

Clinical Applications of Personal Computer for Ophthalmic Examinations

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2017-10-04 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: メールアドレス: 所属:
URL	http://hdl.handle.net/2297/9334

正 誤 表

金沢大学十全医学会雑誌 第106巻 第3号 364-377 (1997)

眼科臨床検査におけるパーソナルコンピュータの応用

金沢大学医学部医学科眼科学講座 (主任: 河崎一夫教授)

佐 伯 智 幸

365頁

誤	正
$g(t) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos(2\pi nt/T) + \sum_{n=1}^{\infty} b_n \sin(2\pi nt/T)$ $a_0 = \frac{1}{T} \int_0^T g(t) dt$ $a_n = \frac{2}{T} \int_0^T g(t) \cos(2\pi nt/T) dt$ $b_n = \frac{2}{T} \int_0^T g(t) \sin(2\pi nt/T) dt$	$g(t) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos(2\pi nt/T) + \sum_{n=1}^{\infty} b_n \sin(2\pi nt/T)$ $a_0 = \frac{1}{T} \int_0^T g(t) dt$ $a_n = \frac{2}{T} \int_0^T g(t) \cos(2\pi nt/T) dt$ $b_n = \frac{2}{T} \int_0^T g(t) \sin(2\pi nt/T) dt$
$g(t) \doteq a_0 + a_2 \cos(4\pi t/T) + b_2 \sin(4\pi t/T)$ $= a_0 + \sqrt{a_2^2 + b_2^2} \cos(4\pi t/T - \theta)$ $a_0 = \frac{1}{T} \int_0^T g(t) dt$ $a_2 = \frac{2}{T} \int_0^T g(t) \cos(4\pi t/T) dt$ $b_2 = \frac{2}{T} \int_0^T g(t) \sin(4\pi t/T) dt$ $\theta = \tan^{-1}(b_2/a_2)$	$g(t) \doteq a_0 + a_2 \cos(4\pi t/T) + b_2 \sin(4\pi t/T)$ $= a_0 + \sqrt{a_2^2 + b_2^2} \cos(4\pi t/T - \theta)$ $a_0 = \frac{1}{T} \int_0^T g(t) dt$ $a_2 = \frac{2}{T} \int_0^T g(t) \cos(4\pi t/T) dt$ $b_2 = \frac{2}{T} \int_0^T g(t) \sin(4\pi t/T) dt$ $\theta = \tan^{-1}(b_2/a_2)$

376頁

誤	<p>13) Arden G B, <u>Gunduz</u> K, Perry S. Color vision testing with a computer graphics system : Preliminary results. Doc Ophthalmol 69 : 167-174, 1988</p>
正	<p>13) Arden G B, <u>Gündüz</u> K, Perry S. Color vision testing with a computer graphics system : Preliminary results. Doc Ophthalmol 69 : 167-174, 1988</p>

眼科臨床検査におけるパーソナルコンピューターの応用

金沢大学医学部医学科眼科学講座 (主任: 河崎一夫教授)

佐 伯 智 幸

近年著しく普及したパーソナルコンピューター (パソコン) の眼科臨床における有効利用を目的として、色覚検査結果解析ソフトウェア、パソコンと陰極線管 (cathode-ray tube, CRT) ディスプレーを用いたカラーパターン視覚誘発電位 (visually evoked cortical potential, VECP) 刺激装置、パターンVECP検査装置および複像検査装置を開発した。色覚検査結果解析ソフトウェアを用いることで従来数十分を要していた解析を短時間 (数分) でかつ定量的に行い得た。カラーパターンVECP刺激装置を用い、パネルD-15テストの色票とほぼ同じ色度を有する2色による市松模様反転刺激によるVECPを記録し得た。この刺激装置によって、第1色覚異常および第2色覚異常にそれぞれ特異な混同色線に沿った2色を用いたパターン刺激を作成し、これによって得られたVECPの振幅の比 (P/D) の平均値は、正常色覚群 (1.06)、中等度第1色覚異常群 (0.77)、中等度第2色覚異常群 (1.51) の3群で有意に相違した ($P < 0.01$)。従来の複雑で高価な専用機器と同等機能のパターンVECP検査装置をパソコン、CRTディスプレイなど市販の機器のみで開発した。本装置では従来の機種よりも自由度の高い刺激条件設定が可能で、一般眼科外来で使用可能であった。パソコンを用いた複像検査装置は、明室において、従来の装置に比べ狭い占有面積で使用可能であった。その検査結果は、瞳孔間距離補正分を除き従来の装置による結果とよく一致した。本研究は、市販のパソコンの活用によって4種の眼科検査の自動化、迅速化、省力化、経済効率化、デジタル化を行ったものであり、将来の眼科検査の一つの方向を示すものである。

Key words personal computer, color deficiency, visually evoked cortical potential, Hess-coordimeter

1980年代以降の電子技術の進歩によりパーソナルコンピューター (パソコン) は著しい性能の向上を示し、一般家庭にまで広く普及した。現在市販されているパソコンの性能は中央演算処理装置 (central processing unit, CPU) の演算速度でみると100MHzを優に越え、従来の大型コンピューターを凌駕している。それに伴いパソコン周辺機器も発達し、フルカラーグラフィック表示など専用機器が必要であった機能をパソコン上で実現可能となった。さらに、機器の発達につれコンピューターに欠くことのできないプログラミング環境も整備され、「アセンブラ」や「機械語」を用いなくても「C」や「PASCAL」など高級言語で実用に十分な処理速度を持つソフトウェアの作成が容易になった。

パソコンは眼科に限らず生体電気現象計測に用いられてきたが、主に出力系の能力不足から刺激装置としては時計機能以外には活用されてこなかった。とくに眼科臨床では心理物理学的検査が主体をなし、これらをパソコンで代用することは行われてこなかった。パソコンではすべてデジタルデータを扱い、保存・再現が正確かつ容易である。眼科臨床検査にパソコンを利用できれば、検査結果をデジタルデータとして取り扱うことが可能になる。さらに、従来の大がかりで高価な検査装置をパソコン

コンで代用できれば検査の効率化・省力化さらには経済効率の向上が期待できる。そこで筆者は、眼科臨床におけるパソコンの有効利用を目的として、まず色覚検査の一つであるファンスワースマンセル (Farnsworth-Munsell, FM) 100ヒューテスト (100-hue test) (Kollmorgen Corp, Baltimore, USA) を対象とした色覚検査結果解析プログラムを開発し、さらに視覚刺激装置としてカラーパターン視覚誘発電位 (visually evoked cortical potential, VECP) 刺激装置、パターンVECP検査装置および複像検査装置をパソコンを用いて開発し、その有用性を検討した。

対象および方法

I. FM 100ヒューテスト結果解析

FM 100ヒューテストは、色相弁別力 (弁色力) の検査を目的として1943年にFarnsworth¹⁾により考案されて以来、先天性および後天性色覚異常の弁色力検査に眼科臨床でひろく使用されている。本検査には、マンセル表色系の明度5、彩度5の100色の中から正常色覚者にとってほぼ等色差になるように選ばれた85色が用いられる。85色のいずれかに着色された色票には裏に赤の色票から順に1から85までの番号が付されている

平成9年4月25日受付, 平成9年6月10日受理

Abbreviations: A/D, analogue/digital; CCD, charge-coupled device; CIE, commission internationale de l'Eclairage; CPU, central processing unit; CRT, cathode-ray tube; CT, computed tomography; DMA, direct memory access; dpi, dot per inch; FFT, fast Fourier transform; FM, Farnsworth-Munsell; kB, kilobyte; MB, megabyte; PM,

る。さらにこれらは、22番から42番、43番から63番、64番から84番および85番から21番の4群に分けられ、各々の箱に収められている。検査には1つの箱からそのなかのすべての色票を取り出し、無作為に混ぜて被検者に呈示する。被検者は箱の一端に固定された色票を目標として色相順に色票を並べてゆく。検査者は並べ終わった色票を裏返し、色票の裏に記された番号を順に付属のスコアシートに記載する。同様の作業を他の3つの箱についても行う。すべての色票番号の記載が終わると、エラースコアの計算を行う。色票番号の並びの中で1つの色票番号に注目した場合、両隣の色票番号との差の和がその番号のエラースコアとなる。これをすべての色票番号に対して計算し、専用のチャートに記載する。こうして得られたチャートには、弁色力の低下した領域にエラースコアが増大した特徴的紡錘形のグラフが記され、これを見てどの領域の弁色力が低下しているかを判断する。さらに、各エラースコアの総和は全エラースコア(総偏差点)として、全体的な弁色力低下を示す指標となる。

以上のようにこの検査器は弁色力を定量的に検査でき、被検者の負担も軽い優れた検査器であるにもかかわらず、検査結果の処理の複雑さと要する時間の長さから一般眼科外来では頻用されているとはいえない。また、Farnsworth¹⁾の原法では得られた定量結果を客観的に判断できない。これに対して北原²⁾はエラースコアを色票番号85(0)から84までの2周期の周期関数とみなし、フーリエ級数展開の一部を用いて色相混同軸(弁色力が低下した方向)と極性の度合いを客観的に判定する方法を示した。北原²⁾の方法はFM 100ヒューテストの解析に有用であるが、その実施は煩雑で手数を要するので、なお眼科一般検査として活用されているとはいえない。そこで、筆者はエラースコアの算出から、北原²⁾の方法に従った色相混同軸と極性の度合いの計算までをパソコンで正確にかつ短時間に行えるプログラムを開発した。

1. 使用機器およびソフトウェア

パソコンにはPC-9801RX2(日本電気、東京)を、オペレーティングシステムにはMS-DOS[®]3.3(日本電気)を用いた。プログラムをTURBO PASCAL 5.5(Borland International, Scotts Valley, USA)で記述・コンパイルした。

2. プログラム

市販の文章作成ソフトウェアのように、陰極線管(cathode-ray tube, CRT)ディスプレイ画面に入力した色票番号を提示し、カーソルキー操作による修正を可能とした。また、誤入力を防ぐために同一番号の有無をチェックする機能を付加した。入力されたデータからFarnsworth¹⁾の原法に従いエラースコアを算出し、チャートを作成表示する。

