正常者における多局所網膜電図の応答密度の検討

近藤峰生,三宅養三,堀口正之,鈴木 聡,伊藤逸毅,谷川 篤宏

名古屋大学医学部眼科学教室

正常な 21 眼から多局所網膜電図を記録し,局所錐体応 答の空間分布特性と対象者間のばらつきを検討した.屈 折矯正に用いたレンズによる影響を補正するために,網 膜上の拡大率が常に一定になるように検査距離を調節し た.水平断面上においては,中心付近で耳側網膜の応答密 度が鼻側網膜に比較して有意に高かった.垂直断面上に おいては,上下網膜の応答密度の間には有意な差は認め

要 約

られなかった.網膜応答密度の対象者間の変動係数(標準 偏差/平均値)は全検査部位の平均で0.35であった.今回 の結果は,本装置を臨床応用する際に有用な資料になる と考えられる.(日眼会誌 100:810-816,1996)

キーワード:多局所網膜電図,正常値,非対称,対象者間 のばらつき,応答密度

Normal Values of Retinal Response Densities in Multifocal Electroretinogram

Mineo Kondo, Yozo Miyake, Masayuki Horiguchi, Satoshi Suzuki, Yasuki Ito and Atsuhiro Tanikawa Department of Ophthalmology, Nagoya University School of Medicine

Abstract

Multifocal electroretinograms (ERG) were recorded from 21 normal eyes to investigate the spatial distribution and inter-individual variation of local cone responses. To compensate for the effect of refractive lenses, test distances were adjusted to obtain a constant magnification on the retina. Significant nasal-temporal asymmetry was observed near the fovea with higher response densities in the temporal retina along the horizontal meridian. No significant supero-inferior asymmetry was observed along the vertical meridian. The average coefficient variation (standard deviation/average) of retinal response density for all areas was 0.35. In the clinical application of the multifocal ERG these results must be taken into consideration. (J Jpn Ophthalmol Soc 100: 810-816, 1996)

Key words : Multifocal electroretinogram, Normal value, Asymmetry, Inter-individual variation, Retinal response density

I 緒 言

多局所網膜電図(以下,多局所ERG)は,近年Sutter ら^{1)~4)}により開発された新しい網膜機能検査法である. この検査では,複数のランダム光刺激と特殊な演算法²³³⁾ を用いて,網膜の多数の局所ERGを同時に抽出する.こ の多局所ERGを用いたヒトの局所錐体応答の分布特性 に関しては,既にSutterら⁴⁾により報告がある.しかし, 彼らの実験は自然瞳孔下で行われているために眼内光量 がコントロールされておらず,また,対象が少数であるた めに統計的な検討はされていない.今回の研究では,すべ ての対象眼に十分な散瞳をさせた状態で,また,視力矯正 に使用したレンズによる網膜像の拡大・縮小の影響を補 正して記録を行い,21名の正常者の局所 ERG の応答密 度(振幅/面積)の非対称性と対象者間のばらつきを統計 的に検討した.今回得られた結果は,ヒトの錐体応答の空 間分布特性を知るうえで興味深く,また,本装置を臨床応 用する際に重要な資料になると考えられる.

II 対象と方法

1. 対 象

眼疾患および眼科的に問題となる全身的疾患を有しな

別刷請求先:466 愛知県名古屋市昭和区鶴舞町65 名古屋大学医学部眼科学教室 近藤 峰生 (平成8年2月20日受付,平成8年6月4日改訂受理)

Reprint requests to: Mineo Kondo, M.D. Department of Ophthalmology, Nagoya University School of Medicine. 65 Tsuruma-cho, Showa-ku, Nagoya-shi, Aichi-ken 466, Japan

(Received February 20, 1996 and accepted in revised form June 4, 1996)



No No No No No An an an m man the she Sm Sm Sm Am som som s s the she was also M. M And An Sr he was not an and and and and and An mar more the m m m ~ me me me me my m Am Ar Am Ar A An an an an an an an an No mo mo mo mo

> 1 μV _____ 100 ms

図1 多局所網膜電図(多局所 ERG)の刺激エレメントの配列(上段)と,正常者(35歳,男性)の右眼から記録された記録例(下段).

