

単色光刺激高速走査による ERG 記録

杉本 充, 宇治 幸隆

三重大学医学部眼科学教室

要 約

等エネルギーに調整した400nm から700nm まで20nm 間隔のピーク波長を持つ16の単色光を使用した。暗室下でこれらの刺激光を400nm からあるいは700nm から順に一連の連続したサイン波刺激として正常人眼に与え、刺激頻度を3Hz から40Hz まで変化させた。得られた反応をオシロスコープ CRT 上にスペクトルパターンとしてあらわした。10Hz 以下の刺激頻度では走査方向にかかわらず、弱い刺激強度では杆体系の反応を反映して500nm 付近に極大反応を持つスペクトルパターンが得られ、強い刺激強度では錐体系の反応を反映して540nm から580nm にピークを持つスペクトルパターンが得られた。また20Hz 以上の走査でも同様に錐体系の反応を反映するスペクトルパターンが得られ、特に30Hz 以上では正常人において再現性がよく、また加算をおこなっても数秒で記録が完結することから臨床応用の可能性が示唆された。(日眼会誌 94: 610-614, 1990)

キーワード: ERG, 単色光刺激高速走査, スペクトルパターン, 正常者

The ERG Recording with High Speed Scanning of Monochromatic Stimuli

Mitsuru Sugimoto and Yukitaka Uji

Department of Ophthalmology, Mie University School of Medicine

Abstract

Sixteen monochromatic lights with peak wavelengths lying from 400 nm to 700 nm at intervals of 20 nm were adjusted to equal energy. These stimuli were provided in a dark room successively in ascending and descending series from 400 nm to 700 nm were arranged to be continuously sinusoidally flickering. The flickering frequency was changed from 3 Hz to 40 Hz. The spectral responses obtained could be seen and evaluated as a spectral pattern on the oscilloscope rectangular CRT. In both ascending and descending scanning of less than 10 Hz stimulus frequency the spectral response pattern with the low stimulus intensity had maximum amplitude around 500 nm, reflecting the function of the rod system. On the other hand the spectral pattern with the peak response from 540 nm to 580 nm was obtained by the high stimulus intensity, reflecting the function of the cone system. In scanning of more than 20 Hz frequency, the spectral pattern also reflected the characteristics of the cone system. In normal subjects almost the same spectral pattern was obtained at high speed scanning, especially more than 30 Hz for a few seconds, even by averaging. This method can therefore be employed for clinical diagnosis. (Acta Soc Ophtholmol Jpn 94: 610-614, 1990)

Key words: ERG, High speed scanning of monochromatic stimuli, Spectral pattern, Normal subjects

別刷請求先: 514 津市江戸橋 2-174 三重大学医学部眼科学教室 杉本 充
(平成元年11月7日受付, 平成元年12月11日改訂受理)

Reprint requests to: Mitsuru Sugimoto Dept. of Ophthalmol., Mie Univ. School of Med.
2-174 Edobashi, Tsu 514, Japan

(Received November 7, 1989 and accepted in revised form December 11, 1989)

I 緒 言

当教室では、従来より Yokoyama ら¹⁾の考案した時限走査法 (time-locked scanning method) により可視光領域の単色光刺激を矩形波刺激として与え、ERG b 波あるいは d 波を選択的に加算記録し、オシロスコープの CRT 上にスペクトルパターンとしてあらわして、種々の網膜疾患のスペクトル特性を観察してきた^{2)~6)}。しかしこの方法では刺激頻度を最大3.3Hz まであげてもスペクトルパターンを得るためには加算を要するので、1分近くあるいはそれ以上の時間を必要としていた。そこで加算を行っても数秒で記録を完結できる方法として、単色光サイン波刺激高速走査による ERG 記録を試み、高速に刺激波長が変化する場合、走査方向によってスペクトル特性に差がみられ、また臨床応用の可能性が得られたので報告する。

II 実験方法

1. 実験対象

色覚正常者12名から以下に述べる方法で ERG を記録した。またその際眼球運動による基線の動揺を抑える目的で使用した Low cut filter が ERG スペクトル特性に与える影響を検討するため全身麻酔下のニホンザルにも同一刺激方法で ERG を記録した。

