

# 電気パルス刺激エネルギーに対する 皮膚の強度感覚と丁度可知差異<sup>†</sup>

谷江和雄\*・館 暉\*・小森谷 清\*・阿部 稔\*

## Sensation Magnitude for Energy of Electrocutaneous Stimulation and Just Noticeable Difference

Kazuo TANIE\*, Susumu TACHI\*, Kiyoshi KOMORIYA\* and Minoru ABE\*

The electrocutaneous communication by means of electric pulse stimuli has been studied. One of the most important problems in this kind of research is to determine the most relevant stimulus parameters for transmitting the information. These parameters are called informational dimensions of stimuli. In general, they consist of three factors: namely, frequency, space and magnitude. The frequency and the space dimensions are said to correspond to the pulse interval of stimuli and the number of electrodes, respectively. For the magnitude dimension, however, it had not been clarified which parameter is the most relevant.

In the previous paper we studied this problem and found the fact that the subjective magnitude of electrocutaneous stimuli is related to the pulse energy. This paper describes some problems about the constant energy electrocutaneous stimulation, namely, the design of energy measurement instrument, the measurement of energy threshold characteristics as a function of time, and estimation of the channel capacity from the measurement of a just noticeable difference.

The energy threshold, the current threshold and the pulse interval characteristics were measured as functions of time, using the constant energy stimulator designed by ourselves. It was found that the energy threshold remains constant with time, while the current threshold increases gradually with time. These results suggest that the magnitude sensation is more closely related to the pulse energy than the pulse current. Moreover, the channel capacity

estimated from the measurement of a just noticeable difference was found to be 3.0 bits to 4.0 bits for five subjects.

### 1. ま え が き

皮膚に電气的パルスを加えて人間に情報を送ろうとする試みがある<sup>1)~6)</sup>。この種の試みを実現するためには、刺激波形のどのパラメータに情報をのせるかを明確にしておくことが重要である。この情報をのせるパラメータは一般に情報次元と呼ばれており、電気刺激においては空間、周波数(パルス間隔)、強度の3次元があることが明らかにされている<sup>3)</sup>。その内の前の2種については、刺激部位数の変化、電気パルスのパルス間隔の変化がそれぞれ対応することが示されている。過去の実験例や、比較的電気刺激より研究例の多い振動刺激の場合から類推して、この対応は妥当といえるであろう。一方、強度次元については従来、電圧、電流パルス高が多く採用されている。これらは一般に、人間に送るべき信号を電圧、電流振幅変調して生体に加えるもので、電圧、電流パルス高の大きさと皮膚の強度感覚の関係、電圧パルス高を次元とした時の最大伝達情報量などが、恒川<sup>3)</sup>、Prior<sup>4)</sup>、市川<sup>5)</sup>らによって測定されている。ところで、電圧、電流パルス高の大きさに対する皮膚の強度感覚の経時特性に注目した時、われわれの予備的な実験によると、電圧パルス高に情報をのせる場合は、一般に時間が経過するにつれて刺激を強く感じる傾向が見られる。すなわち、電圧パルス高を一定に保持しても、強度感覚が次第に大きくなる傾向が察観される。また電流に情報をのせる場合は、これとは逆に次第に弱くなる傾向が見られる。特にこの傾向は湿式皮膚電極を用いる時に顕著である。このような現象は、強度感覚に皮膚のインピーダンス変動が関与するために生ずると推測されるが、いずれにしても送るべき信号が生体に正確な強度情報

† 第19回自動制御連合講演会で発表(昭51・11)

\* 機械技術研究所 東京都杉並区井草 4-12-1

\* Mechanical Engineering Laboratory, Suginami-ku, Tokyo

(Received March 14, 1977)

として認知されないことを意味し、情報伝達手段としてそれを用いるには非常に不都合な現象である。情報次元として用いるパラメータは、その変化に対して人間がもつ感覚が1対1に対応するか、あるいは他のパラメータの影響をうける場合には、それが何であるかを明確にして1対1対応がつくように補正を加えることが可能であるものでなければならない。われわれは前報<sup>7)</sup>においてこの点に関し検討を加えた。そして、定電流パルス刺激の電流パルス高とパルス幅を種々変化させた時、その両者がどのような関係にある時に人間は一定の皮膚強度感覚をもつかを明らかにすることにより、人間の電気刺激に対する強度感覚に相関をもつパラメータとして、ある周波数、パルス幅の範囲では、電気刺激1パルス当りのエネルギーを採用するのが適当との結論を得た。

本研究では、前報の実験結果を前提に、従来の研究ですでに検討が加えられている電流、電圧のかわりにエネルギーを電気刺激の強度次元のパラメータと想定した場合の基本的問題について検討した。すなわち、まずこのような刺激を実現するために、指定されたエネルギーをもつ刺激を出力することができる装置を試作した。そしてこの装置を用いてしきい値を刺激エネルギーで評価した時のしきい値・パルス間隔特性とさらにその経時変化を測定することにより、刺激エネルギーに対する皮膚強度感覚の安定度、パルス間隔をパラメータとした時の刺激のエネルギーと強度感覚の関係を考察した。また、最後に電気刺激の強度情報を刺激エネルギーの変化に対応させて生体に送る場合に、どの程度の情報量が伝送可能かについて、丁度可知差異の測定結果より評価した。以下この概要について報告する。

