

入眠期緩徐眼球運動の自動検出のためのアルゴリズム

広 重 佳 治*

Algorithm of automatic detection of slow eye movements in drowsiness

Yoshiharu HIROSHIGE *

はじめに

覚醒・睡眠移行時には、左右の眼球がほぼ同期して振り子様に緩やかに揺れる自発性の運動が出現する。この緩徐眼球運動 (slow eye movements: SEMs) は、眠気 (sleepiness) などの低い意識水準を鋭敏に反映し、判定の難しい睡眠段階 1 の生理指標として使用できる (広重, 1987; 広重・宮田, 1990)。その眼電図 (Electro-oculogram: EOG) は図 1 に示すような正弦波様に振れる緩やかな電位曲線として記録される。SEMs は入眠期の生理指標としてその有用性が認められつつあるが、EOG 記録条件および波形認識についての基本的な理解は十分に確立しているとは言い難い。SEMs のように運動周期が 1 秒前後から 5 秒程度 (時には 10 秒前後) と長い現象については歪みの少ない記録波形が得られるように記録条件を設定することがまず必要である。そのためには、不分極電極の使用、電極・皮膚接触抵抗の調整および低域周波数の遮断効果を抑える長時定数の選定など配慮すべき事項の標準化が求められる (広重, 1997)。また、SEMs の判定は記録波形の視察によることが主であるが、図 1 に示す頂点時間 (PT) ・頂点振幅 (PA) ・立ち上がり角度 (RA) などの特徴抽出パラメータによる認識も可能である (広重, 1987)。これらのパラメータの計測も紙記録の視察に基づくことが通例で、その際、EOG 電位の変動が緩慢であることから立ち上がり点や頂点の判読が難しく、計測値に人為的な誤差が介入するという問題にしばしば直面する。

EOG の自動解析は客観的な波形認識に基づく SEMs の判定を実現する点で意義がある。加えて、検出処理時間を短縮化し、波形の特徴抽出パラメータに関する計測値のデータベースの作成を容易にするという 2 次的効果も期待できる。著者の知る限りでは、入眠期 SEMs の認識を自動化した試みは意外と少ないようである。我国では電気回路 (シュミット回路) を介した簡便な検出法についての短報があるが (菅野・稲永, 1972)、より詳細な研究報告としてはコンピュータを活用して EOG 電位のスムージング処理による検出法 (島藺ら, 1980) がある。これらは 1 チャネルの EOG 記録を対象とした解析である。近年、左右 2 チャネルの EOG 電位の位相情報 (相関と対称性) から SEMs 成分を検出する方法も発表されている (Varrie, 1996)。島藺らの解析法は、EOG 電位の

*学校教育講座 (生理心理学) Department of Psychology, Faculty of Education, Tottori University

キーワード: 緩徐眼球運動, 入眠期, 自動検出, EOG速度

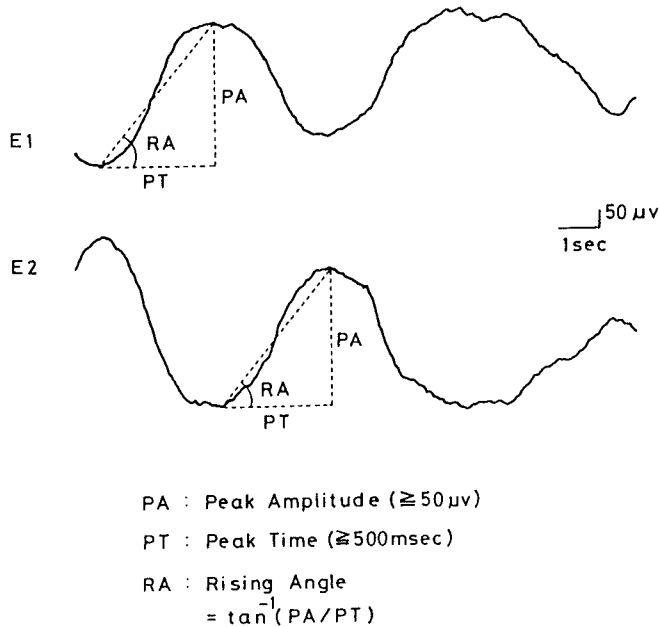


図1 SEMs 波形の特徴抽出パラメータ (広重, 1987)

入眠期に自発する水平方向の緩徐眼球運動 (SEMs) の EOG 記録例で、左 (E1) と右 (E2) の眼窩外側縁部より単極導出した。

変動傾向を一定の電位幅のスライスレベルとの比較から正負零の符号に置き換えて表現し、その符号の並びの時空間的特徴から電位の変化点を判読する。これは EOG 電位の速度成分 (方向) を扱う点で興味深い方法であるが、符号の並び (時系列) の生成がスライスレベルの設定値に左右される点に問題があるように思われる。

