ENG 検査におけるコンピューター分析

— 健常者を対象として —

真 崎 雅 和

Computer Analysis of Electro-Nystagmography Recordings in Normal Subjects

Masakazu Masaki

(Akita City Hospital)

A quantitative analysis of eye movement with optokinetic and caloric nystagmus was undertaken in normal subjects using a digital computer. Fifteen parameters were established to differentiate nystagmus from artifacts. Eight of the parameters were used to diagnose the quick phase and the other 7 parameters were used to diagnose the slow phase. On OKN (optokinetic nystagmus), the velocity gain was calculated. The adaptation limits of slow phase velocity were a maximum slow phase velocity, while the velocity gain was over 0.8. In 20 normal subjects, the average slow phase velocity was $90^{\circ}/\text{sec}$ (S.D. 15.5). In the caloric test, the average maximum slow phase velocity was $32^{\circ}/\text{sec}$ (S.D. 11) and the average with the visual suppression test was 70% (S.D. 10.5) in 31 normal ears. In this analysis, the frequency of nystagmus was not necessarily reduced with visual suppression, so that the FFI (failure of fixation suppression index) was not a valid parameter.

Key words : computer analysis, ENG, OKN, caloric test

はじめに

ENG (electro-nystagmography) は、眼球運動の振幅に比例して変動する角膜網膜電位を計測増幅する装置であり、眼球運動を客観的に記録するものとして平衡機能検査において欠かせない存在となっている。電氣的に得られた情報(電圧)は時間軸とともに2次元情報として用紙に記録されるが、コンピューターが一般的になった現在では、電子化された情報として保存され解析されることも多くなってきている。

我が国では渡辺¹⁾がいちはやくコンピューター活用の報告をしており、その後の他の報告も渡辺のプログラムを参考としているものが多い。筆者もその論文を参考にして、1983年よりコンピューター化を試みた。当時、マイクロコンピューターの性能は低く、周辺機器調達やプ

ログラム環境に困難があり、三栄(現・日本電気三栄)製シグナルプロセッサ 7T17 を利用し、付属するシグナル処理用のベーシックを用いて入力解析プログラムを開発した。まず眼振認識のプログラムのパラメータを検討し、ついでそのプログラムを用いて分析された視運動眼振および温度眼振検査の正常値を設定した。その後それらをC言語(マイクロソフト quick C)を用いてマイクロ(パーソナル)コンピューターに移植した。本論文ではそれらの基本的手法と結果について報告する。

A. データ入力, 処理方法

[1] アナログ→デジタル変換

機器構成: シグナルプロセッサ 7T17 にはアナログデジタル変換器(AD 変換器)が内蔵されている。この変換

器は12ビットの分解能(うち上位1ビットは符号ビット)を持ち-5~+5ボルトのバイポーラ電圧を符号付き二進数に変換する。すなわち変換後の内部値1に対して $5000 \div 2048 = 2.441 \text{ mV}$ ということになる。ENGは同じ日本電気三栄製1B21であり外部出力端子からの出力は最大で ± 1.5 ボルトである。増幅器特性は原則としてDCとした。較正は視角 10° に対してENG記録紙上10mmとなるように調整すると、出力はおよそ $25 \text{ mV}/1^\circ$ となるので、デジタル化されたときの分解能は内部値1に対しておよそ 0.1° 程度である。ENG記録に当たっては高周波雑音成分の混入は避けられず、かつ被験者間の個人差が大きく、経験上ENG内臓の高域遮断アナログフィルタは25 Hzとした。

パーソナルコンピュータに移植する際には、別途にAD変換器を購入する必要がある。今回はCONTEC社製のAD12-16Aを用いた。差動入力方式を選択し、上記条件と一致させるため ± 5 ボルト入力を選択した。パーソナルコンピュータはNECの9801DAを用い、CPUをインテル80486相当に変換した。

