化のため視標と視線が離れると、これを補正するために saccade が出現する。そして中心窩に視覚対象物を捕らえると再び SPEM 系が働き視標を追跡する。

このようにして全く独立した 2 種類の眼球運動から成り立っている視標追跡運動を評価するためには、まず SPEM と saccade を区別して評価することが合理的である。このような観点から、我々はコンピューターを利用して saccade と SPEM を自動的に分離し評価する方法を試みた。またシステム評価のためには周波数応答法を用いた。これは、自動制御理論の重要な一手法であり、分析しようとする系に正弦波入力を加えたときに、出力として出てくる正弦波を取り出し、入出力間を比較する。すなわち両波形間の振幅比、位相差を計算し、正弦波入力の周波数を変えると各周波数においてこれらがどのように変化するかということでその系の特性を解析しようとする方法である。

本論文では我々の開発したアルゴリズムの概要について述べ、現在までに発表されてきた定量解析の方法と比較するとともに、コンピューターを用いた自動定量解析における諸問題について考察する。

研究対象および方法

1. 研究対象

被験者は正常者 8 名および肉眼的観察により SPEM に障害を認めためまい患者である。

2. 装置

1) 刺激装置

視刺激装置は明所下で被験者の前方 1m の Jung 型白色スクリーン上 (第一医科製) に直径約 8mm (視角約 0.5°) の赤色レーザースポットにより視標を投影 (第一医科製) した。これを、パーソナルコンピューター (NEC PC-98XL2) から発信し D-A 変換器 (マイクロ

図1 視標の駆動装置および眼球運動計測分析装置

視標はレーザースポットをコンピュータで駆動している。視標の動きとEOGはいったんデータレコーダーに記録され、その後コンピュータで分析される。

サイエンス社製 TDA-2498BPC) を通してアナログ化した出力で、振幅左右15° ずつ 0.1Hz, 0.2Hz, 0.4Hz, 0.8Hz の4種類の周波数において左右正弦波運動させ、被験者に追視させた(図1)。なお測定中は、被験者の下顎と前額部を固定し頭部の運動を防いだ。

2) 眼球運動測定装置

眼球運動の記録は電気眼振計(日本光電社製ニスタグモグラフ用アンプ AN-601G)により DC-EOG で両眼水平誘導で測定した。電極抵抗は 10kΩ 以下になるようにした。EOG の校正は各被験者ごとに左右15° の視標を交互注視することにより行った。

3) 分析装置

視標の駆動信号と水平眼球運動(EOG)はアナログデータレコーダ(TEAC社製 R-81S)に記録した。データレコーダから再生した信号は 20Hz の low pass filter を通した後、A-D 変換器(カノーブス社製 ADX-98E, サンプル周波数 200Hz, 精度 12bit)を通してデジタル信号に変換し、パーソナルコンピュータにより処理した。結果はプリンターに出力されかつ磁気ディスクに保存した(図1)。1回のテストデータ30秒の内 20.48sec (4096点)のデータを処理した。

3. 解析のアルゴリズム

解析に用いたアルゴリズムは、以下に示すような基本構成である。すなわち、1) saccade の認識と除去、2) 除去された saccade 区間の補完による SPEM の再構築(これを slow cumulative eye position, 以下 SCEP と略す⁴²⁾、3) SPEM と saccade から構成され

る眼球運動の原波形(composite eye movement, 以下 CEM と略す)、再構築した SPEM (SCEP) 各々の周波数分析の三つから構成されている。その流れを図2に示す。

1) saccade 認識のためのアルゴリズム

図2のAからBの間の saccade の認識方法を図3に示す。まず、速度波形で折り返しているピークの部分を探し、この部分が saccade として妥当であるか必要十分ないくつかの条件を以下に述べるように設定した。それぞれの条件は一般的に認められている saccade の特性に基づいている⁴³⁾⁴⁴⁾⁴⁵⁾。

$$(a) \quad |V_i| > |V_{th}(t)|$$

saccade の速度は常に視標の動きおよびその時の SPEM の速度より速いはずである。また saccade の潜伏時は約 150-200msec といわれている。そこで、検出された速度波形のピーク部分(saccade)より 150msec 前の入力波(視標の動き)の速度を計算し、これを1.2倍した値を速度閾値($V_{th}(t)$)とし、saccade の速度(V_i)がこの速度閾値よりも大きいことを条件とした。1.2倍という数値はデータに混入しているノイズと被験者ごとに異なる位相のズレを考慮したものであり、我々の経験に基づいた数値であるが、さらに最適な値を検討する余地がありプログラム上可変にしてある。また視標速度が非常に小さい場合を考慮して速度閾値の最低値を 20°/sec に設定した。

$$(b) \quad x(E) - x(S) > \text{Amph}$$

saccade の始点(S)と終点(E)を決定し、saccade

図2 分析のアルゴリズム

分析のアルゴリズムの基本構成を示す。眼球運動波形より saccade を認識、除去し、SPEM 成分のみをつなぎ合わせて波形を再構築する。再構築した波形 (slow cumulative eye position: SCEP) に対して周波数分析を行う。

の振幅を計算し、設定した振幅の最小値 (Amph) よりも大きいかをチェックした。振幅の最小値は、どのくらい小さな saccade まで検出できるかということの意味し、ノイズ成分の大きさによって決まる。EOG の場合ノイズの少ない場合でも検出可能な saccade はおよそ 1° 程度と考えられ⁴⁾、被験者間や測定条件によってもノイズの大きさは異なってくるので、今回振幅の最小値は分析ごとに可変とし、データにより 1-2° の範囲で設定を変更した。

