

強度視力障害者の眼電位図(E O G)

測定法の開発に関する研究

平成 7 年 12 月

伊 月 宣 之

序 章

本研究は、1983年12月に京都で開催された第4回国際眼研究会議日本部会において、自作したアイカメラを使って測定したデータを発表したことから始まり、その後、1987年に㈱ナックのアイマークレコーダ-モデルVを導入して現在の測定システムを構成してから実質的な研究に着手し、現在に至っている。

これまでに、眼電位図に関する研究は多くの電気生理学者によってかなり詳細に研究し尽くされ、最近ではこの分野の基礎的な研究はその歩みをとどめ、もっぱら臨床診断に適用される実用的な検査法として検討が加えられている。眼電位図検査はこのように臨床診断に有用に使われているが、従来の測定方式では測定対象に制約があり、例えば、現実には視力障害を受けてモノが見えないために各種検査が必要な患者であっても、規定通りの眼球運動を行うことが困難であれば、眼電位図の測定はいまのところ実施できない検査の1つである。しかしながら、電気生理学的な検査は、医者にとっては目に見えない多くの情報が非侵襲で得られる有力な検査法であるので、まだ測定が可能ではない強度視力障害者からの眼電位図の測定が可能になれば、臨床診断・治療にとっては重要な意義を持つことになるであろう。

本研究はこのような状況のもとで手がけられたものである。まだ、試作システムの実用性が検討されたばかりであるので、今後更に、臨床データの収集およびそれらの解析により、眼科領域の診断・治療に大きく役立てることを目的に研究を進める必要がある。

目 次

第1章 緒 論	1
1.1 緒 言	1
1.2 EOG測定の意味	3
1.3 EOGの臨床応用	5
1.4 従来のEOG測定法の欠点	7
1.5 研究目的	8
1.6 本論文の概要	8
1.7 参考文献	10
1.8 本論文に関連する発表論文、口頭発表	12
第2章 角膜反射法を併用したEOG電位の測定法	16
2.1 緒 言	16
2.2 眼球運動（視線移動）測定法	17
2.2.1 角膜反射による眼球運動の検出法	17
2.2.2 頭部移動の補正	21
2.2.3 注視点の補正	22
2.3 眼電位図（EOG）の測定	25
2.3.1 眼電位図	25
2.3.2 クロストークとその消去法	28
2.3.3 EOGの測定で複数電極を使用する場合のクロストークの処理	31
2.3.4 EOG自動計測装置の試作	37
2.4 角膜反射法による注視点測定を併用した EOG電位測定システム	42
2.4.1 角膜反射法によるEOG電位の補正	42
2.4.2 注視点・EOG電位同時測定システム	43
2.5 結 言	48
2.6 参考文献	49

第3章 明順応下及び暗順応下におけるEOG電位特性	52
3.1 緒言	52
3.2 実験方法	53
3.3 実験結果	57
3.4 衝動性眼球移動量とEOG電位との関係	65
3.5 結言	67
3.6 参考文献	67
第4章 眼球の電池モデルによるEOG電位の解析	69
4.1 緒言	69
4.2 大振幅の衝動性眼球運動に対するEOG電位特性	71
4.2.1 実験装置および方法	71
4.2.2 衝動性眼球移動量とEOG電位特性	74
4.2.3 電極位置の違いによるEOG電位特性	78
4.3 電池モデルによるEOG電位の解析	82
4.3.1 眼球の電池モデル	82
4.3.2 EOG電位のシミュレーション	88
4.4 眼球微小電流の計算	97
4.5 結言	98
4.6 参考文献	99
第5章 固定視標追視によるEOG時間曲線の作成	102
5.1 緒言	102
5.2 実験方法	103
5.3 実験結果と考察	105
5.3.1 EOG時間曲線	105
5.3.2 同時測定法と従来の方法によるEOG時間曲線の比較	111
5.4 結言	114
5.5 参考文献	115

第6章 眼球の自由運動によるEOG時間曲線	116
6.1 緒言	116
6.2 実験方法	117
6.2.1 眼球の自由運動によるEOG時間曲線の測定方法	117
6.2.2 注視点によるEOG電位の補正法	118
6.3 実験結果と考察	119
6.3.1 EOG時間曲線の作成	119
6.3.2 眼球の自由運動によるEOG時間曲線のL/D比	128
6.3.3 視標を使わないで測定したEOG時間曲線	132
6.4 結言	138
6.5 参考文献	139
第7章 強度視力障害者のEOG測定法	140
7.1 緒言	140
7.2 EOGの新しい測定方式	141
7.3 視力障害者のEOG測定例	144
7.3.1 白内障のEOG	144
7.3.2 糖尿病性網膜症のEOG	149
7.3.3 脈絡膜萎縮のEOG	152
7.4 新方式によるEOG測定システムの 問題点とその改良	153
7.4.1 測定システムのハードウェア上の問題点	153
7.4.2 測定システムのソフトウェア上の問題点	153
7.5 結言	154
7.6 参考文献	156
第8章 総括	157
謝 辞	161

第1章 緒論

1.1 緒言

眼科における電気生理学の領域では、網膜や脈絡膜など眼球後極部の病変を診断したり、網膜受容細胞から大脳視覚野へ至る信号経路を解析するために眼電位図（EOG：electrooculogram）、網膜電図（ERG：electroretinogram）、視覚誘発電位（VECP：visual evoked cortical potential）などがよく使われている。

一般に脊椎動物では、眼球前面の角膜側から後極側（網膜部）へ向かって常に微弱電流が流れているが、これは眼球が角膜側を正、網膜側を負とする電池（電気双極子）として作用しているためと考えられている（図1.1）¹⁾。このため、眼球には眼球常存電位と呼ばれる電位が存在し、人眼で約6mV程度であり²⁾、眼球両側（内眼角部と外眼角部）の皮膚面上に電極を貼り付ける

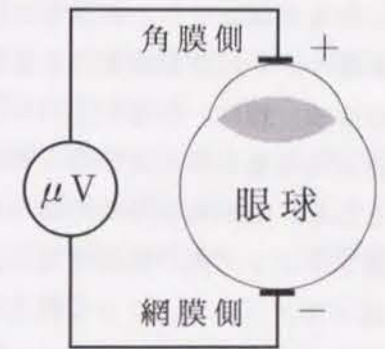


図 1.1 眼球常存電位

ことにより検出される（図1.2）。この眼球常存電位をペン書きレコーダなどで記録したものが眼電位図：electrooculogramであり、その記録方法は眼電位図法：electrooculographyと呼ばれ、共にEOGの略称で使われている。このEOGは暗闇の中で眼が順応している間（暗順応下）や明視

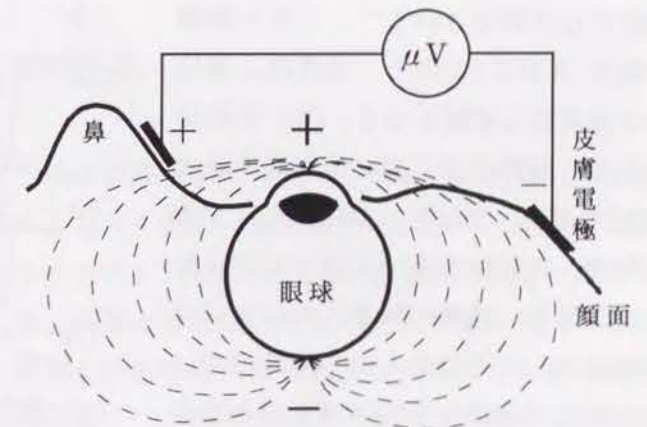


図 1.2 眼球常存電位の測定原理

時（明順応下）でゆっくりと変動し、その絶対値は測定環境・条件によって変化する。そのため臨床診断では、通常、眼球を左右水平方向へ交互に一定角度で跳躍運動（衝動性回転運動）をさせたときに生じる電位変化がE O Gとして用いられている。このE O Gの波形や振幅、振幅の時間変化などにより、眼球後極部や視路（視神経以下後頭葉の視中枢に至るまでの経路）の疾患を検査することができる^{3) 4)}。

一方、網膜には視細胞として杆体と錐体があり、これらに光が当たると視細胞電位が発生し、水平細胞や双極細胞などの細胞層を通して神経節細胞へ信号が伝わるが、これらの総和的な結果として網膜に静止電位が生じると考えられる。眼球常存電位は主としてこの網膜静止電位に依存しているが、網膜に光を照射してこれを点滅させると網膜静止電位が

変化し、その結果眼球常存電位が変化する。特に、明暗の変わり目には過渡的な網膜静止電位の変化が生じるため、環状電極を埋め込んだコンタクトレンズを角膜に吸着し、暗順応下でフラッシュによる閃光刺激を網膜に与えると[図1.3(a)], 角膜表面から数種類の成分を含んだ早い電位変化が測定される⁵⁾。これが網膜電図(ERG)であり、網膜静止電位の過渡的な変動を示す。図1.3(b)はERG波形の模式図（増幅器の時定数^注0.3秒）である。この波形はa波、b波、律動様小波、c波およびd波からなり、疾患の種類に応じた成分が変化したり消失したりするので、ERG波形の検査は各種網膜疾患の診断には欠かせないものであり、また白内障の検査や角膜移植術の予後

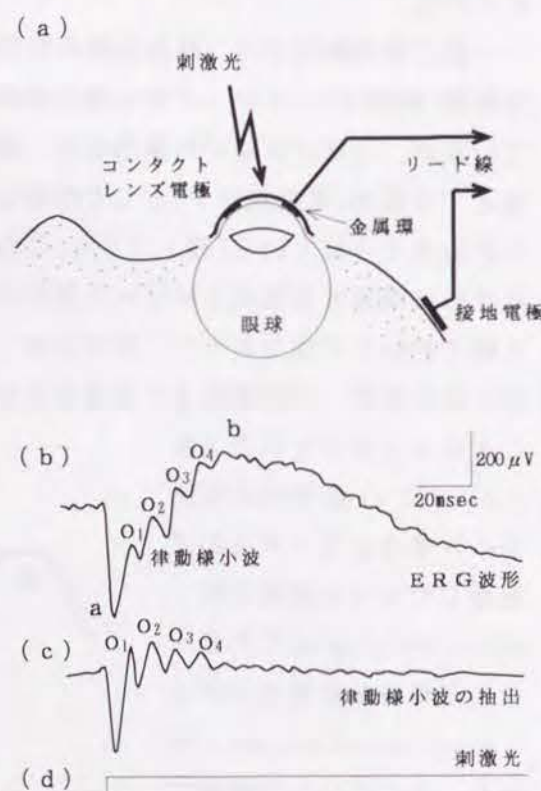


図 1.3 網膜電図

の機能回復状態を監視する場合に、目視では検査できない情報を得ることができる。図1.3(c)は増幅器の時定数を0.003秒と小さくして、E R G波形からO₁～O₄の4つの成分よりなる律動様小波を抽出したものである。なお、c波はb波に続く比較的大きいゆっくりした陽性波であり、d波は刺激光がOFFになったときに生じる応答であるが、共に図には示されていない。網膜電図の測定装置としては安価なものが市販されており、臨床診断に広く利用されている。

常存電位および網膜電位は網膜レベルで発生するものであるが、一方、視覚刺激により網膜視細胞で生じた電位変化は網膜細胞層の複雑な神経回路網を経て神経節細胞から眼球外へ導出されたのち、更に外側膝状体を経て大脳視覚野へ伝えられる。ここで、被験者の後頭部の頭皮に脳波電極を付ければ、網膜電位とは異なる波形の数 μ ～数10 μ Vの極めて微弱な電位を検出することができる。これは視覚誘発電位(V E C P)と呼ばれるもので、大脳を介した網膜中心部の視機能と密接な関係にあり、臨床応用を目的とした研究が進められている。

上述の眼電位図や網膜電図、視覚誘発電位は非侵襲の臨床検査法として有用なものであり、今後の研究によってもっと多くの方面で臨床診断に使われるようになるであろう。本論文は、主として眼電位図(E O G)の測定法に関し、工学的な検討を加えたものである。

^注増幅器の時定数：低域遮断周波数に対応、時定数0.3秒は約0.5Hzに相当。

1. 2 E O G 測定 の 意 義

眼科一般の診断治療において、眼球運動や眼球の電気生理学的な検査は、眼底写真と同じく重要な情報を提供するものである。眼球運動の測定は、斜視や弱視などの眼疾患の検査および眼疾患を治療した場合の予後の機能回復状態の推定等に必要だけでなく、眼疾患の発生機序の解明にも重要な役割を果たしている。また、軽微な眼球運動の異常が重篤な眼疾患の初期症状として発現したり、網膜疾患の初期に眼電位図に異常が現れることが報告されており^{6) 7)}、眼球運動検査や電気生理学的検査は初期診断としても重要である。眼球運動やその機能を調べ

る場合、眼電位図(EOG)と網膜電図(ERG)が一般的によく用いられている。

ERG検査は、点眼麻酔をした角膜に電位導出用電極を付着したコンタクトレンズを装着して行われる[図1.3(a)]が、安価で簡便な記録装置が市販されているため、眼科診断では一般的に用いられる検査法である。EOG検査法も非侵襲で簡便な検査法として臨床に用いられているが、安価で手軽なEOG専用測定器はほとんどなく、また測定されたデータは被験者による個人差があり、更に同一被験者でも測定状態により差が生じるため定量化が難しく、一般開業医まで広く普及するまでには至っていない。しかし、このEOG検査は電気生理学的な検査法として大変有用であり、特に卵黄様黄斑変性⁸⁾や網膜色素変性などの眼底病変の診断や検査には必須のものである。卵黄様黄斑変性は眼底黄斑部の変性が徐々に進行する疾患であるが、はっきりとした病変が黄斑部に出現してくるより前に、年齢にかかわらず全ての患者で、ERGは正常波形であるにもかかわらずEOGには異常が出現するという特徴を持っている。また、本症の遺伝子を持った保因者でも、ERGは正常でEOGは異常であるという同じ特徴を示し、卵黄様黄斑変性の診断にEOGは欠かすことのできない検査となっている。また、網膜色素変性などのいわゆる夜盲症の診断や網膜色素上皮の機能検査にも必須のものである。例えば、網膜色素変性などの病変の初期には、網膜色素上皮の異常が少なくて眼底カメラではっきりと識別しにくい場合がある。また、初めから乏色素性や無色素性の類の網膜色素変性もあり、眼底検査だけでは診断を下せないこともある。ところが、EOGには初期の段階で既に異常が現れることが多く、診断の有力な手がかりとなる。また、白内障など眼底を直接観察できない場合にも、EOG測定は余病の診断や眼球の機能検査などに対して威力を発揮する。しかし、現段階ではまだ個々の病状がEOGによって明確に識別されるまでには至っておらず、今後のさらに詳細な研究に期待が寄せられている。

このEOGの測定において、現行の方法では注視点の位置がモニタされておらず、実験中、被験者が指令通りの眼球運動をしているものと仮定して測定が行われている。ところが、実際にはその保証がなく、客観的な検査法とみなされているにもかかわらず、場合によっては主観的な測定になってしまう恐れがある。例えば、自分で異常を訴えることが困難な乳幼児の視機能や眼底機能の検査では、視標の正確な追視ができないため測定は不可能である。また、強度視力障害者や

視覚異常者なども同様に正確な視標追視が困難なために、網膜の機能診断や視路の検査にEOGの測定が有効と思われても、信頼できるデータは得られない。従って、現在行われているEOG検査法が改良されて各種障害者でも正確な測定が可能になれば、EOGの臨床診断への応用範囲が大幅に広がっていくものと期待される。

1. 3 EOGの臨床応用

眼球運動には、ゆっくりと滑らかに動く視標を追跡するときに生じる滑動性眼球運動(smooth pursuit eye movement)と、眼球を意識的に動かすときに生じる衝動性眼球運動(saccadic eye movement)があり、他に、固定点を注視するときに生じる固視微動や回転するイスに座ったときに生じる前庭動眼反射、視野内の縞模様の背景を動かして生じさせる視運動性眼振(めまい)などがある。これらの検査で眼球運動を測定する場合には、通常よくEOGが用いられる。この場合のEOGとしては、接地に対する絶対電位ではなく眼球を動かしたときに生じる眼球常存電位の変化分を交流増幅した相対値が用いられ、眼球運動が約30°(視角)以内の比較的小さな範囲では、EOGが眼球の運動角度にほぼ比例するとみなして取り扱われている。以下、この眼球常存電位の変化をEOG電位と呼ぶ。

滑動性眼球運動は大腦後頭葉の視覚に連合した運動であり、正弦波状に動く視標を追視したときのEOGとして測定される。視標は約0.5Hzで正弦波状に運動させると眼球異常がよく出現する⁹⁾。大腦皮質の病変や脳幹、小脳の疾患でこの滑動性眼球運動異常が見られるが¹⁰⁾、斜視でもEOGに眼球運動異常が現れることが多い¹¹⁾。

これに対して、衝動性眼球運動は大腦前頭葉から発する随意眼球運動であり、臨床診断に用いる場合、眼球前方に視角で20~40°の間隔に置かれた2つの視標を交互に一定時間間隔で固視して測定される。この場合、被験者は一方の視標から他方の視標に注視点を移す際、急速に眼球を跳躍させる必要がある。このときのEOGの跳躍幅やオーバシュート、跳躍前後の注視波形、視標運動に対する跳

躍運動の遅延時間などから病変が推定される。衝動性眼球運動異常からは小脳皮質の虫部病変、内側縦束や橋部の病変などが推定される^{10) 12)}。

その他、固視微動や前庭動眼反射、視運動性眼振などの異常からも種々の視路の異常が推定されるが、これらはE O G波形から得られる眼球運動に関する情報であり、主として神経眼科学的な分野で用いられている手法である。

一方、E O Gの発生源である網膜部位の機能検査や病変の診断には、E O G時間曲線が用いられる。これは眼球正面の水平線上に左右に一定の距離を隔てて置かれた2つの固定視標を被験者に交互に注視させ、長時間にわたって律動的に一定振幅の衝動性眼球運動を行わせたときのE O Gの時間的な変化を測定するものである。図1.4はE O Gの測定原理である。左右の眼球の各々の外眼角部及び内眼角部の眼窩骨縁上の水平線上にそれぞれ一対ずつ、電極糊を充填した銀／塩化銀電極をテープで貼り付ける。ここで、眼球前方50cmないし1mのところスクリーンを置き、正面の水平直視位置から左右 $\pm 15^\circ$ のスクリーン面上に一対の視標を置く。この視標を交互に約1秒間隔で点滅させ、それを追視して衝動性眼球運動を起こさせる。このとき電極から導出される眼球常存電位の変化を増幅して記録する。これらのデータから衝動運動による常存電位の変化量（E O Gピーク値）が計測される。

眼底疾患を電気生理学的に検査する方法としては、E O G時間曲線（単に時間曲線ともいう）が一般的に用いられている。時間曲線の測定法については第2章

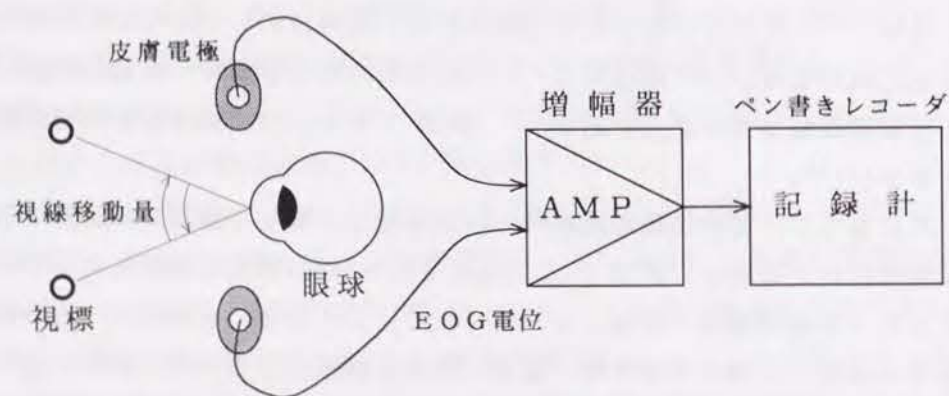


図 1.4 E O Gの測定原理

で詳述するが、この曲線から求められるL/D比（Arden ratio¹³⁾）が臨床診断に適用される。例えば、網膜色素変性症^{14) 15)}、両眼に網膜色素変性病変を伴ったvon Recklinghausen病の症例報告¹⁶⁾などでE O G時間曲線をE R G検査と共に診断の一部に使っている。関根ら¹⁷⁾はぶどう膜炎を伴う再発性網膜色素上皮症でもL/D比の異常を観察している。また、加藤ら¹⁸⁾は網膜変性の1例を7年間にわたって追跡検査し、E R GおよびE O Gの変化を調べて分析している。

これらの診断に使われるE O Gピーク値は、次章で述べられるように測定された波形から計測されるが、長時間の測定データを処理するため多大な手間を要するので、最近ではコンピュータを使って自動計測する装置も試作されている。また、両眼の機能差の著しい者では、片眼に発生した常存電位が眼窩皮下組織を介して他眼に漏洩する、いわゆるクロストーク(cross-talk)の影響が無視できないので、測定に当たっては注意が必要である。

このように、E O Gは眼科における種々の臨床診断や電気生理学の分野における検査や診断に重要な位置を占めており、今後の研究の進展に伴い更に有用な検査法として普及する可能性がある。

1. 4 従来のE O G測定法の欠点

固定された視標を正確に追視する従来のE O G測定法では、眼球の注視位置が監視されていないので、被験者が正確に視標を追視しているという保証はない。測定中、被験者が正確に視標を追視しようと努めても、連続して正確に視標を注視することは難しいため、E O Gの誤差の原因となることが多い。この誤差を少なくするため、普通は数回の視標追視により測定したE O Gピーク値の平均をとっている。また、長時間の測定では頭部移動による誤差も無視できないので、噛み板を噛んで頭の動きを除去する工夫もされている。これも長時間続けると苦痛を伴ってくる。更に、乳幼児などでは視標に注意を集中させることが難しく、正確な測定は不可能である。また、E O Gの測定は長時間にわたるので、得られたデータの処理に多大な時間と手間を要する。データ処理を計算機で自動化した装

置もあるが、比較的高価なので一般に普及しにくい傾向がある。

E O Gは、視力障害者や視野障害者など、眼底や眼球内部に異常のある者にとってこそ重要な検査法と考えられるが、上述のように、これらの者にとっては視標を正確に追視できないため、適用できない場合が多い。そこで、このような欠点を改良した手軽な検査機器が考案されれば、E O Gは更に有用な臨床検査法として診断治療に役立つと考えられる。

1. 5 研究目的

これまで述べたように、E O Gは眼球運動障害や網膜疾患の診断に有用であり、特に長時間の変化を観測するE O G時間曲線は、網膜色素変性の初期診断などに有効な検査法であるが、その臨床応用に関しては技術的にまだ不備な点が多い。本研究の目的は、眼科で臨床に応用されている従来のE O Gの測定に工学的な立場から詳細なる検討を加え、従来の測定法の大きな欠点である視標追視という束縛を解除した新しい方法を開発し、乳幼児や視力障害者でもE O Gの測定が可能な新方式の有用性を検討する。併せて、E O G測定に必要な眼球常存電位の変化(E O G電位)の基本的な特性を電気工学の立場から考察し、理論的な解析の手法を確立しようとするものである。そしてこれらの考察に基づき、眼科領域へこれまでに得られていない有益な臨床的知見を提供することを目的としている。

1. 6 本論文の概要

第1章は、眼科におけるE O Gの臨床的な位置付けと臨床応用の現状を示し、従来の測定法の概要を展望して本研究の目的を明らかにしたものである。

第2章は、眼科診断における眼球運動測定法の一般的な概説と、角膜反射法を併用した眼電位図(E O G)の測定法に関するものである。まず、眼球運動の測定原理を概観し、注視点検出法を使ってE O Gを補正するという新しい測定方法を

検討している。また、E O Gの測定で、誤差の一因となるクロストークについても、新しい視点から考察を加えている。

第3章では、第2章で述べた新しい方式による試作システムを用いて、明順応下および暗順応下ではどの時刻においても眼球跳躍幅(移動量)とE O G電位とが、視角 30° 以内では比例することを確かめている。E O G時間曲線は明順応下および暗順応下において一定の眼球移動量に対して求められるので、自由眼球運動からE O G時間曲線を求めるには、これら明・暗順応下でE O G電位と眼球移動量との関係を正確に把握していることが必要である。

第4章では、まず、眼球運動幅が $0\sim 80^{\circ}$ の範囲でも、E O G電位と眼球運動振幅が比例関係で近似できることを確かめている。更に、このことを理論的に実証するために、眼球を電池モデルと考えてE O G電位を理論的に計算する手法を検討している。眼球周辺では、連続導体と考えた眼球周辺組織を通して角膜(陽極)から網膜側(陰極)へ流れる微小電流が定常電流界を形成しているとみなせば、E O G電位が理論的に計算できる。これより、眼球を回転させたときのE O G電位特性を模擬し、測定値と比較検討して理論式の妥当性を考察する。

第5章では、固定視標を追視したときのE O G時間曲線を作成するための実験方法が記述されている。従来の測定法を適用してできるだけ正確に視標を追視したときのデータ(E O G時間曲線)を基準にし、同様の実験を眼球運動とE O Gの同時測定による方法で実施した場合の両者の差異を検討することにより、新しい方式の信頼性が確かめられている。

第6章は、固定視標を追視しないで、自由な眼球運動を行ったときのE O G時間曲線を作成するための方法に関するものである。強度視力障害者や乳幼児などでは固定視標を追視することは極めて困難な場合が多く、E O Gの測定はできない。本研究の目的は、このような者でもE O Gの測定が可能な方式を開発することであるが、ここでは健常者によって視標が見えないという状態を想定して実験を行い、得られたデータを同一被験者の正常状態のデータと比較してその信頼性を検討している。

第7章では、第5章および第6章で得られた結果をもとに、新方式が従来の方式と同程度の精度で視力障害者に対しても測定ができることを確認し、最終的な試作システムおよび測定方法を提案する。そして、視力に障害を持つ患者から実

際に臨床データを得て測定システムの有効性を検討し、今後に残された問題点について考察を加える。

第8章は本研究の総括である。

1. 7 参考文献

- 1) H. Kolder: Automatic Recording and Evaluating Oscillations of Indirectly Measured Corneoretinal Potential in Man; Medical Research Engineering, Vol. 6, pp. 26~29(1967)
- 2) 吉村利規, 上野山謙四郎: 眼球運動検査; 植村恭夫編, 眼科MOOK3 眼科一般検査法, 金原出版, 112-118, 1978.
- 3) 筒井 純, 深井小久子, 木村 久: 弱視の電気生理; 田澤 豊編, 眼科MOOK 14 眼と電気生理, 金原出版, pp. 133~150(1980)
- 4) 筒井 純, 武田純爾, 市橋 進: 眼科診断における眼球運動; 田澤 豊編, 眼科MOOK14 眼と電気生理, 金原出版, pp. 230~253(1980)
- 5) 本田孔士: E R G 検査法; 植村恭夫編, 眼科MOOK3 眼科一般検査法, 金原出版, pp. 137~148(1978)
- 6) 仁田正雄: 眼科学, 文光堂, pp. 46~51(1974)
- 7) 筒井 純: あすへの眼科展望, 金原出版, pp. 56(1976)
- 8) 塚本和秀, 塚本光俊, 柿栖米次, 安達恵美子: 卵黄様黄斑変性の母子例の電気生理学的所見; 臨床眼科, Vol. 48, No. 1, pp. 31~35(1994)
- 9) 筒井 純: 神経眼科診断のルーティン; 筒井 純編, 眼科MOOK4 神経眼科へのアプローチ, 金原出版, pp. 29~42(1978)
- 10) 岡村良一: 大脳疾患の神経眼科; 筒井 純編, 眼科MOOK4 神経眼科へのアプローチ, 金原出版, pp. 143~157(1978)
- 11) 深井小久子: 視能矯正の神経眼科; 筒井 純編, 眼科MOOK4 神経眼科へのアプローチ, 金原出版, pp. 182~198(1978)

- 12) 山崎篤巳: 眼球運動の定量的分析; 筒井 純編, 眼科MOOK4 神経眼科へのアプローチ, 金原出版, pp. 90~101(1978)
- 13) G. B. Arden, A. Barrada and J. H. Kelseey: New Clinical Test of Retinal Function Based upon the Standing Potential of the Eye; British Journal of Ophthalmology, Vol. 46, pp. 449~467(1962)
- 14) 米村大蔵, 河崎一夫: 網膜色素上皮の電気現象とその臨床応用; 田澤 豊編, 眼科MOOK14 眼と電気生理, 金原出版, pp. 35~45(1980)
- 15) 高橋利兵衛, 三田洸二, 栗原秀行: 網脈絡膜変性疾患の電気生理; 田澤 豊編, 眼科MOOK14 眼と電気生理, 金原出版, pp. 92~108(1980)
- 16) 嶋田一徳, 船田雅之, 佐々木勇二, 元村嘉男: 両眼に網膜色素変性病変を伴った von Recklinghausen 病の1例; 日本眼科紀要, Vol. 40, No. 10, pp. 2249~2254(1989)
- 17) 関根伸子, 竹田宗泰: 両眼のぶどう膜炎を伴う再発性網膜色素上皮症の1例; 日本眼科紀要, Vol. 40, No. 10, pp. 2234-2248(1989)
- 18) 加藤 勝, 永島保男, 渡邊郁緒: 奇異な眼底所見を示した網膜変性の1例; 日本眼科紀要, Vol. 41, No. 1, pp. 52~58(1990)

1. 8 本論文に関連する発表論文, 口頭発表

発表論文

第2章に関連するもの

- [1] 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; 日本眼科紀要, Vol. 32, No. 7, pp. 1496~1500(1981)
- [2] 久保賢倫, 伊月宣之: Cross-Talk消去機能をもったEOG自動測定装置の開発; 臨床眼科, Vol. 36, No. 7, pp. 802~803(1982)
- [3] 久保賢倫, 田内芳仁, 西原 勝, 伊月宣之, 久保重美: 角膜反射法によるEOGの補正; あたらしい眼科, Vol. 1, No. 1, pp. 140~142(1984)
- [4] 伊月宣之, 久保賢倫, 西川禎一, 三村康男, 西原 勝, 皆本佳計: 眼電位図の測定で複数電極を使用した場合のクロストークの扱い; 日本眼科学会雑誌, Vol. 98, No. 3, pp. 251~257(1994)

第3章に関連するもの

- [5] 伊月宣之, 久保賢倫: 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; 日本眼科学会雑誌, Vol. 95, No. 11, pp. 1085~1093(1991)
- [6] 伊月宣之, 久保賢倫, 西川禎一: 明順応および暗順応中における衝動性眼球運動量とEOG電位との関係; 日本眼科学会雑誌, Vol. 96, No. 11, pp. 1458~1465(1992)

第4章に関連するもの

- [7] 伊月宣之, 久保賢倫, 西川禎一: 大振幅の衝動性眼球運動に対する眼電位図特性; 日本眼科学会雑誌, Vol. 97, No. 4, pp. 514~518(1993)
- [8] 伊月宣之, 久保賢倫, 白石 学, 西川禎一, 三村康男: 眼球常存電位解析のための眼球の電池モデル; 日本眼科学会雑誌, Vol. 99, No. 9, pp. 1012~1016(1995)

- [9] 伊月宣之他: 眼球の電池モデルによるクロストークの解析; 日本眼科学会雑誌 (投稿準備中)

第5, 6章に関連するもの

- [10] 伊月宣之他: 眼球の自由運動によるEOG時間曲線の測定; 日本眼科学会雑誌 (投稿準備中)

第7章に関連するもの

- [11] 伊月宣之他: 強度視力障害者のEOG時間曲線測定の試み; 日本眼科学会雑誌 (投稿準備中)

口頭発表

- [1] 久保賢倫, 伊月宣之: EOG自動計測装置の試作(その1); 第41回徳島眼科集談会, 12 (昭和54年)
- [2] 久保賢倫, 伊月宣之: Cross-talk消去機能をもったEOG自動計測装置の試作; 第46回日本中部眼科学会, 網膜と視路の電気現象グループディスカッション, 13 (昭和55年)
- [3] 田内芳仁, 久保賢倫, 水井研治, 伊月宣之: 角膜反射法によるEOGの補正 (EOG-Ratio測定への応用の可能性); 第44回徳島眼科集談会, 5 (昭和57年)
- [4] 伊月宣之, 久保賢倫, 田内芳仁: 注視点計測によるEOGの校正 EOG Ratio測定への応用; 第6回日本エム・イー学会中国四国支部大会, 9 (昭和58年)
- [5] 久保賢倫, 田内芳仁, 伊月宣之: 注視点計測によって補正されたEOG時間曲線作製の試み; 第4回国際眼研究会議日本部会, 2D-1445 (昭和58年)
- [6] 久保賢倫, 伊月宣之, 西原 勝: 角膜反射法によるEOGの補正(その2, 利点について); 第45回徳島眼科集談会, 7 (昭和58年)

- [7] 真鍋敬士, 伊月宣之: 任意眼球運動によるE O G時間曲線の作成(アイマークレコーダを使ったE O Gの補正); 昭和63年度電気関係学会四国支部連合大会, 12-4(昭和63年)
- [8] 真鍋敬士, 伊月宣之: 任意眼球運動によるE O G時間曲線の作成(角膜反射法により注視点を補正したときのE O G); 第11回日本エム・イー学会中国四国支部大会, 24(昭和63年)
- [9] 中村旭男, 鳥飼治彦, 吉田 博, 大石省三, 伊月宣之: アイマークレコーダと画像処理装置を併用した眼球運動解析システム(その1); 第36回日本災害医学会, 103(昭和63年)
- [10] 中村旭男, 鳥飼治彦, 吉田 博, 大石省三, 伊月宣之: アイマークレコーダと画像処理装置を併用した眼球運動解析システム(その2); 第54回日本中部眼科学会, C1-35(昭和63年)
- [11] 伊月宣之, 久保賢倫: アイマークレコーダを使った視線移動の測定とE O Gの補正; 第93回日本眼科学会総会, 1E17(平成元年)
- [12] 久保賢倫, 伊月宣之: 任意眼球運動から得られる眼球電位図(E O G)を定角度眼球運動に換算する方法について; 平成元年度日本臨床視覚電気生理学会, 23(平成元年)
- [13] 伊月宣之, 久保賢倫: 注視点補正により任意眼球運動から測定された眼球電位図時間曲線(E O G Ratio); 第55回日本中部眼科学会, G-38(平成元年)
- [14] 伊月宣之, 久保賢倫: 注視点検出により実際の視線位置で補正したE O G振幅とサッケード角との関係; 第12回日本ME学会中国四国支部大会, 17(平成元年)
- [15] 伊月宣之, 久保賢倫: 水平方向自由跳躍運動によるE O G時間曲線作成の試み; 第94回日本眼科学会総会, 13-36(平成2年)
- [16] 伊月宣之, 久保賢倫: 暗順応及び明順応中における眼電位と視線跳躍幅との関係; 第39回四国眼科学会(平成2年)
- [17] 伊月宣之, 久保賢倫: 種々の状態における眼球サッケード運動の振幅と眼電位変化; 平成2年度電気関係学会四国支部連合大会, 13-14(平成2年)

- [18] 伊月宣之, 久保賢倫: 任意眼球運動によるE O G時間曲線測定のための眼電位calibration; 第95回日本眼科学会総会, 3H03(平成3年)
- [19] 白石 学, 加地 敬, 神野浩邦, 高橋克己, 福田郁子, 伊月宣之: 双極子モデルによる眼電位図の検討; 平成3年度電気関係学会四国支部連合大会, 14-2(平成3年)
- [20] 伊月宣之, 久保賢倫, 西川禪一: 眼球双極子モデルによる眼電位の解析; 第96回日本眼科学会総会, 1P321(平成4年)
- [21] 久保賢倫, 伊月宣之, 西川禪一: 大振幅の衝動性眼球運動に対するE O G特性; 第54回徳島眼科集談会, 9(平成4年)
- [22] 伊月宣之, 久保賢倫, 西川禪一: 種々の眼球運動によるクロストークの特性; 第54回徳島眼科集談会, 10(平成4年)
- [23] 伊月宣之: 眼電位図測定におけるクロストークの電気双極子による解析; 第16回日本ME学会中国四国支部大会, 1(平成5年)
- [24] 伊月宣之, 久保賢倫, 西川禪一, 三村康男, 鳥飼治彦: 視力障害者のE O G測定の試み; 第55回徳島眼科集談会, 7(平成5年)
- [25] 久保賢倫, 伊月宣之, 西川禪一, 西原 勝, 三村康男: 衝動性眼球運動に対するE O G特性(電気双極子による解析); 第55回徳島眼科集談会, 8(平成5年)

第2章 角膜反射法を併用したEOG電位の測定法

2.1 緒言

EOGは臨床診断に有用な情報を与えるものであるが、従来の測定方法は、視標を正確に注視しなければならないので、視覚障害者には適用できない。視覚障害者のEOGを測定するためには、注視点をモニタしながら測定を行い、注視点が視標からずれたときのEOGを補正する方法が考えられる。そこで、EOGと注視点の同時測定法を検討する。

眼球を一定の角度で左右水平に衝動性回転運動をさせたとき、眼球周辺に生じている常存電位がその運動によって変化するが、EOG時間曲線はその変化量（本章ではこの常存電位の変化量をEOG電位と呼ぶ）の時間推移として、眼球の回転角度が一定値であるという条件の下で測定される。この際、その角度は通常30°とされていて、同一測定中はこの値は一定でなければならない。同一測定中にこの回転角度（以後、眼球移動量と呼ぶ）が変動すると、測定されたEOG電位から正確な時間曲線は得られない。ところが、従来のEOG測定では注視位置が監視されていないので、測定中に視線の位置がずれてもチェックすることができない。そのため、所定の時刻毎に数回の眼球運動を行い、その結果得られた電位変化量の平均値が、その時刻におけるEOG電位とされていた。しかし、もし眼球移動量とEOG電位との関係があらかじめ明らかであれば、眼球の回転角度が一定値からずれても、この関係を使って一定値の眼球移動量に相当するEOG電位を補正によって求めることができるので、データの信頼性が高められる。すなわち、眼球角膜部にスポット光を当ててその角膜反射像を検出して注視位置とする、いわゆる角膜反射法を適用したアイカメラを使い、注視位置を監視しながらEOGを測定すれば、EOGの補正が可能となる。

本章では、まず、2.2節で眼球運動の測定法、特に角膜反射法について述べ、

次に2.3節では、EOG電位の測定法および一方のEOG電位が他眼に電位影響を及ぼすいわゆるクロストークの処理方式について検討し、更にこれまでに開発したEOG自動測定装置の概要を述べる。また、2.4節では本研究の主眼である注視点・EOG電位同時測定システムについて詳述する。

2.2 眼球運動（視線移動）測定法

2.2.1 角膜反射による眼球運動の検出法

眼球運動の測定には、角膜表面にスポット光を照射してその反射像を検出する角膜反射法がある。Thomas¹⁾は、角膜に照射したスポット光を、ヘルメットの上に装着した潜望鏡型の“eye-marker camera”で検出する方式の眼球運動測定装置を製作している。渡部らもテレビジョンアイカメラ装置を開発して、アルファベット大文字や抽象幾何図形を見たときの注視点軌跡を測定し、注視点分布の特性を検討している^{2) 3)}。市販のアイカメラとしては、n a c製アイマークレコーダIV型⁴⁾およびその改良型の同V型がある。

また、眼球周辺の左右・上下位置両方向にEOG導出用の電極を付け、上下左右2組の電極から導出された眼球常存電位をX-Yレコーダに入力しても眼球運動を検出できるが⁵⁾、導出される電位には個人差があり、また、測定時間や測定環境によっても変動するので、較正に手間を要した再現性が悪い。

図2.1に示すように、眼球の角膜(黒色部)と強膜(白色部)との境界部分に光を照射してその反射光をフォトセルで検出すると、眼球が動けば強膜からの反射光量が増加することにより、電圧変化として眼球運動が検出される⁶⁾。この方法は小さい眼球運動を精度よく検出するには都合がよいが、眼球運動が大きくなると角膜が照射範囲を逸脱することがあり、また、垂直方向の動きを検出する際の精度が悪い。その他にも、遠隔オキュロメータを使って眼の注視方向と瞳孔直径を遠隔測定し、角膜反射スポットが瞳孔中心から偏位した距離から注視位置を求める方法がある⁷⁾。この方法では頭部移動が混入しないで視線方向を測定することができるが、分解能が1°以下と悪く、更に、瞳孔中心を求める操作が複雑であ

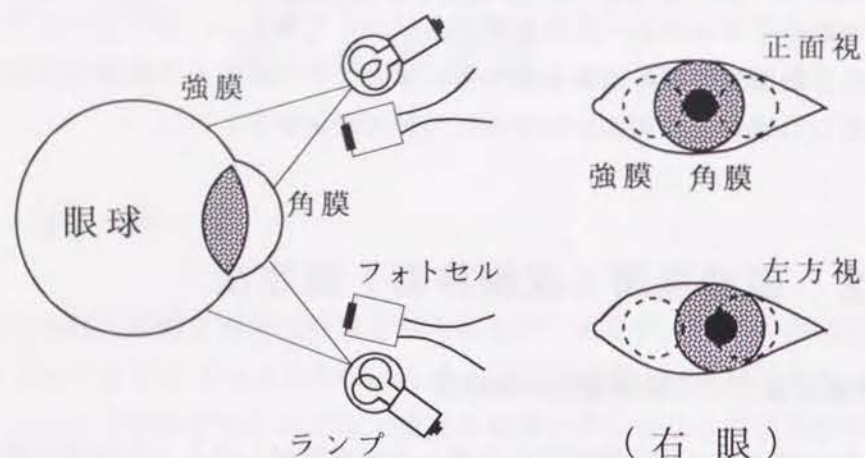


図 2.1 フォトセルを使った眼球運動の検出

る。このように眼球運動の測定法には多くの方法があるが、それぞれ長所・短所があり、目的によって最適のものを選択する必要がある⁴⁾。

本研究では、比較的大きな眼球運動を生じさせてEOGを測定するため、視線移動の測定にフォトセルを使ったものは適当ではない。一方、EOGによる方法は精度が悪い上に、EOG自身が診断の目的で測定されるので使えない。角膜反射法は角膜照射光に赤外線を使えば、EOGの値に影響を及ぼさず、機種によっては倍率も可変であり、本研究の仕様に適している。そこで今回は、視線移動の測定に角膜反射法を適用した。

人間の眼球は、球状の眼球本体から少し小さい曲率半径の角膜が光軸上で約1mmほど前方へ突出した構造をしている。図2.2は人間の眼球模式図であり、角膜の曲率半径は約8mm、強膜(眼球本体)の曲率半径は約11.5mm、眼球の前後径(眼軸長)は約24mmである。そのため、眼球が強膜の曲率中心を回転中心として回転すると、曲率半径の異なる角膜に当たった反射像は正面から見れば眼球の回転と共に移動する。そこで、角膜に光を投射してその反射像を検出すれば眼球運動の測定ができる。これが角膜反射法の原理である。図2.3に角膜反射像の動く原理が示されている。眼球の回転中心はOであり、角膜(突出部)の曲率中心はCである。点光源Lから出た光は角膜表面Sで入射角 α と等しい反射角 β で光軸に平行

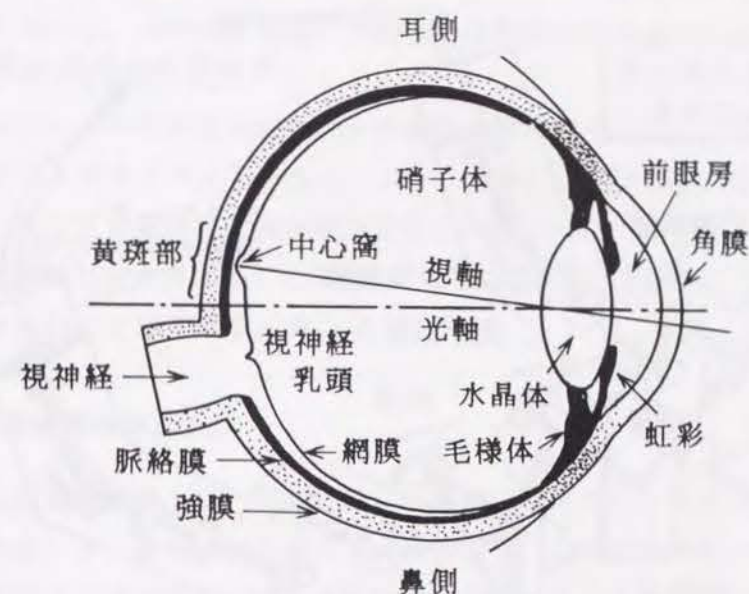


図 2.2 人間の眼球断面

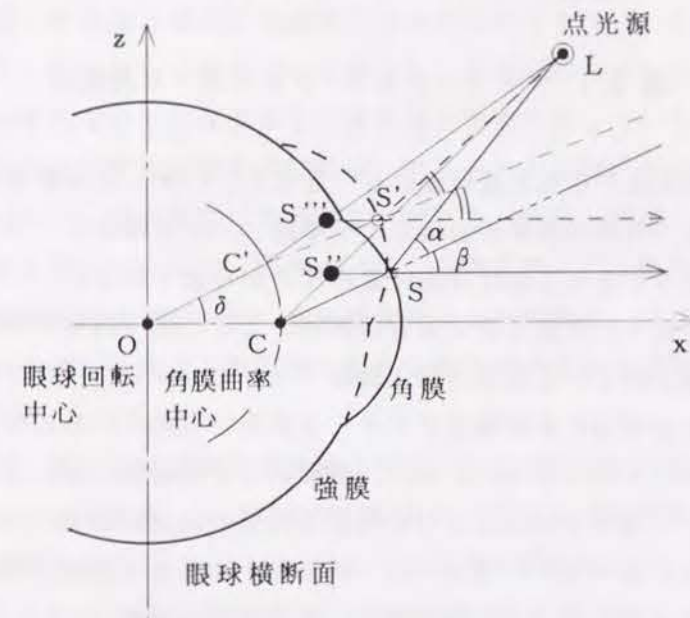


図 2.3 角膜反射法の原理

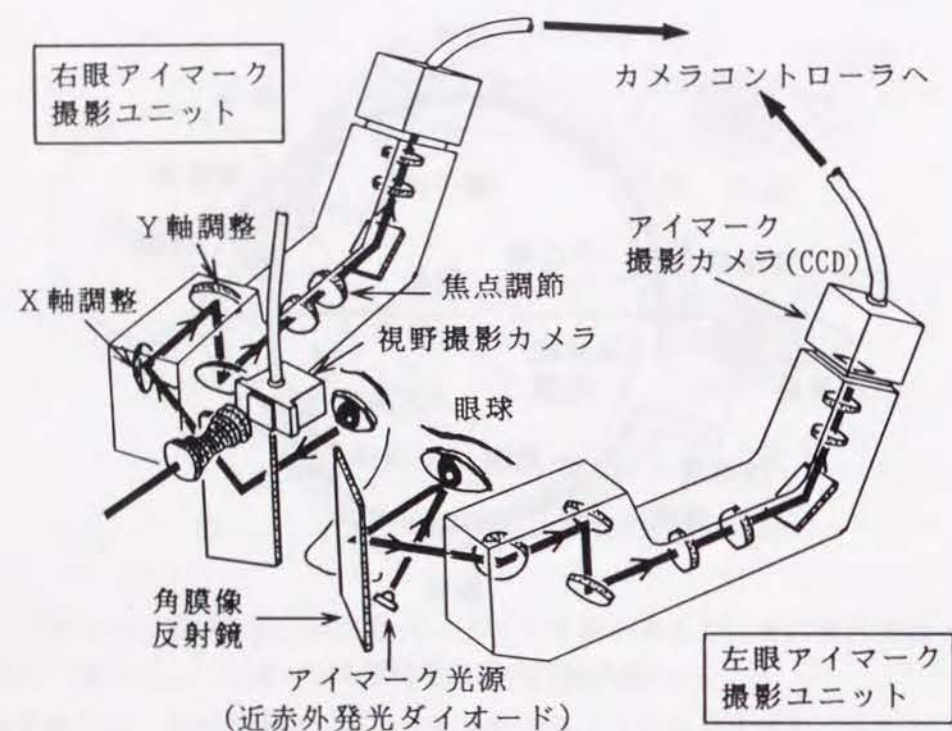


図 2.4 アイマークレコーダEMR-V光路図

に反射し、眼球正面から見た反射像は S'' となる。いま、点Oを中心に眼球が θ だけ回転すれば、角膜の曲率中心は C' へ移動し、反射像は S''' へ移動する。この反射像をカメラでとらえれば注視位置の検出が可能である。

角膜反射法を使った注視点測定装置は前述のように種々のものがあるが、現在ナックから市販されている注視点測定装置“アイマークレコーダV型 (EMR-V)”は、注視点検出に赤外発光ダイオードが用いられているので、暗順応下での実験条件の妨げとはならない。また、明順応下での実験においても、用いる可視光刺激によって障害されることなく角膜反射像の検出が容易に行える。EMR-Vは、図2.4に示されているように、両眼のやや斜め下方から角膜に近赤外発光ダイオードによるスポット光を照射し、その角膜反射像(アイマーク)を赤外線反射ミラを通してMOS型固体撮像素子で撮影するものである。また、視野画像

も視野撮影ユニットを通してコントローラへ送られ、両眼のアイマークと共に合成して出力される。この出力画面上では、左右の眼のアイマークの位置が各々 $+$ 、 $\square$ の記号で表示されている。

アイマークレコーダから出力される合成映像はアイマークインタフェース(機種名称: データアウトユニット; V-99B)を通せば、両眼のアイマークのみが、テレビ画面の左上隅が原点で右下隅が $(+320, +244)$ である $X-Y$ 座標上の位置座標値に変換される。この値はRS232CまたはGPIBインタフェースでパソコンに取り込むことができる。

2.2.2 頭部移動の補正

人間の視覚認識機構では、頭部移動は自動的に補正されて視覚認識には何等異常をきたさないが、眼球運動を測定する場合には、この頭部移動は注視位置の誤差としてデータに混入するため、重要な問題となってくる。頭部移動を除去するもっとも単純な方法としてはマウスピースや額当てが用いられているが、マウスピースは人によって歯形が違うので多人数の測定には不向きであり、額当てもアイマークレコーダを使う場合には邪魔になって使用できない。Merchantら⁷⁾は遠隔オキュロメータを使って瞳孔中心を検出し、角膜反射スポットがこの中心からずれている距離を求めて注視位置を計算する方法を考案している。この方法では、頭部が移動しても注視点が動かなければ、アイマークは瞳孔中心から一定の距離を保ってずれない。測定範囲は水平 $\pm 30^\circ$ であり、注視点測定のためには頭部に何も装着する必要がないので、注視点・EOG併用測定には有用であるが、分解能は低い。被写体の任意の位置に赤外線発光マーカを置き、それを撮した視野映像からマーカのズレを検出して頭部の動きを補正する注視点測定装置も最近開発されている⁸⁾。

