

## アイマークレコーダを使った視線移動の測定と EOG の補正

伊月 宣之\*, 久保 賢倫\*\*

\*新居浜工業高等専門学校電気工学科, \*\*久保眼科医院

## 要 約

従来の眼電位図 (EOG) 測定においては, 実際の注視位置がモニタされていない。そのため, 測定中の眼電位と眼球運動との関係が明確でなく, 視標を注視する場合, 注視位置が視標からずれると眼電位に誤差が混入する。そこで, 眼電位図測定時に注視位置をモニタし, 眼電位と注視点移動との関係を明確にすれば, 眼電位図を補正することができる。そのため, 眼電位の測定と同時に角膜反射法によって実際の注視点が求められた。ここで眼電位を注視点で補正するためには, 両者の関係を明確にする必要があるので, 視角で $\pm 15^\circ$ 以内の種々の振幅の眼球跳躍幅に対する眼電位が測定され, 両者の関係が明らかにされた。眼電位は眼球跳躍幅の正弦関数とみなせるが, 今回の測定では $\pm 15^\circ$ の範囲までは比例関係で近似できることがわかった。本方式による同時測定では, 視標を注視しなくても自由な眼球跳躍運動を行っただけで, 補正により EOG 時間曲線の測定が可能となる。(日眼会誌 95:1085-1093, 1991)

キーワード: EOG, 視線移動, アイマークレコーダ, 眼球跳躍幅

Correction of EOG with Eye Movement Measured by  
the Eye Mark Recorder System

Nobuyuki Itsuki\* and Masanori Kubo\*\*

\*Department of Electrical Engineering, Niihama National College of Technology

\*\*Kubo Eye Clinic

## Abstract

The electrooculogram (EOG) is usually necessary for the subject to fixate two targets alternately at a fixed visual angle. However, in the patients with poor vision, it can be difficult to fixate exactly. In such case, the results can be improved by using both the measurement of real eye position and the measurement of EOGs in combination. In this study, we measured subject's eye position simultaneously with the potential changes around his eyes as the subject pursued alternately two on-and-off visual targets which were horizontally placed on the cylindrical screen at a regular visual angle in front of his eyes. The EOG is obtained from those potential changes. If the difference between the target position and the fixating point can be calculated from the net eye movement measured with an eye camera, the error potential can be derived from this difference. Therefore, exact potential changes are obtained by correcting the measured potentials with the above error potentials. The authors were able to confirm that the potential changes were approximately proportional to the amplitude of saccadic eye movements within about  $30^\circ$  in front of the eyes. Therefore, the simultaneous measurement of the

別刷請求先: 792 新居浜市八雲町7-1 新居浜工業高等専門学校電気工学科 伊月 宣之  
(平成2年10月5日受付, 平成3年3月19日改訂受理)

Reprint requests to: Nobuyuki Itsuki Department of Electrical Engineering, Niihama National College of Technology.

7-1 Yagumo-cho, Niihama 792, Japan

(Received October 5, 1990 and accepted in revised form March 19, 1991)

potential changes and the eye position enable measurement of EOG without pursuing the targets by transforming the measured potentials into the exact values corresponding to the constant amplitudes of saccades. (Acta Soc Ophthalmol Jpn 95 : 1085-1093, 1991)

**Key words :** Electrooculogram (EOG), Eye movement, Eye mark recorder, Amplitude of saccade

## I 緒 言

眼電位図 electrooculogram (EOG) は網膜病変や色素上皮疾患の診断,あるいは眼球の機能検査法として臨床に使われている。この EOG は,網膜疾患などを検査する場合,眼球の前方に一定の間隔(通常 $30^\circ$ の視角)で水平に置かれた2つの視標を1秒程度の間隔で交互に注視したときの眼電位変化として測定される(図1)。その場合,眼球の跳躍幅(サッケード角)は視標に追従して一定振幅の矩形波と仮定して測定されている。ところが,長時間にわたる測定では実際の注視位置が視標からずれたりすることがあり,さらに頭部が移動すれば眼球跳躍幅に誤差が混入してくる。幼児や老人などでは視標をまとも注視しないこともあり,また中心暗点をはじめとする視野障害,あるいは水晶体混濁や強度近視等の視力障害がある者にとっても,視標を追視することは困難である<sup>1)2)</sup>。従って,EOGを臨床に応用する場合,本来は眼の異常を調べる検査であるにもかかわらず,眼球機能疾患のある者から EOG の測定が困難であるため,その有用性が十分に活用できていない。そこで今回このような欠点を改善し,どのような眼の悪いヒトからも EOG が測定できるように,臨床診断への利用価値をより拡大させるための新しい測定方式を考案した。すなわち,実際の注視点をモニタして眼電位振幅の補正ができれば,このような