(c) $50\text{msec} < E-S < 200\text{msec}$

saccade の持続時間は 50-200msec に設定した。す

なわち、50msec より短いものはノイズ、200msec を超えるものは、SPEM と判断した。

(d) $|a(T1)| > Accth$
and $|a(T2)| > Accth$

saccade の立ち上がりおよび次の pursuit への移行が急峻であるかを調べる項目で、加速度の絶対値の最大値 ($|a(T1)|$, $|a(T2)|$) を求め、設定した加速度閾値 ($Accth$) より大きいことを条件とした。加速度閾値も分析ごとに可変としたが、今回はおよそ $200-500^\circ/\text{sec}^2$ で設定すると、良好に saccade を検出できた。

(e) $V \geq pA + q$

saccade の振幅と最大速度は指数関数の関係にある⁴⁾が、比較的小振幅の部分に限れば比例関係に近似し得る⁴⁾。すなわち、小さな saccade は速度が遅く、saccade の振幅が大きくなるとその速度も速くなる。実際のデータから用手的に抽出したいいくつかの saccade からこの近似的比例関係の下限を求めた。分析ごとに p および q の値は可変としたが、 $p=10$, $q=10$ で設定した場合が信頼性が高かった。

以上のすべての条件を満たしたものを saccade として認識させ、この saccade 部分を取り除き、その区間を前後 20msec 間の速度の平均値を用いて補完し、つなぎ合わせ、SPEM 成分のみで波形を再構築した (SCEP)。

2) 周波数分析

今回の分析方法では、saccade そのものに対する分析は行っていない。しかし、saccade の gain の異常 (saccadic dysmetria) は CEM の gain の異常という形で表われる。

SCEP は、周波数分析の前に最小二乗法によりトレンド (解析時間内の波全体の傾き) を除去した。これはトレンドが低周波数成分の解析結果に影響するのをさけるためである。SPEM の gain に右向きと左向きで差がある場合は、トレンド値の増大という形で表される。

入力波 (視標の動き)、出力波 (眼球運動の原波形: CEM)、再構築した SPEM (SCEP) の各々を高速フーリエ変換 (Fast Fourier Transformation: FFT) し、パワースペクトルを求め、入力波の周波数成分における利得 (gain) および位相差 (phase) を計算した。

結 果

1. 正常例

正常者 8 名 (25歳から32歳まで平均年齢28歳) の周

図3 saccade 認識のためのアルゴリズム

図2のAからBのsaccadeの認識のアルゴリズムを示す。(a) V_i : saccadeの速度, $V_{th}(t)$: 速度閾値(150msec前の視標の速度を1.2倍した値), (b) S: saccadeの始点, E: saccadeの終点, $x(E) - x(S)$: saccadeの振幅, $Amptn$: 設定したsaccadeの持続時間, (d) $|a(T_1)|$: saccadeの始点の加速度の最大絶対値, $|a(T_2)|$: saccadeの終点の加速度の最大絶対値, $Accth$: 設定した加速度域値, (e): v : saccadeの速度, A : saccadeの振幅, p, q : 定数。右側の波形は, $X(t)$: 眼球運動波形, $V(t)$: 眼球運動速度波形, $a(t)$: 眼球運動加速度波形を示す。

波数分析の結果およびトレンドを表1に示す。これをグラフ化したものが図4で、入力波の周波数の変化に伴うgainおよびphaseの変化を示すBode線図である。0.8HzでのみSCEPにおけるgainの低下、すなわちSPEMのgainの低下がわずかに認められる。一方CEMでは0.8Hzにおいてもgainの低下はなく、SPEMとsaccadeのコンビネーションにより正確な

追従ができていていることを示している。phaseはCEM, SCEPともにわずかな位相遅れがみられ、周波数の増加と共に増大する傾向がみられる。トレンドはSPEMの左右差をみる指標で、正常者では値は小さく、速度の左右差はほとんど認められなかった。

2. 異常例

1) gainの異常例

表1 正常者の周波数分析とトレンド

(Hz)		Gain		Phase (deg)		Trend (deg/sec)	
		Means	S.D.	Means	S.D.	Means	S.D.
CEM	0.1	0.969	0.05	2.92	2.66		
	0.2	0.944	0.048	4.76	0.58		
	0.4	0.941	0.059	10	0.82		
	0.8	0.894	0.077	22.04	1.26		
SCEP	0.1	0.832	0.074	2.48	2.18	0.209	0.13
	0.2	0.901	0.05	5.08	1.08	0.115	0.061
	0.4	0.858	0.049	10.75	1.35	0.205	0.157
	0.8	0.608	0.096	24.63	2.11	0.541	0.785

CEM: composite eye movement, SCEP: slow cumulative eye position.

a)

b)

図4 正常者群の周波数分析結果

a) は gain, b) は phase の結果を示す。CEM: composite eye movement, SCEP: slow cumulative eye position.

図5 pursuit gainの低下例（オリブ橋小脳萎縮症（OPCA）の1例）

a): EOG 波形, b): 分析結果, 実線は正常群の平均, 破線は標準偏差を示す。

図5にオリブ橋小脳萎縮症（OPCA）の1例を示す。眼球運動波形より定性的にみても低い周波数から saccade の混入が認められいわゆる saccadic pursuit となっている。定量解析ではさらに SPEM の gain の低下は明らかで、入力波の周波数の増大に伴い SCEP の gain が著明に低下しているのがわかる。しかし CEM の gain の低下は認められず、saccade による補正がほぼ正確に行われ、眼球運動全体としてはかなりよく追従できていることがわかる。

一方図6（Menzel 型オリブ橋小脳萎縮症）に示し

た例では、SPEM の gain の低下のみならず CEM の gain の低下があり、この例では saccade による補正も適切に行われていないのがわかる。図6の例は hypometric saccade といえるが、一部の症例ではこのように saccade の異常を CEM の gain の異常として捕らえることができる。

2) phase の異常例

図7に先天性眼振の1例を示す。この例では SCEP の phase はほぼ180°ずれており、SPEM のみを取り出すと視標の動きと眼球の動きが反対方向という大変

図6 CEM gainの低下例(Menzel型オリーブ橋小脳萎縮症の1例)
a): EOG波形, b): 分析結果, 実線は正常群の平均, 破線は標準偏差を示す。