## 2. 定エネルギー刺激装置

皮膚のインピーダンス変化など、種々の外部条件の変化にもかかわらず、たえず指定されたエネルギーをもつ刺激を発生するようにパルスのパラメータを修正する装置を、定電流刺激、定電圧刺激の名称にならって、定エネルギー刺激装置と呼ぶことにする。

Fig. 1 に試作した定エネルギー刺激装置の構成を示す。本装置は、エネルギー測定装置および多点同時刺激装置とから構成されている。多点同時刺激装置<sup>8)</sup>とは、計算機により制御される多チャンネル刺激パルス発生装置であり、刺激の部位数、パルス高、パルス幅、パルス間隔などをプログラムにより、ハードウェアの制約範囲内で任意に変更できるものである。エネルギー測定部はこの多点同時刺激装置からのパルスにより動作する。すなわち、Fig. 1 に示すごとく、多点同時刺激装置の ch0 の出力にアイソレータを接続し、被験者に刺激を加える。この時に被験者に加えられた電流を被験者と直列に接続された既知抵抗の両端の電圧により評価し、これと被験者に装着した電極の電極間電圧との積を乗算器により求める。ただし、この電圧検出値と電流検出値の乗算器への接続は、電極部分のアイソレーションを保証するために、それぞれフォトカプラを介して行うとともに、フォトカプラより電極側の回路の電源にはその出力側の回路とはまったく別の電池を使用している。乗算器出力はさらに積分器により積分され、AD変換器を通して計算機へ読込まれる。積分器は MOS FET によるスイッチをそなえており、そのゲート電圧を適当に切換えることにより、積分、ホールド、リセットの3状態を制御している。この状態切換のための制御信号は、多点同時刺激装置

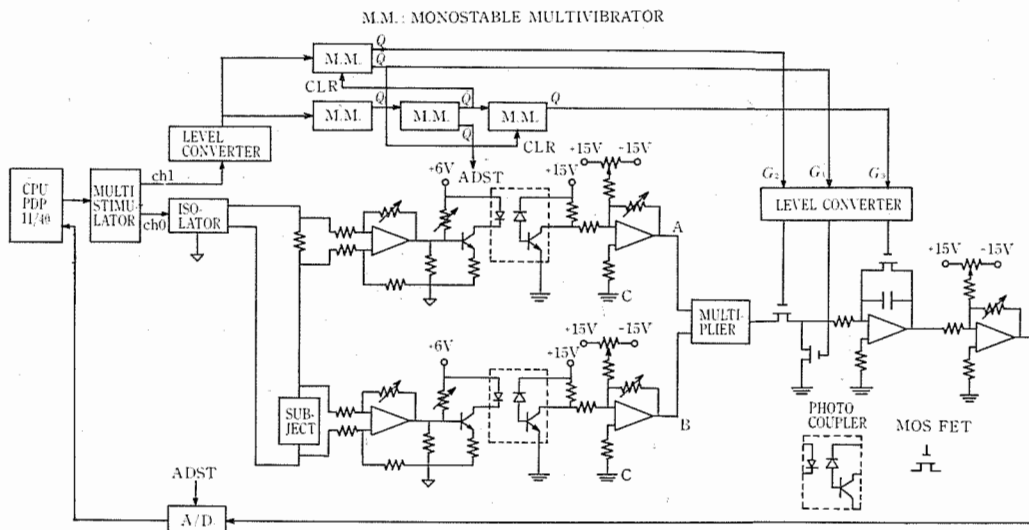


Fig. 1  
A schematic diagram of the constant energy pulse stimulator

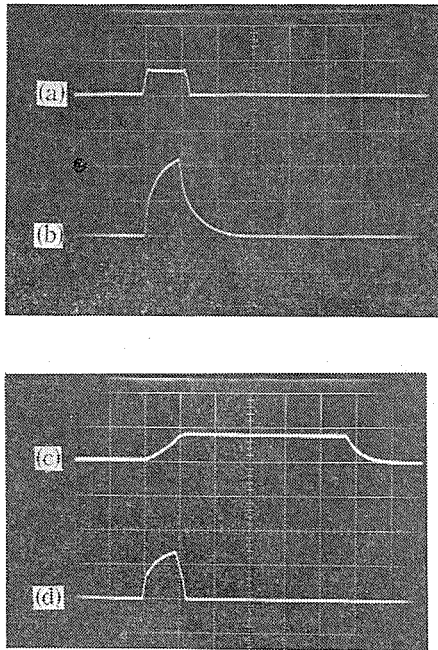


Fig. 2 (a) Stimulus current waveform (The voltage between A and C in Fig. 1)  
 (b) Stimulus voltage waveform (The voltage between B and C in Fig. 1)  
 (c) Integrator output  
 (d) Multiplier output

