

神経情報の処理に関する二、三の新しい方法

亀 田 和 夫 北 田 泰 之 真 貝 富 夫

新潟大学歯学部口腔生理学教室（主任 島田久八郎教授）

（昭和46年10月5日受付）

New Methods in Processing of Neural Information

Kazuo KAMEDA, Yasuyuki KITADA & Tomio SHINGAI

Department of Physiology, Niigata University School of Dentistry
(Director: Kyuhachiro Shimada)

1 緒 言

神経活動の解析に際しては、統計的処理がきわめて重要な部分を占める¹⁾。このため、情報検索・処理 Information Retrieval and Processing の工学的技法の応用は、ますます精細かつ広範囲のものとなってきている^{2),3)}。また電子工学的な機器・技術の応用も、その進展にとどまるところを知らない。われわれの研究室においても、いわゆるデータ処理用電子計算機 ATAC 501 を主軸として、このような方法を大幅にとり入れてきた。また所与の機器プログラムのみの利用でなく、計算機の応用方法にも新機軸を加え、既製装置の回路の工夫、改良とあいまって、一層便利なものとしてきた。ここでは、このような、われわれの手によって技術的に進展せしめた部分のうち、特に重要なものを中心に報告したい。

2 神経情報処理機構の概要

個々の方法と応用について述べる前に、神経生理学的な実験のためのデータ処理機構について概観したい。

i) データ処理用電算機

電子技術・電算機技術を神経情報の統計処理に応用する場合、その対象によって二つの方向があった。

一つは細胞外誘導による活動電位（スパイク）の記録などに代表される all-or-none の性質をもつ現象に関するものである。連続して発生する単一神経細胞のスパイクは、すべて同一の波形をもつ。したがって刺激などによるその形の変化を観察することはなく、情報を担っている生起（時点）のみが問題になる。これはいわゆる 1-0 信号であり、離散的なデジタル量であるから、電子工学のパルス技術・電算機技術がそのまま応用できる。スパイクの総数を合計するカウンタやインテグレータは古くから行われているが、スパイク生起の間隔を分析し分布を記録するインタバル・ヒストグラム装置^{2),4)} や、自己及び相互相関々数を計算する相関計^{2),5)} 等が種々発表されてきている。また刺激に対する反応として刺激時点から一定時間後におこる応答（stimulus-locked response）について、その潜時や応答の型を知るための、潜時のヒストグラム（latency histogram）や PST ヒストグラム（PST (post-stimulus time) histogram または単に post-stimulus histogram）も行われてきた。これに類するものとして、後述する dot-display があるが、われわれの知る限りでは写真的処理に頼るもののみで、電子的技術のみによってなしとげたものは現われていなかった。

もう一つは、脳波やシナプス電位等に見られる

もので、波形そのもの、いわばアナログ量が問題になる。波形がきわめて明瞭で常に一定である場合は特別の処理は必要ないが、微弱な信号が雑音に埋まっている場合、これを検出する技術が必要となる。写真による方法（重ね撮り）は最も古くから行われているが、磁氣的記録やメモリスコープ等アナログ技術の応用も行われてきた。レーダ信号の検出と同様の手法で、平均加算によるパターンの抽出を行なう試みは MIT において完成した ARC-1 (1958)²⁾に始まると言われる。

この同じ手法を用いて、米国で CAT-computer of average transients (Mnemotron 後に TMC 社) の名で商品化された (1961) のものはその A-D 変換、時間的分類機能、コアメモリによる蓄積等の機能を生かして、スパイク間隔、PST ヒストグラム、潜時、相関々数などの計算も行なうことが示された。先に述べた二つの方向が一種の機器で実現できるようになったものである。

この発想を展開したものとして、Enhancetron (Nuclear Data 社) や Data Retrieval Computer (Nuclear Chicago 社)⁶⁾ の名で市販されているものがあり、日本でも新大脳研式 DS 1007³⁾ ができた。われわれの用いている ATAC 501-10 (日本光電工業製、以後 ATAC と略称) もこの系列に属するものである。なお一層進歩した形として小型汎用電算機 (ミニ・コン) を組み込んだ LINC (Digital Equipment Corp 社) のタイプがあるが、国産品の市販には至っていない。

ATAC はプログラム固定方式によっているので、プログラムは「金物」(ハード・ウェア)によって組まれた数種に限られる。汎用電算機のようにソフト・ウェアによるプログラミングは不可能であり、フレキシビリティは少い。しかし定められたプログラムの選択は簡単であり、オンライン、実時間動作ができる。計算の原理は、時間的に逐次前進する各番地 (アドレス) に、信号がデジタル化され、メモリーとして蓄積されるのである。内蔵のブラウン管 (以後 CRT-cathode ray tube- と略称) 上には、アドレスは水平軸 (X 軸) の変位として、信号電圧は (再びアナログ化

されて) 垂直軸の変位として表現される。信号はメモリーにたくわえられているので、表示波形は持続し、メモリスコープとして利用できる (MEMO モード)。以前の信号を抹消せずに次の信号を加算するのが AVERAGE モードであって、時間的に呼応する時点は同一のアドレスにあるので、同位相の波形のみが抽出されてくる。またこのような分類・蓄積の機能を利用して、諸種のヒストグラムを作製描記することができる (HISTOGRAM モード)。

ii) 全処理機構の概観

ここで、データ処理機構全体について概観しておきたい。これは生理学では classical とも言うる刺激・記録のための諸電子装置と、より新しいデータ処理装置とよりなっている。ブロック・ダイアグラムを示せば第 1 図の通りである。