興味深い結果となった。

3) トレンドの異常例

図8にSPEMに左右差のある症例を示した。この例のトレンドは $6.81^\circ/\text{sec}$ で正常例に比して大きな値となっている。

考 察

1. 今回の定量評価法の意味付けと従来の方法との比較

視標追跡検査として従来より多忙な日常診療の中で広く簡便に用いられているのは、験者の指先あるいはペン先を追視させる方法である。EOGが普及してからは、検査結果の判定はEOG記録上の波形のパターンで定性的に評価され、中枢神経障害で様々な障害パターンが記録されることが報告されてきた⁴⁷⁾⁴⁸⁾⁴⁹⁾。しかし上記のような定性的分析では、験者の臨床経験でその判定が左右されるのみならず、熟練した験者においても各データごとの障害の程度や差異を表現するこ

図7 先天性眼振の1例

上段は視標の動き（正弦波）と眼球運動の原波形を示す。下段は再構築された眼球運動波形（SCEP）を示す。SCEPは視標の動きとほぼ逆相になっている。

図9 トレンドの異常例

SPEMに左右差のある症例で上段は視標の動き（正弦波）と眼球運動の原波形を示す。下段は再構築された眼球運動波形（SCEP）を示す（トレンド；6.81°/secを除去してある）。

とが困難である。そこで客観的評価を目的として定量解析が試みられるようになった。

用手解析から、コンピューターによる自動解析まで様々な定量的評価法が報告されているが、分析の着眼点、方法について次のように大きく分類できる。

- 1) 一定速度の視標（主に三角波）を用いて速度gainを求める方法¹⁴⁾⁶⁾⁸⁾¹⁴⁾⁵⁰⁾。
- 2) 視標の動き（入力波）として正弦波を用いて周波数分析を行う方法^{3)5)9)10)13)15)16)34)~37)51)52)53)}。
- 3) 追跡眼球運動中に混入している saccade の頻

度、数、振幅などで評価する方法²⁾¹¹⁾⁵⁴⁾⁵⁵⁾⁵⁶⁾。

さらに2)は、視標追跡眼球運動を SPEM 成分と saccade 成分に分離せずに解析を行っている報告³⁾⁴⁾⁵⁾⁹⁾¹⁰⁾¹⁵⁾⁵¹⁾⁵²⁾と、分離した後に SPEM 成分について解析を行っている報告^{12)13)15)16)34)~37)53)}がある。我々の分析方法は、後者に属する。

方法論の上で最も重要な点は、SPEM 成分と saccade 成分に分けているかどうかという点である。前述のようにこの両者は制御システムが全く異なるものであることから、本来別々に評価されるべきである。両者を区別せずに眼球運動全体について分析を行うと、その結果は SPEM の評価ではなく、SPEM と saccade の両者の組み合わせた追従眼球運動全体（overall tracking）を評価していることになる。これは我々の方法では CEM の分析に相当し、SPEM の評価ではないことに留意すべきである。

上記に分類したほかにも、パワースペクトルを用いて入力波に一致する周波数のパワー値（signal）とそれより高周波数帯域のパワー値（noise）を算出し、signal-to-noise ratio の自然対数を取り定量化する方法⁵⁷⁾、視標の動きと眼球運動波形の重ね合わせを行い、その不一致の程度を root-mean-square deviation として定量化する方法⁵⁸⁾なども報告されている。前者は saccade の混入の程度と眼球運動計測時に発生するノイズを総合的に評価するものであり、後者は眼球運動計測時に発生するドリフトが問題になるなど、Ziegler ら⁵⁹⁾が指摘するように、これらも SPEM の正確な定量化とはいえず、やはり overall tracking の評価にすぎないといえる。

3)の方法については、SPEM で視標を捕らえていくことができなくなると補正のための saccade（catch-up saccade, back-up saccade）が起こることから、saccade の頻度、数、振幅の総和などを分析し、間接的に SPEM を評価しようとするものがある。しかし、square-wave jerks など衝動的な眼球運動が混入していても SPEM の gain の低下がみられない場合もあり、これらは必ずしも SPEM を評価しているとは言えない。

以上より我々の方法のように、saccade 成分を分離・除去した後 SPEM 成分について分析を行う方法が最も合理的であると考えられる。視標の動きとして三角波あるいは正弦波のどちらを用いるべきか、コンピューターで saccade を検出・分離する方法など自動解析による定量化の問題点については後述する。

2. 定量化における諸問題

1) 入力波（視標の動き）について

(1) 検査に用いる波形

視標の動き（入力波）として速度が一定の波（三角波）を用いるか正弦波を用いるかについては、それぞれ一長一短がある。SPEM系は速度制御系（velocity servo）であると考えられているので、速度が一定の波を用いて、速度 gain（眼球運動速度/視標速度）を求め、各試行ごとに視標速度を変えて、gain の変化や SPEM の速度限界を知るのはいよ方法である。この場合の眼球運動速度としては、SPEM 成分の最高眼球速度あるいは正面を通り過ぎるときの眼球速度を用い、数回の試行をコンピューターで平均化するのが一般的である。Baloh ら⁹¹は、速度ヒストグラムを作り各試行中最も時間を所要している速度（mode eye velocity）が、saccade 混入の影響を受けずバラツキが少なく有用だと報告している。しかし、三角波は変曲点で加速度が急激に増大し、smooth pursuit が中断する。Lisberger⁶⁰⁾らによれば視標速度のみならず加速度も SPEM に影響を与えるので、三角波の振幅が小さい場合や視標速度が速くなると、一方向に速度一定で動く時間が短くなり、変曲点での加速度が速度 gain に影響すると考えられる。