の ch 0 からの刺激出力と同一のパルス幅をもち、パルス高が 4.8 [V] (TTL レベル相当) のパルスを ch 1 からも出力し、これを単安定マルチバイブレータの組合せからなる論理回路で処理して作成する。Fig. 1 中の ADST は、AD 変換開始信号であり、積分器が積分状態からホールド状態に切換わる時に発生する。

Fig. 2 にこの装置を用いて皮膚を刺激した時の主要部分の波形を示す。

以上の装置により、ADST のタイミングで AD 変換器出力を計算機に読込むことにより、1パルスごとに  $E = \int_{t_0}^{t_0+T} iV dt$  ( $T$ : パルス間隔,  $i$ : 刺激電流,  $V$ : 刺激電圧) なる値、すなわち 1パルス当りの刺激エネルギーが計測されることになる。定エネルギー刺激を行う場合には、このようにして計測されたエネルギーがあらかじめ指定されたエネルギーと等しくなるようにソフトウェアレベルで出力パルスの高さあるいは幅の調整を行う。この詳細については後述する。

### 3. しきい値・パルス間隔特性とその経時変化

#### 3.1 実験方法

被験者の上腕三頭筋 (左腕) に Beckman 形 Ag-Cl 電極 (湿式, 8 (mm)φ) を 3 個、筋方向に 20

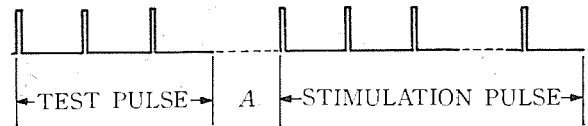


Fig. 3 Construction of display pulse

(mm) 間隔で導電性ペーストを用いて装着し、これに多点同時刺激装置からの刺激パルスをアイソレータ (三栄測器 5361) を介して加える。刺激としては、外側の二つに対し中央が負となるような定電流パルスを用いた。感覚しきい値の測定には種々の方法があるが、ここでは経時特性も求めるという観点から、計測が比較的短時間に行える極限法を用いた。すなわち、まずパルス幅を 100 ( $\mu$ s) (ほぼ時値に近い値) に固定し、電流パルス高をパラメータとして  $\Delta I = 10 \times (1/255)$  [mA] のステップで、まったく感覚を生じない電流パルス高からの上昇系列および完全に感覚を生ずる電流パルス高からの下降系列の両方で順に刺激を提示し、始めて感覚を生じる時、および始めて感覚を生じなくなる時の電流パルス高  $I_A, I_B$  (mA) を回答させるとともに、その時のエネルギー  $E_A, E_B$  [J] を上述した定エネルギー測定装置のエネルギー測定回路を用いて測定する。この  $E_A, E_B$  の平均値  $(E_A + E_B)/2$  をしきい値とする。このような測定を電極装着後 3~6 時間程度まで適当な間隔をおいて行った。パルス間隔は 10, 20, 50, 100, 200 [ms] のそれぞれに対して行い、また各刺激の提示時間は 2 秒間とした。

実験過程は、測定条件を各被験者に対して均一に保持するために、すべて自動化されており、タイプライタを介して計算機 (PDP 11/40) と対話しながら行うようになっている。すなわち、最初に被験者は刺激のパルス間隔 (PI), 刺激提示時間, パルス幅, パルス高の初期値 ( $N_0$ ;  $I_0 = N_0 \cdot \Delta I$ ) をタイプアウトされてくる質問に答える形式で入力する。すると続いて、そのパラメータをもつ刺激パルスが提示され、同時にエネルギーがタイプアウトされる。刺激パルスは Fig. 3 に示すごとく、試験パルスと提示パルスから構成されており、エネルギーの測定は過渡状態の影響を除くために、三つ目の試験パルスにより行われる。指定した時間だけ刺激が出力されると、つぎのパルス高を入力する質問がタイプアウトされる。この時、被験者は、感覚に変化を生じた場合はつぎの系列の初期値を入力する。変化がない時は、その時のパルス高  $N$  に対し、上昇系列の場合は  $N+1$ , 下降系列の場合は  $N-1$  を入力し、つぎの提示を受け以下同様な操作を繰返す。初期値の大きさの決定および回答時間は、被験者の意

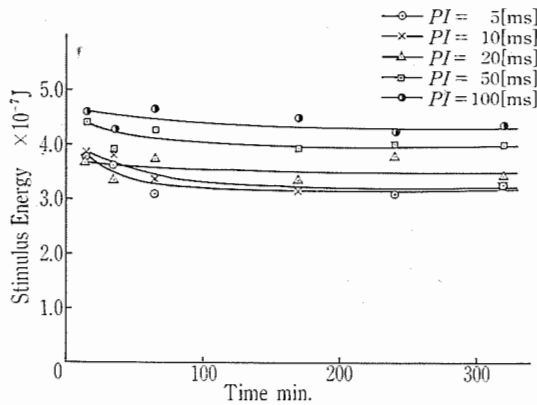


Fig. 4 Threshold energy vs. time (subject: K.K., electrodes: Ag-AgCl [Beckman] type, Location: triceps brachii)