サンプリング方法：7T17の場合は加算入力用の命令があり、加算回数を1とすることでサンプリングが可能である。ただしこの場合は割り込み命令ではないので、サンプリングが終了するのを待ってから処理をしなければならない。

パーソナルコンピュータにおいては割り込み処理が可能である。本装置では、OSとして一般的に普及しているMS-DOSを用いたので、MS-DOSの規則に従っての処理が必要であった。本OS下のプログラム言語であるquick Cには直接MS-DOSを制御できる命令が含まれているので、アセンブリ言語を用いなくても比較的容易に割り込み処理を実現することができる(その手順については本論文末尾に参考として記述した)。

サンプリング周波数：サンプリング周波数を小さくした場合は、分解能は向上するが収集必要時間におけるデータ量は増加する。シグナルプロセッサ7T17においては、データ量は1配列あたり64 KBの制限がある。CPU8086系統では1セグメント64 KBの制限があり、今回使用したquick Cにおいてラージメモリモデルを選択した場合でも1つのデータ単位(配列)は64 KB以内の制限を受ける。各検査において2分の検査時間を想定し、入力チャンネル数を2(原波形および刺激情報)とした場合、サンプリング周波数100 Hzで $100 \times 120 \times 2 =$

24000点、データは2バイトであるから計48000バイトが必要であり、この周波数が妥協点といえる。短い検査時間であれば200 Hzも可能である。さらに多くの点数を必要とする場合にもプログラム上の工夫によっては可能であるが、メモリ不足でハングアップする確率が高くなる。

サンプリング周波数により大きく影響を受けるのは、衝動性眼球運動の最高速度である²⁾。図1に振幅 30° の衝動性眼球運動を、サンプリング周波数をかえて計測した際の実速度波形(原波形5点微分)を示す。これらから、200 Hz以上の周波数では、なんらかのフィルタ処理が必要であることがわかる。生体電位検査であるENGにおいては雑音の混入は避けられず、被験者による条件の差異も少なからずある現状では、100 Hzは妥当なサンプリング周波数と考えた。

[2] 基本的な数学的处理

7T17付属のシグナルベーシックには、信号処理や基本的な統計処理のための命令がそろっているので、マニュアルに従って使用するのには容易である。パーソナルコンピュータ(以下PC)に移植するに当たってはそれに相当する処理ルーチン(関数)を作製しておく必要がある。以下に基本的な処理の概要を示す。

図1 サンプリング周波数の違いによる速度波形の相違(振幅 30° の衝動性眼球運動, 同一データ)

1) 微分波の+から-への符号変換点を探し仮のピーク(山)[p点]とする。

2) ヒステリシス h を設定し、ピークからその前で h だけ低い値を横切る点を探す[n1点]。

3) 探している途中で波形値が仮のピークより大きな値となればピークとは認められないので次のピーク(山)を探す(→1)へ戻る)。

4) ピークから後方に同様に h だけ低い値を横切る点を探す[n2点]。

5) 探している途中で速度値が仮のピークより大きな値となればピークとは認められないので次のピーク(山)を探す(→1)へ戻る)。

6) n1, n2 点が検出されれば p 点は真のピーク(山)である。

谷を検出する場合は極性を反転させればよい。これにより、例えば単純な正弦波のピーク検出は h を波形全体の(最大-最小)値の 1/3 程度に設定すれば、精度良く検出される。

以上の処理は原則として整数型で行うが、誤差が見込まれるような演算は、単精度浮動小数点に型変換して行った。

[3] 較正波形の取り込み：標準的な方法は視角 10° の 2 点交互注視による方法であるが、今回は以下の方法で行った。1B21 の場合 auto モードがあり、被験者に視角 20° (中央から左右に 10° ずつ) の衝動性眼球運動検査を数周期行くと自動的に 10°/10 mm の較正をとるので、まずこれで ENG 自体の較正をとった。ついで 0.3 Hz, 視角 20° のサイン波を視標追跡させ、10 周期分をコンピューター入力した。ピーク(山, 谷)を自動認識させ、20 個の振幅値を計測、その中間値をもって視角 20° の較正振幅(電圧)値として採用、保持した(整数値)。後の検査で必要に応じて単精度浮動小数点型に変換し、同様に変換した波形データとの間で演算し視角物理量に変換して使用した。

