

(2)

## 電気刺激エネルギーと皮膚感覚

(機械技術研究所) 谷江和雄・館 暲・小森谷 清・阿部 稔  
 (早稲田大学) 日高裕己  
 (東海大学) 小竹 淳

### 1. まえがき

皮膚に電気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、強度の3次元があることが明らかにされている<sup>3)</sup>。そのうちの前者二つについては、刺激部位の変化、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。過去の実験例や実用例および電気刺激より比較的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。すなわち、人間に送るべき信号を電圧あるいは電流振幅変調して生体に加えるものである。このような方式によっても、特定な条件を設定すれば、安定した強度情報を送ることは可能であるが、任意な条件のもとでは、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観察される。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。特にこのような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ものと推測されるが、いずれにしても送るべき信号が生体に正確な強度情報として認知されないことを意味し、情報伝達装置に用いるにははなはだ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持つ感覚が一对一に対応する

か、あるいはその対応が他のパラメータの影響を受ける場合には、それが何であるかを明確にして一对一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。すなわち、刺激パラメータを  $x_1, x_2, \dots, x_p$ 、皮膚刺激系のもつ特性パラメータを  $y_1, y_2, \dots, y_q$  とし (例えば皮膚インピーダンスなど)、これに対して人間がもつ主観的強度感覚 (例えばラウドネスのようなもの) を  $S$  とすると、一般にこの両者は次式のような関係を満足する。

$$S = f(x_1, x_2, \dots, x_p, y_1, y_2, \dots, y_q) \quad (1)$$

この  $f$  は、独立変数として、想定されるパラメータがすべて含まれているとすれば、一意的に決定される関数と考えることができる。ここで刺激パラメータに情報をのせるということは、例えば特定のパラメータ  $x_1$  を変化させた時の  $S$  の変化を、人間に認知させることに相当する。このような時、 $x_1$  以外のパラメータが一定に保持されればよいが、何らかの影響で変動する場合はそれも  $S$  の変化に関係してくるため、 $x_1$  の変化が正確に  $S$  の変化として認知されないことになる。そのような場合は、変動パラメータが何であるかを知ってその影響を除くように補正するか、あるいは  $x' = g(x_1, x_a, \dots, y_\beta, \dots)$  の如く変動パラメータ  $x_a, \dots, y_\beta, \dots$  を考慮したパラメータ  $x'$  を新たに想定し、それに情報をのせるようにしなければならない。

本論文は、このような観点から、人間に安定な皮膚強度感覚を生ぜしめる電気パルス刺激のパラメータについて考察したものである。具体的には、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等強度の感覚をもつかを調べることにより、刺激電流、パルス幅、インピーダンスと生体強度感覚との関係を考察した。またその結果にもとづき、人間の強度感覚と関連

をもつパラメータは電気刺激1パルス当りのエネルギーであるとして、それを情報次元として採用した時の最大伝達情報量について検討した。

## 2. 多点同時刺激装置<sup>7)</sup>

本論文における実験を進めるに際し、多点同時刺激装置を作製した。この装置は、計算機で制御される一種の多チャンネルパルス発振器である。計算機のプログラムにより、出力パルスの振幅、パルス幅、刺激素子の個数等、刺激の強度、周波数、空間次元に相当するパラメータをハードウェア制約の範囲内で任意に変更することが可能な機能を持っている。以下にこの概要を説明する。

図1に基本構成を示す。全体は電子計算機(PDP 11/40)、波形出力回路、さらに実験の種類に応じて適当に接続されるオプション(電気刺激の場合はアイソレータ、機械振動刺激の場合はスピーカなどの振動子)から構成されている。波形出力回路は、汎用DMAインタフェースとして機能するDR-11Bを介して計算機と接続されている。このDR-11Bは、計算機と波形出力回路との情報のやり取りを行なうもので、DMAモード、プログラムモードの双方でデータ転送を行なうことが可能である。DMAモードの場合は、DR-11Bはバスマスターとなってバスをコントロールする。波形の出力チャンネルは最大256[ch]である。各チャンネルは図2に示すような波形発生回路モジュールを備えている。以下この図にもとづき本装置の動作を説明すると、まず計算機からDR-11Bのデータバッファに送られてきたデータ(16[bit])は、上位8[bit]をパルス幅、下位8[bit]を振幅情報として、次に送られてくるチャンネル指定信号データ(図1ではこのデータはアドレスデコーダに入力される。一方、