EOG 電位の速度を求める場合、コンデンサ (C) と抵抗器 (R) を接続した低域遮断 CR 回路 (時定数) によって微分された速度波形を記録することがある。これは saccades や rapid eye movements (REMs) のように、秒単位の速い眼球運動に適した計測法で、通常 0.03 秒以下の時定数を用いる。そのような短い時定数で秒単位の経過を示す SEMs を記録すると、その立ち上がりのみが記録されて不都合であるから、別の方法が必要となる。よく知られているように、任意の連続関数において或る時刻の速度はその関数の微係数で与えられ、微係数が零のときにその関数は変化点 (臨界点, critical point) に達する。この考え方を眼球運動の EOG 電位曲線に適用して速度波形を数量的に求めることができれば、SEMs の検出を自動化することができるものと考えられる。本研究は、EOG 電位の速度を直線回帰分析によって推定するアルゴリズムを開発し、SEMs の自動検出について一定の成績を得た。

SEMs 自動検出のアルゴリズム

EOG 電位曲線を時間 t の関数として $f(t)$ の記号で表すと、時刻 t_a と時刻 t_b の区間 h で求めた差

分商 $(f(t_b)-f(t_a))/(t_b-t_a)$ はその区間内の平均速度となる。ここで、 t_b が限りなく t_a に接近するとき ($t_b \rightarrow t_a$)、その平均速度は時刻 t_a という瞬間の速度 V (velocity) となり、微係数 $f'(t_a)$ と一致する。つまり、

$$\begin{aligned} V &= \lim_{t_b \rightarrow t_a} (f(t_b)-f(t_a))/(t_b-t_a) \\ &= \lim_{h \rightarrow 0} (f(t_a+h)-f(t_a))/h \\ &= dy/dt \\ &= f'(t_a) \quad \text{----- (1)} \end{aligned}$$

である。ここで縦軸を電位、横軸を時間とする平面上に EOG 電位曲線をおくと、微係数 $f'(t_a)$ は幾何学的に時刻 t_a における接線の傾きであり、接線と時間軸とがなす角度 θ の正接 ($\tan \theta$) である (式(2))。

$$\tan \theta = f'(t_a) \quad \text{----- (2)}$$

実際の EOG 電位についてはその関数 $f(t)$ は未知であり、また電位の量子化 (AD変換) により離散型の時系列 $\{y_t\}$ として扱われるので、微係数 $f'(t)$ を直接求めることはむずかしい。そこで、任意の計測時点における EOG 電位の速度、つまり接線の傾きを直線近似することを考えた。それは、一定長の短い分析時間 (窓) 内で EOG 電位の変動を推定した回帰直線の傾きから速度を算出する演算処理、および窓を標本化時間の単位で順次移動させる操作 (移動窓) とを組み合わせた解析である。

直線回帰係数による速度の近似：標本化時間 Δt で量子化された EOG 時系列 $\{y_t\}$ において、時刻 t_1 から時刻 t_k までの区間 $[t_1, t_k]$ ($k > 1$) の電位変動を $f(t)$ とすると、その間の平均速度は式(1)より $(f(t_k)-f(t_1))/(t_k-t_1)$ である。ここで、区間 $[t_1, t_k]$ の長さは十分に短いものと考え、その差分商を時刻 t_1 における速度 V_1 の近似とみなす。続いて、 Δt が1個分移動した時刻 t_2 において、時刻 t_2 から時刻 t_{k+1} までの区間の電位変動 $f(t)$ の平均速度を求め、その差分商 $(f(t_{k+1})-f(t_2))/(t_{k+1}-t_2)$ を時刻 t_2 における速度 V_2 の近似とする。以下、同様に時刻 $t_3, t_4, t_5, \dots, t_n$ の速度 $V_3, V_4, V_5, \dots, V_n$ の近似を求める。時刻 t_j における $f(t)$ の速度 V_j は、式(2)より、

$$\tan \theta_j = V_j \quad \text{----- (3)}$$

として幾何学的に表すことができる。ところで、時刻 t_j における EOG 電位の平均速度 $(f(t_{j+k-1})-f(t_j))/(t_{j+k-1}-t_j)$ は2つの座標点 $(t_j, f(t_j))$ と $(t_{j+k-1}, f(t_{j+k-1}))$ を結ぶ直線で電位変動を推定することに他ならない。従って、区間 $[t_j, t_{j+k-1}]$ 内の個々の電位変動は無視されるため、 $f(t_j)$ あるいは $f(t_{j+k-1})$ が何らかの理由で極端な値をとった場合には本来の

電位変動の傾向が正しく反映されないという問題が生じる。そこで、図2に示すように、区間内の電位変動をすべて考慮した回帰直線を求め、その傾きを差分商と置き換えることにする。回帰直線 $g(t)$ は次の式(4)で与える。同式の独立変数 $w(t)$ は平均が零となる直交多項式の1次係数であり(岩原, 1969), 区間の時間長を与えるパラメータ k で定まる。

$$g(t) = a_j w(t) + b_j \quad \text{----- (4)}$$

$$w(t) = \lambda (x_t - \bar{x}), \quad t=1, k$$

$$k \text{ が奇数のとき } \lambda=1, \quad w(1)=(1-k)/2, \quad w(t)=w(t-1)+1$$

$$k \text{ が偶数のとき } \lambda=2, \quad w(1)=1-k, \quad w(t)=w(t-1)+2$$

時刻 t_j における回帰直線 $g(t)$ の傾き a_j は $f(t)$ の $g(t)$ への回帰係数であり, $f(t)$ と $g(t)$ の誤差分散を最小にする最小二乗法により求める。 $g(t)$ の分散を σ_w^2 , $f(t)$ と $g(t)$ の共分散を σ_{fw} で表すと,