北原²⁾の方法に基づき色相混同軸と極性の度合いを表す数値を以下のように算出する。ある時間関数 $g(t)$ が、ある周期 T をもつ連続関数であるとき $g(t)$ はフーリエ級数展開式により

$$g(t) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos(2\pi n t/T) + \sum_{n=1}^{\infty} b_n \sin(2\pi n t/T)$$

$$a_0 = \frac{1}{T} \int_0^T g(t) dt$$

$$a_n = \frac{2}{T} \int_0^T g(t) \cos(2\pi n t/T) dt$$

$$b_n = \frac{2}{T} \int_0^T g(t) \sin(2\pi n t/T) dt$$

と表せる。ここで、直流成分と基本波の2倍の高調波成分のみに着目し、

$$g(t) \approx a_0 + a_2 \cos(4\pi t/T) + b_2 \sin(4\pi t/T)$$

$$= a_0 + \sqrt{a_2^2 + b_2^2} \cos(4\pi t/T - \theta)$$

$$a_0 = \frac{1}{T} \int_0^T g(t) dt$$

$$a_2 = \frac{2}{T} \int_0^T g(t) \cos(4\pi t/T) dt$$

$$b_2 = \frac{2}{T} \int_0^T g(t) \sin(4\pi t/T) dt$$

$$\theta = \tan^{-1}(b_2/a_2)$$

となる。 $T=85$ とおき、 a_0 、 a_2 、 b_2 を算出した。位相ずれ $\theta \times 85/4\pi$ を色相混同軸、振幅 $\sqrt{a_2^2 + b_2^2}$ を a_0 で除した値を極性の度合いとした。

エラースコア、チャートそれぞれをパソコンに接続されたプリンターに出力可能である。データはすべて自動的にフロッピーディスクあるいはハードディスクに保存され、随時読み出しが可能である。

3. 対象

被検者はアノマロスコープOT(ナイツ、蒲郡)、石原表38表版(The Series of Plates Designed as a Test for Colour-Blindness, 金原出版、東京)、石原・大熊表(石原・大熊色覚異常検出表・程度表、半田屋、東京)、パネルD-15テスト(Farnsworth dichotomus test panel D-15)(Psychological Associates, Saint Louis, USA)、ランタンテスト(Ichikawa's color perception lantern, 高田器械、東京)によって、馬嶋³⁾が提案した社会適正判定基準に基づいて中等度異常3色型第1色覚異常と診断された16歳の男性である。その他の眼科的異常はなく、視力は左右とも1.5(矯正不能)であった。右眼にFM 100ヒューテストの色票を呈示した。

II. カラーパターンVECP刺激装置

VECPを用いた先天性色覚異常診断の可能性がAdachi-Usamiら⁴⁾により示されて久しいが、眼科一般臨床にはいまだ普及していない。その原因として、これまでの検査対象が強度色覚異常に限られ、実際に症例数がより多い中等度以下の軽微な異常ではなかったことと、有彩色刺激呈示のために特殊な光刺激装置を必要としたことが考えられる。そこで、筆者は市販のパソコン、カラーCRTディスプレイおよびCRTカラーアナライザーを用いて有彩色パターン刺激呈示装置を開発し、中等度以下の第1、第2色覚異常の他覚的検出がVECPを指標として可能であるか検討した。

1. 使用機器およびソフトウェア

パソコンにはPC-386P2(セイコーエプソン、諏訪)とPC-9801F2(日本電気、東京)を用いた。前者を刺激パターン呈示用に、後者を制御用に使用した。カラーCRTディスプレイにはCR-5050(セイコーエプソン)を使用した。CRTカラーアナライザーにはCA-100(ミノルタ、東京)を使用した。PC-386P2はグラフィック画面表示用に1メガバイト(megabyte,

MB)の専用メモリを内蔵しており、640×400ドットの解像度で16777216色中の256色を使った画面をメモリ上に2面保持し、うち1面を表示することができ、さらにこれを瞬時に入れ替えることができる。CR-5050は画面サイズが15インチで640×400ドットの解像度を有するアナログ入力対応カラーCRTディスプレイである。CA-100は本来カラーCRTディスプレイのホワイトバランスを校正するための機器であるが、CRTディスプレイ上の任意の表示色に対してその色度値を測定・表示でき、さらに通信機能を内蔵しており測定結果をリアルタイムにパソコンへ送ることができる。

オペレーティングシステムにはMS-DOS[®]3.3(セイコーエプソン)を用いた。プログラムをTURBO PASCAL 5.5で記述・コンパイルした。

2. プログラム

プログラムとしてはPC-386P2用に2つ(プログラム1, 2)とPC-9801F2用に1つ(プログラム3)の3つを作成した。

プログラム1はカラーCRTディスプレイ上に呈示する色校正用プログラムである。カラーCRTディスプレイでは経年変化と製品間のばらつきが著しく、表示画面の色度および輝度の再現性が悪いので、使用前に色度および輝度を校正する必要がある。呈示パターンに使用した色はパネルD-15テストに使用されている色である。PC-386P2においてカラーCRTディスプレイに呈示する色は、赤、緑、青の各々について256階調で決められる。まずPC-386P2において校正目的とする色の既知の色度値⁵⁾および輝度値と赤、緑、青の初期値を設定して、CR-5050画面中心に半径100ドットの有彩色円を呈示する。CA-100を用いてカラーCRTディスプレイの中心部の色度および輝度を計測し、その値をRS-232Cシリアルポートを介してPC-386P2に送る。PC-386P2では送られてきた色度値および輝度値と目的とする色のそれが近づくように赤、緑、青の値を変更する。CA-100の測定値と目的の値の差が既定値以下になるまで呈示・測定を自動的に繰り返すことによって、使用する色の校正が自動的に行われる。

プログラム2は、刺激用パターン呈示およびVECP記録装置へのトリガー信号出力用プログラムである。プログラム3(後記)によりPC-9801F2からRS-232C経由で送られてきたデータに従って呈示格子パターンのエレメントサイズ、反転頻度、使用色を設定し、互いに色反転した有彩色格子パターン対を作成し、反転呈示するとともに、自作信号出力ボードからVECP記録装置ニューロバック8(日本光電、東京)にトリガー信号を出力する。パターン反転呈示はPC-386P2のキーボード操作により停止される。

プログラム3は、PC-386P2をPC-9801F2で制御するためにPC-9801F2上で動作するプログラムである。PC-9801F2においてパターン呈示に関わるパラメーター(エレメントサイズ、反転頻度、使用するパネルD-15テストの色番号あるいは赤、緑、青の各値)を設定して、RS-232Cを介してPC-386P2に送る。これによりPC-386P2では自機のキー入力のみを監視すればよく、パターン反転呈示およびトリガー出力時のタイムラグを最小限に押さえることができる。

3. 対象および方法

対象はアノマロスコープOT、石原表38表版、石原・大熊表、パネルD-15テスト、ランタンテストによって、馬嶋³⁾が提案した社会適正判定基準に基づいて微度、弱度あるいは中等度と

診断された異常3色型第1色覚異常6名と異常3色型第2色覚異常13名および正常色覚7名であった。全ての対象で矯正視力は0.6以上であった。

被検者が固視しやすいほうの片眼刺激とし、同側耳朶に不関電極を置き、国際10-20法⁶⁾によるOzの部位に関電極を置いた。電極には銀塩化銀皮膚電極NT600U(日本光電)を使用した。他眼を遮蔽した。カラーCRTディスプレイCR-5050の前方92cmの距離からディスプレイ画面の中央部の固視点を固視した。刺激野の大きさを視角16×10度、市松模様のエレメントサイズを視角60分とし、矩形波変調モードで反転頻度を0.5Hz、平均輝度を4cd/m²として刺激パターンを呈示した。解析時間を300ミリ秒、加算平均回数を100回とした。パターンを構成する模様の色は、パネルD-15テストの色票1, 2, 3, 4, 5, 11, 12, 13, 14, 15と同じ色度になるように校正した10色から第1および第2色覚異常に特異な混同色線に沿った2色を用いた。図1に各色の国際照明委員会(Commission Internationale de l' Eclairage, CIE)色度図上の色度値⁵⁾を示す。すなわち、色票1と14, 2と13, 3と12, 4と11の各2色を用いた4種のパターンをPパターンとし、色票2と15, 3と14, 4と13, 5と12の各2色を用いた4種のパターンをDパターンとして呈示し、VECPを記録した。

Ⅲ. パターンVECP検査装置

視神経炎や多発性硬化症などの視神経疾患、心因性視力障害、先天性色覚異常、詐病などの診断に、あるいは黄斑部機能の他覚的評価にVECPは有用な検査法である。VECP検査では手技は簡単で、被検者の頭皮・耳朶などに皿状電極を置き、被検者

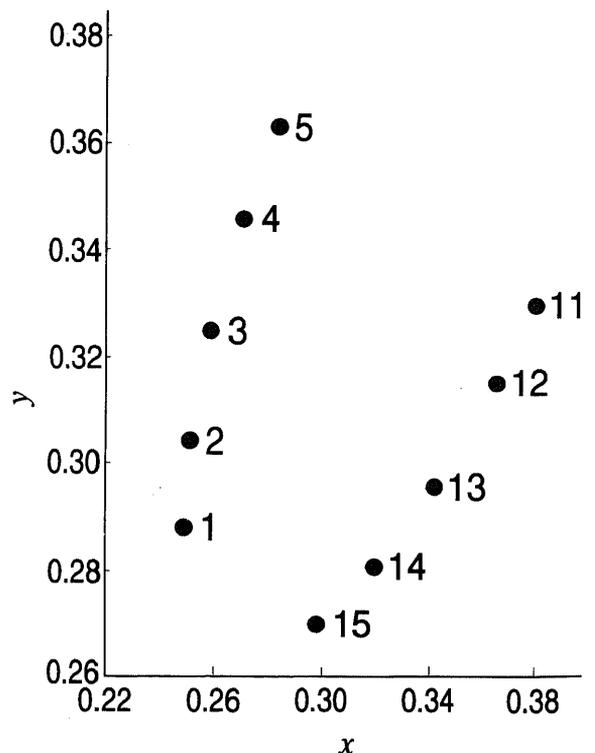


Fig.1. Chromaticity coordinates on the CIE diagram of 10 colors in panel D-15 test. Numerals attached to filled circles indicate the cap numbers of panel D-15 test.