B. 眼振の検出方法の検討

(方 法)

上記方法にてコンピューター入力した正常群 15 名、めまい患者群 23 名の温度眼振データから、10 秒データ分ずつ無作為に抽出し対象データとした。この際眼振はすべて左向きとなるように極性を変換した。まず速度波形の下向きのピーク(谷)P0 を自動認識させ、その前後で速

図3 急速相の速度波形が急峻である条件設定のパラメータ

度波形の符号変換点を求めた (Q1, Q2). これは仮の急速相の始, 終点である. ついで Q1 から前にさかのぼって仮の緩徐相の開始点である原波形の谷のピーク S1 を求めた (ヒステリシス 0.8°). 10秒ずつの原波形, 微分波形を CRT 画面上に表示させ, 自動認識させた各点をマーカー表示し, これらの画面を見ながら, 手動で眼振か否かを判定した. これにより眼振データ448個, 非眼振データ164個を抽出した. これらを用いて眼振判別のために以下の条件を設定し検討した.

- 1) P0 の前後に速度波形のピークが他に存在しないこと (不応期)
- 2) Q1, Q2 間に速度波形のピークは他に存在しないこと (弾道的であること, すなわち急速に一樣に増加し減少すること)
- 3) 速度波形が急峻であるかを表現する方法として以

下に示すパラメータを設定した (図3).

A1: 急速相振幅, T1: 急速相持続時間, V1: 急速相最大速度, R1: 急速相加速度, Acc 1: 急速相の立ち上がり加速度 (1 次回帰係数), Acc 2 = 急速相減速加速度 (1 次回帰係数)

速度波形が急峻である条件として経過速度が最高速度の $3/5$ 以上である時間を全体の経過時間に対する比として求めた (大きいほど急峻) [R2].

さらに Acc 1 と Acc 2 との比を求めることにより, 急速相波形の特徴が得られると考え判別のためのパラメータの 1 つとした [R3].

4) 緩徐相, すなわち滑らかさを表現するためのパラメータを以下のように設定した (図4).

A0: 緩徐相振幅, T0: 緩徐相持続時間, Va: 緩徐相全体の単純平均速度

V_c = 区間 C の平均速度*

V_s : $V_m - V_a$ が $15^\circ/\text{秒}$ 未満の場合は $V_2 = V_a$

$V_m - V_a$ が $15^\circ/\text{秒}$ 以上の場合は V_m 点前後で

$V_a + 15$ 以上の速度をもつ点 (区間 D) を除いた平均速度

$Rs1 = 100 \times (T0 - \text{区間 D 時間}) / T0^{**}$

$Rs2 = 100 \times V_c / V_s^{***}$

*区間 C は眼振において比較的安定した区間

**区間 D が長すぎる場合はアーチファクトの混入大

***安定した区間の速度と全体の平均速度との比が大の場合は緩徐相と認識しない

図4 緩徐相のパラメータ

緩徐相としての波形が安定していないかアーチファクトの混入があると、真の緩徐相速度と V_a 間には誤差が見込まれる。そこで緩徐相速度を補正する方法として、 V_a より $15^\circ/\text{sec}$ 以上大きい速度をもつ波形を除外してあらためて平均速度を求めた (V_s)。また急速相直前の 150 msec はアーチファクトの混入が少ないと仮定してこの区間の平均速度を求めた (V_c)。

平滑度としては、 V_s を求めた際の除外された区間が大きすぎないこと (R_{s1})、および V_c と V_s に差がないこと (R_{s2}) とした。

(結 果)