$$a_j = \sigma_{fw} / \sigma_w^2 \quad \text{----- (5)}$$

となる。これを時刻 t_j における $f(t)$ の速度 V_j の近似とし, 式(3)を

$$\tan \theta_j = a_j \quad \text{----- (6)}$$

と置き直す。

回帰直線の傾き a_j とそれが時間軸となす角 θ_j ($=\tan^{-1} a_j$) はともに EOG 電位の速度の近似である。式(5)の分母の分散 σ_w^2 は k が奇数の場合に $\sigma_w^2 = (k^2 - 1)/12$, k が偶数の場合に $\sigma_w^2 = (k^2 - 1)/3$ となり, 時間長を与えるパラメータ k のみで定まるが, 分子の共分散 σ_{fw} は EOG 時系列 $\{y_j\}$ の値に応じて多様に変動する。つまり, a_j は一定値に収束しない。これに対し, θ_j は SEMs が基本的に正弦波に近い EOG 電位変動として記録されることから -90 度と $+90$ 度の範囲に収まり, 記録波形の頂点に近づくときに $\theta_j \rightarrow 0$ 度, その頂点から遠ざかるときに $\theta_j \rightarrow \pm 90$ 度となる。従って, 絶対値 $|\theta_j|$ は SEMs 波形の頂点で最小, その前後の時間帯ではほぼ対称形の増減を示すと予想される。SEMs の検出という実用性を考えると, 一定の上限値と下限値をもつ θ_j あるいはその絶対値が EOG 電位の速度指数として適当と考えられる。

移動窓: EOG 時系列 $\{y_t\}$ の速度の近似計測で使用した区間 $[t_j, t_{j+k-1}]$ を窓 (window) と呼ぶ。これは時間長が $\Delta t \times k$ (Δt は標本化時間, $k > 1$ の整数) で, $1 \Delta t$ の単位で時間軸上を前進する移動窓である。従って, 時刻 t_j における窓を W_j で表すと, 窓 W_j は次の窓 W_{j+1} と区間 $[t_{j+1}, t_{j+k}]$ で重り合う形で移動する。実測において問題となるのは窓の時間長の選択である。理論的には $k=2$ が速度の近似を与える最小の時間長であろうが, SEMs の緩慢な電位変動を考えると, 余りに短い時間長では有意な速度情報がほとんど得られない。反対に, 時間長を長くすると SEMs の頂点前後で変動傾向の異なる電位が含まれ, 実際の SEMs の頂点よりも早い時点で検出処理が行われる危険がある。SEMs がその頂点に到達するまでの時間 (頂点時間) の最小が 500 ms 秒であるから (広重, 1987), 窓の時間長の上限はそれよりも短い値となるであろう。実データによる検討が必要である。

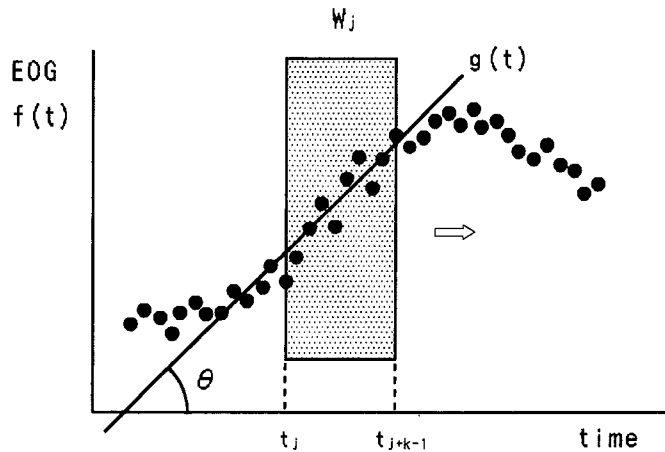


図2 EOG 電位の速度の直線近似

時刻 t_j で設定した窓 W_j 内のEOG電位 $f(t)$ を回帰直線 $g(t)$ で推定し、その直線の傾きが時間軸となす角 θ を速度の指数とする。黒点は量子化されたEOG電位、矢印は窓の移動方向を示す。

SEMs自動検出のアルゴリズムの原理は次のように要約できる。つまり、①移動窓内のEOG電位の速度を回帰直線の傾きで近似する、②その傾きの逆正接で得られる角度の絶対値 $|\theta|$ を速度指数として用いる、③ $|\theta|$ の時間変動よりEOG電位曲線の変化点を検出する。

方法

記録の詳細はSEMsのEOG記録における最適時定数を検討した研究報告(広重, 1997)に準じたので、ここではその要点のみを記す。覚醒・睡眠移行期の約70~80分間について中心部脳波と眼球運動を記録した。6名の大学生が被験者として本研究に参加した。眼球運動は両眼の眼窩外側縁部に装着した皮膚電極より双極導出し、時定数6秒の時定数を装備したニスタモ用増幅器を介してEOG記録した。紙記録と同時に磁気記録された眼球運動を標本化時間 $\Delta t=20$ 秒(標本化周波数50Hz)、分解能12ビットの精度でAD変換した。脳波的睡眠段階の判定は国際基準に準じた(Rechtschaffen Kales, 1968)。