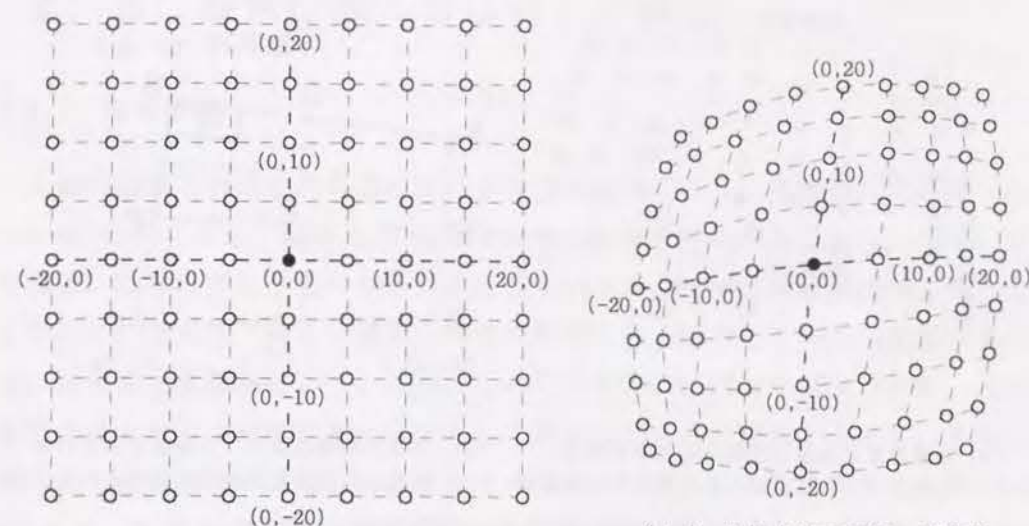
本実験では、測定中の頭部のズレ補正を以下のような方法で行った。まず、アイマークレコーダで撮影してVTRに録画した注視点の合成された視野映像を、専用画像処理装置TOSPIX-IIにコマ送りで入力して画像をメモリに取り込んだ。TOSPIX-IIに取り込まれた視野画像中の特定点に注目し、各フレーム毎のズレを検出すれば頭部の動きの時間経過が求められる。画像から特定点を抽出するのは

タブレットを使って手動で行った。そのため、映像信号の1/30秒毎にズレを検出したのでは大量のデータとなり、検出に莫大な労力を要することになる。ところが、実際の頭の動きは緩やかなので、10フレーム程度のサンプリング(1/3秒)で映像からズレデータを収集したので十分である。それでもこの方法ではズレデータ収集に多くの労力を要する。2.3節で詳述されるように、E O G時間曲線の測定には30~45分を必要とするものの、眼球を0.5Hzで数往復させる各コマ毎の所要時間は高々20秒程度にすぎないので、この間頭部の移動を停止させることは、それほど困難なことではない。事実、健常者から得られた測定データを分析した結果、短時間内の測定中に生じる頭部移動はE O Gの測定およびデータ処理における誤差の範囲内に入るので、無視してもよいことが確認されている。

2.2.3 注視点の補正

角膜反射で得られるアイマークの位置は、その原理から、眼球の回転角が大きくなった場合、視野の周辺部では、実際の注視点からずれてくる。そのため、アイマークを実際の注視位置に一致させるための補正が必要である。通常用いられている簡便な方法としては、視野の水平及び垂直それぞれについて、適当な2点を交互に注視したときの注視位置にアイマークを一致させるよう、検出倍率を調節する方法がとられる。

一方、図2.5(a)は眼球前方に置かれたスクリーン上に5°間隔で正方マトリクス状に配列した視標位置を示す図である(視標座標)。今、図2.3に示す角膜反射法の原理図において、点光源からでたスポット光が角膜で反射されてできる反射像の位置を、上記5°間隔の正方マトリクスの視標を見たときの視線位置として計算すると、角膜反射座標が得られる。図2.5(b)はその一例であり、眼球を正面から見たときに角膜に映る反射像の位置座標を視線角度で表している。ちょうど、図2.5(a)のような網目模様を眼球前面から角膜に映して見たときの反射模様に対応するものである。この形状は点光源の位置によって変化し、また、視野の周辺部では歪が現れている。そのため2点または4点補正では、注視点が視野周辺に移動した場合に歪の影響が現れる。図2.5(c)は、同図(a)に示されたマトリクス状の視標位置を、右上から順次追跡注視したときに、アイマークレコーダによ

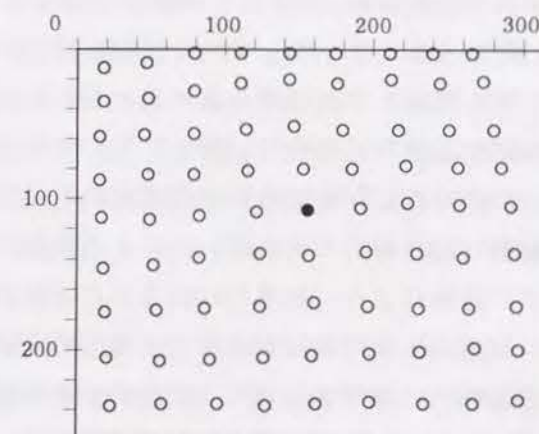


(a) 視標座標

(b) 注視点補正座標：計算例

(a), (b): 座標数値は眼球正面を原点とした水平・垂直の視角座標値

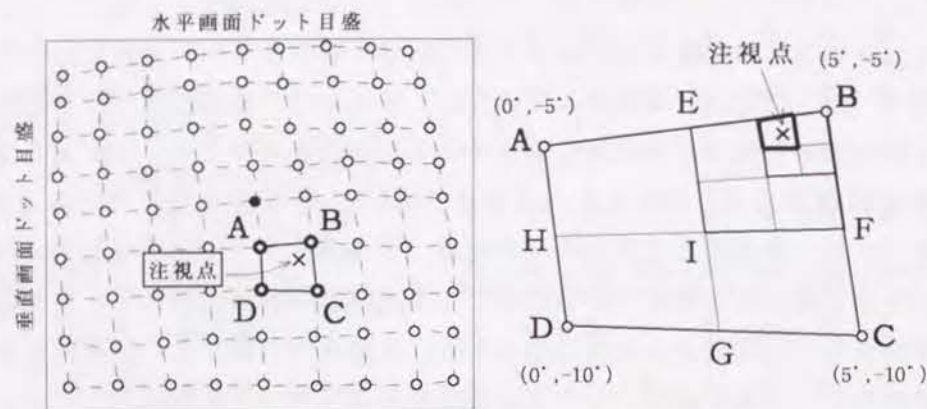
(c): 縦・横軸の目盛り数値は左上隅を原点とするアイマーク検出画面上の位置座標



(c) 注視点補正座標：実測例

図 2.5 視線補正座標

て測定された実際の注視位置の例である(注視点補正座標)。図からわかるように、注視点補正座標は正方格子点とはならず少し歪んでいる。本システムでは、この注視点補正座標を使って、水平・垂直の視角 $\pm 20^\circ$ 以内の範囲に存在する注視点は全て正方格子座標によって補正され、範囲をはずれたものは時間経過のみ検出



(a) 注視点補正座標：座標は左上隅を原点、右および下方向を正とする画面上の目盛値
(b) 注視点座標の検出：目盛値で表された注視点が視野角度座標に変換される

図 2.6 注視点の補正方法

されて注視座標のない、いわゆるブランクデータとなる。

図2.6はソフトウェア的な注視点補正の手法を示すものであり、視野画面の左上隅を原点とする目盛り値で表わされた注視点補正座標が、視標座標の $\pm 20^\circ$ に対応する視野範囲内で64個の $5^\circ \times 5^\circ$ の矩形小領域に分割され、注視点がその中のどの領域内に存在するかが探索される[図2.6(a)の矩形ABCD]。注視点が存在する矩形ABCDが検出できれば、次にその各辺が2等分され、相対向する2点を結ぶ2本の直線により、矩形ABCDはさらに4個の矩形に分割され、この分割された4個の矩形の中から注視点の存在するものが抽出される[図2.6(b)]。そして適当な誤差範囲内に集束するまでこの操作が繰り返されて注視点座標が決定される。この方法により、周辺の歪んだ部分でも小さい誤差で注視点の補正ができる。但し、図2.5(c)に示されているように、測定中に表情変化や頭部のねじれなどが生じれば、補正座標に微少な歪が現れることがある。しかし、本研究における視標位置は、眼球直視水平線上の上下 $\pm 5^\circ$ 以内、水平 $\pm 15^\circ$ 以内の帯状領域に存在するので、この領域が精度よく測定されればよい。アイマークレコーダから得られた注視点補正座標及び注視点データは、インタフェースにより画面の左上隅を原点、右下隅を位置座標(319, 243)とする座標データとなってパソコンに入力されるが、上述の補正により同時に視野中心を原点とする視野角度の値に変換される。

2.3 眼電位図 (EOG) の測定

2.3.1 眼電位図

人眼の網膜で外界の光刺激に応じるのは視細胞であり、視細胞には錐体(cone)と杆体(rod)がある。錐体は眼底後極の中心窩付近に密集しており、明るい状態で働き、物体の形状や色の知覚に関与しているが、杆体は網膜周辺部に多く分布していて、低照度下でよく働き、明暗の感覚に強く関与している。視細胞層の外側には色素上皮層が接しているが、これらは機能的に密接な関連があり、EOG電位の基となる眼球常存電位は主として網膜のこれらの部位から生じ、また、網膜色素上皮の機能を反映していると考えられている。この常存電位は人眼では約6mVあり、角膜前部が正で後極部(網膜側)が負である電池または双極子として働き、眼球が回転すればその周辺の皮膚から電位変化が検出される。眼球の内・外眼角部の皮膚面上に一对の銀-塩化銀皿電極を電極糊で接着し、接地電極を耳たぶにとって眼球周辺に生じている微小電位を測定すれば、通常、数100 μ Vの電位がEOG電位として検出される。眼電位図(electrooculogram)はこの電位を連続的に記録したもので、“EOG”の略語で呼ばれている。このEOGは眼球運動の測定によく用いられており、また、網膜色素変性などの眼底疾患がある場合には、暗順応・明順応の過渡的なEOG電位変化に異常が現れるので、網膜の機能検査法としても臨床診断に用いられている。

EOGは本来は微小な直流なので直流増幅器を使って測定されるのが望ましいが、電源からの雑音や電極と皮膚との間の分極の影響、増幅器の零レベルに生じるドリフト、あるいは、眼球運動による直流電圧の変動分の検出感度をある程度以上に上げることができないことなどの理由で、直流増幅では測定及びデータ処理が難しくなる。そのため、EOGの測定には低域遮断周波数が0.05~0.3Hz程度の交流増幅器(帯域通過形)が用いられている。眼科臨床の現場では、この低域遮断周波数に替わる簡単な表現として、増幅器前段の直流阻止コンデンサと負荷抵抗との積で表される時定数を用いることが多い。上記の数値は約3~0.5秒に対応している。本研究で使用した増幅器の低域特性を時定数で表現すると、1.5秒となる。なお、商用電源からの雑音や筋電図信号波形の混入などを避けるため

に、高域遮断周波数は30Hz程度に設定する。EOGの測定にはこのような特性を持った交流増幅器を用い、被験者は眼球を約0.5Hz(1秒間隔)でステップ状に左右交互に衝動性回転運動を行い、この運動により生じる常存電位変化量がEOG電位として測定される。なお、臨床によく用いられるのは、EOG電位の経時的变化を示すEOG時間曲線である。

図2.7はEOG時間曲線の測定概念を示す模式図である。図の右上に示されている波形のように、眼球をステップ状に運動させる。そのときに眼球周辺の電極から得られるEOG波形がそのすぐ下に示されている。このEOG電位波形から、電位の跳躍部分の振幅を長時間にわたって測定したものがEOG時間曲線である。

この測定に際し、被験者は通常30°の視角に離して置かれた2つの視標の一方を1秒間注視(固視)し、次に他方の視標へ視線を衝動的に移動させて1秒間注視する。この動作を交互に繰り返して、その視線移動時に生じるEOG電位を測定するが、連続してこのような眼球運動を続けるのは困難である

ので、通常は1分間隔で測定を行い、一区切りの測定では眼球を6往復させて、そのとき測定したEOG電位の平均値がデータとなる。従って、被験者は12秒間眼球を動かし残り48秒間は楽な状態で休息する。この動作を暗順応下で30分間(短縮して15分間でもよい)続け、引き続き1000 lx程度の白熱光を網膜に間接照射した明順応下で、15分間、同様の測定を行う(図2.7中段の波形)。なお、暗順応測定開始前に15分程度、数10 lxの室内光で明順応を行うと、EOG base value(暗順応開始前の基準値)が安定化し、また、電極が皮膚になじむため良好な測定ができる。図2.7の最下段のグラフは、中段の連続したEOG測定波形か

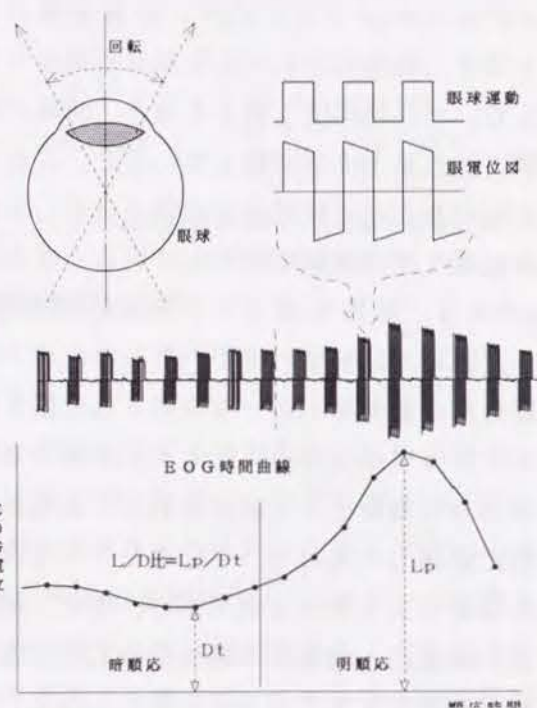


図 2.7 EOG時間曲線の測定法

ら各区切り毎の振幅の平均値を求めてプロットしたものである。この図は2分毎に測定した場合の模式図である。

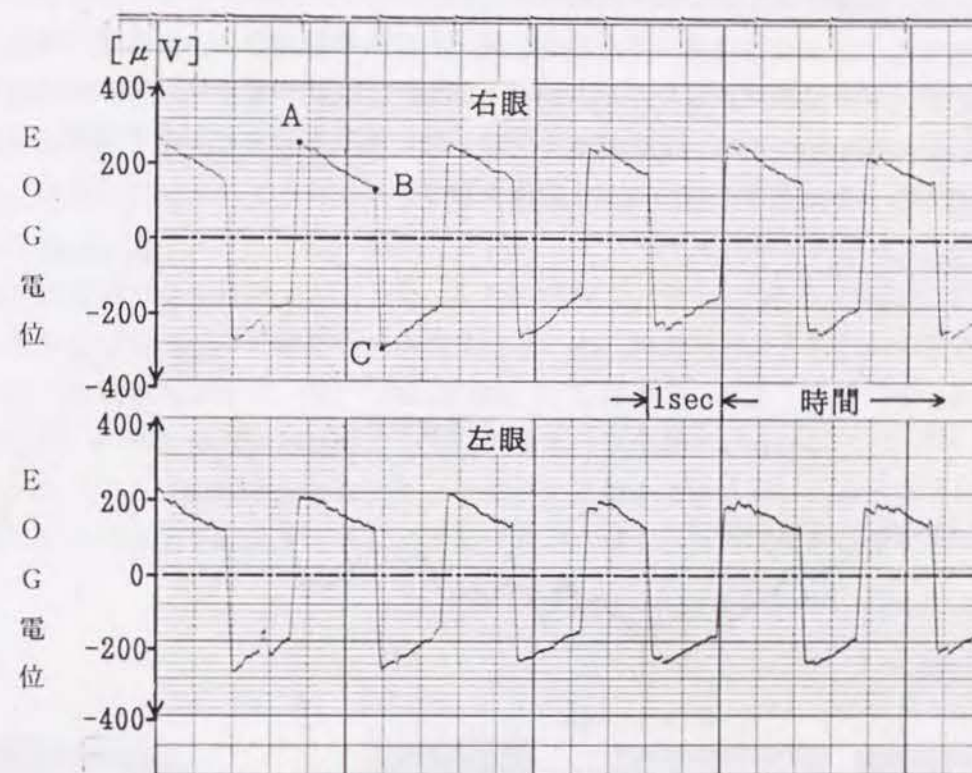


図 2.8 EOG波形の測定例：±15°の距離の視標追視時

ここで、両眼から実測で得られたEOG波形の一例を図2.8に示す。図中、A点は注視点が左側の視標から右側の視標へ移動した直後のEOG電位の値を示す。被験者が右の視標を1秒間注視している間、EOG電位はB点まで減衰し、次に注視点が左の視標に移動すると、EOG電位はB点からC点へ急激に変化する。減衰波形に時々含まれるやや小さい変化は、眼球移動後の位置修正、または1つの視標を注視している間に起こるflickと考えられる。EOGの測定では、この注視位置を変えたときに生じる大きいEOG電位の変化量、すなわち線分BCの示す電位変化がEOGピーク値として検出される。

健常眼から得られたE O G時間曲線の測定例を図2.9に示す。この場合、暗順応では10~12分後に小さい谷(dark trough)を持つ緩やかな変化を示し、明順応では照射開始約7~9分後にピーク(light peak)を持つ一過性の急峻な変化を示す。ところが、網膜色素上皮に種々の疾患があれば、light peakが弱められたり消失したりする。E O Gには個人差があり、同一人でも測定環境によって変わることがあるが、E O G時間曲線のlight peakとdark troughの値の比、いわゆるL/D比、またはArden ratioと呼ばれる値は、同一被験者では比較的再現性が高く、多少のバラツキはあるもののほぼ一定値を持つ。

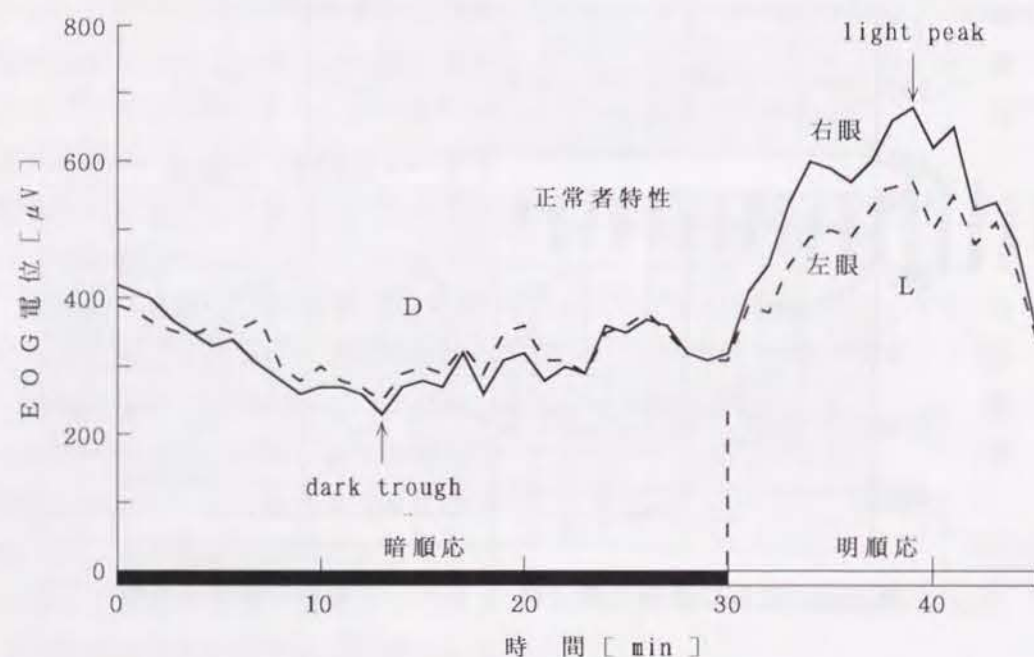


図 2.9 E O G時間曲線の測定例

2.3.2 クロストークとその消去法

E O Gの測定に際してはクロストーク(cross-talk)が問題になる場合がある。人間の皮膚は導電性を持っているので、一方の眼に生じた電位は他眼にも影響を及ぼす。これがクロストークであり、通常はあまり問題にならないが、眼球機能に左右差がある場合には無視できない。クロストークに関しては、Miles(1939)⁹⁾

と今泉ら(1964)¹⁰⁾がその存在を報告しており、Thijssenら(1974)¹¹⁾やPinckersら(1974)¹²⁾はその測定法と消去法を報告している。久保ら(1979)¹³⁾は、片眼固視の状態で、他眼を吸引コンタクトレンズで動かして(forced duction)クロストークを測定する方法(図2.10)を考案し、さらに増幅器の出力に付加した電気回路により、負帰還をかければクロストークが消去できることを示した。図2.11(a)はforced ductionにより右眼を強制的に動かしたときに記録されたE O G波形である。図の下側の波形はそのときに左眼から記録されたクロストークの波形であり、固視しているにもかかわらず右眼とは逆位相の電位がでている。久保らは、このようなクロストークは、発生元の電位に対して一定比率で表示され、明るさなどの環境条件に依存せず、平均-16.4dB ($10^{-16.4/20}$) であると報告している。この報告には電極の位置は明記されていないが、外眼角部から約25mmの位置であることを確認している。図2.11(b)は彼らの方法でクロストークを消去したものであり、右眼を強制運動させても左眼には電位が生じていない。

クロストークは電気回路によりアナログ的に消去できるが、この方法では測定中にE O G波形を観察しながら可変抵抗などによる出力の調整が必要である。

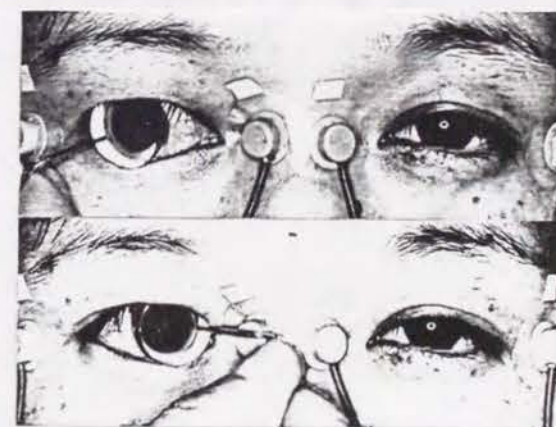
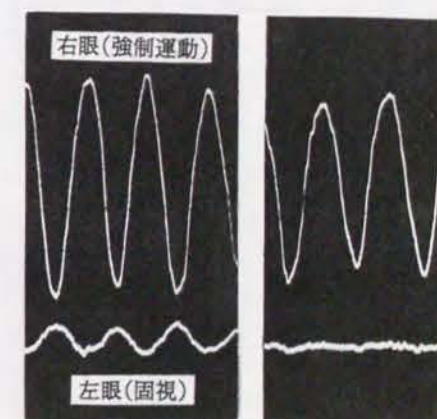


図 2.10 片眼の forced duction によるクロストークの測定



(a) cross-talk消去前 (b) 消去後
図 2.11 右眼forced ductionによる両眼のE O G波形

しかし、次に示される数式的な消去法では¹⁴⁾その必要がない。図2.12はその原理を示す図である。通常の視標追跡運動を行っているときに両眼から得られるEOG電位は、互いに他眼からのクロストークが混入したものである。図において、 E_R 、 E_L は他眼からのクロストークの影響を受けない場合の右眼、左眼のEOG電位であり、 e_R 、 e_L は E_R 、 E_L による他眼へのクロストークである。測定されたEOG電位 E_r 、 E_l は逆位相のクロストークを含んだ値であるので、次式で表される。

$$E_r = E_R - e_L \quad (2.1)$$

$$E_l = E_L - e_R \quad (2.2)$$

左眼、右眼のEOG電位に対して他眼から受けるクロストークの比率(ゲイン)を各々 C_R 、 C_L とすると、

$$C_R = 20 \log \frac{e_R}{E_R} \quad [\text{dB}] \quad (2.3)$$

$$C_L = 20 \log \frac{e_L}{E_L} \quad [\text{dB}] \quad (2.4)$$

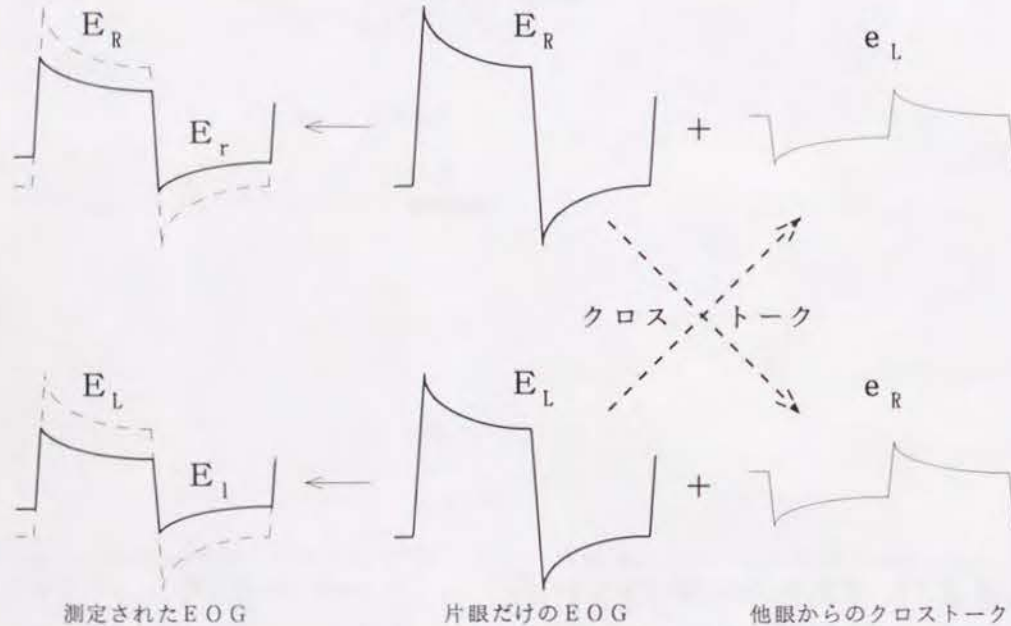


図 2.12 クロストークとEOGとの関係

で表され、測定値は、

$$E_r = E_R - E_L \cdot 10^{C_L/20} \quad (2.5)$$

$$E_l = E_L - E_R \cdot 10^{C_R/20} \quad (2.6)$$

となる。従って、クロストーク消去後のEOG電位は、

$$E_R = \frac{E_r + E_l \cdot 10^{C_L/20}}{1 - 10^{(C_R+C_L)/20}} \quad (2.7)$$

$$E_L = \frac{E_l + E_r \cdot 10^{C_R/20}}{1 - 10^{(C_R+C_L)/20}} \quad (2.8)$$

で計算される。ここで、 C_R と C_L が既知であれば、従来のようにEOG電位を測定するだけでクロストークを計算により消去することができる。

2.3.3 EOGの測定で複数電極を使用する場合のクロストークの処理¹⁵⁾

前節において、クロストークは計算によって消去可能ことが示されたが、その場合、左右眼の電極は各々一對だけで、左右対称な位置に置かれていることを前提として考えた。ところが、第4章ではEOG電位特性を解析するために、複数の電極を装着してEOGの測定を行っている。複数の電極を使用した場合、クロストークをどのように消去すればよいかは、あらためて検討する必要がある。

そこで、このような場合のクロストークの消去法を検討するため、図2.13に示すように、左右眼の各々の外眼角部に2個ずつ、鼻根部に1個ずつ電極を装着してEOG電位を導出した。図2.14に示した断面模式図で、右眼の電極をR1、R2、左眼の電極をL1、L2とし、鼻根部に付け



図 2.13 複数電極の装着状態

た電極を右眼RC、左眼LCとする。R1とR2の他端電極を共通にRC、L1とL2の共通電極をLCとする。図に示すように、左眼に吸引コンタクトレンズ（図2.15）を装着し、レンズに付いているレバを動かして左の眼球を左右に約0.5Hzで正弦波状に強制運動させる。この場合、左眼電極L1、L2からは、強制運動下ではあるがEOG電位が得られ、右眼が一点固視で動かなければ、右眼電極R1、R2から得られる電位は、左眼のEOG電位の影響、すなわちクロストークによる電位である。測定中、眼球を監視して右眼固視の状態を保ちながら、左眼を強制運動させてクロストーク電位を検出した。

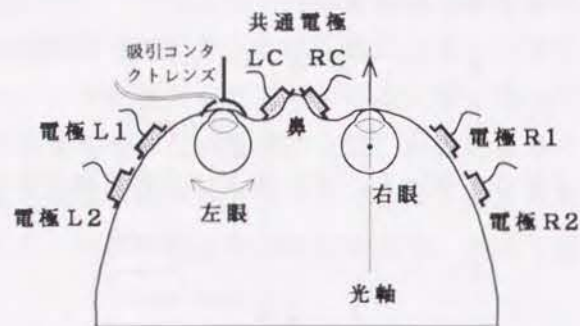


図 2.14 電極配置の模式図



図 2.15 吸引コンタクトレンズ

図2.14において、左右眼各々の外眼角部(目尻)から顔面に沿って約20mm離れた位置に電極L1とR1を貼り付け、更にそれより約15mm耳側に寄った水平線上にL2とR2を貼り付けた。共通電極の貼り付け位置は内眼角から12~15mm離れた位置であり、全ての電極を両眼の瞳孔中心を結ぶ一直線上に配列させた。被験者は19~20歳の男子学生で、裸眼視力0.8~1.5を有する5名である。測定は約60 lxの明るさの室内光の下で行われた。

図2.16は、被験者R.K.から、右眼固視の状態で、左眼を種々の振幅でほぼ正弦波状に強制運動をさせることによって導出した電位波形である。図の最下段は強制運動をさせた左眼のEOG電位波形であり、L2の波形は見易くするためにL1の波形に重ならないよう、時間軸を少し右へずらして表示している。L1の電位

がL2より大きい。図の上段と中段の波形は、一点を固視した右眼の電極から得られたクロストーク電位の波形であり、眼球運動が起こっていないので電位は生じていないはずなのに、わずかな振幅の、左眼とは逆位相の電位が生じている。

電極L1とL2の電位を比較すると、目尻に近いほうの電位が大きいことがわかるが、電極R1とR2の電位（クロストーク電位）の大きさには有意差がない。

ここで、左眼の電極L1、L2から得られたEOG電位波形の種々の振幅に対する、右眼電極R1、R2から得られたクロストーク電位を検出し、

両者の電位特性を求めた。測定時には眼球を適当に強制運動させたので、その回転運動角度はそのままでは求められない。そこで、スクリーン上で水平に既知の角度(視角)に離して置かれた2つの視標を、交互に1秒間隔で点滅させ、それを追視したときの眼球運動振幅に対するEOG電位を求めた。この一対の視標の間隔(角度)を10~100°で8種類設定し、そのときの眼球運動振幅に対するEOG電位特性を測定した。図2.17の左側のグラフで、黒丸は電極L1、白丸は電極L2の電位特性を表している。図に示されているように、両者は原点を通る直線で近似できる。

ここで、眼球をある角度で強制的に運動させたときに、左眼電極L1から測定されたEOG電位 V_{L1} を図2.17の左側のグラフの縦軸上a点にとり、これに対応

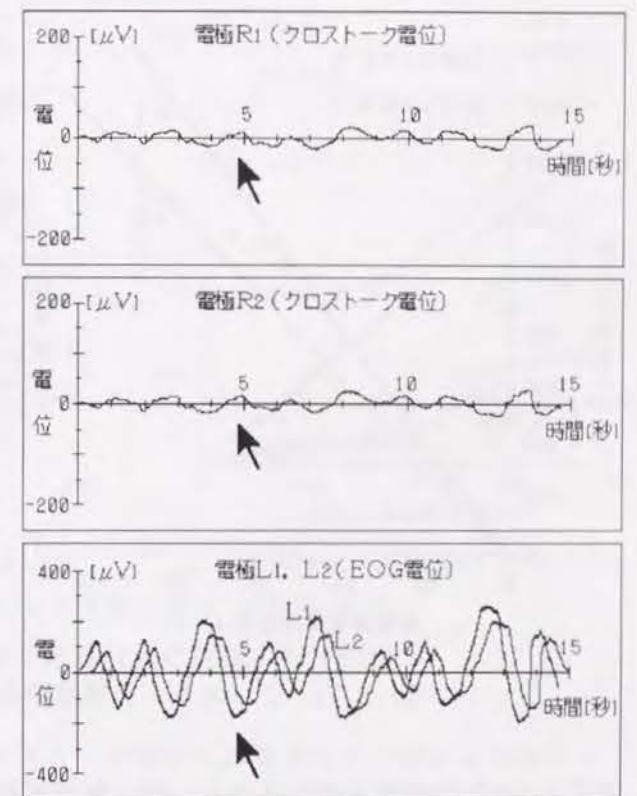


図 2.16 左眼強制運動による眼球常存電位波形

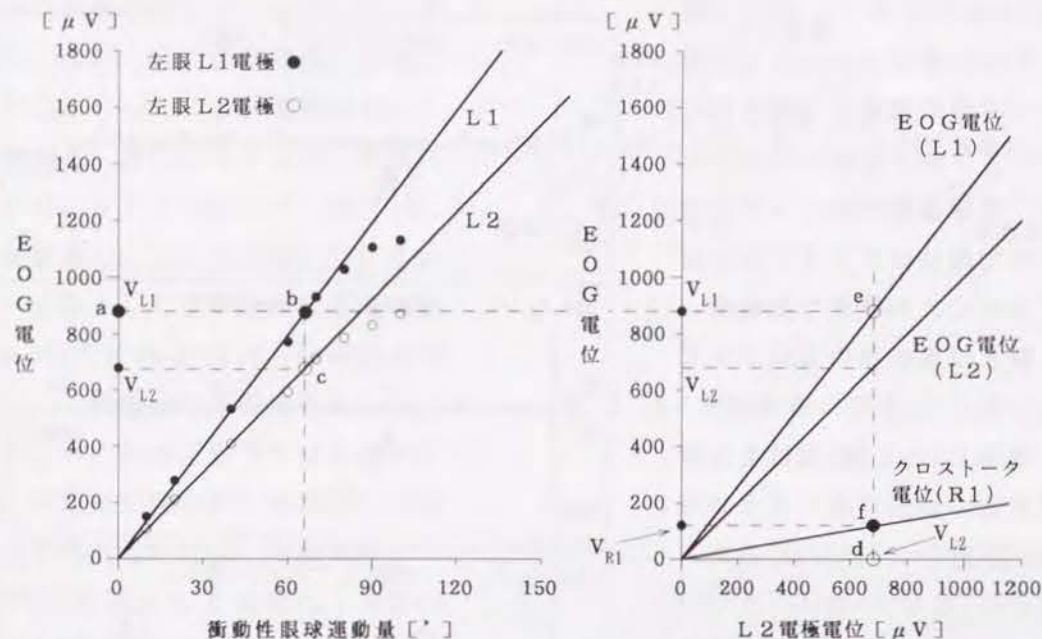
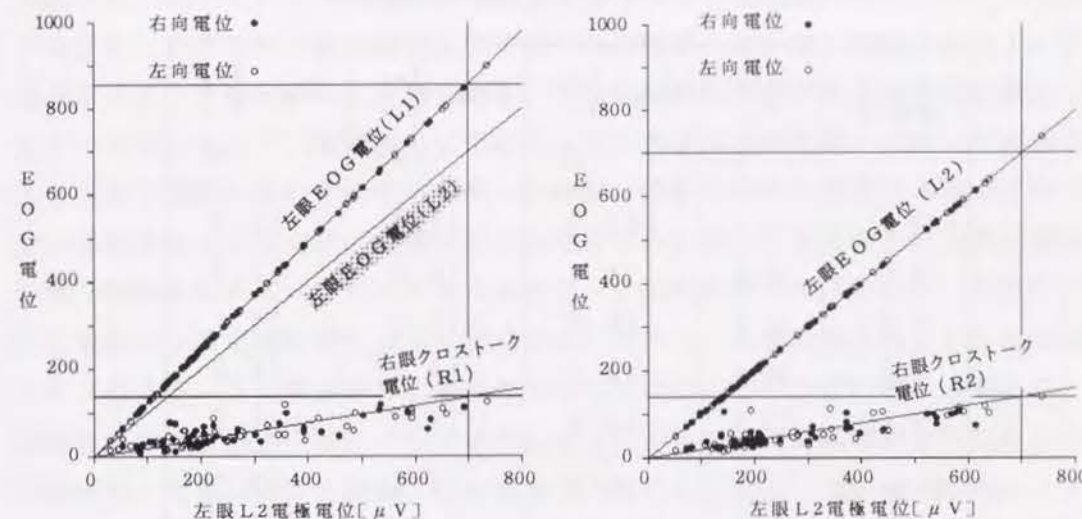


図 2.17 クロストーク電位の特性を求める方法

する L1 の特性曲線上の b 点から、同一眼球運動振幅 a b に対する電極 L2 の電位 (c 点: V_{L2}) を求める。図の右側の特性では、縦軸と横軸は共に電位目盛である。このグラフの横軸上に V_{L2} の値 (d 点) をとり、d 点から垂直上方に V_{L1} の値をとって e 点とする。更に、この垂線上にクロストーク値 V_{R1} (f 点) をとる。測定データの全てについてこのような処理をすれば、クロストーク電位特性 R1 が求められる。

図 2.18 はこのようにして求められた健常被験者 H. H. のクロストーク電位特性である。黒丸は眼球の右向き運動を、白丸は左向き運動を示している。(a) は左眼外眼角内側の電極 L1 と右眼外眼角内側の電極 R1 との関係、(b) は左眼の外眼角側の電極 L2 と右眼外眼角外側の電極 R2 との関係を表している。共に横軸の目盛は電極 L2 の電位をとっている。横軸上の、例えば $700 \mu V$ (任意の値) から引いた垂線と、L1 と R1 および L2 と R2 との交点で各々水平線を引き、(a) と (b) の EOG 電位特性を比較してみる。(a) には電極 L2 の電位特性も重ね書きした。

図 2.18(a), (b) を比較すると、電極 L1 と L2 の電位には明瞭な差異があるにも



(a) 左眼電極 L1 と右眼電極 R1 の電位特性

(b) 左眼電極 R2 と右眼電極 L2 の電位特性

図 2.18 クロストーク電位特性 (被験者 H. H.)

(横軸の基準は共に左眼 L2 の電位)

かかわらず、電極 R1 と R2 のクロストーク電位には有意な差が認められなかった。表 2.1 に 5 名の被験者から得られたクロストーク値の結果を示す。強制運動をさせた左眼からの電位は、5 名の平均値をとると L2 が L1 の約 75.7% の値をとり、L1 の約 1/4 ほど小さい値となっているにもかかわらず、電極 L1 から導出された電位を対側眼電位として共通に用いて計算したクロストーク値は、

$$R1 = -15.2 \text{ dB}, R2 = -14.8 \text{ dB} \text{ (平均は } -15.0 \text{ dB; } 17.8\%)$$

となり、ほとんど差異がなかった。ところが、R2 と左右対称な位置 L2 の電位を対側眼電位として計算した R2 のクロストーク値は 5 名の平均で -12.5 dB (23.7%) となり、少し大きい値となった。これは L2 の電位が L1 の電位より小さいにもかかわらず、R1 と R2 の電位にほとんど差がないために生じた結果である。

このように、左右各眼の外眼角部水平線上に置いた 2 つずつの電極から導出された EOG 電位は、クロストークを与える側では明らかな差があるのに、影響を受ける側ではその電極位置のずれによる差異はほとんど観測されなかった。

表 2.1 に示されたクロストーク値の測定結果で、第 2 項めの欄 (V_{L2}/V_{L1}) は左眼

表2. 1 クロストーク値の測定結果

被験者	$\frac{V_{L2}}{V_{L1}}$ [%]	$20\log \frac{V_{R1}}{V_{L1}}$ * [dB]	$20\log \frac{V_{R2}}{V_{L1}}$ ** [dB]	$20\log \frac{V_{R2}}{V_{L2}}$ *** [dB]
H. H.	78.1	-17.0	-17.3	-15.2
R. K.	78.0	-14.4	-13.8	-11.6
T. H.	79.9	-16.7	-15.8	-14.1
J. H.	69.4	-13.2	-13.1	-10.2
T. I.	72.9	-14.8	-13.8	-11.2
5 例 の 平 均 値	75.7%	-15.2 (17.4%)	-14.8 (18.2%)	-12.5 (23.7%)

V_{L1} , V_{L2} : 左眼の電極L1およびL2の電位

V_{R1} , V_{R2} : 右眼の電極R1およびR2の電位

* 電極L1で計算した電極R1のクロストーク値

** 電極L1で計算した電極R2のクロストーク値

*** 電極L2で計算した電極R2のクロストーク値

の2つの電極のE O G電位の比であり、電極L1を基準にとってL2の電位は平均でその75.7%となっている。第3, 4項はL1の電位に対する右眼電極R1およびR2のクロストーク値を計算した結果である。第5項めはL2の電位により、同じ対称な位置にある対側眼電極R2のクロストーク値を計算した結果である。表の結果から、対側眼の電極位置が同じであればクロストーク値はほとんど変わらない(第3, 4項)のに、左眼の電極位置が変わるとクロストーク値は明らかに変わってしまう。

従来から、クロストーク値は $\frac{\text{クロストーク電位}}{\text{対側眼のE O G電位}}$ から計算される対側眼電位の大きさの%値または利得として使われているが、今回の分析結果より、対側眼の電極位置に左右されることが明らかになった。

通常、E O Gは電極を左右眼に1対ずつ対称な位置に置いて測定されており、その場合、クロストークの消去には対称な位置に置かれた対側眼E O G電位から

求められたクロストーク値を使って処理されている。電極位置がずれたときでもその都度クロストーク値を測定して消去すれば問題はないが、毎回クロストーク値を求めることはたいへん煩雑であり、E O G測定の利点である簡便さを損なうものである。そこで、便宜的には平均的なクロストーク値を求めておいて利用しても大きな誤差はないと考えられる。その際、複数の電極を使用する場合には注意が必要である。例えば、右眼のE O G電位から左眼による影響を打ち消す場合、左眼で測定されたE O G電位からクロストーク値を計算すればよいが、左眼のE O G電位はその電極位置によって電位が変わるので、電極位置を規定しておかないとクロストークの消去計算に無視できない誤差が入る。上述の測定結果より、被験者数は少ないがクロストークを消去するためには、対側眼電極を外眼角より20mm離れた位置に付けた場合、この電極より得られたE O G電位から平均的なクロストーク値として-15.0dBの値を適用すればよい。なお、対象眼側の複数電極では、どの電極に対しても上記1カ所からのクロストーク値を適用してその消去を行ってよいことが明らかになった。

2.3.4 E O G自動計測装置の試作

近年まで、E O G測定に際して、E O G電位のピーク値は物差しで測られていたので、長時間にわたる測定ではデータ処理に多大な時間と手間が費やされてきた。そのため、種々の方法によりE O G測定の自動化が図られてきた。Henkesら(1968)¹⁶⁾はE O G波形を超低速で掃引させたオシロスコープに表示させ、E O G時間曲線を写真に撮る方法を考案した。また、Hollandら(1972)¹⁷⁾はE O G測定データをインタフェースによりデジタル化して時間曲線を得る装置を作っている。一方、最近の計算機の発達に伴って、ミニコンやマイコンを利用したものもある。Troelstraら(1974)¹⁸⁾はDEC PDP-12を使い、コンピュータによる測定の自動化を試みている。Jones(1976)¹⁹⁾はミニコンを使った自動計測装置を考案しているが、装置が大がかりになって一般的でない。湯沢ら(1978)²⁰⁾はE O G専用測定装置を製作しているが、データ出力はペン書きレコーダであるので、測定終了後のデータ処理に手間がかかる。田沢ら(1979)²¹⁾はマイコンを使ってE O GやE R G(網膜電図)、E N G(眼振図)の検査ができる装置を開発したが、多機

能であるため高価な装置となっている。E O G測定のための単機能で安価な自動計測装置ができれば、E O Gが更に手軽に臨床診断に用いられるであろう。

図2.19は、コンパクトで操作の手軽さを目指して、今回試作したE O G自動計測装置の外観である。本装置はワンボードマイコンで制御され、増幅器を内蔵していないので、手持ちのE O G電位増幅器およびレコーダに接続して使用する仕様になっている。図2.20は装置のブロック図で、点線の枠内が試作部である。両眼に糊付けされた皮膚電極から導出して増幅されたE O G電位が入力されると、それがA/D変換された後、マイコンに入力されて各種の処理がなされる。A/D変換素子は分解能10ビット、変換時間は $21\mu\text{sec}$ で、アナログ入力電圧は $\pm 10\text{V}$ であり、左右眼の測定ができるよう2チャンネルで構成されている。E O G電位をフルスケールで $1500\mu\text{V}$ まで計測できるよう増幅器のゲインは約76.5 dB、低域遮断特性は1.6 Hzに設定されている。A/D変換のトリガパルスはマイコンから送出されているので、サンプリング間隔は入力プログラムの実行時間に依存するが、実測結果では約 $220\mu\text{sec}$

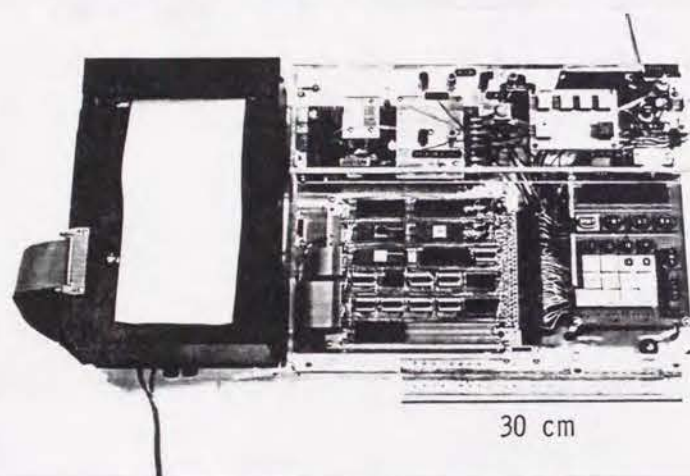


図 2.19 試作したE O G測定装置

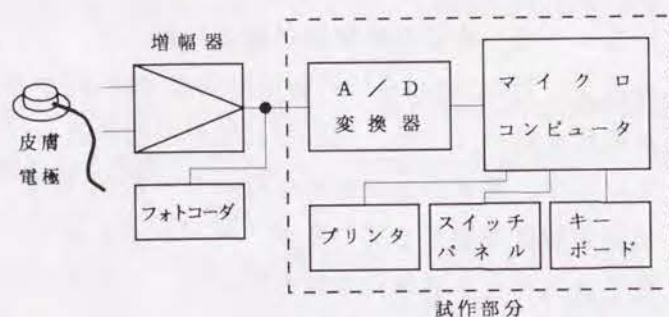


図 2.20 E O G測定装置のブロック図

であった。このサンプリング間隔でA/D変換器に入力されたE O G波形からは、約12秒の間に左右眼6組のピーク値が検出されてメモリにストアされる。本装置ではクロストークの処理もできるようになっており、スイ

ッチパネル上で切り替えて処理を行う。なお、クロストーク処理のできるE O G測定装置として製作されたのは、これまでに本装置が初めてであった。

E O Gの測定はシールドされた暗室で行われ、被験者は頭部の動きを除去するために仰臥し、眼の上方1mのところに設置された白色板を見る。白色板には被験者から見て正面から左右 $\pm 15^\circ$ (視角)となるような位置に2個の赤色発光ダイオードの視標が置かれ、被験者は72回/分のメトロノームの音に合わせて左右交互に視標を注視し、そのときのE O G電位ピーク値を本装置で検出する。

図2.21は試作した装置によりE O Gを測定・処理する手順を示したものである。左右交互の視標注視を往復6回行い、6組のピーク値が検出されると一区切りの測定が終わり、6組のデータの平均値が計算される。次に平均値から最も離れた2組のデータが除かれ、残り4組の平均値が計算し直されてメモリ内に確保される。このようにして、1分間隔で一区切り毎の測定が繰り返される。E O G時間曲線は、本装置を使って30分間暗順応下で、また続いて15分間明順応下で測定を行えば得られる。なお、スイッチパネル上には、マイコンに測定終了を指示する“END”スイッチがあり、測定中はこれをOFFにしておき、最後の一区切りの測定が開始される前にこのスイッチをONに切り替えておけば、データ測定が終了したあとE O G時間曲線が付属のプリンタにグラフとして出力される。なお、クロストークは“cross-talk”スイッチをONにしておけば本装置で測定できる。手順としては、片方の眼が1点固視の状態の下で、他眼に吸引コンタクトレンズを吸着して、強制的にこの眼球を正弦波的に約0.5Hzで往復運動させたときに現れる電位に対する、固視眼に現れる電位の比をdBで表した値が、その被験者のクロストークの比率[式(2.3), (2.4)]として求められる。この値をE O G測定開始前にあらかじめメモリに入力しておくことにより、自動的に正しいE O Gの測定が可能となる。

図2.22は、本装置により記録された、片眼無眼球のE O G時間曲線の臨床例である¹⁴⁾。症例は29才の男性で、左眼は外傷で眼球摘出手術を受けて無眼球である。右眼は強度近視であるが、矯正視力は1.0であった。黒丸はクロストークを消去していないE O Gであり、右眼はdark troughとlight peakを持つ曲線となっているが、左眼は無眼球なのでE O G電位は生じないはずであるにもかかわらず、常に右眼のE O G電位に対して位相の逆転した微小なE O G電位が得られて

いる。白丸は数式的にクロストークを消去した左眼のEOGであり、ほとんど零に近い平坦な曲線になっている。これは眼球がないので当然の結果であり、式(2.7)および式(2.8)によってクロストークが確実に消去されたことを示している。なお、左眼球がないので、左眼によるクロストークは存在しないため、右眼はクロストーク消去の前後で値は変わらない。