に呈示パターンや光源を固視させるだけでよく、他の眼科電気生理学的検査に比べて侵襲も少ない。にもかかわらず、VECP検査装置を備えた診療施設は限られ、眼科臨床検査として普及しているとはいえない。その原因として、装置が高価であることと操作が複雑なことがあげられる。一般に高機能の装置は高価でありかつ操作が複雑である。一方、比較的安価な装置では機能の制限がある。すでに有用性が確立されているVECP検査をさらにひろく一般化して活用するには、比較的安価で操作が簡単でかつ刺激条件設定にある程度の自由度を有するVECP検査装置が望まれる。そこで筆者は、パソコンと高解像度カラーCRTディスプレイを用いてパターン呈示とVECPの記録が可能でなパターンVECP検査装置を開発した。

1. 使用機器およびソフトウェア

パソコンにはPC-9801RX2を、制御用のCRTディスプレイにはCMT-A14H2(三洋電機、東京)を、パターン呈示用のカラーCRTディスプレイにはACM-217S(アルファデータ、藤沢)を用いた。17インチパソコン用高解像度カラーディスプレイACM-217Sは、ドットピッチ0.28mm、最大表示ドット数水平1280、垂直1024を有し、水平同期周波数24から65kHz、垂直同期周波数50から90kHzの信号に自動追従するいわゆるマルチスキャンディスプレイ⁷⁾である。生体用前置増幅器にはAB-622M(日本光電)を用いた。パソコンの拡張スロットに装着するアナログ・デジタル(analogue/digital, A/D)変換ボードにはADM-1498BPC(マイクロサイエンス、東京)を、グラフィックアクセラレーターボードにはGA-1024A(アイ・オー・データ機器、金沢)を用いた。ADM-1498BPCは、2キロバイト(kilobyte, kB)のファーストインファーストアウトバッファメモリとダイレクトメモリアクセス(direct memory access,

DMA)機能、4MHzの内蔵クロックを有する。一つのデータをA/D変換するのに要する時間は1チャンネルあたり5マイクロ秒で、12ビットオフセットバイナリまたはストレートバイナリ⁸⁾である。GA-1024Aは1MBのメモリを搭載し、1024×768ドットの解像度で16777216色中の256色同時表示可能である。CRTカラーアナライザーにはCA-100を使用した。

オペレーティングシステムにはMS-DOS[®]6.2およびWindows[®]3.1(セイコーエプソン)を用いた。プログラムをBorland C++ 4.0J(Borland International)で記述・コンパイルした。

本装置のブロック図を図2に示す。

2. プログラム

プログラムは、1. 検査条件設定、2. パターン呈示、3. VECP記録、4. 頂点潜時・電位差振幅計測、5. データ保存・読み出し、6. CRTディスプレイ画面上呈示色度・輝度校正、7. 雑音除去の各機能を有する。以下にこれらについて記す。

パターン反転頻度は0.1Hzから10Hzの間で、解析時間は64ミリ秒から1024ミリ秒の間で、加算回数は16回から256回の間でそれぞれ選択可能である。パターンの種類は、市松、縦縞、車軸状、同心円の4種類であり、エレメントサイズはディスプレイ画面横長の1/128から1/2(2.34mmから15cm)の間で選択可能で、ディスプレイから120cmの距離からの視角は約6分から約7.2度に相当する。刺激視野をディスプレイ画面の4象限に分け、各象限ごとにマスク可能である。さらに、ディスプレイ画面の中央の固視点を中心に同心円状に中心と周辺のマスキも可能である。パターンを構成する2色は各々赤、緑、青各256階調による16777216色から選択可能である。あらかじめ15色の呈示色を設定して、それらの赤、緑、青の値を保存・読み出すことが可能である。これにより、パネルD-15テストに使われている15の色相を容易に正確にパターン呈示用CRTカラーディスプレイACM-217S画面上に呈示できる。これら反転頻度、解析時間、エレメントサイズ、加算回数、色度、パターンの種類、マスクなどのパラメーターは制御用CRTディスプレイCMT-A14H2に呈示され、パソコンのキーボードにより選択・設定される。

操作画面を図3に示す。画面上方に記録・加算されたVECP波形がリアルタイム表示され、画面下方にパラメーターが一覧表示される。また、画面右下には、呈示パターンの概形が表示

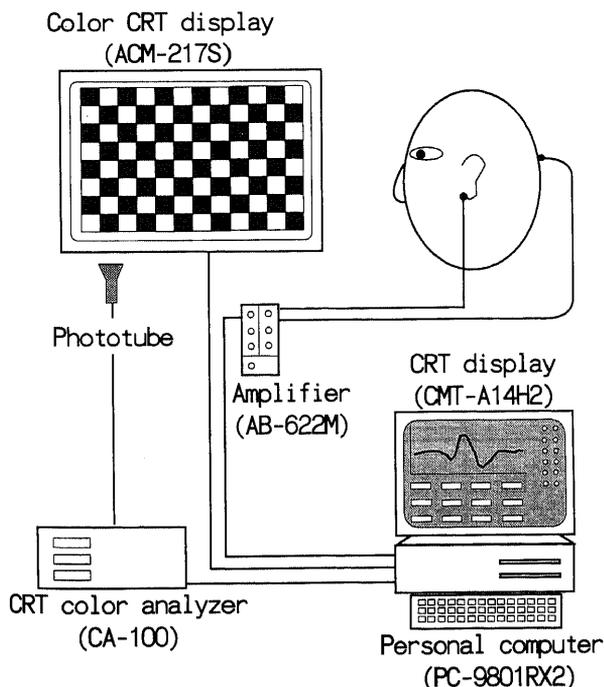


Fig.2. Block diagram of the pattern VECP recording system.

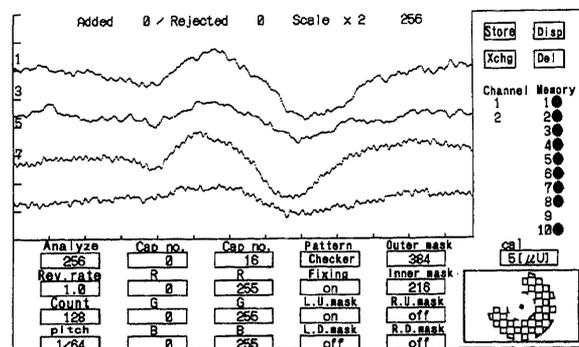


Fig.3. Display screen for controlling recording parameters for pattern VECP.

される。

パターン反転は矩形波変調モードである。設定された2色による互いに反転したパターンをグラフィックアクセラレーターGA-1024Aのメモリに書き込んでおき、パソコンからの表示画面設定信号をトリガーとしてパターンをパターン表示用カラーCRTディスプレイACM-217Sに反転表示する。GA-1024Aを制御するために付属のライブラリーを使用した。

パターン反転後直ちに、A/D変換ボードADM-1498BPCのA/D変換を開始させ生体用前置増幅器AB-622Mで増幅したVECPをA/D変換ボードを介してパソコンに取り込む。ADM-1498BPCはDMA機能と内蔵クロックによりパソコン本体の演算処理とは独立にA/D変換したデータをパソコンのメモリに書き込む。ADM-1498BPCを制御するために付属のライブラリーを使用した。取り込まれたデータは加算平均され、制御用ディスプレイCMT-A14H2に波形としてリアルタイム表示される。また、一時保存機能により最大10波形のデータを内蔵ハードディスクに一時的に保存可能である。

一時保存されたデータを一括して波形表示し、頂点潜時と電位差振幅計測を行う画面に切り替えることが可能である。計測にはキーボードのカーソルキーを使用して画面のカーソルを移動させて行う。頂点潜時として1波形につき2点計測可能で、2点間の電位差振幅を自動的に計測する。これらの計測結果を画面に一覧できる。頂点潜時・振幅計測画面を図4に示す。今回使用した生体用前置増幅器AB-622Mでは較正電圧を取り出すことができるので、これをA/D変換ボードを介してパソコンに取り込み、振幅の校正を行う。計測された値は波形データとともに保存される。

記録された波形データおよび頂点潜時・電位差振幅は、検査条件パラメーターとともにハードディスクまたはフロッピーディスクに保存可能である。保存形式としては、ディスク容量節約のためのバイナリ形式と他の市販アプリケーションでの利用

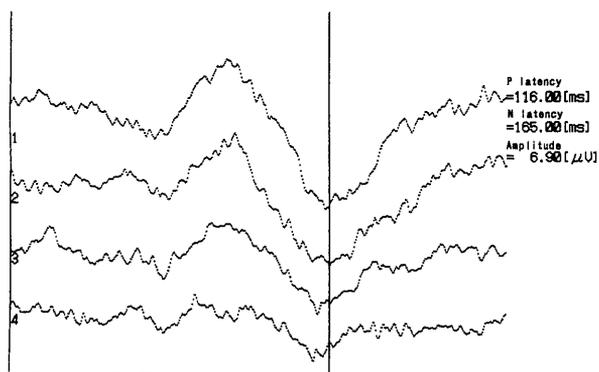


Fig.4. Display screen for measuring latencies and amplitudes of responses. The position of a vertical line on the abscissa was adjusted to coincide with the peak or trough of a deflection to be measured, and then the peak or trough latency was automatically displayed on the screen. The peak of an upward deflection and the trough of a downward deflection were marked, and then the vertical distance between the peak and the trough (a peak-to-trough amplitude) was automatically displayed on the screen.

を可能にするためのロータス 1-2-3 R2.3J (Lotus Development Corporation, Cambridge, USA) 形式⁹⁾のいずれかを選択できる。バイナリ形式では、1ファイル約10kBの大きさである。1MBのフロッピーディスクに約100ファイル保存可能である。データの読み出しは、本装置の使用目的を考えてバイナリ形式のみとした。

パターンを構成するエレメントの色度および輝度を校正するために本装置ではCRTカラーアナライザーCA-100を使用した。本プログラムではRS-232Cにより接続されたパソコンとCA-100の間の双方向通信機能により、色度および輝度の自動的校正を可能とした。装置の電源投入直後のカラーCRTディスプレイでは内部電圧の安定性が不十分で発色が不安定である。そこで、ディスプレイ画面輝度が初期設定値になり安定するまでCA-100による輝度測定を自動的に繰り返す。また、あらかじめ設定した15色の色度・輝度を校正し、有彩色刺激時の刺激条件の再現性を確保した。

生体用前置増幅器AB-622Mで10000倍に増幅されたデータ列はA/D変換ボードを介してパソコンに取り込まれると、最大値・最小値がチェックされる。A/D変換ボードの分解能が12ビットのため、最小値を0にすると最大値は4095になる。従って、0または4095の値はデータとしての信頼性を欠くので、これらを含むデータ列は計測対象から除外される。0または4095を含まないデータ列は加算平均される。また、一時保存されたデータに対しては高速フーリエ変換 (fast Fourier transform, FFT)・逆FFT¹⁰⁾による雑音除去が可能である。

3. 対象

被検者は軽度の近視以外に眼科的異常のない25才女性である。刺激視野は約14度で、右眼を刺激した。関電極を国際10-20法⁶⁾によるOzに、不関電極を同側耳朶に置いた。電極には銀塩化銀皮膚電極NT600Uを用いた。増幅器の時定数を0.3秒、高域フィルターを30Hzとした。解析時間は256ミリ秒で、128回加算した。