一方、正弦波では速度および加速度が連続的かつ規則的に変化する。この場合の速度 gain をすべての点について求めるのは用手的には困難で、通常（最高眼球速度/最高視標速度）が用いられる。測定範囲内で SPEM のシステムが線形であれば、saccade 除去後に再構築した波についてフーリエ変換を行い、振幅 gain および phase を求め周波数分析する我々の用いた方法が有用である。また振幅を変えることにより、同一周波数でも視標の最高速度や最高加速度を変化させることができる。

以上のような規則的ではあるが性質の違う2種類の波を視標として用いた場合、SPEM の速度限界も異なってくる。視標の大きさ、明るさ、背景などの他の検査条件にもよるが、最近では、正常者は速度が一定の波では $90^\circ/\text{sec}$ ⁶¹⁾⁶²⁾、正弦波ではおよそ $110-150^\circ/\text{sec}$ ⁶⁰⁾ まで追従できるという報告がある。

(2) 用いる振幅

視標の運動に正弦波を用いる際にはその振幅は重要な因子である。先ほど述べたように同一周波数の視標刺激を用いても、その振幅が変われば視標の運動速度および加速度は異なるので分析結果も変わる。したが

って視刺激に正弦波を使用するときは、振幅の大きさについての検討が必要である。この際、用いる眼球運動の記録方法の種類、たとえば EOG、光学式などによっても使用し得る振幅が規定される。

また、本来周波数応答法による分析は解析しようとする系が線形の部分にのみ適用されるべきで、この場合 SPEM 系の速度限界や加速度限界に達しない範囲で測定が行われる必要がある。今回視標の最高速度および最高加速度は振幅 15° 、 0.8Hz で $75^\circ/\text{sec}$ および $379^\circ/\text{sec}^2$ であり、Lisberger ら⁶⁰⁾の報告による正弦波における速度限界および加速度限界のほぼ範囲内にある。しかし SPEM 系に障害のある例では、これらの限界に達している可能性がある。今後、振幅を全体に小さくする、あるいは周波数を2倍にしたら振幅を1/2にし各周波数間の速度を一定にするなどの検討が必要であるが、ノイズの混入の多い EOG では振幅を小さく設定すると signal to noise ratio が悪化し分析が困難となるため、自ずと限界がある。

(3) 1回の試行時間

SPEM は被験者の集中力に大きく影響される⁵⁵⁾⁵⁸⁾⁶³⁾ので、検査中は覚醒状態を保つように注意する必要がある。疲労も検査結果に影響するので1回の試行時間はできる限り短い方がよい。しかし試行時間を短くすると解析するデータ量が少なくなり結果の信頼性が低下するので、その分試行回数を増やし、各試行ごとに十分な休憩をとるのが望ましい。当初我々は60秒の施行時間でその内の40秒間を分析していたが、臨床症例で集中力が続かない例もみられた。従って現在は、1回の試行時間を30秒としその内の約20秒間を解析している。

2) 眼球運動計測のハードウェア

眼球運動の記録装置として現在用いられているのは、

(1) EOG

(2) サーチコイル法⁶⁴⁾⁶⁵⁾

(3) 光学的方法⁶⁶⁾⁶⁷⁾

などである。

使用する記録法の種類と解析のためのアルゴリズムには密接な関連がある。すなわち、解析アルゴリズムは記録波形に含まれるノイズ成分の性質や量に大きく依存している。さらに量子化データにより記録されるものでは、サンプリング周波数によりアルゴリズムが変わってくる。

EOG は装着が簡単で被験者への負担が少なく、視野

の妨げがなく、閉眼や暗所開眼の状態や眼鏡装用者でも記録できるなどの長所があり、また価格も安いことから現在のところ臨床施設で最も広く用いられている。しかし、筋電図、脳波などの角膜網膜電位以外の生体電気現象が混入することやDC記録時の基線のドリフト、眼球運動の回旋部分の記録ができないなどの欠点がある。EOG以外の方法では、サーチコイルは特殊なコンタクトレンズを装着する必要がある、また磁場コイルの中に入らなくてはならないなどの煩わしさがある。光学的方法是多くの場合、特殊なフレームのため視野が制限されたり、可能な眼球運動測定範囲が狭いことが多い。これらの方法はEOGに比較してノイズが少なく、最近研究の場で用いられるようになってきたが、いまだ臨床的に広く使用されるには至っていない。現時点では、EOGで記録した眼球運動に対して実用的な定量解析を行い得ることが、臨床応用の観点より必要とされる。ノイズの多いEOGを解析可能なアルゴリズムであれば、よりノイズやドリフトの少ないサーチコイルや光学的方法を用いた記録の解析への適応はさらに容易であると考えられる。

3) フィルタリングおよびサンプリング

EOGを用いて測定したデータでは、50あるいは60Hzの電源ノイズや筋電図、脳波、心電図などの生体の電氣的現象が眼球運動以外のノイズ成分として不可逆的に混入してくる。これらのノイズ成分の多くは眼球運動の基本成分と比較して高い周波数成分であるため、高周波成分を除去するためのフィルタリングが不可欠である。今回は20Hzのアナログlow-passフィルターを用いたが、分析すべきSPEMの周波数成分は2Hz以内であることからSPEM成分の解析には問題ないとする（saccadeの解析には考慮が必要である）。また、データをデジタル化した後に、もう一度平滑化のためのフィルターをかけている。これは速度や加速度の計算で微分を重ねると高周波ノイズが強調されてくるため、前もってデータをスムージングしているのだが、この場合フィルターをかけすぎるとsaccadeの立ち上がりが鈍くなり、saccadeの検出が困難になってくる。デジタルフィルターについては分析アルゴリズムの項で再度述べる。

データのサンプリングでは、量子化については12bitのA-D変換器を用いており、分解能はおおよそ0.01°で、今回検出しようとしているsaccadeやノイズよりも十分小さい。離散化については、信号に含まれている高周波成分に対してサンプリング周波数が低