図2.23は、上述の仕様にに基づき大塚製薬工場医工学研究部で製作されたクロス

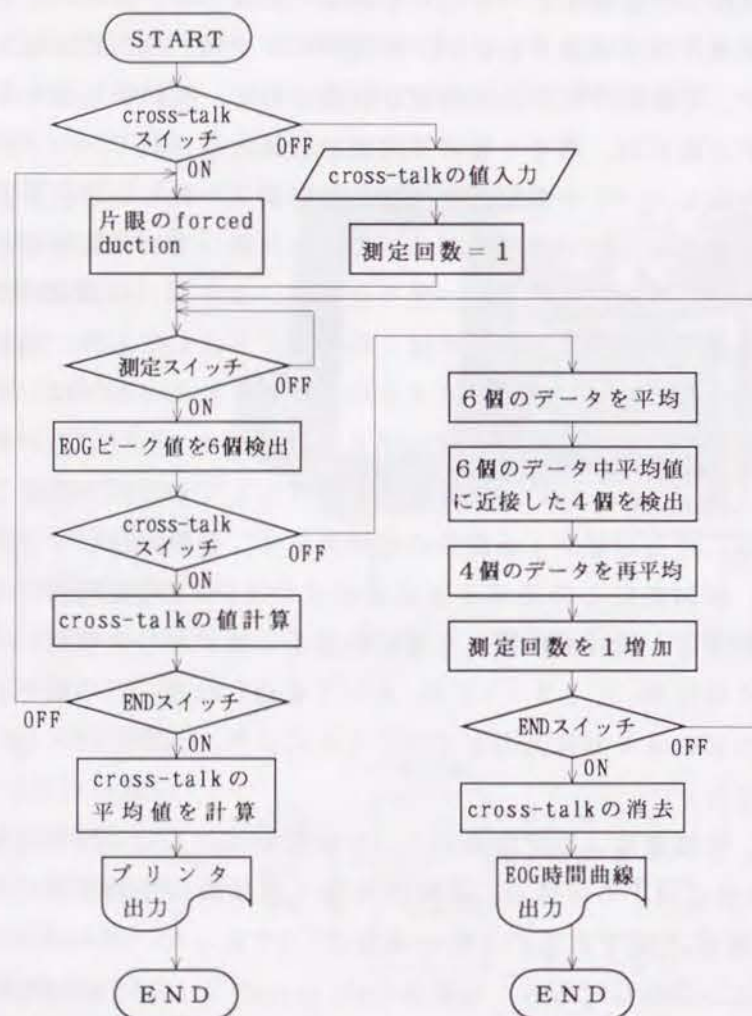


図 2.21 EOG測定装置による測定・処理手順

トーク消去機能を持ったEOG自動測定装置である。

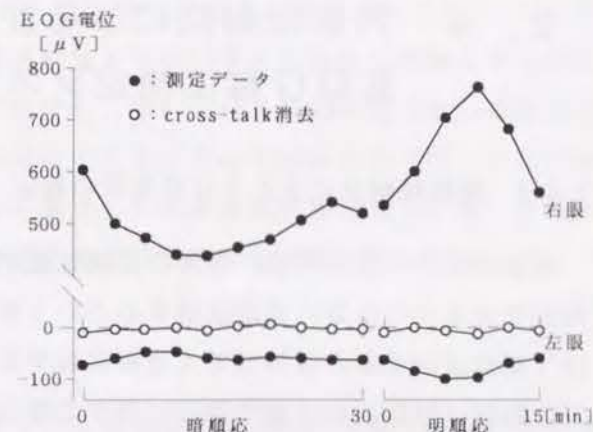


図 2.22 左眼無眼球のEOG測定例



図 2.23 クロストークの消去機能を持ったEOG自動測定装置

2. 4 角膜反射法による注視点測定を併用した E O G 電位測定システム

2. 4. 1 角膜反射法による E O G 電位の補正

従来の E O G 測定では、実際の注視位置が監視されていないため、被験者が視標をできるだけ正確に追跡注視するという条件で測定がなされてきたが、実際には注視位置が視標から外れてもその状況がチェックできなかった。そのため、測定の精度は被験者の主観や測定に対する協力度に依存し、個人によってあるいは同一人でも測定環境やそのときの心理状態によっても E O G 電位が変動したり測定精度にばらつきが生じたりするため、客観的な E O G の測定は難しかった。このような欠点を改善するため、本研究では E O G と注視点の同時測定法を考案した。同時測定により実際の注視位置が確認できれば、E O G の測定誤差を正確に把握することが可能となる。

E O G と眼球運動の同時測定に関する報告はあまり見受けられず、また同時測定により E O G 時間曲線を求めた報告は、まだ見あたらない。同時測定に関しては、Hamada(1984)²²⁾が角膜反射を使って光学的に E O G の補正を試みている報告がある。角膜に平行光線を当ててそれを直視したとき、その反射像は瞳孔中心の位置にあるが、視線がそれと反射像は中心から偏位する。その偏心度を測れば注視点が求められる。Hamadaの実験では、注視点はカメラ2台を使って種々の位置を見たときに撮影した角膜の写真から求められ、同時にそのときの E O G 電位がレコーダで記録されている。そして、眼球を単位角度回転させたときの E O G 電位が、人と猫の場合について計算されている。また、Finocchioら(1990)²³⁾は乳幼児について眼球位置と E O G 電位変化との関係を調べている。彼らの方法では、観測者がスクリーンの正面に水平にあけた細い帯状の隙間から眼球を観察して注視位置を決めている。そして、眼球正面から左右 $\pm 20^\circ$ の範囲内では、E O G 電位が眼球の回転角度に比例すると報告されている。これらはいずれも眼球運動の測定に問題があり、なお検討の余地がある。

HamadaおよびFinocchioらはいずれも上述のように、E O G 電位が眼球回転角に比例すると報告しているが、Fennら(1936)²⁴⁾は E O G 電位が眼球回転角の正

弦に比例することを示している(但し、測定時に注視点は監視されていない)。E O G 電位特性を検討する場合、眼球運動量と E O G 電位の関係を把握しておけば、眼球運動が予想していた動作からずれても、ずれた分を既知の関係から補正して正しい E O G 電位を計算することが可能となる。そのため本研究では、E O G 電位を測定する際に同時に角膜反射法を適用した眼球運動計測方式をとり、注視点のズレをチェックして E O G 電位を補正するシステムを作成した。

2. 4. 2 注視点・E O G 電位同時測定システム

予備データを得るために、I T V カメラを使用した注視点・E O G 電位同時測定システムを試作した²⁵⁾が、試作システムでは角膜反射光に白熱光を用いたので、暗順応の測定では眼球が角膜反射光に照明されて十分な暗順応ができなかった。また、明順応では眼球付近が明るすぎて角膜反射像の検出が難しく、測定時には一時的に暗くする必要がある、正確なデータを得るには少し問題が残されていた。ところが、今回新しく試作したシステムには角膜反射光に赤外線を使う装置を導入したので、このような不便さは改善され、暗順応でも明順応でも簡単に注視点の検出が可能となった。

図2.24は今回試作した注視点・E O G 電位同時測定システムの概略図である。図の上側が注視点検出部であり、俵ナック製のアイマークレコーダ E M R - V が使われている。E M R - V はゴーグル型をしており、注視点検出のための角膜反射光源には近赤外発光ダイオードが使われている。この角膜反射像は C C D カメラで撮影されてアイマーク処理部(カメラコントローラ)へ送られる。E M R - V では、両側に取り付けられた2つの C C D カメラによって両眼の注視点が測定できるようになっており、更にゴーグル前面の中央に取り付けられたもう1台の C C D カメラで正面の視野画像が撮影される。これらの映像はコントローラで混合されて8ミリ V T R に出力される。測定中は8ミリテープに映像信号を録画しておき、測定が終われば録画テープを再生することにより、注視点データは画面上の位置座標として、データアウトユニット V - 9 9 B を介してパソコンに転送される。なお、V T R を介さずに直接オンラインでコントローラから V - 9 9 B にデータを転送することもできる。このようにして、アイマークは V 9 9 -

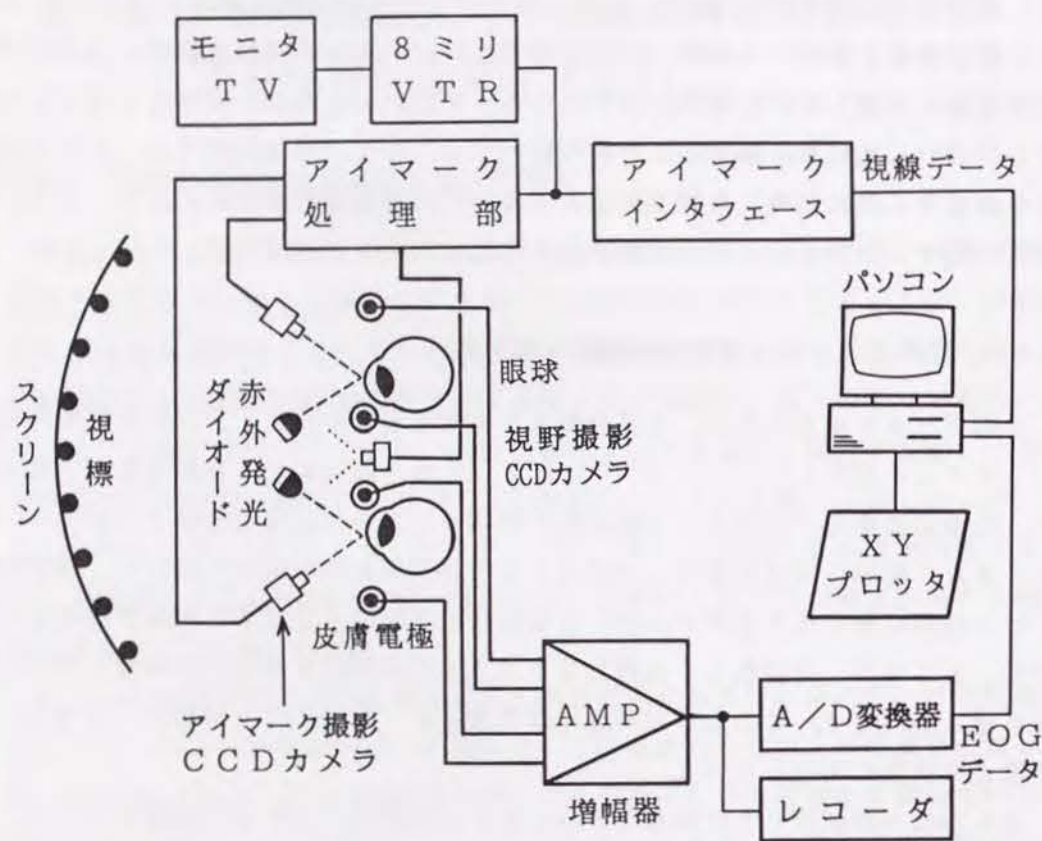


図 2.24 注視点・EOG 電位同時測定システムの概略図

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個正方向格子状に設置。図の上部は注視点測定部、下部はEOG電位測定部。

B からカメラ画面の左上隅を原点とする320×244dotの分解能を持った位置座標として検出され、30個/秒の速度でGPIBインタフェースを介してパソコンに取り込まれる。注視点測定では頭部の動きが誤差の原因になるが、本システムでの測定では顎を受け台にのせるだけで頭部は固定されていない。頭部移動は画像処理専用装置TOSPIX-IIにアイマークレコーダの視野画像を入力して、視野中の特定点(固定点)のズレを検出することにより補正されている。しかし、短時間の測定では頭部移動による注視点のズレは無視できる場合が多く、実用上は画像処理装置を使用しなくてもよい。ここで、EMR-Vの分解能は可変である

が、本測定では視野の中心付近で約0.2°に設定されている。なお、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、それらの平均座標が求められて代表注視点として点に集約されており、従って、分解能はこの集約半径に依存する。また、この個数からそこに停留する時間が求められる(1個当たり1/30秒)。

図2.24の下側はEOG電位検出部である。両目の内外眼角部水平線上に糊付けされた一対ずつの皮膚電極(日本光電製:銀/塩化銀皿電極)から眼球常存電位が導出される。この電位を直流増幅すればよいが、前節で述べたように、交流雑音の混入やドリフト、皮膚と電極間の分極などにより増幅器の零レベルが不安定になることを避けるため、通常は帯域通過形の交流増幅器が用いられる。従って、眼球が静止していれば眼球から検出された増幅器の出力は零となるが、眼球を動かせば電位変化が増幅される。この増幅された眼球常存電位の変化(この電位変化をEOG電位と呼ぶ)は増幅器(日本電気三栄製ポリグラフ366)を通してA/D変換器へ送られ、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。このアナログ波形は、あとでEOG電位処理時にモニターとして使われる場合があるが、記録しなくてもよい。増幅器の電圧感度目盛は0.05, 0.1, 0.2mVの切り替え、低域遮断周波数は約0.1Hz、高域遮断周波数は30Hzに設定されている。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8μsec、入力電圧範囲は±5V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EOG電位の連続波形から、ソフトウェア的に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。この装置の分解能は計算上は最大約0.25μVであるが、実際の眼電位図波形では、眼球跳躍幅が約0.5°(眼電位で約10μV相当)よりも小さくなると、雑音電位のためにEOG電位振幅は眼球の衝動運動によるものか否かの判別が困難となる。

パソコンに取り込まれた注視点データとEOG電位データは、各種処理を受けて両者の対応付けが行われる。まず最初に、注視点データは上述したように集約が行われ、2.2.3節で述べたように補正座標を使ってTV画面上の位置座標から視野角度座標に変換される。図2.25は、眼球直視水平線上左右±10°の位置に置かれた2つの視標を、1秒間隔で9往復程度左右交互に注視したときの視線の移動軌跡をプロッタに再現させた例である。小円はその中心付近に視線が停留して

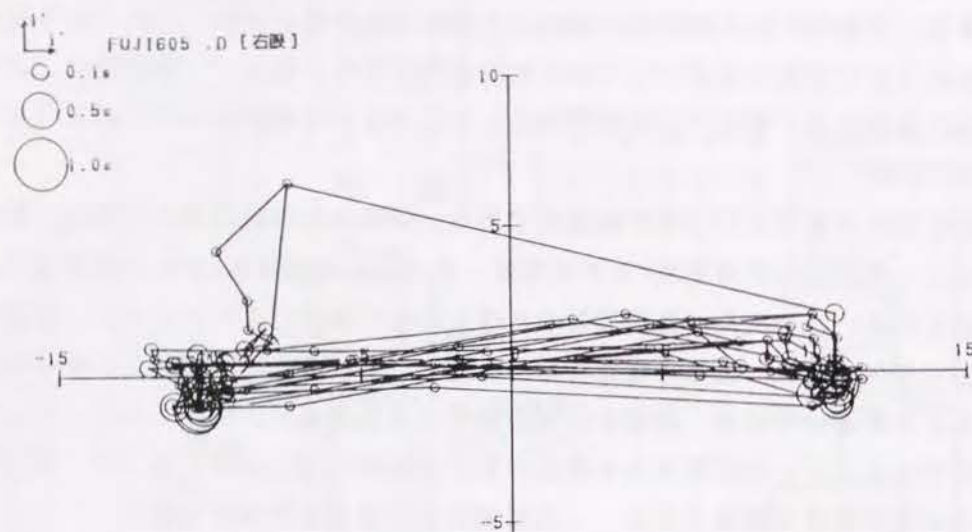
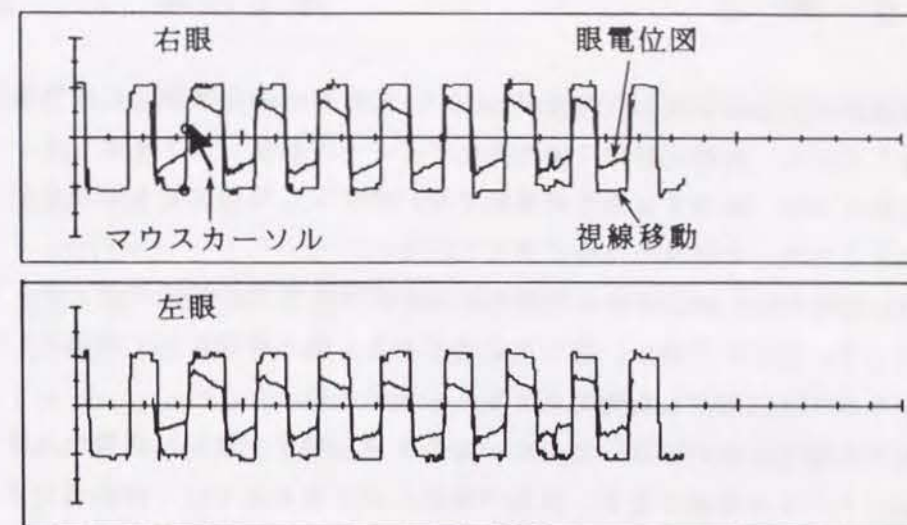


図 2.25 左右 $\pm 10^\circ$ の位置にある視標追視時の視線移動例

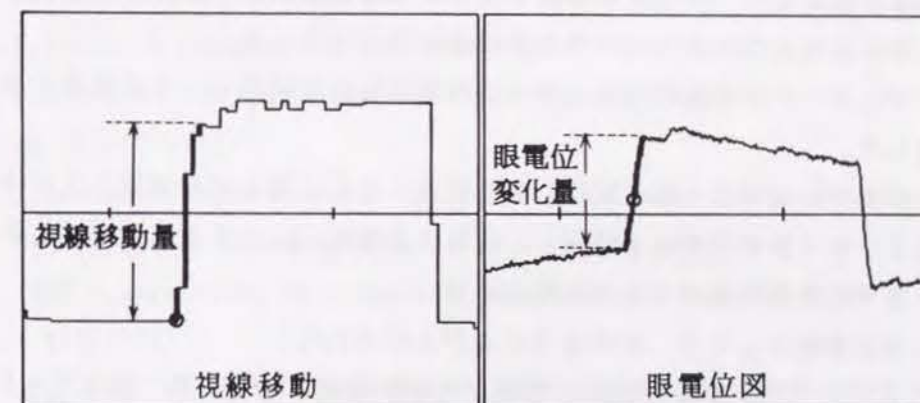
小円は注視位置，円の面積は視線停留時間，直線は視線移動軌跡。

いることを示しており，円の面積は停留時間に比例している。左上の3個の円は停留時間のスケールを示している。縦，横の座標は各々垂直，水平の視野座標を示す。円と円を結ぶ直線は視線の移動軌跡である。図からわかるように，注視点の移動幅としては水平成分だけでなく，垂直成分が混入しているので，ベクトルをとって考えるべきであるが，本研究では従来の測定法に準じ，垂直成分は無視して水平成分のみを検討した。図2.26(a)は，図2.25の視線移動軌跡のうち水平成分(X座標)の時間経過を表示したものである。矩形状の波形が注視点移動の時間経過であり，これにソフトウェア処理によって時間軸を合わせた減衰曲線状のEOG電位波形が同時表示されている。縦軸の目盛は 5° 間隔の視角を示しており，基線より下側の -10° の位置は眼の左側の視標位置を，上側 10° の位置は右側の視標位置を示している。なお，EOG電位の目盛は表示されていない。

ここで，視線が左側の視標注視位置から右側の視標へ移動したときの移動距離と，それに対応するEOG電位の変化量(ピーク値)が求められると，EOG電位を注視点で補正することができる。EOG電位のピーク値および視線移動幅をソフトウェアで検出することは比較的容易であるが，両者の対応付けを自動的に行



(a) 一区切りの測定データ



(b) マウスカーソル指定部分の拡大

図 2.26 図2.25の視線移動軌跡の水平成分の時間経過表示

横軸：時間(1目盛=1秒) 縦軸：視角(1目盛= 5°)

うことは，視線移動に種々の様態があるため容易ではない。そこで，処理プログラムでは，図2.26(a)のマウスカーソル(図中の矢印)で指示した部分が，図2.26(b)に示すように拡大され，この図から注視点跳躍幅とEOG電位ピーク値とがテンキーの操作により検出される。なお，EOG波形に雑音が入っている場合には，ソフトウェア的にフィルタ処理が施されてから，上記処理が行われている。

2. 5 結 言

1. 眼球運動の測定には種々の方法があるが、E O Gとの同時測定には角膜反射法が適しており、角膜反射光に赤外発光ダイオードを使ったアイマークレコーダE M R - Vは、高価ではあるが手軽で使いやすく、暗順応でも明順応でも測定ができるので、本研究の仕様に適している。
2. 角膜反射法では、検出される角膜反射像の位置と実際の注視位置とが1対1に対応していないので細かい補正が必要である。補正座標には5°間隔で9×9個のマトリクス状に配列した発光ダイオード視標を用いた。
3. E O Gの測定においては、互いに一方のE O G電位が他眼に影響を及ぼし合うクロストークが無視できず、両眼の機能に差がある者ではこれを消去する必要がある。本章では、このクロストークを数式的に消去する方法を示し、片眼無眼球の被験者にこの方法を適用してその妥当性を検証した。更に、複数電極を使用する場合のクロストークの処理法を明らかにした。
4. クロストーク消去機能を持ったE O G測定装置を試作し、その処理の流れを概説した。
5. 本研究で使用するために試作した注視点・E O G電位同時測定システムの構成およびデータの処理法を詳述し、注視点移動幅(量)とそれに対応するE O G電位を半自動的に検出する方法を示した。
6. 今後の課題としては、次のような点があげられる。
 - (1)クロストークの特性を解析したが、被験者数が少ないので、更にデータ数を増やして解析データの信頼性を高める必要がある。
 - (2)注視点・E O G電位同時測定システムを作成したが、データ処理を更に自動化する必要がある。現時点では測定後のデータ処理にかなりの時間を要するので、この自動化処理プログラムの開発が急がれる。
 - (3)今回の測定では頭部移動の補正を無視したが、厳密には問題が残っているので、改良すべき点を今後に残している。

2. 6 参考文献

- 1) E. L. Thomas : Movements of the Eye ; Scientific American, Vol. 219, pp. 88 ~ 95 (1968)
- 2) 渡部 勲 : テレビジョン・アイマーカ ; テレビジョン, Vol. 16, No. 8, pp. 487 ~ 490 (1962)
- 3) 渡部 勲, 樋渡 涓二, 畠中 伸典, 田中 聡行 : 画像と注視点の分布 ; N H K 技術研究, Vol. 17, No. 1, pp. 4 ~ 20 (1965)
- 4) L. R. Young and D. Sheena : Survey of Eye Movement Recording Methods ; Behavior Research Methods & Instrumentation, Vol. 7, No. 5, pp. 397 ~ 429 (1975)
- 5) B. Schackel : Note on Mobile Eye Viewpoint Recording ; Journal of the Optical Society of America, Vol. 50, No. 8, pp. 763 ~ 768 (1960)
- 6) L. Stark, G. Vossius and L. R. Young : Predictive Control of Eye Tracking Movements ; IRE Transactions on Human Factors in Electronics, Vol. HFE-3, pp. 52 ~ 57 (1962)
- 7) J. Merchant, R. Morrisette and J. L. Porterfield : Remote Measurement of Eye Direction Allowing Subject Motion over One Cubic Foot of Space ; IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME-21, No. 4, pp. 309 ~ 317 (1974)
- 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 ; 電子通信学会論文誌(A), Vol. J71-A, No. 12, PP. 2192 ~ 2197 (1988)
- 9) W. R. Miles : The Steady Potential of the Human Eye in Subjects with Unilateral Enucleation ; Proceedings of the National Academy of Sciences, Vol. 25, pp. 349 ~ 358 (1939)
- 10) 今泉 亀撤, 高橋 文郎, 遠山 昂, 堀江 栄次, 田澤 豊, 小川 健次, 庄子 宇一 : 高度視力障害時のE O G ; 臨床眼科, Vol. 18, No. 3, pp. 333 ~ 344 (1964)
- 11) J. M. Thijssen and A. Pinckers : Contralateral Effects in the Electro-oculogram ; Acta Ophthalmologica, Vol. 52, No. 4, pp. 441 ~ 454 (1974)

- 12) A. Pinckers and J. M. Thijssen: Flat Type Electro-oculogram(EOG); *Acta Ophthalmologica*, Vol. 52, No. 4, pp. 429~440(1974)
- 13) 久保賢倫, 平井健一, 三井幸彦: EOGにみられる Contralateral Effect (Cross-Talk)の測定法および消去法; *日本眼科紀要*, Vol. 30, No. 5, pp. 701~704(1979)
- 14) 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; *日本眼科紀要*, Vol. 32, No. 7, pp. 1496~1500(1981)
- 15) 伊月宣之, 久保賢倫, 西川禎一, 三村康男, 西原 勝, 皆本佳計: 眼電位図の測定で複数電極を使用した場合のクロストークの扱い; *日本眼科学会雑誌*, Vol. 98, No. 3, pp. 251~257(1994)
- 16) H. E. Henkes, D. J. J. van der Gon, G. W. van Marle and H. P. Schreinemachers: Electro-oculography. A Semi-automatic Recording Procedure; *British Journal of Ophthalmology*, Vol. 52, pp. 122~126(1968)
- 17) M. G. Holland and F. Clark: An Automatic Measuring and Recording System for Clinical Electro-oculography; *Ophthalmic Research*, Vol. 3, pp. 311~319(1972)
- 18) A. Troelstra and C. A. Garcia: Computer Automated Measurement of Eye Movement Parameters with Applications to Electro-oculography and Nystagmus Movements; *Computer Programs in Biomedicine*, Vol. 3, pp. 231~236(1974)
- 19) R. Jones: Automated Electro-oculography; *Journal of the American Optometric Association*, Vol. 47, No. 7, pp. 905~908(1976)
- 20) 湯沢美都子, 松井瑞夫: EOG測定の臨床応用に関する研究 その1 EOG測定装置の考案; *日本眼科学会雑誌*, Vol. 82, No. 10, pp. 693~700(1978)
- 21) 田沢 豊, 米良博量, 近藤 駿, 笹森秀文, 小笠原孝祐, 油井秀夫: 視覚電位自動記録装置の開発; *臨床眼科*, Vol. 33, No. 5, pp. 661~666(1979)
- 22) T. Hamada: A Method for Calibrating the Gain of the Electro-oculogram (EOG) Using the Optical Properties of the Eye; *Journal of Neuroscience Methods*, Vol. 10, pp. 259~265(1984)

- 23) D. V. Finocchio, K. L. Preston and A. F. Fuchs: Obtaining a Quantitative Measure of Eye Movements in Human Infants: a Method of Calibrating the Electrooculogram; *Vision Research*, Vol. 30, No. 8, pp. 1119~1128(1990)
- 24) W. O. Fenn and J. B. Hursh: Movements of the Eyes When the Lids are Closed; *American Journal of Physiology*, Vol. 8, pp. 8~14(1936)
- 25) 久保賢倫, 田内芳仁, 西原 勝, 伊月宣之, 久保重美: 角膜反射法によるEOGの補正; *あたらしい眼科*, Vol. 1, No. 1, pp. 140~142(1984)

第3章 明順応下および暗順応下におけるEOG電位特性

3.1 緒言

EOGには網脈絡膜の機能が反映されており、このEOGの時間変化を示すEOG時間曲線は、網膜色素上皮や脈絡膜の機能検査、疾患の診断などによく用いられている。このEOGは、通常は、眼球の前方に置かれた2つの固定視標を眼球運動の目安にし、眼球を一定角度の振幅で交互に衝動運動をさせて測定されている。その場合、視標注視は患者の意志のもとになされるため、患者の協力が必要である。また、患者の協力は得られても、視野欠損や視力障害などのために視標を正確に注視できない場合には、客観的なデータは得られない。例えば、強度近視や水晶体混濁などの視力障害、あるいは視野狭窄、中心暗点などの視野障害がある者にとっては、視標を指示通りに注視することができないことがあるため、正確なEOGの測定は難しい¹⁾。従って、視標を注視しなくても、一定のリズムで眼球を自由に動かすだけでEOGの測定が可能になれば、白内障や緑内障などこれまで測定が不可能であった症例についても電気生理学的な測定ができるようになり、現在、一般的に用いられているERG(網膜電図)と併用して網脈絡膜の機能状態をより詳しく診断することが可能になるであろう。

通常、EOG時間曲線は、眼球の衝動性運動の振幅を一定値(30°)として測定されたEOG電位の時間変化曲線である。もし、この衝動性眼球運動の振幅とそのときのEOG電位との間の関係が明らかであれば、眼球運動の振幅が一定値でなくても、その関係を使って一定振幅値に相当するEOG電位を計算して補正することにより、EOG時間曲線の測定が可能となる。ところが、このEOG電位は個人差が大きいというのに、日内変動など測定時刻によっても影響を受け^{2)~4)}、また電極の装着状態、装着位置によっても多少変わる^{5)~6)}。EOG時間曲線は暗順応下で15~30分、明順応下で約15分間の測定により求められるので、眼球運動の振幅とEOG電位との関係を使って自由眼球運動から補正計算によりEOG時

間曲線を求めるには、これら暗順応、明順応の全期間にわたって、EOG電位と眼球運動の振幅とが一定の関係にあることを確認しておく必要がある。

本章では、注視点・EOG電位同時測定により、スクリーンに向かった顔面位置における照度が60 lxである室内光の下での明順応の場合、暗黒中での暗順応の場合および白熱光により顔面位置におけるスクリーンからの反射照度が1000 lxである明順応の場合の3種類の環境下において測定されたEOG電位特性を検討している。まず、3.2節では種々の環境下でのEOGを求めるための方法を示し、3.3節では室内光による明順応下、暗室中での暗順応下および1000 lxの明順応下等におけるEOG電位特性の測定結果を示す。3.4節では、前節の結果に基づき、種々の環境下におけるEOG電位特性を従来の研究状況と比較しながら検討している。

3.2 実験方法

衝動性眼球運動による注視点移動量と、そのときのEOG電位との関係を求めるため、従来のEOG測定法に角膜反射法を併用して、注視点移動とEOG電位とを同時に測定する方法⁷⁾を用いた。測定システムは第2章2.4節の図2.16に示されている。

EOG電位は、左右眼それぞれの内眼角部(目頭)および外眼角部(目尻)に電極糊で貼り付けた、一対ずつの銀-塩化銀皿電極(日本光電製小型生体電極12mmφ)により測定された。接地電極は左右の耳たぶに付けた。検出されたEOG電位は、増幅器で交流増幅(時定数1.5秒)されたあと、A/D変換器を通してパソコンに入力され、測定終了後フロッピー・ディスクへ保存されている。

一方、注視点位置は角膜反射法を使ったアイマークレコーダ(ナック製EMR-V)により検出されている。これは、近赤外発光ダイオードから角膜に投射されたスポット光の角膜反射像が、注視点としてCCDカメラで検出されるものであり、両眼の注視点測定が可能である。EMR-Vにより測定された注視点移動データは、一旦、VTRに録画されたあと、インタフェースを介して30個/秒の



図 3.1 測定風景



図 3.2 顔面装着状態

速度でパソコンに入力される。入力されたデータは圧縮、角度変換など所定の処理を受け、最終的には眼球正面を原点とした水平・垂直の視野角度データとしてフロッピー・ディスクに保存される。このデータから、注視点の水平移動量を縦軸に、時間を横軸にとることにより、注視点の時間的变化が求められ、更に、これをEOG電位の時間的变化と共に同時表示をすれば、注視点の水平方向への衝動的な移動量とこれに対応するEOG電位との関連が求められる。

以上の測定はシールドされた暗室内で行い、被験者は机の前の椅子に正座して、眼球前方50cmの位置に置かれた曲率半径50cm、幅50cm×高さ50cmの半円筒状白色スクリーンを見る。被験者の頭部にはゴーグル型のアイマークレコーダが装着され、被験者は顎を受け台にのせ頭の動きを止めて眼球運動を行った。図3.1は測定風景である。被験者の前の机上にはカメラコントローラが置かれ、それによって左のモニタテレビに注視点の移動状況が映し出される。暗順応中、テレビの輝度はアイマークが識別される程度の明るさに絞られる。左手前はペン書きレコーダであり、EOG波形が測定中モニタされている。図には表示されていないが、被験者の後ろにはデータ測定・処理用のパソコンが置かれている。EOG波形データはA/D変換器を通してパソコンに送られるが、注視点データはモニタテレビの上に置かれている8ミリVTRに録画される。図3.2は、EOG電位導出用の皮膚電極を両眼の外眼角部および内眼角部に糊付けし、その上からゴーグル型

のアイマークレコーダを装着し、顎を受け台にのせた状態を示す写真である。両眼の斜め下方には角膜照射用の赤外発光ダイオードがセットされており、眼球前方の窓には赤外反射ミラが取り付けられている。両方の耳側のボックスの中には、CCDカメラ(MOS型固体撮像素子)が内蔵されている。最初に被験者の顔かたちに応じて、赤外発光ダイオードの照射角度を微調整してアイマークが検出できるようにしておけば、あとは装着の都度ボックスのつまみを調整してアイマークのX、Y位置の基準を設定するだけで、簡単に注視点が測定できる。また、アイマークの検出倍率も可変で、リモートコントローラにより設定できる。額の上には視野撮影用CCDカメラのレンズがついている。カメラの撮影視野は水平60°、垂直45°である。

測定は、次の二つの場合について行われた。

◎ 測定Ⅰ：種々の角度におかれた2つの点滅視標を追跡注視する場合

◎ 測定Ⅱ：1秒間隔で発信している圧電スピーカのクリック音に従い、眼球直視水平線上左右 $\pm 20^\circ$ の範囲内で自由な幅の衝動的な眼球運動を行う場合
いずれも一区切りの測定では、眼球を左右8往復衝動的に動かし、そのときの注視点移動とEOG電位とを測定した。そして、8往復の中から6組のデータをソフトウェア処理により検出した。

① 測定Ⅰの場合

図3.3は、測定Ⅰで衝動的な眼球運動を行う場合の種々の視標位置と、眼球移動量の例を示している。実験には、眼球の前方50cmのところの円筒状スクリーンに、5°間隔で水平に取り付けられた9個の赤色発光ダイオード視標(直径約20' : 視角)のうち、外側の2個を除いた7個を注視視標として使用した。これら7個の視標のうち、次の組み合わせによる2個を一对として使用したが、この2つの視標は、測定中1秒間隔で左右交互に点滅するようになっている。視標の組み合わせは図中に6本の矢印で描かれているように、 $(-5 \sim 0^\circ)$ 、 $(-5 \sim 5^\circ)$ 、 $(-10 \sim 5^\circ)$ 、 $(-10 \sim 10^\circ)$ 、 $(-15 \sim 10^\circ)$ 、 $(-15 \sim 15^\circ)$ の6種類である。図のスクリーン上で、 $\pm 15^\circ$ の位置のダイオード視標が白丸で示されているのは、その2つが一对となって点滅している様子を例示したものである。

測定Ⅰでは、照度60 lxの明るさの室内光による明順応下で、20才で健常視力を有する男子学生5名の健常10眼を対象に実験を行った。明順応開始10分後に、

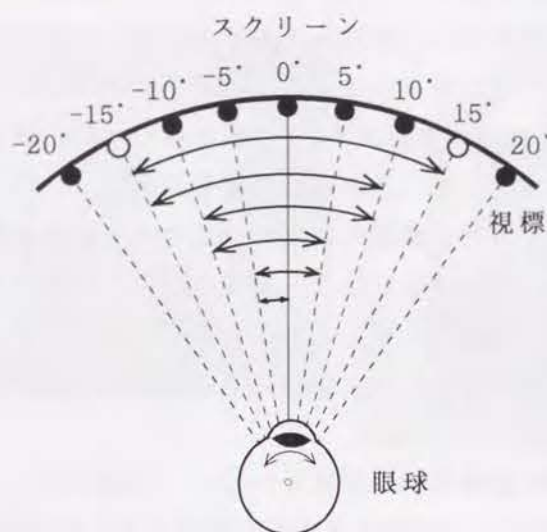


図 3.3 視標位置と衝動性眼球移動の種類

被験者は(-5~0°)の距離の視標を追跡注視して、眼球を左右に8往復振らせた。このときのEOG電位と注視点移動を同時に測定し、この一区切りの測定が終わると引き続いて次の視標の組み合わせで測定を続行し、6種類の組み合わせ全てについて測定を行った。

② 測定Ⅱの場合

測定Ⅱは、前章2.3節で述べたEOG時間曲線を測定する要領で行った。時間曲線測定の場合は30°の固定視標を追視したが、今回の場合は固定視標追視のかわりに、20°以内で任意の振幅の衝動運動を行わせた。

19~23才の男子学生で裸眼視力1.2~2.0の健常視力を有する9名の被験者について、まず暗順応16分の期間を2分間隔で、引き続いて1000 lxの明順応16分の期間でも同様に2分間隔で測定を行った。一区切りの測定では、被験者は±20°以内の任意の角度で、1秒間隔毎のスピーカのクリック音に合わせて右向きと左向きの衝動運動を交互に8往復行った。なお、1000 lxの明順応には、顔面位置でスクリーンからの反射照度が1000 lxとなるように、300Wハロゲンランプの白熱光を頭上の適当な距離からスクリーンへ照射した。

3.3 実験結果

図3.4は、60 lxの室内光による明順応下で、±10°の視野角に置かれた2つの視標を、被験者が左右を1秒間隔で約13回交互に注視して眼球を往復運動させたときの、各視標上での視線の停留状況を示す例である。但し、図が複雑になるので、視線の移動軌跡は省略されている。また、測定のための衝動運動開始前のデータが少し入っているので、余分の停留点が表示されている。図3.5(a)はこの注視点移動の時間的变化を表示したものであり、約19.7秒間のデータが示されている。同図(b)は同時にパソコンに入力された約8往復分のEOG電位波形である。この1往復分の波形は約550個のサンプル点からなっている。図中、正の方向が右向き、負の方向が左向きの眼球運動に対応している。増幅器の時定数は1.5秒(低域遮断周波数約0.1Hzに相当)に設定されている。この図から、眼球が一方の視標から他方へ移動するときの衝動性運動の回転角度とそのときのEOG電位が、左右眼各々6組ずつ検出される。図3.6は5名(20歳で健常視力を有する男子学生。被験者E.M.は日時を変えて2度測定)の被験者の健常眼で測定された衝動性眼球移動量とEOG電位との関係を、右眼右向き運動の場合について図示したものである。この実験では、60 lx室内光による明順応開始10分後、視標距離が図中に示されているように5°, 10°, ~, 30°の6種類の場合について測定されている。被験者には視標をできるだけ正確に見るよう指示しているので、多少のばらつきはあるものの、各々の値はほぼ直線上に分布している。図には原点を通る回帰直線が表示されているが、データは互いの特性が交錯しないように、被験者毎に100μVずつEOG電位の座標原点を上方へシフトして表示されている。実際の注視位置は直線上に分布しているものの視標からずれたものが多く、EOG電位の値も個人差があり、更に同一被験者でも図3.6のE.M.の場合に示されているように、測定日時によっても特性が変わっている。しかし、どの場合も眼球移動量とEOG電位との間には比例関係が成立していた。これらのデータのうち3名につき、EOG電位はそのまま、視標からずれた注視位置を単純に水平にずらせて視標位置に戻してグラフに描くと、図3.7の3名のEOG電位特性の下側に破線で示した特性となる。5°間隔で描かれた縦の点線は注視視標の間隔を表して

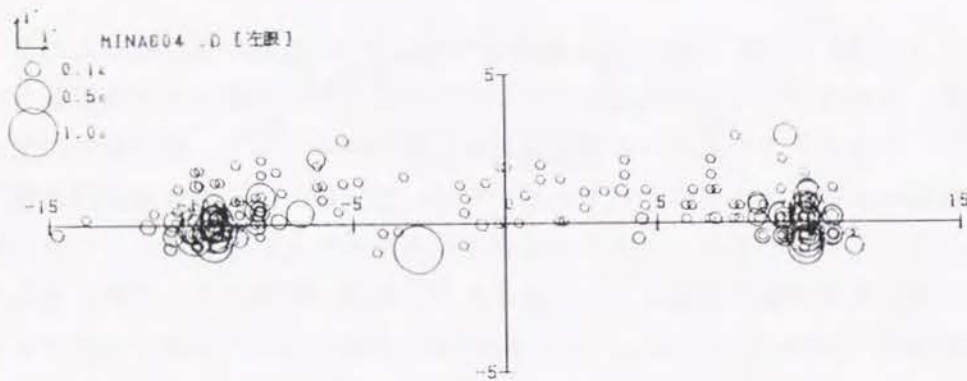


図 3.4 視標追視時の視線停留状況（視標位置 $\pm 10^\circ$ の例）

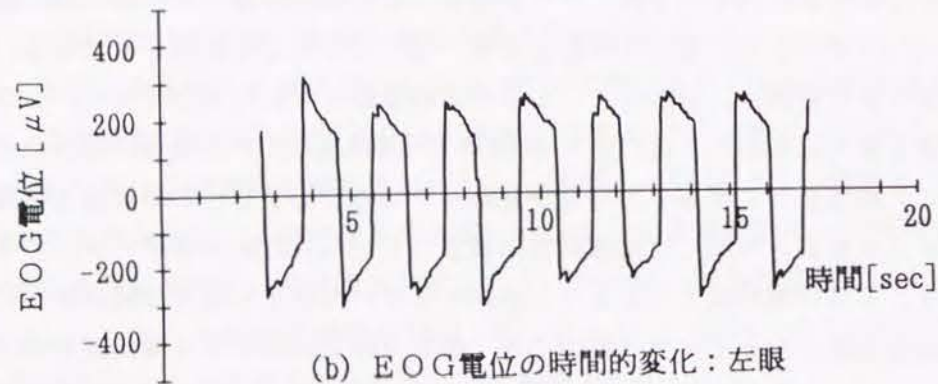
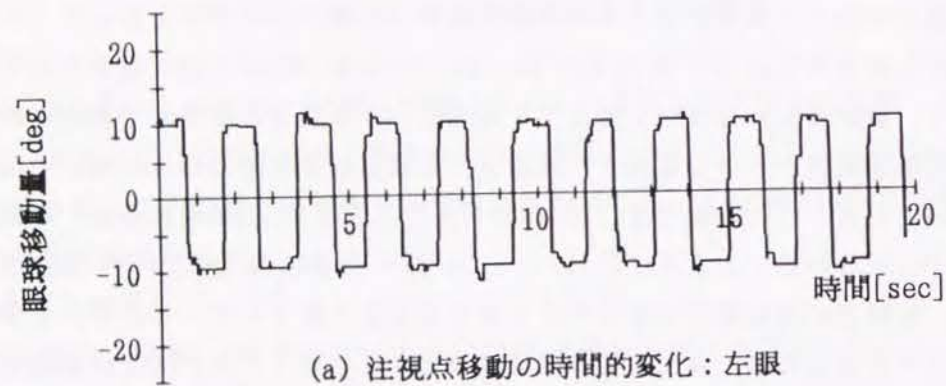


図 3.5 注視点移動及び EOG 電位の時間的変化（図 3.4 の場合）

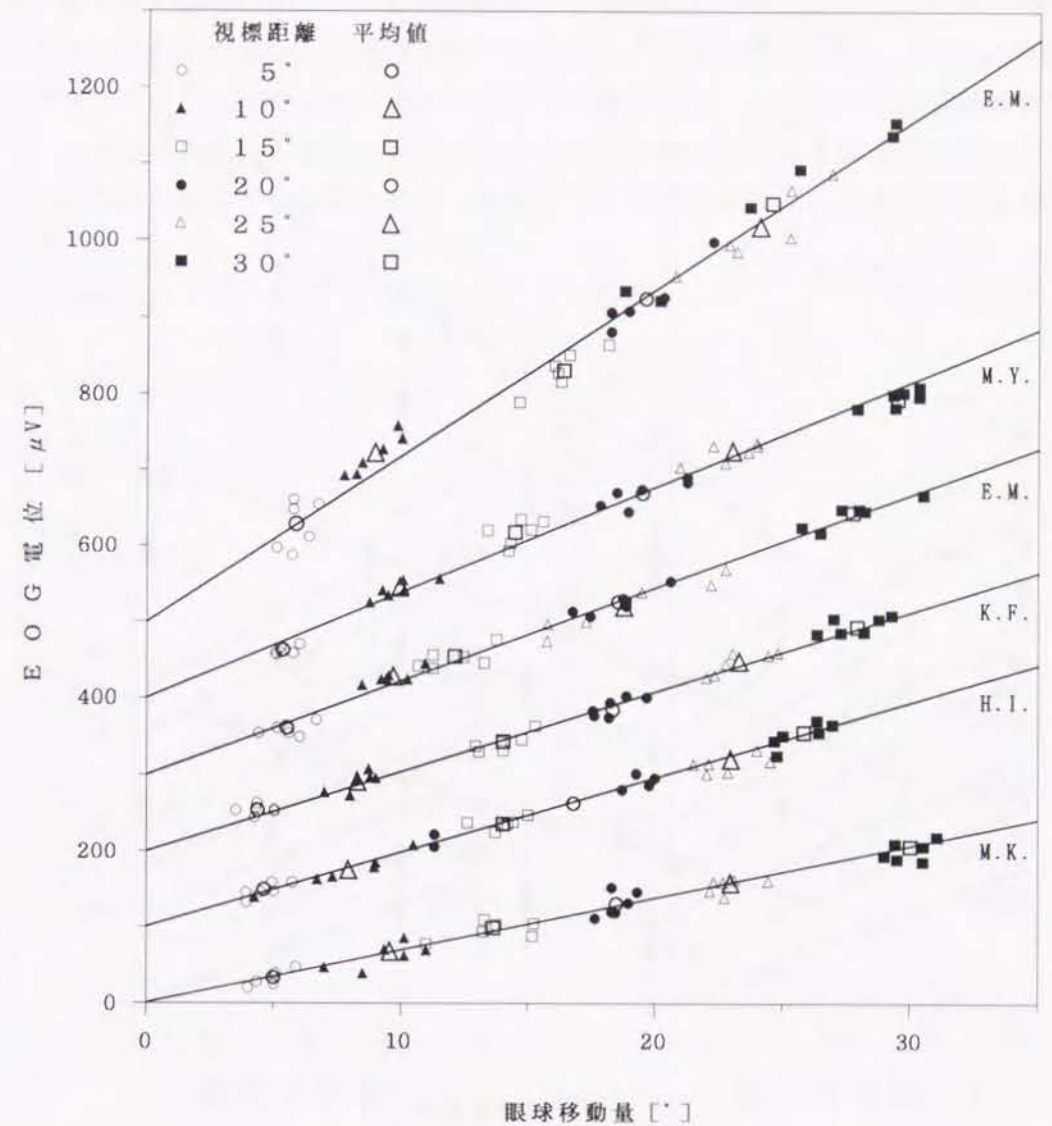


図 3.6 衝動性眼球移動量と EOG 電位との関係（測定 I）

60 lx 室内光での明順応開始 10 分後

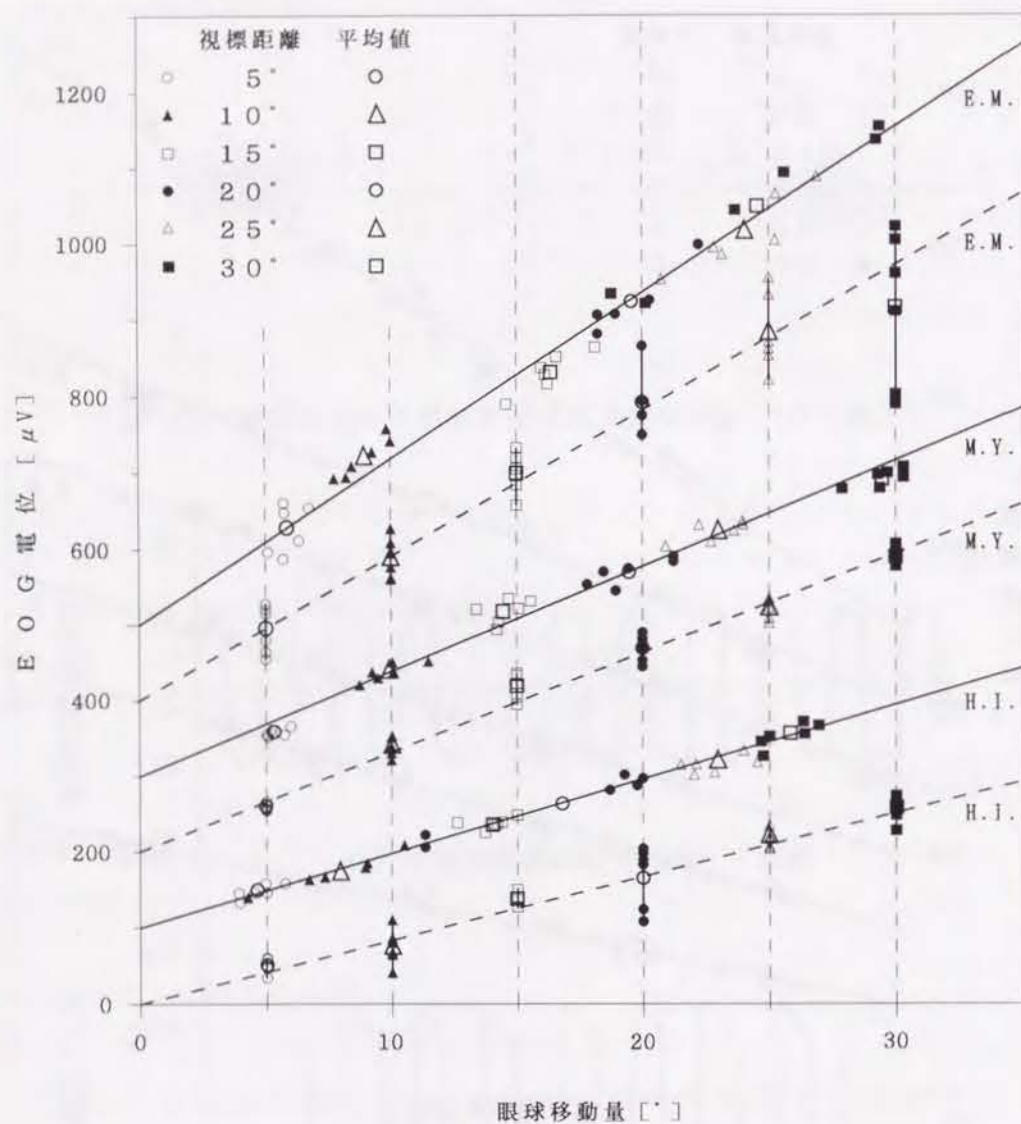


図 3.7 衝動性眼球移動量とEOG電位との関係

図3.6の被験者中3名につきEOG電位を視標角度に対応させた場合の特性(下側に破線で表示された特性)

おり、この点線上に分布しているEOG電位はばらつきが大きいものもあるが、平均値はほぼ直線状に分布している。これらのデータは、従来のEOGのみの測定で得られたものに相当し、眼球移動量とEOG電位との関係を示す直線(実線)より少し傾きが小さい。これは図3.7のグラフからは判別しにくいが実線と点線のグラフの原点を一致させればその差異が判別できる。この傾向はどの被験者についても認められた。従来の測定では、視標を追視する場合に視標の内寄りを注視する傾向がある、いいかえれば、あるEOG電位を示すときの眼球移動量が過

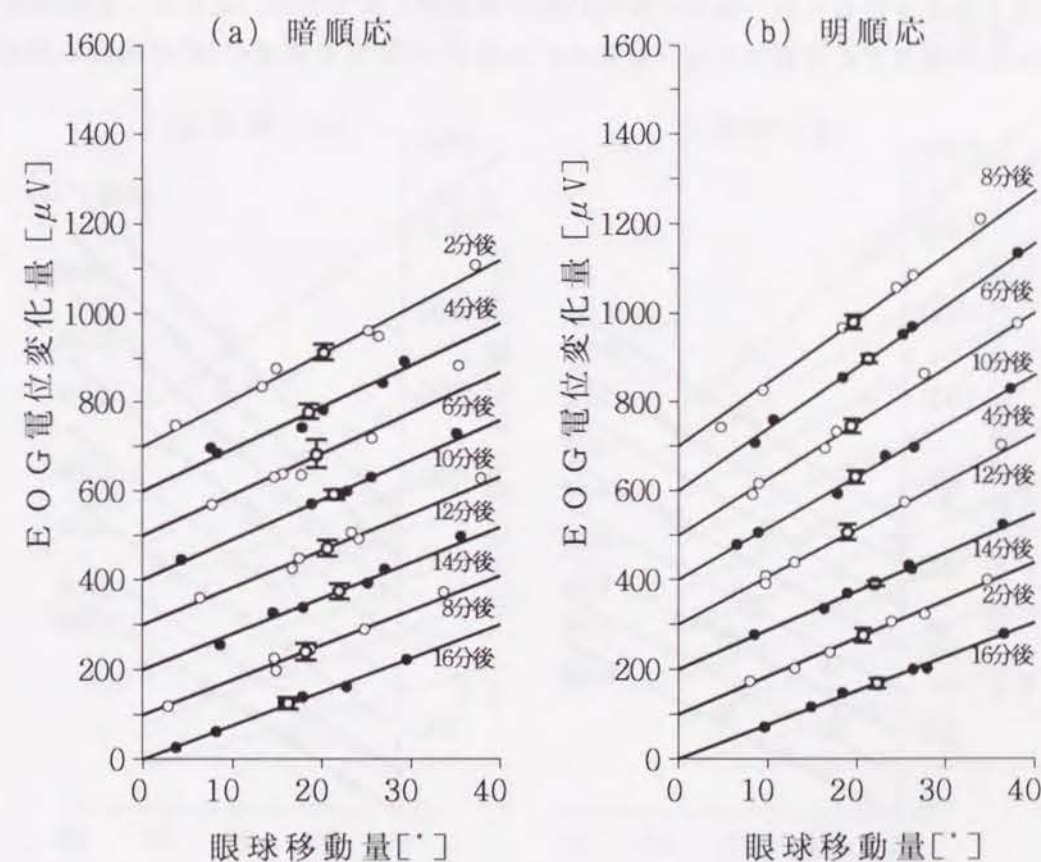


図 3.8 明順応および暗順応中2分毎の時間経過に対するEOG電位特性

被験者J.H.の場合。回歸直線の原点は縦方向上側に100μVずつ、傾きの小さい順にシフトされている。図中、記号σは平均値±回歸直線からの残差の標準偏差を示す。

(a): 暗順応特性, (b): 明順応特性

大に評価されていたことになる。すなわち、従来の方法では、E O G 電位は実際の値よりも小さい値として測定されていることがわかる。例えば、被験者 E. M. の場合、従来の方法で求めた値は同時測定により求めた値より 12% 小さく、M. Y. では 8%, H. I. では 14% 小さくなっていた。6 つの特性の平均では 11.2% 小さくなっていた。