同心円状に配列された103個の六角形を用いた.右 眼に用いられた場合の各部位の番号を六角形の中に 示した.右眼に用いられた場合,No.56(下段矢印) がおよそ視神経乳頭の位置に相当する.

い健康な正常者 21 名(23~53歳,平均年齢 34.7歳)の 21 眼(右眼 11 眼,左眼 10 眼)を対象とした.-6D以上の近 視を有する者,および矯正視力 1.0以下の者は対象から 除外した.色覚検査(石原式色覚検査表),静的視野検査 (ハンフリー社製),眼底検査を行い,対象者全員に異常が 設められないことを確認した.

2. 刺激方法

多局所 ERG の刺激と記録には、VERIS III(トーメー 社製)のシステムを用いた.刺激には、CRT テレビモニ ター(MD-B 1700,中央無線社製)が使用され、モニター 上に 103 個の六角形エレメント(図1上段)が映し出され た.各六角形エレメントはバイナリ M 系列²⁾³⁾(2^P-1 の周 期を持ち、p 個のフィードバック付きシフトレジスタに よって作成される疑似ランダム系列で、1=on または 0=off のいずれかの値を取り、一周期中に1を2^{P-1}個、 0を2^{P-1}-1 個有する系列)に従って、75 Hz の周期で白



図 2 多局所 ERG の記録に用いられた双極型コンタ クトレンズ電極.

(200 cd/m²)または黒(5 cd/m²)に変化させられた.すべ ての刺激エレメントに同一の M 系列(長さは 2¹⁴-1)が使 用された.103 個の刺激エレメントの周囲からは,散乱光 の影響を抑制する目的で,100 cd/m²の定常背景光が与 えられた.刺激野の中央には小さな固視点が表示された.

3. 記錄方法

検査前にミドリン P®(参天製薬)を点眼し,すべての 対象眼に8mm以上の散瞳を確認した。対眼はアイパッ チで遮蔽した.塩酸オキシブプロカイン(ベノキシー ル®)を用いて点眼麻酔を行い、その後コンタクトレンズ 電極(京都コンタクトレンズ社製)を装着した.この電極 は、開瞼枠を有するプラスチック製の強角膜型コンタク トレンズの裏面に直径 11 mm の輪状金属線を埋め込ん で関電極としたもので、コンタクトレンズの凸面に瞼結 膜に接触する輪状の不関電極をとりつけてある(図2). 次に,眼前12mmの位置にレンズを置いて最高視力が 得られるように視力矯正を行い,続いて,網膜上の結像倍 率が正視の場合と等しくなるように検査距離を調節し た.接地電極は耳朶に設置した.記録時間は合計約4分間 に設定し、30秒毎に小休憩を挿入した。導出した電位は、 10~300 Hzの帯域で100,000 倍に増幅した(RPS 107, Grass 社製).

4. 網膜上の結像倍率を一定にするための検査距離の 設定

矯正レンズとTV 画面の距離は,対象眼が正視の場合 は 321 mm に設定した.矯正レンズと記録用コンタクト レンズ電極との距離は 12 mm に設定した.コンタクト レンズ電極にはあらかじめ+3Dが加入されており,そ の焦点距離はTV モニターまでの距離(321+12 mm)に 等しく,正視の場合は近軸計算上矯正レンズがほとんど 必要ない状態となっている.屈折異常を有する被験者の 場合は,網膜上の結像倍率が正視の場合とほぼ等しくな るように,テレビモニターと被験者の距離を被験者の屈 折異常に応じて調節した(補足1).