1) 眼振として認識された最大急速相速度 (V_1) はすべて $15^\circ/\text{sec}$ 以上であった。すなわち $V_1 \geq 15^\circ/\text{sec}$ とすることにより 42 個の非眼振が除外された。

2) ピーク検出前後 150 msec (15点) に他のピークが存在しないことを条件に加えることにより、眼振を除外することなく、さらに非眼振 16 個が除外された (計 58 個)。

3) 同様に弾道的条件によりさらに 9 個除外された (計

67 個)。

4) 以上で除外されなかった非眼振 101 個と眼振 448 個について急速相のパラメータを計測した結果を表 1 に示す。この結果より以下の条件を設定した。

$$A1 \geq 1^\circ$$

$$300 \geq T1 \geq 50 \text{ msec}$$

$$R1 \geq 120$$

$$80 \geq R2 \geq 20$$

$$\text{Acc1} \geq 220^\circ/\text{sec}^2$$

$$\text{Acc2} \geq 190^\circ/\text{sec}^2$$

$$265 \geq R3 \geq 26.5$$

以上の設定で非眼振は残り 52 個となった (除外率 69%)。

5) 残りの非眼振および眼振について緩徐相のパラメータの計測を行った結果を表 2 に示す。この結果より以下の条件を設定した。

$$A0 \geq 1^\circ$$

$$3000 \geq T0 \geq 100 \text{ msec}$$

$$120 \geq Vc \geq 1^\circ/\text{sec}$$

表 1 急速相のパラメータの計測結果

眼振 (N=448)					
パラメータ	単 位	平 均	SD	最 大	最 小
A1	°	8.2	6.1	24.7	1.0
T1	msec	110	34	230	50
R1		1145	744	3222	128
R2		46.4	9.2	77.3	21.1
Acc1	°/sec ²	2289	1495	6422	228
Acc2	°/sec ²	2051	1367	6260	195
R3		93.1	28.0	263.6	28.6
非眼振 (N=101)					
パラメータ	単 位	平 均	SD	最 大	最 小
A1	°	3.5	5.3	42.1	0.2
T1	msec	130	77	420	20
R1		386	320	2292	45
R2		42.4	16.1	99.5	10.7
Acc1	°/sec ²	752	655	4694	45
Acc2	°/sec ²	705	621	4349	76
R3		127.6	161.4	1209.1	10.9

表 2 緩徐相のパラメータの計測結果

眼振 (N=448)					
パラメータ	単 位	平 均	SD	最 大	最 小
A0	°	8.4	5.8	26.8	1.1
T0	msec	400	240	1640	110
Vc	°/sec	27.6	20.9	79.8	1.1
Vs	°/sec	28.1	21.6	83.9	1.4
Rs1		86.6	10.8	100.0	45.5
Rs2		102.3	29.2	390.7	26.7

非眼振 (N=52)					
パラメータ	単 位	平 均	SD	最 大	最 小
A0	°	2.2	3.0	17.6	0.1
T0	msec	420	330	1600	60
Vc	°/sec	2.7	12.9	54.1	0>
Vs	°/sec	8.9	10.3	44.2	0>
Rs1		81.2	19.6	100.0	35.5
Rs2		156.3	245.1	1000.9	0>

$$120 \geq Vs \geq 1^\circ/\text{sec}$$

$$Rs1 \geq 40$$

$$400 \geq Rs2 \geq 25$$

これらの条件により眼振が除かれることなくすべての非眼振が除かれた。

C. 視運動性眼振 (OKN) の正常値設定

(方 法)

永島製オーム型ドラム回転装置 OK2S に、各刺激線条の頂部に突起針を取り付け、回転中にそれが被験者の正面を通過する度にセンサーを刺激するように工夫し、通過信号としてコンピューターに入力できるようにした。正常ボランティア20名に対し、次の2通りの刺激方法にて眼振データを採集した。

