

# マイクロコンピュータを用いた生体インパルス 情報計測システム

香田政彦\*・中尾光之\*\*・古賀和利\*\*\*・三池秀敏\*\*\*\*・蛭名良雄\*\*\*\*

## A Microcomputer System Computing Statistical Quantities from Intervals between Nerve Impulses with Different Heights

Masahiko KOHDA, Mitsuyuki NAKAO, Kazutoshi KOGA,  
Hidetoshi MIKE and Yoshio EBINA

### Abstract

To compute the statistical characteristics of impulses recorded externally in nerve fibers, a microcomputer system was made up by utilizing two computer kits (MOTOROLA MEK-6800 DII). Two computers were connected with the stimulator, A/D converter, pulse counter, peak discriminator, and some additional electronic circuits. The combined system could measure the interval of impulses with different heights.

The one microcomputer controlled the input gate of another microcomputer, and could give rise to the adjusted stimulus waveform, i.e. the train of sinusoidal waveform with several time intervals. Another one was the data processing one and had 8.5 Kbyte RAMs. This computed statistical properties as post stimulus time (PST) histogram, interval histogram, and cross-correlation histogram from the measured intervals.

The microcomputer system was used in analyzing the impulses recorded in the mechanoreceptor nerve fibers on crayfish first antenna.

### 1. ま え が き

われわれは、生体の神経系で行なわれている情報処理に対する工学的興味から、アメリカザリガニ第一触角内枝の機械刺激受容器の性質について調べてきた。この受容器は、同一波形の刺激に対して、神経インパルスの発生時刻は同じではなく、一見不規則に見える。しかしながら、同一刺激に対する多数回の応答の加算の結果は、一定の法則性を示すことが明らかになった<sup>1)~3)</sup>。実際に、外的機械刺激が加えられる感覚毛の基部には、一般に一對の受容細胞の存在が解剖学的に示され<sup>4)</sup>。刺激に対する応答インパルス列の写真観測から、刺激の方向等に機能の分化がみられることが指摘されている<sup>5)</sup>。これら一對の受容器からのインパルス

列は、われわれの採っている細胞外導出法では、高さの異なるインパルスとして観測される。これは、それぞれの軸索の太さの差異によるものと考えられている<sup>5)</sup>。従来、比較的分離の容易な高いインパルス列についてのみ解析を進めてきたが、ザリガニ触角での情報処理についての知見をさらに深めていくためには、低いインパルス列についても詳細な検討が必要となる。

電子回路的手法では、低いインパルス列のみを分離することは難しく、パルス間隔と同時に、インパルスの高さも計測し、これによって、ソフトウェア的に高低のインパルスを分類処理しなければならない。また、生体を扱う実験では、実験条件を完全に一定に保つことが難しく、データの統計処理の途中経過をみながらその適否を判断し実験を進めていくことが、実験の効率化をはかる上からも重要となる。したがって、この種の実験においては、大量のデータを迅速に分類し、処理することが必要かつ不可欠なものとなる。

このため、われわれは、従来用いてきた生体実験システムの中にマイクロコンピュータを組み込み、上述

\* 日本電気  
\*\* 東北大学大学院  
\*\*\* 工業短期大学部情報処理工学科  
\*\*\*\* 電気工学科

の処理を実時間で行ない、結果を逐次表示できるシステムの開発を進めてきた。現在、一つの実験システムに完成したので、ここに報告する。

2. システム構成

本実験システムの全体ブロック図を Fig. 1 に示す。システムは、刺激装置の制御系と神経インパルスの処理系の2つに大別され、それぞれ独立したマイクロコンピュータ (MOTOROLA MEK 6800 DII) を使用している。以下では、刺激系については簡単に述べるにとどめ、主に処理系について詳しく述べる。

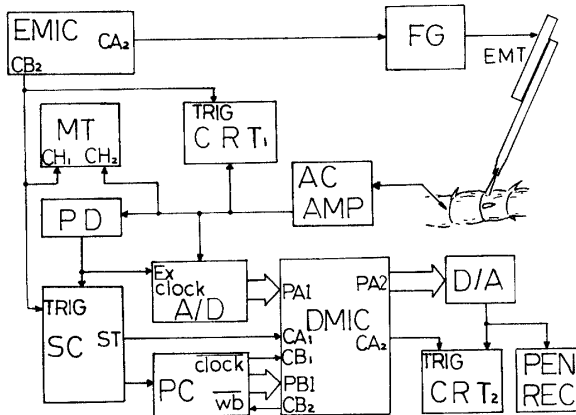


Fig. 1 Block diagram of the experimental system.

2.1 刺激装置制御システム

刺激装置は、刺激波形を発生する関数発生器 (FG) および、印加された電圧に比例した機械的な動きに変換する電歪素子 (EMT) より成っている。FG は、外部からのトリガ信号により、これに同期した単発の波形を発生する。刺激装置制御用のマイクロコンピュータ (EMIC) は、プログラムにより、FG へのトリガ用信号を入出力用 LSI (MC 6820)<sup>6)</sup> の CA<sub>2</sub> 端子を通して任意の間隔で加えることができる。FG の波形と出力レベルをあらかじめ設定しておけば、一定強度 (一定波形) の機械刺激を、目的とする感覚毛に任意の時間々隔でくり返し印加することが可能である。

2.2 神経インパルス処理システム

実験サンプルの固定、インパルス導出法、実験条件等については、すでに報告した<sup>1)</sup> ので、ここでは省く。以下、ハード的な前処理部とデータ処理用マイクロコンピュータシステムについて述べる。