問題は解消され,強度視力障害者や視野障害者に対してもより信頼性の高い測定ができる。そのため筆者らは,角膜反射法を用いて EOG の測定に並行して実際の注視位置を測定する方法をとった。本法により無理に視標を注視しなくても,眼球を任意に跳躍運動させたときの眼電位を測定するだけで EOG 時間曲線の作成が可能となり,EOG の臨床応用範囲が拡大されると考えられる。

## II 実験方法

### 1. 実験装置

筆者らは,既にマイコンを使って自作した EOG 自動計測装置<sup>3)</sup>により EOG と注視点の同時測定法を提案して報告した<sup>4)</sup>。しかし,その装置では角膜反射用のスポット光に白熱光が使用されていたので,EOG 時間曲線の測定では,明順応時の注視点検出が困難であった。そこで今回,(株)ナック製のアイマークレコーダ(EMR-V)を導入することにより同時測定法に再検討を加え,試作装置では問題を残していた点を改良した新しい測定システムを考案した。アイマークレコーダ(EMR-V)では視線位置検出に赤外発光ダイオードを使っているので,白熱光では困難であった明順応時の注視点検出が簡単にできるようになった。図2は EOG・注視点同時測定システムの概略であるが,図の上側は注視点検出部であり下側が EOG 測定部である。下側に示すように,皮膚電極(日本光電製 Ag/AgCl 電極)から導出された眼電位は増幅器(日本電気三栄製ポリグラフ366)を通して A/D 変換器に送られると同時に,ペン書きレコーダにアナログ波形として記録される。増幅器のゲインは80dB,時定数0.3sまたは1.5s,高域カットは30Hzとした。A/D 変換器の分解能は12ビットであり,素子の変換速度は $8\mu\text{s}$ ,入力電圧範囲は $\pm 5\text{V}$ に設定されている。A/D 変換器を通してパソコンに入力された眼電位連続波形は,ソフトウェアにより波形のピーク値が検出されて,マイクロボルト数値としてメモリに取り込まれる。変換器の分解能は約 $\pm 1\mu\text{V}$ であるが,実際の眼電位図波形では眼球跳躍幅が約 $0.5^\circ$ (眼電位で約 $10\mu\text{V}$ 相当)よりも小さくなる

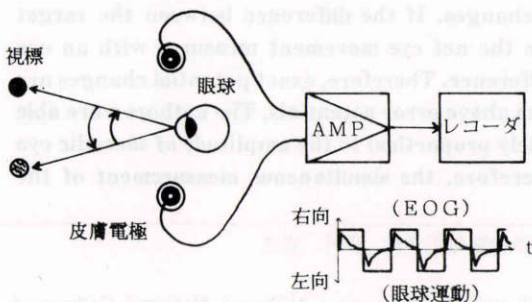


図1 EOGの測定原理。視標は約1秒間隔で左右交互に点滅する。右下方の矩形波はその視標を追跡する理想的な眼球運動を示す。

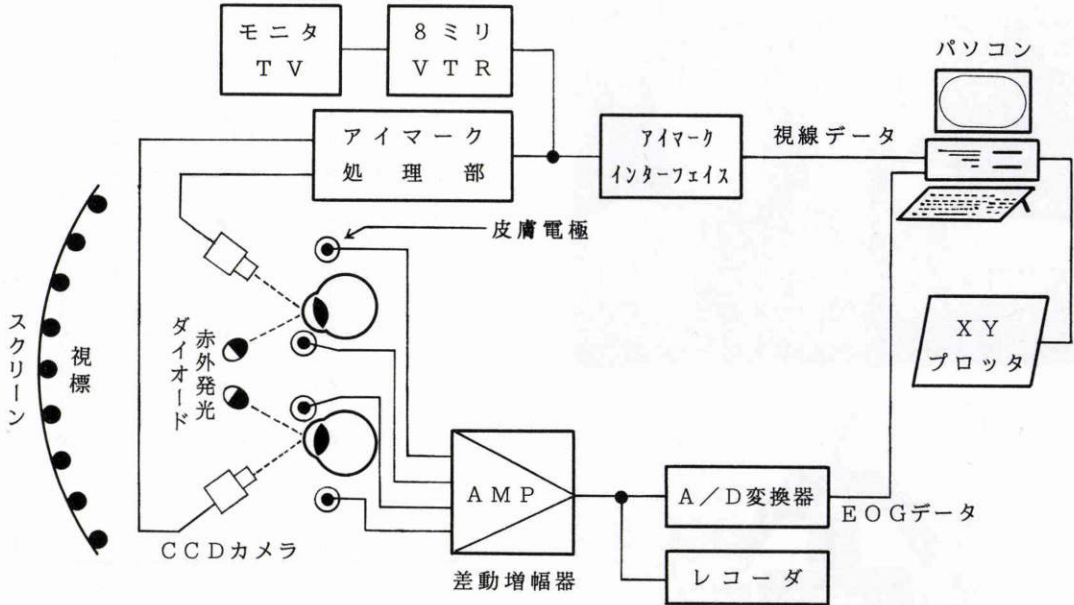


図 2 EOG・注視点同時測定システム。視標は赤色発光ダイオードを水平・垂直5°間隔で円筒スクリーン上に9×9個正方格子点列状に配置。ブロック図の上方はアイマークレコーダによる視線移動測定部，下方はEOG測定部である。