1) 加速度法： $2^\circ/\text{sec}^2$ の角加速度でドラムを回転させ、120秒間正面を通過する線条を数えるように指示した。

2) 定速度法：暗所でドラムを回転させ、30, 60, $90^\circ/\text{sec}$ の定速に達した時点で明かりをつけると同時に、正面を通過する線条を数えるように指示した。

眼振の認識は前記の方法によったが、眼振/線条速度比が1.4を越えるものは除外した。また急速相後半では新しく視野に入る線条を追従しようとするためか必ずしも弾道的という条件があてはまらないものが少なくなかったため、条件からはずした。

(結 果)

1) 加速度法で計測したパラメータと結果を表3に示す。適応限界は速度利得が0.8以上を保てなくなった時点とした。図5に印刷された実際の検査報告を、図6に10秒間の刺激線条と眼振の認識状況の関係を示す。ここでは眼振と刺激線条速度比に応じて眼振マーク表示を変えている(1.2以上=予測, 1.2~0.8=追跡[実線], 0.8以下=遅れ[波線])。

2) 定速度法で計測した速度利得の結果を表4に示す。速度利得は加速度法に比べて小さな回転速度で早く低下した。

D. 温度眼振の正常値設定

(方 法)

冷蔵庫保存の生理的食塩水(5°C)を用いて上村⁴⁾の少

図5 OKN 加速度法 ($2^{\circ}/\text{sec}^2$) の検査結果出力例表3 OKN 加速度法 ($2^{\circ}/\text{sec}^2$, 60秒)における各パラメータの計測結果(健康成人)

	平均	標準偏差
眼振数/通過線条比	0.91	0.13
総振幅数($^{\circ}$), 緩徐相	1910	389
総持続時間(msec), 緩徐相	42910	3620
総速度($^{\circ}/\text{sec}$), 緩徐相	7178	1565
適応限界(ドラム速度)($^{\circ}/\text{sec}$)	107	20
適応限界(緩徐相速度)($^{\circ}/\text{sec}$)	90	15.5
緩徐相最大速度出現ドラム速度($^{\circ}/\text{sec}$)	109	10.5
緩徐相最大速度($^{\circ}/\text{sec}$)	101	16.7
総振幅($^{\circ}$), 急速相	1865	402
総持続時間(msec), 急速相	11300	820
総速度($^{\circ}/\text{sec}$), 急速相	30742	8057

(N=20)

表4 OKN 定速度法による速度利得計測結果(健康成人)

ドラム速度($^{\circ}/\text{sec}$)	平均	標準偏差
30	1.00	0.17
60	0.83	0.21
90	0.59	0.21

N=20

ここで10秒間正面につるした豆電球を点灯させ視性抑制(Visual Suppression, VS)検査⁵⁾を施行した。

(対象)

健康成人20名, 31耳

(結果)

1) 入力開始後から10秒ごとに眼振緩徐相速度の平均を求め, 最大平均値を最大緩徐相速度として求めた。ヒストグラムを図8に示す。これより誤差分を見積もっても $15^{\circ}/\text{sec}$ 以下の場合は反応低下とみなすことができると考えた。

2) VSのヒストグラムを図9に示す。なお最高緩徐相速度到達前にVSを行っている可能性もあるが, 最高緩徐相速度到達時間とVSの間には有意な相関は認められなかった(図10)。

3) 加藤ら⁶⁾の提唱するFSI (fixation suppression index)を算出した結果のヒストグラムを図11に示す。今回の検討では正常境界値とされる60%以下を示す例が少なくなく, 安定したパラメータとは言えなかった。眼振数の抑制率のばらつきによるもので, うち26%は逆に眼

量注水法に従い検査した。コンピューターへはフットスイッチにてチェック信号を送れるようにした。スタートのチェックを入れるとCRT上に20秒から逆算する秒表示が出るようにし, それに従い注入(10秒), 側転頭位保持(10秒)し, 秒表示が消えるとともに被験者頭位を正面にした(入力開始)。予備実験において正常被験者15名の検査を施行した際, 最高緩徐相速度の出現は40~50秒後に出現することが多く, またその前後10秒間の緩徐相速度平均に差を認めなかった(図7)ことから, 入力開始40秒後にCRT画面にVSの文字を表示させることにし,