ところで、測定 I では視標を $5 \sim 30^\circ$ まで 5° 間隔で変えて、6 種類の視標角度について連続的に測定を行ったが、1 つの視標角度については、眼球を 1 秒間隔で左右 8 往復させるため、測定には約 16 秒の時間が必要であり、更にデータ格納のための時間などを考慮すれば、最初の 5° の場合の測定と最後の 30° の場合の測定

では約 4 分の時間差が生じる。E O G 電位が定常な状態の下での測定ではこの時間差はあまり問題にならないが、電位が時間と共に変化する場合には正確な測定ができない。既に図 2.9 の測定例にも表示されているように、E O G 時間曲線は、暗順応後に光を照射して明順応を開始すると E O G 電位が急激に増大し、明順応開始 8, 9 分後でピークに達したのち、再び元の値に戻る一過性の変化を示す。従って、明順応のように、E O G 電位の変化が著しい場合の測定には別の方法が必要である。暗順応の場合も緩やかな変化があるので、同様な注意が必要である。

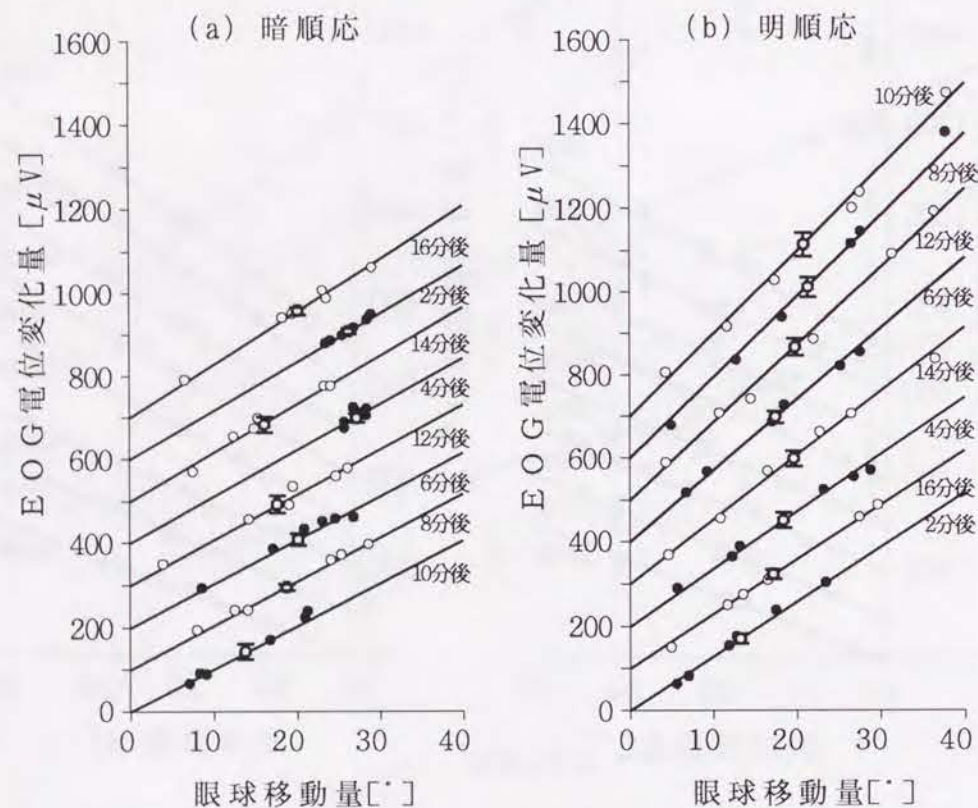


図 3.9 明順応および暗順応中 2 分毎の時間経過に対する E O G 電位特性

被験者 R. K. の場合。回帰直線の原点は縦方向上側に $100 \mu V$ ずつ傾きの小さい順にシフトされている。○: (平均値) $\pm$ (回帰直線からの残差の標準偏差)
(a): 暗順応特性, (b): 明順応特性

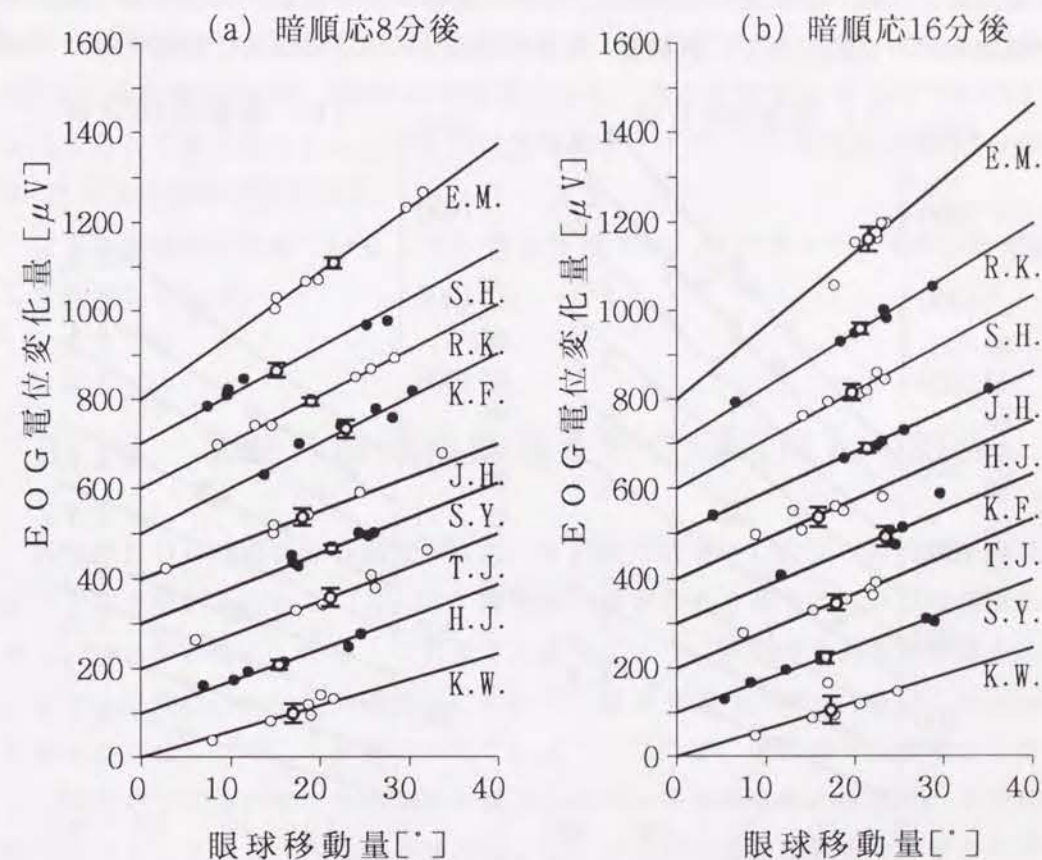


図 3.10 暗順応中の E O G 電位特性

回帰直線の原点は縦方向上側に $100 \mu V$ ずつ、傾きの小さい順にシフトされている。
(a): 暗順応 8 分後, (b): 暗順応 16 分後
○: (平均値) $\pm$ (回帰直線からの残差の標準偏差)

そこで、暗順応および1000 lxの明順応の下では、サンプル点は少なくなるが1回当たりの測定時間の短い測定Ⅱの方法によりEOG電位特性を求めた。実験中、被験者は眼球直視水平線上で1秒間任意の1点を固視した後、任意の振幅で衝動的に注視点を水平方向に移動させ、停止した位置で再び1秒間の固視を続けることを繰り返し、それぞれの場合の眼球の衝動性水平移動量とEOG電位との関係求めた。この場合、1回当たりの測定に必要な時間は約16秒である。なお、実際の測定にあたっては、暗順応下では眼球運動の範囲が 20° から外れないようにするため、 $\pm 15^\circ$ の位置に目安として薄く視標を点灯させた。図3.8はこの方法で求めたデータの一部で、被験者J.H.の場合を示している。(a)は暗順応2~16分

の間の2分毎のEOG電位特性を、(b)は1000 lx明順応2~16分の間の2分毎の特性を示しており、共に右眼右向きの眼球運動の場合である。どの場合も、データはほぼ原点を通る直線上に分布している。記号 $\bar{x}$ は各場合の(平均値) $\pm$ (回帰直線からの残差の標準偏差)を表しており、各データ共直線からのズレは小さい。図3.9は被験者R.K.の場合である。(a)の暗順応開始2分後および4分後のデータは、スタート直後の実験に慣れない時点で視標を注視してしまった結果、注視点の集中が生じた。暗順応4分後のグラフの直線は便宜的に描いているので、注意が必要である。図3.10は暗順応開始から同一時間経過後の特性であり、9名の被験者(19~23歳で健常視力を有する男子学生)全てのデータを描いたものである。(a)は暗順応開始8分後、(b)は同16分後であり、共に各特性は原点を $100 \mu V$ ずつ上にずらして描かれている。図3.11は同様なデータで、(a)は明順応開始8分後、(b)は同16分後の特性を示す。

なお、本章に示されているEOG電位特性では、クロストーク値を -16.4 dB として処理している。

3.4 衝動性眼球移動量とEOG電位との関係

従来のEOG時間曲線の測定では、一定角度に設定された2つの視標を交互に固視する方法がとられているので、眼機能に障害のある者ではEOGの測定ができない場合がある。しかし、これまでの研究により、眼球の衝動性移動量とEOG電位との間には、一定の環境下において、眼球移動量が約 $\pm 20^\circ$ 以内ではほぼ比例関係が成り立つことが報告されている^{7)~9)}ので、更に種々の環境下(暗順応、明順応)においてもこの関係が成り立てば、EOG電位と注視点とを同時に測定することにより、視標を追跡注視しないで任意の衝動運動を行わせるだけで、EOG時間曲線の測定が可能となる。すなわち、測定された任意の幅の衝動性眼球移動量に対するEOG電位が、比例関係によって 30° の移動量に対する大きさに補正できれば、一定幅の眼球運動の下での測定に相当するEOG時間曲線が求められる。

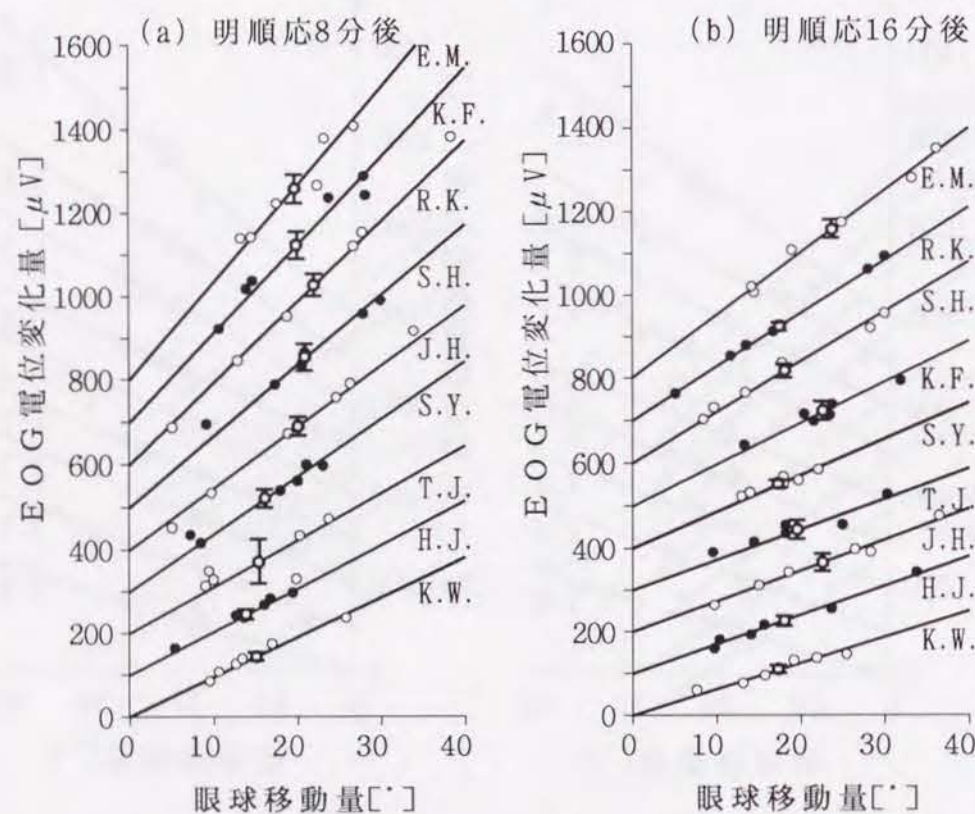


図 3.11 明順応中のEOG電位特性

回帰直線の原点は縦方向上側に $100 \mu V$ ずつシフトされている。

(a): 明順応8分後, (b): 明順応16分後

$\bar{x}$: (平均値) $\pm$ (回帰直線からの残差の標準偏差)

これまでに報告されたE O G電位特性の研究の中で、Hamada⁸⁾は角膜の光学的な性質を使って注視位置を写真撮影してE O G電位の補正を試みており、人間の場合では、20°まではE O G電位が眼球の回転角に比例すると報告している。この場合の測定環境は定量的には記述されていないが、一定の明るさの中での実験であると推察される。また、Finocchioら⁹⁾は幼児を対象として、スクリーンに水平に設けられた帯状の細隙から目視により注視方向を観測してE O G電位の校正を行い、±20°までE O G電位特性が線形であるというデータを報告している。この場合は薄暗い測定室で実験が行われている。これらの実験はすべて一定の環境条件下のみで行われたものであり、明順応・暗順応など各種環境下における眼球移動量とE O G電位との関係、およびその経時的特性を明確にした報告は見あたらない。

本研究では、明順応・暗順応の全期間にわたって眼球移動量とE O G電位との関係を求めた。図3.6に示されたように、60 lxの室内光による明順応下では、どの被験者もほぼE O G電位特性は線形であることが認められた。また、図3.8(a)および図3.9(a)(暗順応下)、図3.8(b)および図3.9(b)(1000 lx明順応下)に示されたように、同一人の場合、どの時刻においても直線関係が成立していた。更に、図3.10および図3.11からも明らかなように、被験者9名全てのE O G電位特性は原点を通る直線で近似された。図には、明順応・暗順応共に8分と16分の場合だけが示されているが、どの時刻においても直線関係が成り立っていた。

このように、E O G電位は±20°の範囲内では明順応・暗順応などの測定環境によらず衝動性眼球移動量に比例することが確認された¹⁰⁾。ここで、E O G時間曲線は眼球の衝動性移動量が一定値(30°)の下におけるE O G電位の時間推移であるが、本章で得られた結果に基づけば、E O Gの測定に際しては眼球の衝動性移動量が一定でなく自由な振幅であっても時間曲線の作成が可能となる。すなわち、眼球移動量が30°からずれていても、どの時刻においても適用できる比例関係によって、任意の眼球移動量について得られたE O G電位を、30°の眼球移動量に相当する値へ補正することが可能である¹⁰⁾。

3. 5 結 言

1. 60 lxの室内光下の明順応および暗室中における暗順応、1000 lxの照明下における明順応という3つの異なった環境下でのE O G電位特性を検討した。
2. 室内光明順応開始10分後に、種々の角度に視標を提示して測定した5名6例のE O G電位特性から、E O G電位は眼球移動量に比例することが確認された。
3. 暗室における暗順応下およびハロゲンランプによる1000 lx明順応下の種々の時刻において、ランダムな振幅の眼球運動により測定されたE O G電位特性から、同様にE O G電位は眼球移動量に比例することが確認された。
4. 以上の結果から、眼球運動が±20°程度までの小振幅であれば、E O G電位特性は種々の環境下でも直線関係が成り立っているため、眼球をランダムな振幅で水平方向へ衝動運動をさせても、得られたE O G電位を一定振幅の眼球運動に相当する値に補正することができる。
5. 従って、暗順応下および明順応下において測定されるE O G時間曲線は、視標を見ないで自由に眼球運動を行っても、E O G電位特性を利用した補正処理により作成することが可能である。

3. 6 参考文献

- 1) B. H. Doft, S. A. Burns, A. Elsner: The Inverse Electro-oculogram; British Journal of Ophthalmology, Vol. 66, No. 6, pp. 379~381(1982)
- 2) M. L. Anderson, R. L. Purple: Circadian Rhythms and Variability of the Clinical Electro-oculogram. Investigative Ophthalmology and Visual Science; Vol. 19, No. 3, pp. 278~288(1980)
- 3) 矢々崎克哉: 正常者のE O G(Electro-Oculogram)の変動; 日本眼科紀要, Vol. 32, No. 6, pp. 1383~1389(1981)
- 4) 玉井 信, 清沢源弘, 福与貴秀, 水野勝義: 眼球常存電位(Standing Potential)の変動; 日本眼科紀要, Vol. 32, No. 7, pp. 1501~1507(1981)

- 5) 平田アツ子：E O Gの臨床的研究；日本眼科学会雑誌，Vol.73，No.3，pp. 291～298(1969)
- 6) G.B.Arden, A.Barrada and J.H.Kelsey：New Clinical Test of Retinal Function Based Upon the Standing Potential of the Eye；British Journal of Ophthalmology, Vol.46, pp.449～467(1962)
- 7) 伊月宣之，久保賢倫：アイマークレコーダを使った視線移動の測定とE O Gの補正；日本眼科学会雑誌，Vol.95，No.11，pp.1085～1093(1991)
- 8) T.Hamada：A Method for Calibrating the Gain of the Electro-oculogram (EOG) Using the Optical Properties of the Eye；Journal of Neuroscience Methods Vol.10, pp.259～265(1984)
- 9) D.V.Finocchio, K.L.Preston, A.F.Fuchs：Obtaining a Quantitative Measure of Eye Movements in Human Infants：A Method of Calibrating the Electro-oculogram；Vision Research Vol.30, No.8, pp.1119～1128(1990)
- 10) 伊月宣之，久保賢倫，西川禎一：明順応および暗順応中における衝動性眼球運動量とE O G電位との関係；日本眼科学会雑誌，Vol.96，No.11，pp.1458～1465(1992)

第4章 眼球の電池モデルによるE O G電位の解析

4.1 緒言

眼球周辺から検出される眼電位図(E O G)を定量的に解析する場合^{12,23)}，眼球運動量とE O G電位との間の関係を明確にすることが必要である。例えば，眼球前方の平面内で，左右または上下に数Hz以内のゆっくりした正弦波状で動く視標を滑らかに追跡する場合に見られる眼球の滑動性追従運動や，0.5Hz程度で矩形波状に動く視標を追跡する場合に生じる衝動性眼球運動などで得られたE O G波形から種々の診断情報を読みとる場合，眼球運動とそれにより生じるE O G電位との間の定量的・定性的な関係を把握していないと，誤った診断を下すことになる。そのため，両者の関係を詳細に検討しておくことは重要なことである。

また，本研究においても，視力の異常や視野障害のある被検者から，眼球をランダムな振幅で衝動運動をさせてE O G時間曲線を求める場合，種々の眼球運動幅から得られたE O G電位を，E O G電位特性を使って一定振幅の眼球運動に相当する値に換算するときに，その特性を明確にしておくことが必要である。なお，ここでE O G電位とは眼球運動に起因する眼球周辺の常存電位の変化をさす。

これまでに，眼球移動(運動)量とE O G電位との関係を検討したものは数多くあるが，それらの中でFennら³⁾の論文がよく引用されている(図4.1)。彼らはE O G電位が視角で約80°までは眼球回転角度の正弦に比例すると報告している。一方，正面から左右(±)40°までは線形であるという報告⁴⁾もあり，このような中で，Shackel⁵⁾は±40°までのE O G電位特性を調べて線形近似がよいか正弦近似がよいか検討しているが，明確な結論は示されていない。これは，40～50°の範囲内では線形で近似しても正弦で近似しても有意な差異は見いだせないからであろう。本研究においても，第3章では±20°以内では種々の環境下でE O G電位特性が線形近似できることを示したが，目下は，80°まで測定したFennらの結果が一般的に支持されており，多くの文献で引用されている^{6)～12)}。本研究に

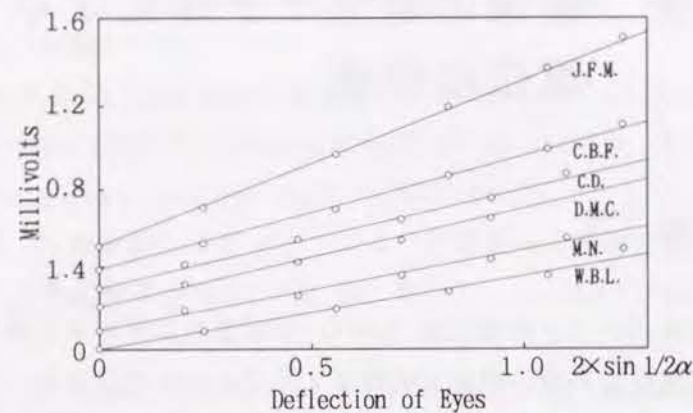


図 4.1 Fennら³⁾の実験による眼球運動と常存電位との関係

においても、眼球運動の振幅と常存電位との間の関係は重要であるので、Fennらの追試実験を行った。更に、E O G 電位を検出する電極の位置を変えて3ヶ所の異なった部位から電位を検出すると、E O G 電位は電極位置によって、導出される電位に明らかな特徴があったので考察を加えた。

ところで、眼球は角膜前面が正で網膜側(眼球後極部)が負となる電池に例えることができ、眼球が回転すればあたかもその電池が双極子として作用すると考えることができる^{6), 11) ~ 15)}。従って、E O G 電位を扱う場合、眼球を電気双極子または電池とみなしてその周辺の電場を解析することは可能である。しかし内外において、これまでに眼球を電気双極子または電池のモデルとして理論的に解析した論文は見あたらない。そこで、本章では眼球を電池と考えて理論的に解析し、実測したパラメータを電池モデルに適用してE O G 電位を模擬した。

まず、4.2節では、眼球を100°までの大きな振幅で衝動性運動を起こさせたときのE O G 電位特性(衝動性眼球運動の振幅とE O G 電位との関係)を求め、従来から支持されているデータと比較検討した。更に電極位置を3ヶ所にとり、電極位置によってE O G 電位がどのように変化するかを系統的に調べた。また、4.3節では、眼球を電池モデルとして解析し、実測値を適用したシミュレーション結果から解析法の妥当性を検証し、E O G 電位の全く新しい解析手法を提案する。次の4.4節では、前節の結果よりE O G 電位が数式的に記述できる意義を検討している。

4. 2 大振幅の衝動性眼球運動に対するE O G 電位特性

眼球を大振幅で左右に回転運動させた場合の諸特性を検討するため、視角にして10~100°までの広い範囲にわたって眼球を衝動的に回転させ、そのときの衝動性運動の距離とE O G 電位との関係を求めた。その結果、眼球の回転角が80°以内では両者はほぼ比例関係で近似できることが確かめられた¹⁶⁾。また、電極位置を外眼角部から耳側の髪の生え際までの間に3ヶ所とり、電極位置の違いによる眼球の衝動性運動距離とE O G 電位との関係を求めると、外眼角部から離れた電極ほど電位が小さくなっており、それぞれの電極位置では約80°までE O G 電位特性はほぼ線形であった。本節では以上の2点につき、測定データに基づいて検討を加える。なお、本研究で対象としているのは眼球の衝動性回転運動であるので、以下この回転運動の角度量を「眼球移動量」として取り扱う。また、眼球に常存している電位の直流成分は変動要素が多いので、眼球運動によって生じるE O G 電位の大きさとしては、その直流成分を除いた変化分を取り扱っている。

4.2.1 実験装置および方法

図4.2は100°までの大振幅の衝動性眼球運動によるE O G 電位を測定するための測定システムである。被験者はイスに座り、縦に置かれた半径50cmの半円筒状スクリーンの中心に右眼を置く。スクリーン表面には右眼球直視水平線上に左右±50°まで5°間隔で発光ダイオード視標(直径約20' : 視角)を設置した。眼球正面の中心視標を基準にした左右対称な位置で、2つの視標を±5~±50°まで10, 20, …, 100°と10°間隔で距離を変えて、10種類の角度で視標を点滅させた。点滅周期は0.5Hzとして、一方が1秒間点灯している間他方は消灯し、これを交互に繰り返すように設定した。一区切りの測定では同一角度で約10周期分点滅させ、点灯したほうの視標を追跡注視させた。図4.2の測定システムではE O G 電位検出のための電極は4対あり、図に示されたように、右眼の外眼角部周辺3ヶ所と左眼外眼角部1ヶ所から電位が検出できるようになっている。右眼3対の共通電極として右眼内眼角の鼻の上、左眼1対の他端は左眼内眼角の鼻の上にとっている。

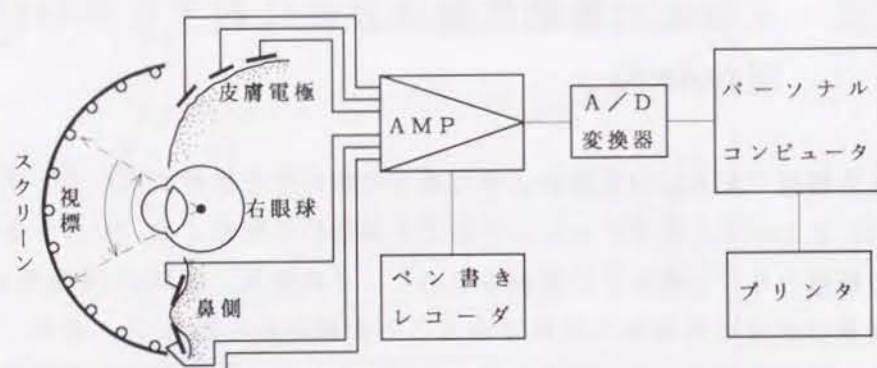


図 4.2 大振幅の眼球運動によるEOG電位測定システム

この眼球周辺4ヶ所から検出されたEOG電位は、増幅器で増幅されたあとA/D変換器で4桁以内の数値に変換されてパソコンに入力されている。増幅器の時定数は1.5sec(低域遮断周波数0.1Hzに相当)、高域遮断周波数は30Hzとした。A/D変換器は12ビットの分解能で素子の変換速度は $8\mu\text{sec}$ であり、入力電圧範囲の設定は $\pm 5\text{V}$ とし、入力ポートは4チャンネル分を使った。EOG電位の実際の測定分解能は約 $10\mu\text{V}$ 、視角にして約 0.5° であるが、これは雑音混入の程度により左右される。また、コンピュータに入力される電位波形の時間分解能は処理プログラムの実行時間に左右され、実測値では1点当たり約5.8msecの速度となって

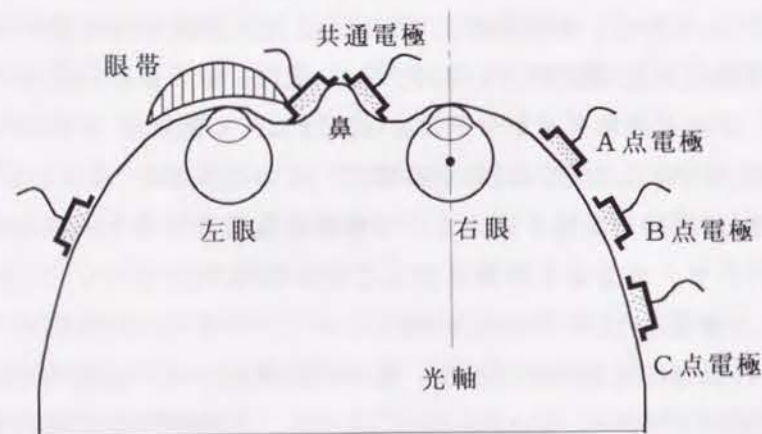


図 4.3 EOG電位検出用電極の装着状態

いた。

図4.3は頭部を眼球中心で水平に切った断面のまえ半分を示す模式図である。測定眼は右眼とし、左眼は黒い布を間にはさんだカップ型の眼帯で覆って入射光を遮断した。図に示されているように、右眼の内眼角部側の鼻の上にはEOG電位検出のための小型生体電極(日本光電製12mmφ)が電極糊で貼り付けられている。また、外眼角(目尻)からこめかみの髪の生え際にいたる水平線上には3個の同じ小型生体電極がほぼ等間隔で貼り付けられている。図に示すように、仮に外眼角側をA点電極、中間位置をB点電極、耳側をC点電極とする。ここで、鼻側電極を共通の基準電位として、これと上記各電極との間の電位を各々A点電位、B点電位、C点電位とする。A点電位のアースは左耳たぶに、B点電位、C点電位のアースは共通に右耳たぶ1ヶ所にとった。左眼の電極は、一方の常存電位が他眼に影響を及ぼす、いわゆるクロストークの影響を消去するための電位を検出する目的で付けられている。左眼外眼角の電極は右眼B点電極に対応する左右対称な

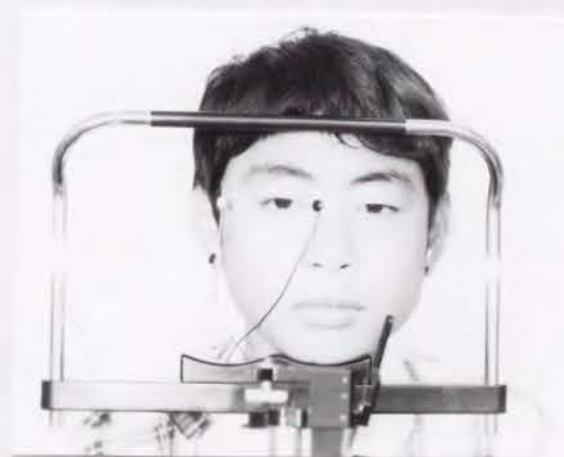


図 4.4 測定状態

測定中は左眼を眼帯で遮光して左眼にも一対の電極を装着する



図 4.5 電極装着位置

鼻側が基準電極、外眼角から耳側へ向かって順にA点電極、B点電極、C点電極、耳たぶは接地電極

位置となっている。

実験中、被験者には、60 lxの室内光の下であごを受け台にのせ、額は額当てに当てて頭部を固定した状態(図4.4)で、左右一定の角度位置で交互に1秒間隔で点滅する2つの発光ダイオード視標を正確に追跡注視させ、そのときのEOG電位を検出した。4対の電極から検出されたEOG電位は、A/D変換器を通してパソコンのRAMディスクにストアされ、測定終了後にフロッピー・ディスクに保存されるようになっている。以後のデータ処理によって、一方の視標からもう一方へ注視点が衝動的に移動した際に生ずるEOG電位の変化量(ピーク値)が半自動的に検出され、眼球の右向き左向き各々6組のEOG電位として抽出され、その平均値が一区切り分のデータとなる。図4.5は電極の装着状態を示す写真である。なお、EOGの半自動検出については、第2章2.4.2節に記述されている(図2.26参照)。

4.2.2 衝動性眼球移動量とEOG電位特性

被験者は全て健常視力を有する者(裸眼視力1.0~2.0)であり、12歳の男児1名、19~23歳の男子学生6名、45歳、48歳の男性各1名ずつ、合計9名を対象にした。図4.6は4対の電極から記録されたEOG電位波形の一例(右眼のみ表示)であり、30°離れた2つの視標を交互に注視したときに測定されたものである。上段からそれぞれA点電位、B点電位、C点電位の各波形を示している。右側の方形波は校正電圧波形であり、3つとも50 μ Vの大きさを表している。横方向は時間であり、最上段のマーカは1secの間隔を示している。縦方向は電位の大きさであり、下から上に向かう電位跳躍は、注視点が左の視標から右の視標へ衝動運動を起こしたために生じたEOG電位変化を示している。また、上から下への変化は逆方向の運動によるものである。電位波形中、この電位跳躍分がEOG電位として検出される。図からわかるように、外眼角から離れている電極ほど検出されたEOG電位は小さくなっている。

ここで、B点電位のみ注目し、9名について眼球移動量とEOG電位との関係を求めたのが図4.7である。データは健常9眼(両眼とも健常眼の右眼)から測定されたものであり、図の横軸は角度目盛りで表示されている。縦軸は、各特性

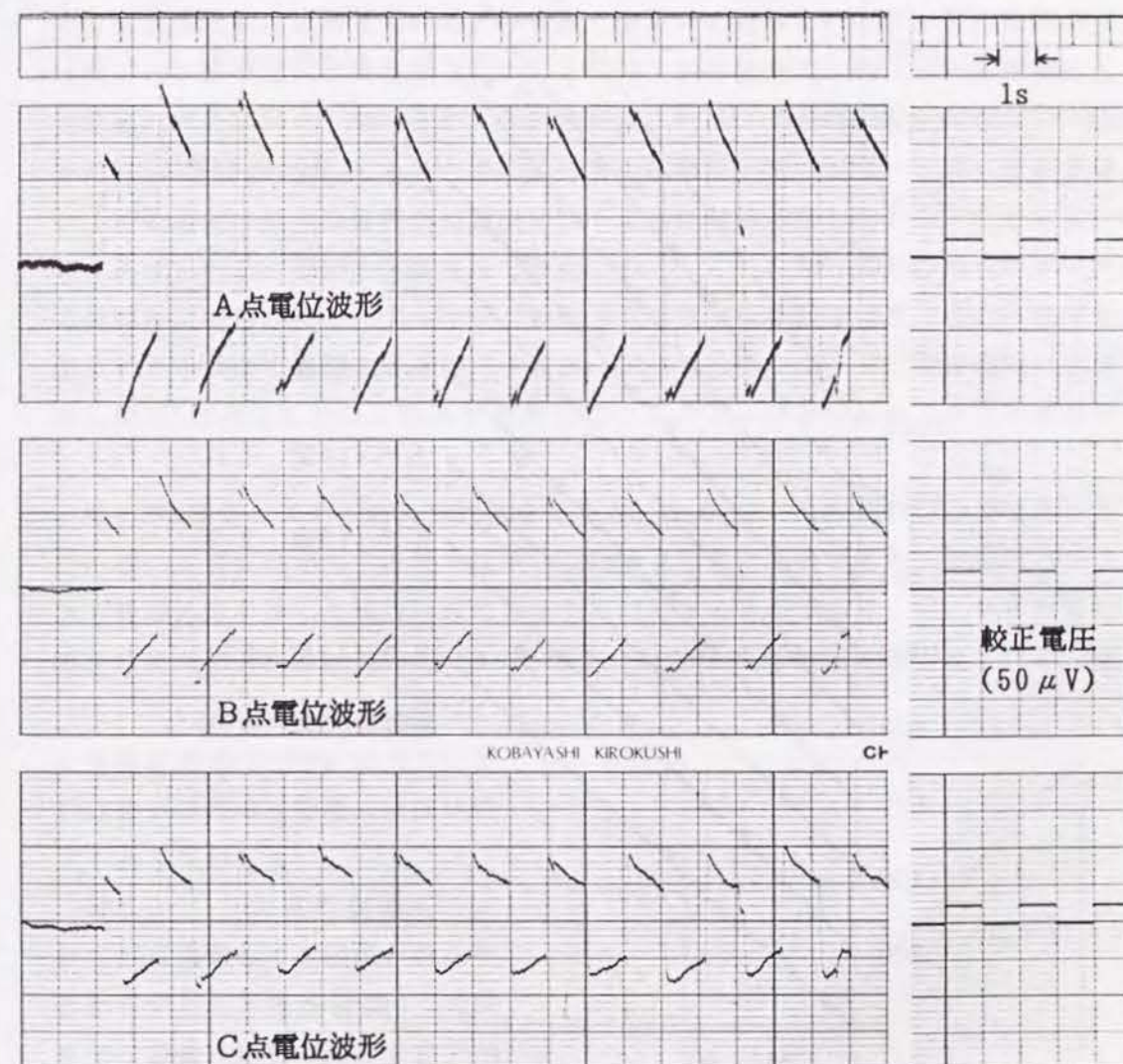


図 4.6 記録されたEOG電位波形の例：被験者 Y.T.

上段：A点電位，中段：B点電位，下段：C点電位，縦軸：電圧[μ V]，横軸：時間[sec]
30°離れた視標を1秒間隔で交互に注視したときの測定例。

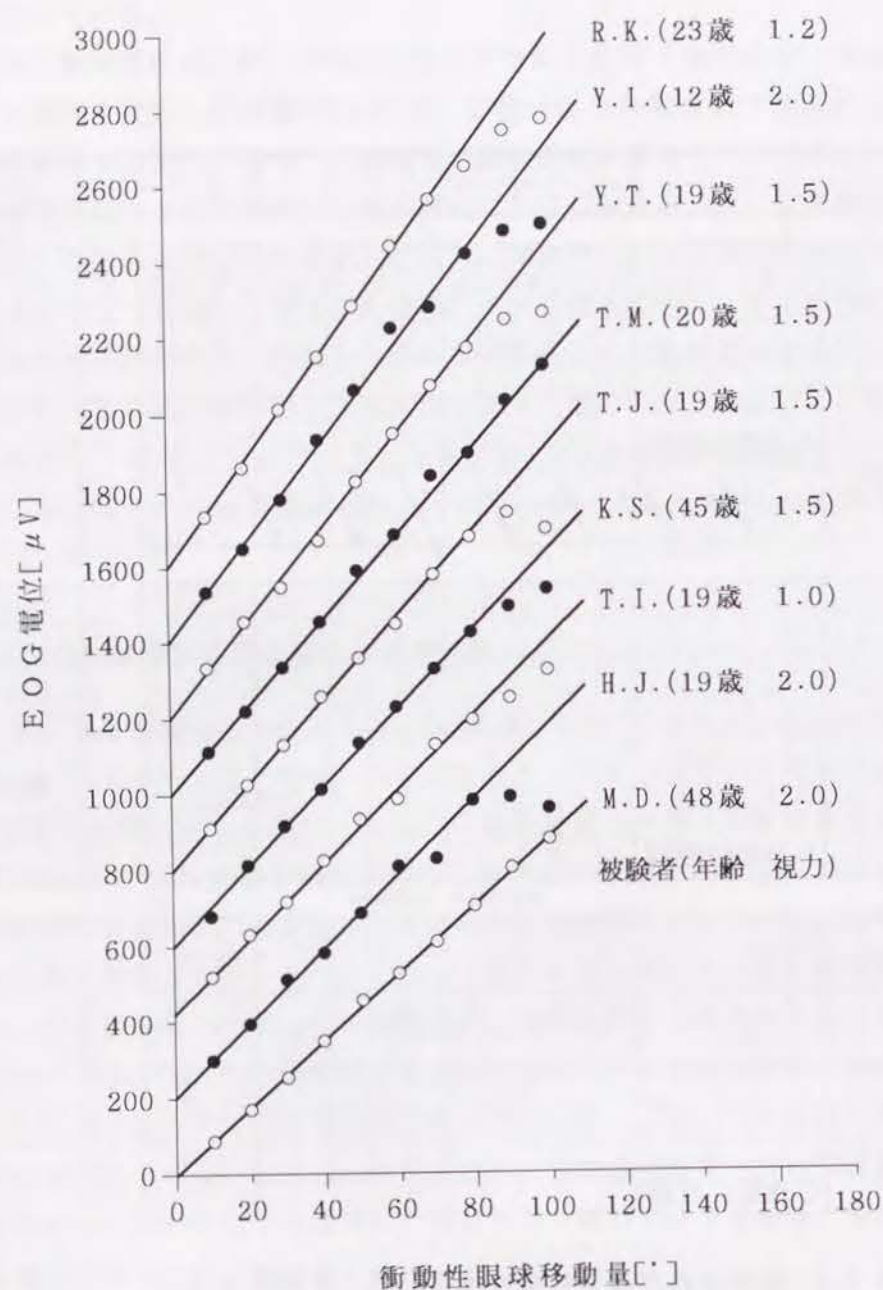


図 4.7 眼球移動量と EOG 電位との関係

9 名の健常右眼の例。B 点電位で右向き左向きの平均値。

横軸：眼球移動量[°]，縦軸：EOG 電位，原点は $200 \mu V$ ずつ上方へシフトされている

が重ならないように，被験者毎に原点を $200 \mu V$ ずつ上方にずらして表示されている。通常の EOG 電位はこの B 点位置から検出されているとみなしてよい。図に示されているように，9 名の被験者において眼球移動量が約 80° までは EOG 電位は眼球移動量に比例しているとみなしてもよい。被験者 M.D. および T.M. の場合は更に 100° まで比例関係を保っている。他の 7 名の特性で， 90° ， 100° の場合に EOG 電位が直線から下方へ下がっているが，これは，2 つの視標が離れていて視野の周辺部(両端付近)にあるために，一方の視標から他の視標へ注視点を移す場合，衝動運動の終点の目標の位置決めが不正確になり追視しにくいことが原因としてあげられる。しかし，断定はできないので，これら 90° ， 100° の場合のデータの信頼性に問題が残る。アイマークレコーダで注視点移動を監視できれば原因を追求する手がかりを得ることができるが，アイマークレコーダの測定範囲が水平方向は 60° 以内であり測定範囲を逸脱しているため，注視点監視による確認はできない。

図 4.8 は測定システムの入出力特性である。入力としては，図 4.2 の増幅器の入力に EOG 電位に相当する微小電圧(矩形波)を加えたものであり，出力はパソコンで最終処理を施した EOG 電位の出力に対応するものである。図に示されているように入出力特性は 1:1 となっており，完全な線形特性が示されている。従って，図 4.7 の結果から，少なくとも眼球移動量が 80° 以内では EOG 電位は眼球移動量にほぼ比例するとみなしてよい。

Hamada¹⁷⁾ は角膜反射像をカメラで写真撮影して注視点が瞳孔中心からずれる角度を計測し， 20° までは眼球移動量と EOG 電位が比例していることを確かめている(1984)。また，Finocchio¹⁸⁾ も幼児を対象にして，注視位置を監視しながら測定した結果， $\pm 20^\circ$ までは比例関係があると結論づけ

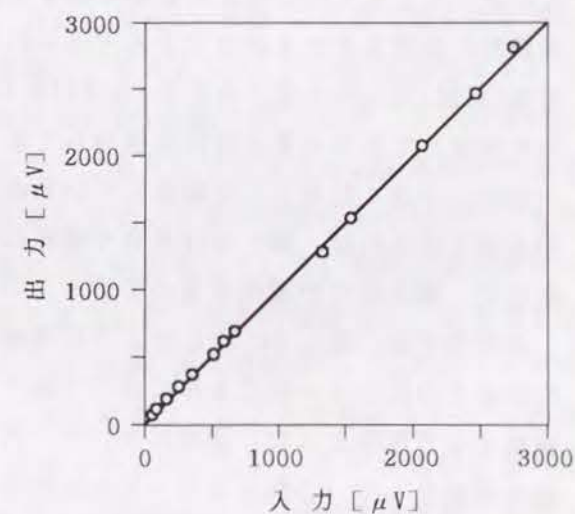


図 4.8 測定システムの入出力特性

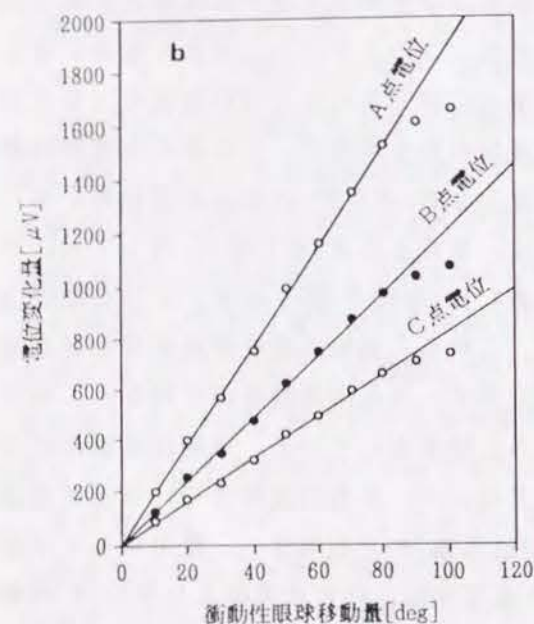
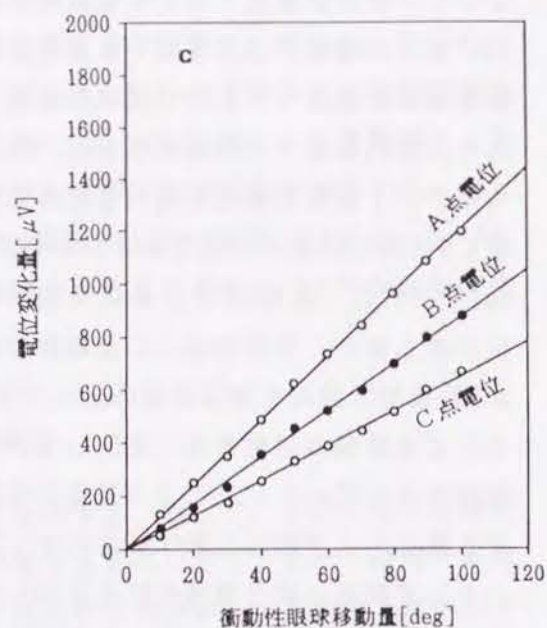
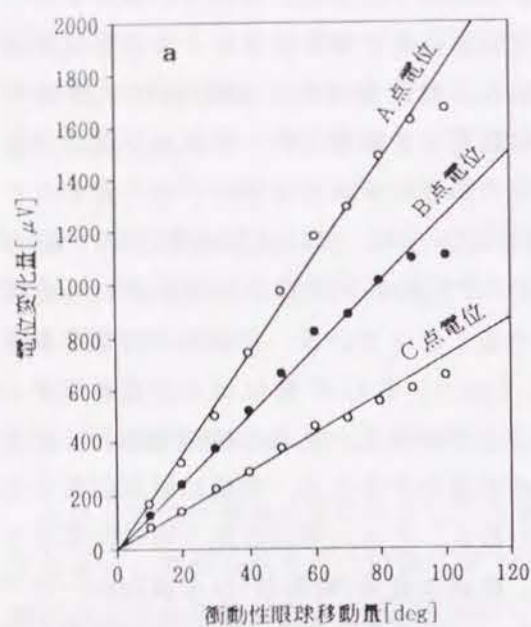
ている(1990)。これらの報告では、眼球の移動量が小さいので、E O G 電位が眼球移動量に対して正弦関係であるか比例関係であるかは断定しがたい。そのため、大振幅の眼球運動に対するデータとして報告されたPennらのE O G 電位特性が、多くの電気生理学分野の研究者に支持され続けている。しかし、本研究では、第5、6章におけるE O G 電位換算時の利便性のために比例関係を適用する。但し、後節で解析されるように、E O G 電位特性は単純な正比例関係ではなく、 $0\sim 80^\circ$ 程度までは近似的に線形であると考えて処理できるだけであり、より正確な特性は4.3節で検討する。

4.2.3 電極位置の違いによるE O G 電位特性

E O G 電位は電極位置に依存して大きく変化する。従って、E O G 電位を検出する場合、電極の貼り付け位置には十分注意する必要がある。また、使用する電極によっても電位は変化する。Ardenら¹³⁾はE O G 電位がヒトによって違いがあり、同一人でも電極の位置によって違いが生じることを指摘しており、顔面の骨の構造にも依存すると述べている。また、彼らは過去に多くの研究者によって報告されたE O G に関する研究で、使用された電極の種類とそれにより検出された 1° 当たりのE O G 電位の大きさを調べている¹⁹⁾。このように、電極の種類や位置の違いによるE O G 電位の変動に関する研究は既にいくらかはなされているが、系統的に検討されたものはほとんど見られない。平田²⁰⁾は電極位置を眼球の「外眦部(目尻)」1cmの位置から0.2cmおよび0.4cmの間隔で種々の距離に貼り替えて電位を測定してE O G 電位特性を検討しており、電極位置が「外眦部」から離れるほど電位は小さくなることを観察しているが、明瞭な特性は得られていない。電極を貼り替えれば、糊の付け具合や電極の接着状態、測定の時間経過に対する要素など、測定条件が変化するのでデータの信頼性は低い。

本研究では、図4.3に示したように電極を右眼の外眼角からこめかみの髪の生え際までの間の3ヶ所に水平に並べて貼り付け、E O G 電位を同時に3ヶ所から検出する方法をとった。同図において、内眼角鼻根部の上に貼り付けた電極を共通の電極として、これともう一方の外眼角に近いほうの電極から検出された電位をA点電位、中央の電極の電位をB点電位、外側の電極の電位をC点電位とした。

ここで、眼球移動量とE O G 電位との関係を求めるために、被験者の眼球を $10\sim 100^\circ$ まで10種類の視角振幅で衝動性眼球回転運動をさせて、そのときの各電極電位を同時に測定してE O G 電位特性を求めた。被験者は4.2.2節で述べた9名であり、室内光の下で顔面照度が60 lxの明順応下で測定した。測定は連続2回行ったが、1回目は測定に慣れるためのものであり、2回目を測定データとした。図4.9は測定結果の一部である。9名の被験者のうち、図には被験者Y.I. [図4.9(a)], Y.T. [同図(b)], M.D. [同図(c)]の3例が示されている。共にA点電位が最も高く、B点電位、C点電位の順で低くなっている。各電位共眼球移動量が 80° までは原点を通る直線の上に分布しており、E O G 電位はどの電極位置においても眼球の回転角度に比例していることがわかる。9名の被験者は共に同じ傾向を示していた。ここで、電極の位置を定量化するため、型紙に眼球位置における顔面の水平断面を形状に合わせて切り抜き、それに電極の貼り付け位置をマークして顔面形状と電極位置を目測した。眼球の直径(眼軸長)は全員24mm一定であるとみなし、眼球回転中心を角膜前面から12mm内側の眼軸(視軸)上の位置に設定して、その基準点から各電極までの距離および基準点と各々の電極とを結ぶ直線が視軸となす偏位角度を作図により求めた。このようにして求めた電極位置を表4.1に示す。表には視標位置が $\pm 15^\circ$ の場合に測定されたE O G 電位の大きさが示されている。ここで、A点電位とB点電位の差を求めて、これをA点電極位置とB点電極位置の偏位の差で割れば、A点とB点(A B間)の位置の偏位差 1° 当たりのE O G 電位の差が求められる。同様に、B点とC点(B C間)に対しても 1° 当たりの電位の差が求められる。これらを表4.1の右端の欄に示す。E O G 電位は被験者によってその大きさが異なるので、これらの電位の差を被験者毎のB点電位に対する割合として求めた結果を右端に示す。9名の被験者の平均から、電極位置が 1° 変わればE O G 電位はB点電位の2.6%変化している。電極は顔面形状に個人差があるため、一定の位置に装着できないが、9名の被験者で、B点電極は眼球の回転中心を軸にして、正面注視方向(光軸)から右向きへ、視角にしてほぼ $106\sim 122^\circ$ (平均 113°)の範囲にあった。A点電極はこのB点電極より平均 19° 内側寄り、C点電極は平均 12° 外側寄りの位置であった。なお、E O G 電位は個人差があるため、電極位置との相関を求めることは難しく、上述の電極位置 1° 当たりの差異に対する電位変化は概略の目安と考えられる。ここで、電極位置は顔面形