と、雑音電圧のため眼電位振幅は眼球跳躍によるものかどうかの判別が困難となる。

一方、図2の上側の注視点検出では、角膜反射法により注視点の検出が行われる。両眼の角膜に投射されたスポットランプ(赤外発光ダイオード)の反射像は、CCDカメラで検出されて8ミリVTRに録画される。測定終了後、VTRの再生画像はEMR-V用データアウトユニット(V-99B)に転送され、注視点移動は30個/秒の速度で GPIB インターフェイス を介してパソコンに取り込まれる。本測定では、顎を受け台にのせるだけで頭部の固定はしていない。頭部の揺らぎは、専用の画像処理装置に入力されたアイマークレコーダの視野画像のズレにより補正される。アイマークレコーダの分解能は可変であり、今回の測定では視野の中心付近で約0.2°に設定されているが、データ処理の段階で、半径約0.6°の範囲内に連続して停留する注視点群は、それらの平均座標を求めて代表注視点として一点に集約した。従って、処理された注視点移動の精度は視野中心部で約0.6°となる。尚、注視点の個数(1個当たり1/30秒)から停留時間が計算される。

## 2. 実験方法

図3aは実験の様子を示す写真であり、同図bはアイマークレコーダと皮膚電極を装着した状態を示すも

のである。被験者は、眼球前方50cmの所に設置されている円筒状白色スクリーンに向かって椅子に座り測定を行った。スクリーン上には赤色発光ダイオード(直径3mm:視角20°)が視角5°の間隔で水平に左右±20°まで9個、さらにそれらが垂直に上下±20°まで9列、合計81個取り付けられており、これらのうち眼球直視水平線上の左右任意の2個が対となって約1秒間隔で交互にステップ状に点滅する。被験者はこれらの視標の点灯したほうを追跡注視し、そのとき眼電位と注視点位置とが同時に測定された。視標角度は5°刻みで、被験者の眼球正面を中心0°にして水平に-5°と0°、-5°と+5°、-10°と+5°、-10°と+10°、-15°と+15°の6つの場合に設定され、測定結果から注視点が一方向の視標から他方へ跳躍したときの注視点跳躍幅(視角)と、そのときの眼電位変化との関係が求められた。各々の視標角度に対して、被験者は眼球を左右6往復させた。実験はシールドルーム内で行われ、室内光(100Wの白熱天井灯)による明順応下であらかじめ15分以上の順応を行ったあと、測定が開始された。この場合、スクリーンに向かった眼球位置での照度は約60lxであった。被験者は正常視力の20歳男性5名であり、健常14眼(延べ個数)について測定した(2名は2度測定)。

TVカメラで撮影される角膜反射像は、角膜表面の

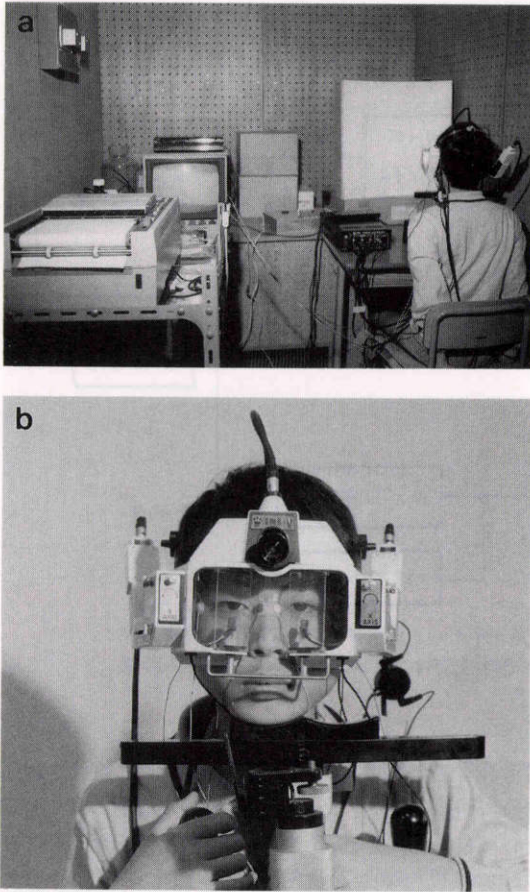


図3 a: 実験風景, b: アイマークレコーダ・皮膚電極を装着した状態.