IV. 複像検査装置

斜視・弱視、外眼筋麻痺、眼窩吹き抜け骨折あるいは脳神経系疾患など眼球運動検査が必要な疾患に対して、右および左各眼固視による9方向むき眼位を測定・図示し各外眼筋の過動・不全を定性的・定量的に評価する目的で、ヘスコージメーターが用いられている。現在眼科では一般にプロジェクター方式のヘスコージメーターが使用されており、これは顎台の下のヘスチャートを映す投影器と緑の矢印または白い点を映す指示装置からなる。投影されるヘスチャートの30度すなわち6ますが75cmになるように投影器を置く。このときヘスチャートは約2.2m四方の大きさになり、投影器の位置はスクリーンから1.4mになる。被検者は、緑のガラスを通して見える緑矢印を、赤のガラスを通して見える格子の交点に合わせる。検者はこのときの緑矢印の位置を記録用紙に記入する。

本検査を行うためには4m²以上の広さの暗室または準暗室が必要であり、外来に常時この広さを本検査のために確保することは必ずしも容易ではない。さらに、検査結果は検者によりヘススクリーン上の緑矢印の位置を手作業でヘスチャートに書き移され、精度の点で問題がある。そこで筆者は、場所をとらず、明室で行えて、検査結果の記録・保存が容易な複像検査器をパソコンとカラーCRTディスプレイで開発した。

1. 使用機器およびソフトウェア

パソコンにはPC-486NATX1JR (セイコーエプソン) を使用した。カラーCRTディスプレイにはACM-217Sを用いた。他に、マウス型ポインティングデバイス (マウス)、光学台、視力検査用眼鏡枠および赤・青レンズを使用した。

オペレーティングシステムにはMS-DOS®6.2およびWindows®3.1を用いた。

プログラムをDelphi (Borland International) で記述・コンパイルした。

2. プログラム

まず、CRTディスプレイ画面の縦横の長さとお被検者の瞳孔間距離および屈折を測定し、表示・検査したい角度を決め、被検者の眼からCRTディスプレイまでの距離とこの距離に焦点を合わせるために必要な矯正レンズ度数を算出する。これらの値に基づいてCRTディスプレイ画面上に呈示するヘスチャートの位置と大きさを算出する。赤レンズを装用した固視眼で見える赤色格子の中心の位置をCRTディスプレイ画面上で固視眼に対する原点におき、この原点をCRTディスプレイ画面の中心の位置から瞳孔間距離の1/2だけ固視眼側に置く。ここで原点を、第1眼位において中心窩に投影されるCRTディスプレイ画面上の位置と定義する。青レンズを装用した非固視眼に対する原点をCRTディスプレイ画面の中心から瞳孔間距離の1/2だけ非固視眼側に置く。たとえば、左眼に赤レンズを装用し右眼に青レンズを装用して右眼の検査を行うさいにはCRTディスプレイ画面上の赤格子の中心の位置は画面中央から瞳孔間距離の1/2左方に表示され、右眼に対する原点は瞳孔間距離の1/2右方に存する。被検者の眼からCRTディスプレイまでの距離が変わっても、左右眼が完全に分離されていれば各眼の原点となる点は瞳孔間距離の差を保つはずである。本プログラムでは瞳孔間距離をもとに各眼の原点を設定した。ヘスチャートの大きさを以下のように補正した。CRTディスプレイ画面は眼前約30cmに置かれるので、正視で約+3Dの追加矯正レンズを必要とする。追加レンズによる像の拡大・縮小効果とともに、プリズム効果も補正した。

追加レンズによる像の拡大効果 (spectacle magnification, SM) は次式により算出される。

$$SM = \left[\frac{1}{1-dL_p} \right] \left[\frac{1}{1-\frac{t}{n}L_a} \right]$$

ここで、dはレンズ後頂点と入射瞳までの距離 (m) を、Lpはレンズの後頂点屈折力 (D) を、tはレンズの厚さ (m) を、nはレンズの屈折率を、Laはレンズの前面屈折力 (D) をあらわす。レンズが薄いとき (t→0)には、

$$SM \approx \frac{1}{1-dL_p}$$

となる。プリズム効果はプレントリスの公式に基づき次式により算出される。

$$P = h \cdot D / 10$$

ここで、Pはプリズムジオプトリー (Δ) を、hはレンズ光心からの偏位量 (mm) を、Dはレンズ度数 (D) をあらわす。眼球の回旋点から角膜頂点までの距離を13mm、角膜頂点からレンズ中心までの距離を12mmとすると、眼前L (m) に置かれたCRTディスプレイ画面上像の拡大率 (prismatic magnification, PM) は次式により算出される。

$$PM = \frac{1}{1-0.025D(1-0.025/L)}$$

SMとPMが同時に作用する場合の像の拡大・縮小率は両者の積 (SM×PM) に等しい。上記の式に基づいて計算した±5D間のレンズによる像の拡大・縮小率とプリズム効果による像の拡大・縮小率および両者の積を図5に示す。ただしdを0.012mとした。プリズム効果による拡大・縮小作用は、レンズによるそれと同じ方向に作用しており、両者をまとめると±5Dでは20%近くにも達する。

被検者が指し示すべき格子の交点は、点滅する赤丸を検者がキーボードのキー操作で移動させて指示される。注視すべき方向を検者が上下左右などと言葉で表す必要がない。被検者はマウスを操作して画面上の青矢印を移動させて、点滅する赤丸の位置に合致させる。青矢印の位置の入力は、被検者がマウスのボタンをおすことにより行われるが、これが困難な場合には検者のキー操作により行われる。

データは画面中心からの角度に換算され、ハードディスクまたはフロッピーディスクに保存される。市販の記録用紙のような画面をプリントアウトできる。

画面の解像度は800×600ドット表示であるが、Windows®3.1に適合したビデオドライバーおよびCRTディスプレイであれば異なる解像度であっても自動的に修正表示される。

3. 対象

眼科的疾患のない眼位が正位の25歳男性および右下斜筋麻痺の54歳女性である。

成 績

I. FM 100ヒューテスト結果解析

従来FM 100ヒューテストの結果解析には、原法¹⁾に従ったチャート記録までに少なくとも30分を要し、後天性色覚異常の場合には左右各眼の検査には被検者が色票を並べることから結果の解析およびチャートへの記入までに少なくとも1時間は必要であった。このため午前中の一般外来時間内にFM 100ヒューテストを施行することはほとんど不可能であった。しかし

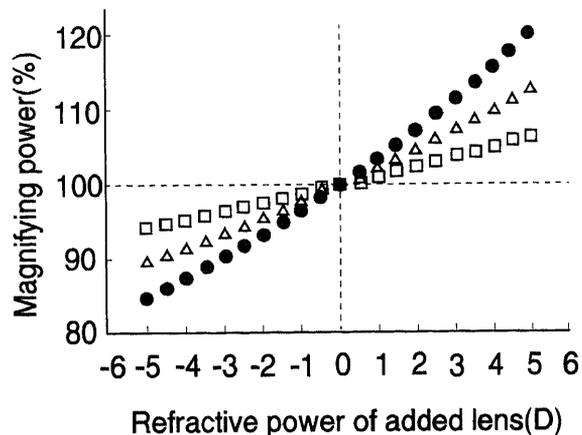


Fig.5. Magnifying power of a spectacle lens (□), its prismatic effect (△) and both of them (●).

本プログラムを用いれば、データ入力に5分程度を要するのみであり、しかも北原²⁾の方法に基づく客観的判定までを瞬時に行うことが可能となった。これにより当科外来においては、午前中の一般外来受付時間内にFM 100ヒューテストが施行可能となった。

実際の出力結果の1例(16歳, 男性)を図6に示した。自動的に計算されたFM 100ヒューテストの総偏差点は84, 極性の度合いは1.1105, 色相混同軸は20.8024であった。自動的に描かれたチャート(図6)には第1色覚異常に典型的なパターンが現れていた。

II. カラーパターンVECP刺激装置

図7に正常色覚者でのVECP記録の1例を示した。最上段は、コントラスト100%, 平均輝度21cd/m²の白黒2色による市松模様刺激によるVECPである。中段の4波形は第1色覚異常が混同しやすいPパターンによるVECPであり、下段の4波形は第2色覚異常が混同しやすいDパターンによるVECPである。

図8に中等度第1色覚異常のVECPの1例を、図9に中等度第2色覚異常のVECPの1例を示した。180ミリ秒から230ミリ秒付近の陰性波をN₁とし、これに先行する陽性波をP₁として各々の頂点潜時とP₁-N₁間電位差(振幅P₁-N₁)を計測した。Dパターンの4組の刺激で得られた振幅P₁-N₁の平均値に対するPパターンの4組の刺激で得られた振幅P₁-N₁の平均値の比(P/D)を算出した。

表1に正常色覚, 第1色覚異常および第2色覚異常の3群毎のP₁, N₁の頂点潜時の平均値および振幅P₁-N₁の平均値とP/Dの平均値を示した。頂点潜時の平均値はPパターンのN₁では第2色覚異常群(187.2ミリ秒)においては正常色覚群(197.8ミリ秒)に比し短縮傾向を示したが, その他の頂点潜時については白黒パターンおよび有彩色パターンで3群間に明らかな差はみられなかった。振幅P₁-N₁の平均値については白黒パターンでは正常色覚群(7.27μV)に比し第1色覚異常群(9.51μV)および第2色覚異常群(8.18μV)で増大傾向を

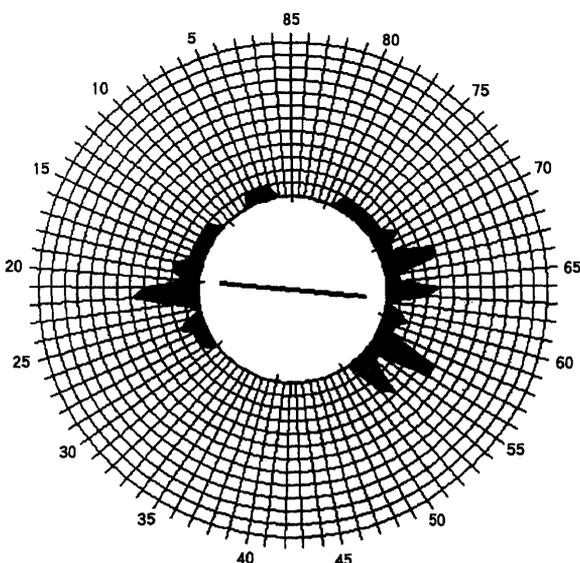


Fig.6. An example of output display by the automatic analysis of FM 100-hue test.