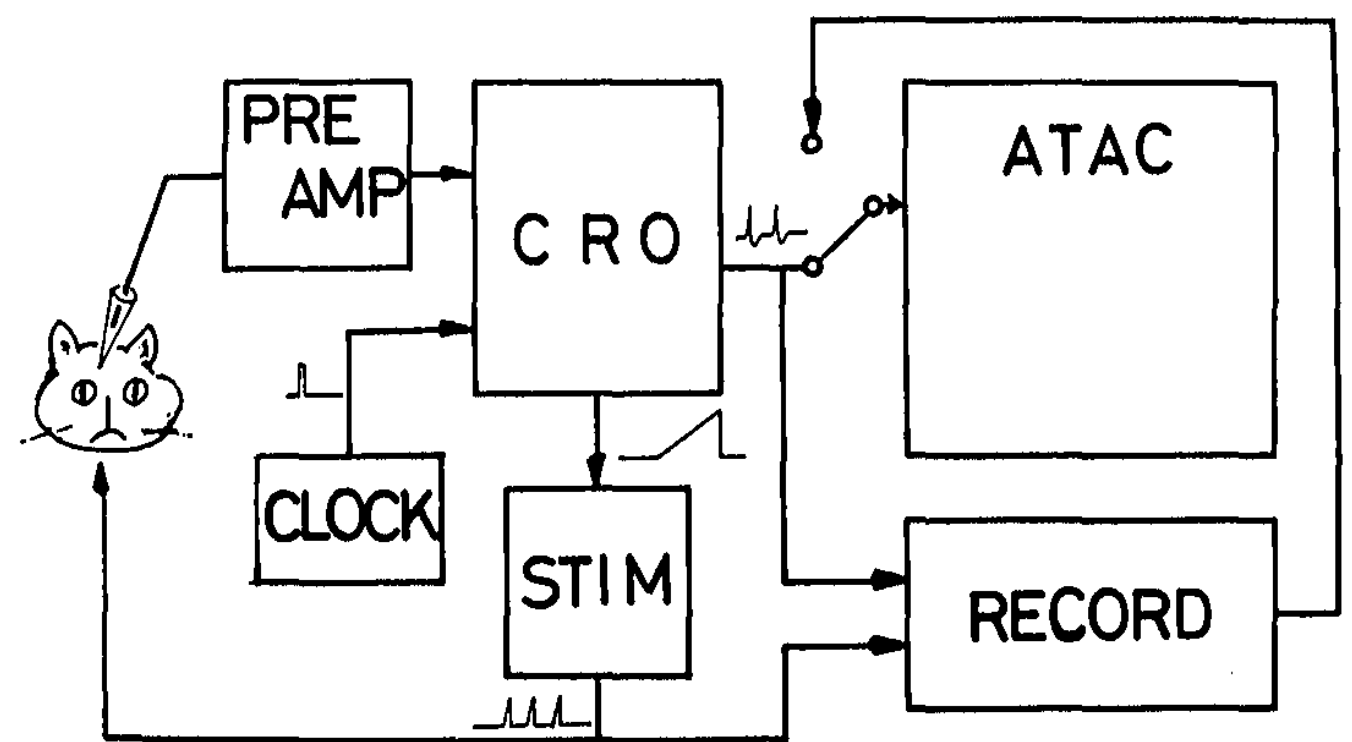


図 1 神経情報処理機構のブロック・ダイアグラム。
説明は本文参照。

すなわち、すべての時間ベースは「クロック・パルス発生装置 (図の CLOCK) により 1~2 秒に 1 回発生されるパルスによって設定される。これが観測記録用のオシロスコープ (CRO-cathode ray oscilloscope) の起動 (トリガ) 信号である。次に CRO 掃引のためののこぎり波が信号出力として取り出され、すべての刺激装置 (STIM) を駆動する形となっている。刺激によって生体に引き起こされる反応は、微小電極、または白金線電極により記録され、FET 使用の高入力インピーダンス前置増幅器 (PREAMP) を経て CRO に送られる。CRO の Y 軸出力が ATAC およびデータレコーダ (RECORD) に送られる。(前置増

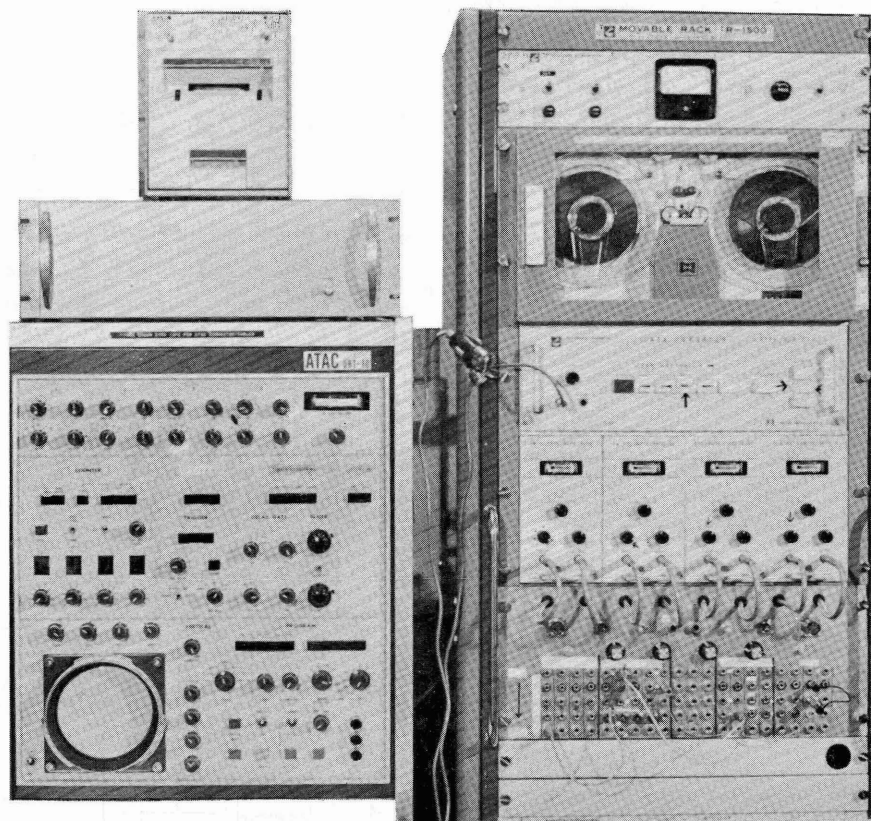


図 2 情報処理機器の一部
ATAC (左) とデータレコーダ (右上) とパッチボード (右下) を示す

幅器出力でなく、Y 出力を用いる理由は 3 節 i) で述べる。) データレコーダには、神経信号およびトリガパルス、刺激時点同期パルス等が記録され、オフラインの解析に用いられる。