球面収差のために、図4aのような正方形格子座標を注視しても歪んだものとなるので、補正が必要である。そのため測定が終われば、被験者は5°間隔で正方形格子状にスクリーンに取り付けられている9×9個の角膜反射像補正用の座標を順次注視し、そのときの実際の注視位置が測定され、後でソフトウェア的に注視点の補正が行われる。図4bは実際に測定された補正用角膜反射座標（右眼：データ処理後）である。周辺部に幾分歪みが現われているのがわかる。このように平面的に考えると、アイマークレコーダでは視野画像と実際の注視位置とは必ずしも正確に対応してはいないので、何らかの補正が必要である<sup>5)~7)</sup>。アイマークレコーダ使用マニュアルなどでは、通常水平2点または矩形の4点で補正しているが、視野の中心部と周辺部では歪みの程度が異なるので、それだけでは不十分

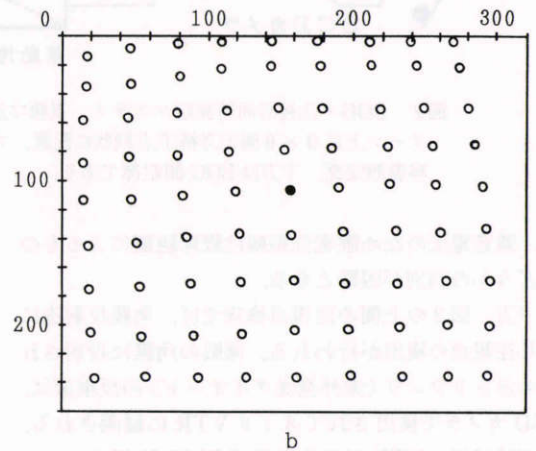
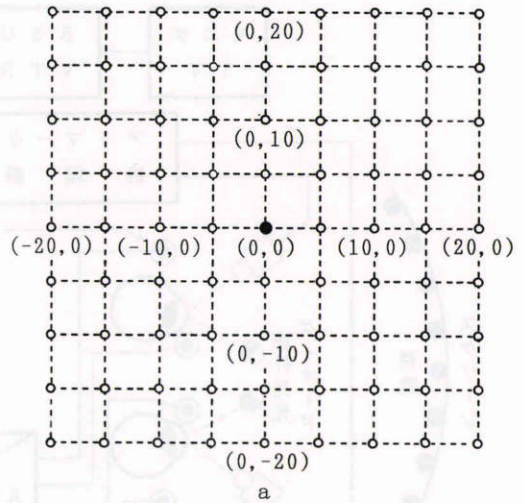


図4 a: スクリーン上5°間隔で正方形格子点列状に配列された注視点補正用視座標。数値は眼球正面直視位置を(0°, 0°)とする水平・垂直の視角座標値を示す。b: aの各視標を注視して測定された角膜反射像の位置(代表注視点)。座標軸の目盛り数値は左上隅を原点とするEMR-VデータアウトユニットのXY座標(横: 319, 縦: 243)を示す。a, bともに中央の黒丸は眼球正面直視位置を示す。

なことがわかる。本システムでは、図4bに示されているような注視点補正座標が使われ、時々刻々の注視点が補間法によって補正されているので、視野中心部から周辺部にわたって実際の注視点が検出される。なお、同図に示されているように、個々のまぶたが多少歪んでいるのは、表情変化などのためにアイマークレコーダが頭部からわずかにずれることによると考えられる。

### III 結 果

図5は $-10^{\circ}$ と $+10^{\circ}$ の角度に置かれた2つの視標を追跡注視したときの視線移動軌跡の例を示したものである。図には視標追視18秒間の視線移動が連続的に表示されている。測定時には正確に視標を注視するよう指示が出されていたが、図からわかるように必ずしも正確には視標を見ていない。被験者は正確に注視しているつもりでも実際には注視位置がずれていることもあるので、EOG測定の精度を上げることは難しい。場合によっては注視点がさらに上下方向に分散することもある。このように視線移動を2次元的に表示すると、EOGの測定がどのような状況の下で行われたかを把握することができる。また図6には、この視線移動の水平成分の時間経過が眼電位変化とともにプロットされており、図から眼球が視標を水平に追視している様子が経時的に認識でき、そのときに導出された眼電位が視線移動と対応づけて把握される。縦軸の上方向は視線の右向きの動きを、下方向は左向きの動きを表わしている。この例では、眼電位が視線跳躍後に0.3sの時定数で減衰している。上側(右眼)には雑音電位が重畳しているが、これは電極表面の汚れと貼付け具合などによるものである。