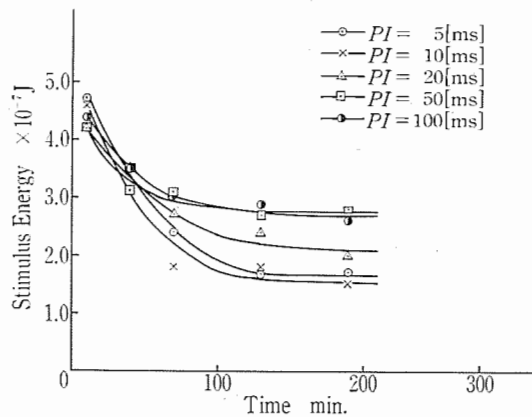


Fig. 5 Threshold energy vs. time (subject: K.T., electrodes: Ag-AgCl [Beckman] type, Location: triceps brachii)

にまかせた。また回答の種類は「感じた」、「感じない」の2種とし、「よくわからない」は「感じない」として処理した。被験者は健常男子2名(25, 30才)である。

### 3.2 実験結果と考察

Fig. 4, 5 に実験結果を示す。これらの図において、横軸は時間 (min), 縦軸は刺激エネルギー (J) を示している。また各曲線は刺激パルスの間隔を変えた時の結果を示している。

両被験者の結果は、まず K.T. に関しては、電極装着後1時間程度の間にしきい値エネルギーは急激に減少し、それ以後はほぼ平衡な状態に達する傾向が見られる。一方、被験者 K.K. に関しては、経時変化はそれほどなく、1時間程度でわずかに減少し、以後はほぼ一定な状態を保持している。このしきい値エネルギー変動の原因は、電極装着の直後は電極と皮膚接触部など、皮膚感覚に直接関与しない部分のインピーダンスが高く、これが刺激エネルギーの計測値を見かけ上大

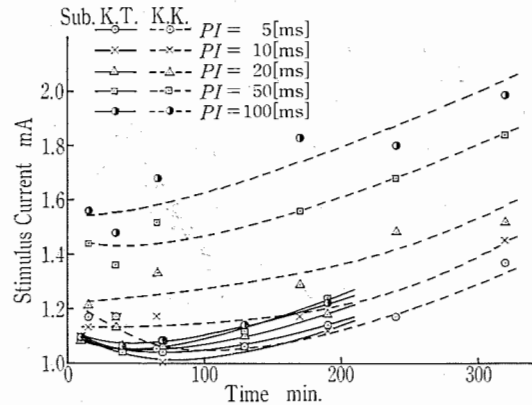
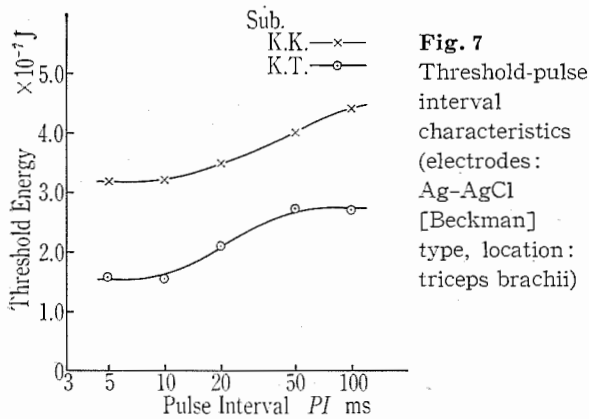


Fig. 6 Threshold current vs. time (electrodes: Ag-AgCl [Beckmann] type, location: triceps brachii)

きくしているためと思われる。すなわち、上述したエネルギー測定装置では、刺激電圧を電極間電圧で評価しているためにこのような現象が現われるものと思われる。また両被験者の電極装着後1時間における挙動の相異は、両者の皮膚のインピーダンスの相異によるものと考えられる。すなわち、K.K. は皮膚感覚に関与する部分のインピーダンスが直接関与しない部分のインピーダンスに比べて大きく、したがって湿式電極装着後によく見られるインピーダンスの経時変化があまり影響してこないものと思われる。ここで採用している方式でエネルギー評価を行う限り、電極インピーダンスの影響がその結果に含まれてくることは避けられないが、時間が経つにつれてしきい値エネルギーが平衡に達するという事は、一応その時点では、この方式で計測したエネルギーが近似的に皮膚感覚に関与する部分で消費されるエネルギーと等しくなると考えてもよいことを示すものであろう。このことは Fig. 6 に示した結果からも裏づけられる。この図は Fig. 4, 5 の測定結果を電流で表示したものである。電流はほぼ時間とともに増加する傾向にある。この傾向から皮膚感覚に関与する部分のインピーダンスは時間とともに減少していくことが推定される。一方、この間電極インピーダンスなど、皮膚感覚に直接関与しない部分のインピーダンスは、一定かつ前者よりも十分小さくなっていると考えられることができる。というのは、もし後者が変動しかつ前者よりも大きいならば、Fig. 6 のような電流の増加に対してエネルギー計測値も当然変動かつ増加するはずだが、Fig. 4, 5 に示したように実際にはそうはなっていないからである。したがって、刺激を加える電極間の総合したインピーダンスは時間とともに、皮膚感覚に関与する部分のインピーダンスに近似的に等しくなると見なすことができ、上述の推論