5. 局所 ERG の抽出と応答の解析方法

バイナリ M 系列刺激を用いて,コンタクトレンズ電極 から得られた電位を多入力解析法^{1)~4)}を用いて解析し, 各部位の局所 ERG を計算抽出した(補足 2).

次に,今回用いた局所応答の応答密度の計算法につい て説明する.多局所 ERG で得られた応答の振幅の分布 をトポグラフィーなどの形として可視化するためには. ある一定の観測時間(今回は刺激開始から 82.5 msec の 間とした)内の応答を1つの測定値として表す必要があ る.従来,こうした測定値として主にb波の振幅が用い られてきたが, 微弱な応答である各局所 ERG の応答の 強さを表す場合には, 雑音の影響を受けやすいという欠 点を有する.そこで本稿では,雑音の影響が少ないとされ るテンプレート法(scalar product method)⁴⁾を用いた。 この方法では、まず得られた103個の応答の平均波形を 実効値(観測時間内における各点の振幅値の二乗和を, データ点数で割った値の平方根)で除算することによっ て,一つのテンプレート波形を作成する.次に,各時刻に おけるテンプレート波形の値と,対応する局所応答の値 をかけ合わせた総和を求め、これをデータ点数と刺激面 積で割ることによって,観測時間内における各部位の応 答密度(単位面積当たりの振幅値)が得られる.つまり,

$$A_{i} = \frac{1}{S_{i} \cdot N} \sum_{n=0}^{N-1} x_{i}(n) \cdot y(n) \qquad (nV/\deg \cdot \deg)$$

$$(1 \le i \le 103)$$

ここで,A_iは各部位の応答密度,x_i(n)は各局所応答,y (n)はテンプレート波形,N は観測時間内のデータ点数, S_iは各六角形の刺激面積(deg・deg)を表す.

6. 評価方法

多局所 ERG の耳側一鼻側網膜および上側一下側網膜 の差の評価には student-t test を用いた.測定値の対象 者間のばらつきの評価には変動係数 coefficient variation(CV 値)を用いた(CV 値=標準偏差/平均値).



図 4 中心を通る垂直断 11 部位の応答密度の平均値 (±標準偏差).

垂直断上にエレメントがない部位では,両側に位置 する2つのエレメントの応答密度の平均値を用い た.

III 結 果

正常者(35歳,男性)の右眼から記録された多局所 ERGの1例を図1下段に示す.各刺激エレメントに対応 した103個の局所ERGが記録されている.矢印の部位 は視神経乳頭の位置を示す.視神経乳頭の部位で小さい ながらも応答が記録される理由は,刺激エレメントの大 きさが視神経乳頭の大きさより十分大きいためであると 考えられた.

21名の正常者から得られた 103 個の部位の平均値,標準偏差,および変動係数を表1に示す.応答密度が最も高かった部位は黄斑中心部(No. 52)で,17.55±5.77 nV/deg・deg(平均値±標準偏差)であった.応答密度が最も低かった部位は,視神経乳頭の部位に相当する鼻側網膜約15°の部位(右眼の場合,図1のNo. 56におよそ相当する)で,2.95±1.36 nV/deg・deg であった.

中心を通る水平断上の11部位の応答密度の平均値± 標準偏差を図3に示す.水平断上において耳側一鼻側網 膜の応答密度を比較すると,対応する5つの部位すべて において,耳側網膜の応答密度が鼻側網膜のそれよりも 高い傾向が認められた.特に,約3°耳側網膜にエレメン トの中心を有する部位(No. 51)の応答密度は,対応する 鼻側網膜部位(No. 53)の応答密度に比較して有意に (p<0.05)高い結果を示した.耳側網膜の10°および15° に中心を有するエレメント(No. 48,49)の応答密度も, 対応する鼻側網膜部位(No. 55,56)の応答密度に比較し て有意に高かったが,これはNo. 55,56 のエレメントに 視神経乳頭が含まれたためである可能性が考えられた.