これらの諸装置を有機的に利用し、後述の各種のプログラムを行なうためには、諸装置の入出力をいろいろの組みあわせで結合する必要がある。その際入出力の整合も問題となる。データレコーダ、ATAC 等のソリッド・ステート利用回路は入出力電圧、インピーダンスともに低く、CRO や刺激装置の大部分は電子管回路で、入出力電圧、インピーダンスが高い。例えば、データレコーダの入力は最大 $\pm 1.5V$ 、しかも直流入力のみであるが、出力レベル $40V$ 以上の刺激装置や直流分の重畳した信号を入れるために、減衰・CR 結合回路を必要とする。ATAC への命令入力 (外

部起動、アドレス前進、同リセット等) を刺激装置からとる場合も同様である。

このために、諸装置の主な入出力を一つのパネルに集め、減衰・CR 回路を組み込んで、パッチボードと呼んでいる。端子は識別のため色分けをし、その間隔は国際規格の $3/4$ インチ ($19.05mm$) であるので、ダブルプラグがそのまま、さし込めるようになっている。諸端子を結合するには簡単にパッチコードを用いればよいが、パッチコードはチップの部分に更に別のチップをさし込むことのできるものを用いているので、複雑なコネクションもできる。また多少の固定的プログラミングとその切り換えのために、ロータリ・スイッチを組み込んである。実際にはデータレコーダは、専用のラックから外して、パッチボードと同じ一つの標準ラックに取りつけてスペースの節約を計っ

ている(第2図参照)。

iii) 応 用

われわれの研究に適合して最もよく用いられている ATAC の応用法は次のようなものである。

(1) 観察記録用の CRO (メイン・スコープ) と並列にモニタ・スコープとして MEMO モードで用いる。メイン・スコープはクロックパルスに同期していて掃引の間に休止の期間があり、見落しの可能性が生ずる。そこで ATAC の方は自励掃引 (free-run) してこれを防いでいる。また瞬時に現われる波形を、確認同定するのにメモスコープとしての保存機能が利用できる。

(2) AVERAGE モードを用い、微弱な刺激に対する誘発電位を確認して、閾値の測定を正確にしている。

(3) 単一神経細胞の活動を解析する場合、スパイク生起間隔の分布を記録するインタバル・ヒストグラムを NON-SEQUENTIAL INTERVAL HISTOGRAM のモードで記録する。

(4) 刺激に対する応答の型は、何回か応答を重ね、その平均を求めることによって最もよく表現される。このような PST ヒストグラムは、NON-SEQUENTIAL DISTRIBUTION HISTOGRAM のモードを用いて計算できる。

(5) 刺激に対する一回ごとの応答数を順次記録するために SEQUENTIAL DISTRIBUTION HISTOGRAM のモードを用いる。

(6) 後述する dot-display。

これらは、実験時、観察測定装置の一部として常時利用できる(いわゆるオンライン on-line)点だが、汎用大型電算機より便利とされる理由であることは言うまでもない。しかし実験室を離れて、集録したデータを後から解析する、いわゆるオフライン (off-line) の利用も当然可能である。主にオンラインでは (1), (2), (3), (4) を用いており、オフラインの操作で (3), (4), (5), (6) を好んで用いている。

このような計算結果が、内蔵の CRT 上に表示されるので、これを観察するとともに撮影による記録・保存もできる。またこのアナログ電圧がとり出せるので、他の CRT を駆動して同時に二つ

以上の CRT 表示もでき、実験供覧等に便利である。アナログ出力電圧は XY レコーダ等による描記が可能で、われわれは以前から研究室において使用しているペンレコーダを用いている。このような描記はプロファイルだけのトレースとなるのでヒストグラムの場合、語義——柱状図表——にぴったりしない感もある。この場合、アナログ出力とは逆方向の頻発パルスを重ねてやると柱状の表示がえられる。これも ATAC 内蔵の増幅器が、振幅制限回路をもち、その範囲内では線形であることを利用すると一層巧妙に描記される。この場合、内蔵増幅器の入力端子にアナログ電圧を与え、増幅器零調整を利用してこれに負のバイアスをかけ、入力端子電圧ゼロの時に入力レベルは負の制限電圧に一致させる。入力端にさらに、じゅ