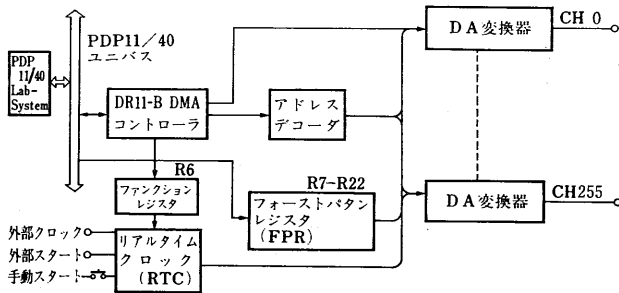


図1 多点同時刺激装置の構成

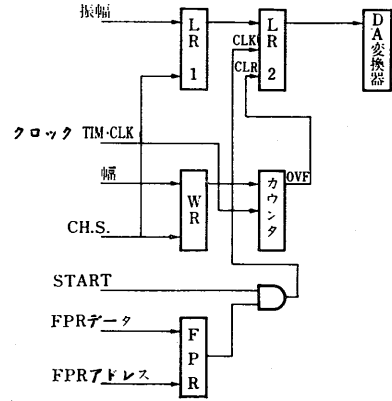


図2 波形発生回路モジュール

このデコーダの出力の1つが図2のCH.S.に対応する)にしたがって所定のチャンネルのLR 1レジスタ、WRレジスタに格納される。データ格納操作を繰り返し行ない、必要なすべてのLR 1, WRレジスタへのデータ書込みを行なった時点でファンクションレジスタにSTARTフラグを立てると、RTCクロックが起動し、必要な場合には割込みが発生するとともに、LR 1レジスタの内容はLR 2レジスタさらにDAC(DA変換器)へと出力される。これによって、指定された振幅をもつ出力がRTCクロックと同じ周期の出力として得られ、強度次元に相当するパラメータの設定が行なわれることになる。RTCクロックの周期は、ステータスレジスタにより $1[\text{ms}] \times (10[\text{bit}])$ ,  $100[\mu\text{s}] \times (10[\text{bit}])$ で指定可能である。周波数次元に関するパラメータの設定は、このステータスレジスタのRTCクロック周期指定ビットと後述するFPRレジスタの内容を適宜変更することにより行なわれる。本装置では出力パルス幅の指定も可能だが、その制御は、RTCクロックによって起動されるTIM-CLKクロックによって行なわれる。

すなわち、このクロックでCNTレジスタの内容を減算し、CNTの内容が桁下りを生じた時点でLR 2の内容をクリアする。これによってDACの出力として、TIM-CLKの周期 $\times$ (CNTの内容)だけのパルス幅をもつものが得られる。TIM-CLKの周期は $50[\mu\text{s}]$ に固定されている。

図2中のFPRレジスタは16個のレジスタ群(1個16[bit])であり、 $16 \times 16$ の出力ビットパターンによりSTARTパ

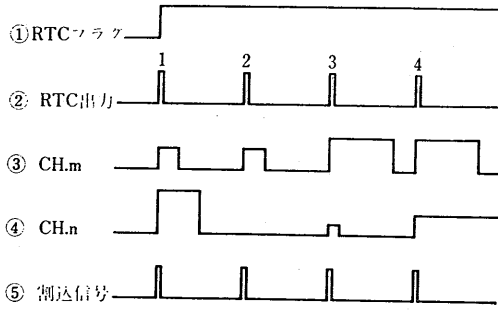


図3 出力波形のタイミングチャート

ルスのゲートを制御するためのもので、刺激部位を選択する場合に使用する。すなわちこのビットパターンにより空間次元に相当するパラメータの設定が行なわれる。

図3に以上のような装置による出力波形のタイミングチャートの例を示す。図に示す如く、RTC(START)フラグが立つとRTC回路が起動し、②のようなパルスが発生し、これによってその時点で各チャンネルのLR, WRレジスタに蓄えられている内容に応じた出力が、RTCに同期して発生する。またこれと同時に⑤のように割込みも発生し、計算機のプログラムカウンタはメモリの指定番地にトラップする。ここにもしLR, WRレジスタ書換えルーチンを置けば、次に出力すべき波形の内容を変更することができる。例えば図3において、RTCの1,2の間ではチャンネルnのマスクが閉鎖され、また2,3の間ではチャンネルmの内容が変更されるとともに、チャンネルnについても内容が変更されかつマスクが開かれたことを示している。