黄斑中心を通る垂直断 11 部位における平均値±標準 偏差を図 4 に示す.垂直断上にエレメントがない部位で は,両側に位置する 2 つのエレメントの応答密度の平均

表1 各部位の応答密度の平均,標準偏差および変動係数

	N										
エレ メント No.	応答密度 の平均 (nV/deg・deg)	標準偏差	変動係数	エレ メント No.	応答密度 の平均 (nV/deg・deg)	標準偏差	変動係数	エレ メント No.	応答密度 の平均 (nV/deg・deg)	標準偏差	変動係数
1	4.02	1.44	.36	36	3.99	1.44	.36	71	5.38	1.78	.33
2	4.35	1.52	.35	37	4.69	1.69	.36	72	5.82	2.20	.38
3	4.43	1.66	.37	38	5.24	1.78	.34	73	6.43	2.03	.32
4	4.49	1.74	.39	39	6.13	2.05	.33	74	5.85	2.03	.35
5	4.32	1.53	.36	40	7.47	2.78	.37	75	5.07	1.59	.31
6	4.23	1.68	.40	41	9.95	3.22	.32	76	4.26	1.68	.39
7	4.06	1.37	.33	42	8.81	2.92	.33	77	3.65	1.38	.38
8	4.41	1.47	.33	43	6.60	2.46	.37	78	3.85	1.09	.28
9	4.56	1.58	.35	44	5.50	1.99	.36	79	4.25	1.33	.31
10	4.78	1.78	.37	45	4.54	1.48	.33	80	4.38	1.58	.36
11	4.81	1.68	.35	46	4.25	1.30	.31	81	4.65	1.44	.31
12	4.33	1.50	.35	47	4.33	1.43	.33	82	4.74	1.67	.35
13	4.48	1.58	.35	48	5.13	1.56	.31	83	5.12	1.88	.36
14	4.46	1.56	.35	49	5.61	1.85	.33	84	5.09	1.83	.36
15	4.07	1.61	.40	50	7.65	2.55	.33	85	4.91	1.62	.33
16	4.16	1.52	.36	51	12.15	3.63	.30	86	4.24	1.29	.30
17	4.70	1.59	.34	52	17.55	5.77	.33	87	3.77	1.28	.34
18	4.93	1.85	.38	53	9.63	3.11	.32	88	3.66	1.14	.31
19	5.03	1.82	.36	54	6.56	2.25	.34	89	4.01	1.40	.35
20	5.34	1.92	.36	55	4.95	1.59	.32	90	4.09	1.47	.36
21	5.21	1.78	.34	56	2.95	1.36	.46	91	4.30	1.65	.38
22	4.58	1.79	.39	57	4.04	1.44	.36	92	4.49	1.59	.35
23	4.63	1.61	.35	58	4.74	1.43	.30	93	4.47	1.66	.37
24	4.24	1.59	.37	59	5.05	1.71	.34	94	4.37	1.51	.34
25	4.22	1.45	.34	60	5.83	1.86	.32	95	4.05	1.30	.32
26	4.37	1.61	.37	61	6.84	2.14	.31	96	3.71	1.34	.36
27	4.55	1.52	.33	62	9.20	2.44	.27	97	3.55	1.24	.35
28	5.19	1.64	.32	63	8.89	2.70	.30	98	4.09	1.42	.35
29	5.60	2.17	.39	64	6.67	2.27	.34	90	4.23	1.41	.33
30	6.01	2.24	.37	65	5.39	2.00	.37	100	4.18	1.32	.32
31	6.12	2.57	.42	66	3.38	1.40	.41	101	4.17	1.31	.32
32	5.57	1.94	.35	67	3.08	1.32	.43	102	3.92	1.42	.36
33	5.13	1.73	.34	68	4.15	1.32	.32	103	3.83	1.46	.38
34	4.43	1.38	.31	69	4.43	1.45	.33				
35	4.40	1.43	.33	70	5.04	1.47	.29	103 部位の変動係数の平均:			. 35