すぎると、低い周波数成分に高周波成分が混入してしまうエイリアシング(aliasing)と呼ばれる問題が生じる。これを回避するためには、信号成分に比して十分に高いサンプリング周波数を選ぶことと、必要以上に高い周波数成分を離散化の前に予め取り除いておく必要がある。SPEMの解析にはサンプリング周波数として60Hz～200Hzが多く用いられている。今回のサンプリング周波数は200Hz(サンプリング周期5ms)で、SPEMの解析には問題ないとするが、saccadeの正確な解析にはさらにサンプリング周期が短い必要がある。

4) 分析アルゴリズム

(1) saccade検出および除去のためのアルゴリズム
コンピューターを用いた眼球運動解析の中でも、眼振を自動解析し、前庭眼反射や視運動性眼振の定量評価をしようとする試みは1970年代より数多く行われてきた^{(42)(68)~(75)}。これらも眼振の急速相(saccade)を検出し、急速相と緩徐相を分離し解析を行っている点が本法と同じであるが、眼振では急速相と緩徐相の向きが反対であるのに対して、視標追跡眼球運動では多くの場合saccadeとSPEMが同方向であるので、saccadeの検出はより難しい。さらにノイズの多いEOG記録の解析には困難が伴う。saccade検出における問題点は、高速のSPEMと比較的速度の遅いsaccadeの区別と、ノイズとsaccadeの分離の二点にしばられる。

前者の改善のためには次の二つの方法がある。一つはsaccadeの最低速度の閾値を決める際に、その時の視標速度を考慮する方法である。Holzmann⁽⁶⁴⁾、姉齒ら⁽¹¹⁾は眼球速度が視標の最大速度の4/3以上になった場合をsaccadeとして検出しており、Bahillら⁽⁶⁰⁾は彼らの使用している視標速度が常に40°/sec以下であることから閾値を50°/secに設定しているが、これらは視標速度の経時的变化が考慮されていない。Barnes⁽⁷¹⁾は、VORの眼球運動波形から急速相と緩徐相を分離する際に、刺激波のピークとその時の最大緩徐相速度を先に同定しておき、刺激波の波形およびノイズの状態も考慮して、コンピューターの画面上で閾値を験者が設定でき、緩徐相速度の変化に伴い閾値も自動的に変化させるシステムを考案しているが、視標追跡眼球運動でもこの方法を応用することができる。またEbisawaら⁽¹²⁾は、視標速度の変化を考慮して設定された速度閾値を用いてsaccadeを検出・除去した後、得られたSPEMの速度波形をフーリエ変換しgainとphaseを計算し、実際のSPEMの速度波形にgainの

低下と位相のズレについて修正を加え仮定の SPEM の速度波形なるものを導き、これよりも一度速度閾値を決定し直す方法（彼らはこれをフィードバック法と呼んでいる）を報告している。高速の pursuit と saccade を区別するためのもう一つの方法は、二次微分（加速度）を用いる方法⁶⁹⁾⁷⁰⁾である。これは SPEM と saccade の移行点で速度が大きく変化する、すなわち加速度が急に大きくなることを利用している。松岡ら⁴⁶⁾はこの考え方を進めて、さらに三次微分（加加速度）を用いると両者が容易に識別できると報告している。しかしながら、松岡ら⁴⁶⁾の用いている眼球運動計測装置は光学式のものであり、EOG のようにノイズ成分の多い方法では必ずしも有効と言えない。

後者のノイズとの分離についてはフィルタリングが重要な意味を持つ。一般的な平均化デジタル・フィルタではノイズを完全に除去しようとしてフィルタをかけすぎると、saccade の立ち上がりが鈍り saccade の最大速度が低下し⁷¹⁾、かえって SPEM との識別が困難になる。そこで石井ら⁷²⁾や Engelken ら⁷³⁾は特殊なフィルタを考案している。石井ら⁷²⁾のフィルタは EOG の単眼誘導の時系列より、左眼と右眼で逆位相の成分（眼球運動は二つの誘導間で逆位相になるが、他のノイズ成分は無相関である）のみを通すもので大変興味深い。

我々は、saccade の正確な検出のために、平均化デジタル・フィルタを通した後、速度波形で折り返しているピークの部分を検出し、それが saccade として妥当であるかいくつかの条件を設定した。その中には速度の閾値を決める際の視標速度の経時的变化や加速度の閾値も考慮されており、また Bahill ら⁴³⁾⁴⁴⁾の報告している一般的な saccade の特徴と一致するかという点も条件項目に取り入れている。しかし saccade 検出のための条件は眼球運動波形に含まれるノイズの性質や量、およびそれを除去するために用いたフィルタの特性、離散化する際の周波数により大きく左右される。従って、我々の規定した saccade 検出のための条件は、生理学的な saccade の特徴に基づいたものではあるが、そこで用いられる条件の数値は測定系や離散化およびフィルタに依存するものであり、数値決定には経験的な修正が必要であった。従って、測定装置の変更やサンプリング周波数の変更、フィルタの変更などに伴って saccade 検出のための条件は変更される必要がある。

以上のような我々の方法あるいは他の研究者の方法

によっても、自動処理できない数%の saccade が残存する。また saccade を完全に取り除こうとして saccade 検出の条件を緩やかにすると、ノイズ成分を誤って saccade として認識してしまう率が高くなり、その結果として解析結果がゆがめられる危険がある。そこで我々は現時点では、コンピューターの画面上で験者が saccade 除去の結果の点検ができ、残存している saccade をカーソルで指定し追加除去できるマニュアル操作をプログラムに加えている。これによりノイズレベルを超える saccade については、ほぼ100%除去可能である。

さらにこれとは別の問題として、疾病によって saccade の速度が遅い場合や特殊な異常眼球運動を持つような例では、現在のところ自動処理は困難でありマニュアル操作を介在させることが必要である。