(a): 被験者 Y. I. (12歳) の例
(b): 被験者 Y. T. (19歳) の例
(c): 被験者 M. D. (48歳) の例

図 4.9 電極位置の違いによる EOG 電位特性

表 4.1 電極位置と EOG 電位

被験者	光軸からの電極偏位			E O G 電位 [μV]			E O G 電位の 変化 [$\mu V/^{\circ}$]		B 点電位 に対する 割合 [%]
	A 点 位置	B 点 位置	C 点 位置	A 点 電位	B 点 電位	C 点 電位	A B 間	B C 間	
M. D.	90° 差 (20°)	110° (13°)	123°	352 差 (112)	240 (63)	177	5.6	4.8	(平均) 2.2
H. J.	87° 差 (19°)	106° (17°)	123°	454 差 (137)	317 (92)	225	7.2	5.4	2.0
T. I.	96° 差 (13°)	109° (6°)	115°	468 差 (146)	322 (67)	255	11.2	11.2	3.5
K. S.	85° 差 (25°)	110° (13°)	123°	413 差 (101)	312 (82)	230	4.0	6.3	1.7
T. J.	92° 差 (23°)	115° (12°)	127°	501 差 (171)	330 (80)	250	7.4	6.7	2.1
T. M.	92° 差 (22°)	114° (14°)	128°	538 差 (209)	329 (84)	245	9.5	6.0	2.4
Y. T.	95° 差 (22°)	117° (13°)	130°	570 差 (223)	347 (115)	232	10.1	8.8	2.7
Y. I.	101° 差 (17°)	118° (10°)	128°	690 差 (268)	422 (138)	284	15.8	13.8	3.5
R. K.	108° 差 (14°)	122° (8°)	130°	612 差 (196)	416 (80)	336	14.0	10.0	2.9
平 均									2.6

※ EOG 電位は眼球移動量が 30° (視標位置: 左右 $\pm 15^{\circ}$) の場合での測定値

状を外部から計測して作図により求めたので厳密さに欠ける。MRI (magnetic resonance imaging: 核磁気共鳴映像法) などにより眼球断面形状を求めて計測すれば正確な位置が求められる。

以上の結果から、EOG電位を検出する場合の電極位置はEOG電位に大きな影響を与えることが定量的に示された。この電位は、眼球正面を通る水平線上では、外眼角から離れるに従ってほぼ規則的に小さくなっていた。しかも電極がどの位置にあっても、各位置においては 80° までEOG電位は眼球の回転角度に比例しているとみなせることが確認された。

なお、クロストーク値は、左眼B点電位から右眼電極のどの電位に対しても、 -16.4dB として処理を行った。

4.3 電池モデルによるEOG電位の解析

4.3.1 眼球の電池モデル

本章の緒言で述べたように、人眼では角膜側が正で網膜側が負となるような常存電位が存在するため、眼球を電池（あるいは電気双極子）に例えることができる^{6) 11) ~ 15) 19) ~ 24)}。いま、眼球の前面を+、後部網膜側を-とする細長い乾電池を想定する。この乾電池が、均質な連続導体とみなした眼球周辺組織の中に埋め込まれていると考える。この眼球電池により、その周辺には角膜から網膜へと流れる微小電流によって定常電流界ができ、そのため、内・外眼角部に貼り付けた皮膚電極から電位が検出される。この電池が回転して傾斜すれば検出される電位は変化するが、EOGはこの電位変化とみなすことができる。

EOGと共に電気生理学的な検査として臨床によく用いられているのは網膜電図(ERG: Electroretinogram)であるが、ERGは網膜にフラッシュ光を刺激として与えたときに角膜から検出される電位変化であり、他覚的検査であるばかりでなく、EOGに比べて測定が短時間で済むため、臨床診断に電気生理学的な検査として常用されている。このERGは種々の観点から研究がなされ、数数学的にも多方面から解析が進められている^{25) ~ 27)}。それに比べて、EOGの数

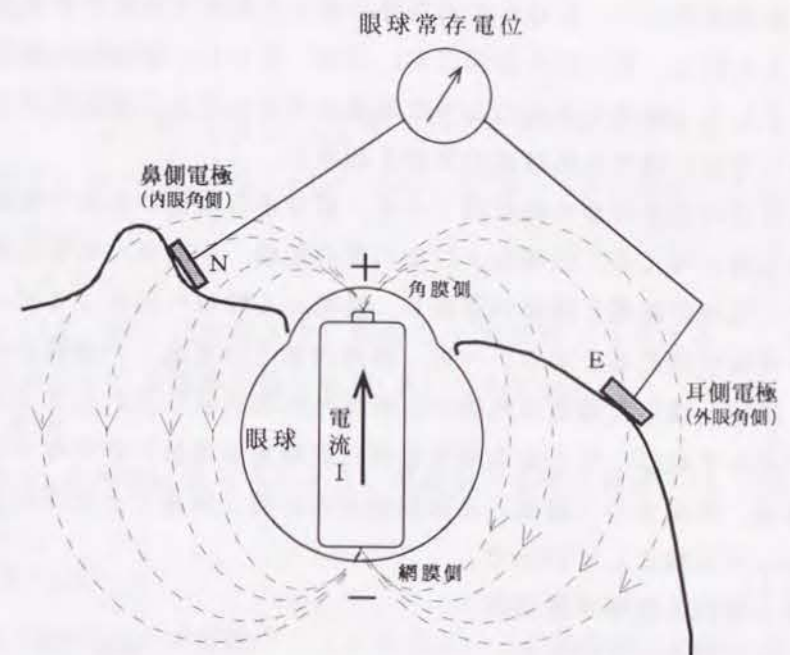


図 4.10 連続導体内における眼球の電池模型

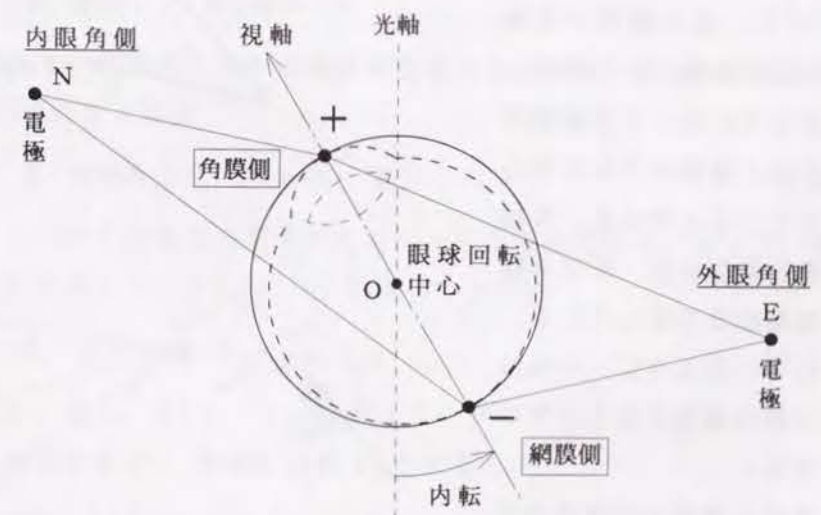


図 4.11 眼球の球形近似

眼球を角膜中心(前極)から網膜中心(後極)までを直径とする球形で近似する

学的な解析研究は乏しい。EOGの再現性の悪さが数理的解析を敬遠させているものと考えられる。そこで本研究においては、EOGの理論的な解析を進めるための試みとして、眼球を上述のような電池モデルと考えて電磁気学の面から解析し、EOG電位に関する理論式の展開を試みた。

図4.10は眼球の電池模型の概念図である。眼球を角膜側が陽極で網膜側が陰極の細長い乾電池と考える。眼球およびその周辺組織、空間共に均質な導体と考えて、その中に電池の陽極と陰極が存在し、陽極から陰極へ向かって図の点線のような経路で電流が流れるとする。一方、眼球内部では電流Iが網膜から角膜のほうへ流れ、陽極へ達した電流は角膜から眼球外へ放射状に流れ出すと考える。ここで眼球が回転すれば、NとEの間の電位（眼球常存電位）が変化する。

成人の場合、角膜中心（前極）と強膜後方中心部（後極）との間の長さ、いわゆる眼軸長は平均値として24mmで

あり、角膜と強膜の曲率半径は各々8mm, 12mmと異なっているが、図4.11に示すように、近似的に眼球を半径12mmの球形とみなしたモデルを考える。図は眼球が光軸（無限遠方視の視軸）から内転した状態を示している。Oは眼球回転中心であり、球形モデルの中心点と一致していると考えられる。Nは内眼角鼻側の電極位置、Eは外眼角耳側の電極位置を示している。図に示されているように、+極は前極に、-極は後極に集中しているものとする。

いま、電気伝導度 σ の媒体中に浸されている眼球の座標系を図4.12Aのようにとり、媒体中の電位を ϕ とすれば、次のラプラスの

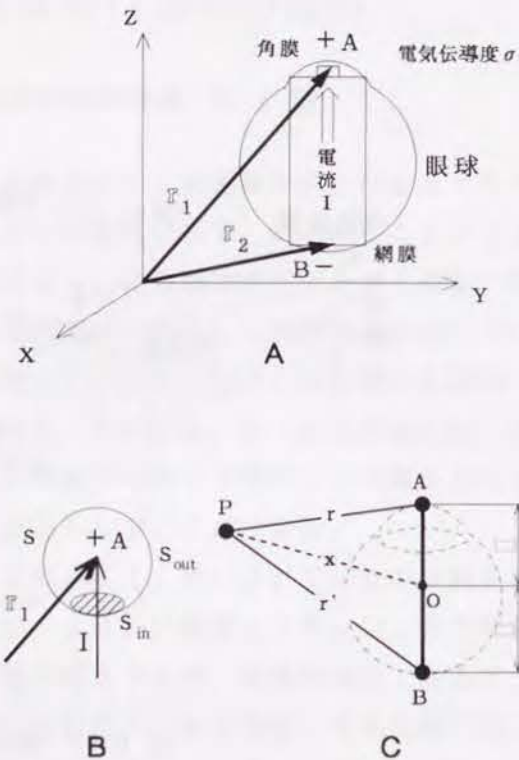


図4.12 眼球電池モデルの解析

方程式を満たす。

$$\nabla(\sigma \nabla \phi) = 0$$

$$\nabla = \frac{\partial}{\partial x} \mathbf{i} + \frac{\partial}{\partial y} \mathbf{j} + \frac{\partial}{\partial z} \mathbf{k} : \text{ベクトルの勾配演算子} \quad (4.1)$$

媒質が一様で σ が一定のとき、(4.1)式は $\sigma \nabla^2 \phi = 0$ と変形できるので、 $\sigma \neq 0$ として、

$$\nabla^2 \phi \equiv \Delta \phi = 0 \quad (4.2)$$

と表せる。いま、図4.12Bのように電池の一方の極Aを考える。この点を $\mathbf{r}_1$ として、この点における電界の強さを $\mathbf{E}(\mathbf{r}_1)$ とおけば、

$$\text{div} \mathbf{E} = 0 \quad (4.3)$$

となる。点 $\mathbf{r}_1$ を内部に包み込む小さい閉曲面Sを考えれば、(4.3)式は次の積分形で表せる。

$$\int_S \mathbf{E} \cdot \mathbf{m} dS = 0 \quad (4.4)$$

但し、 $\mathbf{m}$ はSの外向きの法線ベクトルである。この閉曲面上の微小部分 S_{in} からAに向かって電流Iが流れ込み、それ以外の部分 S_{out} から外の空間に流れ出るとすると、(4.4)式は、

$$\int_{S_{out}} \mathbf{E} \cdot \mathbf{m} dS + \int_{S_{in}} \mathbf{E} \cdot \mathbf{m} dS = 0 \quad (4.5)$$

と変形できる。電池内を流れる電流密度を $\mathbf{J}$ とすれば、オームの法則 $\mathbf{J} = \sigma \mathbf{E}$ より、(4.5)式の第2項は

$$\int_{S_{in}} \mathbf{E} \cdot \mathbf{m} dS = \frac{1}{\sigma} \int_{S_{in}} \mathbf{J} \cdot \mathbf{m} dS = -\frac{I}{\sigma} \quad (4.6)$$

となる。上式のIは電池内を流れて外に出る全電流である。従って、電池の外側の電界のみを考えるとすれば、(4.3)式のかわりに

$$\text{div} \mathbf{E} = \frac{I}{\sigma} \delta(\mathbf{r} - \mathbf{r}_1) \quad (4.7)$$

としてよい。但し、 $\delta(\mathbf{r} - \mathbf{r}_1)$ はディラックのデルタ関数である。ここで、電池の陽極位置を $\mathbf{r}_1$ 、陰極位置を $\mathbf{r}_2$ とすると、

$$\text{div} \mathbf{E} = \frac{I}{\sigma} \{ \delta(\mathbf{r} - \mathbf{r}_1) - \delta(\mathbf{r} - \mathbf{r}_2) \} \quad (4.8)$$

と表せる。よって、

$$\Delta \phi = \frac{I}{\sigma} \{ \delta(\mathbf{r} - \mathbf{r}_1) - \delta(\mathbf{r} - \mathbf{r}_2) \} \quad (4.9)$$

となり、これを解けば、

$$\phi = \frac{1}{4\pi\sigma} \left(\frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2} \right) \quad (4.10)$$

が得られる。

ここで、図4.12Cに示されているように、電池の長さ(眼軸長)を $2a$ 、その中心 O から x だけ離れた点 P の電位を V_P とすると、(4.10)式から V_P は次のように表される。

$$V_P = -\frac{I}{4\pi\sigma} \left(\frac{1}{r} - \frac{1}{r'} \right) \quad (4.11)$$

上式中、 r 、 r' は点 P から A および B までの距離である。

ここで、陽極 A を前極に、陰極 B を後極に、また点 P を眼球常存電位導出のための電極位置 N および E に対応づけ、眼球が内寄りのある方向を向いているときの点 N および E の電位を計算すれば、両者の差から眼球常存電位が求められる。更に、眼球が外寄りの方向を向いているときの常存電位を計算して、内寄りと外寄りの常存電位の差をとれば、眼球をある角度で回転させたときの $E-O-G$ 電位が求められる。

図4.13は、眼球周辺の電極の電位解析のために描かれた眼球球形モデルの模式図であり、(a)は視軸が内点した場合の、(b)は視軸が外転した場合の模式図である。球体とみなした眼球的半径を a とする。同図(a),(b)において、球体の上側を角膜側、下側を網膜側とする。ここで、内眼角側鼻根部の電極位置を N 、外眼角耳側の電極位置を E 、眼球回転中心を O として、光軸と ON のなす角を θ_1 、 OE のなす角を θ_2 とし、 O から N および E までの距離をそれぞれ x_1 、 x_2 とする。いま、視軸が光軸に対して δ だけ内転している場合[図4.13(a)]を考えると、 N 、 E から角膜中心の位置 C_c および網膜中心の位置 R_c までの距離をそれぞれ r_1 、 r_2 および r_1' 、 r_2' とすれば、第2余弦定理よりそれぞれの距離は、

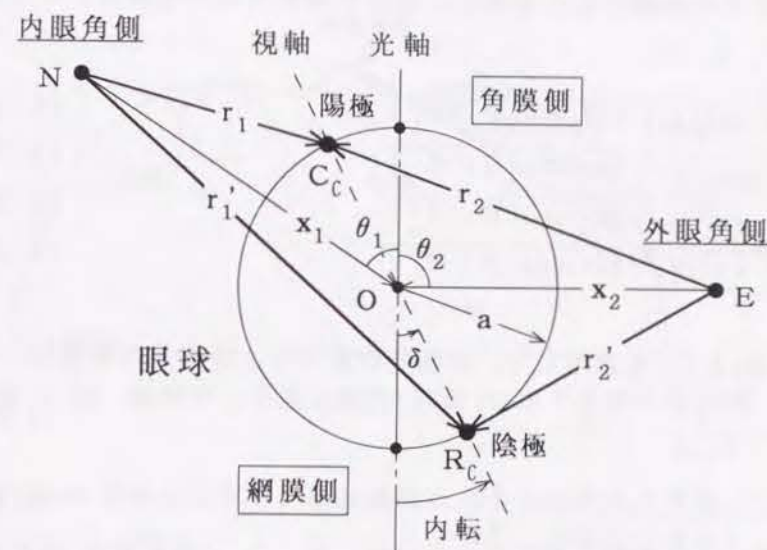
$$r_1 = \sqrt{a^2 + x_1^2 - 2ax_1 \cos(\theta_1 - \delta)} \quad (4.12)$$

$$r_2 = \sqrt{a^2 + x_2^2 - 2ax_2 \cos(\theta_2 + \delta)} \quad (4.13)$$

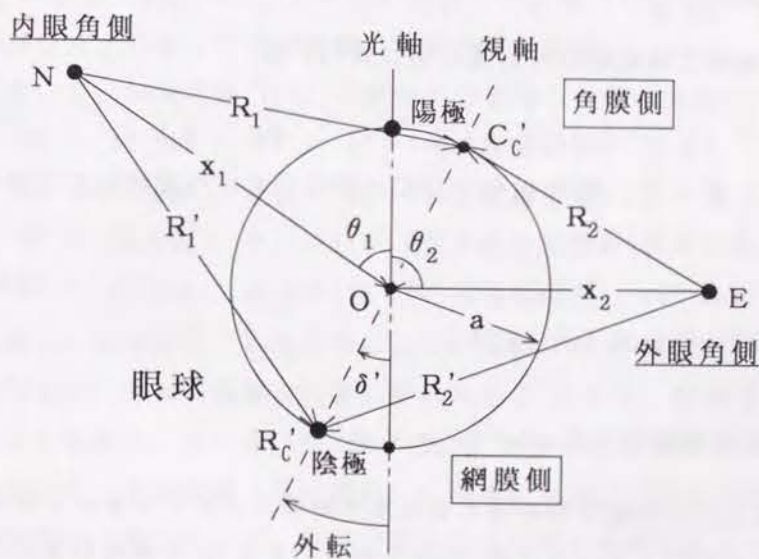
$$r_1' = \sqrt{a^2 + x_1^2 + 2ax_1 \cos(\theta_1 - \delta)} \quad (4.14)$$

$$r_2' = \sqrt{a^2 + x_2^2 + 2ax_2 \cos(\theta_2 + \delta)} \quad (4.15)$$

で表される。また、視軸が光軸から δ' だけ外転している場合[図4.13(b)]、 N 、



(a) 眼球内転状態の模式図



(b) 眼球外転状態の模式図

図 4.13 眼球の電池モデル

Eからこのときの角膜中心の位置 C_c' および網膜中心の位置 R_c' までの距離 R_1 , R_2 および R_1' , R_2' は,

$$R_1 = \sqrt{a^2 + x_1^2 - 2ax_1 \cos(\theta_1 + \delta')} \quad (4.16)$$

$$R_2 = \sqrt{a^2 + x_2^2 - 2ax_2 \cos(\theta_2 - \delta')} \quad (4.17)$$

$$R_1' = \sqrt{a^2 + x_1^2 + 2ax_1 \cos(\theta_1 + \delta')} \quad (4.18)$$

$$R_2' = \sqrt{a^2 + x_2^2 + 2ax_2 \cos(\theta_2 - \delta')} \quad (4.19)$$

となる。

ここで、式(4.11)を適用して、内転時の点Nおよび点Eの電位 V_N , V_E は,

$$V_N = \frac{1}{4\pi\sigma} \left(\frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_1'} \right) \quad (4.20)$$

$$V_E = \frac{1}{4\pi\sigma} \left(\frac{1}{r_2} - \frac{1}{r_2'} \right) \quad (4.21)$$

となる。従って、NE間の電位差 V_{NE} は,

$$\begin{aligned} V_{NE} &= V_N - V_E \quad [Nは鼻側電極位置を, Eは外眼角側電極の位置を示す] \\ &= \frac{1}{4\pi\sigma} \left\{ \left(\frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_1'} \right) - \left(\frac{1}{r_2} - \frac{1}{r_2'} \right) \right\} \quad (4.22) \end{aligned}$$

で表され、同様に外転時のNE間の電位差 V_{NE}' は,

$$V_{NE}' = \frac{1}{4\pi\sigma} \left\{ \left(\frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_1'} \right) - \left(\frac{1}{R_2} - \frac{1}{R_2'} \right) \right\} \quad (4.23)$$

で表される。従って、眼球視軸が OC_c から OC_c' へ変化したときの電位変化量 $V(EOG電位に相当)は,$

$$V = V_{NE} - V_{NE}' \quad (4.24)$$

となり、余弦の関数式で表される。

4.3.2 EOG電位のシミュレーション

図4.14は眼球の回転中心を通る頭部水平断面のまえ半分を示す模式図である。いま、この水平面上で一方の眼(右眼を対象にする)の内眼角の鼻根部Nに1つの電極位置を設定し、更に外眼角部(目尻)近傍A点、こめかみの耳側で髪の毛の生え際C点、その中央部B点に1個ずつの電極を設定する。これら4個の電極位置は、EOG電位を測定したときに糊付けした場所の実測値から得られる。眼球は簡略

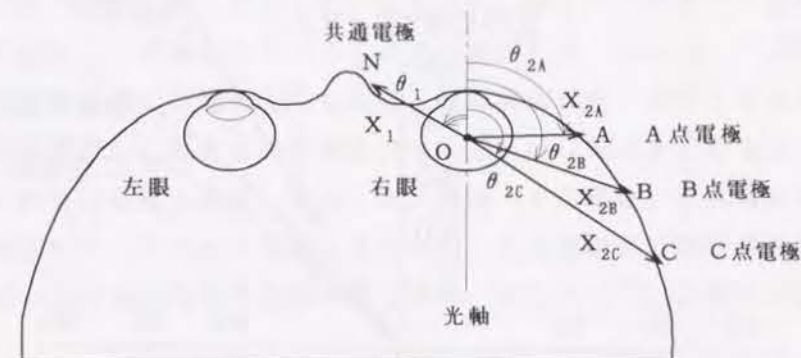


図 4.14 眼球中心を通る頭部(顔面)の水平断面の模式図

化して半径12mmの球体と仮定し、眼球運動は水平方向のみとする。ここで、N点を内眼角側電極(共通電極)、A、B、Cの各点を外眼角側電極として、N-A間、N-B間、N-C間の電位(各々A点電位、B点電位、C点電位)を式(4.24)より計算した。 x_1 は眼球回転中心Oから共通電極Nまでの距離、 θ_1 はONが光軸となす角度であり、 x_{2A} , x_{2B} , x_{2C} はOA間、OB間、OC間の距離、 θ_{2A} , θ_{2B} , θ_{2C} はOA, OB, OCが光軸となす角度とする。

図4.14において、20歳男性(T.M.)の顔面から実測した値を参考に、

$$\begin{aligned} x_1 &= \overline{ON} = 34.0\text{mm}, \quad \theta_1 = 58^\circ \text{ (共通電極位置)} \\ x_{2A} &= \overline{OA} = 23.0\text{mm}, \quad \theta_{2A} = 92^\circ \text{ (A点電極位置)} \\ x_{2B} &= \overline{OB} = 33.5\text{mm}, \quad \theta_{2B} = 114^\circ \text{ (B点電極位置)} \\ x_{2C} &= \overline{OC} = 41.0\text{mm}, \quad \theta_{2C} = 128^\circ \text{ (C点電極位置)} \end{aligned} \quad (4.25)$$

として、光軸上の眼球回転中心を基準にして、光軸に対する眼球の内転(右眼左向き)振れ角を δ 、外転(右眼右向き)振れ角を δ' として、眼球を左右対称に $\theta = \delta + \delta'$ なる角度で、 $\delta \sim \delta'$ が $-90^\circ \sim +90^\circ$ まで種々の振幅で水平方向に衝動運動させたとして、A点電位、B点電位、C点電位を式(4.24)から計算した。図4.15は計算結果の一例であるが、実線で描かれた3本の曲線は計算値を示している。縦軸はEOG電位であり、 $\pm 90^\circ$ まで表示されている横軸は視軸が光軸から偏位する角度である。図示されているように、上側からA点電位、B点電位、C点電位に対応する。図中、各曲線に沿って描かれている白丸は、図4.14に示した位置に電極を貼り付け、眼球を $10 \sim 100^\circ$ まで衝動運動をさせて測定したEOG電

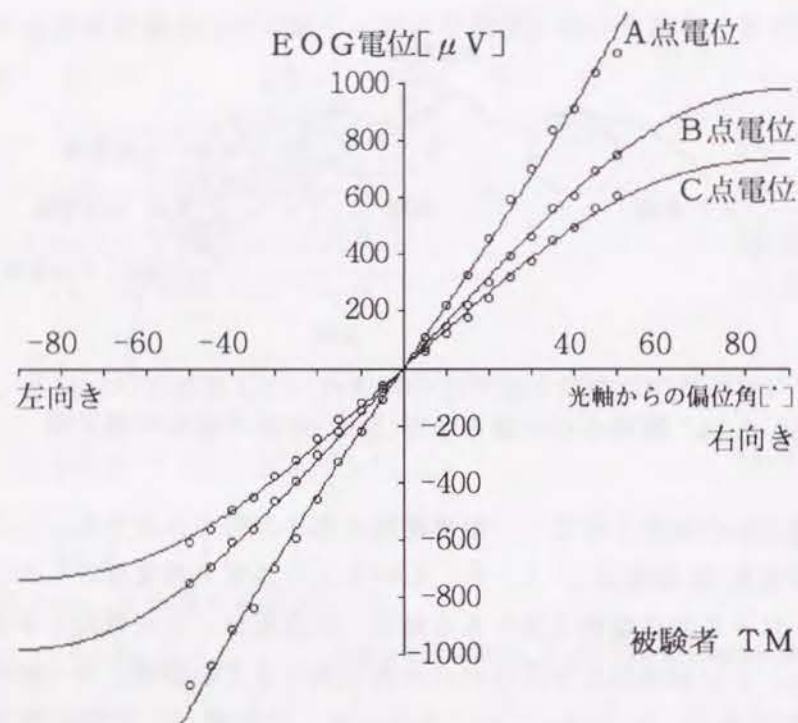


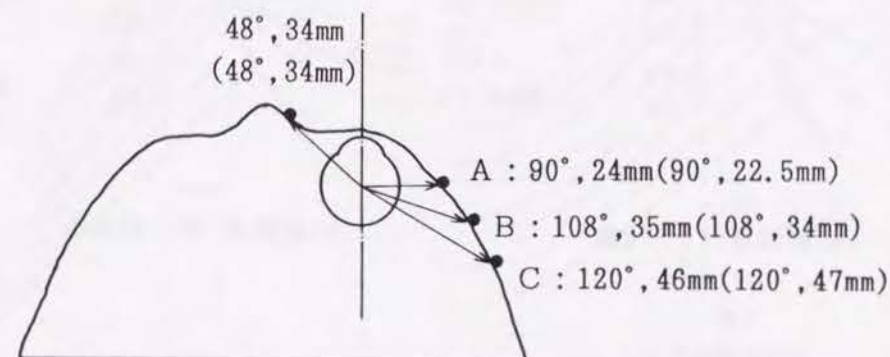
図 4.15 EOG電位シミュレーションの例

位特性の一例（各々，A点電位，B点電位，C点電位に対応）である。左右対称の●印間の距離（角度）が眼球移動量となる。図4.15において，計算された3本の電位曲線は，偏位角が $\pm 90^\circ$ の点で正負のピークを形成し，現実的には不可能であるが，眼球が 180° 半回転して真後ろに向けば $0\mu V$ に戻る。電流 I の値を適当に設定すると，目視による主観的な方法ではあるが，図に示されているように計算値を測定値にほぼ一致させることができる。式(4.24)で，電流 I の値を変えると特性は変化するが，図4.15のグラフでは，

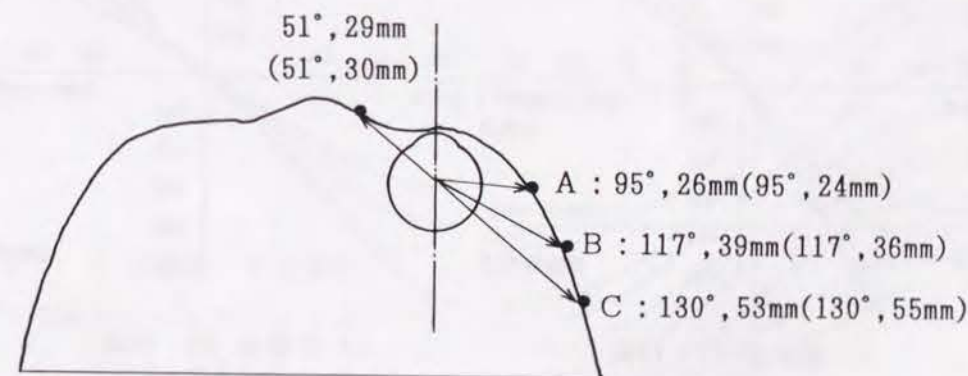
$$\frac{I}{4\pi\sigma} = 25.0 \times 10^{-6} \quad (4.26)$$

となる。これから電流 I の値を計算することは可能であるが，電気伝導度 σ の値を決定する必要がある。この点に関しては後節で検討することにして，本節では上式の形のままで求めた値を用いることにする。図中，A点電位の測定値は偏位角が $90^\circ, 100^\circ$ のとき曲線から外れているが，これは4.2.2節では視標追視に誤差

が生じたためではないかと推定しているものの，図4.15の特性でB点電位とC点電位とが比較的良好に模擬されていることを考慮すれば，Ardenら¹³⁾が指摘しているように眼窩骨組織の影響も考えられる。眼球周辺が全て均質と仮定しないで，有限要素法を適用して眼窩骨の影響を加味してEOG電位を求めると，異なった結果が得られる可能性もある。なお，A点電位，B点電位，C点電位の各々の特性は，眼球回転中心からA点電極，B点電極，C点電極までの距離および各電極位置の光軸からの偏位角の実測値を当てはめ，更に式(4.26)の値を各電極毎に変

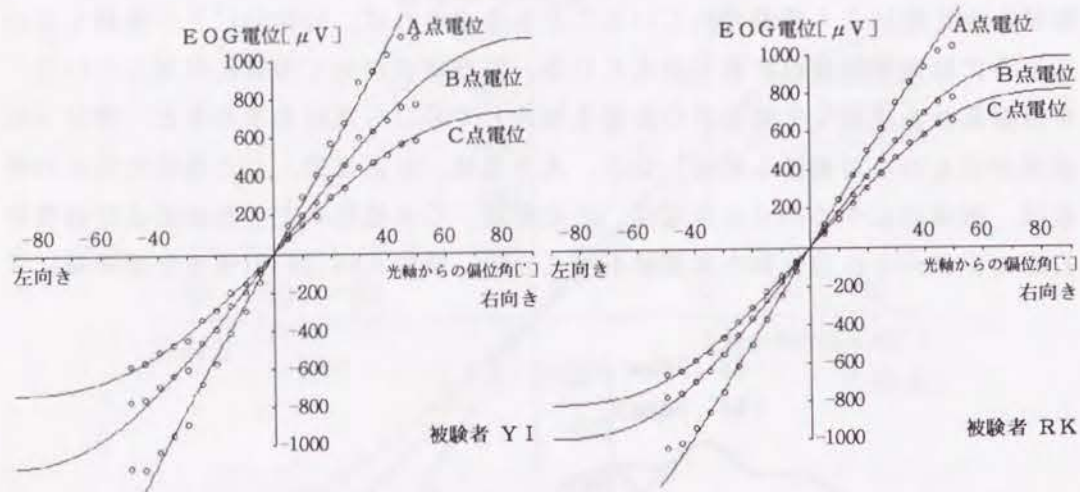


(a)：被験者 Y.I.(12歳)



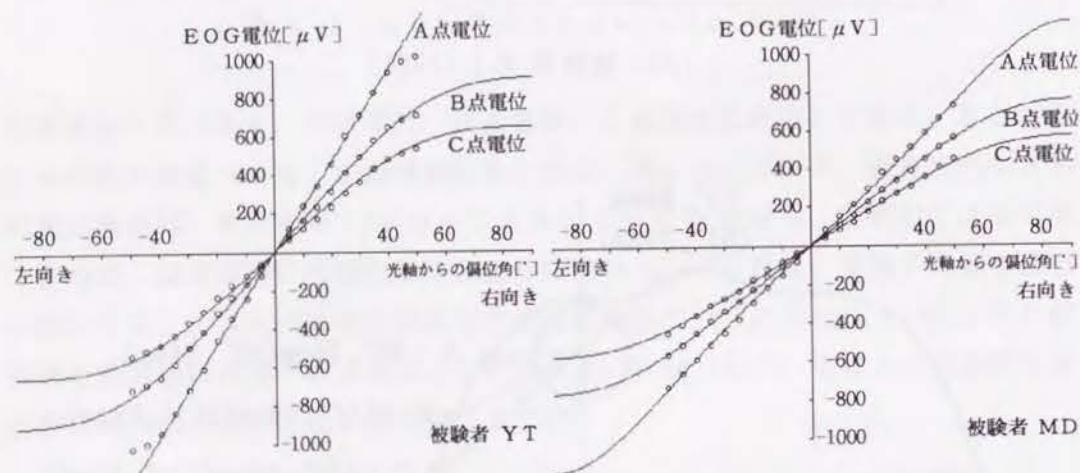
(b)：被験者 Y.T.(19歳)

図 4.16 被験者の頭部水平断面の実際例



(a)被験者 YI : 12歳

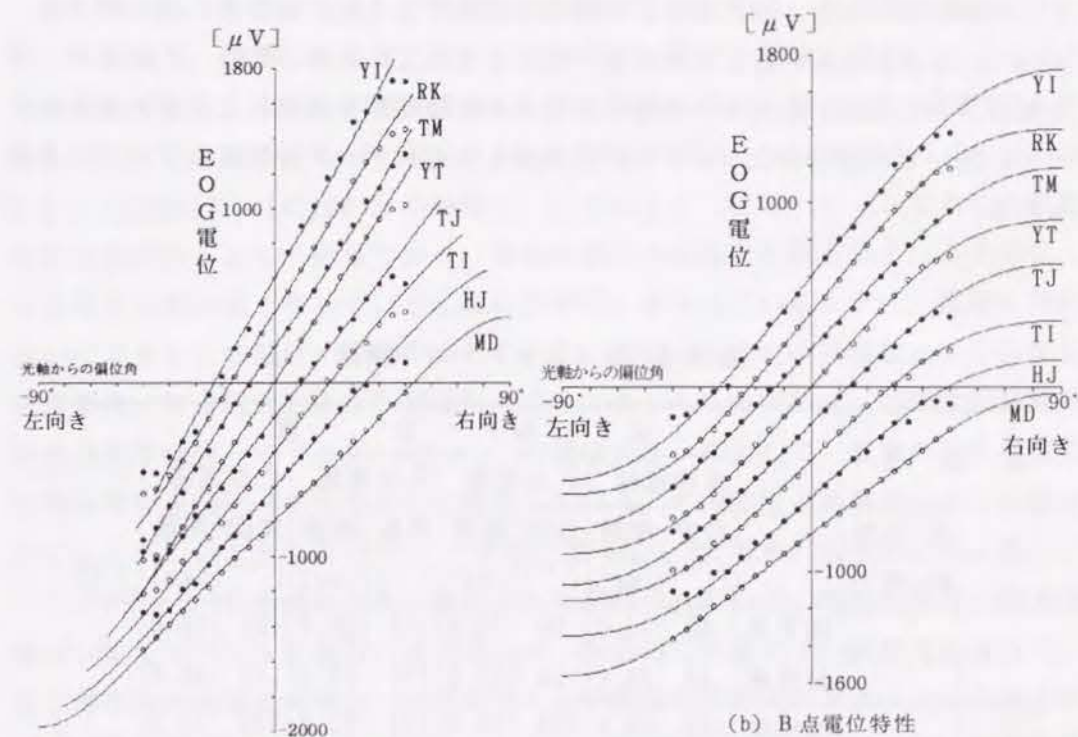
(b)被験者 RK : 23歳



(c)被験者 YT : 19歳

(d)被験者 MD : 48歳

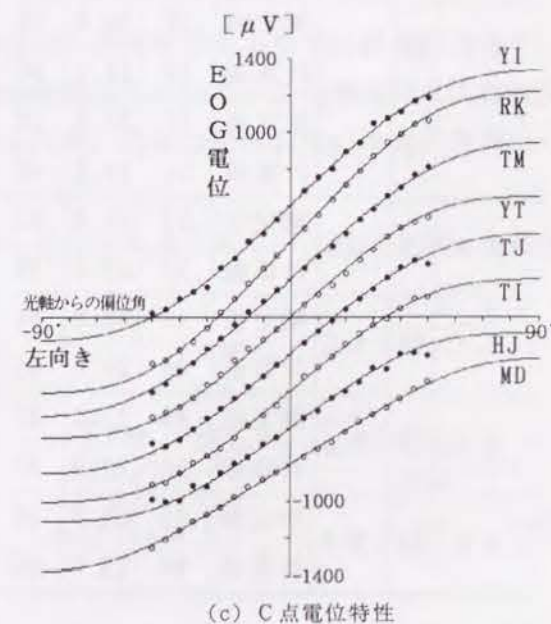
図 4.17 電極位置の違いによるEOG電位特性
のシミュレーション。被験者4名の例。



(a) A点電位特性

(b) B点電位特性

図 4.18 A点電位, B点電位,
C点電位のシミュレーション
(被験者: 8名)



(c) C点電位特性

えて別個に与えると、測定値をより適切に模擬することができる。図4.15では、式(4.26)の値が電極位置によらず同一であるとして、3本の特性（A点電位、B点電位、C点電位）を同時に模擬できるような最適値を目視により求めたため、式(4.25)で与えられたパラメータは実測した形状データとは少しずれている値もある。

表 4.2 シミュレーション結果

被 験 者				電 極 位 置								I $4 \pi \sigma$ $\times 10^{-6}$	
				基準電極		A点電極		B点電極		C点電極			
				年 齡	右眼 視力	角度 [°]	距離 [mm]	角度 [°]	距離 [mm]	角度 [°]	距離 [mm]	角度 [°]	距離 [mm]
Y. I.	12	2.0	測定値	48	34.0	90	24.0	108	35.0	120	46.0	29.0	
			計算値	48	34.0	90	22.5	108	33.0	120	46.0		
R. K.	23	1.2	測定値	53	30.0	108	25.0	122	37.0	130	49.0	27.0	
			計算値	53	30.0	108	26.5	122	37.0	130	46.0		
T. M.	20	1.5	測定値	58	34.0	92	23.0	114	33.0	128	44.0	25.0	
			計算値	58	34.0	92	23.0	114	33.5	128	41.0		
Y. T.	19	1.5	測定値	51	29.0	95	26.0	117	39.0	130	53.0	24.5	
			計算値	51	30.0	95	24.0	117	37.0	130	55.0		
T. J.	19	1.5	測定値	52	35.0	92	24.0	115	34.0	127	45.0	24.5	
			計算値	52	35.0	92	25.5	115	34.0	127	42.0		
T. I.	19	1.0	測定値	49	30.0	96	30.0	109	42.0	115	48.0	20.0	
			計算値	49	29.0	96	25.5	109	38.0	115	50.0		
H. J.	19	2.0	測定値	49	27.0	87	28.0	108	38.0	123	49.0	18.0	
			計算値	49	29.0	87	25.0	108	35.0	123	53.0		
M. D.	48	2.0	測定値	64	27.0	90	21.0	110	36.0	123	48.0	15.0	
			計算値	64	29.0	90	25.0	110	33.0	123	45.0		

※ 電極位置：眼球中心からの距離と眼球偏位角度

図4.16(a), (b)は被験者Y. I. 及びY. T. の頭部形状である。各電極位置に示されている数値は、実測した光軸に対する視軸の振れ角度と眼球回転中心から電極までの距離である。括弧内の値は模擬した際に設定し直した値(角度, 距離)である。図4.17は4名の被験者のシミュレーション結果であり、(a)は被験者Y. I., (b)はR. K., (c)はY. T., (d)はM. D. の特性で、いずれもシミュレーションで求められた特性は実測値とよく一致しており、電位の値はA点電位が最も高く、B点電位、C点電位の順に低くなっている。これらの例に示されているように、電極位置の違いによりE O G電位に差異が現れている。図4.18は8名の被験者全ての特性をA点電位、B点電位およびC点電位に分けて表したものであり、各特性共被験者の表示順序は同一で $[I/(4\pi\sigma)]$ の値の大きい順として、縦軸のE O G電位は零点電位を $200\mu V$ ずつずらして図示している。どの特性も実測値がよく模擬されており、このときの各パラメータの一覧を表4.2に示す。表も図4.18と同じく $[I/(4\pi\sigma)]$ の値の大きい順に上から配列されている。電極位置は一部実測値とシミュレーション値とに差があるが、距離にして最大4mm程度であるので、電位導出用皿電極の直径が12mmであることや顔面形状の実測方法などを考慮すれば、誤差範囲内に入っていると考えてよい。表の中で $[I/(4\pi\sigma)]$ の値の平均値は 22.9×10^{-6} であった。

図4.19は片眼（右眼）無眼球的被験者KYの頭部水平断面を示す模式図であり、図中に左眼中心から各電極までの実測距離を示している。この値はMRI画像から求めたものであり、被験者は64歳の女性で、右眼は悪性腫瘍のため2週間ほど前に摘出手術を受けたばかりであった。

図4.20はこの被験者KYから測定されたE O G電位である。下段は左眼L1電極から導出されたE O G電位波形であり、上段は無眼球的右側R1電極から測定された電位である。無眼球側の波形は左眼からのクロストーク電位のみであり、左眼のE O G波形とは逆位相となっている。

ここで、図4.19の眼球および電極位置の実測データに基づき、眼球の

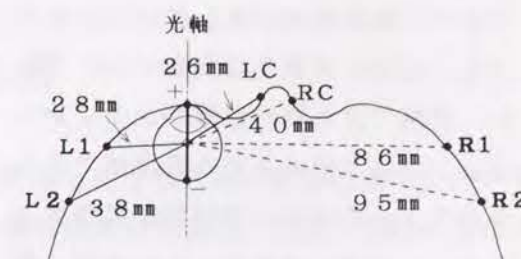


図 4.19 右眼無眼球的の頭部水平断面形状

電池モデルを適用してクロストーク電位波形を模擬した。いま、

$$\left. \begin{aligned} L1 &= 25.0(28.0)\text{mm}, L2 = 40.0(38.0)\text{mm} \\ LC &= 24.0(26.0)\text{mm} \\ R1 &= 86.0(86.0)\text{mm}, R2 = 95.0(95.0)\text{mm} \\ RC &= 44.0(40.0)\text{mm} \end{aligned} \right\} \quad (4.27)$$

と設定して（括弧内は実測値），式（4.24）によりEOG電位およびクロストーク電位を模擬し，図4.20下段のEOG電位波形に対するクロストーク電位波形を計算した。図4.21の上段が求められた波形である。実測波形とはほぼ同等の振幅の波形が得られているが，下段のEOGに逆位相で対応した波形となっている。実測波形では波形のひずみが観測されているが，図4.21の計算値ではひずみのない良好な波形が得られている。

図4.22は，上述の片眼無眼球被験者KYのEOG電位特性である。表示法は図4.15と同じで，横軸に偏位角，縦軸にEOG電位を示している。図4.19に示されているL1，L2電極のEOG電位特性およびR1，R2電極のクロストーク電位特性が図4.22に示されている。丸印のグラフは実測データであり，実線で表された曲線がシミュレーションにより求められた計算値である。クロストーク電位は計算値が実測値よりも少し大きい値をとっているが，概略的に見た場合，模擬できているとみ

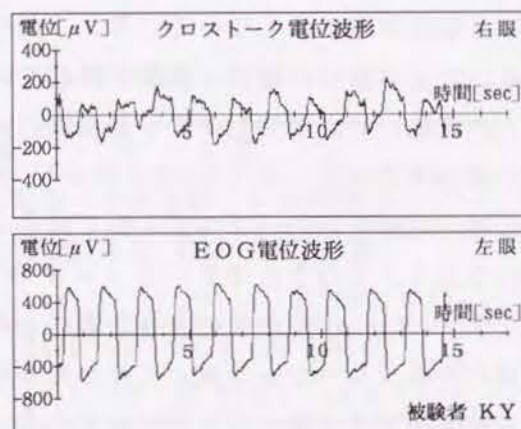


図4.20 右眼無眼球被験者から実測したEOG波形およびクロストーク波形
±40°(運動振幅:80°)で眼球を運動させた場合

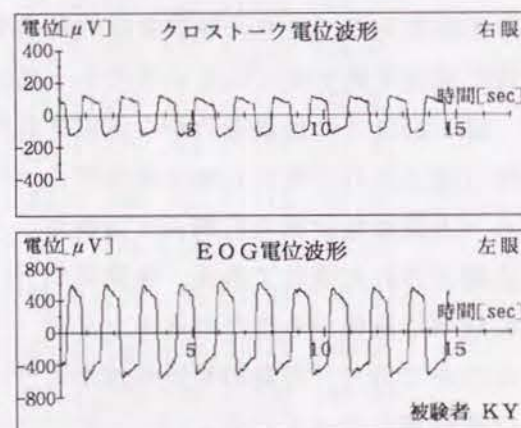


図4.21 眼球電池モデルから計算したクロストーク電位波形

なしてよいと考えられる。

この場合， $[I/(4\pi\sigma)]$ の値は，式（4.27）のパラメータを適用すると 7.0×10^{-6} となった。このように，電池モデルの計算式に電極位置のパラメータを与えるだけで，各電極の電位が計算できるばかりでなく，影響を与える眼球から対側眼の電極までの位置データを与えることによって，クロストーク電位の計算も可能であることが示唆される。図4.22において，偏位角が30°の場合の各電極の電位を計算すると，

$$\begin{aligned} L1 \text{ 電位} &: 483 \mu\text{V} & L2 \text{ 電位} &: 349 \mu\text{V} \\ R1 \text{ 電位} &: -103 \mu\text{V} & R2 \text{ 電位} &: -99 \mu\text{V} \end{aligned}$$

となり，従ってクロストーク値は， $20 \log(R1/L1)$ または $20 \log(R2/L1)$ で計算すると，両者を平均して-13.6dBとなった。実測値からクロストーク値を求めると，-17.2dBであった²⁹⁾ので，計算ではクロストークの値が少し大きくなっている。このことから，シミュレーションにはもう少し非線形要素を加味する必要があると予想される。

4.4 眼球微小電流の計算

眼球を電池モデルとして考えると，EOG電位が数式的に解析できることが明らかになった。これまで，EOG電位は測定時間や被験者，電極の種類，背景光の明るさなど測定環境に左右されるため，系統的に処理することは難しかったが，

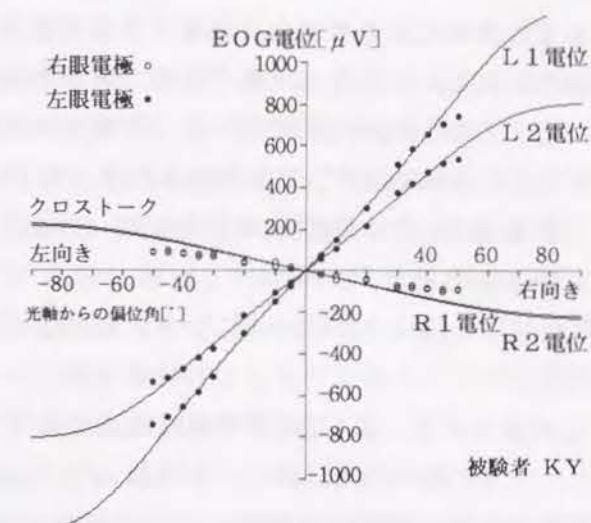


図4.22 片眼無眼球被験者のEOG電位およびクロストーク電位特性
(実線:シミュレーション結果)

本章の解析により数式的に処理できる可能性が示されたことは、今後のEOGの研究に新しい方向を与えるであろうと思われる。

ところで、式(4.26)では、EOG電位の模擬結果を $[I/(4\pi\sigma)]$ の形で表したが、Geddesら²⁸⁾の報告によれば、ヒトの頭皮の抵抗率は $2.3\Omega\cdot m$ であるので、これを適用して、電気伝導度を $\sigma=0.43S/m$ とすると、角膜中心から眼球外部へ流れ出る全電流は、

$$I=4\pi\sigma\times 25.0\times 10^{-6}=4\pi\times 0.43\times 25.0\times 10^{-6}\text{ A} \\ =135\text{ }\mu\text{A} \quad (4.27)$$

と計算される。表4.2の平均値は 22.9×10^{-6} であるので、

$$I=4\pi\sigma\times 22.9\times 10^{-6}=124\text{ }\mu\text{A} \quad (4.28)$$

となり、この電流が角膜中心から全空間に流出しているとみなすと、例えば、眼球回転中心から25mmの距離にあるA点電極付近の電流密度は、

$$J=124/(4\pi\times 2.5^2)=1.58\text{ }\mu\text{A}/\text{cm}^2 \quad (4.29)$$

となる。実際には、角膜前方の空間には電流が流れないことや、また、眼球内へは外から電流が流れ込まないとすると、電極付近の生体組織中の電流密度は、上記の値よりもかなり大きくなると考えられる。しかし、およその目安として、式(4.29)の結果は妥当な値であると考えられる³⁰⁾。

本節では、眼球常存電位が眼球電池モデルにより計算できることを初めて明らかにし、電気伝導度がわかれば眼球周辺を流れる微小電流が計算できることを示した。このようにして求められる電流値からどのような意味を見出し、臨床にどう応用するかはまだ明確な見通しは付かないが、今後の研究によって種々の方面に活用できるものと期待される。

4.5 結 言

1. 60 lxの室内光の下で、眼球を $0\sim 100^\circ$ までの広い範囲の振幅で衝動性回転運動をさせたときのEOG電位特性〔眼球運動振幅—EOG電位特性〕を求めた結果、EOG電位は $0\sim 80^\circ$ の範囲では眼球運動の振幅に比例しているとみなし

てもよいことが確認された。

2. EOG電位を検出する際、外眼角から順に外側へ離れた3つの位置に電極を装着し、各々のEOG電位特性を求めた結果、EOG電位は電極位置に大略ではあるが規則的に依存しており、外眼角部から離れるほど電位は低いことが示された。また、各電極位置においては1. で述べた比例関係が成立していた。
3. EOG電位を眼球電池モデルで数式的に解析した結果、60 lxの明順応下において実測したEOG電位特性をよく模擬できることが判明した。これは眼球が電池としてモデル化できることの妥当性を裏付けるものであり、EOG電位の定量的・理論的な解析に新しい方向を与えるものである。
4. 今後の課題としては、両眼の電池モデルを考察してその相互干渉やクロストークの定式化などの問題が残されている。また、頭部形状の正確な測定や眼球と外界との境界の処理、顔面内部の非線形特性などの考察が必要である。