No. 52 が黄斑中心部 No. 56 が視神経乳頭の位置に相当する

値を用いた。垂直断上の各部位では,対応する上側網膜と 下側網膜のエレメントの間に応答密度の有意差は認めら れず,応答密度は垂直断上では比較的上下対称な結果を 示した。

次に,21名の対象者間の応答密度のばらつきについて 検討した(表1).103部位のCV値の平均は0.35(最小 0.27,最大0.46)であった.視神経乳頭の部位に相当する No.56の部位でCV値は最も大きかった(0.46)が,これ は視神経乳頭の位置,大きさ,コーヌスの有無などの個人 差に由来していると考えられた.黄斑中心部(No.52)の CV値は0.33であった.中心一周辺網膜,鼻側一耳側網 膜,上下網膜の間でCV値の大きさに有意な差は認めら れなかった.

IV 考 按

多局所 ERG では,比較的速い疑似ランダム光刺激を

局所網膜に与え,得られた応答を特殊な演算²¹³⁾を用いて 解析することによって,網膜の多数部位の局所応答を同 時に抽出する.この手法を用いて抽出された波形は,刺激 に用いられたランダム光刺激に対する局所網膜応答の平 均波形と解釈されており⁴⁾,その生理学的起源について は,振幅の分布や実際の網膜疾患に対する記録結果か ら⁵⁾⁶⁾,主に局所の錐体応答を反映したもの(photopic ERG)であろうと考えられている.しかし,実際の波形の 各成分が,従来の錐体 ERG の a 波や b 波と同一のもの であるかどうかについてはまだ不明な点も残されてい る^{7)~9)}.

多局所 ERG を用いて,多数のデータを解析する際に は,種々の測定条件を一定にする必要がある.多局所 ERG の振幅は,瞳孔径によって大きく変化することが知 られている⁸⁰ので,散瞳下での検査が望ましい.また,屈 折矯正に用いたレンズによって眼底上の刺激図形の大き さが変化するので、この影響を補正する必要がある.具体 的な補正の方法としては、TV モニター上の刺激図形の 大きさを変える方法と、TV モニターと被験者の距離を 変える方法が考えられるが、今回の研究では、より簡便な 後者の方法を用いた.

今回の著者らの結果において興味深い点の一つは,耳 側網膜と鼻側網膜の錐体応答の非対称性であった.Sutter ら⁴⁾もこの点については注目しており,中心1°から周 囲の網膜では,錐体応答密度は r^{-2/3}(r=中心窩からの距 離)にほぼ比例して周辺に向かって低下し,その回帰直線 の傾きが耳側網膜(鼻側視野)の方が急峻であると報告し ている.今回の著者らの耳側一鼻側網膜の比較では,全体 に耳側網膜の応答密度の方が高い傾向を示し,特に中心 近くのエレメントで耳側網膜の応答が鼻側網膜に比較し て有意に高く,これがSutter らの示した回帰直線傾斜の 非対称性の要因の一つになっていることが推測された.

この耳側―鼻側網膜の錐体応答の非対称性が,ヒト網 膜のどのような解剖学的または生理学的特徴に由来する のかを推測することは難しい.多局所 ERG の振幅の計 測に用いられている応答密度は、刺激開始から一定の観 測期間内(今回は0~82.5 ms)の応答のふれの大きさを 平均化させた値であるから、この値の中には種々の異 なった起源からの応答が含まれていると考えられるから である.ヒト網膜の解剖学的研究10011)によれば、錐体細胞 の密度はむしろ鼻側網膜の方が若干高い傾向があると報 告されているから,今回の結果で示された錐体応答密度 の非対称性は、網膜のさらに中内層(双極細胞レベル、も しくは内網状層レベル)の解剖的,機能的不均一性に由来 している可能性も考えられる.当教室では,過去に直径 15°の半円刺激(矩形波刺激)を用いて,耳側網膜と鼻側網 膜の局所錐体応答の非対称性について検討している¹²⁾ が,それによれば,a波,b波の振幅は耳側-鼻側網膜間 に有意な差を認めなかったにもかかわらず,律動様小波 の振幅は強い有意差をもって耳側網膜の振幅の方が大き かった.多局所 ERG の観測期間中の応答の中に律動様 小波の起源からの反応が関与していることも十分考えら れるので,それが今回の耳側一鼻側網膜の非対称性の一 要因となったと推測することもできるかも知れない。