すでに述べたように、本システムではDMAインタフェースを使用しているため、波形パターンの書換えはプログラムおよびDMAの両モードで実行することができるが、DMAで実行する場合には、256[ch]書換えに要する時間は600[μs]程度である。通常の皮膚刺激で用いられる波形の周波数は最大でも2~300[Hz]程度であるから、この時間は図3におけるRTCの1周期の間に全パターンを書換えるに十分なものであり、例えば外部信号に応じてダイナミックに提示刺激を変更することも十分可能である。

本装置は刺激実験全般に使用することを目的として作製されたものであるが、本論文では、その一部、特にch0, ch1の出力を用いて実験を行なっている。

### 3. 電気刺激パルス高とパルス幅の強度感覚におよぼす相互効果

すでに述べたように、予備的な実験により、電気パルス刺激に対する人間の強度感覚は定電流刺激の場合は経時的に感覚強度が減少し、また定電圧刺激の場合は逆に増加するという現象が観察された。さらにパルス幅の増加は、感覚強度の増加と関連する傾向がある。このような結果から推定すると、皮膚の電気刺激に対する感覚強度は、電気、電圧、パルス幅の総合された量に関係をもつと考えることができる。そこで、この実験では、これらのパラメータを変化させた時に人間が持つ感覚強度について検討し、その結果から、強度感覚に影響を及ぼすパラメータについて考察した。ところで、電圧と電流は一方を決定すれば他方は一意的に決まる量であるから、上記の3つのパラメータのうちで独立に変化させることのできるのは、電流ないし電圧とパルス幅の2種類となる。本実験ではパルス高として電流を採用し、この電流パルス高とパルス幅の強度感覚に及ぼす効果について、パルス高とパルス幅の置換え、強さ期間曲線の2点から検討を加えた。

#### 3.1 実験方法

健康者の上腕三頭筋に表面電極(東芝ベックマン製Ag-AgCl電極、φ8[mm])3個を筋方向に20[mm]間隔に導電ペーストをつけて装着し、これに多点同時刺激装置ch0からの出力をアイソレーターを介して、外側の電極2つに対し中央が負電圧になるようなパルスとして加える。実験の内容は基本的には、パラメータの異なる2種の刺激を提示し、その差を判別させるものである。結果の評価はすべてAB法によって行なっている<sup>11)</sup>。すなわち、2種の刺激A, Bをランダムに何回か提示し、それに対する回答から以下に示す式(2)により、情報伝達率を計算し、この値をもって、A, Bに対して人間が感ずる感覚強度の相異を評価する。

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

ただし、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 と B は無作為の順序で送られるものとする。

なお、被験者は22歳~29歳の健常な男子3名である。また、皮膚のインピーダンスは約  $1 \sim 2 [k\Omega]$  程度であり、1 サイクルの実験中には大きな変化はなかった。以下に各実験の手順について述べる。

3.1.1 実験 1: パルス高とパルス幅の置換え

図4に示すように、基準信号 A としてパルス幅 (PW)100[ $\mu s$ ]、パルス高 (PH)4.7[mA] でパルス間隔 PI が一定、持続時間 2 秒のパルス列刺激を選び、もう一つの信号 B として、パルス間隔、持続時間が A と同一で、パルス幅 (PW') とパルス高 (X) が A と異なるパルス列刺激を選ぶ。この2種の刺激を被験者にランダムに提示し、その種類を回答させる。実験はタイプライターを介して計算機と対話しながら行なう方式によっている。その過程は、訓練と本実験の2つの部分から成る。訓練過程においては、タイプライター上に現在どの信号が提示されているかを表示しつつ、A、B 信号を交互に提示して被験者にその内容を記憶してもらう。信号が記憶された場合は、タイプライターにその旨を入力することにより本実験に移る。本実験では、A、B 信号を計算機内で発生させた乱数に従ってランダムに50回提示し、被験者はそれに対する回答をタイプライターを介して計算機に入力する。この結果から式(2)に従って情報伝達率を計算する。パルス間隔 PI としては、10, 20, 50, 100[ms] の4種類について調べることとし、それらのおのおのについて信号 B のパルス高を、図4に示したそれぞれのパルス幅に対し5~10種類程度変化させて、信号 A との