ここで、本測定システムにより検出される注視点跳躍幅と眼電位変化との関係を検討するために、図6から注視点が左の視標から右の視標へ跳躍したときの跳

躍幅と、それに対応する眼電位変化とが左右眼各々6組ずつ検出された。図7は、横軸に注視点跳躍幅(角度)、縦軸に眼電位変化をとってプロットしたものである。右眼は眼電位に混入した雑音のため、視標角度が $5^{\circ}$ の時の眼電位変化が検出できなかった。白丸は個々のデータであり、黒丸は6種の視標距離の各場合の平均値である。平均値はほぼ直線状に分布しているのがわかる。ただし、右眼は上方へ平行にずれている。これは雑音電位の影響と考えられ、この雑音電位分( $40\sim 60\mu V$ )を差し引くと右眼の特性はほぼ原点を通る直線となる。図8は、上記データを注視点跳躍幅で補正せずに、従来の方法に従って眼電位変化を単に種々の視標距離に対応させてプロットしたものである。図7と同様、黒丸は各場合の平均値を示している。平均値は直線状に分布しているが、個々のデータは注視点で眼電位を補正したもの比べてバラツキが大きく、標準偏差が大きくなっている。図7の左眼の例では標準偏差が6.02であるのに対し、図8の補正なしの場合では倍の12.07になっている。5名の被験者14眼につき、視線跳躍幅で補正した場合と補正しない場合の標準偏差を比較すると、右向きと左向きの眼球跳躍を合わせた平均値で前者は15.96、後者は23.59となり、補正により約32%程度小さくなった。本実験では、被験者にできるだけ正確に視標を追跡注視するように指令していたが、その指示がなければ従来の方法による場合のバラツキは今回よりもさらに大きくなると予想

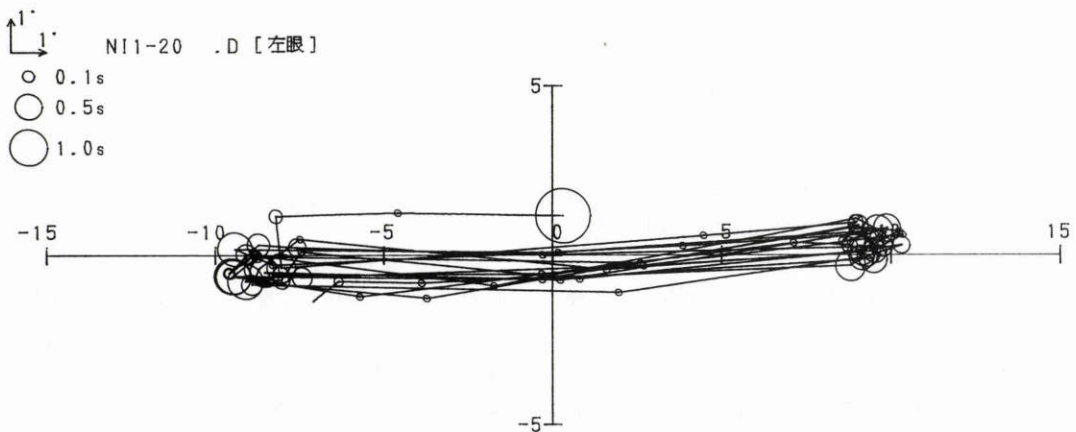


図5 視角( $-10^{\circ}$ ,  $0^{\circ}$ )と( $10^{\circ}$ ,  $0^{\circ}$ )の位置の視標を1秒間隔で交互に注視したときの視線移動軌跡(実線)と視線停留状況(小円)。円の面積は停留時間に比例し、中心は代表注視点の位置を表す。横軸と縦軸の目盛りは水平と垂直の視角(度)を、左上の水平・垂直向きの矢印は $1^{\circ}$ のスケールを示す。その下の円は停留時間0.1, 0.5, 1.0秒の大きさを示す。18秒間の視線移動の様子をプロットに出力したものである。