2. 刺激装置

500W Xenon arc を光源とした。20nm 毎にピーク波長を持つ400nm から700nm までの合計16個の干渉フィルターを短波長側から長波長側へ順に円盤上の円孔に等間隔に取り付け、各円孔間隔も円孔の直径と同一にした。また直前に同じ直径の円い窓を置くことによって、円盤の回転に応じて刺激光強度がサイン波状 (modulation depth 100%) に連続して変化するようにできた。また刺激光強度はフォトダイオード (PD3L, 東芝) を用い、フーリエアナライザー (Model SD430, Spectral Dynamics 社) にて分析し、基本波のみからなることを確認している。各々の刺激光はコンタクトレンズ通過後サーモパイル (RMA-8, 日本分光) にて等エネルギーに調整された。刺激強度は log stimulus intensity 0 で最大で $0.5W/cm^2$ であった。さらに円盤の回転数を変化させることによって、種々の刺激周波数を得た。

3. 記録

角膜全面をおおう直径12mm の、乳白色プラスチックコンタクトレンズ電極 (京都コンタクトレンズ) を

使用した。被検者および実験動物をトロピカマイドにて最大に散瞳した後、シールドルーム内に仰臥あるいは固定した。刺激光が正しく眼内に射入されるように被検者および実験動物を固定させた。安定した記録を得るために、最大刺激強度に対して、log stimulus intensity -3 で、3Hz の刺激周波数で走査しながら、暗室で10分間待機し、その後短波長側から (これを以後 S → L と略す)、および長波長側から (これを以後 L → S と略す) 単色光刺激を走査し、3Hz から40Hz まで刺激周波数を変化させ、得られる ERG を加算記録してオシロスコープの CRT 上にスペクトル反応のパターンとしてあらわした。また増幅器 (日本光電) において Low cut filter 15Hz, High cut filter 1KHz を使用した。

III 結 果

正常人眼において3Hz では、S → L でも L → S でも、弱い刺激では500nm 付近にピークをもち杆体系の反応が反映されたと考えられるスペクトルパターン (図1) が得られ、また強い刺激では540nm から600nm 付近にピークをもつ錐体系反応を反映すると思われるスペクトルパターン (図1) が得られた。このスペクトルパターンから刺激波長毎の ERG 振幅を測定し、プロットした (図2, 3)。

10Hz でも同様に S → L, L → S とも弱い刺激と強い刺激とで異なるピーク波長がみられたが、3Hz のとき程明瞭ではなかった (図4)。

20Hz では、S → L, L → S ともに3Hz, 10Hz でみられたようなプルキンエシフトはみられず (図5)、こ

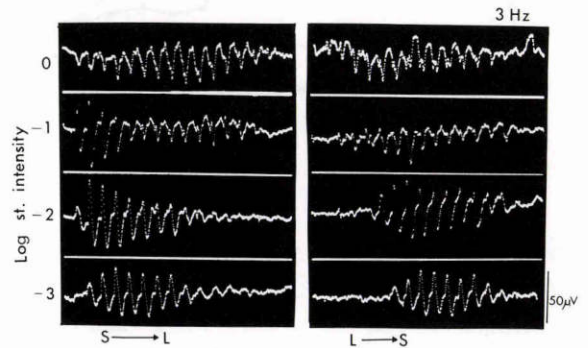


図1 3Hz の走査によるスペクトルパターン
S → L では左端が400nm, 右端が700nm の刺激光に対しての反応, L → S では左端が700nm, 右端が400nm の刺激光に対しての反応