示したが有意な差はみられなかった。Pパターンでの振幅P₁-N₁の平均値は正常色覚群(4.90μV)に比し第1色覚異常群(4.53μV)では減少傾向を示し, 第2色覚異常群(5.39μV)では増大傾向を示したが有意な差はみられなかった。Dパターンでの振幅P₁-N₁の平均値は正常色覚群(4.48μV)に比し第1色覚異常群(5.40μV)では増大傾向を示し, 第2色覚異常群(3.66μV)では減少増大傾向を示したが有意な差はみられなかった。このようにP₁, N₁の頂点潜時の平均値および振幅P₁-N₁の平均値では正常色覚群に比し第1色覚異常群, 第2色覚異常群ともに有意な差はみられなかった。

P/Dの平均値は正常色覚群(1.06)に比し第1色覚異常群(0.77)では有意に(P<0.01)小さく, 第2色覚異常群(1.51)では有意(P<0.01)に大きかった(図10)。

III. パターンVECP検査装置

本装置で実際に記録されたパターンVECPの例を図11, 12に示した。図11に反転頻度を0.25から7Hzに変えて記録した

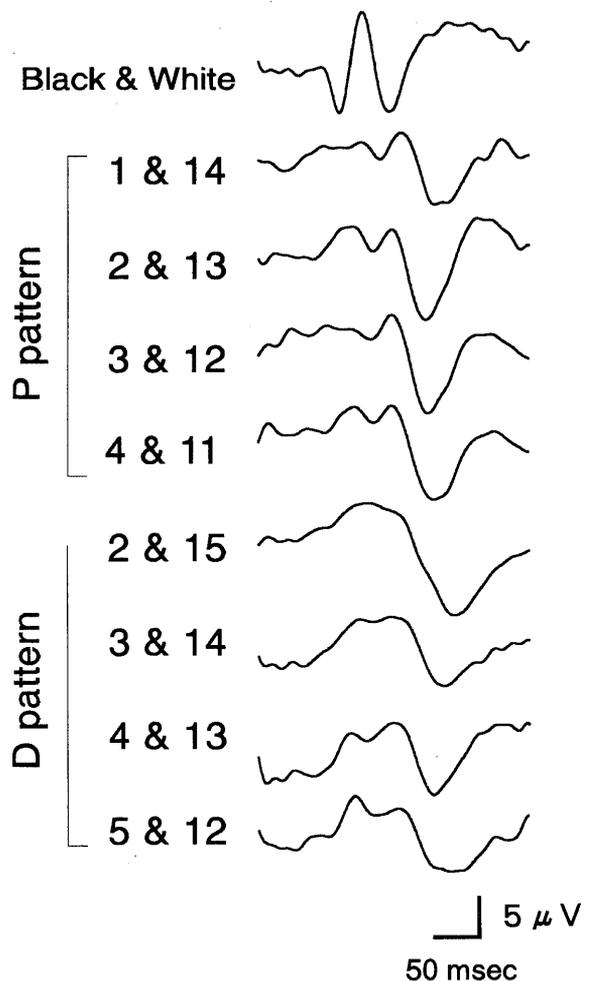


Fig.7. A typical example of the pattern VECP by "black and white" stimuli (top trace) and by colored stimuli (second and lower traces) in a normal subject. P pattern and D pattern indicate respectively pairs of two colors for pattern reversal stimuli by protan-confusing combination and deutan-confusing combination in Figures 7, 8 and 9. Numerals indicating paired colors signify the cap numbers (Figure 1) of panel D-15 test in these three figures.

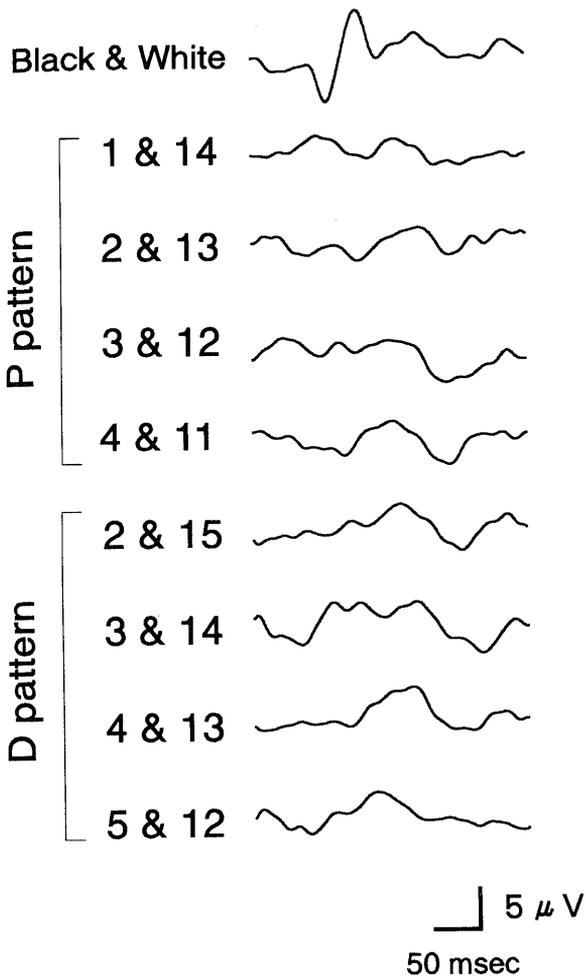


Fig.8. A typical example of the pattern VEP in a protanomaly.

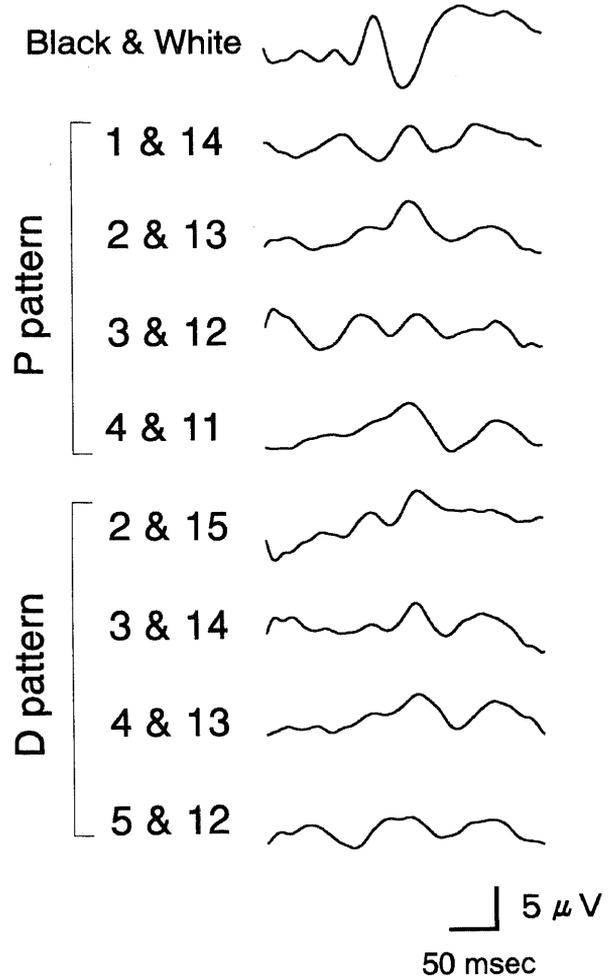


Fig.9. A typical example of the pattern VEP in a deuteranomaly.

Table 1. Means of P_1 peak latency, N_1 peak latency, amplitude P_1-N_1 and P/D in normal subjects, protanomaly and deuteranomaly

Subjects	No. of subjects	pattern	Peak latency [msec]		Amplitude [μV]	P/D
			P_1	N_1	P_1-N_1	
Normals	7	Black & White	113.0	145.9	7.27	1.06
		P pattern	157.0	197.8	4.90	
		D pattern	161.2	206.8	4.48	
Protanomals	6	Black & White	112.7	153.0	9.51	0.77
		P pattern	162.6	200.1	4.53	
		D pattern	167.5	207.5	5.40	
Deuteranomals	13	Black & White	114.8	149.7	8.18	1.51
		P pattern	151.7	187.2	5.39	
		D pattern	159.8	195.2	3.66	

P/D, ratio of mean amplitudes by P pattern stimulation to those by D pattern stimulation.

VECPを示した。パターンをエレメントサイズ18分の市松模様とした。低い反転頻度では一過性 (transient) VECPが記録され、5Hz以上では正弦波様の定常状態 (steady state) VECPが記録された。図12に縦縞パターンのエレメントサイズを9.5度から9分に変えて記録したVECPを示した。反転頻度を2Hzに固定した。36分で振幅最大、潜時最短の空間同調 (spatial tuning) を示した。

本装置で呈示できるパターンの2例を図13, 14に示した。図13は、赤と緑による車軸状模様の中心をマスクしたパターンである。図14は、有彩色市松模様の中心および1象限にマスクしたパターンである。このように、本装置では多様な刺激パターンを高解像度で鮮明に表示できる。さらに、ソフトウェアの簡単な変更でパターンを自由に作成できる。

刺激装置にCRTディスプレイを用いる際に、VECP波形に混入し得るディスプレイからのアーチファクトが問題となることがある。本研究でパターン呈示用に使用したカラーCRTディスプレイがどの程度アーチファクトを生ずるかを検討した。電極NT600Uを国際10-20法⁹⁾によるOzおよび右耳朶におき、両眼完全遮蔽の状態パターンを呈示したときの波形の1例を図15に示した。加算平均しない一回記録の波形を示した。画面からOzまでの距離が30cmでは5 μ V程度の棘波状ノイズが記録されたが、90cmではほとんど記録されなかった。ただし、30cmでも32回以上加算平均すると、ノイズは著しく減少した。

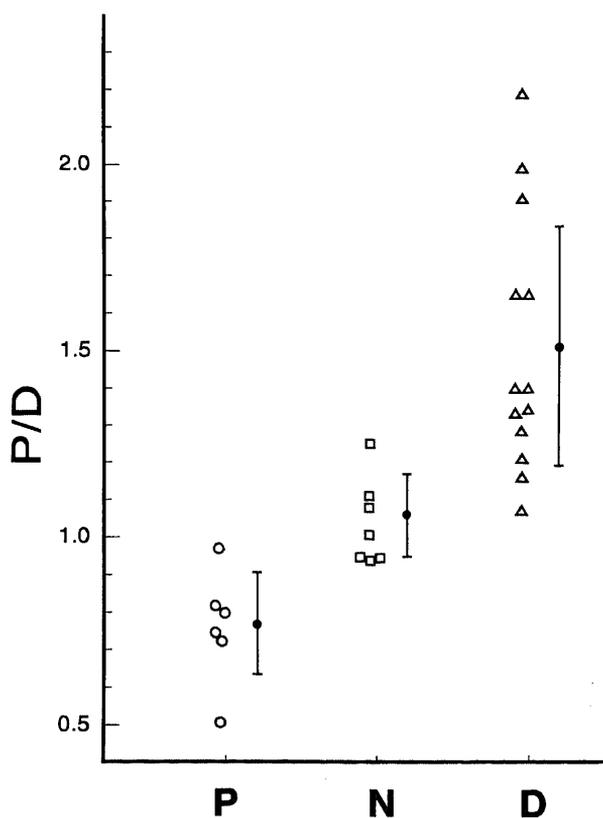


Fig.10. The P/D ratio in normal subjects (N), protanomalies (P) and deuteranomalies (D). Filled circles and vertical bars indicate respectively $\bar{x} \pm SD$.