分析の前処理として、AD変換されたEOG時系列データをマイクロコンピュータ(PC9821Xa16)を用いて10秒区画毎に画像再生し、筋電の混入や振り切れなどのアーチファクトが認められるものは分析から除いた。SEMsの自動検出処理を図3の流れ図に示した。この流れ図には後述する頂点の判定条件($|\theta|$ の閾値と頂点間間隔)が追加されている。検出処理のプログラミングにはN88日本語BASIC ver6.0 (MS DOS V.6.2)を使用した。

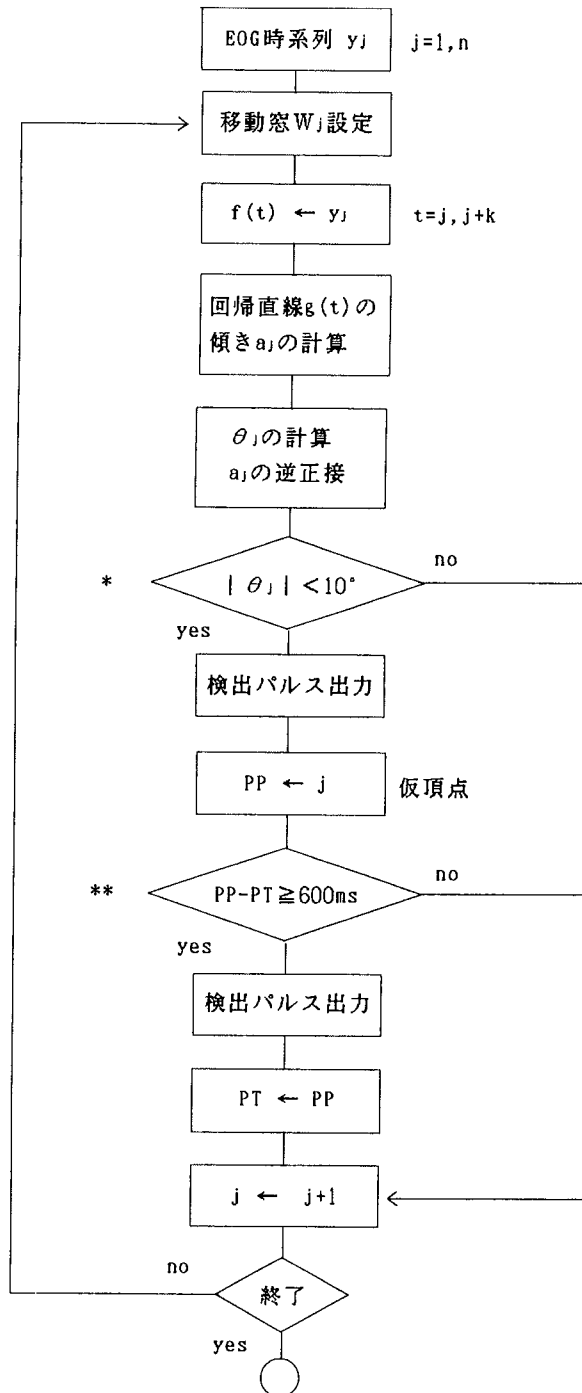


図3 SEMs 自動検出の流れ図

*は仮頂点の判定基準，**は頂点間間隔の判定基準を示す。

PP：現在の仮頂点の時刻，PT：1つ前の仮頂点の時刻

結果

移動窓の時間長の選択

図4は、EOG電位の速度指数 $|\theta|$ の時間変動曲線を移動窓の時間長との関連から調べたものである。10秒間のEOG記録にSEMの自動検出のアルゴリズム(図3)を適用する際に、100 $\frac{3}{4}$ 秒から500 $\frac{3}{4}$ 秒まで20 $\frac{3}{4}$ 秒の刻みで21種類の時間長の移動窓を用いた。本図はその結果の一部である。

図4aの最上段のEOG記録の視察によりSEMの律動的な出現を認める。このとき、 $|\theta|$ は0度付近に低下するが、その様相は移動窓の時間長によって異なる。移動窓の時間長が短い場合、瞬間の電位の影響が強く現れ、SEMの頂点相付近では電位の細かな起伏を反映した不規則な変動