**Fig. 7**  
Threshold-pulse interval characteristics (electrodes: Ag-AgCl [Beckman] type, location: triceps brachii)

の妥当性が導かれるわけである。

以上のような考察に基づき、本実験に使用したエネルギー測定方式による電極装着後 30~60 分程度における測定値を刺激エネルギーと考えて、刺激パラメータに対する感覚の安定度を評価すると、Fig. 4, 5 および Fig. 6 の結果は電流よりもエネルギーをパラメータとして採用したほうが安定であることを示している。

さて、つぎにしきい値・パルス間隔特性について考察する。Fig. 7 に平衡に達した時点におけるしきい値・パルス間隔特性を示す。この結果によると、両被験者ともパルス間隔が増加するにつれてしきい値エネルギーが単調に増加する。その増加の傾斜は個人差に依存する。この現象は、機械振動における縦振動<sup>9)</sup>、横振動<sup>10)</sup>などにおいて測定されている同様のデータとは傾向が異なる。たとえば、縦振動においては 250 [Hz] 近傍で極小点を、また横振動では数 10 [Hz] 以内に極小点、極大点をもつ非単調な曲線となる。これらは主に、振動刺激が振動周波数により皮下の特定の受容器に選択的に働きかけることにより生ずる現象であるとされている<sup>10)</sup>が、電気刺激においては均等に皮下の種々の受容器を刺激すると考えられることから、単に刺激エネルギーの総量に依存する傾向を示すものと思われる。このしきい値・パルス間隔特性のもつ傾向が最小感覚レベルだけでなく、種々の感覚レベルにおいても成り立つかどうかはさらに詳細な実験と検討を必要とすることは明らかだが、聴覚、振動感覚などのしきい値・周波数特性が、感覚レベルがあがるにつれて周波数依存性がなくなることが指摘されている<sup>9), 11)</sup>ことからして、単調性は十分予測されるところである。強度感覚とパルス間隔が単調な関係にあるということは、強度とパルス間隔のそれぞれの次元に同時に情報をのせようとする場合に非常に重要なことである。すなわち、このような 2 次元情報を構成する場合

には相互の干渉を取除かなければならないわけであるが、その関係が単純なほど、それを行うことが容易となるからである。

#### 4. 刺激エネルギーに対する丁度可知差異と最大伝達情報量

##### 4.1 実験方法

刺激部位、電極、刺激パルスの種類などは 3 節の実験と同一である。丁度可知差異 (以後 jnd と略) の測定法としては、AB 法<sup>12)</sup>を用いた。すなわち、2 節の定エネルギー刺激装置を用い、パルス間隔、パルス幅が同一でエネルギーが異なる 2 種の刺激をランダムに提示し、それがいずれの刺激であるかを回答させた結果から、Shannon の公式より導びかれる次式により情報伝達率を計算し、それを 2 種の刺激の差の目安とする。

$$R = H(y) - H_x(y) = 1 + \frac{1}{2} \left[ (p_a + q_b) \log_2 \frac{1}{p_a + q_b} + (p_b + q_a) \log_2 \frac{1}{p_b + q_a} - p_a \log_2 \frac{1}{p_a} - q_a \log_2 \frac{1}{q_a} - p_b \log_2 \frac{1}{p_b} - q_b \log_2 \frac{1}{q_b} \right] \text{ [bit]} \quad (1)$$

ただし、 $x$ : 刺激の種類を示す変数、 $y$ : 回答のカテゴリを示す変数、 $H(y)$ : 回答一つ当りの情報量、 $H_x(y)$ : 刺激を既知とした時の回答一つ当りの情報量、また、A が送られた時 A と答える確率を  $p_a$ 、B と答える確率を  $q_a$ 、B が送られた時 B と答える確率を  $p_b$ 、A と答える確率を  $q_b$  とし、A, B が無作為の順序で送られるとする。

jnd は、基準刺激 A のエネルギーを  $A$  とし、変化刺激を  $B_1 = A - \Delta \epsilon_1$ 、 $B_2 = A + \Delta \epsilon_2$  とし、それぞれを識別した結果が上式により丁度 1 [bit] になる時の  $\Delta \epsilon_1$  と  $\Delta \epsilon_2$  の和の 1/2 として求める。実験は前節同様計算機と対話して行う方式をとっている。その過程は、(i) パラメータの設定、(ii) 学習、(iii) 本実験の三つの部分からなる。(i) は 2 種の刺激パルス A, B のパラメータを指定するものである。(ii) では、A, B 両刺激をこれが A、これが B とタイプライタに表示しつつその刺激を一定時間交互に提示し、その感じを覚えさせる過程である。3 回ずつ提示されると本実験に移るかどうかが質問される。学習回数は特に指定せず、被験者の意志にまかせた。本実験においては、ランダムに A, B が提示され、それに対し回答が要求される。回答をタイプインすることによりつぎの刺激が提示される。刺激提示回数は 50 回とした。回答が終了する