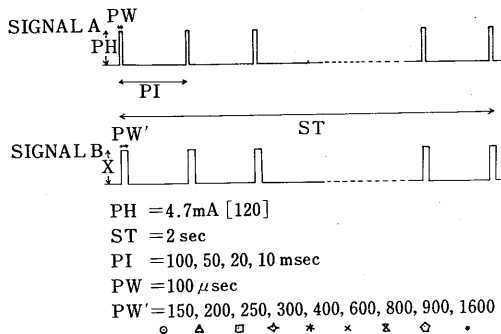


図4 刺激条件

弁別を行なわせた。また実験過程において、訓練時間、回答時間は任意とした。

3.1.2 実験 2: 強さ期間曲線

本実験も上記実験と同様の手順で行なうが、この場合には基準信号としてパルス高 0 の信号をとる (つまり全く刺激を与えない)。一方、比較信号 B としては A と異なる、あるパルス高を持つ信号を選び、そのパルス高を種々変化させたものと信号 A との識別実験を50回ずつ行なう。この結果にもとづき式(2)に従って情報伝達率を計算し、情報伝達率が 0[bit] になる点における変化刺激 B のパルス高とその時のパルス幅から強さ期間曲線を作成する。本実験は、パルス幅、50, 100, 150, 200, 250, 300, 350, 500, 800, 1000 [ $\mu s$ ] のおのおのについて行なった。

3.2 実験結果と考察

3.2.1 実験 1 について

図5(a), (b)に結果の一例を示す。横軸に信号 B のパルス高を目盛 120 が 4.7[mA] となるように取ってある。図中の各印は図4に示した信号 B のパルス幅 PW'

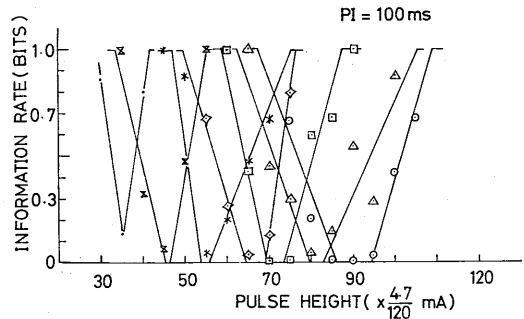


図5(a) パルス高とパルス幅の置換え実験 (被験者 K. T.)

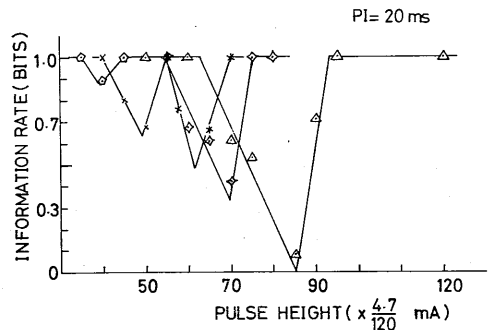


図5(b) パルス高とパルス幅の置換え実験 (被験者 K. T.)

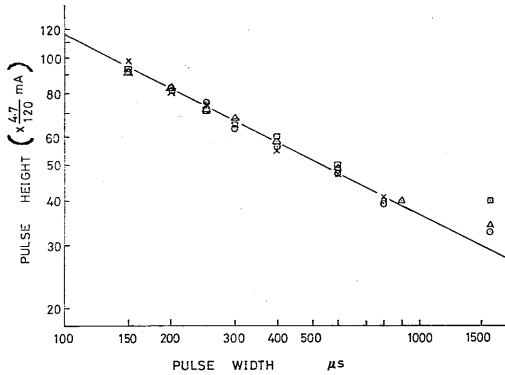


図6 実験結果のまとめ(被験者 K. T., H. H., J. K.)

のそれぞれの値に対応したデータを示している。縦軸は、各印で定まるパルス幅と、横軸上の座標で定まるパルス高とを持った信号 B と基準信号 A との弁別結果から算出した情報伝達率であり、二つの信号の差が完全に分かる時には 1[bit]、全く分からない時には 0[bit] の情報が伝達される。

例えば、150[μs] のパルス幅の信号を B として基準信号 A と比較した結果が○印で、この場合、パルス高が 110 以上になれば信号 B の方が明らかに大きく感じられ、二つの差が完全に弁別される。一方、パルス高が約 70 以下になると、信号 B の方が明らかに小さく感じられ、この場合もまた二つの信号の差が完全に弁別される。そしてパルス高がちょうど 95 前後で差が全く分からなくなっている。そのような値は、パルス幅が広くなるにつれてパルス高の小さい所に移っており、パルスの繰返し周波数にはよらないことが図から分かる。ただしパルス幅が長いもの(例えば1600[μs])については完全に置き換えることができなくなる傾向が見られる(0[bit]にならない)。また PI が短くなるにつれて置換えがききにくくなり、置換えられるとしてもそれはパルス幅の差が少ない時のみとなっていることが認められる。