2.2.1 ピーク検出回路 (PD)<sup>7)</sup>

高低2種類の神経インパルスを、それぞれ区別して処理するためには、個々のピーク値をデータとして取

り込まなければならない。このピーク検出回路は、導出されたインパルスのピークを検出して、その時点で立ち上がるパルスを発生させる。回路の概略図を Fig. 2 に示す。初段の増幅器 (AMP) で増幅されたインパルスは、微分回路 (DIFF) を通ることにより反転微分される。その結果、入力インパルスの正のピーク時点で 0V を負から正の方向に横切る信号に変換される。これを、参照電圧  $V_0$  ( $\approx 0V$ ) をもつコンパレータ (COM<sub>1</sub>) で検出し、単安定回路 (ONE SHOT) をトリガして、0.1 m sec 幅のパルスに変換する。また、AMP の出力は、正の一定レベル ( $V_R$ ) を参照電圧にもつコンパレータ (COM<sub>2</sub>) に加えられる。この COM<sub>2</sub> の出力と ONE SHOT の出力の論理積 (AND) をもって、ピーク検出回路の出力としている。COM<sub>2</sub> の回路を付加することで、不必要に低いインパルスのピークや回路の雑音による COM<sub>1</sub> の誤動作を防いでいる。結果的に、ピーク検出回路は、 $V_R$  以上の高さをもつ神経インパルスのみをピーク時点を選択的に検出する。

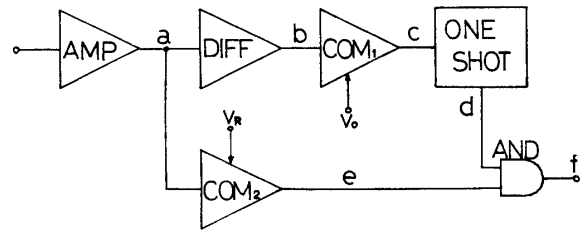


Fig. 2 Peak discriminator circuit.

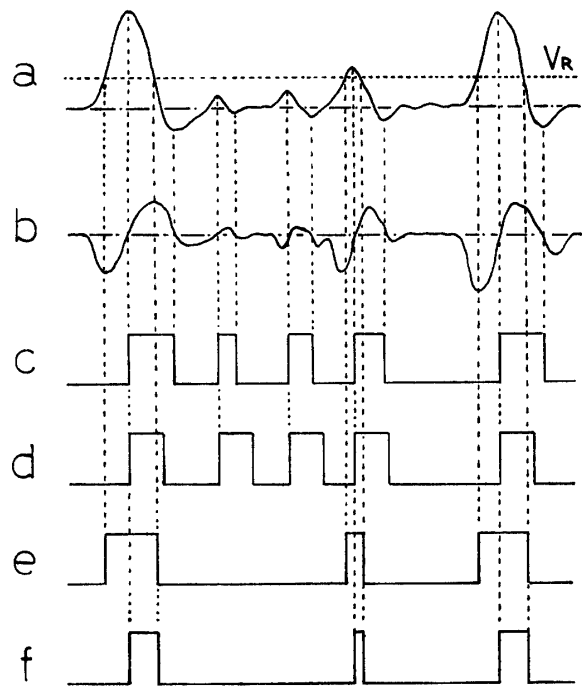


Fig. 3 Timing chart of peak discriminator.

以上の動作を Fig. 2 に示した各点 (a~f) のタイミングチャートとして Fig. 3 に示す。また、Photo. 1 に試作した回路での神経インパルス入力 (写真上) に対するピーク検出器出力 (写真下) を示す。ピーク検出器出力パルスの立上がりには、入力波形のピーク時からの多少の遅れ (約 0.05 msec) がみられるが、これは主に微分出力の遅れに起因している。これを改善するために、COM<sub>1</sub> の参照電圧 V<sub>0</sub> を若干負の方向にずらしているが、現在のところ完全に補正するにはいたっていない。しかし、この遅れは、入力される神経インパルスのピーク付近の変化に比較して小さく、ほとんどわれわれの目的には影響しないと考えられる。このピーク検出器からの出力は、A/D コンバータの外部クロックとして加えられ、一方では、サンプリング回路 (SC) の入力となる。

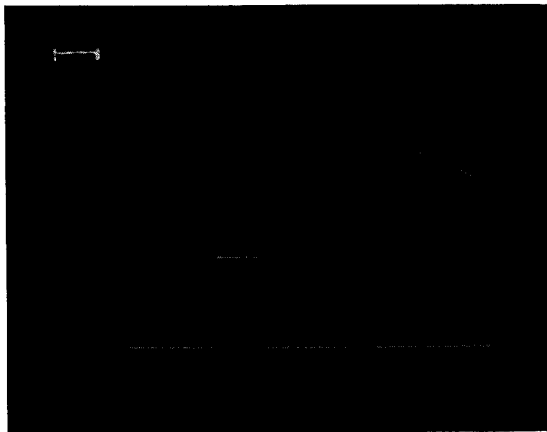


Photo. 1 Output of peak discriminator (lower trace) to nerve impulse input (upper trace). Calibration: 0.1 msec.