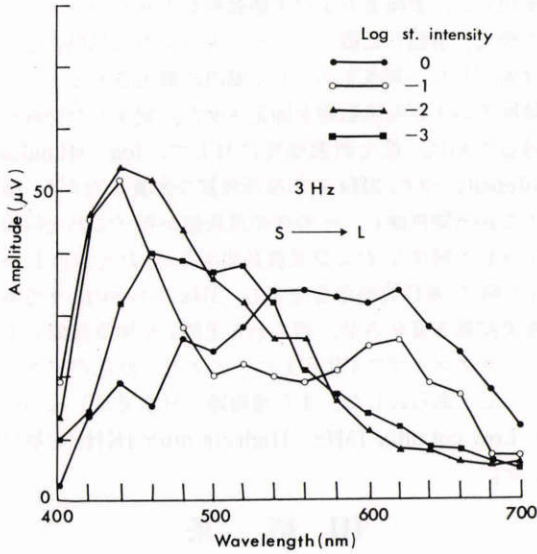


図2 3Hz, S → Lの走査で刺激強度を変化させたときのスペクトル特性

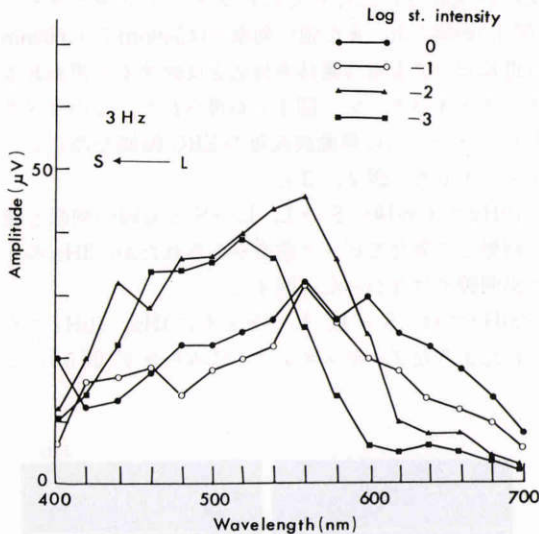


図3 3Hz, L → Sの走査で刺激強度を変化させたときのスペクトル特性

のことは刺激頻度が20Hz以上になると杆体系の反応が追従しなくなったためと考えられた。

30Hzにおいては、スペクトルパターン(図6)は20Hzのときに類似し、S → L, L → Sとも刺激強度にかかわらず、中間波長にピークを有し、錐体系の反応を反映していると考えられた(図7)。また刺激強度と走査速度は同じでも走査方向によってスペクトルパター

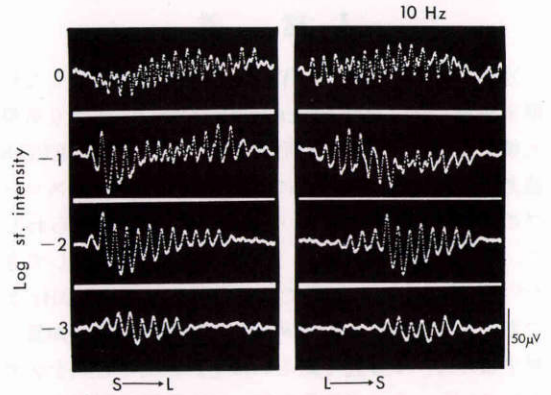


図4 10Hzの走査によるスペクトルパターン S → Lでは左端が400nm, 右端が700nmの刺激光に対する反応, L → Sでは左端が700nm, 右端が400nmの刺激光に対する反応

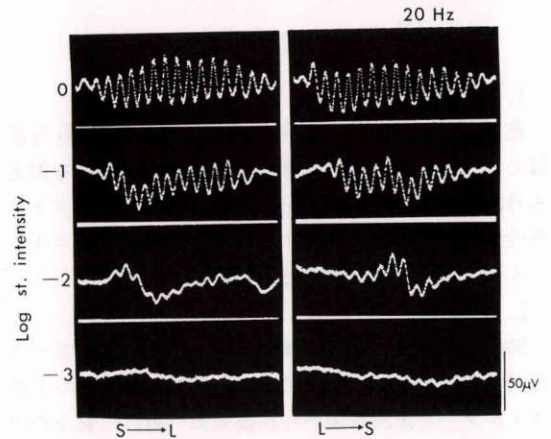


図5 20Hzの走査によるスペクトルパターン S → Lでは左端が400nm, 右端が700nmの刺激光に対する反応, L → Sでは左端が700nm, 右端が400nmの刺激光に対する反応

ンの長波長側と短波長側の反応電位のバランスに違いがみられた。このことは図8の正常者12例の平均スペクトル反応曲線においても示されている。さらに40Hzにおいても同様の傾向が得られた(図9, 10)。

Low cut filterがスペクトル特性に及ぼす影響をみるため、眼球運動が抑制された全身麻酔下のサルにおいてLow cut filterを0.5, 1.5, 5, 15Hzの4種類に変化させて図11の様な結果を得た。いずれのLow cut filterを使用してもスペクトル特性に大きな変化はみられなかった。