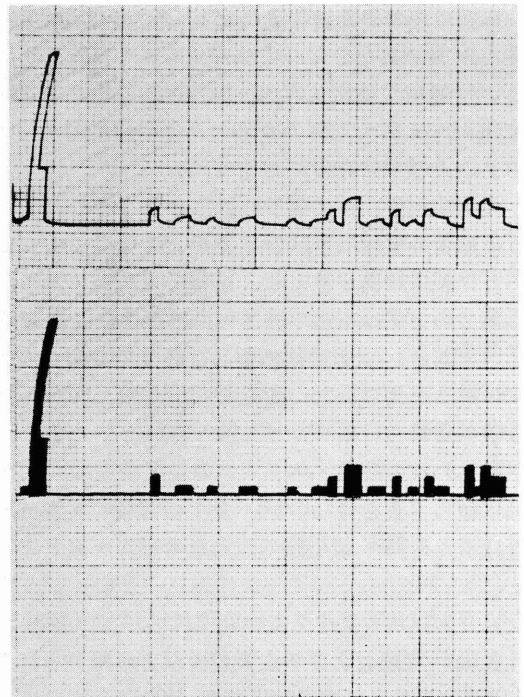


図 3 PST ヒストグラムの描記例

皮質細胞の末梢刺激に対する応答を10回加算したもの。1アドレスあたり10ms、アドレス数は64までで打切った。刺激後約10msではっきりした応答が現われ、抑制期を経て再び活動が出現する様子が示されている。上はデータをそのままペンレコーダで描記したもの、下はパルスを加えて柱状に描かせたものである。

うぶんの大きさの負方向の頻発 (50Hz 以上) パルスを重ねて, その出力をペンレコーダに送る。アナログ電圧ゼロの場合, 負の制限電圧と対応する位置にペンはとどまり, アナログ電圧が正の値をとればその値に比例した位置と負の制限電圧に対応する位置との間をペンが往復してフレることになる (第3図)。

デジタルのデータは, パンチさせることも可能であるが, 現在は高速ラインプリンタによる数字印字を行なっている。打ち出し時間 (全アドレス数 1024 に対して約 6 分) は, タイプライタ駆動⁹⁾ に比してはじゅうぶん速いのであるが, まだ不満であり, 騒音の点からもオフラインの利用に限っている。

3 既製装置の改良

神経生理学の実験装置のセット・アップにあたって, 対照的な 2 つの方法がある。1 つは工作室ないし電気工作室と専門技術者のある大学・研究所 (たとえば大部分の欧米の大学やわが国の条件のよい大学・研究所) に見られるもので, ほとんどの実験装置, 特に電子装置は自製である。これは実験者の要求にもっともよく応えているものであり, 製作設備が整えば, 経済的な方法である。

第 2 の方法は市販の機器と少数の外注品に頼ることである。市販の規格製品は研究者の個々の要求にはこたえられない面もあるが, 今日ではかなり改善された。

われわれの設備・スタッフの現況からは, 市販品に頼らざるを得ないが, 多少研究者の希望に近づけるために, 最小限の改造を考案・実施している。

i) オシロスコープについて

X 軸: 実験および学生実習の双方に用いられる CRO として, 日本光電工業の VC-7 を用いている。これはデュアルビーム (dual beam) であるにもかかわらず, 時間軸は一つしかない。このことは同じく生理学的用途に用いられる CRO でも

テクトロニクス社の R-565 等が二つの独立時間軸をもち, 遅延掃引が可能であるのに比較して, 不満が残る。例えばデータレコーダの入出力同時モニタなどは, 出力が入力より遅れるので二つの時間軸を必要とする。VC-7 を二つの時間軸で掃引するために, 一つのビームは内部掃引し, 他は外部掃引することが考えられるが, このためには, のこぎり波 (鋸歯状波 sawtooth wave) が必要である。刺激装置ユニットの一つ (波形形成発振器 SW-1) からのこぎり波は得られるが, 下向き (negative going) でこのまま与えると逆向きの掃引を作り出す。そこで同装置の出力がカソードフォロワー型であることを利用して, プレート側から上向き (positive going) 波形を取り出して用いることにした。これは多少直線性が劣るが, 実用上さしつかえない。

Y 軸: VC-7 に取り付けられた垂直 (Y) 軸出力は平衡型で直流電圧が重畳している。この電圧を別の増幅器を通して Y 出力として用いる考案³⁾も勝れているが, われわれはもっと簡略に, CRO のトリガ回路用に増幅している非平衡出力を外部端子に導くことにした。この出力電圧は直流分なく CRT 上の変位に比例し, 約 2V/cm あるので諸種のモニタには用いやすい。単一神経細胞の活動電位を細胞外誘導で観察する時, その振巾は数 mV ~ 数十 μ V と変化するが, 観測中は見やすいよう利得を調節するので, CRT 上のフレはほぼ一定になる。従ってこの Y 出力も比較的一定で, データレコーダ入力, ATAC 入力, 音響モニタ入力としては前置増幅器出力よりも適当である。すなわち, これらの機器の増幅レベルや DC レベルを常に調整する必要がなく, またデータレコーダの場合前置増幅器出力では電圧レベルが不十分で S/N も低いので, 特に適当な方法である^{注)}。

Z 軸: いわゆる Z 軸 (輝度変調) はオシロスコープの能力を拡張するために, 最近利用度が増してきた。本機もその利用は可能であるが, 既存の輝度変調端子には満足できない点があった。す

注) 最近, 同型のオシロスコープには, われわれの用いているのと同じ方式による Y 出力端子が製造の段階で取り付けられている。

なわち, その入力電圧とカソードとの結合コンデンサの容量が小さく, 時定数が短いため, 変調が瞬時的に終わることである。このコンデンサの容量を大きくする必要があったが, 高耐圧・大容量のものの入手・設置スペース等に困難が生じた。このため製造元にこの改造を依頼して行い, 現在後に述べるスパイク弁別のレベル監視等に偉力を発揮している。

ii) 刺激装置について

刺激装置としては, 日本光電工業製の MSE-40 シリーズを採用している。これはプラグイン式の諸ユニットを構成してゆくもので, その組み合わせによって諸種のパタンの刺激波形を作りうる。

実際には3種の刺激出力を作っている。第1のものは(延髄錐体を刺激して錐体路細胞の同定, 不応期測定, 反復刺激に用いることが多いが), 単一パルス, 複パルス(間隔可変), および連続パルス(間隔およびパルス数可変)のパルスを与える。それらパルスの掃引開始よりパルス発生までの遅延時間, 持続時間および強度も任意に選択できる。この3通りのパターンはロータリスイッチによって選択している。