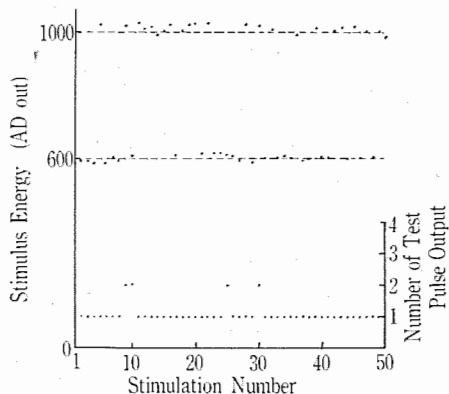


Fig. 8 Precision of display pulse and regulation process of pulse height

と、(1)式に従って結果がタイプアウトされるとともに、回答リストも要求に応じて出力される。刺激提示パルスはすでに Fig. 3 に示したごとく試験パルスと提示パルスから構成されており、試験パルスの3個目で刺激エネルギーを測定する。ただしこの場合は前節の実験のごとくエネルギーをオープンループで測定するのではなく、指定されたエネルギーをもつパルスを出力するために、試験パルスは、エネルギーが指定値の許容誤差(予め設定する。本実験では $\pm 3.3(\%)$ とした)内に収束するまで何回も出力される。すなわち、プログラムによってパラメータ設定過程で与えられたエネルギーをもつ刺激パルスを出力するように、試験パルスで測定したエネルギー値  $IPE$  をもとに、次式に従って電流パルス高を調節していく。

$$PH \leftarrow PH \pm k \times \sqrt{|IPE - IE|} \quad (2)$$

ここで、 $PH$ : 電流パルス高、 $IE$ : 指定エネルギー、 $k$ : 任意に設定するパラメータ(本実験では0.32とした)。また符号は  $IPE - IE < 0$  の時、正、 $IPE - IE > 0$  の時、負をとる。刺激提示時間は2秒とし、この間にはエネルギーの測定は行っていない。Fig. 8 は50回刺激を提示した時のA, B刺激パルスのエネルギー値(AD変換器の出力値)および各回に出された試験パルスの回数の例(エネルギー設定値、1,000および600)を示したものである。この図から明らかのごとく、試験パルスの回数はほとんど1回であり、また、刺激がA $\rightarrow$ B, B $\rightarrow$ Aと切替る時に試験パルスが多く出るといった傾向も見られない。したがって、試験パルスの回数によって提示刺激の種類が予測されるようなことはなく提示のランダム性は保証されている。

最大伝達情報量  $R_{max}$  は、上記  $jnd$  の測定結果から以下のようにして算出される。すなわち、エネルギーレベル  $E$  における  $jnd \Delta E$  を、 $\Delta E = f(E)$  のごとく  $E$

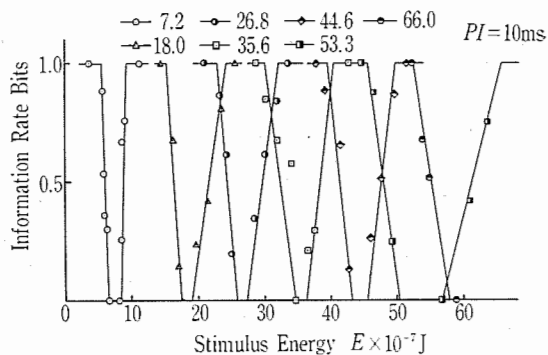


Fig. 9 An example of experimental result (subject: K. T., electrodes: Ag-AgCl [Beckman] type, location: triceps brachii)

の関数として表し、強度感覚の上限におけるエネルギーを  $a$ 、最小感覚におけるそれを  $b$  とした時、

$$R_{max} = \log_2 \left\{ \int_b^a \frac{1}{f(E)} dE \right\} \quad (\text{bit}) \quad (3)$$

となる。なお、本実験における被験者は健常男子5名(25才 $\sim$ 45才)である。

#### 4.2 実験結果と考察

Fig. 9 に実験結果の一例を示す。これはパルス間隔を10 [ms]とした場合のものである。図中の縦軸は(1)式で求めた情報伝達率、横軸はエネルギーを示している。また各印は基準刺激のエネルギーを変えた時の結果を表している。たとえば、 $18.0 \times 10^{-7}$  [J] のエネルギーをもつ刺激を基準刺激とした時の結果が $\Delta$ 印であり、この場合変化刺激が  $16.2 \times 10^{-7}$  [J] および  $25.2 \times 10^{-7}$  [J] くらいになれば、それぞれの刺激の差が完全に弁別されることを示している。jnd は Fig. 9 に示すようなデータをもとにして求めた。Fig. 10 $\sim$ 13 は各パルス間隔に対して種々求めた  $jnd \Delta E$  をそのエネルギーレベル  $E$  で正規化し、横軸に  $E$  をとって整理したグラフである。各データの直線の両端の横軸の座