2.2.2 A/D コンバータ (A/D)

神経インパルスのピーク値をデータ処理用マイクロコンピュータに取り込むための A/D コンバータとして、ここでは、デジタルメモリ (岩通 DM 301) の A/D 変換部を利用している。A/D 変換は、8 bit の追従比較形であり、常時 4MHz のクロックで A/D 変換を行なっている。触角より導出された神経インパルスを入力として加え、ピーク検出器からの出力を外部クロック端子 (Ex clock) に接続すれば、このクロックの立上がりのエッジで、A/D 変換値 (ピーク値) がラッチされ出力される。この出力を、データ処理用マイクロコンピュータ (DMIC) の入出力用 LSI の A ポート (PA1) に加える。

この A/D 変換器の周波数特性は、双極性フルスケール入力では約 5KHz までであるが、導出される神

経インパルスは、正方向に大きく負方向に小さいほぼ単極性の特性を示し、最大で50%フルスケールである。したがって、周波数特性は約 10KHz まで拡がり、神経インパルスピーク値の A/D 変換には十分である。

2.2.3 サンプリング回路 (SC)

機械受容器からの応答インパルス列を統計処理する必要から、感覚毛には、同一の刺激波形が一定の休止期間 (1~5 sec) をおいて、くり返し加えられる。この休止期間にも自発的なインパルスの発生がみられるが、目下の処理には不必要である。このサンプリング回路 (SC) は、EMIC からくる刺激開始トリガによって、その後 100~500 msec の間だけ (サンプル区間)、PD からの出力パルス列を通過させる。この回路により DMIC のソフトウェアにかかる負担を軽減し、処理のスピード化をはかっている。Fig. 4 (a) にブロック図を Fig. 4 (b) タイミングチャートを示す。以下、動作について説明する。

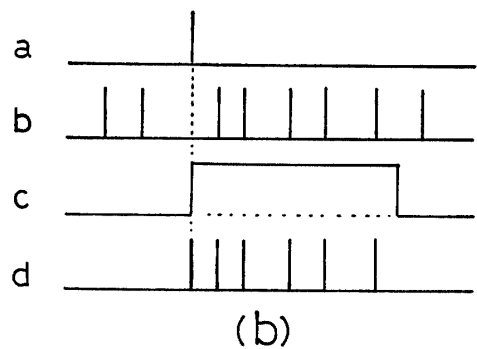
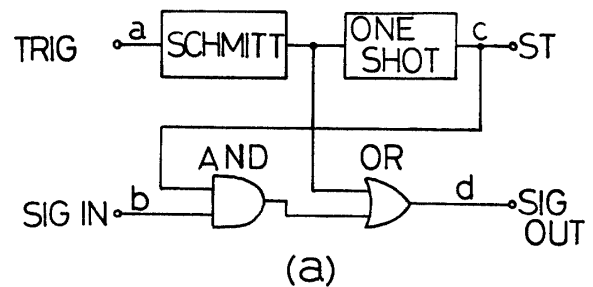


Fig. 4 (a) Sampling circuit. (b) Timing chart of sampling circuit.

EMIC CB<sub>2</sub> からのトリガ信号は、シュミット回路により波形整形されて、単安定回路 (ONE SHOT) をトリガする。この単安定回路のパルス幅がサンプル区間となる。この出力は、AND ゲートを開き、PD からの入力パルス列をサンプル区間だけ通過させる。この通過してきたパルス列に、シュミット回路で波形整形された刺激開始トリガを OR 回路で加え、パルスカ

ウンタ (PC) へ出力する\*. また, 単安定回路の出力は, サンプル区間を知らせる信号 (ST) として, DMIC の CA<sub>1</sub> 端子に加えられる.

2.2.4 パルスカウンタ (PC)

サンプリング回路を通過してきたパルス列は, パルスカウンタ (岩通, 分解能 0.1 m sec) によりパルス間隔が計測され, 8 bit のデータとなって, DMIC の入出力用 LSI の B ポート (PB1) に加えられる. 同時に変換出力を出すことを知らせるクロック (clock) も出力される. このクロック出力は, DMIC の CB<sub>1</sub> 端子に加えられる. 8 bit 出力で表現できる最大の時間々隔 (25.5 m sec) 以上に入力パルス間隔があいたときには, 一旦, FF<sub>16</sub>\*\* を出力し, カウントを続ける. したがって, DMIC は, データ中に FF<sub>16</sub> があった場合には, 次のデータと加算することにより真のパルス間隔を計算することができる. また, パルスカウンタの  $\overline{wb}$  端子に正方向パルスを加えることにより, カウント動作を中止させ, 入力待ちの状態にすることができる. パルスカウンタがこの状態にあるときには, その後, 入力端子に入ってくる最初のパルスでカウント動作が開始される. この  $\overline{wb}$  端子は DMIC の CB<sub>2</sub> により制御している. 刺激の休止区間中に一度 CB<sub>2</sub> を通して正方向パルスを加えておけば, サンプリング回路で加えられた刺激開始トリガによって, 刺激開始時点からパルスカウンタにカウント動作を行なわすことができる.

2.2.5 データ処理用マイクロコンピュータ (DMIC)

モトローラの MEK 6800 DII は, ユーザー用として, 基板上に 2 個の入出力用 LSI (MC 6820) を実装することができる. このうち 1 個をデータ入力用とし, A ポート (PA1) に A/D コンバータ出力を, B ポートにパルスカウンタ出力を接続している. なお B ポート前段には, ラッチ回路を付加している. これは, パルスカウンタのデータ出力時間が 10  $\mu$  sec と短かく, DMIC のソフトでは応答できないためである. ラッチ回路の回路図と入出力のタイミングチャートを Fig. 5 (a) (b) に示す. A/D コンバータ出力はラッチ出力となっているため, 新たに付加する必要はない. さらに, データ入力用の LSI の CA<sub>1</sub> 端子には, サンプル区間を示す ST 信号が加えられ, CB<sub>1</sub> 端子には Fig. 5 (a) に示すように, パルスカウンタからのクロックが単安定回路を通して加えられている. また CB<sub>2</sub> 端子は出力に設定され, 2.2.4 で述べたようにパルスカウンタの  $\overline{wb}$  端子の制御に用いられている.