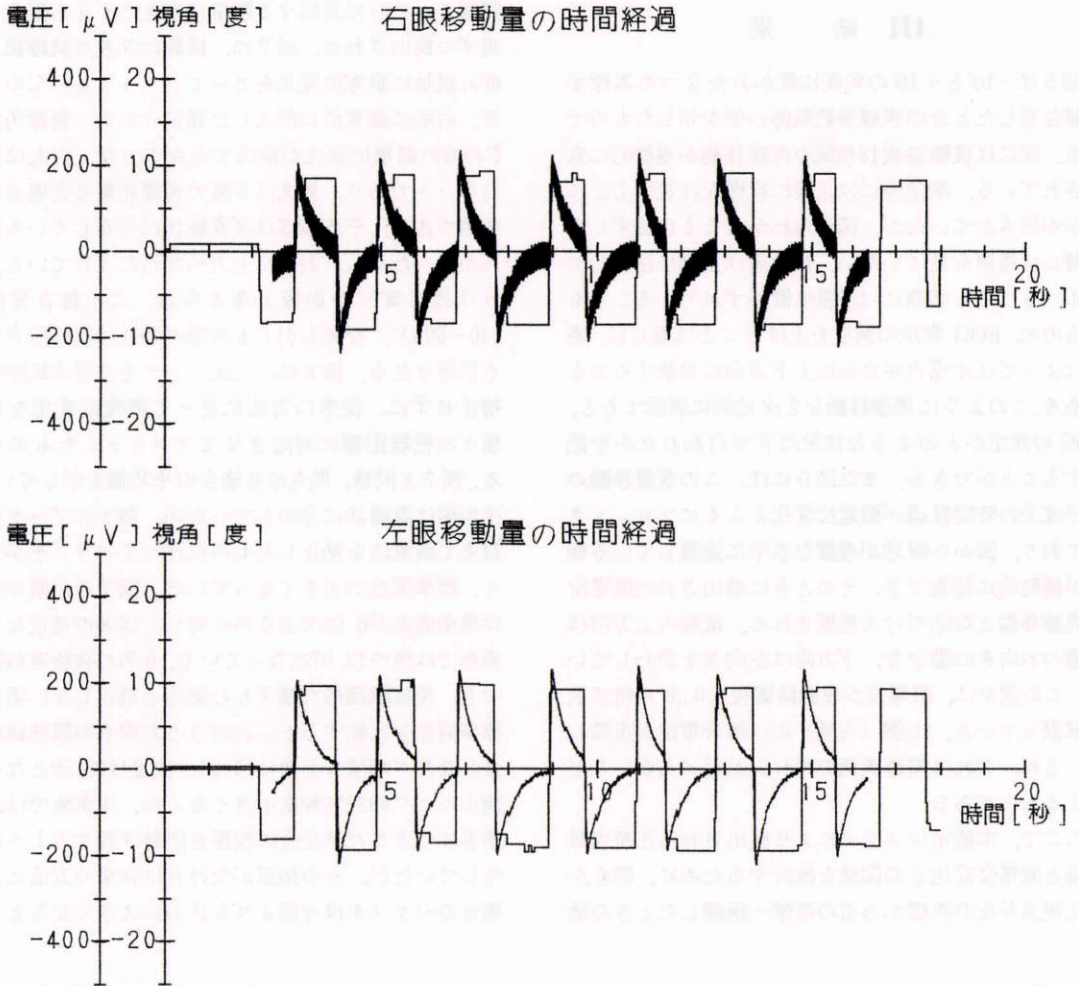


図6 眼電位変化と視線移動水平成分の時間経過との同時表示，矩形の波形は水平方向の視線移動時間経過を，減衰波形は眼電位波形を示す．眼球右向きの運動を正，左向きの運動を負にしている．眼電位増幅器の時定数0.3秒の例が示されている．

される。なお、図7、8の標準偏差は、図6から目視によりバラツキが少ないものを検出して処理したため小さくなったが、平均値として示した15.96及び23.59の値は、ソフトウェア的な処理でデータを検出して標準偏差を求めたために大きくなった。処理方式を変えれば、もう少し小さい値が得られるであろう。次に、図7、8の眼電位変化の大きさを比較すると、補正しない場合は補正したものに比べて小さくなっており、眼球跳躍幅が30°の場合で比較すると左眼で26μV（補正值で30°の場合の眼電位の6.8%）の差がある。全データでは同様に30°のとき、補正した場合に比べて補正しない場合は約5.3%（-25.5dB）小さくなっていた。

#### IV 考 按

従来のEOGの測定方法では、注視点が監視されていないため、視標を注視する場合に視線が視標からずれてもチェックできないので、正確な測定精度を把握することが困難であった。筆者らはこのような従来の測定法の欠点を改良するため、EOGの測定中に角膜反射法を適用したアイカメラを使って視線移動を監視する方式を適用した。角膜反射法では、アイカメラで検出される角膜反射像と視野画像が正確に1対1に対応してはいるので、補正する必要がある。このため、図4に示した視線補正座標を使って細かく補正を行い