4.6 参考文献

- 1) 山崎篤巳：眼球運動の定量的分析。筒井 純編：眼科 MOOK4 神経眼科へのアプローチ，金原出版，pp.90～101(1978)
- 2) 深井小久子：視能矯正の神経眼科。筒井 純編：眼科 MOOK4 神経眼科へのアプローチ，金原出版，pp.182～198(1978)
- 3) W.O.Fenn, J.B.Hursh: Movements of the Eyes When the Lids are Closed; American Journal of Physiology, Vol.8, pp.8～14(1936)
- 4) 廣石 恂：Electro-oculogram(眼球電位図，E.O.G.)に関する研究：正常眼球運動におけるElectro-oculogram；日本眼科学会雑誌，Vol.57, No.2, pp.71～80(1953)
- 5) B.Shackel: Pilot Study in Electro-oculography; British Journal of Ophthalmology, Vol.44, pp.89～113(1960)
- 6) G.B.Arden and J.H.Kelsey: Changes Produced by Light in the Standing Potential of the Human Eye; Journal of Physiology, Vol.161, pp.189～

204(1962)

- 7) W.R.Miles: Experimental Modification of the Polarity Potential of the Human Eye; Yale Journal of Biology & Medicine, Vol.12, pp.161~183(1939)
- 8) W.R.Miles: Modification of the Human-eye Potential by Dark and Light Adaptation; Science, Vol.91, p.456(1940)
- 9) 渡部 勲: テレビジョン・アイマーカ; テレビジョン, Vol.16, No.8, pp.486~490(1962)
- 10) 渡部 勲, 樋渡涓二, 畠中伸典, 田中聡行: 画像と注視点の分布; NHK技術研究, Vol.17, No.1, pp.4~20(1965)
- 11) R.A.Moses and W.M.Hart: Electrical Phenomena in the Retina; Adler's Physiology of the Eye, Eighth Edition, The C. V. Mosby Company(1987)
- 12) E.Marg: Development of Electro-oculography; A.M.A. Archives of Ophthalmology, Vol.45, pp.169~188(1951)
- 13) G.B.Arden, A.Barrada and J.H.Kelsey: New Clinical Test of Retinal Function Based Upon the Standing Potential of the Eye; British Journal of Ophthalmology, Vol.46, pp.449~467(1962)
- 14) H.Kolder: Automatic Recording and Evaluating Oscillations of Indirectly Measured Corneoretinal Potential in Man; Medical Research Engineering, Vol.6, pp.26~29(1967)
- 15) W.Skrandies and M.Baier: The Standing Potential of the Human Eye Reflects Differences between Upper and Lower Retinal Areas; Vision Research, Vol.26, No.4, pp.577~581(1986)
- 16) 伊月宣之, 久保賢倫, 西川禪一: 大振幅の衝動性眼球運動に対する眼電位図特性; 日本眼科学会雑誌, Vol.97, No.4, pp.514~518(1993)
- 17) T.Hamada: A Method for Calibrating the Gain of the Electro-oculogram (EOG) Using the Optical Properties of the Eye; Journal of Neuroscience Methods, Vol.10, pp.259~265(1984)
- 18) D.V.Finocchio, K.L.Preston, A.F.Fuchs: Obtaining a Quantitative Measure of Eye Movements in Human Infants: A Method of Calibrating the Electro-

oculogram; Vision Res, Vol.30, No.8, pp.1119~1128(1990)

- 19) G.B.Arden and A.Barrada: Analysis of the Electro-oculograms of a Series of Normal Subjects; British Journal of Ophthalmology, Vol.46, pp.468~482(1962)
- 20) 平田アツ子: EOGの臨床的研究; 日本眼科学会雑誌, Vol.73, No.3, pp.291~298(1969)
- 21) W.R.Miles: The Polarity Potential of the Human Eye; Science, Vol.88, p.437(1938)
- 22) W.R.Miles: The Steady Polarity Potential of the Human Eye; Proceedings of the National Academy of Sciences, Vol.25, pp.25~36(1939)
- 23) C.Kris: Corneo-fundal Potential Variations During Light and Dark Adaptation; Nature, Vol.182, pp.1027~1028(1958)
- 24) 高橋洋司, 田澤 豊: 眼科における電氣的検査手法; BME, Vol.5, No.5, pp.25~40(1991)
- 25) 佐々木健一, 民野真也, 金田彌吉: 暗順応下における網膜活動電位の電子回路モデル; 電子通信学会論文誌, Vol.J69-D, No.12, pp.1989~1998(1986)
- 26) 臼井支朗, 長坂英一朗, 菅 浩法: 網膜電位図の自動計測法; 電子情報通信学会論文誌D-II, Vol.J73-D-II, No.6, pp.914~922(1990)
- 27) 姜 新, 稲垣信明, 森田龍彌: 微小網膜電位の計測と成分分析; 電子情報通信学会論文誌D-II, Vol.J74-D-II, No.8, pp.1090~1097(1991)
- 28) L.A.Geddes and L.E.Baker: The Specific Resistance of Biological Material—A Compendium of Data for the Biomedical Engineer and Physiologist; Medical & Biological Engineering, Vol.5, pp.271~293(1967)
- 29) 伊月宣之, 久保賢倫, 西川禪一, 三村康男, 西原 勝, 皆本佳計: 眼電位図の測定で複数電極を使用した場合のクロストークの扱い; 日本眼科学会雑誌, Vol.98, No.3, pp.251~257(1994)
- 30) J.Bernhardt: The Direct Influence of Electromagnetic Fields on Nerve- and Muscle Cells of Man Within the Frequency Range of 1 Hz to 30 MHz; Radiation and Environmental Biophysics, Vol.16, pp.309~323(1979)

第5章 固定視標追視によるEOG時間曲線の作成

5.1 緒言

EOG時間曲線は網膜色素変性症や各種網脈絡膜疾患の診断に対する指標として¹⁾²⁾、また網膜剥離の場合の検査³⁾⁴⁾として臨床に応用されている。Schmidtら⁵⁾は、網膜色素変性症の種々の症例についてEOGおよびERG、眼底検査、視野検査などを各症例毎の検査に適用し、検査結果を比較対照させてEOGの診断価値を検討している。これらの論文の中で、特に網膜色素変性症に対するEOGの診断価値は高いことが強調されている。通常の臨床診断には、EOGの時間的な変化として測定されるEOG時間曲線が用いられているが、この時間曲線は眼球運動の振幅が一定という条件の下で測定されるので、この時間曲線を測定する場合、EOGのみを測定する従来の方法では、眼球を正確に一定の振幅で左右交互に振らせなければならない。そのため、信頼できるデータを得るには、頭部をできるだけ固定したり正確な眼球運動を遂行させるなど、細かい注意が必要である。このように眼球運動に制約があるため、強度近視や視野障害がある者などで、視標を満足に注視できない場合には信頼できるデータが得られない。

しかしながら、あらかじめ眼球移動量とEOG電位との関係がわかっているならば、眼球移動量が一定値からずれていても、この関係に基づいて眼球運動振幅がずれた分の電位を補正することにより、一定値に相当するEOG電位を計算することができる。このような方式をとれば、眼球移動量が一定でなくてもEOGの測定が可能となる。本研究では上記の考えに基づき、注視位置とEOG電位との同時測定により、視標を正確に注視しなくてもEOG時間曲線の測定ができるような方式を検討してきた。

第3章では、眼球を衝動的に運動させたときの移動量と、その運動の際に生じるEOG電位変化量との関係を、同時測定により正確に求めて検討した結果、約30°までは比例関係が成り立っていることが明らかになった。更に、第4章では

理論的な解析により、80°程度までの大きな振幅に対しても眼球移動量とEOG電位との関係は線形であることが示唆された。本章ではこれらの結果に立脚し、固定視標を追視することによって求められたEOG時間曲線に対して、同時測定法により処理された場合と、従来の方法によって処理された場合とを比較検討して同時測定法の得失を論ずる。

5.2節では、同時測定によりEOG時間曲線を求める方法とその測定環境を記述する。5.3節では、EOG時間曲線の測定結果を示し、L/D比(light peak/dark trough)を求める。更に固定視標追視の場合について、同時測定法で求められた時間曲線と従来の方法によるものとを比較し、どの程度の信頼性が確保できるかを考察する。

5.2 実験方法

測定装置としては2.4.2節に示した注視点・EOG電位同時測定システム(図

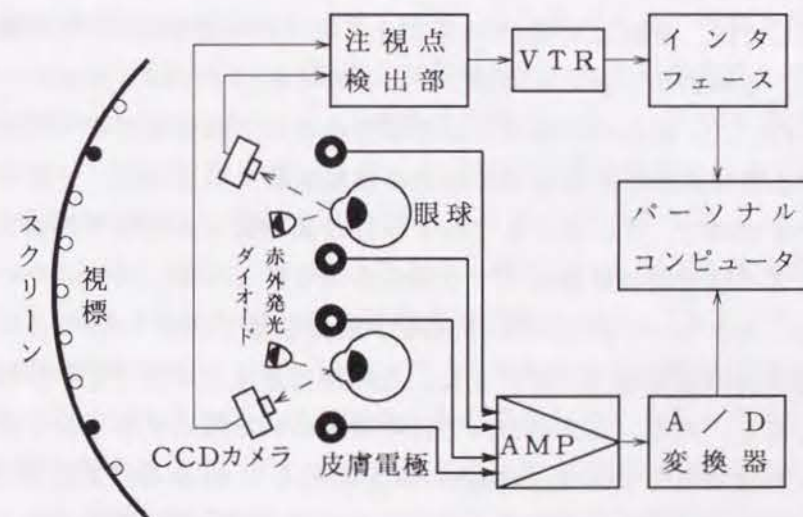


図 5.1 注視点・EOG同時計測システム概略図

2.16)を用いた。図5.1は図2.16のシステム構成図を一部簡略化したものである。測定は暗室内で行われ、被験者はイスに正座して眼球前方50cmのところに置かれた半径50cmの半円筒状スクリーンを見る。スクリーンは白色つや消し面になっており、5°間隔で20°×20°の正方マトリクス状に取り付けられている赤色発光ダイオード(直径20')のうち、眼球の直視水平線上左右±15°を囲む両側の一対を、測定中左右交互に1秒間隔で点滅させた。圧電ブザをこの発光ダイオードの点滅に同期して間欠発振させ、衝動性眼球運動開始の合図にした。細部の測定環境は第3章と同じであり、電極糊を充填したEOG電位導出用の皮膚電極を被験者の両眼の外眼角部および内眼角部に一対ずつ貼り付け、その上からアイマークレコーダを装着して同時測定を行った。まず、アイマークレコーダで測定された注視点の位置座標データはVTRに録画され、測定終了後インタフェースを介してパソコンに入力して処理される。そして、注視点の測定に並行して皮膚電極から検出されたEOG電位は増幅されたのち、A/D変換されてパソコンに入力される。

アイマークレコーダの検出精度は可変であるが、本実験システムでは注視点の検出処理精度を視野の中心付近で約0.6°に設定した。また、EOG電位の検出精度は電位に混入する雑音の程度に影響されるが、今回の測定では約10μVであり、視角に換算すると約0.5°であった。

測定に際しては、実験開始前に20分以上、60 lxの室内光による明順応を行った後入暗し、暗順応から測定を開始した。この暗順応下では2分毎に一区切りの同時測定を行い、一区切りの測定では眼球を左右約7回往復させて右眼、左眼のEOG電位の時間経過波形および注視点の移動軌跡を測定した。一区切りの測定は約14秒ですむので、次の測定までの1分46秒間は楽な気持ちで待機させた。このようにして、16分間の暗順応下で8回の測定を行った後、300Wのハロゲンランプを点灯し、スクリーンからの反射照度が顔面位置で1000 lxとなるような明順応下で同様の同時測定を16分間行った。この測定条件は従来のEOG測定とほぼ同じものである。ただ、従来の方法では暗順応を30分間とする場合が多かったが、暗順応の目的は主としてdark troughの値を求めるためのものであり、この値は普通暗順応開始後およそ9分前後に生じるので⁸⁾、16分間の暗順応で十分だと考えられる。実際、暗順応期間を15分にしてEOG時間曲線を測定している例も多い^{7), 10)}。更に、暗順応を12分間としている例¹¹⁾さえある。

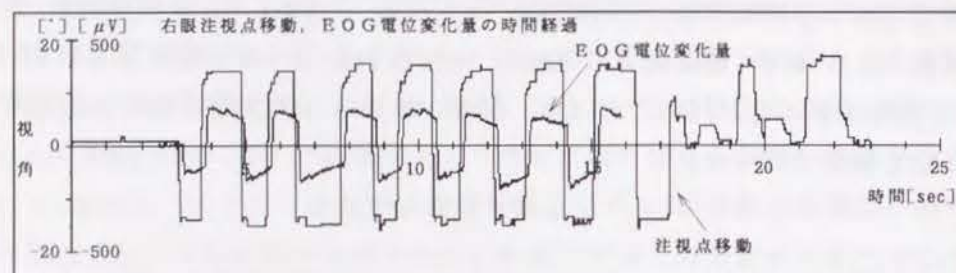
本測定における被験者は、19~23歳で健常視力(1.2~2.0)の男性10名、20歳で裸眼視力0.1~0.9(矯正視力1.2以上)の男性7名、46歳で裸眼視力0.08(同1.2)の男性1名の合計18名であった。なお、被験者は全員健眼の持ち主であり、測定は全て裸眼で行った。

5.3 実験結果と考察

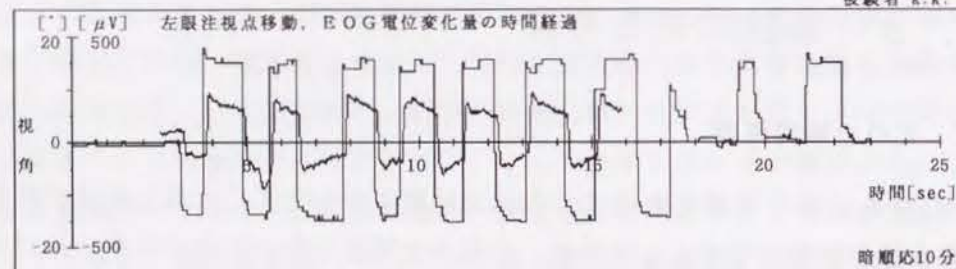
5.3.1 EOG時間曲線

30°の視角に離して置かれた2つの固定視標を左右交互に注視した場合のEOG時間曲線を同時測定法により求め、注視点で補正しないでEOGデータだけの処理をすれば従来のEOG時間曲線が得られる。また、同じデータを同時に測定した注視点で補正すれば、従来の測定法と新方式として提案した同時測定法との比較ができる。

図5.2は、正面から左右水平に±15°離して置かれた2つの固定視標を、1秒間隔で交互に注視したときのEOG電位波形と注視点移動軌跡とを同時測定法で測定して、その時間経過を重ね合わせて表示した1例である。波形を明瞭に表示するために、EOG電位波形は、注視点移動軌跡に対して時間軸をわずかに右方向へずらして表示されている。(a)は暗順応開始10分後の一区切りのデータであり、暗極小(dark trough)時に対応する。(b)は16分間の暗順応のあと、1000 lxの白色光で明順応を開始してから8分経過後の測定データである。これは明極大(light peak)時に対応している。ここで、図5.2の注視点の動きを視野平面に表示すれば、図5.3のような注視点移動軌跡が得られる。(a)、(b)ともに右眼の注視点移動軌跡であり、図5.2(a)、(b)それぞれの上側の注視点移動波形に対応している。小円は注視点がその中心点に停留していることを示し、その円の面積は停留時間を表している。また、円と円を結ぶ直線は注視点の移動軌跡を描いている。左上の大きさの異なった2個の円は、注視点停留時間の尺度を表している。この平面の座標軸は上下左右の視野角度で目盛られており、注視点は原点から水平方向±15°の位置に置かれた視標を集中的に見ているが、その注視位置

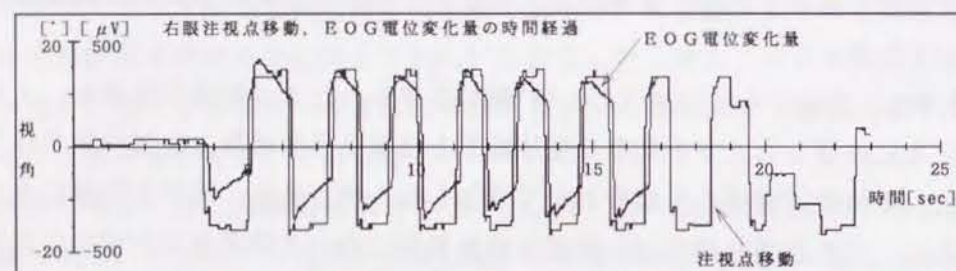


被験者 R.K.

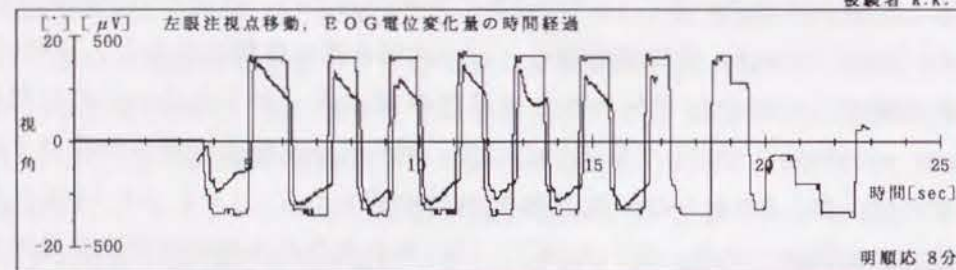


暗順応10分

(a) 暗順応開始10分後(dark trough時)



被験者 R.K.

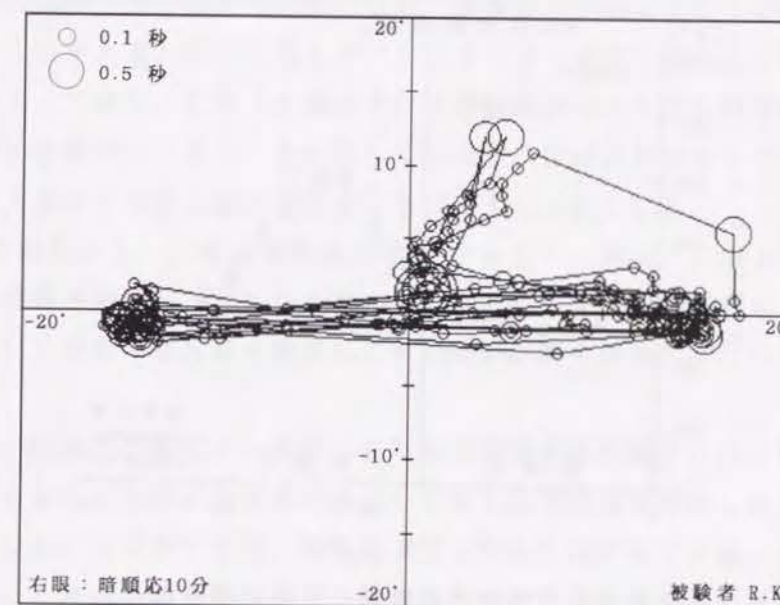


明順応8分

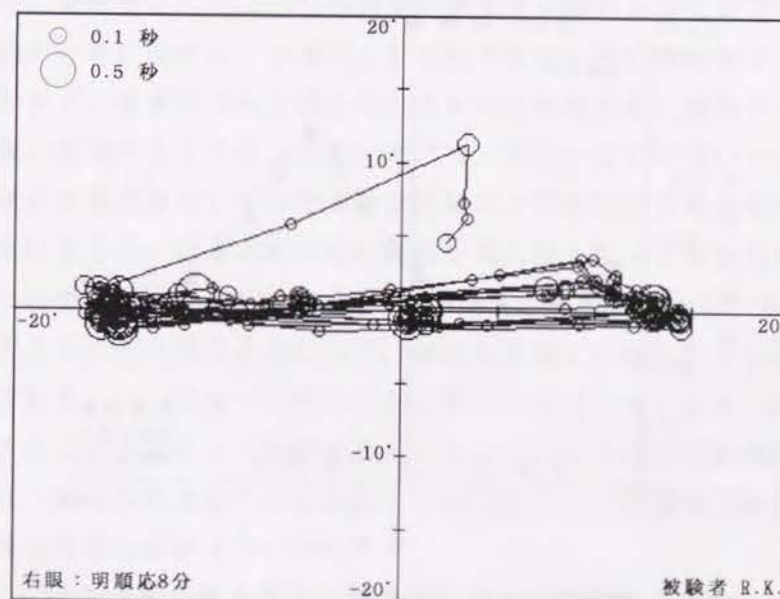
(b) 明順応開始8分後(light peak時)

図 5.2 EOG時間曲線測定中の注視点移動軌跡とEOG電位変化

被験者R.K.の例。EOG波形は見やすくするため時間軸を少し右方向へずらして表示されている。

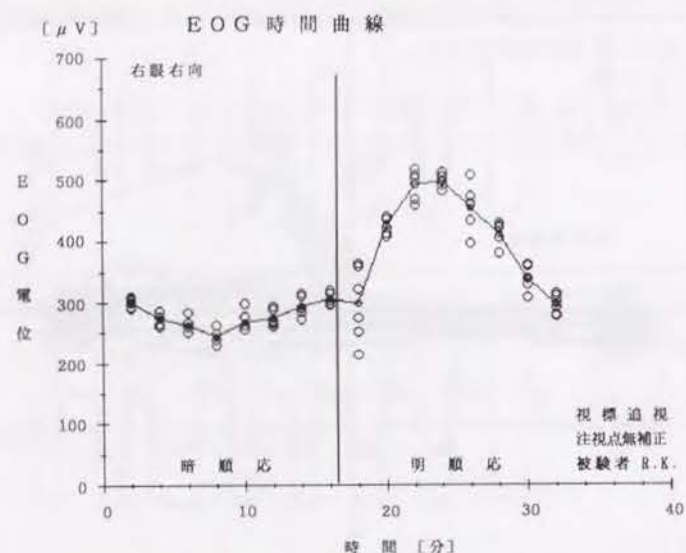


(a) 暗順応開始10分後の注視点移動軌跡

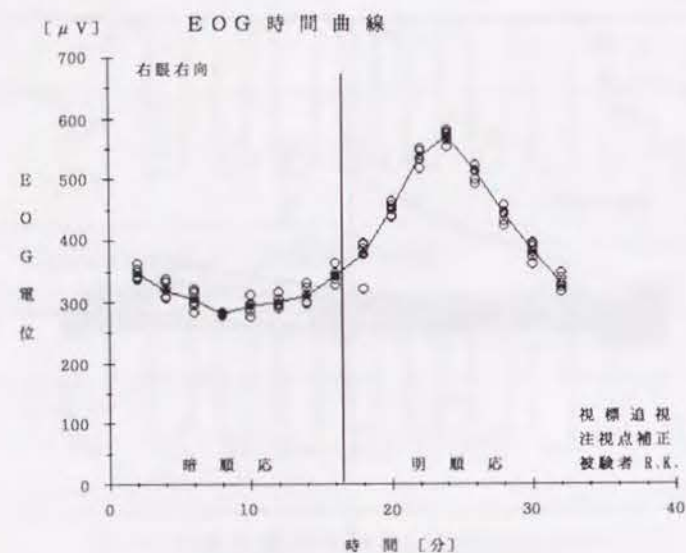


(b) 明順応開始8分後の注視点移動軌跡

図 5.3 視野平面上に再現された視線移動軌跡



(a) 従来の方法による処理（注視点補正なし）



(b) 同時測定法による処理（注視点補正後）

図 5.4 EOG時間曲線：右眼右向きの場合の個別データ表示。

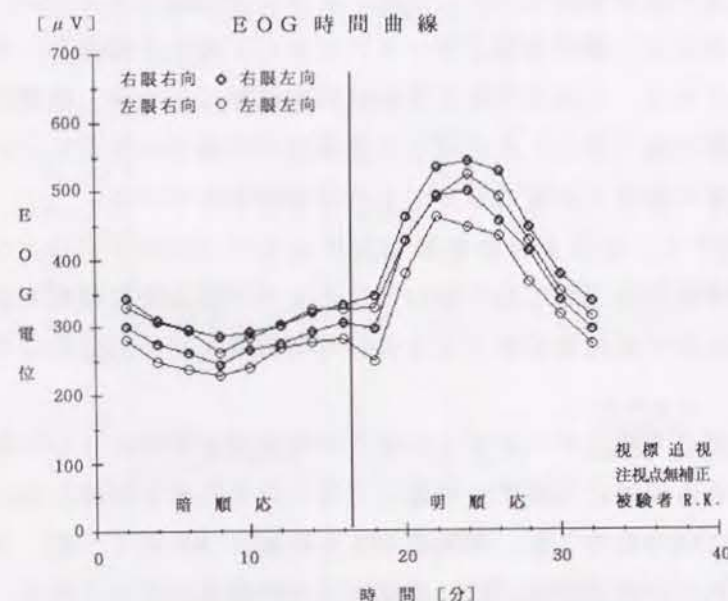
折れ線で示されたEOG時間曲線は平均値。

には多少のばらつきが現れている。なお、まばたきが起こると小さい円が縦に数個連なることがある。図の注視点データにはEOG電位を検出した期間の前後のデータが入っており、これらを除去すれば移動軌跡はもう少し明瞭になるが、測定開始前に視野中央（原点）を注視して注視点の位置合わせをしているので、図にはデータ処理の関係上前後の余分なものが表示されている。

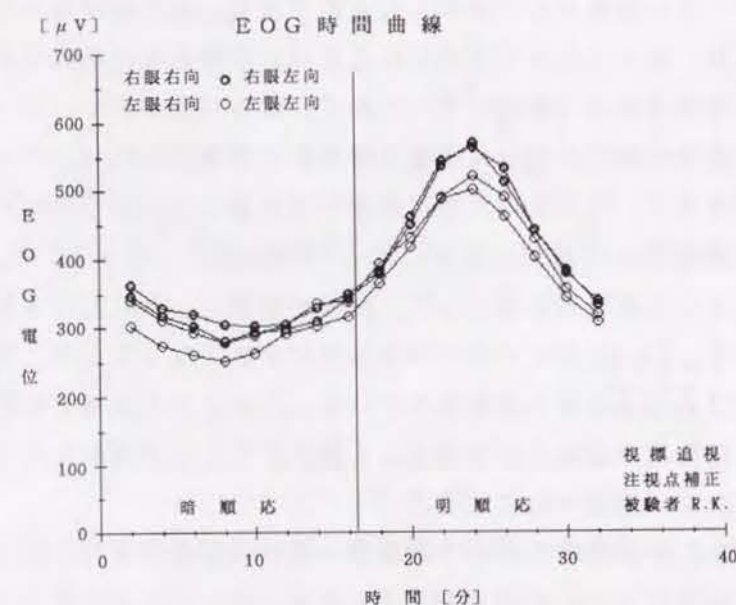
図5.2の波形から、注視点移動軌跡が左から右へ（図の下から上へ）、逆に右から左へ跳躍運動を起こして切り替わったときの注視点の跳躍幅およびそれに対応するEOG波形の変化量を検出してその時間経過を求めればEOG時間曲線が得られる。

まず、一区切りの測定データから右向きの跳躍運動振幅とEOG電位を6個ずつ、左向きからも同様に6個ずつ検出して各々の平均値を計算した。これを暗順応下で2分毎に16分間で8組、明順応下でも同様に16分間で8組、合計16組の値を求めた。これらの結果から、EOG電位の時間経過のみをとれば、従来のEOG時間曲線が求められる。図5.4(a)は、横軸に測定時間を取り縦軸にEOG電位をとって、被験者R.K.について各測定時刻毎の右眼のEOG電位をそのまま2分毎に個別データの分布として表示したものである。折れ線は各々の平均値を結んだものであり、従来の方法で求められるEOG時間曲線に相当する。実験中は視標を正確に追視するよう指示していたので、ばらつきの少ないデータが得られている。16分直後の縦に引かれた直線は暗順応と明順応の区切りを示しており、白熱光を点灯すると、眩しさのために視標が見え難くなったりまばたきが頻発するなどして注視状態が不安定になり、ばらつきが大きくなっている。図5.4(b)は同時に測定された注視点を基にして、視線が視標から外れた分を補正して表示したものである。(a)に比べてばらつきは更に小さくなっており、特に明順応直後のデータのばらつきはよく改善されている。このように注視点が視標から外れた場合には、同時測定法はその効果をよく発揮することが理解できる。なお、補正法の詳細は次章に記述されている。

図5.4は右眼右向きだけの表示であるが、更に右眼左向きと左眼の右向き、左向きを加えて同時に表示したのが図5.5であり、グラフは各時間ごとの平均値だけを連ねたものである。(a)は従来の方法による時間曲線であり、(b)は注視点・EOG同時測定で処理された時間曲線である。



(a) 従来の方法による処理（注視点補正なし）



(b) 同時測定法による処理（注視点補正結果）

図 5.5 EOG 時間曲線 被験者 R.K. の例。暗順応 16 分，明順応 16 分。

5.3.2 同時測定法と従来の方法による EOG 時間曲線の比較

図 5.5 の (a) と (b) を比較すると，この例では暗極小値および明極大値は共にほぼ暗順応開始 8 分後および明順応開始 8 分後に現れている。各測定点毎の EOG 電位は無補正の場合がやや小さい傾向はあるが，全被験者について解析した結果では有意な差異が認められなかった。この例の場合，暗極小値と明極大値との比，いわゆる L/D 比：(light peak)/(dark trough) は

従来の方法による処理結果	右眼：1.98	左眼：2.01
同時測定法による処理結果	右眼：1.94	左眼：1.92
$\frac{\text{両者の L/D 比の差の絶対値}}{\text{同時測定の場合の L/D 比}} \times 100$		
	右眼：2.06%	左眼：4.69%

となり，両測定法で得られた L/D 比にもほとんど差がなかった。表 5.1 に今回の測定で得られた健眼正常視力の場合の結果を示した。表には同一被験者で 2 ～ 3 回繰り返して測定した結果も入っている。暗極小値は平均 8.8 分後に，明極大値は平均 7.9 分後に生じている。表には，注視点跳躍幅で補正した場合と補正しないいわゆる従来の方法による場合との L/D 比が対比されているが，右端の欄には，両者の差が，補正した場合の L/D 比に対する割合(%)として示されている。表の中の網掛け部分の数値は平均値の計算からは除外されている。これは測定中被験者が眠気を催したため，視線が一方の視標から他方へ一気に跳躍しないで，途中で時々短時間停留しながら階段状に移動したことにより，EOG データの検出が不正確になり，% 値が著しく大きくなったものである。表の中の被験者 M.Y. の場合の打ち消しライン(=)は，左眼は正常視力を有するが右眼の視力が 0.8 なので，右眼のデータが近視眼の値として処理されたことを示している。

右端最下段の平均値(4.07%)に示されているように，本研究における注視点移動と EOG 電位の同時測定とで得られた L/D 比は，従来の方法で処理された値とほとんど差がなく，4% 程度の誤差で一致していると考えられる。また，表 5.2 は健眼で近視の場合であるが，正常視力眼の場合との有意差はなく，近視眼の EOG 測定にも同方式は問題なく適用できる。今回の測定では，被験者にできるだけ正確に視標を追跡注視するよう指示していたので，従来の方法で処理された EOG 時間曲線は同時測定法と同様にばらつきの少ないものが多く得られた。

表 5.1 健眼正常視力の被験者から求められたL/D比 (30° 視標追視の場合)

被 験 者	裸 眼 視 力		暗 極 小 到達時間 (分)		明 極 大 到達時間 (分)		L/D 比				補正、無補正L/D 比の差の絶対値の 割合 % 対照：補正後の L/D比	
							30° 視 標 追 視					
	右	左	右	左	右	左	右	左	右	左		
M.Y.	0.8	1.2	10	8	8	8	1.46	1.85	1.45	1.87	0.7	1.1
K.F.	1.5	1.5	4	4	8	8	2.05	2.07	1.94	2.05	6.8	1.0
E.M.	1.5	1.5	8	9	8	8	1.67	1.66	2.17	2.14	29.9	28.9
K.Y. ₁	1.5	1.5	8	11	8	8	2.00	1.86	2.00	1.86	0.0	0.0
K.Y. ₂	"		11	8	8	8	2.31	2.40	2.56	2.57	11.3	9.4
I.F.	1.2	1.2	10	10	8	8	1.90	1.87	1.94	1.85	2.1	1.1
S.M. *	1.5	1.5	10	12	8	10	2.00	2.03	1.93	2.02	3.5	0.5
H.J. ₁	2.0	1.5	10	6	6	6	1.64	1.76	1.79	1.89	9.2	7.4
H.J. ₂ *	"		7	9	8	8	1.58	1.68	1.68	1.75	6.3	4.2
H.J. ₃ *	"		10	10	8	8	1.71	1.56	1.75	1.64	2.3	5.1
J.H. *	1.0	1.2	7	8	8	8	1.74	1.68	1.89	1.87	8.6	11.3
R.K. ₁ *	1.5	1.5	12	11	8	8	1.95	1.86	1.97	1.87	1.0	0.5
R.K. ₂ *	"		9	8	8	8	1.94	1.92	1.98	2.01	2.1	4.7
T.M. *	1.2	1.5	8	9	8	8	1.87	1.86	1.84	1.86	1.6	0.0
健眼 (13眼)右			8.8		7.8				(12眼)		4.57	
平均 (14眼) 左			8.8		8.0				(13眼)		3.56	
健常両眼の平均			8.8		7.9						4.07	

[注] * 印は第6章表6.1との関連項目(後述)

表 5.2 健眼で近視の被験者から求められたL/D比 (30° 視標追視の場合)

被 験 者	裸 眼 視 力		暗 極 小 到達時間 (分)		明 極 大 到達時間 (分)		L / D 比				補正、無補正L/D 比の差の絶対値の 割合 % 対照：補正後の L/D比	
							30° 視 標 追 視					
	右	左	右	左	右	左	補 正	無 補 正	右	左		
M. Y.	0.8	1.2	10	8	8	8	1.46	1.85	1.45	1.87	0.7	1.1
N. I.	0.08	0.08	4	12	12	11	1.56	1.33	1.44	1.38	7.7	3.8
N. S.	〃		7	8	7	7	1.44	1.54	1.43	1.63	0.7	5.8
N. H. ¹	0.3	0.3	6	6	8	9	1.70	1.55	1.72	1.58	1.2	1.9
N. H. ²	〃		4	8	8	8	1.68	1.71	1.55	1.61	7.7	5.9
T. K.	〃		8	8	6	7	1.69	1.57	1.69	1.65	0.0	5.1
K. T. *	0.4	0.4	8	8	9	9	2.60	2.40	2.65	2.50	1.9	4.2
T. H. *	0.2	0.4	8	9	8	8	1.62	1.72	1.67	1.78	3.1	3.5
T. I. *	0.3	0.9	11	10	10	9	1.69	1.85	1.71	1.71	1.2	7.6
近視眼 (9眼)右			7.3		8.4		(9眼)			2.69		
平均 (8眼) 左			8.6		8.5		(8眼)			4.73		
近視両眼の平均			8.0		8.5					3.71		
被験者 (22眼)右			8.2		8.1		(21眼)			3.76		
総平均 (22眼)左			8.7		8.2		(21眼)			4.00		
両眼の総平均			8.5		8.2					3.88		

[注] * 印は第6章表6.2との関連項目(後述)

同時測定では、E O G 電位測定用の電極を貼り付けた上にゴーグル型のアイマーカーレコーダを被るため、場合によっては電極を圧迫したり、C C D 素子を3個装着しているためにE O G 電位検出に外乱を与えることが危惧されたが、本章で検討した結果からはその影響はなく、従来の測定法との差異は認められなかった。したがって、健常者からE O G を測定する場合には、注意深く測定すれば従来の方法でもよい。次章では、視力障害者の場合の測定について同時測定法の有用性を検討する。

本章での論点は、同時測定法が従来の測定法より精度の上で優れているということではなく、同程度の精度で測定できることを検証することに置かれたものである。なお、ここでもクロストーク値を-16.4dBとしてE O G 電位を処理した。

5. 4 結 言

1. E O G 電位と注視点移動の同時測定法により、16分間の暗順応下および16分間の明順応下でE O G 時間曲線を測定する方法、手順を示した。
2. 本章では、30°の固定視標を追視した場合のE O G 時間曲線を同時測定法により求め、同じデータを従来のE O G のみの処理法で処理した場合のE O G 時間曲線と比較した。実験はできるだけ正確に行い、両者を比較して測定精度を検討した。
3. E O G 電位には不安定要素が多いため、従来の方法の測定精度の正確な評価はできないが、両方式を比較した結果、本実験の範囲内では視力の良否にかかわらず、注視点補正をしない従来の方法で求めたL/D比と注視点補正を行った場合のL/D比との差の絶対値は、21眼の平均で補正した場合のL/D比の約4%の値となった。
4. 本実験はできるだけ最良な環境条件で行われたので、種々の疾患を持つ患者を対象とした臨床面では、従来の方式はもう少し精度が低いものと思われるが、同時測定方式の精度は臨床検査の場合に対しても、今回とほぼ同程度の精度が保たれると考えてよい。

5. 5 参考文献

- 1) 高橋利兵衛, 三田洸二, 栗原秀行: 網膜絡膜変性疾患の電気生理, 田澤 豊編: 眼科MOOK14 眼と電気生理, 金原出版, pp.92~108(1980)
- 2) 松下和夫: 網膜の展望—変性疾患 1976年度—; 眼科, Vol.21, No.9, pp.867~889(1979)
- 3) 竹田宗泰: 鈍的眼外傷による漿液性網膜剥離の1例—とくに蛍光眼底造影, E R G およびE O G の経時的变化—; 眼科, Vol.21, No.13, pp.1489~1495(1979)
- 4) 川地浩子, 白井昭一郎, 湯口幹典: 網膜色素上皮裂孔を合併した胞状網膜剥離の1症例; 臨床眼科, Vol.44, No.9, pp.1419~1423(1990)
- 5) J.G.H.Schmidt and M.Maurer: The value of electro-oculography for the diagnosis of tapeto-retinal degenerations; Bibliotheca Ophthalmologica, Vol.85, pp.10~24(1976)
- 6) 平田アツ子: E O G の臨床的研究; 日本眼科学会雑誌, Vol.73, No.3, pp.291~298(1969)
- 7) 窪田靖夫: 先天夜盲症のE R G 及びE O G に関する研究; 日本眼科学会雑誌, Vol.70, No.12, pp.2143~2154(1966)
- 8) 関根伸子, 竹田宗泰: 両眼のぶどう膜炎を伴う再発性網膜色素上皮症の1例; 日本眼科紀要, Vol.40, No.10, pp.2234~2248(1989)
- 9) 加藤 勝, 永島保男, 渡邊郁緒: 奇異な眼底所見を示した網膜変性の1例; 日本眼科紀要, Vol.41, No.1, pp.52~58(1990)
- 10) 牛村 繁, 浅井宏志, 若林謙二, 河崎一夫: 新生血管黄斑症における網膜色素上皮機能の検討; 日本眼科紀要, Vol.41, No.7, pp.1352~1357(1990)
- 11) A.Pinckers and J.M.Thijssen: Flat Type Electro-oculogram(EOG); Acta Ophthalmologica, Vol.52, pp.429~440(1974)

第6章 眼球の自由運動によるEOG時間曲線

6.1 緒言

眼球周辺に存在する常存電位は網膜色素上皮層に起因して生じている電位であり、網膜に照射される光の強弱変化によって変動する。十分暗順応を行った後、急に強い光で明順応を行うと、この常存電位は健眼であれば光の照射開始7~9分後にピークを持つ一過性の山を形成する。通常、この電位変化を観察する場合、測定される電位は眼球の運動振幅をパラメータとして左右に跳躍運動をさせたときの常存電位変化として扱われている。従って、このような特性を定量的に解析するには眼球運動の振幅を一定に保つ必要がある。既に第2章2.3節で述べたように、EOG時間曲線は眼球が一定の振幅で左右に衝動運動(saccadic eye movement)を行ったときのEOG電位振幅の時間推移として測定されている¹⁾。従って、この衝動運動の振幅が測定中変化すれば、時間曲線はそのままでは臨床診断に適用できない。例えば、幼児や測定に不慣れな患者で視標を正確に注視しない場合には、一定振幅の眼球運動が測定中維持できないので、EOG時間曲線の診断価値は著しく低下してしまう。更に、強度の視力障害や視野異常で視標が満足に注視できない場合にも全く測定ができない²⁾。これらの場合でも正確なEOGの測定ができれば、これまでに得られなかった各種疾患の電気生理学的な診断情報が見いだされるという期待が持たれる。

これまでのEOG測定では、できるだけ正確に視標を追視するための工夫がなされてきたが、本研究では視点を变えて、視標追視にこだわらない方法、すなわち視標を見なくてもEOGの測定ができる方法を検討してきた。このための基礎研究として、第3章では注視点とEOG電位の同時測定により、明順応下または暗順応下にかかわらずEOG電位は $\pm 20^\circ$ まで衝動性眼球運動の振幅に比例していることを実験的に確かめた。また、第4章では約 80° までの大きな振幅に対してもやはり両者の関係はほぼ線形で近似できるということを、眼球の電池モデルを適用した模擬によって理論的に検証し、更にEOG電位のみでの測定ではあるが、

実験的にも全く同様の関係を確認することができた³⁾。この線形特性は、異なった電極位置においても、それぞれの位置でほぼ成り立っていた。これらのことから、EOG時間曲線は明順応下および暗順応下で測定されるが、測定範囲内では

1. 眼球運動振幅に対するEOG電位特性の線形性は光の強弱(明・暗順応)による影響を受けない⁴⁾
2. 外眼角部付近では、電極の貼り付け位置によらずEOG電位特性は眼球運動振幅が 80° 以内であればそれぞれの位置で線形特性を示す⁵⁾

というEOG電位の特性が確認された。

本章では、眼球に自由な振幅で水平方向の衝動運動を起こさせ、前章までの解析で得られたEOG電位の諸特性に立脚し、眼球運動のランダムな振幅に対するEOG電位から、定振幅の眼球運動に相当するEOG電位を求めてEOG時間曲線を作成することを試みた。

6.2節では自由眼球運動を測定する方法を述べ、自由な眼球運動からEOG時間曲線が求められる原理を示す。6.3節では自由眼球運動により得られた実測データから、注視点移動軌跡とEOG電位とがどのような波形となるかを分析し、本研究の目的とするデータが得られるかどうかを検討する。更に、視力障害者を想定し、視標を使わない場合のEOG時間曲線の測定についても検討を加える。

6.2 実験方法

6.2.1 眼球の自由運動によるEOG時間曲線の測定方法

測定装置は5.2節に示された方法と全く同一である。測定中は2つの視標を正面から左右水平線上 $\pm 15^\circ$ の位置において交互に点滅させ、また、圧電ブザから点滅に同期させて短い発信音を出し、被験者が衝動運動を起こす合図にした。アイマークレコーダの測定範囲は水平 60° 、垂直 40° であり、注視点の水平方向に $\pm 30^\circ$ の視野角度を超すとアイマークは測定範囲から外れるので、 $\pm 15^\circ$ の位置に置かれた視標は測定範囲の逸脱を避けるために眼球運動の一応の目安として用いただけであり、被験者には視標を意識しないで衝動運動を行うよう指示した。なお、

被験者が発信音に合わせて眼球を $\pm 20^\circ$ 以内でランダムな振幅の衝動運動を起こさせる以外は、従来の方法と同じ方式でEOG時間曲線の測定を行った。この際、データを分析するための基礎資料を得る目的で、被験者には運動距離が $0 \sim 40^\circ$ までの間でできる限り広い範囲にわたるランダムな振幅で衝動運動を起こすよう心がけてもらった。また、眼球運動を起こす前に5秒間正面注視を行い、注視点の基準位置を確認した。

測定は、前章の固定視標追視により測定された時間曲線と比較するため、同一被験者に対して固定視標追視の場合と自由眼球運動による場合との測定を、各々別の日時に測定した場合だけでなく、固定視標追視実験に引き続きその直後に連続して自由眼球運動による測定を行った場合についても検討した。更に、視標を全く使わない測定も試みた。前章の固定視標追視による測定データは、本測定で得られたデータの中で固定視標追視の場合の測定結果を用いたものである。

被験者は19～23歳で正常視力（裸眼視力：1.2～2.0）の男子学生9名、20歳で裸眼視力0.1～0.9（矯正視力1.2以上）の近視の男子学生6名、46歳で裸眼視力0.08（同1.2以上）の男性1名の合計16名であった。被験者は全員健常眼の持ち主であり、測定は裸眼で行った。

6.2.2 注視点によるEOG電位の補正法

第4章で示されたように、眼球を跳躍的に衝動運動をさせたときの注視点の移動量とEOG電位とは、眼球運動が約 80° までは線形で近似できた³⁾。従って、眼球運動の単位角度当たりのEOG電位の大きさを求めれば、任意の眼球運動振幅から求められたEOG電位を、 30° の眼球運動に相当する値に換算することができる。自由な眼球運動で得られたEOG電位を 30° の眼球運動に補正する概念が図6.1に示されている。EOG電位は暗順応中および明順応中のどの時刻においても眼球運動振幅に比例する⁴⁾ので、例えば、暗順応10分後に測定されたEOG電位の値を E_θ 、このときの眼球運動量を θ とすると、図の左側のEOG電位特性から、原点より点 (θ, E_θ) を通る直線から眼球運動量が 30° に相当する値(E_{30})が計算される。暗順応、明順応の各時刻毎にそれぞれのEOG電位特性を表す直線を使って、任意振幅の眼球運動から検出されたEOG電位を 30° の振幅

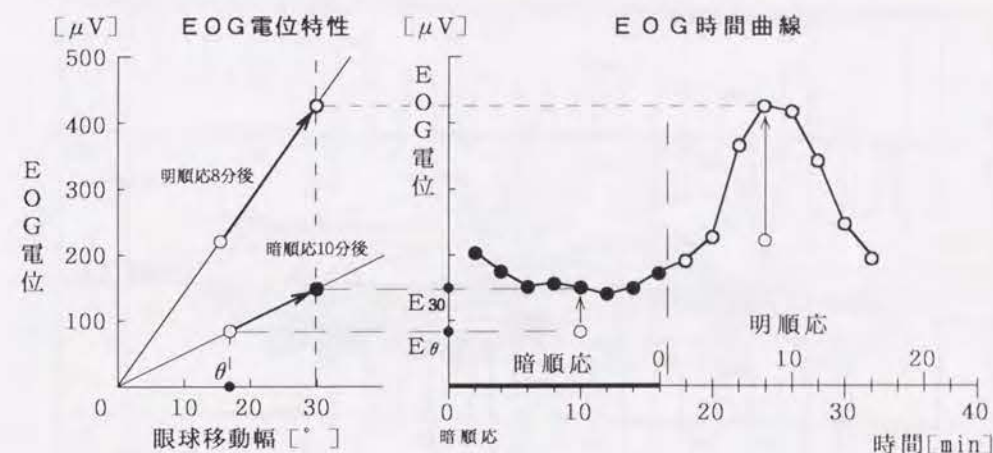


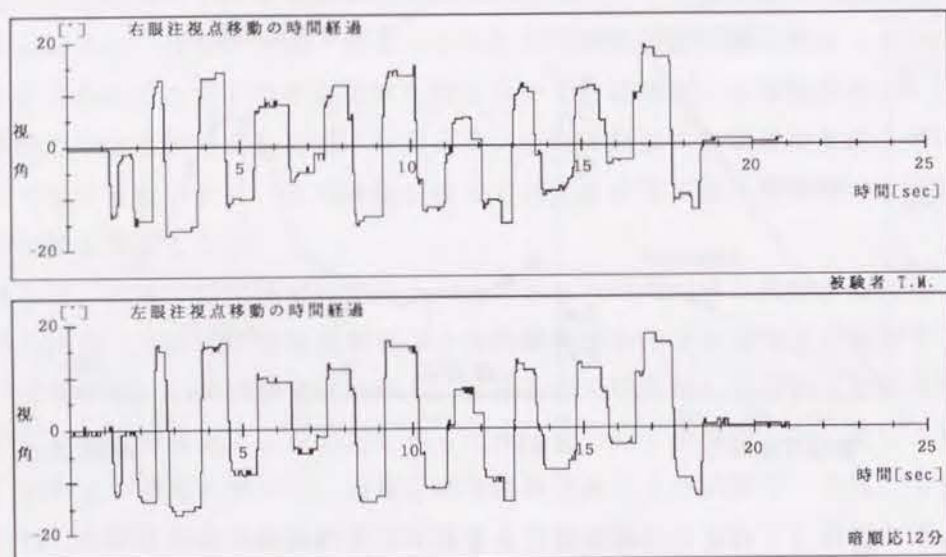
図 6.1 自由な眼球運動によるEOG時間曲線の作成原理

に対する値に換算すれば、同図の右側に描かれたようなEOG電位の時間推移特性がEOG時間曲線として求められる。

6.3 実験結果と考察

6.3.1 EOG時間曲線の作成

図6.2(a)は、 $\pm 20^\circ$ の視野内で水平方向へ任意の振幅で衝動性眼球運動をさせたときの注視点移動波形の表示例である。正の方向は右向きの、負の方向は左向きの視線移動方向を示す。眼球は絶えず細かい運動を行っているが、ここでは半径約 0.6° 以内の微小運動は1点に集約させて処理したため、図からは一点を注視しているときに生じる細かい動きは観察されない。(b)はこれに対応するEOG電位の波形である。測定中、オンラインでパソコンに入力されたデータはこのEOG波形が示す範囲であり、(a)に示された注視点移動波形は、8ミリVTRに録画されたデータを測定終了後アイマーク検出用インタフェースによりパソコンに取り込んだものであるため、測定範囲の前後の余分なデータを入れている。図