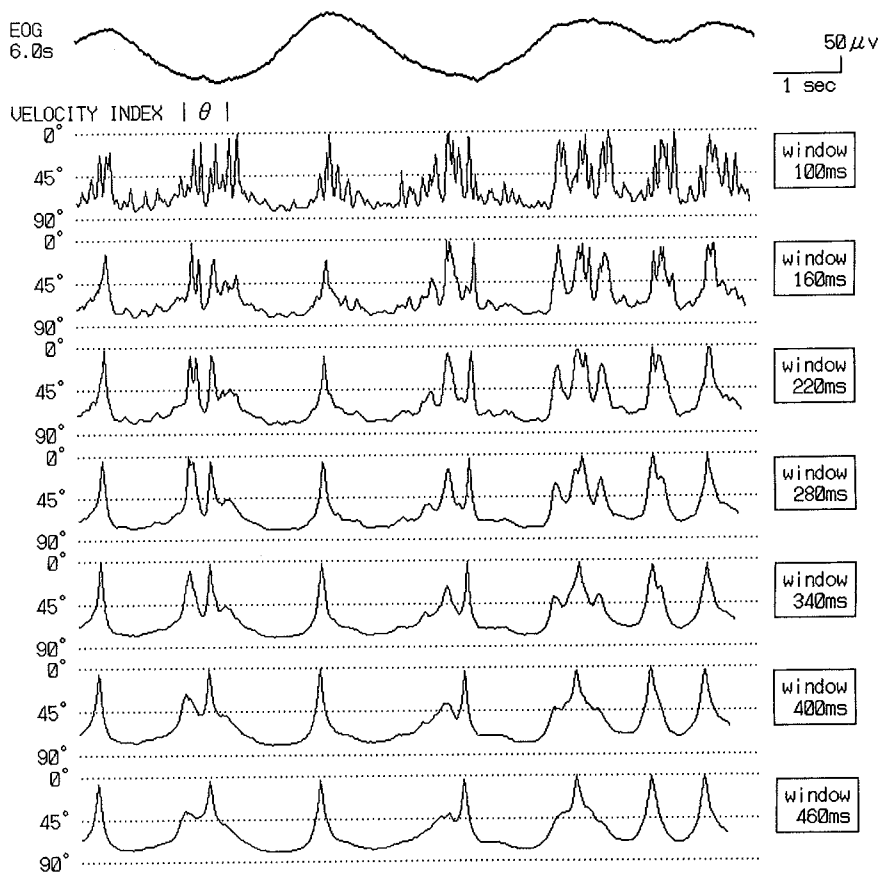


図4a EOG電位の速度指数の時間変動と移動窓の時間長との関係

EOG6.0s: 時定数6秒の眼電図記録, $|\theta|$: EOGの速度指数(回歸直線の傾きの逆正接の絶対値)。時間長400 $\frac{3}{4}$ 秒前後の移動窓で求めた $|\theta|$ の時間変動曲線は0度の峰がEOGの変化点と対応する。

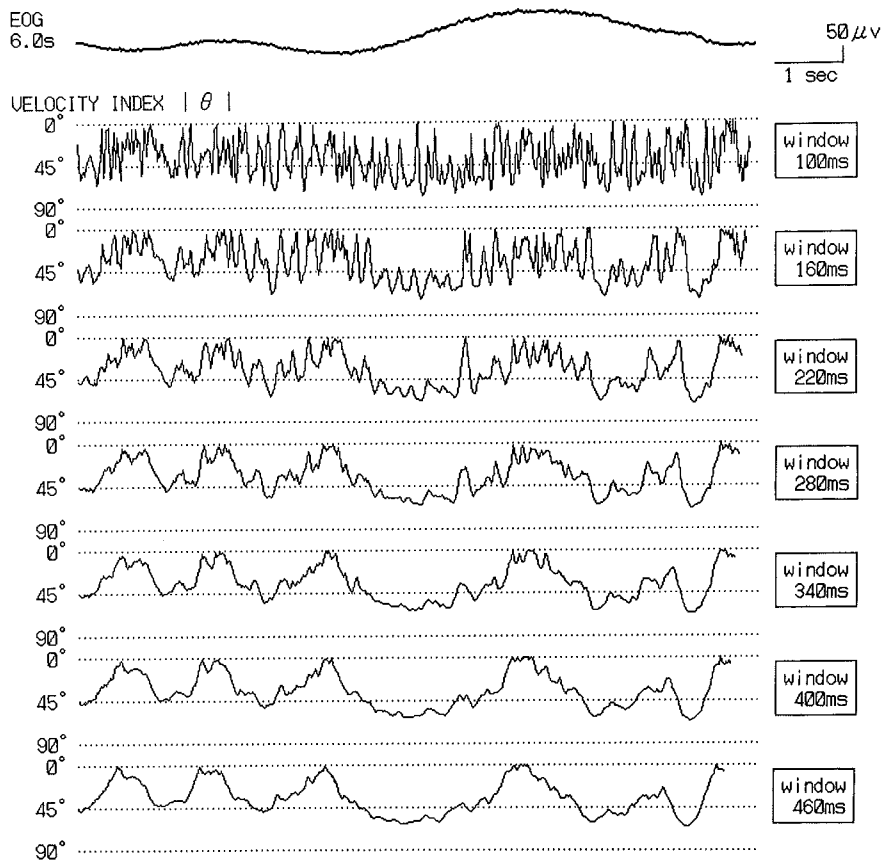


図 4 b EOG 電位の速度の時間変動と移動窓の時間長との関係

略字の説明は図 4 a と同じ。EOG の緩やかな低電位変動においても $|\theta|$ の時間変動曲線は 0 度の峰を描く。

が $|\theta|$ の変動曲線上に生じる。移動窓の時間長を延長すると、そうした電位変動は回帰直線の推定誤差に吸収されて $|\theta|$ は平滑化された変動曲線を描き、0 度への低下は時間軸上の一点に収束した峰の形をとる（0 度の峰と呼ぶ）。この傾向は時間長 400^{ms} 前後の移動窓で明瞭であり、0 度の峰は $|\theta|$ の変動曲線上の 7 つの時点で認められ、原波形の SEMs の頂点相に対応して現れる。