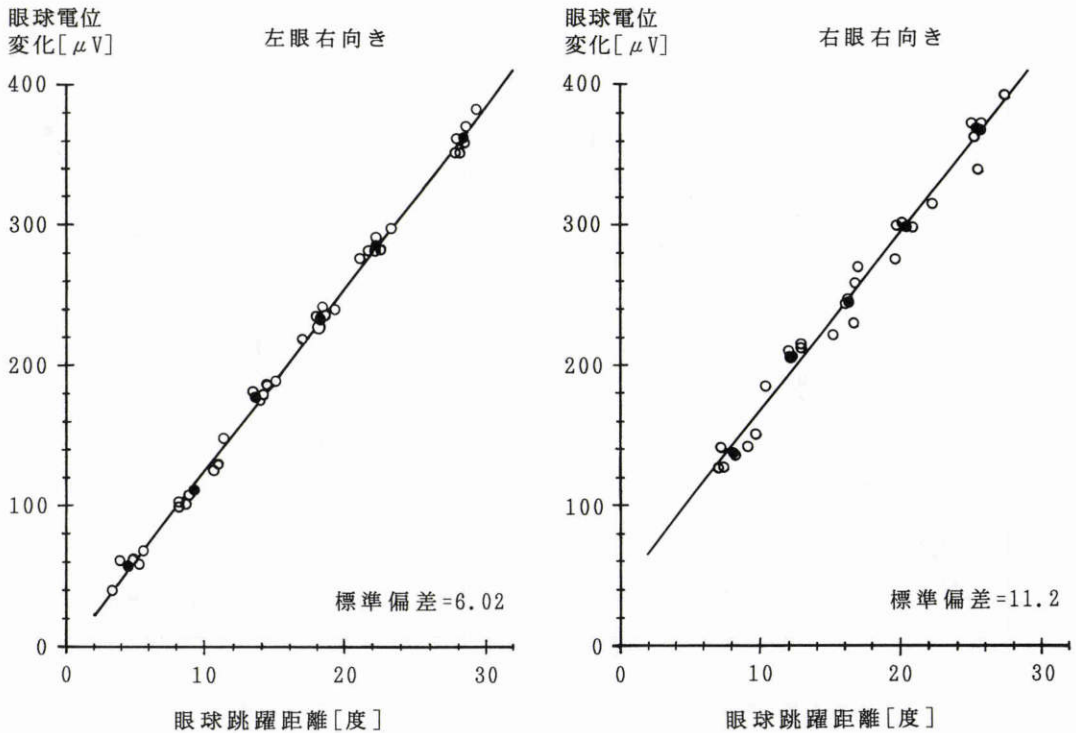


図7 眼球跳躍幅(角度)と眼電位変化との関係。視標距離5°, 10°, 15°, 20°, 25°, 30°の場合につき各々6個ずつデータを検出(白丸)。各場合の平均を黒丸で示す。直線は回帰直線を示す。右眼は雑音電位の影響を受けているため回帰直線は原点からずれている。

注視位置を計算した。アイカメラを装着する度に補正座標を測定するので手間を要するが、アイカメラのゲインを変えても、角膜の形状が異なっても気にする必要はなく、さらに測定時にアイマークと注視位置とを厳密に合わせなくてもよい。また、眼球運動の測定では、頭部移動による注視点のズレが問題となる。簡易なズレ防止策としてはマウスピースや額当てを使えばよいが、Merchant<sup>5)</sup>はオキュロメータを使って瞳孔中心を求め、角膜反射スポットがその中心からずれている距離から注視位置を検出する方法を開発している。この方法は頭部のズレが除去できる良い方法である。また、最近では視野画像の中に赤外線マーカーをおき、その位置のズレを検出して頭部移動を補正するものが開発されている<sup>8)</sup>。本測定システムにおいても後者と類似の方法により、アイカメラの視野画像中の特定の点の動きをマニュアルで検出して頭部のズレを補正しているので、頭を厳しく固定しなくてもよい。

注視点が精度よく求められると、この視線移動と眼電位変化とを共通の時間軸で合わせる必要がある。こ

れはソフトウェアで処理され、その結果、図6のような時間経過図が得られる。筆者らの研究目的は、視覚障害者のEOG時間曲線を測定する方法を検討し、臨床的に有用なデータを得ることにあるが、今回はその第一段階として、視標追視により注視点を種々の振幅でステップ状に跳躍させたときの注視点跳躍幅と、それに対応する眼電位変化との関係を検討した。眼球を回転させた場合、角膜前部と眼球後極部との間に生じている静止電位により、眼球両側の皮膚面上から検出される眼電位変化は、Fenn<sup>9)</sup>によれば眼球回転角の正弦関数になると報告されているが、本システムで得られた結果からは、眼球跳躍幅が±15°以内では直線で近似してもよいと考えられる。ただし、Fenn<sup>9)</sup>の方法では注視点は監視されていない。Hamada<sup>6)</sup>は2台のカメラを使ってEOGの測定と同時に注視位置を撮影し、角膜反射像の位置とEOG電位とが直線関係になることを確かめている。そして、ヒトとネコについて眼球の単位回転角度当たりの眼電位をEOGゲインとして求めている。注視点を求める方法はMerchant<sup>ら</sup>