今回の研究では、応答密度の対象者間の測定値のばら つきの程度を表す CV 値は、すべての部位の平均で0.35 であり、加算平均法を用いた従来の局所 ERG の報告¹³⁾¹⁴⁾ と同様に、局所 ERG の振幅の対象者間のばらつきは比 較的大きい結果を示した。応答密度が正規分布に従うと 仮定して、今回の結果をもとに仮に正常範囲を(平均値± 2標準偏差)と考えて設定すると、その正常範囲は比較的 大きく、正常者における平均値の-70%以下に低下した ときに有意に低い値といい得ることになる。しかも、今回 の対象は主に固視の良好な 20~50 代の健康な成人で あったから、固視不良が予想される幼少児や高齢者の データのばらつきはさらに大きくなることが想像できる.多局所 ERG の結果を臨床の場で評価する際には,この比較的大きな対象間のばらつきを考慮に入れる必要があると考えられた.

本論文を御校閲して下さいました粟屋 忍教授に深謝いた します.また,技術協力下さいました(㈱トーメー木田英機氏, 長坂英一郎氏,工藤英貴氏に感謝いたします.

<補足1> 結像倍率を一定にするための検査距離の設定 について

多局所 ERG の光学系を,補足図 1 に示すように 3 枚の薄 肉レンズの配列で仮定し,以下の近軸計算を行った.人眼を薄 肉レンズに近似した場合のレンズの位置およびコンタクトレ ンズ電極と矯正レンズの位置をそれぞれ L₁, L₂, L₃で表し, そ れぞれのパワーを $\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3$ で表す.刺激図形の TV 上と眼 底上の倍率比(β)が,任意の屈折異常(D)に対して常に一定に なるように検査距離(L)を求めることが今回の目的である. 網膜面一L₁間距離を s₁, L₁-L₂間距離を e₁, L₂-L₃間距離を e₂ で示す.眼底から刺激モニターに至る光線の傾角を順に α_1 , $\alpha_2, \alpha_3, \alpha_4$ とし,入射光の高さを順に h₁, h₂, h₃, h₄とする(h₁は 任意の値を与え得るので,ここでは h₁=1 として計算してあ る¹⁵⁾).

L₁について,

$$\alpha_1 = \frac{1}{s_1}$$
,
 $\alpha_2 = \frac{1}{s_1} + \varphi_1$
 $h_2 = h_1 - e_1 \cdot \alpha_2$ か³成り立つ¹⁵⁾.
同様に
L₂について,
 $\alpha_3 = \alpha_2 + h_2 \cdot \varphi_2 = (\frac{1}{s_1} + \varphi_1)$
 $+ \{h_1 - e_1 \cdot (\frac{1}{s_1} + \varphi_1)\} \cdot \varphi_2$
 $h_3 = h_2 - e_2 \cdot \alpha_3 = 1 - e_1 \cdot (\frac{1}{s_1} + \varphi_1)$

$$-\mathbf{e}_{2} \cdot \left[\frac{1}{\mathbf{S}_{1}} + \boldsymbol{\varphi}_{1} + \left\{1 - \mathbf{e}_{1} \cdot \left(\frac{1}{\mathbf{S}_{1}} + \boldsymbol{\varphi}_{1}\right)\right\} \cdot \boldsymbol{\varphi}_{4}\right] \quad - \textcircled{1}$$