図 4 b は非常に緩やかな経過をみせる SEMs の記録である。この場合、眼球運動の停留時間が長いため、時間長の短い移動窓では $|\theta|$ の不規則な上下変動が頻回に生じ、SEMs の頂点相との対応づけは難しい。移動窓の時間長を長くすると $|\theta|$ の変動曲線は平滑化されて有意味な 0 度の峰が浮き彫りになる。時間長 400^{ms} 前後の移動窓において、図 4 a に比較してシャープさを欠くが、0 度の峰は 5 つの時点で認められ、視察判定では判読しにくい低電位の EOG の変化点をとらえている。

0 度の峰を判読には時間長 400^{ms} 秒 ($k=20$) の移動窓が適切と判断された。移動窓の時間長を適切に設定することで速度指数 $|\theta|$ の時間変動曲線は EOG の速度波形の近似となり、SEMs の検

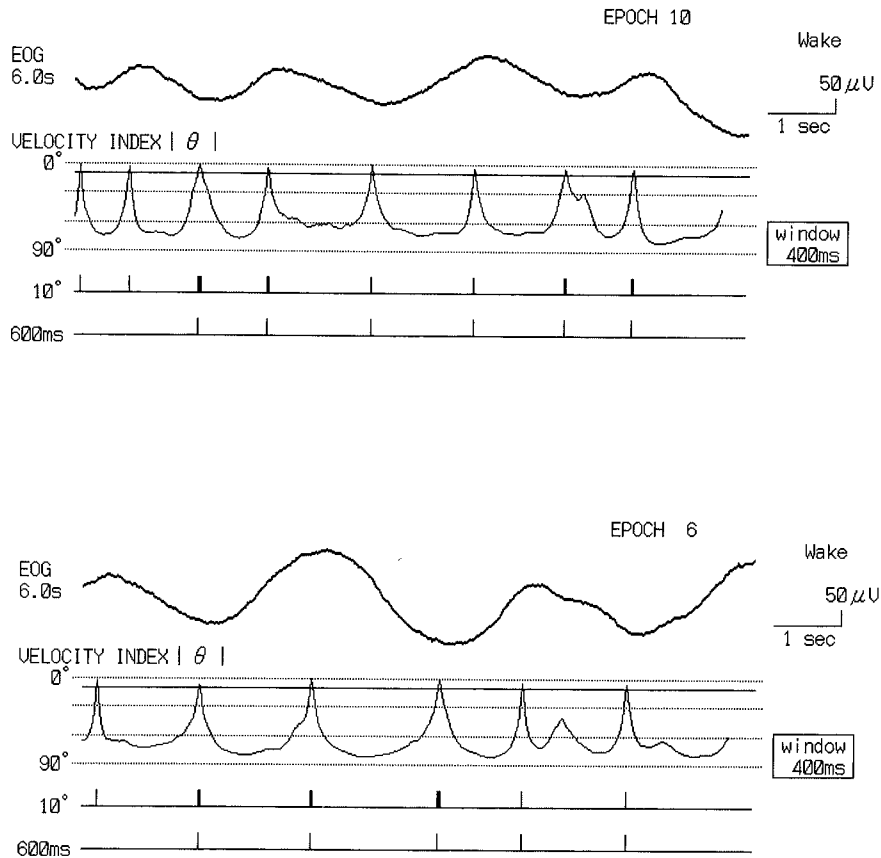


図5a 覚醒期における SEMs の自動検出例

EOG6.0s: 時定数6秒の眼電図記録, $|\theta|$: 時間長400 $\frac{3}{10}$ 秒の移動窓を適用したときのEOG電位の速度指数。 10° : $|\theta|$ の0度の峰を検出するための閾値。600ms: 仮頂点間隔。 $|\theta|$ が 10° ($|\theta|$ の時間変動曲線上に実線の横線で表示)以下となる時点を仮頂点として抽出し, その頂点間隔が600 $\frac{3}{10}$ 秒を越えた時点を SEMs の検出時点とする。

出はその曲線上に生じる0度の峰の判定という問題に帰着することがわかる。

覚醒期および睡眠段階1における SEMs の自動検出例

図5は, (a)覚醒期と(b)睡眠段階1のEOG時系列に時間長400 $\frac{3}{10}$ 秒の移動窓を適用して SEMs の自動検出を試みた例である。各図の上段から, SEMs のEOG記録, EOG電位の速度指数 $|\theta|$ の時間変動曲線, および SEMs 検出処理を示す。SEMs の出現様態は覚醒水準によって異なり, 覚醒期では短周期の律動的な SEMs が優勢であるが, 睡眠段階1では運動周期が延長するため視察による判定の難しい出現様態となる。