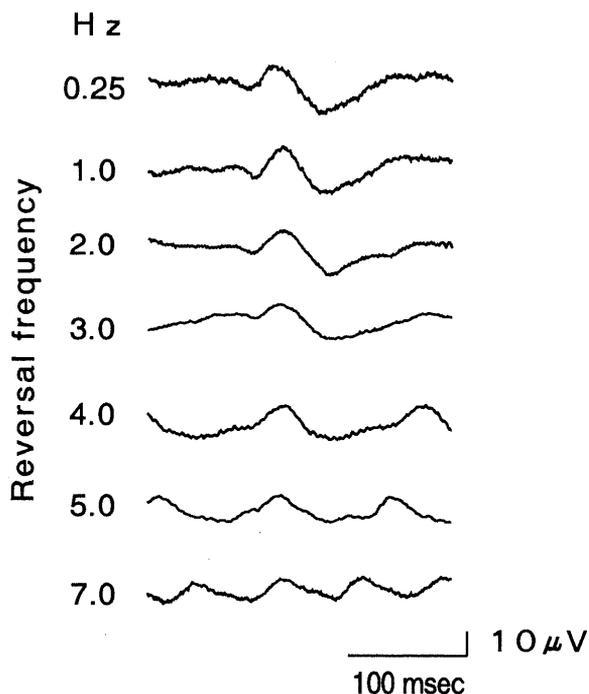


Fig.11. The pattern VECP at different reversal frequencies (0.25 ~ 7.0 Hz) in a normal subject. "Black and white" checkerboard reversal stimuli. Element size 18 min.

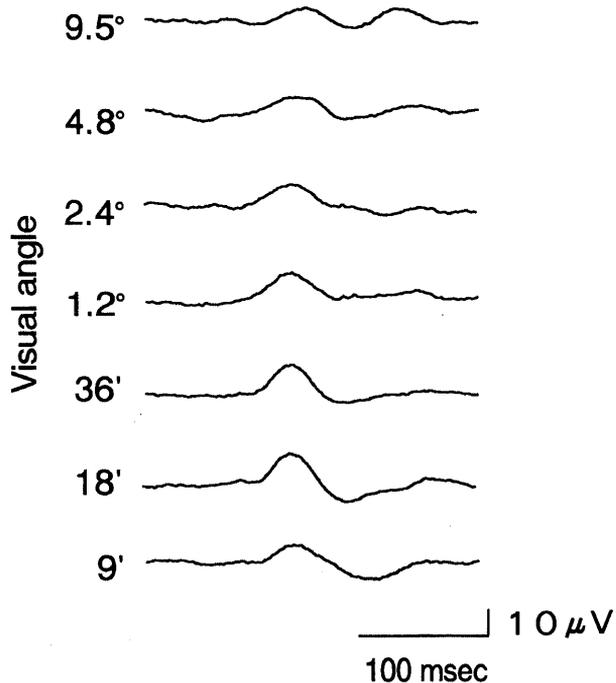


Fig.12. The pattern VECP at different element sizes subtending 9 min to 9.5 degrees of visual angle in a normal subject. Reversal frequency 2 Hz. Vertical stripe pattern.

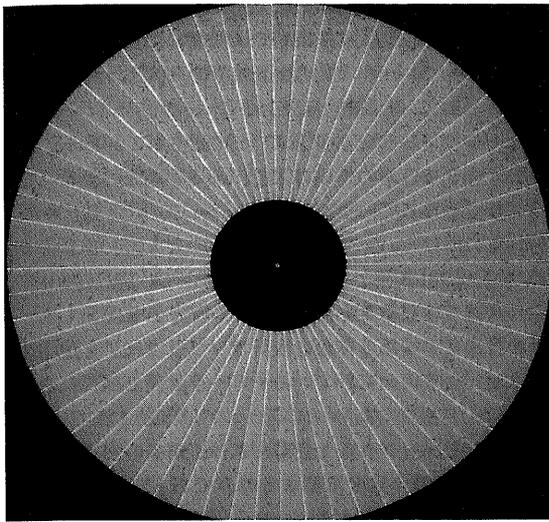


Fig.13. An example of wheel pattern composed of red and green with a masked center.

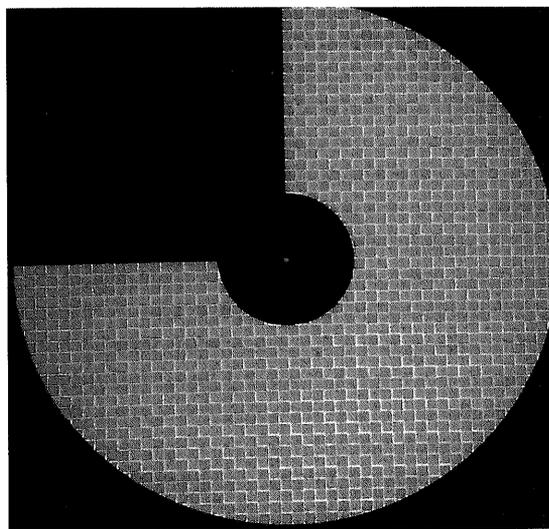


Fig.14. An example of checkerboard pattern with a masked center and a masked quadrant.

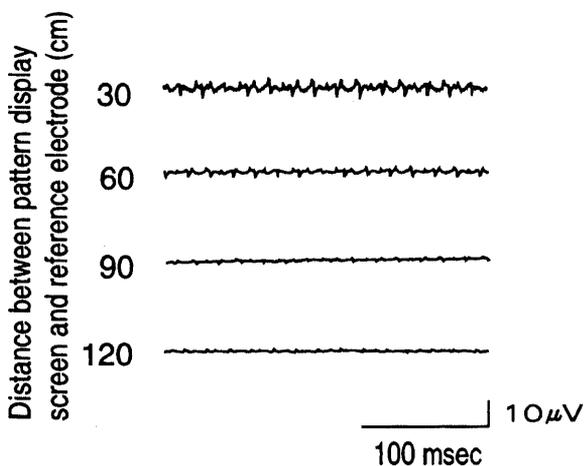


Fig.15. Artifacts induced by the color CRT display for pattern presenting.

装置の筐体の接地を要したが、シールドルームは不要であった。

Ⅳ. 複像検査装置

図16 Aに自覚的に複視のない25歳の男性(症例1)の測定結果を示した。瞳孔間距離は58mm, オートレフケラトメーターARK-2000(ニデック, 蒲郡)による屈折度数は0Dであった。+4.0Dのレンズを付加して検査を行った。図16 Aの上半は、従来のヘスチャートプロジェクター方式での結果を示す。チャート全体に約1/2ます(約60mm)耳側へ偏位しており、軽微な外斜の所見を呈した。図16 Aの下半に示すように、筆者が開発した装置では複視の所見はほとんどなかった。

図16 Bに右下斜筋麻痺症の54歳の女性(症例2)の測定結果を示した。瞳孔間距離は60mm, ARK-2000による屈折度数は+2.5Dであった。+6.5Dのレンズを付加して検査を行った。図16 Bの上半に従来のヘスチャートプロジェクター方式による結果および下半に本研究で開発した装置による結果を示し

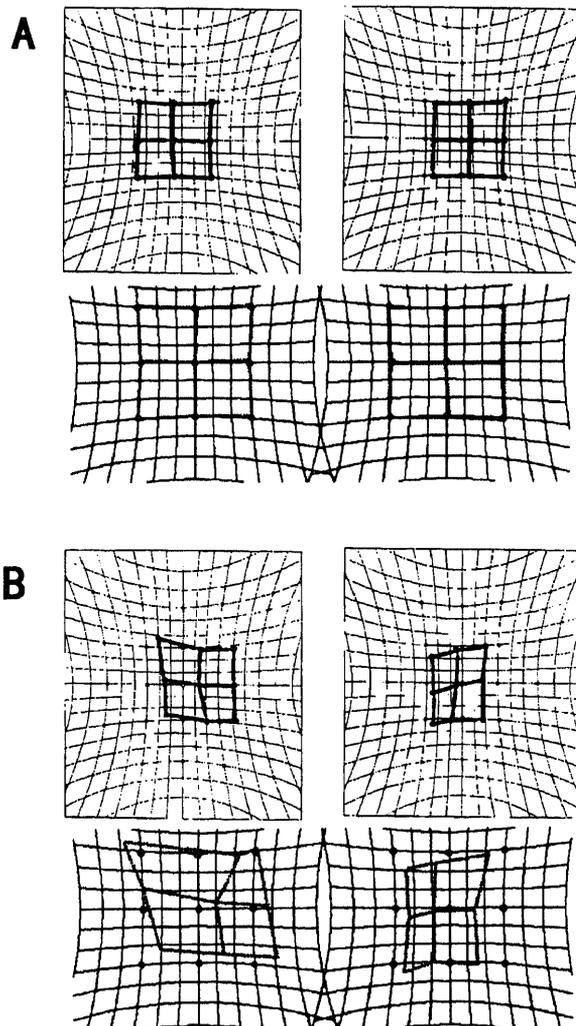


Fig.16. A conventional Hess chart (upper) and the new coordimeter chart (lower). (A) Case 1. A 25-year-old male. Orthophoria. (B) Case 2. A 54-year-old female. Right inferior oblique muscle paresis. The left and right charts pertain to the right and left eyes fixating respectively.