第2, 第3のものは(末梢刺激に用いることが多いが), とともに単一パルスで, その遅延, 持続時間, 強度が可変である。第2, 第3のものは掃引ごとに片方ずつ与えることができる。

このユニットのうち, パルス発生器 SP-1 はのこぎり波上の設定された時点でパルスを発生させるものであるが, その遅延回路(実際には電圧比較回路)とパルス整形回路とは独立のものとみなしうる。遅延回路はのこぎり波に限らず入力波形が設定した電圧に達した時パルスを発生し, しかも電圧が同レベル以下になるまで持続する。パルス整形回路はこの発生時点のみに応じて外部つまみによって規定される形のパルスを発生する。この両者を分離して前者の出力を取り出す改造, もしくは両者は結合したままで, 前者の出力も中間タップから取り出しうる改造を行なった。このため実質的には2台の刺激装置として用いられるようになった。

また波形形成発振器 SW-1 のパルス頻度は, フ

ェンタストロンを構成する五極管部分(6AU6)のグリッドに与える電圧によって変化するので, ここに直流電圧を加えることによって, いわゆるパタン刺激を作り出した。つまり一種の PTM (Pulse time modulation) であって, パルス間隔が, 与えられた電圧によって制御される。もしこの中心発振周波数を適当な可聴周波数にしておけば, 微小電極の直流シフトを聴覚的にモニターでき, 静止電位の測定に役立つであろう。また本機のものこぎり波出力部分については本節 i) において述べた。

4 スパイク弁別

前節 i) に述べたように細胞外誘導のスパイクの振幅は変動が著しいため, これを雑音から弁別する必要がある, 種々の方法がそのために考えられている^{2), 3)}。ATAC 自身にもそのような回路が内蔵されているが, われわれは ATAC の導入前から刺激装置の利用によってこれを行っていて, これを ATAC と並用する場合もある(5節参照)ので, これについて述べておきたい。

前節 ii) に述べたように, パルス発生器 SP-1 は入力電圧がダイヤルで設定された値に達するとパルスを発生する。この入力として神経信号を用いればスパイク弁別ができる。この場合も, 電圧をじゅうぶんに取り, かつ弁別レベルを知るために CRO の Y 出力を入力として用いた方が便利であった。また同機の電圧比較回路は, 所定ののこぎり波に適合させてあるため, 多少のレベル調整が必要であった。

このような弁別装置が, 現実実験者の望む振幅の電気信号に対応しているかどうか, しばしば問題となる。弁別レベルが低すぎればノイズをもスパイクとして数えてしまうし, 逆に高すぎればスパイクを見逃すことになる。このため1つの方法は, 予めダイヤルの目盛と CRO 上の位置とを対応させておくことであるが, これはわずらわしく簡単でない。第2の方法は出力パルスを CRO 上の別のビームで観察することであるが, 刺激波形, データレコーダの出力等モニターしたいものが他にも多い。

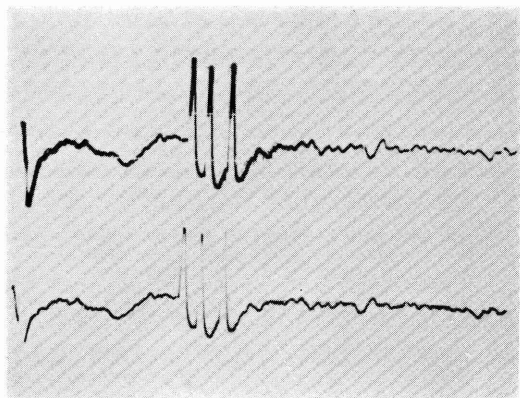


図 4 スパイク弁別レベルのモニタ

下で見られる活動電位を弁別した時、その弁別レベルのモニタされる様子を上に示した。弁別レベルを越えると輝度変調がかかり、輝線が明るくなる。図は反転してあるのでレベルから上が黒く、太くなっている。下では経過が早く、薄く細くなっている部分も、上でははっきりと映って見える。

二つの情報を一つのビームで表現するために Z 軸、すなわち輝度変調が考えられる。SP-1 の出力、もしくは前述の改造したモデルで中間タップの出力を、神経信号観察のビームの輝度調整端子に加えることにした。このようにすると、弁別されたスパイクは特に明るく観察され、弁別レベルをモニタできる。このモニタに、中間タップを用いる時は所定電圧を越えている間が明るくなり、最終出力を用いる時は、弁別レベルを越えた時から一定時間だけ明るく輝く。第 4 図はこれを示したものであるが、見やすいよう反転してあるので弁別されたスパイクは濃く太く見えている。

スパイクのように速い経過をもつ変化を CRO で観察する場合、その部分だけ輝度が不十分で見づらい場合がある。これに対して、上述の輝度変調を施しておくと、設定されたレベルを越えたスパイクに対しては、ビームが明るくなるので、スパイクの波形を明瞭に観察できる利点がある。この点も第 4 図にて明らかであろう。

また、この回路は、スパイク発生時点ごとに生体に刺激を与える場合が最近見られるようになっていたので^{6),7)}、そのトリガ回路にも用いる。

一方、ATAC にはスパイク弁別回路があるが、この場合も弁別レベルのモニタが必要である。

ATAC 501-20 のタイプでは、二つの CRT が組み込まれているので、入力信号モニタ用の CRT で、今迄述べたのと本質的に同一の方法でモニタされている。われわれの用いている ATAC 501-10 にはその用意がないので、メインスコープに同様の設備をすることにした。この場合も ATAC の弁別回路の外部出力は電圧が低いので、パルス整形のために前記のパルス発生機をそのまま用いている。