同様に L₃について,

$$\alpha_{4} = \alpha_{3} + h_{3} \cdot \varphi_{3} = (\frac{1}{s_{1}} + \varphi_{1}) \\ + \{h_{1} - e_{1} \cdot (\frac{1}{s_{1}} + \varphi_{1})\} \cdot \varphi_{2} + \varphi_{3} - e_{1} \cdot \\ (\frac{1}{s_{1}} + \varphi_{1}) \cdot \varphi_{3} - e_{2} \cdot [\frac{1}{s_{1}} + \varphi_{1} \\ + \{1 - e_{1} \cdot (\frac{1}{s_{1}} + \varphi_{1})\} \cdot \varphi_{2}] \cdot \varphi_{3}$$

が成り立つ.

今回の研究では, s₁を一定の値と仮定して,以下の式を導いた.

$$\begin{split} \varphi_{1} &= -\frac{D}{1000} - \frac{1}{s_{1}} \beta_{2} \beta_{3} \\ &\frac{1}{s_{1}} + \varphi_{1} = -\frac{D}{1000} \quad -(2) \end{split}$$

また,





$$L = \frac{\mathbf{h}_{3}}{\alpha_{4}} - (3)$$

$$\beta = \frac{\alpha_{1}}{\alpha_{4}} - (4)$$

$$\forall \mathcal{K}(1) \sim (4) \not \rightarrow \dot{\beta}$$

$$L = \frac{\mathbf{h}_{3}}{\frac{\alpha_{1}}{\beta}} = \mathbf{s}_{1} \cdot \beta \cdot \mathbf{h}_{3}$$

$$= \mathbf{s}_{1} \cdot \beta \cdot (1 - \mathbf{e}_{1} \cdot (-\frac{\mathbf{D}}{1000}) - \mathbf{e}_{2} \cdot \mathbf{e}_{1})$$

$$\left[-\frac{\mathbf{D}}{1000} + \{1 - \mathbf{e}_{1} \cdot (-\frac{\mathbf{D}}{1000})\} \cdot \varphi_{2} \right] \right]$$

$$= \frac{\mathbf{s}_{1} \cdot \beta}{1000} \{1000 \cdot (1 - \mathbf{e}_{2} \cdot \varphi_{2})$$

$$+ (\mathbf{e}_{1} + \mathbf{e}_{2} - \mathbf{e}_{1} \cdot \mathbf{e}_{2} \cdot \varphi_{2}) \cdot \mathbf{D} \}$$

今回の研究では、上記の式によって、刺激図形の TV と眼 底の倍率比(β)が、正視の場合の値と常に等しくなるように、 被験者の屈折異常値(D)によって検査距離(L)を決定した、実 際の s₁, e₁の値は、Gullstrandの模型眼の値を参考にして、被 験者の屈折値にかかわらず、それぞれ 17 mm、2 mm の一定値 として計算した.

<補足2>

バイナリ M 系列光刺激と,コンタクトレンズ電極から得ら れた電位をもとに,複数部位の局所 ERG を同時抽出する原

補足図2 多局所 ERG の抽出原理の模式図(文献3 を改変).

長さ7のM系列を用いて、7部位(A)の局所ERGを同 時抽出する場合を考える.光る場合を1,光らない場合を 0で表す.各チャンネル(ch)の刺激系列は前のchより 1つだけ遅れている(B).このとき観測される応答は、C のようにすべての ch の応答の総和になる.ch3の応答 を抽出するときは、ch3の系列(D)の1はそのままで0 を-1に変える(E).次にBで示された各 ch の系列にE の数字を掛けあわせると、各 ch の系列はFのようにな り、ここで各 ch の応答を加算すると、Fの右に示したよ うに ch3以外はすべてキャンセルされて、主に ch3の 応答が抽出される. 理を,補足図2に模式的に示した(文献3を改変).ここでは, 長さ7(2³-1)のM系列を用いて,7部位(A)の局所ERGを 同時に抽出する場合を考える.各部位の名前は1~7のチャ



ンネル(ch)番号で示し, ch が光る場合を1, 光らない場合を 0 で表す. B は, 各 ch の刺激系列が, 前の ch より1つだけ遅 れていることを示している. このときコンタクトレンズ電極 から観測される応答は, C のようにすべての ch の応答の総和 になると考えられる.