(2) 周波数分析

有限長のデータをスペクトル解析する際には、スペクトル推定誤差を減ずるために適当なスペクトルウィンドウを掛ける必要がある⁷⁴⁾。しかしウィンドウ処理によりデータの歪が必ず生じる。そこで我々は、ウィンドウ処理の必要性をなくすために、データの最初と最後の点がつながるように、データ長が使用する周期のほぼ整数倍になるように設定しこの問題を回避した。周波数分析の際のスペクトルの計算法としては、FFT（高速フーリエ変換）と MEM（最大エントロピー法）が有名であるが、FFT の方がアルゴリズムが容易で計算速度が速いこと、MEM は誤差が少なくピーク検出に優れているが、ピークの定量（この場合は gain の計算）には FFT が適していることから、視標追跡眼球運動の解析には FFT を採用している報告が多い^{12)13)15)24)~27)50)53)}。ほかに、正弦波を刺激波形とする場合には最少2乗法を用いる方法もあるが、我々は将来刺激波形として pseudorandom 波を用いる計画があり、FFT 法を選択した。

(3) 要求されるパラメータ

SPEM と saccade とノイズを正確に分離することができたならば、将来的には異なる制御システムを持つ二つの眼球運動それぞれについてパラメータを設定して定量的評価を行うのが理想である。前述したように、saccade を除去する前の CEM に対する分析は追従眼球運動全体(overall tracking)の評価を意味する。

SPEM に対するパラメータとしては、考えられ得る異常形式の項で述べたように、周波数分析により gain と phase を求めるのが一般的である。

saccade を評価するパラメータとしては、saccade の速度、振幅、出現頻度、出現間隔のパラツキなどが考えられる。二つの眼球運動を分離した後に saccade についても定量的評価を行う方法が報告されている¹²⁾⁸⁰⁾が、今回はノイズと saccade の分離にいくらか問題が残っているため saccade そのものに対する評価は行っていない。

ま と め

1. 視標追跡眼球運動の客観的評価を目的としてコンピュータを用いた定量解析を報告した。

2. 視標の動きとして正弦波を用い、眼球運動は DC-EOG により記録した。視標の動きと眼球運動をアナログテープレコーダーに収録した後、デジタル変換しパーソナルコンピュータに取り込みこれを解析した。

3. 分析方法は、眼球運動の原波形からの saccade の検出と除去、眼球運動の原波形 (CEM) と SPEM 成分 (SCEP) の周波数分析から成り立っている。

4. 正常者および肉眼的観察により SPEM に障害を認めためまい患者の視標追跡眼球運動に本分析を行い、その結果を提示し本方法での機能異常の捕らえ方を示した。

5. 今回の周波数応答法による定量解析は、従来の定性的分析とも矛盾なく対応し、ほぼ正確に定量化できていると考える。また文献的考察から他の報告者の方法と比較しても、SPEM 成分の定量評価法として十分信頼性があると考ええる。

参 考 文 献

- 1) 山崎篤己: Smooth Pursuit Eye Movement の定量的測定法. 臨眼 31: 1161-1164, 1977.
- 2) Umeda Y: Manual quantitative assessment of eye-tracking patterns. Ann Otol Rhino Laryngol 89 Suppl 71: 1-6, 1980.
- 3) 渡辺行雄, 水越鉄理, 石川和光: 視標追跡検査の客観判定化への試み (第1報). Equilibrium Res 33: 98-101, 1974.
- 4) Baloh RW, Kumley WE, Sills AW et al: Quantitative measurement of smooth pursuit eye movements. Ann Otol Rhinol Laryngol: 1976.
- 5) Wolfe JW, Olson JW, Engelken EJ: Cross-power spectral density analysis of pursuit tracking — Evaluation of central and peripheral pathology. Ann Otol 87: 837-844, 1978.
- 6) Schalen L: Quantification of tracking eye movements in normal subjects. Acta Otolaryngol Stockh 90: 404-413, 1980.
- 7) Bittencourt PRM, Smith AT, Lloyd DSL: Determination of smooth pursuit eye movement velocity in humans by computer. Electroenceph clin Neurophysiol 54: 399-405, 1982.
- 8) Bergenius J: Computerized analysis of voluntary eye movements. A clinical method for evaluation of smooth pursuit and saccades in oto-neurological diagnosis. Acta Otolaryngol (Stockh) 98 (5-6): 490-500, 1984.
- 9) Ohashi N, Watanabe Y, Kobayashi H et al: Quantitative measurement of smooth pursuit using a continuously changing sinusoidal wave in normal subjects. ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec 47 (1): 49-56, 1985.
- 10) Miles R, McFate R, Olin B, et al: An eye tracking system for diagnosing CNS disorders. Biomed Sci Instrum 21: 73-76, 1985.
- 11) 姉齒秀平, 松江克彦, 大熊輝雄: 滑動性追跡眼球運動障害の定量的自動解析法. 臨床脳波 27(5): 275-282, 1985.
- 12) Ebisawa Y, Minamitani H, Mori Y, et al: New methods for removing saccades in analysis of smooth pursuit eye movement. Biol Cybern 60: 111-119, 1988.
- 13) Larsby B: Pursuit eye movements. Methodological aspects. Acta Otolaryngol Suppl (Stockh) 455: 24-27, 1988.
- 14) Allum JH, Honegger F, Ura M, et al: Automatic electronystagmus analysis and documentation: recent advances in the study of vestibular, optokinetic and pursuit tracking function. ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec 51: 14-32, 1989.
- 15) Engelken E, Stevens K, Enderle J: Computer analysis of smooth pursuit eye movements. Biomed Sci Instrum 25: 127-133, 1989.
- 16) Sauter D, Martin BJ, Di Renzo N, et al: Analysis of eye tracking movements using innovations generated by a Kalman filter. Med Biol Eng Comput 29: 63-69, 1991.
- 17) Newsome WT, Wurtz RH, Dursteler MR, et al: Deficits in visual motion processing following ibotenic acid lesions of the middle temporal visual area of the macaque monkey. J Neurosci 5: 825-840, 1985.

