

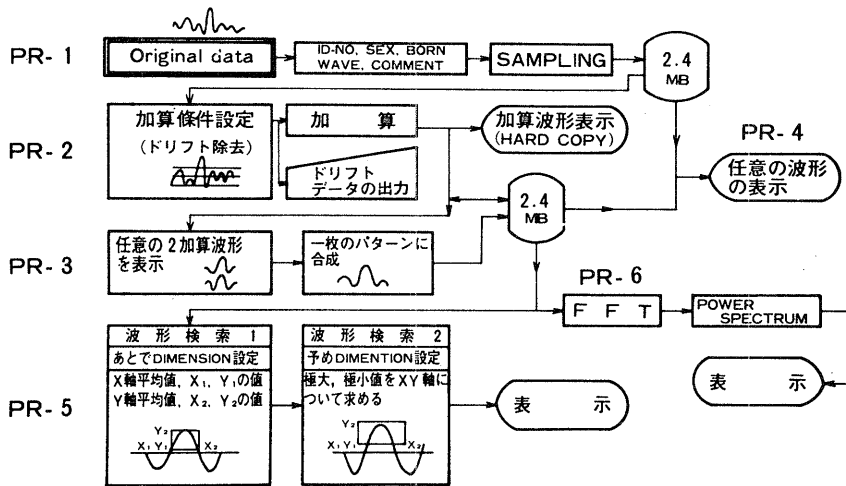
アナログ情報処理の聴力検査への応用(II)

聴性電気反応のシステム化

坂部長正 (中央鉄道病院耳鼻咽喉科)

はじめに：アナログ情報処理の聴力検査への応用としては、聴性電気反応聴力検査のデータ処理があげられる。この検査のようにアナログ情報を加算器で加算する場合、入力となるアナログ情報は、ノイズや体動、潜時のズレといったような種々の内的あるいは外的因子により乱されることが多く、加算器でどのように忠実に加算しても加算結果は安定性や再現性に欠き、検者が判定に苦しむことが多いのは周知の事実である。たとえノイズや体動がどれ程混入しても、又潜時がどのようにずれても、これらを瞬時に修正して常に安定な条件下で加算すれば、上述のような問題が解決されるのではなからうか。ただこのためには、ノイズのチェックや、成人と睡眠幼児のような属性により決定されるパターン変化の判定等々、

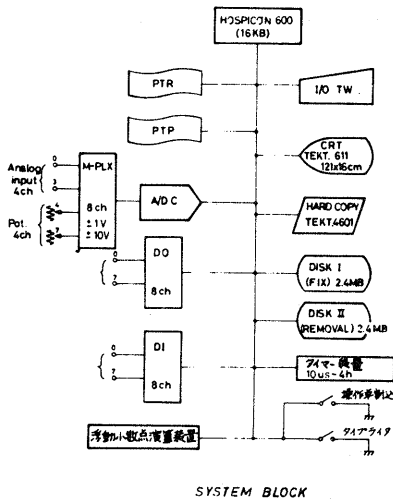
DATA PROCESSING SYSTEM FLOW



いわれる計算機によるパターン認識の問題も含めて極めて複雑かつ高度な手法を要求される。著者は、すでに汎用計算機によるいくつかの検討を重ね、従来のハードによる加

算方法をとらず、入力をディスクに格納しプログラムで加算をはじめ各種の検索を実行するオフライン方式で、プログラムや処理手法の開発に主眼をおいた、ミニコンピュータとその周辺装置を含めた広義の聴性電気反応処理システムを試作したので、その大要について述べる。

システム構成(図2)：1. 医学研究、診断に必要な医療情報処理専用で開発されたミニコンピュータシステム(Hospicon-600)であり、アナログ及びデジタル入出力端子を設けてあり、従来の医療装置に接続でき、アナログ処理や計算にも、また事務処理にも適している。2. プログラミング言語(HOSCAL)は、高度のプログラミング技術を必要とせず、処理は計算機と対話型であり、利用者管理ができ、安定性、信頼性、拡張性に優れている。3. 検索処理結果は



```

# ERA WAVE
# ID-NO ... A001487 1 1
# S E X ... MAN
# B O R N ... 74 8 17
# COMMENT ... ERA HARD OF HEARING