いま,ここで ch 3 の応答を抽出することを考える.ch 3 の 系列は D に示したように 1,0,1,0,0,1,1 であるが,1 はそのままで 0 を -1 に変えると,ch 3 の系列は E のように 1, -1, -1, -1, 1, 1 と変わる.次に B で示された各 ch の 系列に E の数字をそれぞれ掛け合わせると,各 ch の系列は F のようになり,ここで各 ch の応答を加算すると,F の右に 示したように ch 3 以外の ch はすべてキャンセルされ,主に ch 3 の応答が抽出されることになる.同様の操作を他の ch に行うことによってすべての部位の局所応答が抽出される.

- 1) **Sutter EE**: Multi-input VER and ERG analysis for objective perimetry, IEEE/seventh annual conference of the engineering in medicine and biology society, 1985.
- Sutter EE: The fast m-transform: Fast component of cross-correlations with binary msequences. SIAMJ Computing 20: 686-694, 1991.
- Sutter EE: A deterministic approach to nonlinear systems analysis. Cleveland, Nonlinear vision, 171-220, CRC Press, Ohio, 1992.
- Sutter EE, Tran D: The field topography of ERG components in man. 1. The photopic luminance response. Vision Res 32: 433-446, 1992.
- 5) Bearse MA, Sutter EE: Imaging localized retinal dysfunction with the multifocal electroretinogram. J Opt Soc Am 13: 634-640, 1996.
- 6) Kondo M, Miyake Y, Horiguchi M, Suzuki S, Tanikawa A: Clinical evaluation of multifocal

electroretinogram. Invest Ophthalmol Vis Sci 36: 2146-2150, 1995.

- Usui S, Nagasaka E: Spatial distribution of local flash electroretinogram by multi-input stimulation. Doc Ophthalmol 88: 57-63, 1994.
- Keating D, Parks S, Wiliamson TH, Evans AL, Jay JL, Elliot AT: Effect of pupil dilation, retinal blur and filter bandwidth on the multifocal ERG. Invest Ophthalmol Vis Sci 37(Suppl): 346, 1996.
- 9) 近藤峰生, 堀口正之, 三宅養三, 鈴木 聡, 谷川篤宏:
 ランダム光刺激が網膜電図に及ぼす影響. 眼紀 47: 531-535, 1996.
- Osteoberg G: Topography of the layer of rods and cones in the human retina. Acta Ophthalmol Suppl 6: 1–102, 1935.
- 11) Curcio CA, Sloan KR Jr, Packer O, Hendrickson AE, Kalina RE: Distribution of cones in human and monkey retina: Individual variability and radial asymmetry. Science 236: 579-582, 1987.
- 12) Miyake Y, Shiroyama N, Horiguchi M, Ota I: Asymmetry of focal ERG in human macular region. Invest Ophthalmol Vis Sci 30: 1743—1749, 1989.
- Birch DG, Fish GE: Focal cone electroretinograms: Aging and macular disease. Doc Ophthalmol 69: 211-220, 1988.
- 14) Miyake Y, Shiroyama N, Ota I, Horiguchi M : Focal macular electroretinogram in X-linked congenital retinoschisis. Invest Ophthalmol Vis Sci 34 : 512-515, 1993.
- 15) **松井吉哉**:レンズ設計法.共立出版,東京,13-22, 1972.

文 献