- 18) Newsome WT, Wurtz RH, Dursteler MR, et al: Punctate chemical lesions of striate cortex in the macaque monkey: Effect on visually guided saccades. *Exp Brain Res* 58: 392-399, 1985.
- 19) Optican LM, Robinson DA: Cerebellar-dependent adaptive control of primate saccadic system. *J Neurophysiol* 44: 1058-1076, 1980.
- 20) Zee DS, Yamazaki A, Butler PH, et al: Effects of ablation of flocculus and parafofoculus of eye movements in primate. *J Neurophysiol* 46: 878-899, 1981.
- 21) Rashbass C: The relationship between saccadic and smooth tracking eye movements. *J Physiol* 159: 326-338, 1961.
- 22) Robinson DA: The mechanics of human smooth pursuit eye movement. *J Physiol Lond* 180: 569-591, 1965.
- 23) Westheimer G, McKee SP: Visual acuity in the presence of retinal-image motion. *J Opt Soc Am* 65: 847-850, 1975.
- 24) Murphy BJ: Pattern thresholds for moving and stationary gratings during smooth eye movement. *Vision Res* 18: 521-530, 1978.
- 25) von Noorden GK, Mackensen G: Pursuit movements of normal and amblyopic eyes. An electro-ophthalmographic study 1. Physiology of pursuit movements. *Am J Ophthalmol*: 325-336, 1962.
- 26) Deckert GH: Pursuit eye movements in the absence of a moving visual stimulus. *Science* 143: 1192-1193, 1964.
- 27) Heywood S, Churcher J: Eye movements and the afterimage. I. Tracking the afterimage. *Vision Res* 11: 1163-1168, 1971.
- 28) Gauthier GM, Hofferer JM: Eye movements in response to real and apparent motions of acoustic targets. *Percept Mot Skills* 42: 963-971, 1976.
- 29) Steinbach MJ: Pursuing the perceptual rather than the retinal stimulus. *Vision Res* 16: 1371-1376, 1976.
- 30) Ward R, Morgan MJ: Perceptual effect of pursuit eye movements in the absence of a target. *Nature* 274: 158-159, 1978.
- 31) Morgan MJ, Turnbull DF: Smooth eye tracking and the perception of motion in the absence of real movement. *Vision Res* 18: 1053-1059, 1978.
- 32) Collewijn H, Curio G, Grusser OJ: Spatially selective visual attention and generation of eye pursuit movements. Experiments with sigma-movement. *Hum Neurobiol* 1: 129-139, 1982.
- 33) van der Steen J, Tamminga EP, Collewijn H: A comparison of oculomotor pursuit of a target in circular real, beta or sigma motion. *Vision Res* 23: 1655-1661, 1983.
- 34) Collewijn H, Tamminga EP: Human smooth and saccadic eye movements during voluntary pursuit of different target motions on different backgrounds. *J Physiol Lond* 351: 217-250, 1984.
- 35) Yasui S, Young LR: On the predictive control of foveal eye tracking and slow phases of optokinetic and vestibular nystagmus. *J Physiol Lond* 347: 17-33, 1984.
- 36) Barnes GR, Donnelly SF, Eason RD: Predictive velocity estimation in the pursuit reflex response to pseudo-random and step displacement stimuli in man. *J Physiol Lond* 389: 111-136, 1987.
- 37) Barnes GR, Ruddock CJ: Factors affecting the predictability of pseudorandom motion stimuli in the pursuit reflex of man. *J Physiol Lond* 408: 137-165, 1989.
- 38) Yasui S, Young LR: Perceived visual motion as effective stimulus to pursuit eye movement system. *Science* 190: 906-908, 1975.
- 39) Robinson DA: The systems approach to the oculomotor system. *Vision Res* 26(1): 91-99, 1986.
- 40) Lisberger SG, Morris EJ, Tychsen L: Visual motion processing and sensory-motor integration for smooth pursuit eye movements. *Annu Rev Neurosci* 10: 97-129, 1987.
- 41) Westheimer G: Eye movement responses to a horizontally moving visual stimulus. *AMA Arch Ophthalmol* 52: 932-941, 1954.
- 42) Arzi M, Magnin M: A fuzzy set theoretical approach to automatic analysis of nystagmic eye movements. *IEEE Trans Biomed Eng* 36(9): 954-963, 1989.
- 43) Bahill AT, Clark MR, Stark L: The main sequence, a tool for studying human eye movements. *Mathematical Bioscience* 24: 191-204, 1975.
- 44) Bahill AT, Brockenbrough A, Troost BT: Variability and development of a normative data base for saccadic eye movements. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1981.
- 45) Inchingolo P, Spanio M: On the identification and analysis of saccadic eye movements — A quantita-