図6 OKN 加速度法の眼球運動と通過線条の重ね合わせ例

図7 緩徐相速度の時間的推移(健康成人15名, 15耳)

振数の増加が認められた。眼振数の抑制率とVSの間には正の相関があり、従ってVSの低下した例で眼振数が増加する例がみられた(図12-a)。また視性抑制中の緩徐相速度の高い例で眼振数の増加がみられる傾向にあったが(図12-b)、これは振幅の大きな眼振の中に小さな眼振様波形が重畳することがあるために、それらも鋭敏に眼振として認識された可能性を示唆する。ただ低い速度でも眼振数が増加している例も少なからずみられている。

(考 察)

現在では、PCの性能の向上と価格低下、プログラム開発環境の整備などにより、特殊な研究機関でなくともENG記録をコンピューター入力し実時間処理することは比較的容易である。しかしながら一般的な医療器機として普及するまでのコンセンサスは得られていない。近い将来、眼鏡型ディスプレイとコンピューターとの組み合わせでフレンツェル眼鏡並の手軽さで視刺激が行われ

図 8 温度眼振における最大緩徐相速度の分布(健康成人20名, 31耳)

図 9 VS の分布(健康成人20名, 31耳)

る可能性があるが、眼球運動の記録、解析の煩雑さからの解放にはコンピューター処理のための標準的手法が必要である。眼球運動の記録法については、筋電図などの雑音成分が入りにくいサーチコイルを装着する方法⁷⁾があるが簡便とは言えず、電極の装着を必要としないビデオ記録による方法⁸⁾⁹⁾は、一般的な PC で処理するにはまだ能力に限界があり、しばらくは ENG 記録に頼らざるを得ない。いずれにしても眼球運動解析のためのコンピューター処理方法論について十分な論議が必要である。

ENG の PC への入力、PC の割り込み処理機構を理解すれば実時間処理は難しくはないが、AD 変換器に付属しているプログラムで入力だけしておいて、解析処理を汎用のアプリケーションで構築する非実時間法であれば専門的知識がなくても可能であろう。入力されたデータにはまず不規則雑音の処理が必要である。これには移動平均法(単純、多項式適合法、適応化平滑化法)、周波数領域法、積算平均化などがあり、現実的な簡便さから移動平均法が選択されることが多い。多項式適合法

最大緩徐相速度出現時間
(刺激終了後 sec)

図10 VS と最高速度出現時間との相関
(健康成人20名, 31耳)

の再帰法のアルゴリズムを用いると全体をあらためて平滑化するときには高速化できるが、打ち切り誤差が順次伝搬，増大する可能性がある。実時間処理で平滑化点数5点であれば，Savitzky-Golay 法によりあらかじめわかっている係数を用いてその都度平滑化していった方が速い¹⁰⁾。移動平均法は隣合った雑音が無相関であるとき

に有効であり，相関の強い雑音に効果はないので，前提としてENG 記録時の条件を良くすることが第一義ではある。さらに計測機器による歪みにはディコンボリューションの論議も必要である。技術系との協力が必要な分野であり基準化が望まれる。

我々にとって重要なのは眼振の自動認識法である。今回は渡辺¹⁾の方法に比べ，より多くのパラメータを設定したが，計測機会ごとに雑音除去効果が一定しないうえ，眼振の大きさがまちまちであり，特に眼振が小さくなると対象のサンプリング点数も少なくなり波形の歪みが大きくなるので，細かく分析しても普遍性に欠ける疑問が残った。また今回の検討対象が誘発性の末梢前庭性の温度眼振であり，すべての眼振に対応できるかは今後の課題である。パラメータの設定や相関を含め眼振の数学的性質についての統計的検討がさらに必要であり，またその限界を明らかにする必要がある。