このような二つの信号の差の最も分かりにくい状態における信号 B のパルス高の値を 3 人の被験者について、各パルス間隔ごとに平均して両対数にのせた結果を図 6 に示す。図中、印○, ×, △, □ はそれぞれパルス間隔 100, 50, 20, 10[ms] の結果であり、実線は傾き -0.5 の直線を表わしている。パルス幅が 1000[μs] 以下の時はきわめてよくこの直線上にのっていることが分かる。このことは、基準信号の方の

パルス幅  $PW$  も、パルス高  $PH$  も一定であるので、比較信号 B のパルス幅が  $PW'$  の時は、パルス高  $PH'$  を

$$PH' = PH \times \sqrt{PW/PW'} \quad (3)$$

ととれば、両者の大きさの差が弁別できなくなることを示している。すなわち、

$$PH^2 \cdot PW = PH'^2 \cdot PW' \quad (4)$$

であり、 $PH^2 \cdot PW$  が一定の刺激が同一の大きさの感覚を与えることをこの式は意味している。なお、基準信号のパルス高やパルス幅を十分に下の閾値以上で痛みを感じない範囲に変化させても同様の傾向が得られた。

### 3.2.2 実験 2 について

強さ期間曲線を測定し、それを両対数方眼紙上にプロットした結果を図 7 に示す。この結果を見ると、刺激時間の長い(1000[μs]以上)点を除けば、その傾きは -0.6 となって、ほぼ  $PH^2 \cdot PW = \text{一定}$  のところで刺激を感じはじめていることが分かる。Reswick らが上腕部尺骨神経、および正中神経に神経内電極を挿入して測定した強さ期間曲線を同様に両対数でプロットした結果からも同じ傾向が観察された<sup>13)</sup>。

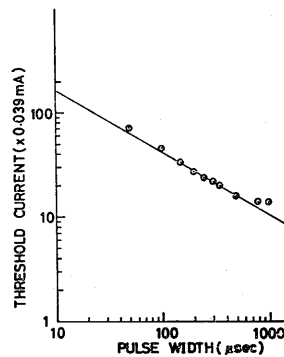


図7 強さ期間曲線の両対数表示 (被験者 K. T.)

### 3.3 検 討

一つの実験過程で 2 種の刺激 A, B の弁別を行なう際、皮膚のインピーダンス変化がその弁別正解率に及ぼす影響はほとんどないであろう。というのは、刺激 A, B に対する強度感覚の絶対量は時間とともに多少変動したとしても、A と B の両方に対して同じような効果を及ぼすと考えられるからである。したがって式(4)の条件下で A と B の差がなくなるということは、Z

を電極間のインピーダンスとすると、 $Z \cdot PH^2 \cdot PW = Z \cdot PH^2 \cdot PW'$  となっている時に、A と B の差がなくなるとも考えることができる。このZを、加えた電流で電極間の電圧を割って求めた見かけ上のインピーダンスと考えるか、あるいは刺激に実際関与している部分のインピーダンスと考えるかは別として、実験1の結果は、パルスの瞬時パワーをある時間の間積分した値が、刺激の強度感覚に大きな影響を持っていることを示唆している。その仮想的な皮膚内のパワーを積分する積分器の積分時間は、1[ms]よりも幅の広い信号が感覚的にも異常な感覚を与え、基準信号に近づけにくいことや、周波数の識別能力の上限が数kHzであることからして、約1[ms]と推定される。以上の事柄は特に、パルス間隔100[ms]、50[ms]といった低周波のパルス列に顕著であって、これらの刺激に対してはパルス幅とパルス高が変わることによる波形の違いは、強度感覚に影響を及ぼさず、パルス幅1[ms]以下では同一のパルスエネルギーを持つ刺激が同一の強度感覚を引き起こすものと考えられる。一方、パルス間隔が20[ms]、10[ms]という比較的周波数の高い刺激では、同様の傾向があるものの完全な置換えはきかず波形の影響があらわれていることは興味深い。また実験2は、刺激パルスのパワーの1[ms]以内の積分値が強度感覚に関与するということが、最小感覚量(閾値)についても成立することを示唆している。