\* トリガ信号を加える理由については, 2.2.4 参照  
 \*\* FF<sub>16</sub> は 16 進表現. 2 進数で 11111111 のこと

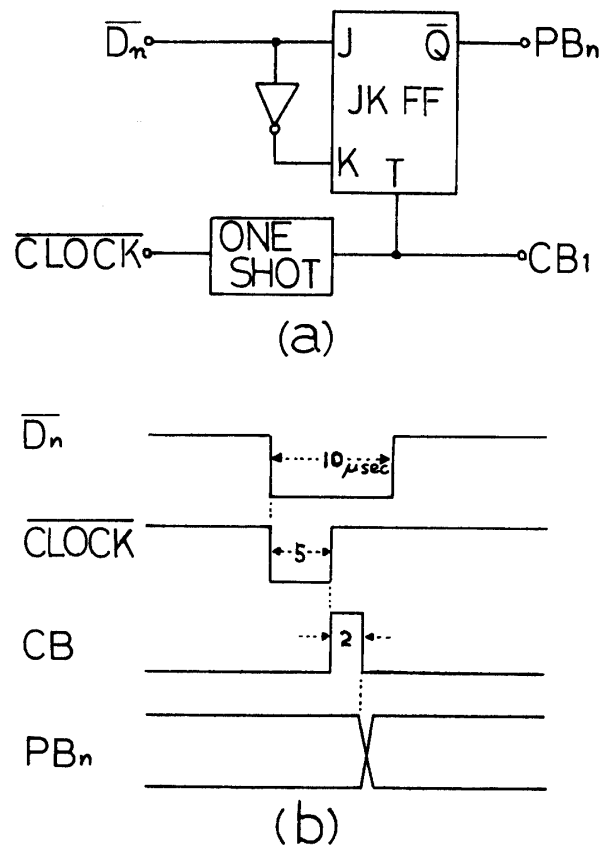


Fig. 5 (a) Latch circuit or pulse counter output. (b) Timing chart of latch circuit.

他の 1 つの入出力用 LSI は, 処理結果の出力用として用いられ, A ポート (PA2) から R-2R のラダー回路よりなる D/A 変換器を通し, 中間処理結果のディスプレイ用オシロスコープ (CRT<sub>2</sub>) または, 最終結果の出力用のペンレコーダ (PENREC) に出力される. また CA1 端子からは CRT<sub>2</sub> に外部トリガ信号を与えている.

3. データ処理および処理結果

DMIC のプログラムは, データ取込ルーチン, データ処理ルーチン, ディスプレイルーチンより成っている. この 3 つのプログラムは, サンプル区間を示すパルスカウンタからの ST 信号に同期して, くり返し実行されている. ST 信号と各プログラムの実行時間の

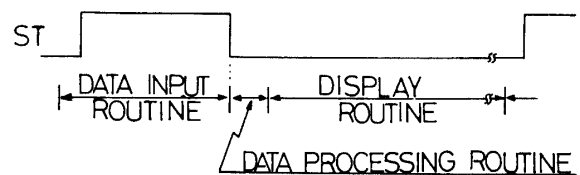


Fig. 6 Relationship between ST signal and DMIC programs.

関係を Fig. 6 に示す。以下、各プログラムについて説明する。データ処理ルーチンでは、処理結果も合わせて示す。

3.1 データ取込ルーチン

このプログラムは、パルスカウンタからのインタバルデータと A/D コンバータからのインパルスのピーク値データを取り込む。データ入力用 LSI の A, B ポートは入力に、制御用 CB<sub>2</sub> 端子は出力に、あらかじめメインプログラムのスタート時に設定される。また、CA<sub>2</sub>, CB<sub>2</sub> からのフラグは、負方向のエッジで立つよう設定される。プログラムは、パルスカウンタからのクロックが CB<sub>1</sub> フラグによって検出されるまでは、CA<sub>1</sub>, CB<sub>1</sub> フラグを交互にチェックしながら待機する。クロックが検出されると、B ポートにラッチ回路を通し入力されているパルスカウンタの出力データを読み込む。2.2.4 で述べたように、パルスカウンタは実際に入力パルスがなくても、カウント値が FF<sub>16</sub> になるとクロックを出してこの値を出力する。したがって、FF<sub>16</sub> を取り込んだときには、この値を一時記憶して再びフラグ待の状態にもどる。パルスカウンタからの値が FF<sub>16</sub> 以外るときには、今まで一時記憶されていた FF<sub>16</sub> と加算され、16 bit のパルス間隔データとしてパルス間隔記憶領域 (ITMEMO) へ記憶する。次に A/D コンバータからのインパルスのピーク値を読み込み、パルス波高記憶領域 (PHMEMO) へ記憶し、また、フラグ待の状態へもどる。サンプル区間の終わりを検出する CA<sub>1</sub> からのフラグを確認すると、CB<sub>2</sub> に正方向パルスを出し、刺激回数 (NDATA) を1だけ増して、次のデータ処理ルーチンへ移る。フローチャートを Fig. 7 に示す。

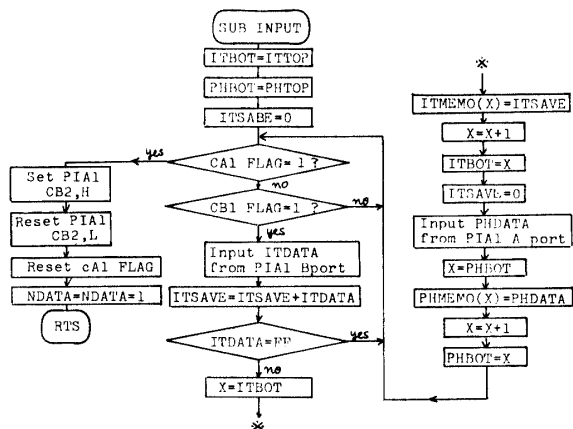


Fig. 7 Flow chart of data input subroutine.