5 dot-display

応答の生起時点のみを輝点として表現し、空間的に配列された点の集合として神経活動を表わす、'dot pattern' display が Wall によって始められ⁸⁾、これにならうものが多くなってきた。これは 1 回の掃引中の応答は、時間に比例した距離だけ離れて置かれた点のなす列として表わされるものである。同じような条件下で次々に繰返される掃引を、順々に列の位置を繰下げて並べてゆけば、何列にも並んだ点の集合がえられる。このようにして、スパイク発生の様子を、一つのボタンとして一眼で見通することができる。

列をずらせてゆく方法は (1) CRO 上の Y レベルを一回の掃引ごとに変えてゆき、その間撮影装置のシャッターを開放しておき、一枚の写真として撮影する原法⁹⁾と、(2) CRO の掃引は普通にしておき、フィルムの方をずらせてゆく、実際にはシャッター開放のまま、連続撮影装置のフィルムを徐々に巻き取る、いわゆる流し撮りを行なう方法⁹⁾とがある。

これらの方法は、いずれも写真撮影を前提にしているため、現像するまでどのようなボタンが現われたかわからない欠点がある。われわれは ATAC を用いて dot-display を得る方法がないかと考え、1 つの方法を創案した。

ATAC はその原理として、X 軸に相当するのはアドレスであり、1 つのアドレスにはある 1 つの数だけが記憶され、1 つの点として現われる。従って通常のディスプレイのように、時間軸を X に展開したのでは、dot-display は不可能である。(ただ 1 回の掃引しか記録できない)。時間区分が

粗であってもよいとして、アドレスを何組かに分解することが、次に考えられるが、それも4組までしか出来ないようなプログラムになっている。

そこで逆にY軸に時間を表現してみることにした。それで、1つのアドレスには1つの時点が記録される。1つのスパイクの生起ごとにアドレスを移動させることにすると、おのこの輝点は、掃引開始よりそのスパイク発生までの時間に比例したY軸上の高さを占める。こうすると、1つの掃引は、厳密には1直線上には並ばないが口径133mmのCRT上では、実用的には1列の点ができあがる。つぎの掃引の開始時には、時間軸(Y変位)は0に戻り、何回もの掃引を繰り返してゆく。アドレスの総数は1024あるので、1回の掃引中仮に25回のスパイク発生があったとして、40回以上の掃引の繰り返しが記録されることになる。

実際上の手続をブロックダイアグラムに表現したのが第5図である。まずメインスコープの掃引開始、ないしは刺激に同期したのこぎり波を発生させる。これはCROの掃引用のこぎり波をそのまま用いてもよいし、刺激装置から発生させてもよい。こののこぎり波はATACの入力に送られ