$|\theta|$ の時間変動曲線は SEMs の運動周期が短い場合には, EOGの変化点(SEMsの頂点)にほぼ対応して0度の峰を鋭角な形で描く。一方, SEMsの運動周期が延長すると(例えば, 睡眠段階

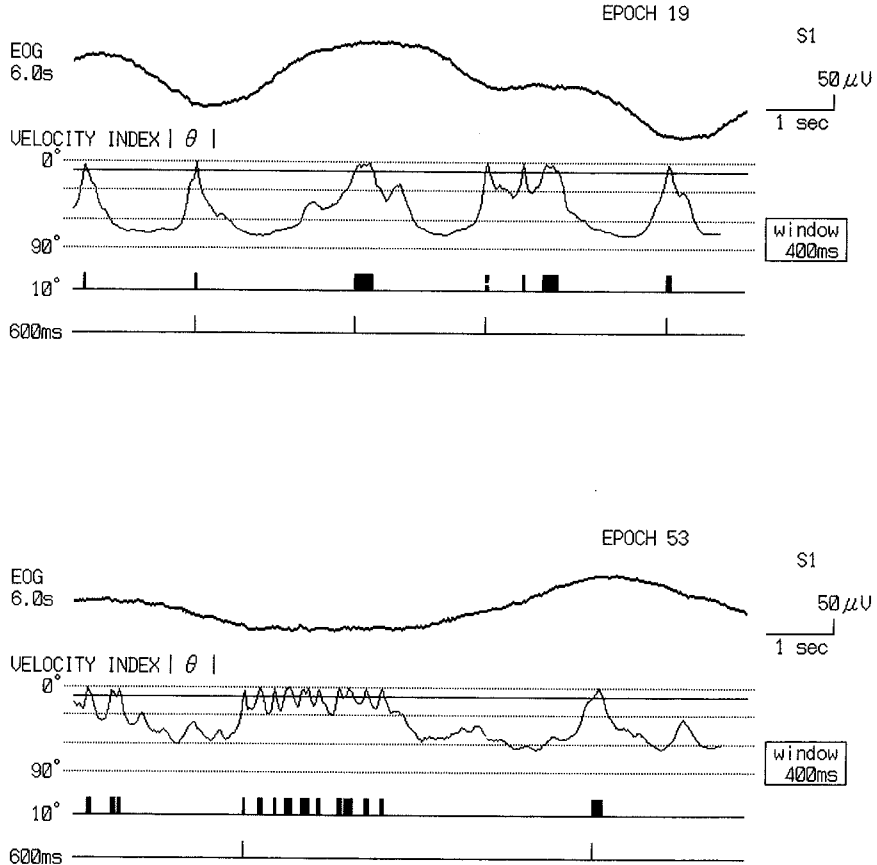


図 5b 睡眠段階 1 における SEMs の自動検出

略字の説明は図 5a と同じ。

1), SEMs の頂点相に対応して小刻みな変動を伴う鈍角な形で 0 度の峰が現れる。次に, $|\theta|$ の時間変動曲線上に現れる 0 度の峰から SEMs の出現を判読するため, 0 度の峰を仮頂点として抽出する閾値, 並びにその仮頂点から最終頂点を読みとるための頂点間間隔の基準を設定した (図 3)。 $|\theta|$ の閾値は $1 \Delta t$ 時間当たりの角度で表し, $10^\circ / \Delta t$ とした ($\tan 10^\circ = 0.1763$ であるから約 $3.5 \mu V / \Delta t$ の電位に相当する)。頂点間間隔は SEMs の頂点時間が 500ms 以上であること (広重, 1987) を参考に 600ms とした。処理手順は, $|\theta|$ が 10° より低くなる時点を決頂点として順次取り出し, 現時点の仮頂点が 1 つ前の仮頂点から 600ms より長い間隔で出現する場合に SEMs の頂点相をとらえた最終頂点と判定した。他方, 現時点の仮頂点の時間間隔が 600ms 以下である場合はこれを無視し窓を Δt の時間だけ移動して次の仮頂点の処理へ移行した。処理結果は各図の下 2 段にパルス状の縦線です。仮頂点の判定出力は原記録の SEMs の運動周期の長短と電位の細かな変動を反映しているが (10° のパルス列), 頂点間間隔の処理により EOG の変化点にはほぼ一致した分布に修正され (600ms のパルス列), SEMs の検出が的確に行われたことがわかる。

考 察

本研究は、入眠期の生理指標である SEMs の自動検出を目的として EOG 電位の速度を直線近似するアルゴリズムを検討した。それは、一定の時間区間（窓）で EOG 電位の変動傾向を回帰直線で推定し、その直線の傾きの逆正接 θ の絶対値を速度指数として求め、 $|\theta|$ の時間変動を分析した。その処理手順は(1)移動窓の設定、(2)各窓内の EOG 電位の速度の推定、(3) $|\theta|$ の判定基準の設定（角 θ の閾値と頂点間間隔）という簡潔な形で構成された（図3）。これを実際の EOG に適用した結果、 $|\theta|$ の時間変動曲線は EOG 電位の速度波形としての特徴を備え、その曲線上の 0 度の峰の判定によって SEMs の自動検出が可能であることが判明した。