3.2 データ処理ルーチン

データ処理ルーチンでは、実験の目的により、PST

ヒストグラムの作成、パルス発生後の受容器の回復度の計算処理、高低インパルスの相関ヒストグラムの作成を行なう。

3.2.1 PST ヒストグラム

刺激開始後、どの時刻にインパルスが発生したかを多数回の刺激に対する応答パルス列を加算して作成する。データ取込ルーチンにより、各々の記憶領域に記憶されたパルス間隔データとパルス波高データは、1対1に対応している。したがって、あらかじめ、高低インパルスの分離する閾値 (TH) を設定して、パルス間隔データを記憶領域 (ITMEMO) より取り出し、刺激後時間 (TIME) に加算していく。この加算ごとにパルス波高記憶領域 (PHMEMO) より取り出したパルス波高値と分離閾値、TH を比較して、インパルスの高低を決定する。ここで決定された高さに対応する PST ヒストグラム領域 (HPSTH または LPSTH) の先頭番地 (HPSTOP または LPSTOP) と TIME を加算しこれによって示される番地を1だけ増す。こうして、高低2種類のインパルスに関して、それぞれ独立した PST ヒストグラムが作られる。PST ヒストグラムの先頭番地と TIME を加算する前に、TIME の値を右に M 回シフトして加えれば、PST ヒストグラムの時間分割幅は  $0.1 \times 2^M$  msec となる。この右シフトを含めたフローチャートを Fig. 8 に示す。Photo. 2 は、感覚毛に単発の正弦波 (120 Hz) 刺激を 20 msec ごとに12回加え、これを 5 sec の休止区間をおいてくり返したときの、高いインパルス列に対する PST ヒストグラムの処理経過を示している。加算の回を追うごとに、応答は明確になり、Photo. 2 (D) では、機械受容器の応答の動的変化が十分に読みとれる。Fig. 9

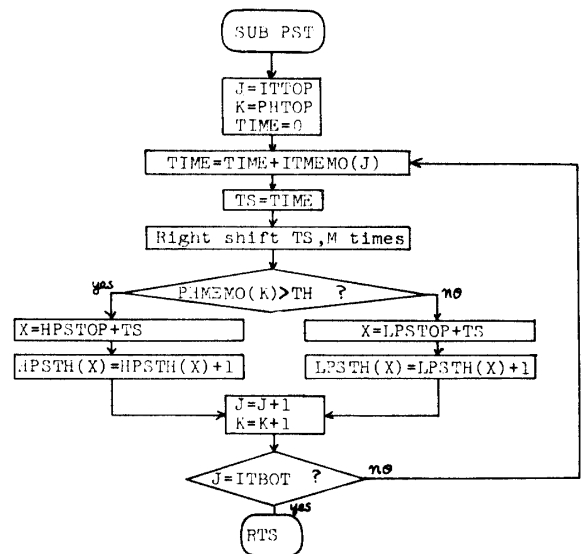


Fig. 8 Flow chart of subroutine SUB PST.

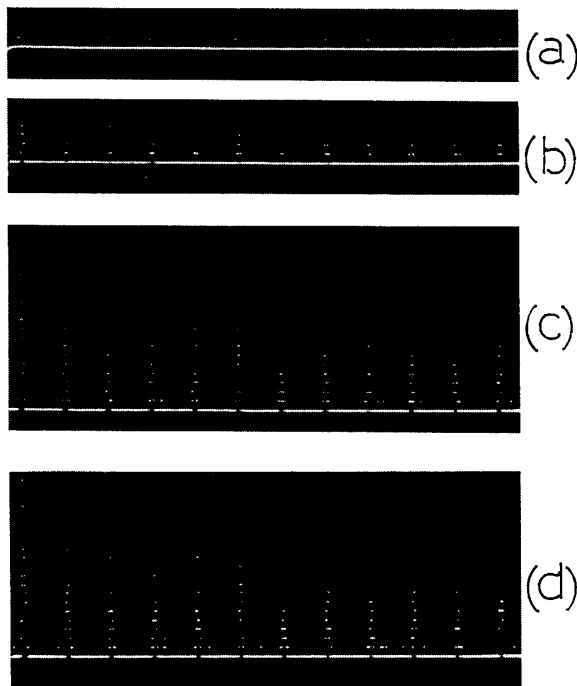


Photo. 2 Building up process of PST histogram after repeatedly imposed stimuli in experiment.

(a) after 1 stimulus, (b) after 20 stimuli,  
(c) after 150 stimuli, (d) after 200 stimuli.

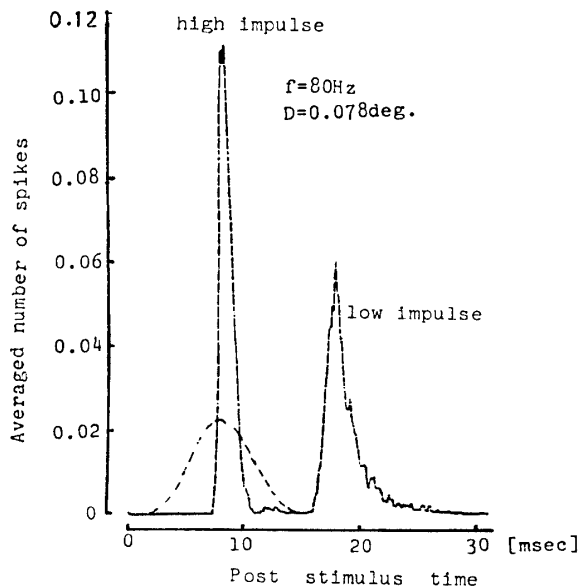


Fig. 9 Post stimulus time (PST) histogram of high and low impulses.