#### 4. 定エネルギー刺激に関する実験

前節における検討により、刺激1パルス当りのエネルギーが皮膚感覚強度に関与しているのではないかとの見通しを得た。そこで、ここでは、刺激1パルス当りのエネルギーを電気刺激の強度次元とすることを想定し、まず、指定されたエネルギー値を持つ刺激を実際に発生することができる刺激装置を試作するとともに、それを用いて閾値を刺激エネルギーで評価した時の閾値・パルス間隔特性の経時変化を測定し、刺激エネルギーに対する皮膚感覚強度の安定度を評価した。また、電気刺激の強度情報をエネルギー変調の形で生体を送る場合にどの程度の情報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。

##### 4.1 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。図8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。エネルギー測定部は多点同時刺激装置からのパルスを受けて動作する。すなわち、図8に示す如く、多点同時刺激装置のch0の出力にアイソレ

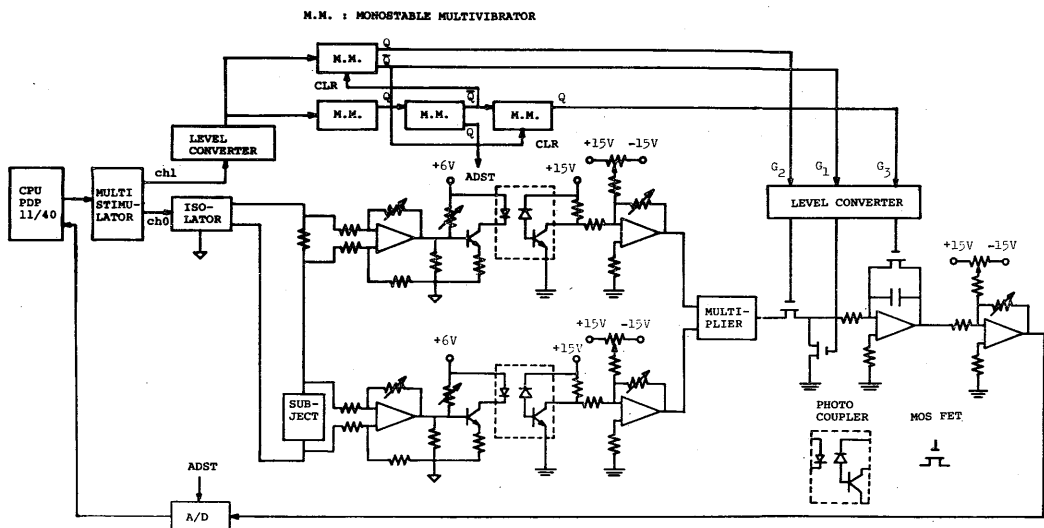
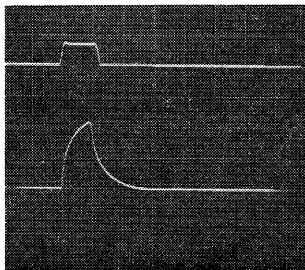


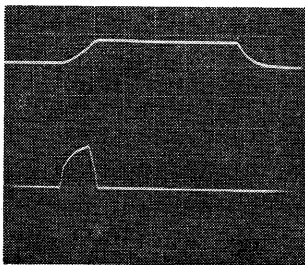
図8 定エネルギー刺激装置の構成

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る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なうとともに、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全く別のバッテリーを使用している。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フィードバックされる。積分器は、MOSFET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。この状態切換えのための制御信号は、多点同時刺激装置のch0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)のパルスをch1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。図8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。図9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取り込むことにより、1パルスごと



(a) 上: 電流波形 下: 電圧波形



(b) 上: 積分器出力 下: 乗算器出力

図9 各部の波形

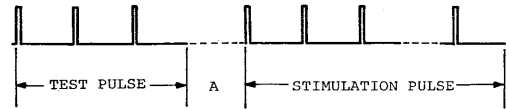


図10 刺激提示パルスの構成

に  $E = \int_t^{t+T} iVdt$  ( $T$ : 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なう場合には, 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なう。この点の詳細については後述する。

## 4.2 閾値・パルス間隔特性とその経時変化

### 4.2.1 実験方法

3節の実験と同一の刺激条件のもとで, 測定を行なった。また, 閾値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な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, 全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, 始めて感覚を生ずる時, 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。このエネルギーの測定に際しては, 提示パルスをたえず図9に示すような構成で出力し, 過渡特性の影響をのぞくため試験パルスの3個目のパルスによりエネルギーを評価する。このエネルギー計測値  $E_A, E_B$  の平均値  $E_{av} = (E_A + E_B)/2$  を閾値とする。以上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なった。パルス間隔は10, 20, 50, 100, 200 [ms] のそれぞれに対して行ない, また各刺激の持続時間は2秒間とした。なお本実験においても3節の実験同様, 回答時間, 初期値の設定等は被験者の任意とした。また回答の種類は, 「感じない」「感じる」の2種とし, 「よくわからない」は「感じない」として処理した。被験者は健康男子2名(25, 30歳)である。

## 4.2.2 実験結果と考察

図11, 12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データを示している。両被験者の結果は、まず K.T. に関しては、電極装着後1時間程度の間に関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。この閾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.