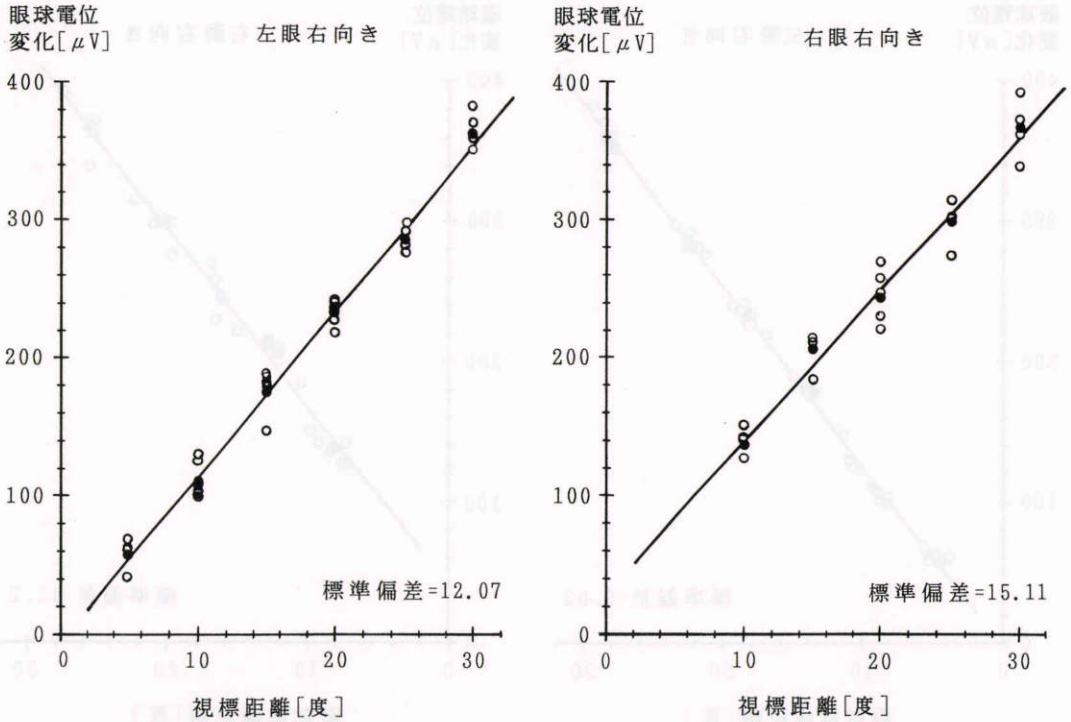


図8 視標距離(角度)と眼電位変化との関係(注視点による補正なし). 横軸は視標距離を示す. 回歸直線の傾きは図7より小さい.

の方法に基づき, 角膜反射像が瞳孔中心から偏心した距離により求めている. また, Finocchio<sup>7)</sup>は幼児について角膜反射を利用して注視位置をモニタしながらEOGを測定している. そして, 相対的なEOG電位が $\pm 20^\circ$ までは眼球位置に比例していると報告している. この研究では, 角膜反射像を目視することによって注視点をモニタしている. 両者ともEOG時間曲線など長時間の測定に応用するには問題があり, 単にEOGのcalibrationを目的としたものと解釈される.

本報告では, 試作した計測システムで測定した結果, 注視点跳躍幅と眼電位変化が眼球正面付近で $\pm 15^\circ$ 程度まではほぼ比例関係にあることを示した. 今回の結果は照度60 lxの室内光における明順応下で測定したものであるが, EOG時間曲線の作成では暗順応および明順応の下で眼電位が測定されるため, さらに種々の環境下でも上述の関係が成り立つことを確かめる必要がある. 比例関係が成り立てば, EOG測定時に実際の注視位置を測定することにより, 注視点が視標からずれても比例関係に基づいて補正することができる. いかえれば, 視標を提示しなくても, 1秒間隔の信号

音に従って眼球を任意に跳躍させたときの眼電位と角膜反射像を検出することにより, 後で補正すればEOG時間曲線の測定が可能である.

なお, 本論文の要旨は第93回日本眼科学会にて発表した.

#### 文 献

- 1) Doft BH, Burns SA, Elsner A: The inverse electro-oculogram. Br J Ophthalmol 66: 379-381, 1982.
- 2) van Lith GH, Mak GT, Wijnands H: Clinical importance of the electro-oculogram with special reference to the chloroquine retinopathy. Bibl Ophthalmol 85: 2-9, 1976.
- 3) 久保賢倫, 伊月宣之: Cross-talk 消去機能を持ったEOG自動計測装置の試作. 眼紀 32: 1496-1500, 1981.
- 4) 久保賢倫, 田内芳仁, 西原 勝, 他: 角膜反射法によるEOGの補正. あたらしい眼科 1: 140-142, 1984.
- 5) Merchant J, Morrissette R, Porterfield JL: Remote measurement of eye direction allowing subject motion over one cubic foot of space. IEEE Trans Biomed Eng 21: 309-317, 1974.



- 6) **Hamada T**: A method for calibrating the gain of the electro-oculogram (EOG) using the optical properties of the eye. *J Neurosci Methods* 10: 259-265, 1984.
  - 7) **Finocchio DV, Preston KL, Fuchs AF**: Obtaining a quantitative measure of eye movements in human infants: A method of calibrating the electrooculogram. *Vision Res* 30: 1119-1128, 1990.
  - 8) **前迫孝憲, 清水康敬**: 頭部の動きを補正する注視点測定装置の開発. *信学論 (A)* J71-A: 2192-2197, 1988.
  - 9) **Fenn WO, Hursh JB**: Movements of the eyes when the lids are closed. *Am J Physiol* 8: 8-14, 1936.
-