は、単発正弦波刺激に対する高低2種類のインパルス PST ヒストグラムを重ねて示したものである。刺激波形は、図中点線で示した。高いインパルスは刺激波形のピーク付近にそのピーク値をもつが、低いインパルスは、刺激が終わってからピーク値をもっている。こ

の例では、高いインパルスと低いインパルスの刺激方向に対する応答の違いが明白に示されている。

3.2.2 回復度の計算処理

一対の正弦波刺激を行ない、第1刺激の効果による機械受容器感度の時間的変化を、第2刺激に対する応答インパルスの発生確率から計算する。このプログラムの実験時間中の処理は、PST ヒストグラムの作成の場合とほぼ同じである。ただし、ここでは刺激開始からのインパルスの発生した時刻 TIME をそのまま刺激後時間記憶領域 (PSTMEMO) に格納する。1回の刺激区間が終わると0を入れて、次の刺激区間のデータと区別する (フローチャートは省く)。この実験では、対刺激の間隔 ( $T_s$ ) を、5~8段階に変えて、それぞれに対する第2刺激でのパルスの発生確率を求めて、受容器感度の時間的変化についての知見が得られる。この場合、刺激制御用の EMIC は、サンプルの神経活動の長時間にわたる変化の影響を最小限にし、実験可能な時間をできるだけ有効に利用するため、 $T_s$  の長さを刺激1回ごとに換え、すべての  $T_s$  について終わったら、これをくり返すよう刺激装置を制御する。したがって、実際のプログラムでは、インパルスの発生時刻を格納する際に、ポインターにより、各々の  $T_s$  ごとに別の領域に格納している。また、処理用 DMIC の記憶容量の関係から、高低インパルスのうち一方のみについて処理を行なう。Photo. 3 に刺激間隔  $T_s$

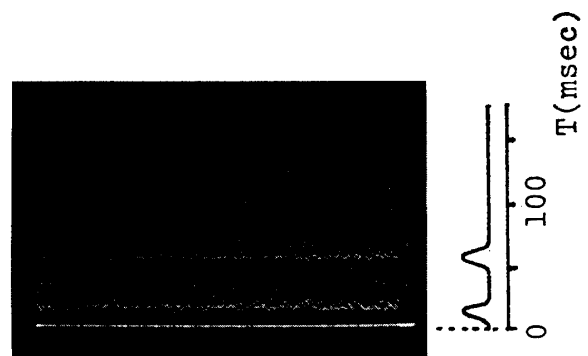


Photo. 3 The distribution of post stimulus time to individual paired stimuli.

50 m sec の場合の1回ごとのインパルスの発生時刻を格納した領域 (PSTMEMO) を後述のディスプレイチェーンによって表示した例を示す。縦軸は刺激開始からの時間で、横軸は刺激の順番である。一番下の輝線は、各刺激区間の区別のために入れた0で、ここでは刺激開始時刻を示すことになる。これより上の輝点は、それぞれインパルスの発生時刻を示している。横方向にのびる2本の輝線は、それぞれ対刺激の位置に対応

し、受容器が対刺激に対応していることがわかる。

実験中、上述した処理を行ない、実験終了後、PSTMEMO に格納された各刺激区間ごとの発生時刻のデータから、対刺激に対する応答様式を Fig. 10 に示す4つ ( $R_1 \sim R_4$ ) の場合に分類し、その数を数える。

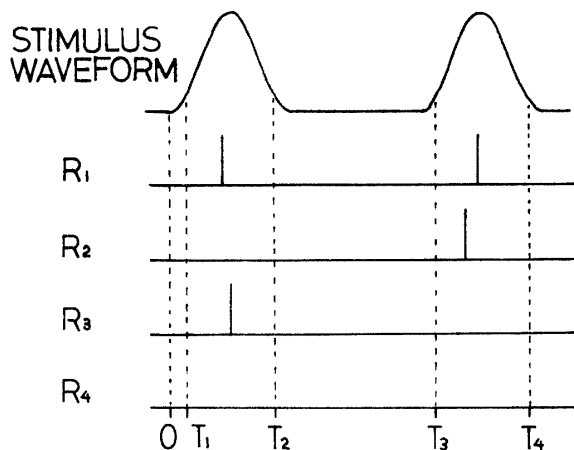


Fig. 10 Classification of response pattern.

刺激開始後の時間を  $T_1, T_2, T_3, T_4$  (刺激振幅の10%となる時刻) で分割し、 $T_1 \sim T_2, T_3 \sim T_4$  で共にインパルスが発生する場合を  $R_1, T_3 \sim T_4$  だけで発生する場合を  $R_2, T_1 \sim T_2$  だけで発生する場合を  $R_3$ 、どちらにも発生しなかった場合を  $R_4$  とする。ただし、 $0 \sim T_1, T_2 \sim T_3$  の間にインパルスが発生している場合は、どれにも入れない。このフローチャートを Fig. 11 に示す。 $R_1$  と  $R_3$  の値から、第1の刺激でインパルスが発生したときに、第2の刺激がインパルスが発生する確率  $R = R_1 / (R_1 + R_3)$  を計算する。異なる  $T_s$  についての  $R$  を求め、 $T_s$  を横軸にとってグラフに表わしたも

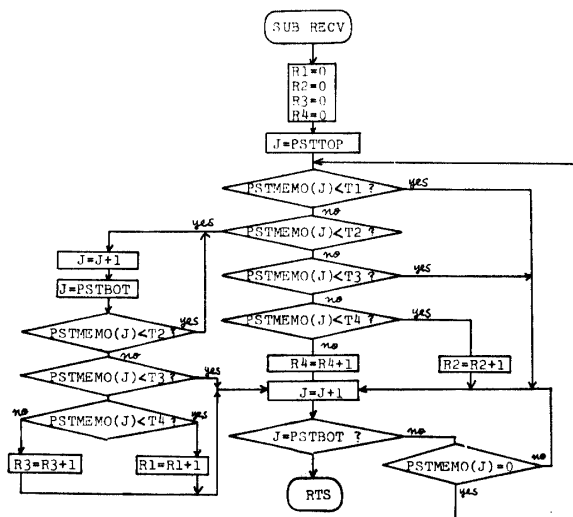


Fig. 11 Flow chart of subroutine SUB\_RECV.