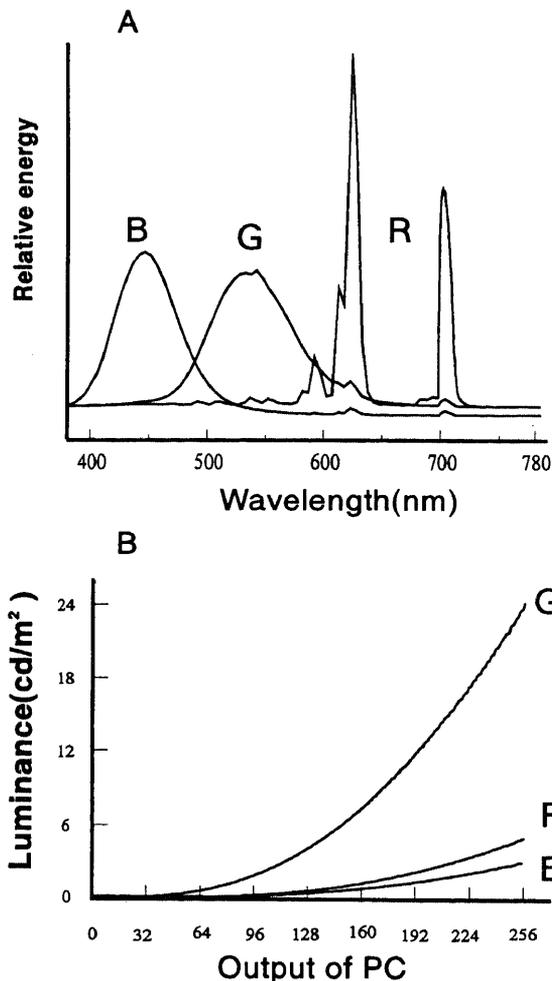


Fig. 17. Luminous characteristics of the color CRT display (CR-5050). (A) Spectra of red (R), green (G) and blue (B) cathode-ray luminescences. (B) Luminosities of R, G and B cathode-ray luminescences on each 256 levels by output of the personal computer (PC).

た。両装置ともに、右眼検査結果（左眼固視）において左上方頂点の内方への偏位および左眼検査結果（右眼固視）における左上方頂点の外方への偏位が明らかで、右下斜筋の不全麻痺の所見を示した。上半の従来のヘスチャートプロジェクター方式による結果は下半の本報の新装置による結果に比し全体に約1/2ます（約60mm）耳側へ偏位を示した。

考 察

FM 100ヒューテストは先天性色覚異常のみでなく後天性色覚異常の弁色力の評価に極めて鋭敏な優れた検査である。種々の眼底疾患や視神経疾患はしばしば後天性色覚異常を伴い、多くの場合に後天性色覚異常は視力障害など他の障害に先行する。したがって眼科臨床においてはFM 100ヒューテストのように鋭敏な色覚検査は必須といえる。FM 100ヒューテストでは従来煩雑な計算を必要とし、その結果の表示には特殊なチャートを用いていた。従来の自動化しない計算では両眼の検査結果解析に1時間近くを要し、しかも手作業による計算あるいは

記入の間違いが生じる可能性がつきまとっていた。このためFM 100ヒューテストは眼科臨床では頻繁には使用されていない。FM 100ヒューテストの検査結果をスコアシートに書き写す作業を自動化した器械〔JFC100ヒューカラークラックMK II（ジャパンフォーカス、東京）〕が市販されているが、高価でありしかもチャートの作成は可能であるが結果の解析までは行えないので普及していない。

眼科臨床におけるパソコンの応用の一つとして、本研究ではまずパソコンの計算機としての機能を用いて、FM 100ヒューテストの煩雑な検査結果を解析するプログラムを開発した。計算だけを目的にするなら市販の表計算ソフトウェアを使用すれば足りるが、従来用いられているチャートと同じ様式に画像出力できるほど自由度の高いソフトウェアは市販されていない。筆者が開発したプログラムを使用すれば、結果の解析にはデータの入力作業に10分程度を要するのみである。さらに一度入力した結果はフロッピーディスクあるいはハードディスクに保存され、後の読み出しが容易である。筆者のプログラムによる検査結果の入力に要する時間は10分程度であり、これを自動化する利点はあまりないと考えられる。また、本プログラムはMS-DOS[®]が動作するパソコンであればほとんどの機種で動作し、高価な特殊機器を購入しなくてよい。さらにプログラムの簡単な変更で市販のパソコン用表計算ソフトウェアなどで利用可能なデータ形式に変換可能であり、データの有効利用ができる。本プログラムによって、従来煩雑で長時間を要したFM 100ヒューテストの総偏差点、振幅、色相混同軸の算出を自動的に短時間に行い、その結果をチャートに自動的に描くことが可能になり、弁色力の評価に有用なFM 100ヒューテストの使用頻度が上がると考えられる。

先天性色覚異常の検査には、主に心理物理学にもとづく自覚的検査手法が用いられてきた。また他覚的色覚検査法として、カラーCRTディスプレイとパソコンを用いた実用的な刺激装置はTrosciankoら¹¹⁾によりすでに報告されており、同様な装置を用いた色覚検査の報告は少なくない^{12) 13)}。しかしカラーCRTディスプレイを用いたVECPによる色覚検査はいまだに一般に普及していない。その理由として、カラーCRTディスプレイの発光特性の不安定性およびVECP応答の再現性や個人差による解析の困難性が考えられる。カラーCRTディスプレイの発光特性は使用する蛍光物質により決定され、図17Aに示すようにカラーCRTディスプレイの赤、緑、青各々の不規則なスペクトル特性のため、カラーCRTディスプレイを用いて特定の波長光に対する感度特性を評価することは困難である。さらに、2色型あるいは異常3色型色覚では比視感度曲線が正常色覚のそれと異なるので、正常色覚者にとって等輝度な色対比刺激を呈示しても2色型あるいは異常3色型色覚者には輝度差が知覚され、VECPにはコントラスト応答が混入すると考えられる。しかし色覚異常における混同色に対する弁別能が正常色覚と異なることは、カラーCRTディスプレイ上の色光にもあてはまると考えられる。一般の色覚検査で用いられているパネルD-15テストでは、2色型色覚は、第1色覚異常、第2色覚異常それぞれで異なる混同色線による典型的結果を示す。またこのテストで色覚異常の程度を強度と中等度以下とに分類できる。そこで、本研究ではパネルD-15テストに使われている色と同じ色度座標を持つ10色を設定し、このうちの2色による市松模様を反転表示し、VECP刺激とした。さらに、図17B

に示すようにパソコン側の赤、緑、青各256階調毎の出力におけるカラーCRTディスプレイの輝度実測値の変化はいずれも直線的でも指数曲線的でもなく、単純に赤、緑、青の出力階調をソフトウェアで設定しても目的の色度を得られないことがわかる。したがって、色度および輝度の設定にはカラーCRTディスプレイ面上での修正が必要であり、筆者はCRTカラーアナライザーを使用して赤、緑、青各値を補正し、再現性のある表示を行えるようにした。本研究ではこのようにして設定した有彩色市松模様反転刺激で、正常色覚、異常3色型色覚(中等度以下)のVECPを記録した。正常色覚において、有彩色パターンでは無彩色(白黒)パターンとは著しく異なる応答を得た。陰性波(N_1)を無彩色パターンでは150ミリ秒付近に、有彩色パターンでは190ミリ秒付近に認められた(図7)。これらに先行する陽性波(P_1)の潜時でも無彩色パターンおよび有彩色パターンでそれぞれ約114ミリ秒および約140ミリ秒と異なっていた(図7)。しかし有彩色パターンでは P_1 は明らかでない場合が多く、 N_1 の基始部として認められるだけのことが多い。他に再現性のある成分を認めないことから N_1 を有彩色パターンに対応する応答の一つと考え、 P_1 と N_1 の電位差(P_1-N_1)をその振幅とした。VECP波形は、Pパターン、Dパターンいずれにおいてもほぼ同様であった。ここで注意すべきことは、無彩色パターンと有彩色パターンの平均輝度がそれぞれ $21\text{cd}/\text{m}^2$ および $4\text{cd}/\text{m}^2$ と異なっており、両者の応答を比較しても色コントラスト応答の特性を評価できないことである。すなわち、無彩色パターンの N_1 が輝度コントラスト応答であり、有彩色パターンの N_1 が色コントラスト応答であるとは断定できない。そこで有彩色パターンの N_1 にどの程度色コントラスト応答が反映されるかを明らかにするために同じ条件下で異常3色型の第1色覚異常および第2色覚異常のVECPを記録した。 P_1 、 N_1 の頂点潜時の平均値および振幅 P_1-N_1 の平均値では正常色覚群、第1色覚異常群および第2色覚異常群の3群間に有意な差はみられなかったが、P/Dの平均値は3群間で有意に相違した(表1)。P/Dが1より小さいという所見はPパターンでの応答がDパターンでの応答に比し小さいことを意味する。したがってP/Dの低下は色度図上の第1色覚異常の混同色線に沿った弁色力の他の方向の弁色力に対する相対的低下を意味すると考えられる。逆にP/Dの増大は第2色覚異常の混同色線に沿った弁色力の低下を意味するものと考えられる。正常色覚群に比し第1色覚異常群および第2色覚異常群のP/Dが各々有意に低下あるいは増大していた成績(表1)によって、本検査法による上記色覚異常の波長弁別能の低下の他覚的検出が可能であることが明らかになった。

VECP検査はその有用性が明らかであるにもかかわらず、眼科一般に十分普及しているとはいえない。その原因として既存のVECP検査装置の価格と操作性の問題が考えられる。呈示パターンを含めて刺激条件を自由に設定できる装置の価格は数百万円以上である。このような装置には視覚刺激以外の機能が付随しており多機能ゆえにかえって操作し難い機種もある。最近、網膜電図とVECP両検査機能を有するコンパクトな器械が市販されているが、簡便さを追求するあまりパターンの種類、反転頻度、コントラストなどに制限が多く機能的に物足りない面がある。一方、研究・実験用には眼科に限らず生体電気現象の計測・データ処理に現在パソコンが多用されている。特定の条件下で使用されるパソコン用ソフトウェアの作成は、従来専門家に