OKN についての活用は，従来のパターン認識により得られていた情報を数値化しようとするものであるが，加速度法においては特に追跡機能としての適応限界を数値化できることに意義があると考えられる。ENG 記録に比べて優れているのは，記録後もデータの時間軸を自由に変え，視標との関係を同一座標で図形的に明示できることである。これにより追跡動態を細かく観察することができ，診断に役立つことが期待される¹¹⁾。定速刺激

図11 FSI の分布(健康成人20名, 31耳)

図12 眼振数抑制率の VS, 抑制中緩徐相速度との相関

(健康成人20名, 31耳)

(a) 眼振数抑制率と VS の相関

(b) 眼振数抑制率と抑制中緩徐相速度との相関

法では Cohen ら¹²⁾ のいう緩徐相速度の急速増加と緩徐増加を分離できないかと考えたが、人間の場合の適応は瞬時に行われるようである。速度利得は定速度法の方が低下するが、加速度刺激と比べて予測や慣れの違いがあるのか今後の検討課題である。

温度眼振検査における活用も、その反応性として重要なパラメータである最高緩徐相速度を定量することが第一の意義である。最近では同時に VS テストを行うことが多いが、今回のように刺激終了後一律定時に VS テストを施行しても、両者のパラメータへの影響は少ないと考えられた。CP や DP の測定は眼振の終了を自動認識させる必要があるが、これは肉眼的に確認した方が精度が高いうえ、被験者の負担が大きいため今回は取り上げなかった。VS の正常値については Kato ら¹³⁾ の検討では50～60%が正常、異常の境界値としている。今回の健康成人における結果からも50%以下の例はなく、自動計測においても妥当な結果が算出できるものと考えた。しかしながら眼振数を緩徐相速度にかけ合わせる FSI においては、眼振数抑制率のばらつきにより安定した結果が得られなかった。自動認識においては緩徐相速度は正確に算出できるが、眼振数は、どこまでを眼振として認

識させるかによりばらつきが出てくるものと考えられる。現状では FSI の値は参考程度と考えている。

まとめ

ENG 記録をコンピューターに入力し分析するシステムを開発し検討した。眼振自動認識のためのパラメータ(急速相である条件8個、緩徐相である条件7個)を設定し、視運動性眼振および温度眼振検査(視性抑制を含む)における自動診断のための正常値を設定した。視運動性眼振検査(加速度法)における適応限界(速度利得0.8以上)の平均は $90^{\circ}/\text{sec}$ (標準偏差15.5)であった。定速度法では $90^{\circ}/\text{sec}$ の刺激で速度利得は0.6程度に低下した(健康人20名)。温度眼振検査における最高緩徐相速度の平均は $32^{\circ}/\text{sec}$ (標準偏差11.0)であり、VS は平均70% (標準偏差10.5)であった。本分析システムにおいては、視性抑制時の眼振数の抑制率にばらつきがあり、FSI の正常範囲の設定はできなかった。

参 考

quick C における割り込み設定手順および割り込み処理プログラム

割り込みベクタの設定(void adset(void))

(拡張スロット INT0 使用：割り込みポインタテーブル B 番)

図13 PC98 における割り込み処理手順 (1)

割り込み処理ルーチン (void interrupt far adchange(void))

(I/O ポートアドレス 0xEE と設定)

図14 PC98 における割り込み処理手順 (2)

(割り込み処理ルーチン)

1. 割り込み登録：関数名 adset () (図13)