のを Fig. 12 に示す。A, B, C は、刺激強度 (正弦波の振幅) が異なっている。第1の刺激でのインパルスの発生により、第2の刺激でインパルスの発生する確率が小さくなり、時間とともに回復していく様子が示されている。また第1の刺激でインパルスが発生しない場合でも、第2の刺激での発生確率が変化することが、 $R' = R_2 / (R_2 + R_4)$  を計算することにより明らかになった。

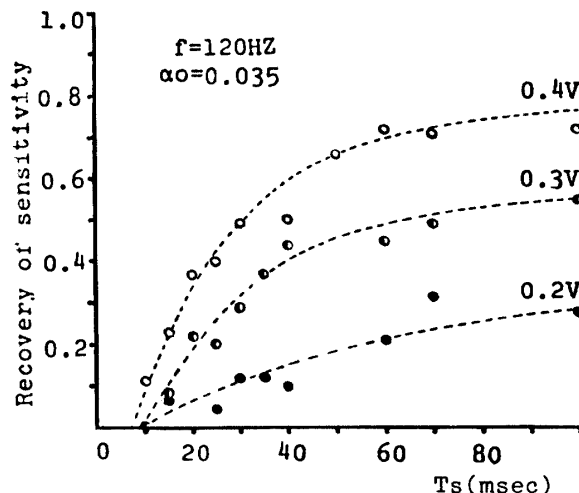


Fig. 12 Recovery curves computed by SUB\_RECV.

### 3.2.3 相関ヒストグラム

高低両インパルスの相互の発火時刻の関係を、高いインパルスを中心に、低いインパルスが早く発火していれば負方向に、遅ければ正方向に時間差をとり、これをヒストグラムにして相関ヒストグラムを作成する。Fig. 13 はプログラムのフローチャートである。3.2.1

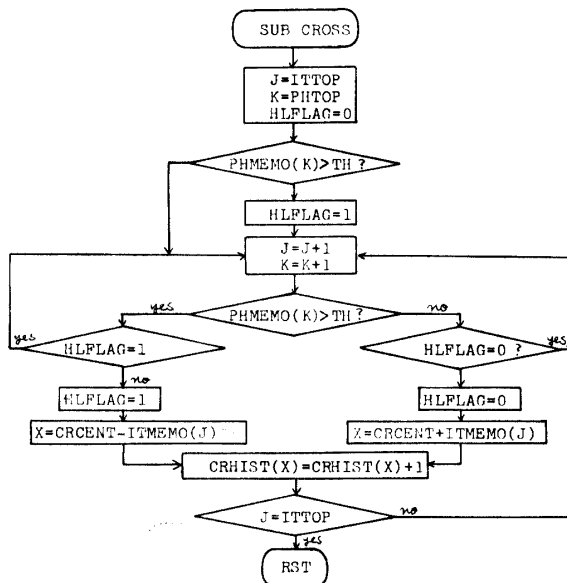


Fig. 13 Flow chart of subroutine SUB\_CROSS.

と同様、高低インパルスの分離閾値 TH によりインパルスを分類し、高いインパルスから低いインパルス、あるいは低いインパルスから高いインパルスへ変わるころを、パルス波高記憶領域 (PHMEMO) のデータより検出する。高低の順序の場合は、相関ヒストグラム領域 (CRHIST) の中央番地 (CRCENT) に、これに対応するパルス間隔記憶領域 (ITMEMO) の内容を加え、逆の場合は引いて、1 だけ増加させる番地をみつめる。Fig. 14 に得られた相関ヒストグラムの例を示す。この相関ヒストグラムにより、高低両インパルスを発生する機械受容器間の相互作用の有無を調

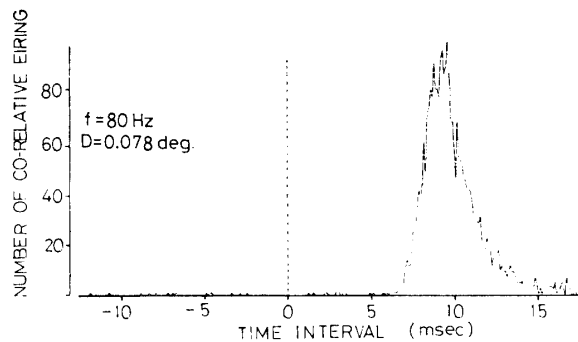


Fig. 14 Cross-correlation histogram computed by SUBCROSS.

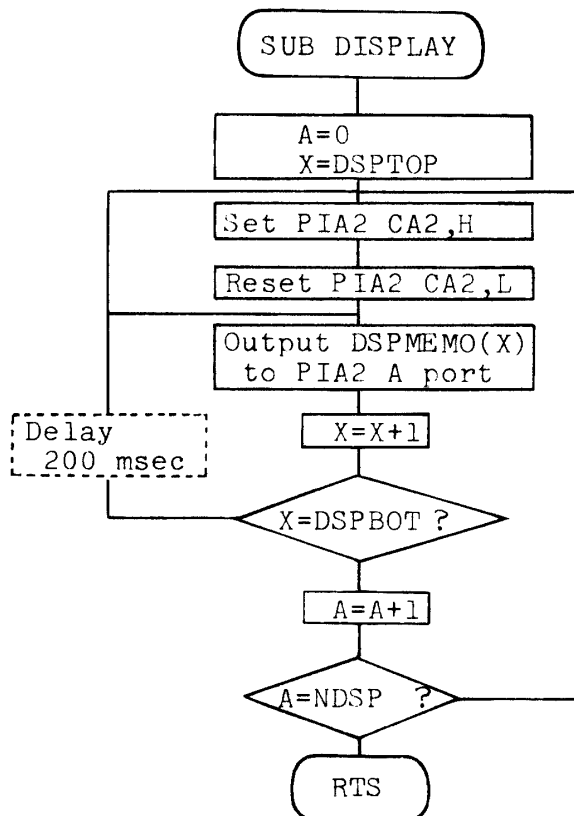


Fig. 15 Flow chart of subroutine SUB DISPLAY.