```



```

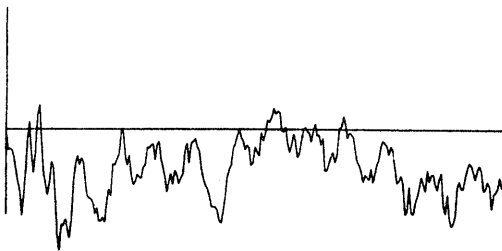
### CONDITION ###
ORIGINAL DATA ADDITION 50 NUMBERS 100 MS
REAL ADD. NO. 50 CUT DATA NO. 0
UPPER LIMIT 100(MV) LOWER LIMIT - 6(MV)

```

```

# BSR WAVE
# ID-NO ... 1001487 1 1
# S E X ... WOMAN
# B O R N ... 43 3 10
# COMMENT ... HARD OF HEARING

```



```

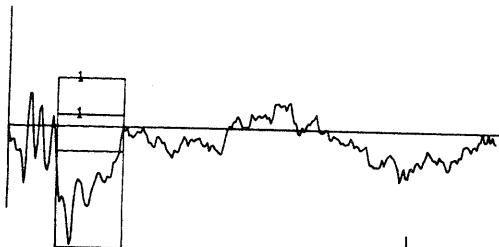
### CONDITION ###
ORIGINAL DATA ADDITION 500 NUMBERS 4 MS
REAL ADD. NO. 150 CUT DATA NO. 350
UPPER LIMIT 800(MV) LOWER LIMIT -800(MV)

```

```

# BSR WAVE
# ID-NO ... 1001487 1 2
# S E X ... WOMAN
# B O R N ... 43 3 10
# COMMENT ... HARD OF HEARING

```



```

### CONDITION ###
ORIGINAL DATA ADDITION 800 NUMBERS 4 MS
REAL ADD. NO. 782 CUT DATA NO. 18
UPPER LIMIT 1000(MV) LOWER LIMIT -1000(MV)

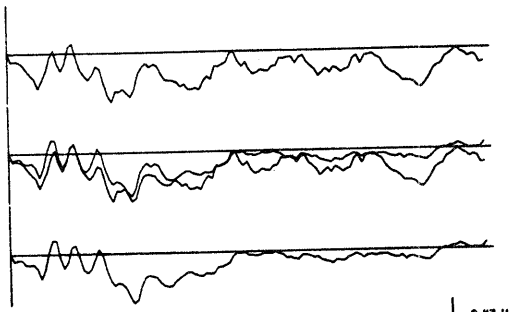
```

すべて蓄積型ディスプレイ装置に表示し、表示結果はハードコピーできる。4.データはすべてディスク(2.4MB×2)に入力格納する。5. I/Oタイプライタ、紙テープ穿孔読取器も装備されている。

処理プログラム(図1): 現在6種類のプログラムを作成し、ディスク内に格納し必要な時に呼出して使用している。PR-1: データ収集プロであり、アナログ入力端子から加えられたデータ信号に個人識別情報(ID-NO, 氏名, 性, 生年月日, コメント等)をつけて、磁気ディスク内に格納するプログラム。緩反応の1ファイルは解析時間1000 msecとしてサンプリング4 msec×250点, BSR1ファイルは、解析時間40 msecとして、サンプリング160 μs×250点, PR-2: ディスク内に格納しているデータを呼出してドリフト修正と、異常電圧の混入データの除去を行ない、加算してディスク内の別のエリアに格納すると同時に加算結果を出力し、かつ除去データ数を入力する。PR-3: ディスク内に格納している加算波形を2つまで同一画面上に表示し、かつ両者を重ねて一枚のパターンに合成するプログラム。PR-4: PR-2, 3の処理を行なった加算パターンをいつでも任意に選び出して表示するプロ。PR-5: ディスク内に格納している加算波形を読み出して、そのY軸の平均値や予め四角の枠を設けてその中のX-Y軸の各最大、最小値を求める。あるいは、予め枠を設定せずに最大、最小値を判定するなどの波形処理を行なう。PR-6: ディスク内に格納されている加算あるいは入力データを高速フーリエ変換してパワースペクトルを求める。