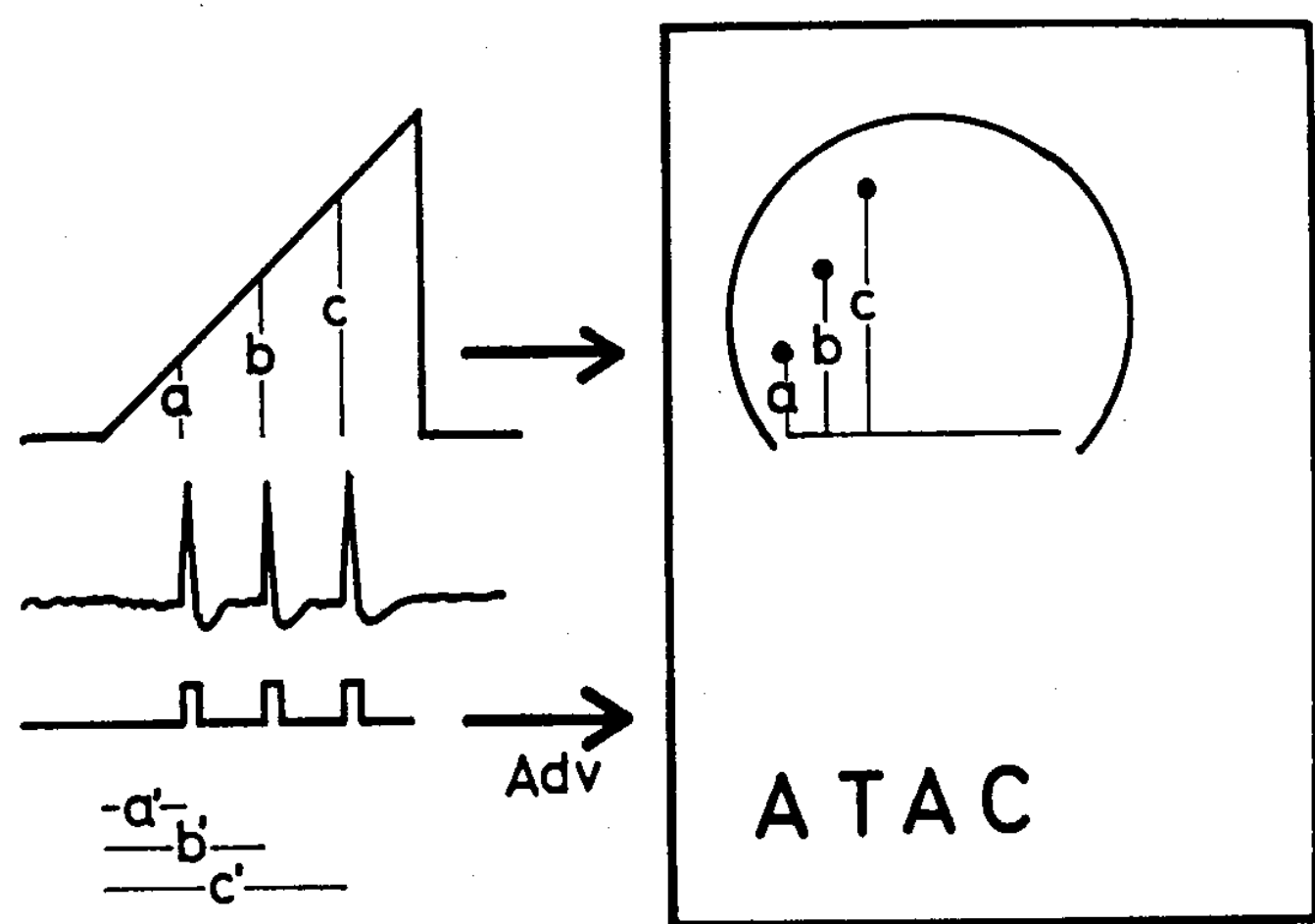


図5 dot-displayのブロックダイアグラム

のこぎり波(左上端)がATACの入力に与えられ、スパイク(左中央)と同期した信号(左下)がアドレスアドヴァンス(Adv)端子に結線されている。のこぎり波発生からスパイク生起までの時間(a', b', c')に比例したY軸の変位(a, b, c)が現われる。円形に描いたCRT面上でアドレス間の距離は誇張して離れて描いてあるが、現実には有効10cm角の間に1024アドレスあるので各点は殆ど一線上に見える。

る。ATACはMEMOまたはAVERAGEのモードで駆動され、プレセットカウンタにより1回の計算で結果を表示するようにしておく。のこぎり波入力増幅器の零調整と増幅度の調節によって望まれる時間帯がCRT上にじゅうぶんに表示されるようにする。一方スパイクの発生を前述のスパイク弁別装置によって弁別し、同装置の出力をアドレス前進信号として用いるため、address advance 端子(Adv)に送る。

以上でdot-displayができるが、1回の刺激ごとに発生するスパイク数に変動が多いと、きれいな描記がえられないので次の工夫を加えた。すなわち刺激に対する応答が終り、次の掃引が開始される直前に10~20のパルスが発生させ(これは刺激装置で容易に作られる)、これをスパイク弁別装置の入力に送る。このためアドレスは強制的に移動し、この起こった時点がアーチファクトとして記録される。これは時間軸上最大点または0点の上で起こるので、応答とは明らかに区別できる。またアドレス信号を、刺激装置の1ユニットをなすプレセットカウンタに一度送り、このカウントを10~30の間の適当な数に設定しておくことによって1回の掃引についてのアドレスの移動は一定となり、各列の間隔も等しくなって一層きれいなディスプレイとなる。

第6図はこのようにしてえられたdot-displayの実例である。時間はCRT上では垂直に表現されているので、写真を90°回転して慣列のように時間を水平に表わした。また印刷の容易なように反転してあるので輝点は黒点として見られる。この実験では、皮質錐体路細胞の自発的スパイク発生が、逆行性の錐体路刺激によって反回抑制を受ける様子を観察したものである。一番上の2列が全くの無刺激で、自発性の活動が、不規則にかなり頻回に起こっている様子が、点をバラまいたように見える。第3回の掃引で閾下では最大の逆行性刺激を与え、以後刺激強度を弱めていったものである。上から下に移るに従って抑制の程度が減少し、最下部では実質的には抑制はなく、以前の自発性活動に復帰している。抑制の及んでいる間は、点が消えていて、抑制の強いほど、この点の