べたが相互作用はなく、独立に刺激方向に応じたインパルスを出すらしいことがわかった。

### 3.3 ディスプレイルーチン

処理の途中経過および最終結果はオシロスコープまたはペンレコーダに D/A 変換器を通し出力する。フローチャートを Fig. 15 に示す。表示する最初と最後の番地 (DSPTOP, DSPBOT) をあらかじめ設定し、開始トリガを入出力用 LSI の CA<sub>2</sub> 端子に出力して、順次データを A ポート (PA 2) に出していく。ペンレコーダに出力する場合は、1 つのデータを A ポートに出すごとに 200 msec のディレイをかける。1 K byte の出力時間は約 40 msec、ペンレコーダ出力の場合は約 2.5 min である。

## 4. 考 察

統計処理を必要とする神経インパルスの計測処理を実時間でこなす利点は、生体の反応をみながら実験を進めることができることにある。まえがきでも述べたように、周囲の実験条件を十分一定に保っても、生体内部の条件は、時々刻々変化していく。受容器の神経活動が弱まっていくときにも、急峻に変化するわけではなく<sup>1)</sup>、徐々に弱まっていくのが一般的である。特に今われわれが扱っているような確率的応答を示すような場合には、応答インパルス列を、1 回の刺激ごとにそのままオシロスコープ上でモニターしていても、このような変化は検知できない。この場合、たとえば、Photo. 3 に示したような、今までの刺激すべてについての刺激 1 回ごとのインパルスの発生時刻を表示することができれば、このような変化を十分に確認することができ、実験の適否、実験の中止などを判断しうる。また、回復特性 (Fig. 12) を調べるときのように、刺激間隔パラメータ  $T_s$  を 5~7 段階に変化させ、この各々の  $T_s$  に対し数百のデータを処理して、初めて意味のある結果が得られるような場合には、刺激系と連動して、生体内部の状態変化に起因する誤差を最小限に抑えることが可能である。

本実験システムでは、新たにピーク検出回路を取り入れ、高低 2 種類のインパルスを同時に処理することを可能にした。単一神経細胞からのインパルスの同定方法としては、以前から、生理学的には、写真による重ね焼の手法がよく用いられてきた。また、最近では、インパルスの高さだけでなく、複数個のパラメータを用いた計算機による同定法なども報告されている<sup>8)</sup>。ここで用いたピーク値のみでの分類方法では、複数個



の神経細胞の自発放電を解析する場合や、一度だけの刺激に対する応答を問題とする場合には、十分とはいえないが、刺激を2~3個の受容器に局所的に与え、多数回の応答を統計処理によって求める場合には、Fig. 9やFig. 14に示したように良好な結果を得ることができる。ピーク検出器出力の遅れなど、多少の問題は残されているが、当初の目的は達成されたものと考えられる。

## 5. ま と め

以上、本システムの完成により、

- (1) PST ヒストグラム、インパルス発生後の受容器感度の回復過程、相関ヒストグラムなどの統計処理が、実時間でこなえるようになった。
- (2) このため、従来と比較して処理スピードが格段に向上し、実験効率を高めた。
- (3) また、実験中に統計処理の経過を逐次表示することが可能となり、生体活動の変化に十分対処して実験を行なうことができるようになった。
- (4) 新しくピーク検出回路を導入したことにより、今まで分離できなかった低いインパルス列についても解析が可能となった。
- (5) 刺激の時間パラメータを自由に制御することが可能となった。

本システムは、統計処理を必要とする神経インパルス列の解析の有力な手段となるものと考えられる。

本研究を進めるにあたり、実験器具の作製に手助けを頂いた谷戸宗吉技官、ならびに、生理実験に協力して頂いた、卒論生、新田淳作君に感謝の意を表す。また、終始、種々の討論に参加し貴重な意見を寄せて下さった当研究室の諸氏に深謝する。

## 参 考 文 献

- 1) 香田, 古賀, 森近, 三池, 蛭名: 山口大学工学部研究報告, **28**, 67 (1977)
- 2) 古賀, 香田, 三池, 蛭名, 秩父: 電子通信学会, 医用電子・生体工学研究会, **MBE 78-8** (1978)
- 3) 香田, 三池, 古賀, 蛭名: 電子通信学会, 医用電子・生体工学研究会, **MBE-78-52** (1978)
- 4) 古賀, 香田, 三池, 蛭名, 秩父: 電子通信学会論文誌, **62-C**, 17 (1979)
- 5) S. Chichibu: Acta medica Kinki Univ. **3**, 167 (1978)
- 6) たとえば MOTOROLA "M6800 Microcomputer System Design DATA"
- 7) J.N. vander Molen, J. J. de Kramer, F. J. Dasveer: Med. & Biol. Eng. & Comput., **16**, 564 (1978)
- 8) 島田洋一, 星宮望, 松尾正之: 日本 ME 学会誌, **17**, 45 (1979)

(昭和54年4月16日 受理)