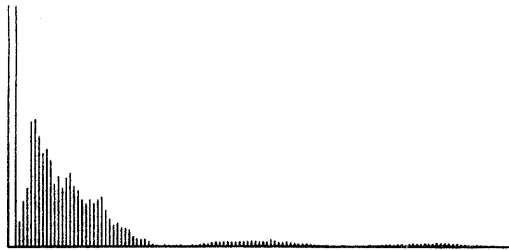
処理結果: 図3は、頭頂部緩反応の加算処理結果のディスプレイ画面をハードコピーしたものであるが、上段に被検者ID情報、中段に加算波形、下段に加算と入力処理の条件が出力されている。図4は、いわゆるBSRの加算波形で、入力アナログデータの上下限を±800mVに設定すると500回加算のデータ中、設定範囲内のデータは150個しかなく、はっきりした反応パターンが認められていない。図5は入力上下限設定条件を±1000mVに拡大すると、設定範囲内データが増加し、明瞭な加算パターンが得られ、従って予め設定した四角の枠内に最小値が存在している。なお、この枠は最大6カ所迄設定可能であり、かつ枠内の最大、最小値

```
# BSR WAVE
# ID-NO ... 1001487 1 1
# SEX ... WOMAN
# BORN N... 43 3 10
# COMMENT... HARD OF HEARING
```



```
*** CONDITION ***
ORIGINAL DATA ADDITION 500 NUMBERS
REAL ADD. NO. 150 CUT DATA NO. 350
MU UPPER LIMIT 800 MU LOWER LIMIT -500 MU
```

```
# BSR WAVE
# ID-NO ... 1001487 1 2
# SEX ... WOMAN
# BORN N... 43 3 10
# COMMENT... HARD OF HEARING
```



```
*** CONDITION ***
ORIGINAL DATA ADDITION 800 NUMBERS
REAL ADD. NO. 782 CUT DATA NO. 18
MU UPPER LIMIT 0.100E+04(MU) LOWER LIMIT -0.100E+04
```

逃していたかなりのノイズやドリフトが加わっていること、それが加算波形に対してかなり大きな影響を与えていることである。このように人間の認識レベルでは追従できない現象を忠実に素早くチェック検出するのは、計算機のもっとも得意とするところである。しかし、一旦加算したパターンについて、どれくらいの潜時に最大、最小値が存在するか、更には標準加算パターンと合致しているかなどのパターン認識の面になると、このシステムは到底人間の認識のレベルに及ばない。これらの問題を解決する手段として、加算脳波のパワースペクトルの加算や、フィルター処理との組み合わせ等の試みもなされているが、未だ検討の段階である。これに関しては、計算機によるパターン認識の講座が予定されているので、そこで学んで頂きたい。何れにしても、装置自体と、プログラム面での改良以外に、別系統の異種のパラメータなどの考慮を加えないと、少なくとも今後の乳幼児の検査には応用できないのではないかと考えている。

文献： 1) Davis A.E: Power spectral analysis of flash and click evoked responses. *Electroenceph clin. Neurophysiol.*, 35; 287, 1973. 2) Emrich, H. et al : Fourier analysis of on-and off-effects of evoked potentials. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.*, 29; 217, 1970. 3) Cox, J.R. et al: Digital analysis of the electroencephalogram, the blood pressure wave, and the electrocardiogram. *Proc. IEEE.*, 60; 1137, 1972. 4) Smith, J.R.: Automatic analysis and detection of EEG spikes. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 21; 1, 1974. 5) 市川銀一郎他: 頭頂部緩反応のコンピュータによる解析. *Audiology Japan.* 20; 194, 1977. 6) 坂部長正 他: 聴性電気反応測定システムの試み. *Audiology Japan.* 20; 206, 1977.

は、タイプアウトされるが、ここでは省略する。図6は、2種類の異なる加算条件のパターンを上下に表示し、中央のパターンは両者を重ね合せ表示したものである。図7は、図5の加算パターンのパワースペクトルである。

まとめ： 計算機はよく両刃の剣といわれ、上手に使えば疲れることなく極めて高速に正確に作業をやってのけるが、下手に使うと手間や経費がかかり無用の長物となる。このように失敗しないためには、計算機の特質をよく見極め、ニーズを明確に定めねばならぬ。今回、試作したこのシステムは、どんな入力でもすべて無制限に加算する従来の方法に対して疑問を持ち、判定方法の向上を目的として、それに対処するための処理方法やプログラムの開発を主眼としているので、オフラインや処理時間の長さなど、このまゝ臨床に実用とし得るシステムではない。

今迄の研究でわかったことは、数百ミリ秒おきに音刺激を加えて入力してくる信号に、今迄はあまり速すぎて見