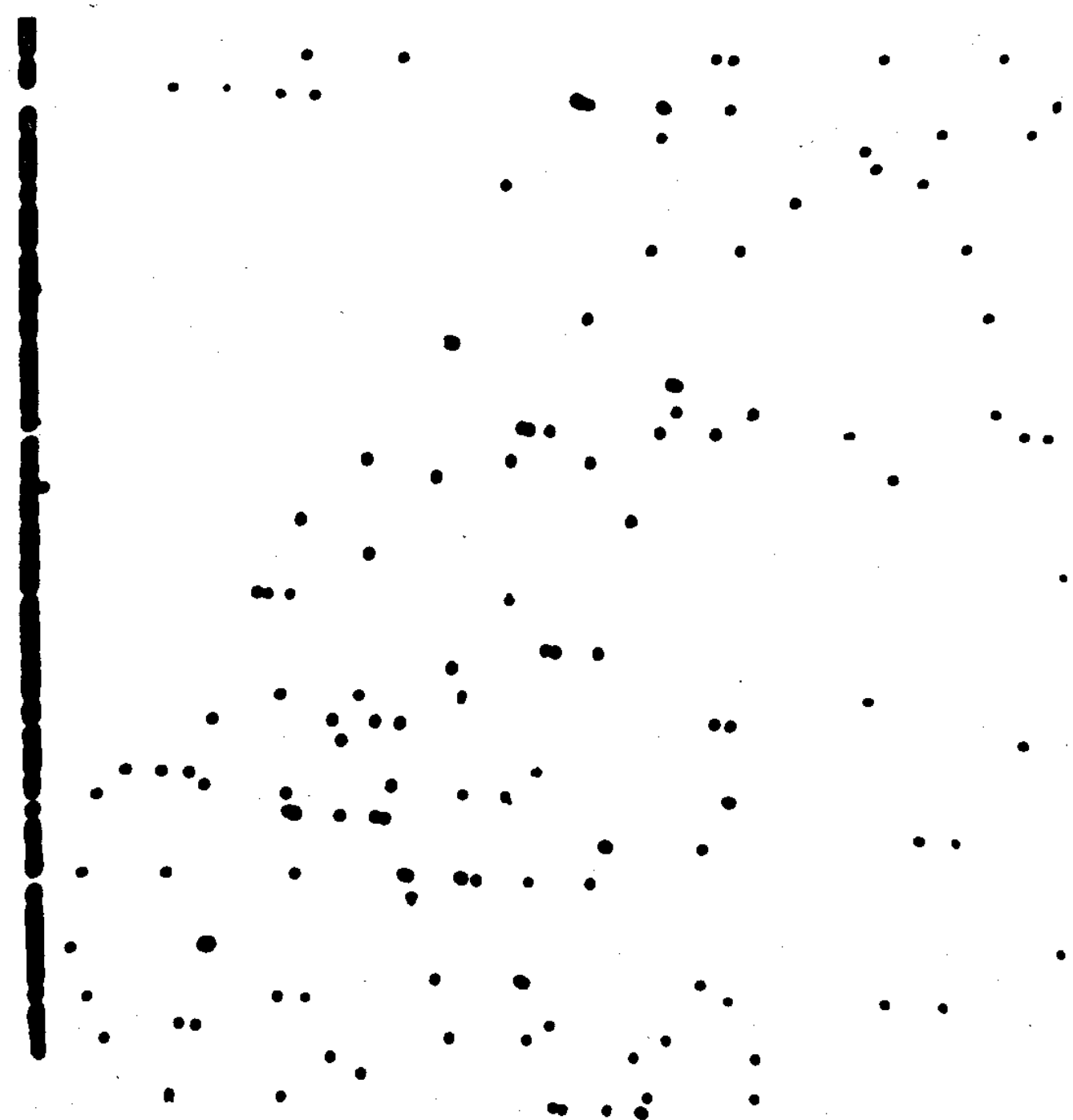


図 6 dot-display の一例

神経細胞の自発性の活動におよぼす反回抑制の効果を表わす。左端が刺激時点を示すが、ここが縦に一直線に見えるのは、各掃引の間隔を一定にするため加えられたパルスによるアーチファクトである。詳細は本文参照。

現われない期間は長いので、結果は一面に点をちりばめた所に、逆三角状の白い部分が残って見られる。実際に ATAC の CRT で観察していると、全面に星の輝いているうち、一部分だけ黒雲が覆ったように見え、非常に印象的なディスプレイである。

なお一般に dot-display を同一条件での応答を繰返し記録するのに用いているようであるが、これなら PST ヒストグラムでまにあう。本例の如き条件の変化、もしくはなんらかの系統的時間的変動^{10),11)}を観察するのにもっとも適しているのではあるまいか。

6 結論および要約

以上、神経活動の情報処理機構について述べた。このような機構は、記録分析に必要であった多大な時間を短縮節約しただけが利点ではない。むしろ研究の進展に新局面を展開しうる方法である点に価値が大きいと考えている。

一方、本処理機構に用いた入出力の整合は、本来各種装置の設計にあたって一貫性があれば、払

わずに済んだ配慮である。たとえば、のこぎり波の向きなどである。また電子管からソリッドステートへの変化が医用電子部門でも、ちぐはぐに行われているためもある。それにしても ATAC の入出力レベルと刺激装置の不整合、データレコーダの入出力レベルと他の機器との不整合などは製造者において解決しておいてもらいたいことである。特にデータレコーダの入力制限回路などは最初から考慮できる問題であろう。

そのほか、電子管回路をソリッドステートに置きかえる努力も、装置の小型化、消費電流の軽減のために望みたい点である。CRO の二時間軸採用も考慮してもらいたいものである。

以上を要約すれば、

- (1) 神経情報の処理のために、われわれの用いているシステムの概略を示した。
- (2) このシステムの応用について略述した。
- (3) 数種の既製電子装置の改造点を示した。
- (4) 簡単なスパイク弁別の方法と、その応用について記した。
- (5) dot-display をうる新しい方法を説明した。

終りに御指導御助言をいただいた島田久八郎教授に深く謝意を捧げたい。また文献・情報の収集に御教示いただいた脳研丸山直滋教授に謝意を表する。更に研究室において機器の製作・改造に携わった高橋義弘技官に感謝しているものである。

文 献

- 1) Moore, G. P., Perkel, D. H. and Segundo, J. P.: Statistical analysis and functional interpretation of neural spike data. *Ann. Rev. Physiol.*, **28**: 493-522, 1966.
- 2) Rosenblith, W. A. (ed.): *Processing Neuroelectric data*. MIT Press, 1959.
- 3) 中村久吾, 川崎匡, 丸山直滋: 生理学用電子計算機のための Spike 弁別回路, *日本生理誌*, **28**: 184-193, 1966.
- 4) Murata, K. and Kameda, K.: The activity of single cortical neurones of unrestrained cats during sleep and wakefulness. *Arch. ital. Biol.*, **101**: 306-331, 1963.

- 5) 小倉幸一, 亀田和夫, 勝木保次: パルス相関計による unit discharge の解析, 日本生理誌, **26**: 106, 1964.
- 6) Kameda, K., Nagel, R. and Brooks, V. B.: Some quantitative aspects of pyramidal collateral inhibition. *J. Neurophysiol.*, **32**: 540-553, 1969.
- 7) 亀田和夫: 運動皮質の反回抑制の定量的解析, 日本生理誌, **29**: 379, 1967.
- 8) Wall, P. D.: Repetitive discharge of neurons, *J. Neurophysiol.*, **22**: 305-320, 1959.
- 9) Rose, J. E., Greenwood, D. D., Goldberg, J. M. and Hind, J. E.: Some discharge characteristics of single neurons in the inferior colliculus of the cat. I. Tonotopical organization, relation of spike counts to tone intensity, and firing patterns of single elements. *J. Neurophysiol.*, **26**: 294-320, 1963.
- 10) 亀田和夫, 真貝富夫, 北田泰之: 運動皮質の機能分化とその薬剤による変容, 日本生理誌, **32**: 404, 1970.
- 11) 亀田和夫: 意識水準による皮質神経細胞の活動の変容, 高木貞二(編): 現代心理学の課題, 128~136, 1971.