(a) 注視点移動波形

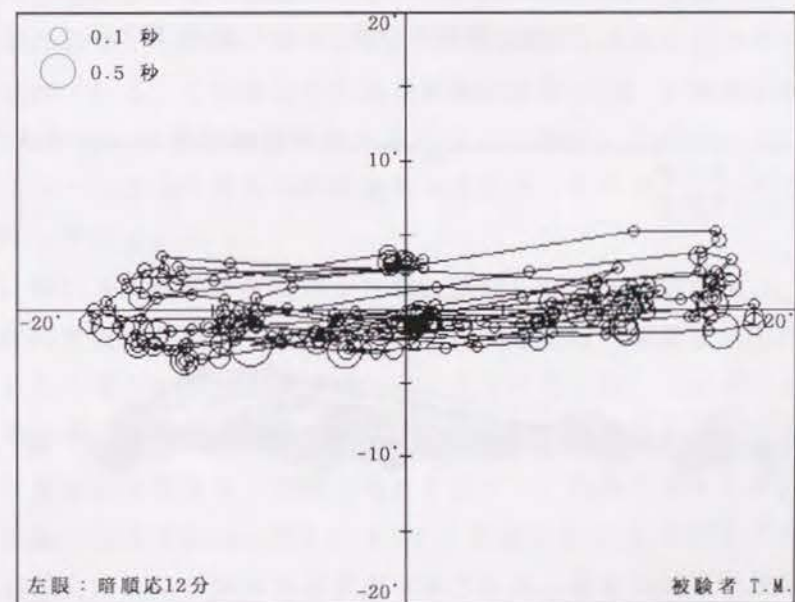
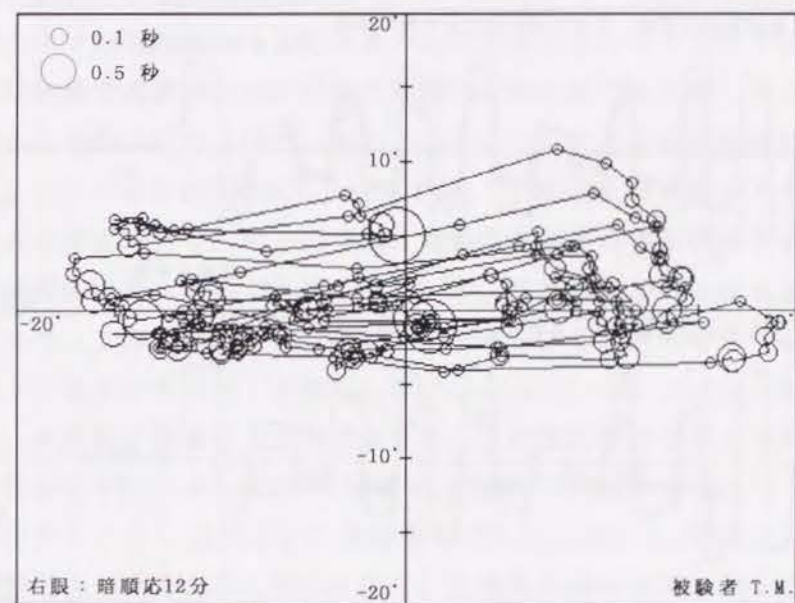
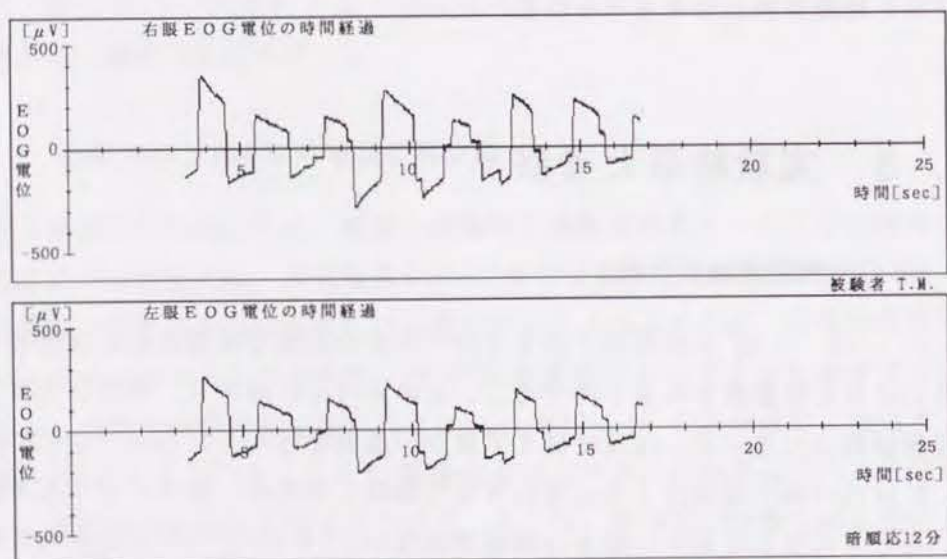


図 6.3 注視点移動軌跡

上側は右眼，下側は左眼，画面中央が視野中心(0°, 0°)

被験者T.M.で暗順応開始12分後の例



(b) EOG 電位波形

図 6.2 自由眼球運動による注視点移動波形とEOG電位波形
暗順応開始12分後(dark trough 時)

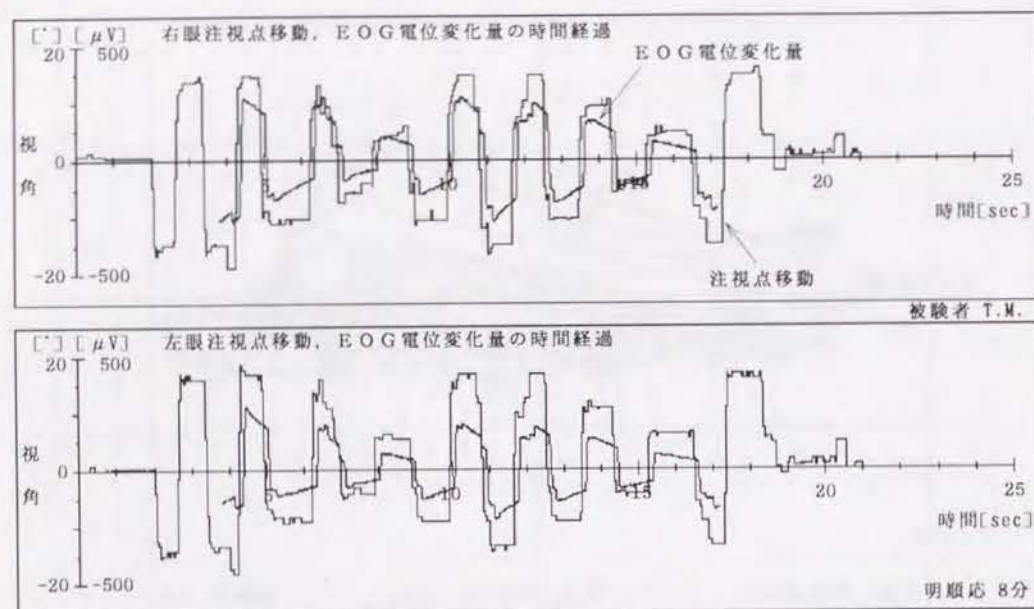


図 6.4 視線移動波形と EOG 電位波形との重ね表示
明順応開始 8 分後(light peak 時)

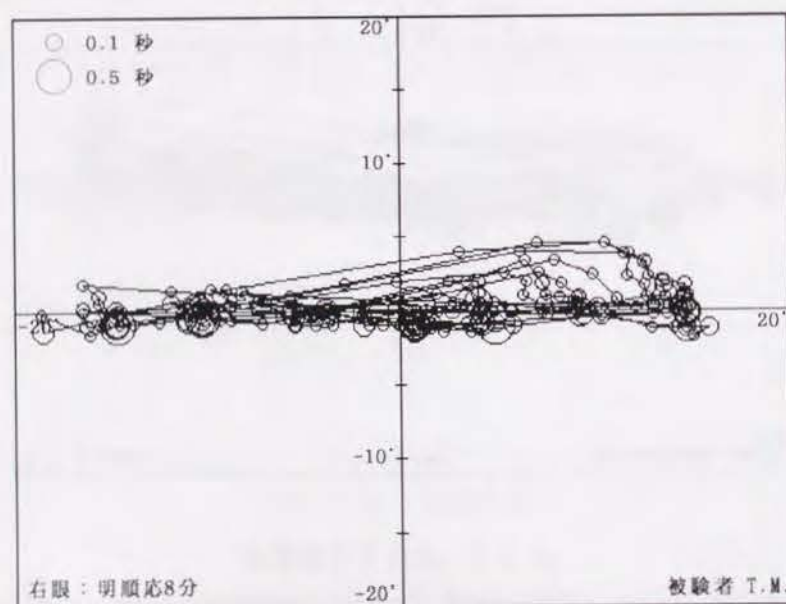
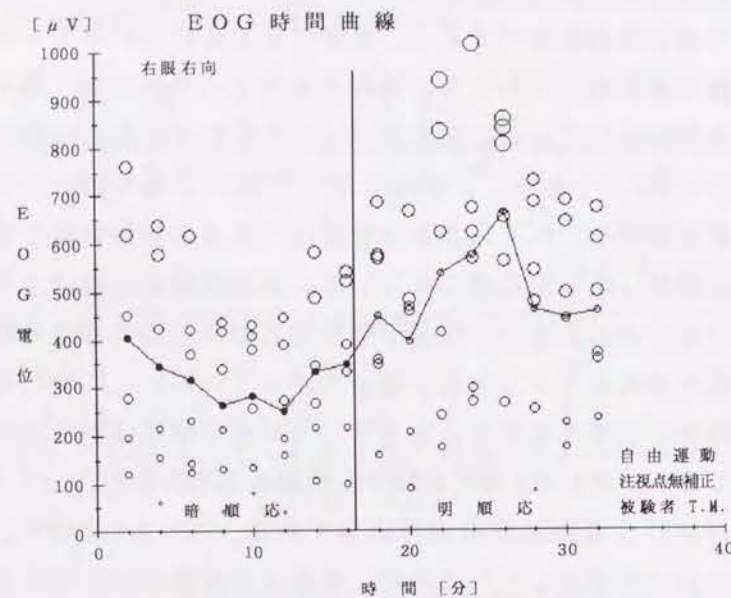


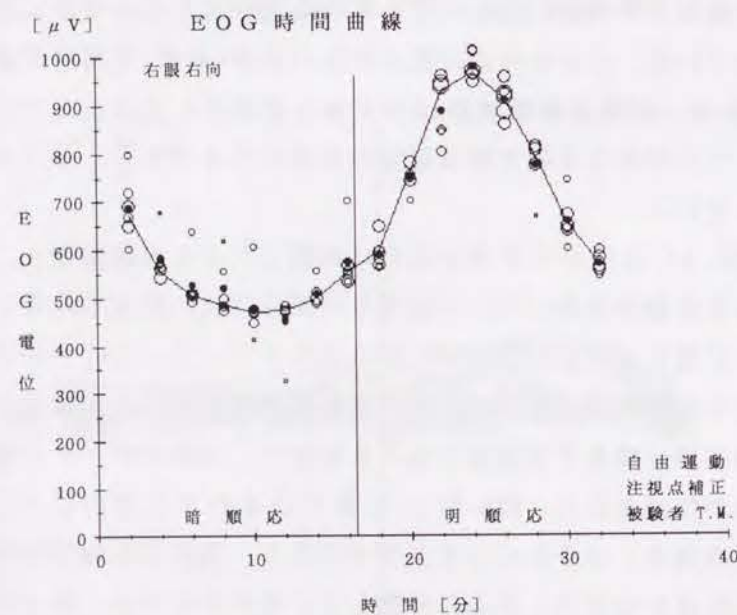
図 6.5 注視点移動軌跡。被験者 T.M. の明順応開始 8 分後の右眼。

は被験者 T.M. から暗順応開始 12 分後 (dark trough 時) に測定されたデータであり、暗闇の中で測定されたものである。波形は合図音に合わせて 1 秒毎に眼球をランダムな振幅で衝動的に左右交互に跳躍させたものであるが、種々の振幅で跳躍している状況が示されている。図 6.2(a) に対応する注視点移動波形を視野平面に再現したのが図 6.3 であり、上側は右眼、下側は左眼の動きである。円の面積は注視点の停留時間を、円と円を結ぶ直線は注視点の移動軌跡を表している。縦・横の座標は視角 [度] で目盛りされている。移動軌跡からほぼ水平方向に眼球を運動させているのがわかるが、暗闇の中であるので一応の目安となる視標はあるものの、注視点分布は上下方向にも幾分広がっている。上に少し飛び出している軌跡は一部瞬目の影響を示す部分もあり、これらを除けば斜め方向の動きは少ないとみなしてよい。図 6.4 は同じ被験者の明順応開始 8 分後 (light peak 時) の注視点移動波形と EOG 電位波形の同時表示である。図 6.2 と同種のものであるが、両波形を重ね合わせて表示しているので、注視点の移動状況に対する EOG 電位変化の相対的な関係がよく把握できる。なお、両波形の時間軸が全く重なってしまうと波形の細部が不明瞭になるので、EOG 電位波形はわずかに右方向へずらして表示されている。この場合の注視点移動の軌跡 (右眼) を視野平面に描画したのが図 6.5 である。注視点移動軌跡は水平線上に集中して分布している。明順応下ではスクリーンが見えるので眼球運動の目安が付きやすく、上下方向への分散が小さくなっている。

ここで、図 6.4 の波形から眼球が左右に跳躍したときの跳躍幅と、このときの EOG 電位の変化量を検出した。一区切りの測定では、眼球を左右に約 7 往復したときの EOG 電位波形がパソコンに取り込まれている。この中から左右両眼に対して、それぞれ右向き 6 個ずつ、左向き 6 個ずつのデータが検出され、暗順応 16 分間と明順応 16 分間を 2 分間隔で各々 8 回ずつ、16 組のデータが求められて EOG 時間曲線が作成される。図 6.6(a) は取り込まれたままの EOG 電位の初期データ (右眼右向き) の分布を示すグラフである。自由な振幅で眼球を動かしているの、電位はかなりランダムに分散しているのがわかる。個々の白丸はそれぞれの時刻で 6 個ずつあり、円の面積は大きいほど EOG 電位が高いことを示している。明順応では電位が大きくなるので、データ分布は大きく広がっている。折れ線は各時刻毎の平均値を結んだものであり、この例では概略暗極小と明極大



(a) 注視点無補正の場合の個別データ表示



(b) 注視点で補正した場合のデータ表示

図 6.6 EOG時間曲線：右眼右向きの場合の個別データ表示。
時間曲線は平均値。被験者T.M.の場合の例。

のカーブを描いているが、その信頼性はごく低い。個々のデータは一見して、全くランダムに分布している。ところが、これらの各データをそれぞれの注視点で補正して 30° の眼球運動に対するEOG電位に換算すると、図6.6(b)のような比較的滑らかな時間曲線が得られる。時間曲線は、各時間毎の6個のデータから最小二乗法により原点を通る直線を求め、この直線から 30° に相当するEOG電位を換算して連ねたものである。図中の丸印は、測定された注視点の移動距離から、最小二乗法によらないで直接 30° に換算した電位を表示したものである。中に少し外れているものはあるが、個々のデータは全体的によく収斂しているのがわかる。円の大小の意味は同図(a)と同じであり、大きい円ほど注視点で補正する前の電位が高いことを表している。黒丸は白丸の各時間毎の平均値であり、最小二乗法による時間曲線と少しずれている。

図6.6(b)において、小さい円が時間曲線から大きく外れている場合が多く認められるが、このことから、EOG電位が小さい場合その補正には注意が必要である。

図6.7は図6.6(b)と同じEOGデータであるが、2分毎に(平均値) $\pm$ (標準偏

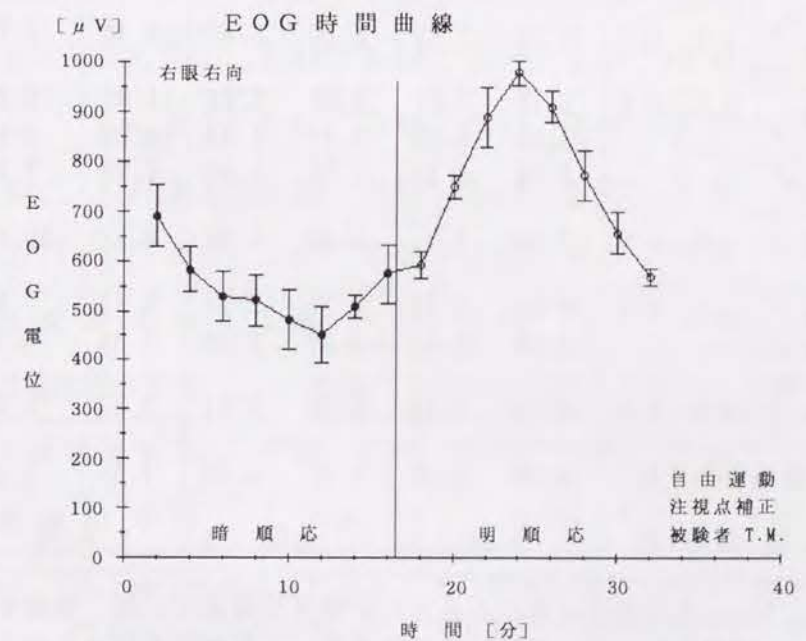


図 6.7 EOG時間曲線：平均値 $\pm$ 標準偏差を表示。右眼右向きの場合。

差)で表示されている。グラフから2分毎の各E O G電位の平均値に対する標準偏差の割合をそれぞれ計算し、時間曲線の全期間(16回)の平均を求めると

右眼 7.33%, 左眼 6.25% (表6.1の被験者T.M.の場合)

表 6.1 E O G時間曲線の標準偏差(健眼正常視力の場合)

被験者	裸 眼		毎回の標準偏差 毎回の平均のE O G電位 $\times 100$ の平均値[%]					
	視 力		固定視標追視(全区間の平均)				自由眼球運動 (全区間平均)	
	右	左	無 補 正 右 左	補 正 後 右 左	補 正 後 右 左	補 正 後 右 左	右	左
K.F.	1.5	1.5	5.14	4.70	4.33	3.57	5.47	5.82
E.M.	1.5	1.5	10.63	8.83	4.00	3.82	6.24	7.19
K.Y. ₁	1.5	1.5	6.10	6.22	4.87	4.86	7.75	15.35
K.Y. ₂	"		5.88	5.40	4.06	4.29	5.98	10.14
I.F.	1.2	1.2	3.53	4.56	2.23	3.08	5.43	7.16
S.M.*	1.5	1.5	5.75	8.13	3.10	5.42	12.46	9.71
H.J. ₁	2.0	1.5	5.19	7.51	3.60	6.26	11.62	10.44
H.J. ₂ *	"		6.00	6.39	4.47	4.93	10.55	7.85
H.J. ₃ *	"		8.16	6.43	7.08	4.01	7.71	7.40
J.H.*	1.0	1.2	7.50	7.41	4.44	4.54	6.80	10.61
R.K. ₁ *	1.5	1.5	3.65	3.73	2.73	2.83	6.71	7.66
R.K. ₂ *	"		4.56	6.42	2.90	5.89	7.34	6.25
T.M.*	1.2	1.5	3.18	3.36	2.45	2.14	7.33	6.25
正常視力の平均			5.79	6.08	3.87	4.28	7.80	8.60
両 眼 の 平 均			5.94 %		4.08 %		8.20 %	

[注] *印は固定視標追視によるE O G時間曲線測定の後、電極をはずさないで引き続いて自由運動による測定を行った場合

となった。表6.1は健常眼で正常視力を有する被験者について固定視標を追視したときと自由眼球運動のときの標準偏差の%値を対比させたものである。表6.2は健常眼で近視の場合である。固定視標追視の場合は注視点で補正した場合と補正しない従来の方法とでは明らかに補正したほうが標準偏差は小さくなっており、

表 6.2 E O G時間曲線の標準偏差(近視眼の場合)

被験者	裸 眼		毎回の標準偏差 毎回の平均のE O G電位 $\times 100$ の平均値[%]					
	視 力		固定視標追視(全区間の平均)				自由眼球運動 (全区間平均)	
	右	左	無 補 正 右 左	補 正 後 右 左	補 正 後 右 左	補 正 後 右 左	右	左
N.I.	0.08	0.08	4.39	4.59	2.38	2.28	5.03	5.73
N.S. ₁	0.1	0.1	4.90	4.96	4.16	3.29	9.55	6.57
N.S. ₂	"						6.54	7.51
N.H. ₁	0.3	0.3	4.34	4.34	3.39	3.00	4.40	4.69
N.H. ₂	"		3.58	3.32	2.75	2.38	5.55	4.17
T.K.	0.1	0.1	5.99	6.94	2.79	2.64	10.52	6.39
K.T.*	0.4	0.4	6.81	5.84	6.11	5.15	13.05	12.15
T.H.*	0.2	0.4	5.22	4.85	3.14	2.92	8.53	5.54
T.I.*	0.3	0.9	5.47	6.06	3.54	2.87	12.22	4.66
近 視 眼 平 均			5.09	5.11	3.53	3.07	8.38	6.38
近視両眼の平均			5.10		3.30		7.38	
全被験者平均			5.52	5.71	3.74	3.82	8.04	7.69
両 眼 の 平 均			5.62 %		3.78 %		7.87 %	

[注] *印は固定視標追視によるE O G時間曲線測定の後、電極をはずさないで引き続いて自由運動による測定を行った場合

同時測定の有効性が認められる。これに対して、自由眼球運動による方法では標準偏差は無補正の場合よりも大きくなっており、ばらつきが大きいことがわかる。全被験者の両眼の平均値は7.87%であり、あまり大きくずれてはいないが少し信頼性が低くなっている。

しかし、以上の比較は各測定データを眼球移動量が30°の場合に換算してから平均したものを比較しているの、注視点移動量が小さい場合の誤差の影響を受けやすい。従って、図6.6(b)に示されているように、各時刻毎のデータから最小二乗法によって求めた直線を適用して時間曲線を導出すれば、信頼性は上述の結果よりも更に高いものとなる。

なお、被験者欄の*印は固定視標追視と眼球の自由運動による測定とを、電極の取り外しをしないで連続で行ったことを示しており、印のついていないデータは両者を別の日時に行ったものである。

6.3.2 眼球の自由運動によるEOG時間曲線のL/D比

前節では眼球の自由運動で得られたEOG電位を注視点により補正してEOG時間曲線を求め、各時刻毎のデータのばらつきを検討したが、本節ではL/D比が固定視標追視の場合と眼球の自由運動の場合とではどの程度の差があるかを検討した。

図6.8には被験者T.M.の場合について、右眼の右向きおよび左向き、左眼の右向きおよび左向きの場合の時間曲線を同時に表示したが、正常な時間曲線が得られている。ここで、明極大値(light peak)を暗極小値(dark trough)で割った値、すなわちL/D比を求めると、眼球の自由運動の場合では

右眼 2.11, 左眼 2.12

となった。前章では固定視標を追視したときのL/D比が求められたが、そのときに注視点で補正した場合のL/D比は

右眼 1.87, 左眼 1.86 (表5.1で被験者T.M.の場合)

であった。これらを今回の結果と比較すると、固定視標追視と自由運動による場合とのL/D比の差は

右眼 0.24, 左眼 0.26

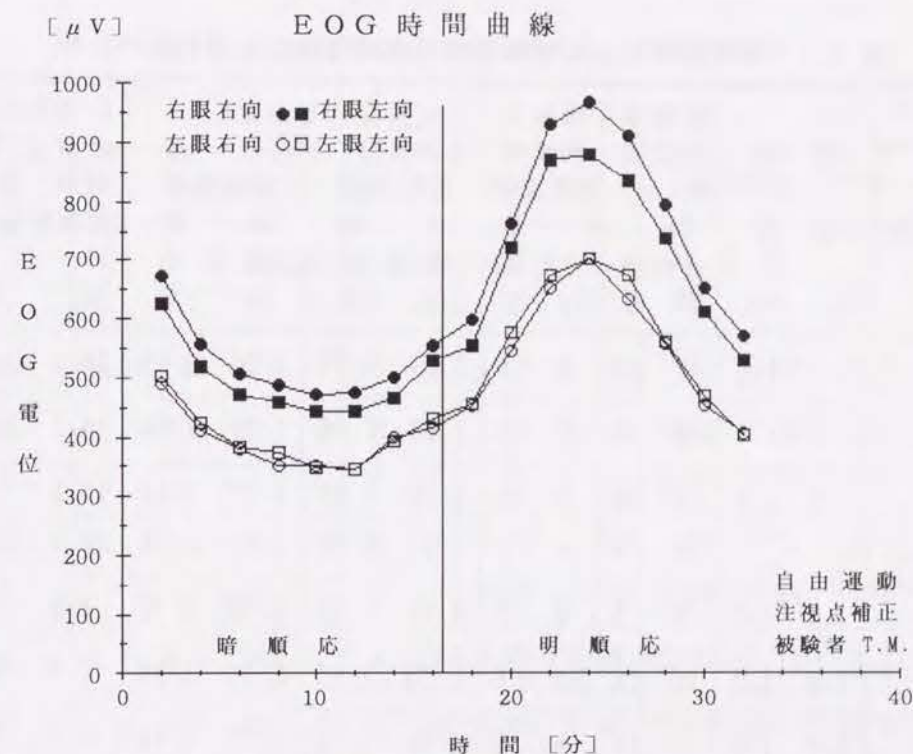


図 6.8 自由眼球運動から求められたEOG時間曲線
(被験者T.M.の場合)

となる。これらを固定視標追視の場合のL/D比(：対照)に対する割合で表すと

右眼 12.8%, 左眼 14.0%

となった。表6.3および表6.4に、固定視標追視の場合と眼球の自由運動の場合とから求められたL/D比を比較対照させたが、両者の差の割合は健眼では左右眼の平均で9.00%, 近視眼では9.78%, 全被験者の平均は9.29%となり、固定視標追視によるEOG時間曲線に対して約10%弱の誤差範囲内で眼球の自由運動によるEOG時間曲線からL/D比が求められる。

表 6.3 健眼正常視力の被験者から求められたL/D比の比較

被験者	裸 眼 視 力		暗極小 到達時間[分]		明極大 到達時間[分]		L / D 比				L/D比の差 の割合[%] 対照：視標 追視の場合	
							固定視標 追 視 補 正 後		自由眼球 運 動 補 正 後			
	右	左	自由視 右 左	自由視 右 左	右	左	右	左	右	左		
K.F.	1.5	1.5	12	12	8	8	2.05	2.07	2.63	2.61	23.2	20.7
E.M.	1.5	1.5	8	6	8	9	1.67	1.66	1.60	1.98	4.2	19.3
K.Y. ₁	1.5	1.5	12	12	9	10	2.00	1.86	1.77	1.88	11.5	1.1
K.Y. ₂	〃		10	8	8	7	2.31	2.40	1.77	1.78	23.0	23.9
I.F.	1.2	1.2	7	6	6	8	1.90	1.87	1.72	1.77	9.5	5.4
S.M. *	1.5	1.5	16	16	10	6	2.00	2.03	2.03	1.86	1.5	8.4
H.J. ₁	2.0	1.5	12	11	6	8	1.64	1.76	1.72	1.70	4.9	3.4
H.J. ₂ *	〃		8	12	6	6	1.58	1.68	1.74	1.68	10.1	0.0
H.J. ₃ *	〃		10	12	8	7	1.71	1.56	1.64	1.65	4.1	5.8
J.H. *	1.0	1.2	11	8	7	8	1.74	1.68	1.86	1.90	6.9	13.1
R.K. ₁ *	1.5	1.5	10	10	8	7	1.95	1.86	1.93	1.92	1.0	3.2
R.K. ₂ *	〃		10	10	10	10	1.94	1.92	1.93	1.94	0.5	1.0
T.M. *	1.2	1.5	11	10	8	8	1.87	1.86	2.11	2.12	12.8	14.0
健眼	(右13眼)		10.5		7.8						8.81	
平均	(左13眼)		10.2		7.8							9.18
健常両眼の平均			10.4		7.8						9.00	

[注] * 印は固定視標追視によるE O G時間曲線測定の後、
引き続いて自由運動による測定を行った場合

表 6.4 近視眼から求められたL/D比の比較

被験者	裸 眼 視 力		暗極小 到達時間[分]		明極大 到達時間[分]		L / D 比				L / D比の差 の割合[%] 対照：視標 追視の場合	
							固定視標 追 視		自由眼球 運 動			
	右	左	自由視 右 左	自由視 右 左	補 正 右 左	補 正 右 左	補 正 右 左	補 正 右 左	右	左		
N. I.	0.08	.08	10	10	10	8	1.56	1.33	1.71	1.63	9.6	22.6
N. S. ₁	0.1	0.1	11	9	6	8	1.44	1.54	1.50	1.46	4.2	5.2
N. S. ₂	〃		5	8	9	6			1.36	1.57	5.6	2.0
N. H. ¹	0.3	0.3	9	11	10	10	1.70	1.55	1.62	1.77	4.7	14.2
N. H. ²	〃		10	12	8	8	1.68	1.71	1.87	1.99	11.3	16.4
T. K.	0.1	0.1	11	14	8	10	1.69	1.57	1.75	1.75	3.6	11.5
K. T. *	0.4	0.4	13	10	8	8	2.60	2.40	2.11	2.11	18.9	12.1
T. H. *	0.2	0.4	10	9	10	11	1.62	1.72	1.81	1.67	11.7	2.9
T. I. *	0.3	0.9	11	6	12	10	1.69	1.85	1.98	1.81	17.2	2.3
近視眼 (右9眼)			10.0		9.0						9.64	
平 均 (左9眼)				9.9		8.8						9.91
近視両眼の平均			10.0		8.9						9.78	
全被験 (右22眼)			10.3		8.3						9.09	
者平均 (左22眼)				10.1		8.8						9.48
両 眼 の 平 均			10.2		8.6						9.29	

[注] * 印は固定視標追視によるE O G時間曲線測定の後、
引き続いて自由運動による測定を行った場合

6.3.3 視標を使わないで測定したE O G時間曲線

本章でこれまで検討してきたE O G時間曲線は眼球の自由な運動により測定されたものであるが、全て健常眼を持った被験者で測定されたデータである。そして、測定データの信頼性がどの程度あるかを検討したため、自由な眼球運動とはいえ、注視点は既知の補正用正方マトリクス状の視標を追視して得られた補正用座標を使って視野角度に変換されたものである。アイマークレコーダで注視点を検出する場合、検出されたアイマークは眼球の球面収差やレンズの倍率などのため、実際の注視位置とは必ずしも一致はしない。そのため、第2章2.2.3節で述べたように、測定されたアイマークを補正して実際の注視位置に合わせる必要がある。これには既知の視標を見たときのアイマーク位置を検出して、アイマーク座標と視野角度座標とを一致させるための補正が必要である。この補正のために、既知の補正用座標を追視する方式では、視力障害のある者にとって補正座標を正確に追視することは困難な場合が多い。そのため、これまで検討してきた方式では測定が難しい。

既に第4章で明らかになったように、E O G電位は約 80° までは眼球の移動量に比例する³⁾ので、定常状態において種々の振幅の眼球運動に対するE O G電位を測定すれば、逆にE O G電位から眼球運動量を求めることが可能である。

図6.9の左側のグラフの横座標はアイマークレコーダ・インタフェースをでた画像目盛（ドット数）であり、縦座標は眼球の視野角度である。インタフェースの分解能は 320×244 dotであるが、視野周辺部では注視位置に対して検出されるアイマーク位置には歪が生じる。図の左側に示されたように、等間隔の視野角度（縦軸）に対してTV画面から検出される注視点位置（フルスケールで横座標が320 dot, 縦座標が244 dot）は、視野角度が大きくなると歪んでくる。そのため、図の左上に描かれている測定例のように、 5° 間隔の均一な注視点補正用正方マトリクス状の格子座標を注視したときのアイマーク座標は、正方格子ではなく少し歪んだものとなる。これに対して、図の右側に描かれているように視野角度に対するE O G電位は、測定範囲内（約 80° 以内）では比例関係がある。従って、図中の視野角度のかわりにE O G電位を使い、これと注視点位置座標との関係をもっても、図の左側と等価なグラフが得られる。すなわち、正方マトリクス状の注

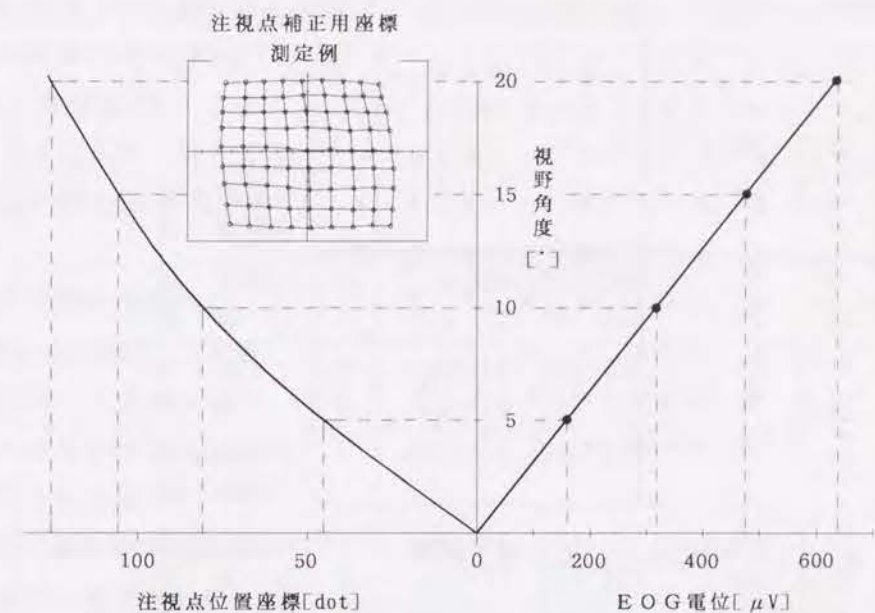


図 6.9 検出されたアイマーク（注視点）位置座標と視野角度、E O G電位との関係

視点補正用視標を注視しなくても、種々の振幅で適当に眼球を動かしたときのE O G電位を測定しておけば、実際の注視位置を求めることができる。但し、図6.9の右側の特性が測定されないので、視野角度とE O G電位との定量的な関係が求められず、この場合の眼球運動量は絶対値ではなく相対的な量として求められる。しかし、E O G時間曲線からL/D比を求める場合、その比は時間曲線の明極大値と暗極小値との比で表されるので相対量でもよい。

一方、被験者によっては種々の振幅で眼球運動を起こすのは難しい場合もあり、図6.9の左側に示されたようなグラフを精度よく求めることはできない場合も生じる。そこで、今回は多数の健常者（16名、30例）から求めた注視点補正用座標から平均的な補正座標を求めて用いた。図6.10に実測データの平均値を参考にして作成した注視点補正用座標を示す。この座標を用いて、検出されたアイマークから実際の注視位置を求めた。注視位置（視角）を求める方法は第2章2.2.3節に詳述されている。但し、これまでに適用してきた補正座標は $(\pm 20^\circ) \times (\pm 20^\circ)$ と

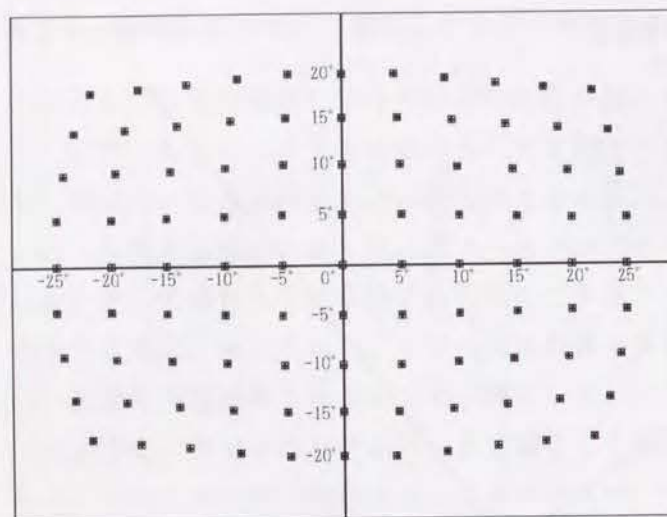


図 6.10 平均的な注視点補正座標

表6.5に結果を示す。表には5名のデータが示されている。表中、Aは各個人毎に実測した補正座標を使って処理したものであり、Bは今回の平均的な補正座標を使って処理しなおしたデータである。補正座標は個人によって少し差異があるので、平均座標で処理されたE O G電位(B欄)は、個々の補正座標が平均の補正座標とずれていれば、A、B欄の電位には少し差異が生じる場合もある。しかし、L/D比は表の右端の欄に示されているように、下線を引いた2、3の場合を除いてはA、Bにほとんど差が現れていない。従って、L/D比を求める場合には平均的な注視点補正座標(図6.10)を使ってもほとんど誤差が生じない。但し、E O G電位の絶対値を扱うときは本方式は使えない。表の中で「注視点無補正」の項は、E O G電位のみを対象に処理されたものであり、電位が注視点で補正されていないので、当然のことながら注視点補正座標の種類には無関係である。

このように、平均的な補正座標を使ってもL/D比にはほとんど差異が現れないので、視力障害者のE O G時間曲線を求める場合には、平均的な注視点補正座標を用意しておけば、眼球を自由な振幅で一定時間間隔毎に跳躍運動を起こすだけでE O G時間曲線を求めることができ、L/D比を精度よく計算できることが今回の解析から明らかになった。

6.3.1節では眼球を自由に動かしてE O G時間曲線を測定したが、眼球運動の

して扱ってきたが、測定時に水平方向の眼球運動振幅をもう少し大きくとれるように、図6.10の座標は $(\pm 25^\circ) \times (\pm 20^\circ)$ としている。

この注視点補正用座標を使って、表6.3および表6.4に示されたL/D比を求めるために処理された注視点データを再処理してE O G時間曲線を求め、改めてL/D比を計算しなおした。

表 6.5 平均補正座標使用によるE O G時間曲線から求めたL/D比

被験者	測定処理			明極大／暗極小 電位 [μV]		L／D 比	
	モ　　一　　ド			右　　眼	左　　眼	右眼	左眼
I. F.	視 標	注視点		635/327	671/362	1.94	1.85
		無補正					
	追 視	注視点	A	616/324	681/364	1.90	1.87
		補　　正	B	704/371	788/418	1.90	1.89
	自 運	由	A	703/409	756/428	1.72	1.77
		動	B	714/418	768/455	1.71	<u>1.69</u>
S. M.	視 標	注視点		691/358	581/288	1.93	2.02
		無補正					
	追 視	注視点	A	708/354	604/298	2.00	2.03
		補　　正	B	748/374	651/320	2.00	2.03
	自 運	由	A	833/410	624/335	2.03	1.86
		動	B	933/461	653/355	2.02	1.84
H. J.	視 標	注視点		362/207	361/220	1.75	1.64
		無補正					
	追 視	注視点	A	365/214	359/230	1.71	1.56
		補　　正	B	365/215	351/221	1.70	1.59
	自 運	由	A	352/214	350/212	1.64	1.65
		動	B	356/216	358/218	1.65	1.64
R. K. 2	視 標	注視点		522/264	492/245	1.98	2.01
		無補正					
	追 視	注視点	A	566/292	511/266	1.94	1.92
		補　　正	B	699/363	624/320	1.93	1.95
	自 運	由	A	591/306	499/257	1.93	1.94
		動	B	753/395	600/311	1.91	1.93
T. M.	視 標	注視点		841/458	720/387	1.84	1.86
		無補正					
	追 視	注視点	A	857/458	737/396	1.87	1.86
		補　　正	B	1022/547	831/449	1.87	1.85
	自 運	由	A	927/439	718/338	2.11	2.12
		動	B	1080/531	808/399	<u>2.03</u>	<u>2.03</u>

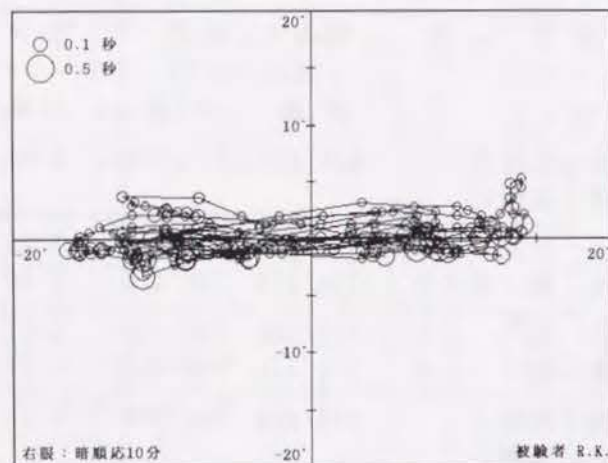
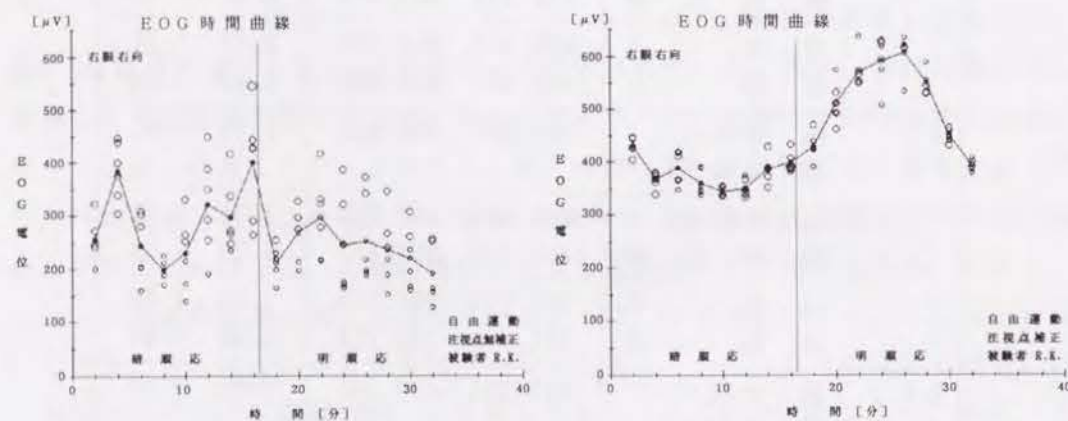


図 6.11 自由な眼球運動による注視点移動軌跡の例



(a) 注視点無補正時の個別データ表示 (b) 注視点で補正した場合

図 6.12 EOG時間曲線：右眼右向きの場合の個別データ表示

目安として正面から左右 $\pm 15^\circ$ の位置に2つの視標を置いて測定を行った。それに対して、図6.11は眼球運動の目安となる視標を使用しないで、全くの暗闇の中で1秒間隔で短く発するクリック音だけに合わせ、眼球を自由な振幅で衝動運動させたときの注視点移動軌跡の測定例である。6.3.1節の場合と同じようなデータである。同様にEOG時間曲線を求めたのが図6.12である。(a)はEOGのみのデータの時間経過であり、一区切りのデータは2分間隔で測定されている。一

区切りのデータは6個あり、折れ線はこれらのデータの平均値を結んだものである。(b)はEOG電位と同時に測定された注視点データを平均的な補正座標で処理した眼球運動から、 30° の眼球運動幅に対応するEOG電位に補正して求めたEOG時間曲線である。6.3.1節の時間曲線と同等なグラフである。この例は被験者R.K.の場合であり、L/D比は右眼が1.77、左眼が1.97となった。R.K.の場合、表6.3から固定視標追視および自由眼球運動の場合のL/D比は表6.6のようになり、今回の視標なしの場合、左眼のL/D比はほぼ同じ値となったが、右眼が低い値となっている。

表 6.6 L/D比の比較

被験者	右 眼	左 眼	測 定 モ ー ド
R.K. 1	1.95	1.86	固定視標追視
	1.93	1.92	自由眼球運動
R.K. 2	1.94	1.92	固定視標追視
	1.93	1.94	自由眼球運動
R.K.	1.77	1.97	視標なし自由眼球運動

電気生理学的には、EOG時間曲線を求め、それからL/D比を計算して臨床診断に用いるが、更に、室内光の下で十分に明順応を行ったときのEOG電位をbase valueとして診断の一つの目安にする必要がある^{5) 6)}。base valueが低ければ、明極大値が比較的小さくてもL/D比は正常範囲にはいることもある⁷⁾ので、L/D比のみで判断を下すことは避けなければならない。表6.5の明極大/暗極小の欄のEOG電位を見ると、AとBとの差のAに対する相対誤差は全体の平均で約12%となり、この程度の精度で許容されるならば、平均的な補正座標を使って求められたEOG電位のbase valueも臨床診断に適用することができる⁵⁾。なお、この補正座標の大きさを更に調整すれば、EOG電位の処理段階で生じる誤差をより小さくすることができるであろう。

以上の結果より、試作した測定システムでは、眼球を自由に動かすことによってE O G時間曲線を測定することが可能であり、約10%弱の誤差を許容すれば、測定されたL/D比を臨床診断に用いることができる。従って、強度視力障害者を対象としたE O G時間曲線の測定に試作システムは十分適用できる。

6. 4 結 言

1. 注視点・E O G電位同時測定法により、眼球をランダムな振幅で衝動運動させてE O G時間曲線を測定した。E O G時間曲線は暗順応下で2分毎に8回、明順応下で同じく8回、各回では眼球を0.5Hzの周期で左右へ衝動的に跳躍させて6往復分ずつ測定した。
2. 臨床で使われているE O G時間曲線は、眼球運動量が30°一定振幅のときの電位変化量の時間経過特性として用いられている。ところが、本章で測定したE O G電位は眼球運動振幅がランダムなので、そのままでは臨床に適用できない。しかし、E O G電位は測定範囲内では眼球運動量に比例するので、ランダムな跳躍幅の眼球運動から測定されたE O G電位は、比例関係から30°の眼球運動振幅に相当する値に補正することができる。この補正法を適用して、ランダムな眼球運動により得られたE O G電位からE O G時間曲線を計算した。
3. 補正されたE O G時間曲線の各回毎の標準偏差を求め、これと前章で求めた固定視標追視の場合の標準偏差とを比較した結果、各回毎の平均のE O G電位に対する標準偏差の割合は、22例の両眼の平均で

- ① 30°固定視標追視で注視点補正しない場合：5.62%
- ② 30°固定視標追視で注視点補正した場合：3.78%
- ③ 自由眼球運動から求めた場合：7.87%

となり、視標追視の場合は注視点補正により、従来のE O G電位のみの測定よりもデータのばらつきは小さくなったが、自由眼球運動ではばらつきが少し大きくなった。

4. 上記②と③の方式をL/D比で比較すると、②を基準にした場合、②と③との差の割合は16名22例の平均で9.29%となった。すなわち、自由な眼球運動から求められたE O G時間曲線のL/D比は、およそ10%弱の誤差範囲内で固定視標追視から求められたL/D比に一致する。
5. 自由な眼球運動からE O G時間曲線を求める場合、眼球の運動幅が小さいときには補正したときの誤差が大きくなるので、測定に際しては比較的大きな眼球運動を起こさせることが好ましい。
6. 注視点の測定処理には平均的な注視点補正座標を使用しても、L/D比には有意な影響を及ぼさない。

6. 5 参考文献

- 1) 米村大蔵, 河崎一夫: 臨床網膜電図学, 医学書院, PP.131~134(1985)
- 2) B. H. Doft, S. A. Burns, A. Elsner: The Inverse Electro-oculogram; British Journal of Ophthalmology, Vol. 66, No. 6, pp. 379~381(1982)
- 3) 伊月宣之, 久保賢倫, 西川禎一: 大振幅の衝動性眼球運動に対する眼電位図特性; 日本眼科学会雑誌, Vol. 97, No. 4, PP. 514~518(1993)
- 4) 伊月宣之, 久保賢倫, 西川禎一: 明順応および暗順応中における衝動性眼球運動量とE O G電位との関係; 日本眼科学会雑誌, Vol. 96, No. 11, pp. 1458~1465(1992)
- 5) 秋山恵子, 三宅養三, 堀口正之, 杉田信太郎: 裂孔原性網膜剥離のE O GのBase Value; 日本眼科紀要, Vol. 43, No. 2, pp. 226~230(1992)
- 6) 竹田美奈子, 佐久間健彦, 玉井 信: 網膜機能よりみた桐沢型ぶどう膜炎の病態; 臨床眼科, Vol. 46, No. 9, pp. 1379~1383(1992)
- 7) 森 敏郎: 臨床視覚電気生理検査のこつとデータの読み方——E O Gを中心に——; 日本眼科紀要, Vol. 44, No. 5, pp. 525~531(1993)

第7章 強度視力障害者のE O G測定法

7.1 緒言

E O Gは非侵襲で簡便な検査法として電気生理学的な分野で用いられており、網膜、脈絡膜の機能検査や眼球の運動機能検査として有用である。例えば、暗順応および明順応の下で、眼球を左右に一定の振幅でリズムカルに跳躍運動させながらE O G電位の時間経過を測定する、いわゆるE O G時間曲線の測定では、一定振幅の眼球運動に対するE O G電位の時間経過をみると、健常眼では明順応開始後7、8分でピークを持つ一過性の急峻な変化をたどるが、網膜色素変性などの疾患では明順応のピークが生じない。この現象は疾患の自覚症状がない比較的初期の段階でも発現するので、初期診断に有効である。

このように、E O Gの検査は簡便で有用であるが^{1) 2)}、検査に30～60分程度の時間が必要であり、臨床検査法としては短時間のフラッシュ刺激のみで測定できるE R G（網膜電図）ほど一般的ではない。更に、従来のE O G時間曲線の測定では、眼前に置かれた2つの視標を交互に注視するなどして測定中の眼球運動振幅を一定値に保つことが必要であるため、視標を正確に注視できない視力障害者では測定ができなかった。そこでこのような欠点を改良し、視力障害者用として眼球を任意振幅で衝動運動させるだけでE O G時間曲線の測定ができる方法を検討してきた。まず、E O G電位が眼球運動振幅に比例することを確認、この結果に基づいて、任意の眼球運動により測定されたE O G電位を一定振幅の眼球運動に補正することによって、視力障害者でもE O G時間曲線が測定できることを立証してきた。本章ではそのような新しい測定方式をまとめ、実際に視力に障害のある被験者からE O G時間曲線を測定して、システムの有効性を検討する。

7.2節では開発した注視点・E O G電位同時測定システムの新しい方式を述べる。7.3節では新しい方式で実際に視力の不自由な被験者からE O G時間曲線を測定した例を示し、試作システムの有効性を議論する。7.4節では新方式の問題点と今後の課題を検討する。

7.2 E O Gの新しい測定方式

従来のE O G測定では、正確に一定振幅の眼球運動を起こすための目安として視標を注視する必要があった。ところが、眼球に各種障害があるためE O G検査の必要性が高い場合でも、障害の種類によっては視標を追視することができないために測定は不可能な場合がある。従って、従来の方法ではE O G検査に自ずと制約があり、その利点を十分に臨床診断へ生かすことができていなかった。

例えば、白内障では単に水晶体混濁のみであれば水晶体摘出により視力の回復は期待できるが、網膜に機能的な障害があれば単なる摘出のみでは視力の回復は望めない。このような場合の手術の可否の判断は種々の視点に立った検査に基づかなければならない。水晶体が白濁すれば視察による眼底の十分な観察はできないので、眼底機能の診断にはE R G検査がよく使われる。一方、白内障患者にとっては視標を正確に注視することができないので、E O Gによる診断を適用することは困難である。これまでに、E O Gの測定ができるだけの視力がある患者にE R G、E O G両検査を併用して検討した結果、両検査は網脈絡膜の電気生理学的な検査として優れていることを強調している報告も多い^{3) ~ 5)}。従って、強度視力障害者に対してもE O Gの検査が可能となれば、もっと多角的な視点から判断が下せるようになり、臨床診断に大きく寄与できるであろう。

本研究では、このような必要性から視力障害者向けのE O G測定方式の開発を従来とは異なった観点から進めてきた。これらの目的に合う方式として、注視点・E O G電位同時測定システムを提案してその有効性を検証するため、第5章、第6章において従来の方式との比較による誤差の検討を行った。

まず、正常視力を有する者ばかりでなく、近視眼ではあるが疾患を持たない健常眼を有する者も含めた被験者から、眼球を自由に動かしてE O G電位を測定し、30°の眼球運動に補正して得られたE O G時間曲線のデータのばらつきを検討した。E O G時間曲線で2分毎に測定した時間曲線の各時刻毎について計算した標準偏差を、各時刻毎の平均のE O G電位に対する割合で表すと、暗順応と明順応の全期間にわたる平均は7.87%（全被験眼の平均：表6.2）であった。従来の方法で求めた場合は5.62%となった。これはE O G時間曲線全体の形のばらつきの