依存していたが、そのためかなりの出費を余儀なくされた。しかし、最近のパソコンの普及と高性能化・価格低下とこれに伴うソフトウェアの進歩により専門技術者でなくても実用的プログラムの作成が容易になっている。また、過去にパソコンを用いたパターンVECP用刺激呈示装置の報告¹⁴⁾があるが、呈示パターンの精細度・色相などにかなり制限があり、記録装置は別に用意しなければならなかった。さらに、従来パターン呈示用に用いられている白黒CRTディスプレイの解像度は約 350×320 本¹⁵⁾であり、小さなエレメントサイズを表示すると像が不鮮明になる。解像度が低いディスプレイにおいて小さいエレメントサイズでは像のコントラストは低下しあかかも屈折異常によるデフォーカスの状態ようになり、パターンVECPを誘発し難くなると考えられる。そこで本研究では、市販のパソコンと高解像度カラーCRTディスプレイおよび生体用前置増幅器を使用して、機能的に従来の高価な器械と遜色無いパターンVECP検査装置を比較的安価に開発した。本装置では刺激パターン呈示用に高解像度カラーCRTディスプレイを用いているが、カラーCRTディスプレイでは個々の製品間のばらつきと経年変化が著しい。ゆえにカラーCRTディスプレイで有彩色刺激呈示を行う際には、その画面輝度と色度の校正が不可欠である。本装置ではCRTカラーアナライザーCA-100の持つ通信機能を使い、RS-232C経由で画面輝度と色度の自動校正が可能である。また、デジタル入出力ボードをパソコンに装着すれば、これを介して市販のフラッシュ刺激装置にトリガー信号を与えることができ、フラッシュVECP検査装置としても使用可能である。有用性が明らかにもかかわらず、器械・操作が大がかりなために敬遠されがちであったVECP検査の眼科診療へのさらなる普及に本装置が役立つと考える。

症例1では従来のプロジェクター方式では約1/2ます耳側への偏位を示し(図16A上)、瞳孔間距離を補正した新しい装置では偏位はほとんどなかった(図16A下)。症例2では従来のプロジェクター方式、新しい装置いずれにおいても右下斜筋不全麻痺の所見を示した(図16B)が、従来の方式(図16B上)では新しい装置による結果(図16B下)に比し全体に約1/2ます耳側への偏位を示した。左右眼が完全に分離された場合に、瞳孔間距離を65mmとするとヘスチャートが投影される1.4mの距離でも左右眼の位置は65mm偏位している。これは2.6度に相当する。ヘスチャートの1ますは5度であり、1/2ますはほぼ瞳孔間距離に相当するので、症例1、2における従来のプロジェクター方式でみられた約1/2ますの耳側偏位は瞳孔間距離に由来すると考えられる。筆者の開発した新しい検査装置では、被検者の瞳孔間距離の補正を行っており、従来のプロジェクター方式に比して正確である。さらに本検査は明室でしかもわずかな占有面積で施行できるという利点を有する。被検者への指示・説明も容易であり、両眼の検査におおよそ5分を要するのみであった。

近年のパソコンの医学領域への普及は研究や医療事務部門のみでなく検査・診療の場にまで及んでいる。とくにインターネットなどのパソコン通信網の発達を背景として文字情報のみでなく画像情報のデジタル化を促す機器の開発が進められている。放射線科領域ではすでにX線CT画像のデジタル化が一般化しており、医療における全ての画像情報のデジタル化が進めらるると考えられる。そして、さほど遠くない将来に電子カルテが実現されるであろう。その時には眼科臨床においても従来扱

ってきたアナログ情報は全てデジタル化されねばならない。新しく開発される検査機器はほとんどがマイクロプロセッサを内蔵したりパソコンを利用している。しかし、従来から行われている検査の結果はアナログ情報のまま扱われている。本研究では眼科臨床における従来のアナログ情報のデジタル化と検査の高精度化、手技・時間の効率化および経済的効率化を目的として、パソコンの有効利用の具体的方法の開発を試み、計算器だけにとどまらず、刺激装置、記録装置としてもパソコンを利用可能であることを明らかにした。本研究で使用したパソコンのCPUのクロックは8MHzから75MHzであり、最近のパソコンに比べればかなり遅いにもかかわらず、眼科臨床に十分利用可能であった。今後さらに優れた機能・演算速度を有するパソコンを利用すれば、その応用範囲は拡大するであろう。

ただしアナログ情報のデジタル化に伴う量子化誤差の影響を考慮せねばならない。とくに眼底写真のような画像の取り扱いには注意を要する。通常の眼底カメラで撮影された写真像の解像度は2000ドットペーパーインチ(dot per inch, dpi)以上に相当する。しかし現在多く使用されているシーシーディー(charge-coupled device, CCD)カメラの画素数は約30万個で、サービス判(91mm×128.5mm)の写真を取り込むと約126dpiの解像度にしかならない。このためCCDカメラによる画像取り込みでは量子化誤差の影響が大きい。眼底の軟性白斑と硬性白斑が画素数の少ないCCDカメラ像では区別できなくなる。しかもカラー画像を扱う場合、赤、緑、青各256階調でデジタル化すると112.5kBのデータ量になる。サービス判のカラー写真を300dpiの解像度のカラーキャナーで取り込むと約597.4kBのデータ量になる。かりに2000dpiで取り込むとデータ量は約26MBにもなる。データ圧縮を行ってもせいぜい1/3程度にしかならない。十分な解像度のデジタル画像を得るためには膨大なデータを扱わなければならないことに注意しなければならない。

結 論

1. パソコンで使用するFM 100ヒューテスト結果解析プログラムを開発した。本プログラムによって煩雑で長時間を要したFM 100ヒューテストの総偏差点、振幅、色相混同軸の算出を自動的に短時間に行い、その結果とチャートを自動的に描画することが可能になった。

2. パソコン、カラーCRTディスプレイおよびCRTカラーアナライザーを用いて、カラーパターン呈示によるVECP刺激装置を開発した。この装置を用い、パネルD-15テストの色票とほぼ同じ色度を有する2色による市松模様反転刺激によるVECPを記録した。無彩色パターン刺激によるVECPとは異なり約180ミリ秒から約200ミリ秒の頂点潜時をもつ陰性波を特徴とするVECP波形を記録した。P/Dの平均値は正常色覚群、中等度第1色覚異常群および中等度第2色覚異常群の3群間で有意に相違した。これにより、パソコンおよびカラーCRTディスプレイをカラーパターンVECP刺激装置として使用しうることが明らかとなった。

3. 高解像度カラーCRTディスプレイとパソコンおよびパソコン周辺機器を用いて、眼科一般外来で使用可能なパターンVECP検査装置を開発した。従来の高価な装置に劣らないパターンVECP記録が可能であり、しかも従来の装置では不可能であった種類の刺激パターンの呈示が可能であった。ソフトウエ

アの改良・変更によりパターンの変更やフラッシュ刺激も可能である。

4. パソコンを用いた複像検査装置を開発した。本装置は明室で、従来の装置に比して狭い占有面積で使用可能であり、従来の装置と同様の結果を得られるのみならず、従来の装置では不可能であった瞳孔間距離の影響の自動補正が可能であった。

以上、パソコンで動作するFM 100ヒューテスト結果解析プログラム、カラーパターンVECP刺激装置、パターンVECP検査装置、複像検査装置を開発し、そのいずれもが眼科臨床に有用であることが判明した。

謝 辞

稿を終えるに臨み、終始御懇篤なる御指導と御校閲を賜りました恩師河崎一夫教授に深甚の謝意を捧げます。

文 献

- 1) Farnsworth D. The Farnsworth-Munsell 100-hue and dichotomus tests for color vision. *J Opt Soc Am* 33 : 568-578, 1943
- 2) 北原健二. Farnsworth-Munsell 100-Hue testの解析一色相混同の軸と極性の度合い一. *日眼会誌* 89 : 544-547, 1985
- 3) 馬嶋昭生. 先天性色覚異常の診断基準について(Ⅲ). *眼紀* 23 : 170-175, 1972
- 4) Adachi-Usami E, Heck J, Gavriisky V, Kellmann F J. Spectral sensitivity function determined by the visually evoked cortical potential in several classes of colour deficiency. *Ophthalmic Res* 6 : 273-290, 1974
- 5) 新編色彩科学ハンドブック(日本色彩学会編), 第1版, 1354-1371頁, 東京大学出版会, 東京, 1980
- 6) Jasper H H. The ten twenty electrode system of the International Federation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 10 : 371-375, 1958
- 7) ACM-217Sユーザーズマニュアル, 9頁, アルファデータ, 藤沢
- 8) ADM-1498BPC取扱い説明書, 3頁, マイクロサイエンス, 東京, 1992
- 9) 藤森洋志, 小川 弘. ロータス1-2-3テクニカルハンドブック, マグロウヒル出版, 東京, 1991
- 10) 小池慎一. F F T. Cによる科学技術計算, 236-294頁, CQ出版, 東京, 1987
- 11) Troscianko T, Low I. A technique for presenting isoluminant stimuli using a microcomputer. *Spat Vision* 1 : 197-202, 1985
- 12) 山田健史, 井奈波亮, 杉江 昇. カラーモニタとマイコンを用いた色覚異常判定システムの開発. *信学技報* 85 : 9-16, 1985
- 13) Arden G B, Gunduz K, Perry S. Color vision testing with a computer graphics system : Preliminary results. *Doc Ophthalmol* 69 : 167-174, 1988
- 14) 下分章裕, 阿部真知子, 田村 修. 新しいパターンVECP用カラー刺激システム. *眼紀* 41 : 1262-1265, 1990
- 15) 遠峰達郎, 高野政道. 映像信号. *テレビジョン受像機一原理から実際まで一*, 30-33頁, 啓学出版, 東京, 1980

Clinical Applications of Personal Computer for Ophthalmic Examinations Tomoyuki Saeki, Department of Ophthalmology, School of Medicine, Kanazawa University, Kanazawa 920 — J. Jusen Med Soc., **103**, 364 — 377 (1997)

Key words personal computer, color deficiency, visually evoked cortical potential, Hess-coordimeter

Abstract

Ophthalmic applications of personal computers were described in the Farnsworth-Munsell 100-hue test (FM 100-hue test), the paired-colored checkerboard photic stimulator for examining dyschromatopsia by visually evoked cortical potentials (VECP), compatible VECP system and Hess-coordimeter. A software especially programed for the FM 100-hue test makes it possible to analyze results of this test, automatically printing out the total error score, the amplitude and bipolarity of the confusion axis within a few minutes. The VECP was recorded in normal subjects, protanomals and deuteranomals, using paired-colored pattern stimulator tuned to the same chromaticity coordinates of the Panel D-15 test's colors. A new index (P/D), the ratio of the amplitude of response to pattern reversal stimuli by protan-confusing paired colors to the amplitude by deutan-confusing paired colors, was significantly different in protanomals (0.77) and deuteranomals (1.51), both from normal subjects (1.06). A VECP system was composed of a personal computer (PC), a cathode-ray tube (CRT) and other related equipment. This VECP system was comparable in function to much more expensive ones. A coordimeter was made up of only a PC and a CRT. This new coordimeter needed no dark room and occupied a much smaller space compared with conventional ones. The results obtained by this coordimeter coincided with results by former projection-style Hess-coordimeters, except for effects of pupil distance. The computer-assisted devices described here would accelerate clinical use of the above-mentioned ophthalmic examinations which have been hitherto very time-consuming, intricate and expensive.