- tive study of the processing procedures. IEEE Trans Biomed Eng BME-32: 683-695, 1985.
- 46) 松岡清利, 原戸博幸: 加加速度を用いた眼球運動急速相の検出. 人間工学 19: 147-153, 1983.
- 47) 上田良穂, 鈴木淳一, 切替一郎: 視標追跡検査 (Eye-Tracking Test). 耳鼻臨床 60: 918-925, 1967.
- 48) Corvera J, Torres CG, Lopez RG: The neurological significance of alterations of pursuit eye movements and the pendular eye tracking test. Ann Otol Rhinol Laryngol 82: 855-67, 1973.
- 49) Benitez JT: Eye-tracking and optokinetic tests: diagnostic significance in peripheral and central vestibular disorders. Laryngoscope 80: 834-848, 1970.
- 50) Bahill AT, Iandolo MJ, Troost BT: Smooth pursuit eye movements in response to unpredictable target waveforms. Vision Res 20: 923-931, 1980.
- 51) Dallos PJ, Jones RW: Learning behavior of the eye fixation control system. IEEE Trans Automatic Control AC-8: 218-227, 1963.
- 52) Michael JA, Jones GM: Dependence of visual tracking capability upon stimulus predictability. Vision Res 6: 707-716, 1966.
- 53) Matsuoka K, Ueda Y: Frequency characteristics of the smooth pursuit component in tracking eye movements. Ergonomics 29: 197-214, 1986.
- 54) Holzman PS, Proctor LR, Hughes DW: Eye-tracking patterns in schizophrenia. Science 181: 179-181, 1973.
- 55) Shagass C, Roemer RA, Amadeo M: Eye-tracking performance and engagement of attention. Arch Gen Psychiatry 33: 121-125, 1976.
- 56) Hutton JT, Nagel JA, Loewenson RB: Eye tracking dysfunction in Alzheimer-type dementia. Neurology 34: 99-102, 1984.
- 57) Lindsey DT, Holzman PS, Haberman S: Smooth-pursuit eye movements: A comparison of two measurement techniques for studying schizophrenia. J Abnorm Psychol 87: 491-496, 1978.
- 58) Iacono WG, Lykken DT: Electro-oculographic recording and scoring of smooth pursuit and saccadic eye tracking: a parametric study using monozygotic twins. Psychophysiology 16: 94-107, 1979.
- 59) Ziegler AS, Abel LA, Dell'Osso LF: To say bad isn't good enough — nonspecificity of the LN(S/N) ratio for smooth pursuit analysis. Invest Ophthalmol Vis Sci 27 (suppl): 58, 1986.
- 60) Lisberger SG, Evinger C, Johanson GW, et al: Relationship between eye acceleration and retinal image velocity during foveal smooth pursuit in man and monkey. J Neurophysiol 46: 229-249, 1981.
- 61) Barmack NH: Dynamic visual acuity as an index of eye movement control. Vision Res 10: 1377-1391, 1970.
- 62) Meyer C, Lasker A, Robinson DA: The upper limit of human smooth pursuit velocity. Vision Res 25 (4): 561-563, 1985.
- 63) Wyatt HJ, Pola J: Smooth eye movements with step-ramp stimuli: the influence of attention and stimulus extent. Vision Res 27: 1565-1580, 1987.
- 64) Robinson DA: A method of measuring eye movement using a scleral search coil in a magnetic field. IEEE Trans Biomed Eng BME-10: 137-144, 1963.
- 65) Collewijn H, van der Mark F, Janssen TC: Precise recording of human eye movements. Vision Res 15: 447-450, 1975.
- 66) Bahill AT, Clark MR, Stark L: Dynamic overshoot in saccadic eye movements is caused by neurological control signed reversals. Exp Neurol 48: 107-122, 1975.
- 67) Scherer H, Teiwes W, Clarke AH: Measuring three dimensions of eye movements in dynamic situations by means of videooculography. Acta Otolaryngol 111: 182-187, 1991.
- 68) Allum JHJ, Tole JR, Weiss A: MITNYS-II-A digital program for on-line analysis of nystagmus. IEEE Trans Biomed Eng BME-22: 196-202, 1975.
- 69) Michaels DL, Tole JR: A microprocessor-based instrument for nystagmus analysis. Proceedings of IEEE 65: 730-735, 1977.
- 70) Wall III C, Black FO: Algorithms for the clinical analysis of nystagmus eye movements. IEEE Trans Biomed Eng BME-28: 638-646, 1981.
- 71) Barnes GR: A procedure for the analysis of nystagmus and other eye movements. Aviat Space Environ Med 53: 676-682, 1982.
- 72) 野上兼一郎, 上村卓也, 岩元正広: 眼振急速相検出のための1アルゴリズム. 耳鼻臨床 77: 2309-2315, 1984.
- 73) 松岡清利: 自己回帰モデルを用いた眼振の急速相・緩徐相の分離. 九州工業大学研究報告 (工学) 54: 45-50, 1987.
- 74) Juhola M: Detection of nystagmus eye movements

- using a recursive digital filter. IEEE Trans Biomed Eng 35: 389-395, 1988.
- 75) Engelken EJ, Stevens KW: A new approach to the analysis of nystagmus: An application for order-statistic filters. Aviat Space Environ Med 61: 859-864, 1989.
- 76) 石井直宏, 西川昌利, 岩田 彰: 急速眼球運動の信号成分の抽出について. 信学技報 BME81-43: 9-16, 1981.
- 77) Juhola M: The effect of digital lowpass filters in the maximum velocity of saccadic eye movements. Comput Biol Med 16: 361-370, 1986.
- 78) Engelken E, Stevens K, Enderle J: Development of a non-linear smoothing filter for the processing of eye-movement signals. Biomed Sci Instrum 26: 5-10, 1990.
- 79) 日野幹男: スペクトル解析, 朝倉書店, 東京, 154-175頁, 1979.
- 80) Abel LA, Ziegler AS: Smooth pursuit eye movements in schizophrenics — what constitutes quantitative assessment? Biol Psychiatry 24: 747-761, 1988.

本論文の一部は第58回東海地方部会連合会および第48回日本平衡神経科学会にて発表した。

(1995年1月13日受稿 1995年3月2日受理 急載)
 別刷請求先 〒467 名古屋市瑞穂区瑞穂町字川澄1
 名古屋市立大学医学部耳鼻咽喉科学教室 羽柴基之

A 98—0681—10522

日耳鼻

滑動性追従眼球運動の定量的評価法

羽柴基之・安井桂子・渡部啓孝

松岡 徹・馬場駿吉（名市大）

我々は、パソコンを使用して EOG で記録した水平追従眼球運動を自動的に定量評価する方法を開発した。方法の骨子は、視線追跡運動が滑動性追従眼球運動 (SPEM) と衝動性眼球運動 (saccade) という全く異なった 2 種類の眼球運動から成り立っている事実に基づく。眼球運動波形から saccade の生理学的条件に基づいて作成したアルゴリズムにより、saccade 成分を抽出し、取り除き、SPEM 成分のみで再構築した眼球運動波形を周波数分析法により処理した。この方法により、SPEM 成分のみの利得と位相の評価が可能になった。