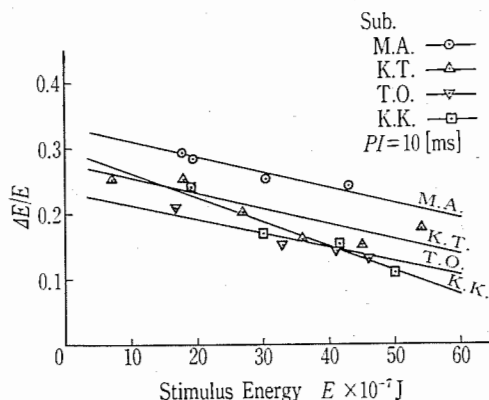


Fig. 10 Just noticeable difference for various energy levels at  $PI=10$  [ms]

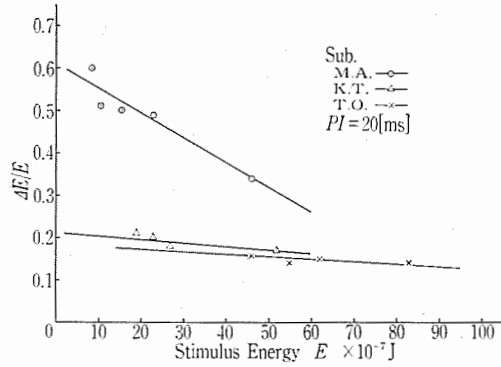


Fig. 11 Just noticeable difference for various energy levels at  $PI=20$  (ms)

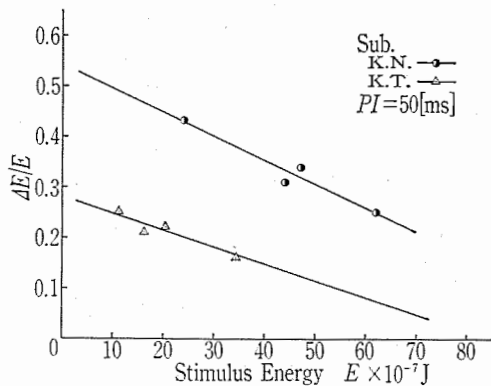


Fig. 12 Just noticeable difference for various energy levels at  $PI=50$  (ms)

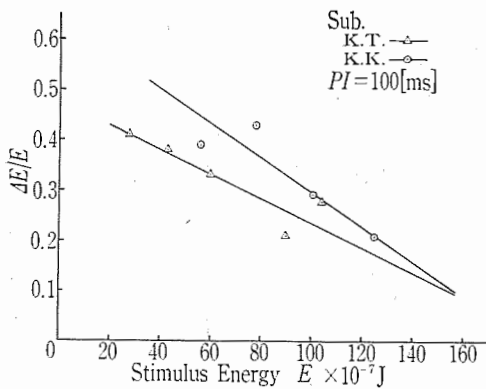


Fig. 13 Just noticeable difference for various energy levels at  $PI=100$  (ms)

標はそれぞれダイナミックレンジの上限 (痛覚しきい値), 下限 (しきい値) を示している。これらの図からわかるように結果は人により異なるが、いずれも右下りとなる傾向を示している。Fig. 10~13 をもとに (3) 式から最大伝達情報量を求めた結果を Table 1 に示す。パルス間隔が大きくなるにつれて情報量は減るがほぼ 3.0~4.0 (bit) 程度の情報伝達が可能であることがわかる。パルス間隔が大きくなるにつれてダイナ

Table 1 Channel capacities estimated from jnd

Sub.	PI	10 ms	20 ms	50 ms	100 ms
K. T.		3.9	4.1	3.2	3.3
K. K.		3.8	*	*	2.8
M. A.		3.5	2.0	*	*
T. O.		3.9	3.1	*	*
K. N.		*	*	2.9	*

ミックレンジは広がるが、伝達情報量は増加することはない。Table 1 において、被験者 K. T. は他の被験者に比べ、コンスタントな成績を残しているが、これは K. T. が他の被験者に比べ最も多くの実験経験を有するためと思われる。一般にパルス間隔が大きくなるにつれて、この経験の差はより顕著に成績に現われてくるように思われる。しかし一方、経験の比較的少ない K. T. 以外の被験者の中にもパルス間隔 10 (ms) においては、K. T. と同等の成績を残しているものがあるのは注目すべきことである。