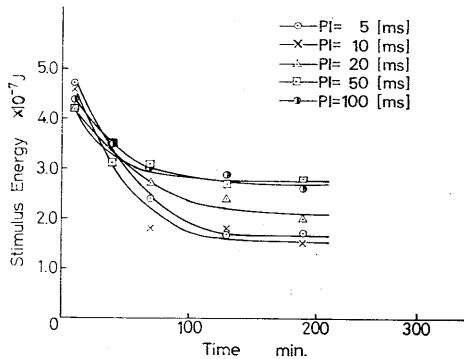


図11 閾値エネルギーの経時特性 (被験者 K.T.)

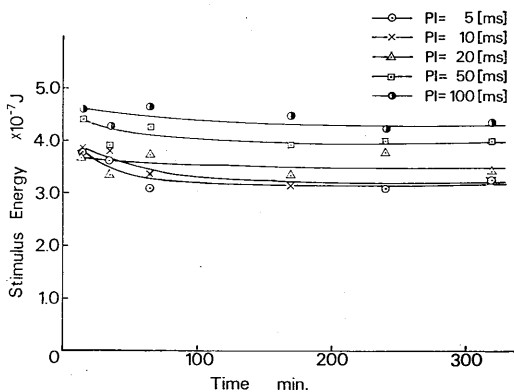


図12 閾値エネルギーの経時特性 (被験者 K.K.)

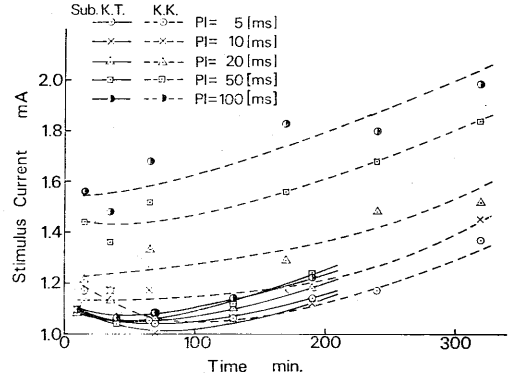


図13 閾値電流の経時特性

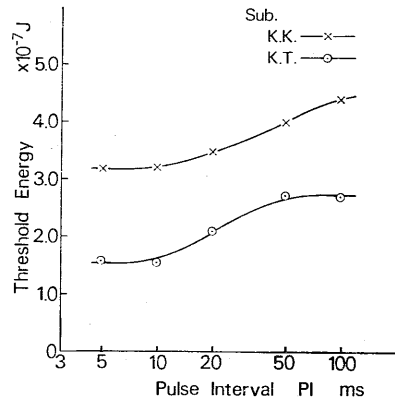


図14 閾値・パルス間隔特性

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てい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の評価を行なう限り、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、時間がたつにつれて閾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、図13に示した結果からも裏づけられる。この図は、図11, 12で測定された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。この閾値エネルギーが時間とともに一定の値を保持するにもかかわらず、電流が増加しているということは、皮膚感覚に関与する部分のインピーダンスがそれ以外の部分のインピーダンスに比べて大きく、



エネルギー計測値の大半はその部分で占められることを示唆するものである。なぜならば、電極インピーダンスがもし大きければ、電流増加に対しエネルギー計測値も当然増加してくると考えられるからである。

以上のような考察にもとづき、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、図11, 12および図13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方が安定であることを示している。

図14に平衡に達した時点における閾値・パルス間隔特性を示す。このような特性は、聴覚<sup>10)</sup>、機械振動覚<sup>9)</sup>などに対しても測定されているが、電気刺激はそれらに比べ、単調な変動を示すことがわかる。