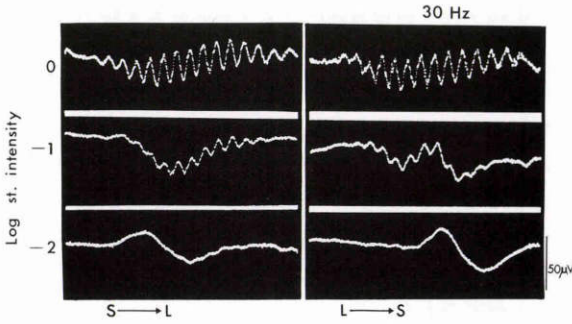


図6 30Hzの走査によるスペクトルパターン
 S → Lでは左端が400nm, 右端が700nmの刺激光に対する反応。L → Sでは左端が700nm, 右端が400nmの刺激光に対する反応

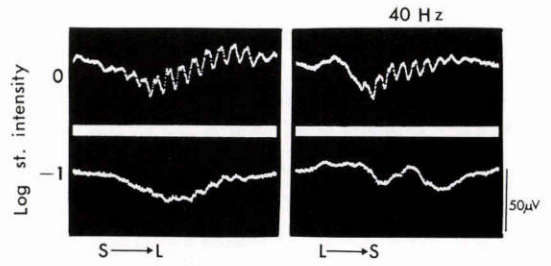


図9 40Hzの走査によるスペクトルパターン
 S → Lでは左端が400nm, 右端が700nmの刺激光に対する反応。L → Sでは左端が700nm, 右端が400nmの刺激光に対する反応