SEMs の検出において EOG の変化点を検出する点で本研究は島菌（1980）らの研究と共通するが、解析の直接の対象はそれぞれ異なっている。島菌らの検出法は、EOG 電位の振幅差をスライスレベル（ $32\mu\text{V}$ ）を介して正負零の3値符号に変換し、その符号の時系列から変化点（仮変化点）を取り出す振幅面のスムージング処理と、隣接した仮変化点のうち短い時間間隔（ 35ms 以下）で現れるものを除去し、残った仮変化点から最終的な変化点（SEMs の頂点）を取り出す時間面のスムージング処理を組み合わせている。つまり、その解析の対象は EOG 電位に関する符号時系列であるが、その信頼性に問題が残るように思われる。たとえば、同一の記録であってもスライスレベルの設定を変えると異質な符号時系列が産出される可能性がある、また斉一なスライスレベルで検出処理を行うと EOG 電位の個人差の影響を受けて検出精度が低下するといった弱点がある。

一方、本研究の自動検出法は $|\theta|$ の時間変動曲線を解析の対象とした。SEMs の頂点相を的確に反映する速度波形としての $|\theta|$ の適正度は移動窓の時間長によって決められた。図4に示すように、短い時間長では瞬間の電位変動のみが強調されて SEMs の頂点付近の変動との識別ができない場合があるが（特に、睡眠段階1の SEMs）、 400ms の時間長の窓を用いることで0度の峰を明瞭に示す $|\theta|$ の時間変動曲線が得られた。このように、本研究の自動検出法は、スライスレベル方式のように EOG 電位の大きさに合わせた調整を必要とせず、移動窓の時間長の選択によって解析の対象を適切に確定することができる。この意味で、EOG 電位の大きさの影響を原則的に受けにくい解析法となっている。今回の解析は被験者1例の資料であるので EOG 電位の個人間差については直接言及できないが、検出成績から判断する限り、EOG 電位の個人内の多様な変動には十分に対処できることがわかった。 $|\theta|$ の時間変動曲線上の0度の峰を読み取るために仮頂点の閾値として10度を設定した。この閾値は SEMs の検出感度と関係するが、10度より小さな角度では SEMs の見落としが若干例みられた。この点については、分析例数を増して検討したい。

加えて、SEMs 波形の特性の詳細な数量化ならびに視察判定との比較を行うには、頂点時間(PT)や頂点振幅(PA)などの SEMs 波形の特徴抽出パラメータ（広重，1987）の計測を本研究のアルゴリズムに組み込む必要があるだろう。これらのパラメータの計測にあたっては立ち上がり点の判定が重要な問題となる。現在、25度程度の閾値（振幅に換算すると約 $9\mu\text{V}/\Delta t$ ）を用いて検討を進めている。

覚醒期やレム睡眠期に出現する速い眼球運動（saccades と REMs）の検出に本研究の検出アルゴリズムを適用することは原理的に可能である。運動速度の分布が基本的に異なる眼球運動を総合的に解析するシステムの開発は、人の意識水準のダイナミズムの解明に寄与するところが大きいと考える。

文 献

- 広重佳治 1987 入眠期指標としての緩徐眼球運動の変動. 生理心理学と精神生理学, 5, 11-19.
- 広重佳治 1997 入眠期緩徐眼球運動の眼電図記録における最適時定数. 脳波と筋電図, 25, 385-392.
- 広重佳治・宮田 洋 1990 昼間睡眠時の緩徐眼球運動と睡眠段階の移行期間. 心理学研究, 60, 378-385.
- 岩原信九郎 1969 教育と心理のための推計学. 日本文化科学社
- Rechtschaffen, A., & Kales, A. (Eds) 1968 A manual of standardized terminology, techniques and scoring system for sleep stages of human subjects. Washington DC: Public Health Service, U.S. Government Printing Office.
- 島藺安雄・小島卓也・山本紘世 1980 眼球運動自動解析装置の作成とその精神医学的応用. 昭和54年度科学研究費補助金(一般研究B)研究成果報告書
- 菅野久信・稲永和豊 1972 眼球運動と意識水準. 臨床脳波, 14, 169-171.
- Varrie, A., Hirvonen, K., Hakkinen, V., Hasan, J. & Loula, P. 1996 Non-linear eye movement detection method for drowsiness. International Journal of Bio-Medical Computing, 43, 227-242.

Summary

This paper presents a linear approximation method to detect slow eye movements (SEMs) during the transition between wake and sleep in man. The method was based on the application of a linear regression analysis to electro-oculographic (EOG) data. The horizontal EOG was bipolarly recorded from the skin near outer canthi of both eyes and AD converted with a sampling frequency of 50 Hz. EOG velocity index $|\theta|$, as the absolute value of angle made by the regression line and the time axis, was computed for each 400-ms window which moved along EOG curve with a step of 20 ms. The changes in $|\theta|$ was found to sensitively reflect the critical points of EOG curve. Automatic detection of SEMs was made by defining the zero peak of $|\theta|$, i.e. the first appearance of $|\theta|$ which was equal to or less than 10 degrees, and the interval between the zero peaks.

Key words: slow eye movements, drowsiness, automatic detection, EOG velocity.