程度を表しており、ランダムな振幅の衝動性眼球運動により測定したEOG電位を、定振幅の眼球運動に相当するEOG電位に換算しても、データの分散の程度は従来の方法から求めた値とほぼ同程度であると考えてよい。更に、各時刻毎のデータから原点を通る回帰直線を求め、この回帰直線から30°の注視点移動量に相当するEOG電位を求めておけば、もう少しEOG時間曲線の精度は高くなると考えられる。

次に、E O G時間曲線の明極大値と暗極小値との比、いわゆるL/D比に着目して従来の方式と新方式とを比較検討した。L/D比には個人差があり多人数の平均値を比較検討することはできないが、同一人では測定環境によらず比較的安定した値をとるので、同一被験者で従来の方式と新方式とを比較することができる。ここで検討した従来の方式とは、単に視標追視から求めたE O G電位のみでの処理ではなく、これに注視点補正処理を加えたものを用いた。すなわち、眼球前方50cmのところで眼球直視水平線上の左右 $\pm 15^\circ$ の位置に置いた2つの視標を追視したものに、更に注視点検出により視線が視標から外れた分を補正する方式を適用し、できるだけ正確な値を用いて対照データとした。新方式は眼球の自由運動により求めたE O Gデータであり、6.3.2節で分析したように、両方式の個人毎のL/D比の差は、上述した従来の方式に対する割合でみると、全被験者の平均で9.29%となり(表6.4)、新方式では従来の方式の約1割弱の相対誤差でE O Gの測定ができると考えてよい。

図7.1は今回試作した視力障害者用E O G測定システムの最終的な概略図である。システムの構成は既に第2章および第5章で詳述しているが、視力障害を持つ被験者に対してはスクリーン上の視標は点灯させなくてもよく、眼球運動の目安となる1秒間隔の発信音のみを聞かせるだけでよい。実際には視標を用いたほうが、視力が全くない場合を除いては何かと便利である。測定では、E O G電位はオンラインでパソコンに入力するが、注視点データはV T Rに録画しておき、後で再生してインタフェースを通してパソコンに入力する。E O G電位増幅用アンプの時定数は1.5sec、高域遮断周波数は30Hzとした。A/D変換器の変換速度は8 μ secであるが、入力処理プログラムの実行時間に左右され、一区切りの測定では3100点、約8往復分(16秒間)のE O G波形がパソコンに取り込まれる。レコーダはE O G波形モニタ用としてペンオシログラフ(4 C H)を使い、ペン送り速

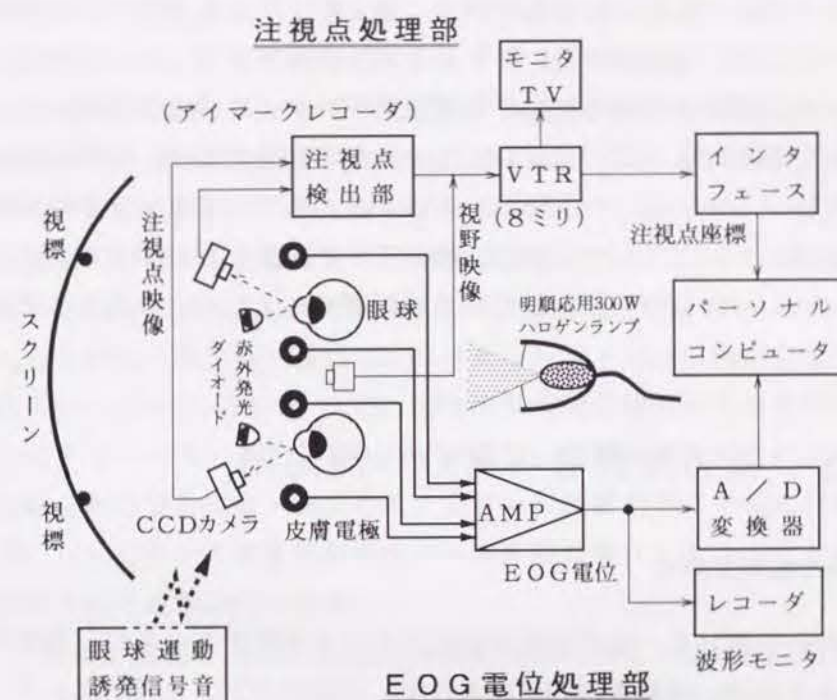


図 7.1 視力障害者用 EOG 測定システムの概略図

度は2mm/secとした。E O G測定規格化でペン送り速度規定化の動きもある⁶⁾が、本システムではモニター用だけに使っているの、適当な設定にしている。

測定は、患者を椅子に座らせて、両眼の外眼角より約20mm外側および内眼角鼻根部の水平線上に電極を全部で4個貼り付け、両耳たぶに接地電極を貼り付けた状態で、その上からアイマークレコーダを被せて、顎を軽く受け台にのせた状態で行う。明順応は300Wのハロゲンランプを患者の斜め後ろから前方のスクリーンに当て、顔面位置での反射照度が1000 lxとなるように設定する。測定は50～60 lxの室内光で15分以上の明順応を行った後、暗順応16分、明順応16分で行う。測定の進行はパソコンに組まれたプログラムにより進められ、2分間隔で合図音とメッセージがディスプレイ画面にでるようになっている。測定者はプログラムをスタートさせれば、あとは2分毎に正面を5秒間見つめる合図と眼球運動の開始、休止の合図を出すだけでよいが、注視点が測定視野から外れた場合には眼球跳躍幅の大きさを小さくするよう指示する必要がある。注視点移動データはオンライ

ンでパソコンに取り込むことはしないで、測定中VTRを連続的に作動させて録画するだけである。測定終了後、VTRを再生させて注視点データをパソコンで収集するので、データ処理の段階で眼電位図データと注視点移動データとの同期をとるときに便利のように、録画時に2分間隔で測定する際、眼球運動の開始に同期させてアイマークレコーダのコントローラからクロスカーソルを短時間提示して測定開始のマーカとしておけば、後のデータ処理が行いやすい。もちろん、このクロスカーソルはデータ収集には直接影響を与えないようになっている。

7. 3 視力障害者のE O G測定例

7.3.1 白内障のE O G

本システムを用いて、視力に障害が生じている被験者からE O G時間曲線を測定する機会を得た。被験者は79歳の女性で、右眼視力が6ヶ月前から急に低下し、病院で検査の結果右眼が白内障と診断された。両眼に強度視力障害があり、右眼の裸眼視力は0.01で、左眼は強度近視で10cm指数（指数とは被験者の眼球前方に示した指の数を判読できる距離を意味する）であった。両眼ともに網脈絡膜萎縮をきたしており、術前の右眼のERGは、a波、b波は記録されているが律動様小波は消失していた。左眼のERGは、a波、b波がでていないいわゆる消失型（平坦型）であった。視力は両眼でも30cm以上離れた距離では対象物の識別ができない状態であり、測定の前に確認した結果では、50cm前方のスクリーン上の赤色発光ダイオード視標は全く認識できなかった。

測定は午前11時から12時の間に行われ、イスに正座して両眼の暗順応、明順応を行った。測定に先立ち、60 lxの室内光（蛍光灯）の下で15分間の明順応を前もって行ったのち暗順応を開始し、同時にE O G電位の測定と注視点移動画面の録画を開始した。16分間の暗順応下でE O G電位の検出を2分間隔で合計8回行った。眼球は1秒間隔の眼球運動誘発信号音に合わせて16秒間8往復の跳躍運動を行った。眼球跳躍運動をしていない合間はそのまま楽な姿勢で待機してもらった。眼球運動に際しては信号音に合わせて「右」、「左」の指示を出し、被験者

が眼球を動かしやすいように配慮した。眼球跳躍の振幅も時々監視し、注視点TV画面からはみ出したときは小さくするよう指示を与えて測定を行った。16分の暗順応のあと引き続いて16分間の明順応を実施し、同様の測定を行った。時々、特に暗順応下で注視位置が画面からはみ出すことがあり、眼球跳躍の振幅をもう少し小さくするよう指示したが、指示通りの運動をするには数回の慣れが必要であった。測定開始前に少し練習をしておけば測定が容易になるであろう。

増幅器から出力されたE O G電位は、A/D変換器を通してオンラインでパソコンに入力された。測定終了後にはフロッピー・ディスクに保存してそのままの形で後のデータ処理に用いた。一方、測定中VTRに録画された眼球運動は、後で再生してアイマーク・インタフェースを通し、注視位置座標データとしてパソコンに30個/秒の割合で取り込まれた。これらの位置座標は平均的な注視点補正座標（図6.15）を用いて注視視野角度データに変換された後、上記E O G電位データと結合されて処理が行われた。

図7.2は明順応開始2分後の注視点移動の時間経過およびE O G電位波形を同時表示した例である。図の上側は右眼のE O G電位と注視点移動の時間経過を同

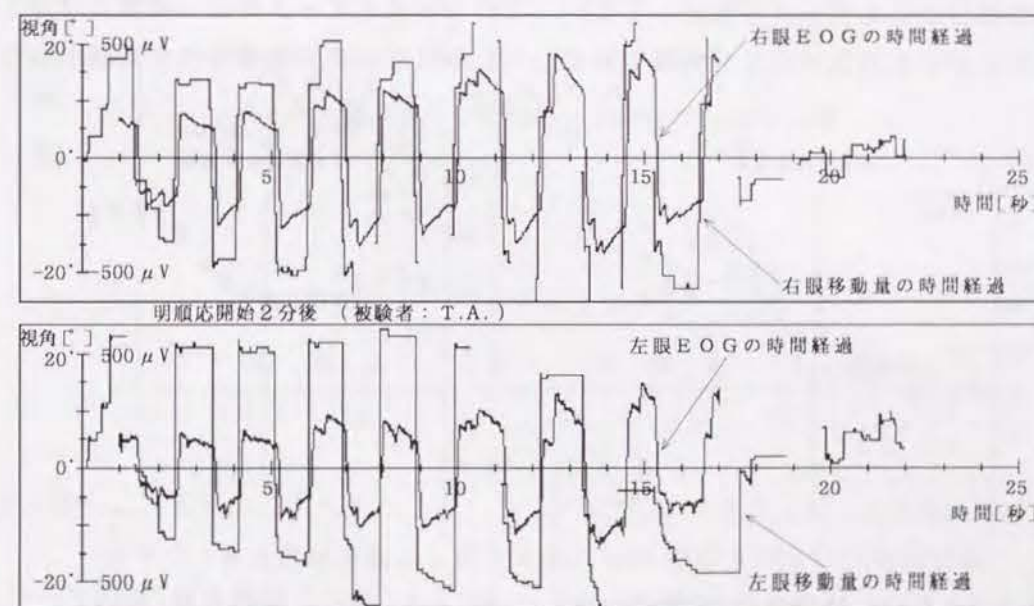


図 7.2 白内障患者のE O G、注視点移動同時測定波形

時に表示したものである。下側は左眼波形の同時表示であり、波形の立ち上がり、立ち下がりが重ならないように、共にEOG電位波形は注視点移動波形よりわずかに右へずらして表示されている。波形の後半部分で、注視点移動波形の上側または下側が部分的に途切れているのは、眼球運動の振幅が大きすぎたため、アイマーク（注視点）が検出可能な視野から外れてしまったことを示している。左右眼の波形を比較すると、注視点移動波形は右眼より左眼が少し大きいのに、逆にEOG電位波形は左眼のほうが少し小さい。なお、EOG電位のスケールは縦軸の右側に表示されているように、視角20°の目盛りが500 μ Vに相当している。

図7.2に示された波形の立ち上がりおよび立ち下がりの部分で、注視点移動波形が正確に検出できる箇所から、眼球の衝動運動振幅およびそれに対応するEOG電位の変化量（跳躍幅）を求めた。通常は6ヶ所から求めているが、必ずしも全部が良好なデータとは限らないので、6組全部が検出できないところは良好なデータのみをとった。そして、測定されたそれぞれのランダムな眼球運動振幅に対するEOG電位から、1°当たりの眼球運動に相当する電位を計算し、更に30°の運動振幅に換算したEOG電位を求めてからそれぞれの時刻毎に平均した。なお、良好なデータの数が少ないときは、予期しないときに発生した小さい衝動運動の部分からもデータを検出してよい。これらの測定データから、暗順応16分と明順応16分の期間中、2分間隔で測定したEOG電位の分布をそのまま表示した

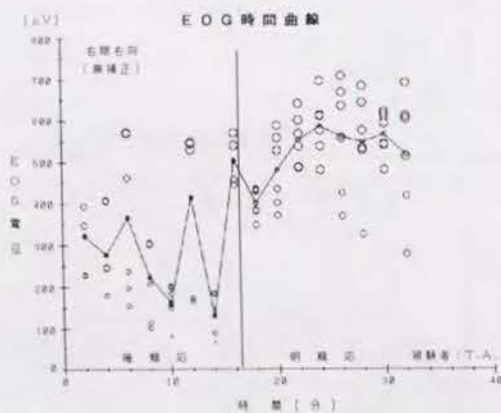


図 7.3 EOG時間曲線(個別データ)

注視点補正なし(右眼右向)の場合

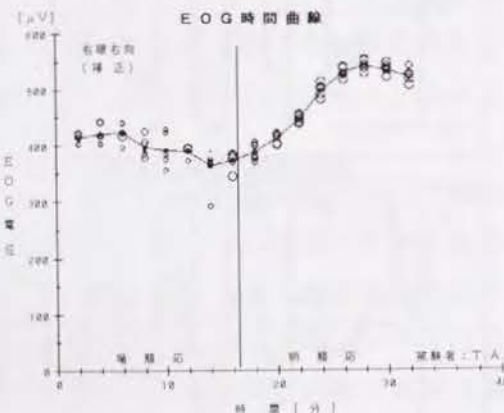


図 7.4 EOG時間曲線(個別データ)

注視点補正後(右眼右向)の場合

ものが図7.3である。横軸は順応時間であり、2分毎に6個ずつのデータが表示されている。図に示されているようにEOG電位はランダムに分散しており、電位の高いものほど大きい円で描かれている。2分毎の黒丸は各時刻毎の平均値であり、これらを結ぶ折れ線は注視点で補正していない測定データそのままの時間経過曲線（右眼右向き）を示している。これらは眼球運動の振幅がランダムな場合のEOG電位であるが、各データ毎のEOG電位を各々の眼球運動振幅から全て30°の眼球運動振幅に相当する電位に比例配分で換算すると、図7.4の丸印のようになり、どの場合もほぼ一ヶ所に収束している。各時刻毎に原点を通る回帰直

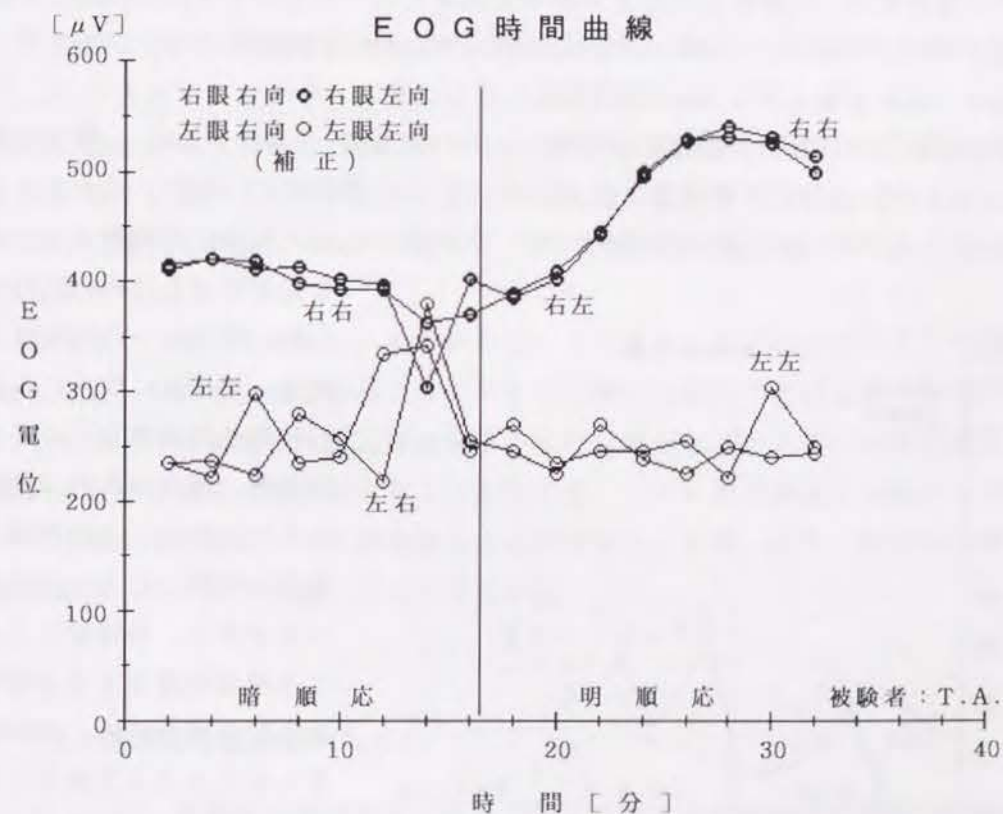


図 7.5 自由眼球運動から測定された白内障患者のEOG時間曲線

79歳の女性、両眼白内障。右眼裸眼視力：0.01，
左眼視力：10cm指数，左眼は視神経萎縮を併発。

線から求められたE O G時間曲線がこれらのデータ上に重ね書きされている。

この患者では50cm前方の視標は注視することができないため、従来の方法ではE O G時間曲線の測定はできないが、E O G電位と眼球運動を同時に測定することにより、一定のリズムで大まかな衝動性眼球運動を起こすだけで、E O G時間曲線を求めることができた。

今回、初めて視力障害者から測定することができた第1例目のE O G時間曲線を図7.5に示す。暗順応6分、12分、14分で左眼左向き、同14分で左眼右向き、同14分では右眼左向きのデータが少し予想される位置からはずれているが、これらのうちで左眼左向き12分を除いては注視点データの検出が良好でなかったため、E O G電位を30°に換算したときの誤差が大きくなったものと考えられる。右眼右向きのL/D比は1.4であった。この値は少し低いが明順応でピーク値を持っており、準正常型E O Gとみなされる。

E O GのL/D比の分類はその形態により、正常型(L/D比 ≥ 2.0)、準正常型($1.5 \leq L/D$ 比 < 2.0)、平坦型(L/D比 < 1.5)に分類されている⁷⁾。この患者の場合の1.4という値は平坦型に属するが、白内障のために明順応で網膜まで十分

な光が到達しなかったために低い値となった可能性がある。手術後に改めてE O G時間曲線を測定する必要がある。機会があれば検討したい。なお、上記分類は測定システムによってばらつきがあり、各施設によって基準値を設定する必要がある⁶⁾と思われる。今回試作したシステムで測定した中で、近視眼ではあるが健常な眼から測定したL/D比が1.5程度の場合もあったので、判定基準値をもう

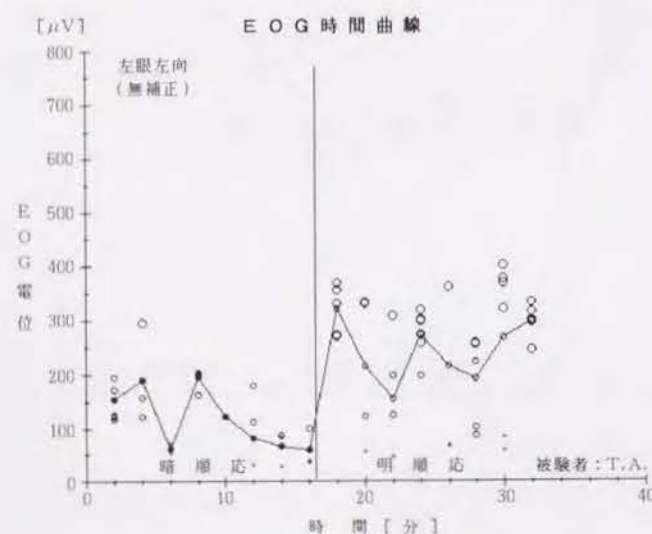


図 7.6 E O G時間曲線の個別データ表示。注視点補正なし(左眼左向)

少し低くとるほうが妥当であると考えられる。

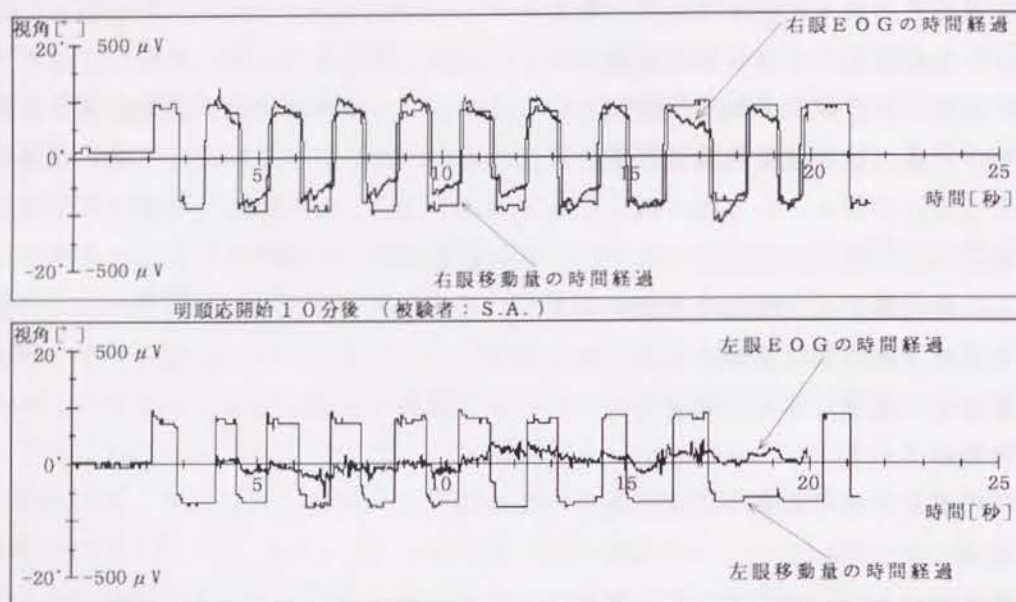
図7.5の右眼のE O G時間曲線に対し、左眼は明順応でピークのない、いわゆる平坦型E O G(flat type EOG)となっている。この患者では、術前のE R G検査から左眼の眼底機能異常は診断されていたが、E O G検査によって更に明確に示すことができたといえる。図7.5の左眼のE O G時間曲線に明極大値(light peak)が生じていないことから、明らかに網脈絡膜部に異常のあることが認められる。白内障などで眼底の透見ができない場合、現時点では術前E R Gなどの検査で電気生理学的に網膜の状態を分析することはできる⁸⁾が、これにE O G検査を併用すれば更に多くの情報が得られ、よりの確な診断、処置が行えるとなると期待される。

平坦型E O Gの特性を示す左眼左向きの場合で、検出されたままで注視点補正処理がなされていないE O G電位の分布状況を図7.6に示す。図7.3に比べると全体的に電位が低くなっている。暗順応の場合は注視点データが良好に検出されていない場合が多かったため、データ処理の段階では良好な注視点データに対応したE O G電位しか検出しなかったため、データ数が6個全部は表示されていない場合が生じた。

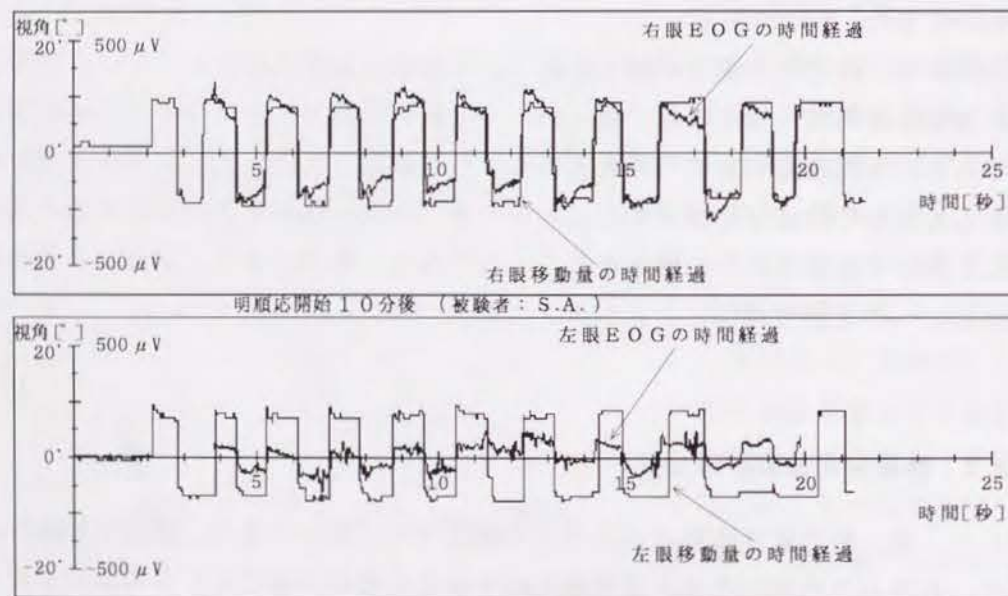
白内障で、ほとんど視力が損なわれている患者から適正な手法でE O G時間曲線を測定した例は、知る限りではこれまでに報告されたことはなく、本例が初めてである。今回開発した視力障害者用のE O G測定システムで、実際に視力障害者からE O G時間曲線を測定することができ、しかも眼底異常が存在するとみられる片眼が平坦型E O Gの例を得ることができた。本例により、試作システムの臨床応用への有用性は高いことが示された。

7.3.2 糖尿病性網膜症のE O G

もう一例、糖尿病性網膜症のE O Gを測定することができた。患者は65歳の女性で、右眼が白内障のため水晶体摘出手術をした2日後にE O Gの測定を行った。術後の検査で右眼は裸眼視力が0.3であり、左眼は糖尿病性網膜症のため視力は眼前手動(眼球直前で手の動きが知覚される状態)であった。左眼は以前に



(a) クロストーク処理前。左眼EOG電位波形には眼球運動に対応した変化が観察されない。



(b) クロストーク処理後。眼球運動に対応した変化が観察される。

図 7.7 糖尿病性網膜症のEOG電位、注視点移動同時測定波形

水晶体摘出術を行っており、今回は硝子体出血と視神経萎縮が起こっていた。測定は15時から16時の間に行われた。

図7.7に明順応10分後(明極大値付近)の注視点移動波形とEOG電位波形を示す。(a)はクロストークの影響を除去していない場合の波形である。視標は $\pm 10^\circ$ にしているが、右眼は視標が見えるのでほぼ同じ振幅の眼球運動を行っている。左眼も右眼と同じ運動を行っているので、眼球の運動機能に異常はないと考えられる。しかし、EOG電位には眼球運動に誘発された変化が現れておらず、網脈絡膜部の正常な機能が損なわれていると判断できる。随所に小振幅の振動波形が頻発しているのは筋電図の混入とみられる。図7.7(b)はEOG電位に対してクロストークの処理を行った結果である。ここでは、クロストーク値を-16.4dB

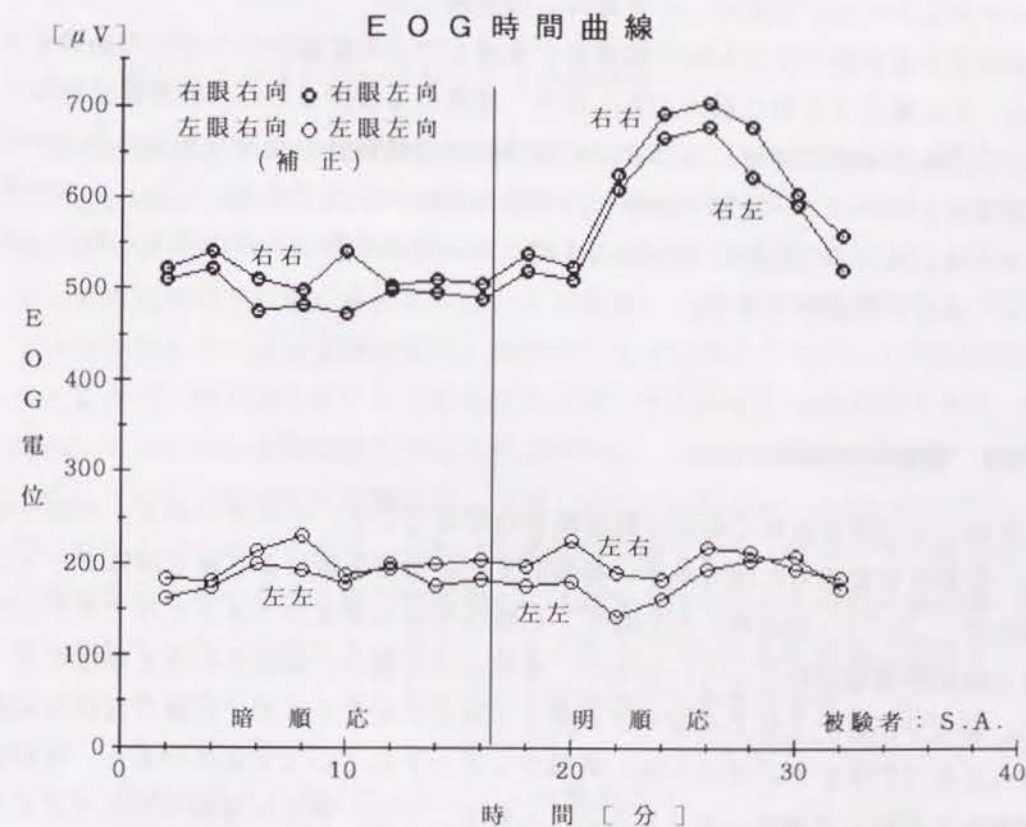


図 7.8 糖尿病性網膜症のEOG時間曲線測定例

として左右眼のクロストークを消去した。図の下側の左眼のEOG波形には、小振幅ではあるが眼球運動に対応した電位変化が出現しているのを認める。これは、本来存在している左眼の弱いEOG電位がクロストークの影響で消去されてしまい、測定データには左眼EOGが全く存在していないように観測された例である。このように、左右眼のEOG電位に差がある場合にはクロストーク処理は重要であることが理解される。ここで、クロストーク処理を行った波形からEOG時間曲線を求めると図7.8となった。右眼には明極大値が現れており、L/D比は右向きと左向きの平均で1.43であり、本システムの基準で判断すると準正常型といえる。但し、糖尿病網膜症では暗極小がほとんど現れないといわれている⁶⁾が、本例も同じように暗極小が見られない。右眼に対して、左眼は全く平坦型であり基準電位(base value)も低い値となっており、糖尿病性網膜症による網膜の機能異常が推定される。左眼のL/D比は1.16であった。

本節では糖尿病により左眼に網膜症が発症していた症例のEOG時間曲線を示した。この場合は右眼の視力があるので、従来の方法でEOG時間曲線は測定できるが、眼球運動を測定しなければ左眼の眼球運動機能が正常であるかどうかの判定はできないので、左眼の診断には慎重な対応が必要である。しかし、本方式であれば、図7.7に示されているように左眼の眼球運動が正確に測定されているので、正しい判断ができる。

7.3.3 脈絡膜萎縮のEOG

3例目は79歳の女性で両眼に脈絡膜萎縮を起こしている患者である。右眼は光覚、左眼は裸眼視力0.03であり、両眼共すでに摘出手術により無水晶体であった。測定は14:30~15:30の間に行われた。右眼は明暗の知覚ができるだけであり、左眼も脈絡膜萎縮が起きているので、暗順応下で微かに視標がわかる程度であった。測定中左眼からはアイマークが薄くて検出できなかった。左眼は慢性の結膜炎と診断されていた。そのため、角膜びらんが生じている可能性があり、角膜反射像が乱反射して薄かったことも考えられる。また、測定中視標を見ようとして眼を細める傾向があり、このためアイマークがまぶたにさえぎられて検出できな

いときもあった。右眼のEOG時間曲線はほぼ平坦型を示していたが、良好な時間曲線が得られなかったため、EOG時間曲線を示すのは省略した。

7.4 新方式によるEOG測定システムの問題点とその改良

EOG電位を測定する際に、注視点移動をアイマークレコーダで同時に測定することによって、視力障害者でもEOG時間曲線の測定が可能になったが、実際に視力障害者を対象にして測定を行った前節の結果から、本測定システムの問題点を分析し、今後改良すべき点を検討する。

7.4.1 測定システムのハードウェア上の問題点

3名の視力障害者のEOG時間曲線を同時測定法により測定した。視力がほとんどない場合、今回の2、3の例では目をあまり大きくあけていない(細めている)傾向があり、アイマークレコーダで注視点移動を測定するときに、アイマークの角膜反射像が明瞭に検出されないことが多く、測定に手間どることがあった。アイマークレコーダは高価であり、頭部に装着する場合ヘルメットに似た感覚を与えるので、同時測定用として使用するにはやや大がかりな雰囲気を与え、患者に対して少なからず緊張感を与える懸念がある。これらを改善するには、注視点検出に光電素子眼球運動記録装置p-EOG (photocell electrooculography)⁹⁾を用いればよいと考えられる。これは眼鏡式で軽量であり、EOG電位検出用電極を眼球周辺に接着した状態で使用するには適当ではないかと思われる。既に製品化もされており、その特性も詳しく検討されて¹⁰⁾眼球運動測定に使われている¹¹⁾¹²⁾。本システムでも導入の是非を今後検討する必要がある。

7.4.2 測定システムのソフトウェア上の問題点

アイマークレコーダで測定された注視点位置は、実際の注視点位置とは通常は

一致しない。そのため、既知の角度で配置された格子点状座標の各点を注視し、そのときに検出された注視点から補正を行って実際の注視点を求める必要がある。しかし、視力障害者では格子点を正確に見ることができないので注視点を補正することができない。そこで、便宜的に平均的な補正座標を使って補正を行った。この点が問題であり、従って、EOG電位の絶対値やbase valueを正確に評価することはできないが、EOG時間曲線の相対的な形状やL/D比の値を取り扱う場合はこの処理方式でもよい。但し、角膜形状の個人差による誤差の混入は避けられない。この対策としては、6.3.4節で触れたように、被験者毎に種々の眼球運動とそのときのEOG電位との関係を測定すれば、EOG電位から逆に注視点補正用座標を求めることもでき、角膜形状の個人差による影響を少なくすることはできるが、測定およびあとのデータ処理が煩雑になるので、ここでは適用しなかった。

試作システムでEOG時間曲線を求める場合、衝動性眼球運動により生じる注視点の跳躍幅およびそのときのEOG電位の変化量を求める処理では、パソコンのディスプレイ画面上でマウスを使い手動でそれらの長さを求めているので、測定後のデータ処理に手間と時間(3~4時間)を要している。ソフトウェアで自動的にこれらの処理ができれば便利になるが、眼球運動やEOG電位には複雑な波形が含まれる場合があるので、今後さらに検討して、種々の様態の眼球運動からでも自動的な方法で、ソフトウェア的に良好なデータが検出できるように改良する必要がある。

なお、EOGの測定ではクロストークを消去する必要があるが、本研究においてはこれまで、久保ら¹³⁾が報告した-16.4dBの値を適用してクロストークの消去を行ってきた。この値にも個人差はあるが、その誤差の影響は小さく測定誤差範囲内にあるとみなして無視した。

7. 5 結 言

1. 注視点移動とEOG電位を同時に測定する方式による強度視力障害者用のEOG時間曲線測定システムを提案した。

2. 試作システムにより、3例の視力障害者からEOG時間曲線を測定した。
3. 1例目は右眼が白内障で裸眼視力は0.01、左眼の視力は10cm指数で強度近視であり、両眼に網脈絡膜萎縮をきたしている79歳の女性であった。このように白内障と強度近視のためほとんど視力のない被験者から、同時測定法により初めてEOG時間曲線を測定することができた。L/D比は右眼1.48、左眼1.01(共に右向き、左向き眼球運動の平均値)であり、EOG時間曲線は右眼が準正常型、左眼は平坦型であった。
4. 2例目は糖尿病性網膜症の65歳女性であり、白内障のために水晶体摘出術後2日目のEOGを測定した。EOG検査直前の右眼裸眼視力は0.3であり、左眼が糖尿病性網膜症のために視力は眼前手動であった。L/D比は右眼が1.43で準正常型であるが、糖尿病性網膜症にみられるようにEOG時間曲線の暗順応期間には暗極小値がなく平坦であった。左眼EOGは明極大値が全く生じていない平坦型であり、L/D比は1.16であった。また、base valueは右眼(約500 μ V)に比べて200 μ V程度と著しく低い値であった。
5. 3例目は両眼に脈絡膜萎縮を起こしている79歳の女性であった。右眼視力は光覚、左眼は0.03でありほとんど視力がなかった。本例では眼球運動がうまく検出されなかったため、良好なEOG時間曲線が得られなかった。
6. 試作した計測システムの問題点としては、以下のことがあげられる。
 - (a) 強度視力障害者向けの眼球運動検出には、角膜反射方式を使ったアイマークレコーダよりも安価でコンパクトなp-EOGのほうが適している。
 - (b) 強度視力障害者では注視点補正用の視標が見えないので平均的な注視点補正座標を使ったが、そのため、個人差による影響等精度の上で若干の問題がある。
 - (c) 測定されたEOG電位と注視点移動から、EOGピーク値と衝動性眼球運動の跳躍幅が自動的に計測できるよう、プログラムの改良が必要である。
7. 強度視力障害者からEOG時間曲線を計測するための方式として、注視点・EOG電位同時測定システムは有用であり、実際に視力障害者からEOG時間曲線を求めて検討した結果、十分信頼できる計測が可能であることを裏付けることができた。

7. 6 参考文献

- 1) 米村大蔵, 河崎一夫: 網膜色素上皮の電気現象とその臨床応用; 田澤 豊編, 眼科MOOK 14 眼と電気生理, 金原出版, pp. 35~45(1980)
- 2) 牛村 繁, 岩瀬 剛, 白尾 裕, 田辺譲二, 若林謙二: 黄斑部出血を来す疾患のEOG所見; 日本眼科紀要, Vol. 44, No. 5, pp. 610~615(1993)
- 3) J. G. H. Schmidt, M. Maurer: The Value of Electro-Oculography for the Diagnosis of Tapeto-Retinal Degenerations; Bibliotheca Ophthalmologica, Vol. 85, pp. 10~24(1976)
- 4) 高橋利兵衛, 三田洸二, 栗原秀行: 網脈絡膜変性疾患の電気生理; 田澤 豊編, 眼科MOOK14 眼と電気生理, 金原出版, pp. 92~108(1980)
- 5) 竹田美奈子, 佐久間健彦, 玉井 信: 網膜機能よりみた桐沢型ぶどう膜炎の病態; 臨床眼科, Vol. 46, No. 9, pp. 1379~1383(1992)
- 6) 森 敏郎: 臨床視覚電気生理検査のこつとデータの読み方—EOGを中心に; 日本眼科紀要, Vol. 44, No. 5, pp. 525~531(1993)
- 7) 田澤 豊: 電気生理学的検査—眼電図. 加藤桂一郎他編: 眼科学体系1 眼科診断学・眼機能, 中山書店, pp. 93~100(1993)
- 8) 清水弘一, 野寄喜美春編: 標準眼科学第5版, 医学書院, pp. 50~57(1992)
- 9) L. R. Young, D. Sheena: Survey of Eye Movement Recording Methods; Behavior Research Methods & Instrumentation, Vol. 7, No. 5, pp. 397~429(1975)
- 10) 長谷部聡, 山岡昭宏, 大月 洋, 渡辺 聖, 岡野正樹: 光電素子眼球運動記録装置の特性—モデル眼球による検討—; 臨床眼科, Vol. 47, No. 10, pp. 1761~1764(1993)
- 11) 山田光穂: 2次元平面上の視標を注視させたときの頭部運動と眼球運動の協調関係の分析; 電子情報通信学会論文誌, Vol. J75-D-II, No. 5, pp. 971~981(1992)
- 12) 黄野桃世, 小出新一: 眼疾患における視覚の時間加重効果; 日本眼科学会雑誌, Vol. 96, No. 3, pp. 381~386(1992)
- 13) 久保賢倫, 平井健一, 三井幸彦: EOGにみられるCotralateral Effect(Cross-Talk)の測定法および消去法; 日本眼科紀要, Vol. 30, No. 5, pp. 701~704(1979)

第8章 総括

眼電位図(EOG)の特性に関する基礎的な研究を行うと共に, 従来の方法では測定することができなかった視力障害者からの眼電位図を測定するための新しい方式(注視点・EOG電位同時測定方式)を開発した。この方式に基づいて試作した同時測定システムにより, 視力障害者から試験的にEOG時間曲線を計測し, 試作システムの臨床応用への可能性を検討した。

第1章では, 眼電位図の概念と眼科医療におけるその位置づけ, 臨床応用および従来の測定法に関する概要と問題点に触れた。

第2章では, まず眼球運動の測定法について述べ, 角膜反射法で注視点を測定する場合に, 検出されるアイマークと実際の注視位置とは必ずしも一致しないこと, 特に視野周辺ではアイマーク座標に球面収差によるひずみが生じて誤差が発生するので, 補正が必要であることを述べ, その補正法を示した。次に, EOGの測定法を述べ, EOG時間曲線の特性とそれから計算される暗極小値(D)と明極大値(L)との比, すなわちL/D比(またはArden比)について述べた。また, EOGを測定する場合, 片眼から他眼へEOG電位が影響を与える, いわゆるクロストークが問題になる場合がある。このクロストークの測定法とその消去法について実験的に, また理論的に検討を加えた。

ここで, クロストークを検出する場合, 電極の位置がずれていても検出される電位はほとんど変わらない。ところが, クロストークの発生元のEOG電位は, それを検出する電極の位置により顕著な差がある。通常, クロストーク値は発生元EOG電位に対するクロストーク電位の利得で表現されるので, 発生元電位が電極位置によって変動すれば問題である。本研究では, 従来から注意が払われていなかったこれらの点を詳しく解析し, クロストークの扱いを明確にした。

次に, 理論的に得られたクロストークの消去法を組み込んだマイクロコンピュータ制御によるコンパクトなEOG自動測定装置を試作し, その処理の流れを示した。最後に, アイマークレコーダによる注視点測定とEOG測定とを組み合わせた注視点・EOG電位同時測定システムの構成を示し, その仕様および処理方法を述べた。

第3章では、EOG電位の基本的な特性を調べた。EOG時間曲線は暗順応および明順応の下で測定されるので、これらの環境下でEOG電位と注視点移動量とが比例関係にあるか否かを検討した。測定には同時測定システムを使い、注視点位置を正確に監視しながら、EOG電位と注視点移動量との関係を調べた。測定は60 lxの室内光、暗室の中での暗順応下および300Wハロゲンランプ(白熱光)を使った照度1000 lxの明順応下で行われた。測定データを分析した結果から、どの場合にもEOG電位は約 $\pm 20^\circ$ までの眼球運動に対して比例関係で近似できることが確かめられた。この結果、1°当たりの注視点移動量に対するEOG電位は単純に計算することができ、EOG時間曲線を求める際に、明順応下でも暗順応下でも比例計算で30°当たりのEOG電位を求めてよいことが確認された。

第4章では、80°までの大振幅の眼球運動に対してもEOG電位は注視点移動量にほぼ比例することが確かめられた。これまで、EOG電位は眼球運動の正弦関数であるということが多くの電気生理学者の間で認められていたが、比例関係であるという報告もあり、意見の分かれているところであった。そこで、眼球を100°までの大きな振幅で運動させ、そのときのEOG電位を測定して確かめたところ、EOG電位は80°までは眼球運動に対して線形近似をしてもよいことが確かめられた。また、EOG電位を検出する位置を外眼角(目尻)から水平に3ヶ所の異なった位置に設定し、電極の位置による特性の違いを解析したところ、外眼角から遠ざかるに従って電位は低くなり、3ヶ所のどの位置においてもEOG電位特性は、約80°までは注視点移動量に対してほぼ線形とみなしてよいことも確かめることができた。

ところで、眼球は角膜側(前極部)が正で網膜側(後極部)が負の電池に例えることができるが、本研究で初めてそれに電磁気学の解析手法を適用して、EOG電位を理論的に解析した。すなわち、眼球を、角膜の中心が陽極で網膜の中心(中心窩)が陰極の電池とみなし、この電池が連続導体中に存在する場合の定電流界の解析から、内眼角側の電極位置および外眼角側の電極位置の電位を計算した。両電極の電位の差をとれば、これが眼球常存電位に相当する。ここで、視線がある角度を向いているときの常存電位と、さらに異なった角度を向いたときの常存電位を計算して両者の差をとれば、眼球の回転によるEOG電位変化が求められる。理論式を誘導した結果、EOG電位は余弦の関数式となったが、例えば、右

の眼球を、数値的に0°から360°まで徐々に大きい振幅で衝動性の回転運動をさせていったときの電位変化量は、90°で正、270°で負のピークを持ち、360°で0 μV に戻るような変化を示す。ここで、顔面形状と電極位置とを計測し、眼球の直径を24mmとして電極位置を作図によって求め、これらをパラメータとして計算式に代入し、眼球が種々の角度で運動したときのEOG電位を模擬した。頭部およびその周辺の空間共に均質と仮定した媒体の中に眼球が存在するとして、媒体の電気伝導度 σ と眼球から流れ出る電流 I を適当に与えることにより、実測データをよく模擬することができた。ここで、ヒトの頭皮の電気伝導度を与えると流れる電流が求められるが、計算された眼球周辺の電流密度は妥当な値と考えられる。

本章では、生体に発生する電位、とりわけEOG電位が変動要素を多く持つため、理論的には解析しにくいとみなされてきたこれまでの見方を変え、眼球電池モデルでよく理論的に解析できるという新しい知見を示したものであり、このことは、眼科領域における電気生理学の理論体系に新しい方向を与え、その分野の研究に大きく寄与できる可能性を示唆するものである。

第5章では、同時測定方式の精度を検討するため、視標を追視しながらEOG時間曲線を測定する従来の測定方法による結果と、これに注視点移動の計測を加えたEOG・注視点同時測定法で視標を追視しながら注視点補正を行い、可能な限り正確に測定した結果とを比較して検討を加えた。その結果、従来の方法で求めたL/D比と、同時測定法でしかも視標追視の場合に求めたL/D比との差は、後者の4%以内となり、新方式が従来の方法に対して小さい相対誤差の範囲内で測定できることを裏付けることができた。

第6章では、更に眼球を水平方向へ自由に運動させたときのランダムなEOG電位を検出し、不規則なEOG電位振幅から信頼性の高いEOG時間曲線が測定できることを示した。これは実際に視力障害者を想定して行った測定であり、不規則な振幅の眼球運動からでも、十分に信頼できるEOG時間曲線が得られることを検証したものである。測定データの分析により、L/D比について検討した結果、自由な眼球運動により得られたL/D比は、30°の固定視標追視により測定した結果に比べて、約10%の誤差範囲内で測定できることが明らかになった。但し、自由な眼球運動では、小さい振幅の眼球運動から得られたEOG電位を処理する場合に、誤差が大きくなる恐れがあるので注意が必要である。また、ア

イマークと実際の注視点は一般的にずれるので補正が必要であるが、注視点の補正をする場合に、その補正座標には平均的な補正座標を適用したところ、L/D比にはほとんど影響を与えず、実用上問題のないことが明らかになった。

第7章では、強度視力障害者から実際に臨床データを測定し、測定方法の検討および実測データの分析を行った結果、新方式による測定システムは視力障害者向けのEOG測定に有効であることが確かめられた。

以上、本研究において試作した強度視力障害者用「注視点・EOG電位同時測定システム」により、実際に白内障や糖尿病性網膜症で強度視力障害を持った患者のEOG時間曲線を測定した結果、二、三の問題点はあるものの、有用な臨床データが得られることが検証された。よって、本システムは視力障害者の病態解析に威力を発揮し、臨床治療のための基礎データを提供することができるという期待が持たれる。今後、種々の疾患例からEOGデータを収集して、失明の予防や視力回復のための治療に役立つような基礎研究に寄与できると思われる。

なお、残された問題点としては、注視点検出部をさらに手軽にする必要があるという点と、測定後のデータ処理を自動化するという点があげられる。

また、第2章と第4章でとりあげられているクロストークに関しても、まだ検討すべき点がいくつかある。例えば、第4章では眼球の電池モデルを用いてEOG電位の解析が試みられているが、片眼無眼球の場合に適用してクロストーク電位の計算を行っても、期待されたような結果が得られたので、更に、健常者にも応用して、クロストークの抽出が理論的に行えないかどうかを検討したい。

一方、眼球を正面を中心にして、視野の右半分および左半分で衝動運動をさせた場合に、測定されたEOG電位に差異のあることが観察された。これは両眼を2個の電池が左右に並んでいて互いに影響を与えているとみなせば、クロストークの問題に関連づけた電池モデルで解析できると予想される。

更に、本研究における眼球電池モデルでは、陽極と陰極が角膜中心および網膜中心に集中していると考えて解析したが、実際には網膜の広い範囲に光が照射されて電位が発生するので、網膜色素上皮層の広い範囲に起電力が生じると考えられる。この場合、網膜部位を電気2重層としてEOG電位を解析するほうがより妥当ではないかと考えられる。これらが検討課題として残されている。

謝 辞

本研究は新居浜工業高等専門学校電気工学科で行った研究を、京都大学工学部電気工学教室西川禎一教授のご指導のもとにまとめたものである。学会発表ならびに本研究をとりまとめるにあたり、西川禎一教授から懇切なるご指導と適切なるご助言をいただいた。ここに深甚なる謝意を表します。また、京都大学工学部安陪稔教授、池田光男教授からは多くの貴重なご助言をいただいた。衷心より謝意を表します。更に、京都大学工学部電気工学教室喜多一助手から、本論文作成に際しては懇切なるご助言をいただいた。心よりお礼申し上げます。

本論文をまとめるにあたり、本校前校長小門純一名誉教授には貴重なるご助言ならびにご尽力をいただいた。また、本研究遂行にあたり、測定システムの構築に際しては元校長山田敏郎名誉教授の多大なるご配慮をいただいた。両先生に心より謝意を表します。更に、現校長板谷良平先生からも多方面からご激励をいただいた。心より感謝いたします。

また、本研究の遂行にあたっては、研究の良きパートナーである久保眼科院長久保賢倫博士(徳島大学医学部非常勤講師)から貴重なるアドバイスと多大なるご協力、ご援助をいただいた。徳島大学医学部眼科学教室三村康男教授からは眼科領域でのご指導ならびにご激励をいただいた。両先生に心より謝意を表します。金沢大学医学部眼科学教室河崎一夫教授には学会発表に際して電気生理学的な立場から有益なるご助言とご激励をいただいた。深く謝意を表します。(株)神戸製鋼所電子技術研究所所長藤井克彦先生、大阪大学工学部電気工学教室森田龍彌助教授には注視点測定に関して懇切なるご指導を受けた。深く御礼を申し上げます。

なお、研究を進めるにあたって多くの方々のお世話になった。愛媛労災病院眼科鳥飼治彦先生には貴重なデータを測定する機会を与えていただき、測定にご助力いただいた。深く感謝の意を表します。また、本校の卒業研究で被験者としてご協力いただいた学生・卒業生諸君、ならびに測定にご協力いただいた電気工学科教職員の方々には改めてここに謝意を表します。

最後に、本校一般教養科尾崎司郎教授には、日頃から論文作成に当たって有益なるご助言を受けてきた。深く謝意を表します。