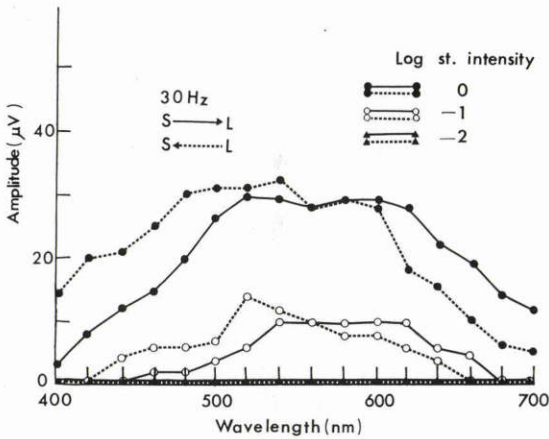


図7 30Hzの走査で刺激強度を変化させたときのスペクトル特性

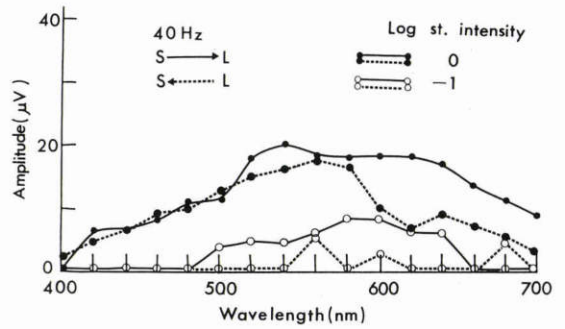


図10 40Hzの走査で刺激強度を変化させたときのスペクトル特性

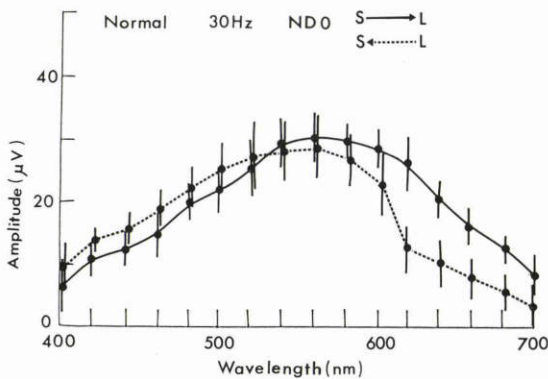


図8 正常者12例, 30Hz, 刺激強度 ND filter 無しでのERG反応平均値によるスペクトル反応曲線。バーは標準偏差を示す

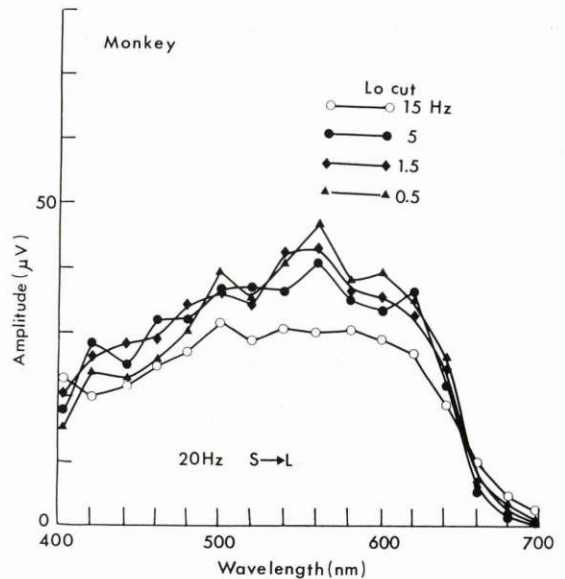


図11 全身麻酔下のサルにおいて low cut filter を変化したときのスペクトル特性

IV 考 按

3Hz および30Hz での結果(図1, 2 および3)では, 刺激強度と刺激頻度を变化させることによって極大反応のピークが移動している. このように本方法においても杆体系反応と錐体系反応とをおおむね分離して記録でき, プルキンエシフトが観察されることが示された.

図8に正常者12例について, 30Hz, ND filter 無しの刺激走査によって得られたERG スペクトル反応の平均値と標準偏差を示したが, 走査方向によって長波長側と短波長側の反応電位のバランスに違いがみられた. Boynton⁷⁾は刺激光を667nm, 750 tdに固定し, 背景光の波長を0.25nm/sec というゆっくりした速度で変化させ, その走査方向により hysteresis effect を観察している. 今回の我々の方法は刺激光が同時に背景光の役割をし, 刺激光が等エネルギーに調整されていても各々の波長が3種類の錐体系反応に及ぼす影響が異なることや, 走査方向や走査速度によってそれが複雑に関与することが想像され, そのことが走査方向によるスペクトルパターンの違いの原因のひとつと思われる. いずれにしても Boynton らの方法⁷⁾とは走査速度などで違いはあるが, この結果も一種の hysteresis effect と考えられる.

本方法では30Hzを用いた場合, 標準偏差からもわかるように比較的安定した結果が得られ, これらは6回加算であるが, わずか約3秒でこのパターンを得ることができ, 臨床的意義があると思われる. ただ今回

の実験では, 眼球運動によると思われる基線の動揺があり, ヒトの場合やむを得ず Low cut filter 15Hz を使用したが, それによってスペクトル特性のゆがみが生じるのではないかと危惧された. しかし図11のサルの実験で示されたごとく, 異なる Low cut filter によっても大きくスペクトル特性が変化することはなかった. 従って本方法におけるこの処理はヒトにおいてもスペクトル特性をみるという見地からは問題が無いと推察された.

文 献

- 1) Yokoyama M, Yoshida T, Ui K: Spectral responses in the human electroretinogram and their clinical significance. *Jpn J Ophthalmol* 17: 113-124, 1973.
- 2) 吉田輝也, 宇治幸隆, 小林雄二, 他: 色覚異常者の色光 ERG 特性について. *眼紀* 29: 763-770, 1978.
- 3) 吉田輝也, 宇治幸隆, 小林雄二, 他: 先天性色覚異常者の色光 ERG 特性について (II). *眼紀* 30: 690-700, 1979.
- 4) 宇治幸隆, 竹内文友, 横山 実: 第2色覚異常の単色光 ERG. *日眼会誌* 88: 76-84, 1984.
- 5) 宇治幸隆, 竹内文友, 横山 実: 先天性色覚異常の単色光 ERG. *日眼会誌* 88: 532-539, 1984.
- 6) Uji Y: Spectral characteristics of electroretinography in congenital red-green color blindness. *Jpn J Ophthalmol* 31: 61-80, 1987.
- 7) Boynton RM, Baron WS: Field sensitivity of the "RED" mechanism derived from primate local electroretinogram. *Vision Res* 22: 869-878, 1982.