前述したように、電気刺激におけるこの種の最大伝達情報量は、電圧パルス高に情報をのせた場合については、すでに測定された例がある。市川らの乾式電極を用いた実験によるとそれは、3~5 (bit) 程度と報告されている<sup>9)</sup>。これは、われわれが求めた結果とほぼ等しい値を示している。この両者の結果の一致は、測定時における電極間インピーダンスの変動がまったくか微小であるという条件が満たされるならば、パルス幅一定のもとでは刺激エネルギーと刺激電圧とは 1 対 1 に対応する量になることから、ある程度予想される結論である。一方、機械振動においてもこの種の最大伝達情報量は測定されている。一例として鹿島ら<sup>10)</sup>が横振動に対して求めたものを Table 2 に示す。本実験で得られた結果はこれと同等ないしそれ以上の値を示している。一般に電気刺激は機械振動刺激よりもダイナミックレンジがせまいとされているが、この結果はそれが必ずしも最大伝達情報量の減少に結びつくものではないことを示すものである。

皮膚刺激における最大伝達情報量の測定は、他にも Alles (機械振動)<sup>13)</sup>、恒川ら (電気刺激)<sup>3)</sup> によって行われているが、それらはいずれも jnd から計算された最大伝達情報量ではないため、ここでは特に比較の対

Table 2 Channel capacities (C.C.) of vibrations parallel to the skin (from reference No. 10)

Freq.	C.C.
5 Hz	3.9
20 Hz	3.2
70 Hz	2.3

象とはしないでおく。

## 5. むすび

本論文で得られた結論を以下にまとめる。

(1) 刺激エネルギー測定装置を試作するとともに、これと多点同時刺激装置、ソフトウェアを組み合わせることにより1パルス当りのエネルギーが指定値に保持されるような定エネルギー電気パルス刺激を実現した。

(2) しきい値・パルス間隔特性およびその経時変化を刺激エネルギーにより評価した。結果としてしきい値エネルギーはしきい値電流よりも時間に対して安定となる傾向が見られた。一方しきい値・パルス間隔特性はパルス間隔に対し単調な関係をもつことが判明、機械振動刺激の場合と異なる傾向をもつことを指摘した。

(3) 定エネルギー刺激装置を用いてAB法によりエネルギーレベル $E$ を変えた時の  $jnd \Delta E$  の測定を行った。結果として  $\Delta E/E$  は  $E$  に対して右下りの特性をもつ傾向が得られた。また  $jnd$  測定結果をもとに最大伝達情報量を測定したところ、個人差はあるが、種々のパルス間隔に対し 3.0~4.0 [bit] 程度の値を得た。この値は機械振動のそれと比べて同等ないしそれ以上のものであることを指摘した。

最後に、常日頃ご指導いただく早稲田大学 加藤一郎教授、また本研究に対し多大のご支援をいただいた機械技術研究所 本田富士雄所長、藤本茂夫機械部長、お

よび実験にご協力いただいた機械技術研究所メカニズム課 藤川昭雄、谷 和男、大野武房技官に謝意を表す。

## 参考文献

- 1) T.W. Beeker, J. During and A. Den Hertog: Artificial Touch in a Hand Prosthesis, Med. Biol. Eng., 5, 47/49 (1967)
- 2) P. Bach-y-Rita, C.C. Collins, P. Saunders, B. White and L. Scadden: Vision Substitution by Tactile Image Projection, Nature, 221, 963/964 (1969)
- 3) 恒川, 加藤: 電気刺激に対する人間の情報処理能力, 人間工学, 6, 181/187 (1970)
- 4) R.E. Prior: Study of Electrocutaneous Parameters Relevant to Dynamic Tactile Communication Systems, Doctoral Thesis, UCLA (1972)
- 5) 市川, 山本: 皮膚電気刺激による代用感覚に関する研究, 第15回日本エム・イー学会大会論文集, 355 (1976)
- 6) 館, 谷江, 阿部: 皮膚の電気刺激情報伝達特性の測定 (第1報), 第15回日本エム・イー学会大会論文集, 356 (1976)
- 7) 館, 谷江, 阿部: 経皮電気刺激の強度感覚に対するパルス高とパルス幅の効果, 医用電子と生体工学, 15-5, 13/18 (1977)
- 8) 谷江, 館, 前田, 大野, 藤川, 阿部: 多点同時刺激装置の開発, 機械技術研究所所報, 31-2, 32/44 (1977)
- 9) R.T. Verrillo, A.J. Fraioli and R.L. Smith: Sensation Magnitude of Vibrotactile Stimuli, Perception & Psychophysics, 6-6A, 366/372 (1969)
- 10) 鹿嶋, 末田: 皮膚の横振動に対する感覚と丁度可知差異, 医用電子と生体工学, 11-2, 24/29 (1973)
- 11) 電子通信学会編: 聴覚と音声, 78, コロナ社 (1965)
- 12) W.A. Munson and J.E. Karlin: The Measurement of Human Channel Transmission Characteristics, J. Acoust. Soc. Am., 26, 542/553 (1954)
- 13) D.S. Alles: Information Transmission by Phantom Sensation, IEEE Trans., MMS-11, 85/91 (1970)