AD 変換器に内蔵の(プログラマブル)タイマーに任意の時間を設定することにより周期的な AD 変換が行われ、変換終了信号が OFF から ON へ立ち上がるときに割り込み信号が発生する(外部割り込み)。この信号を PC98 側の割り込みコントローラ (μ PD8259) が検出し、あらかじめ指定した割り込み処理プログラムへ制御を移す。この場合の割り込み処理プログラムは絶対番地として、割り込みテーブル(絶対アドレス 0 番地から 4 バイトずつにわけられた割り込みベクトル)にそのアドレスを登録しておかなければならない。ここでは拡張スロット INTO の外部割り込みを設定したので、ベクトルの B 番目に処理ルーチンのアドレスを登録する必要がある。さらに割り込みコントローラの D3 ビットをリセットしこの割り込みを許可する必要がある。

2. 割り込み処理ルーチン(アナログデジタル変換)：関数名 ad_change () (図14)。

レジスタの退避、復帰は自動的に行われるのでプログラムの記載の必要はない。変換された値は、この場合上位 8 ビットは 0xEF 番地に、下位 8 ビットは 0xEE 番地に記憶される(番地は選択可能)。上位 8 ビットのうち上位 4 ビットは変換値ではないのでマスク(0 代入)する必要があり、さらに第 5 ビットは符号ビットであるので、符号を調べた上で変換値を 16 ビットに符号拡張する必要がある。その上で変換値を ad_data () という名前をつけた配列に格納した。単チャンネルの場合は問題ないが、複数チャンネル取り込む場合は、いったんタイマーを止めて、チャンネルセット、変換マニュアルスタートを繰り返し、目的とする全チャンネル(0～最大15チャンネル)の変換を持って再びタイマーをスタートさせる方法をとったので若干の時間的ずれを生じるが、変換速度は 12 μ 秒であり、後述するサンプリング周波数においては無視できるずれと考えた。

参考文献

- 1) 渡辺行雄：ENG 検査の自動分析システム。日耳鼻 82：1553～1579, 1979.
- 2) 小松崎篤：急速眼球運動検査の臨床的意義。めまい 一臨床の基本(鈴木淳一、時田 喬編)。193～204頁、現代医療社、東京、1983.
- 3) Savitzky A and Golay MJE : Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures. Anal Chem 36 : 1627～1639, 1964.
- 4) 上村卓也：温度刺激検査。神経耳科学検査法(上村卓也、鈴木淳一、朴沢二郎編)。85～98頁、医学書院、東京、1968.
- 5) Takemori S and Cohen B : Visual suppression test. Ann Otol 86 : 80～85, 1977.
- 6) 加藤 功、渡辺 仁、中村 正、他：基礎的、臨床的所見よりみた温度性眼振に対する固視による抑制効果の診断価値。日耳鼻 85 : 1181, 1982.
- 7) 竹森節子、森山春子：サーチコイルによる眼球運動の記録。Equilibrium Res 45 : 310～317, 1986.
- 8) 松島純一、熊谷雅彦、伊福部達、他：固体撮像素子(CCD)イメージセンサを用いた眼球運動記録(CCD-EOG)について。Equilibrium Res 47 : 169～173, 1988.
- 9) 山野辺滋晴、平良晋一、森園徹志、他：コンピュータ画像認識による眼球運動解析システム。Equilibrium Res 48 : 335～340, 1989.
- 10) 南 茂夫：演算処理による雑音除去法。科学計測のための波形データ処理。84～110頁、CQ 出版、東京、1986.
- 11) 時田 喬：視運動性眼振検査。神経耳科学Ⅱ(時田 喬、鈴木淳一、曾田豊二編)。166～187頁、金原出版、東京、1985.
- 12) Cohen B, Matuo V and Raphan T : Quantitative analysis of the velocity characteristics of optokinetic nystagmus and optokinetic after nystagmus. J Physiol London 270 : 321～344, 1977.
- 13) Kato I, Nakamura T, Koike Y, et al : Computer analysis of fixation suppression of caloric nystagmus. ORL 44 : 277～287, 1982.

原稿受付：平成9年3月27日
 原稿採択：平成9年7月30日
 別刷請求先：真崎雅和
 〒010 秋田市川元松丘4-30
 市立秋田総合病院耳鼻咽喉科