### 4.3 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

#### 4.3.1 実験方法

丁度可知差異 (jnd) の測定には、3節の実験同様、AB法を用いた。すなわち、上述の定エネルギー装置を用い、2種のエネルギー値が異なる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を式(2)により評価し、それを2種の刺激の差の目安とする。jndは、基準刺激をAとし、変化刺激を  $B_1 = A - \Delta \epsilon_1$ ,  $B_2 = A + \Delta \epsilon_2$  として、それぞれを識別した結果が式(2)によりちょうど1[bit]になる時の  $\Delta \epsilon_1$ ,  $\Delta \epsilon_2$  の和の1/2として求める。実験過程、測定部位、刺激条件等も3節の実験と全く同様である。エネルギーの調整は次のようにして行なっている。すなわち、図9の如く、刺激パルスに先立って試験パルスを出し、この試験パルスで測定したエネルギーにもとづき、次に出力する刺激パルスの振幅を次式により修正する。

$$PH \leftarrow PH \pm k \times \sqrt{|IPE - IE|}$$

(ただし付号は、 $IPE - IE < 0$  の時、正、 $IPE - IE > 0$  の時、負) (5)

ここで PH: 電流パルス高, IE: 指定エネルギー, IPE: 実測エネルギー, k: 任意に設定するパラメータ (本実験では 0.32)。

この過程はエネルギー指定値と計測値が許容誤差内に入るまで何回でも出力される。したがって、本実験では前節の実験と異なり、試験パルスは複数回出力される可能性がある。なお、刺激提示中にはエネルギー

の測定は行なっていない。

最大伝達情報量は、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、 $\Delta E = f(E)$  の如く E の関数として表わし、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、

$$R_{\max} = \log_2 \left\{ \int_b^a \frac{1}{f(E)} dE \right\} \quad [\text{bit}] \quad (6)$$

となる<sup>10)</sup>。本実験における被験者は健康男子5名(24~45歳)である。

#### 4.3.2 実験結果と考察

図15に結果の一例を示す。これはパルス間隔10[ms]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。この図から明らかな如く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。図15のような結果をもとに、いくつかのパルス間隔について最大伝達情報量を求めた結果を表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分かる。パルス間隔が長くなるにつれて、ダイナミックレンジは広がる傾向があるが、それによって伝達情報量が増加するようなことはなかった。表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

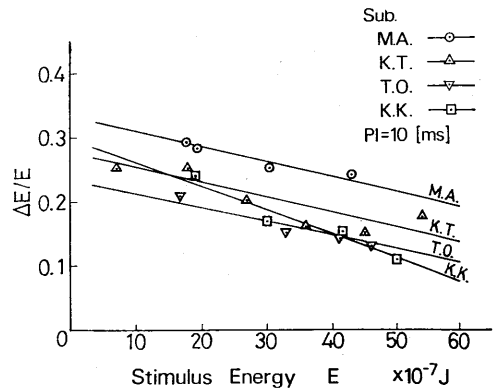


図15  $\Delta E/E$  と E の関係

表1 最大伝達情報量 (定エネルギー刺激) [bit]

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	*

表2 最大伝達情報量<sup>9)</sup> (横振動) [bit]

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

(C. C.: channel capacity)

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の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、経験の比較の少ない 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。この種の最大伝達情報量は機械振動においても測定されている例がある。一例として末田ら<sup>9)</sup> が横振動に対して求めたものを表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狭いとされているが、この結果はそれが必ずしも最大伝達情報量の減少にむすびつくものではないことを示すものである。皮膚刺激における伝達情報量の測定は、他にも Alles (機械振動)<sup>12)</sup>、恒川ら (電気刺激)<sup>9)</sup> によって行なわれているが、それらはいずれも jnd から評価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) あるパルス間隔、パルス幅の範囲では、(パルス高)<sup>2</sup>・(パルス幅)の値が等しい刺激が同一強度の感覚を与えることを明らかにした。(2) 閾値・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。結果として閾値エネルギーは閾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、閾値・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した。(3) エネルギーレベルを  $E$ 、その時の jnd を  $\Delta E$  とした時、 $\Delta E/E$  と  $E$  の関係は右下りの特性をもつ。また jnd から求めたエネルギー刺

激による最大伝達情報量は種々のパルス間隔、被験者に対し 3.0~4.0[bit] 程度の値となる。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。

最後に、常日頃御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御支援をいただいた機械技術研究所本田富士雄所長、金井実徳次長、藤本茂夫機械部長、木村誠システム部長、清水嘉重郎バイオメカニクス課長および実験に御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る。

## 参考文献

- 1) T. W. Beeker et. al.: "Artificial Touch in a Hand Prosthesis", Med. Biol. Eng., 5, pp. 47-49 (1967).
- 2) P. Bach-y-Rita et. al.: "Vision Substitution by Tactile Image Projection", Nature, 221, pp. 463-496 (1969).
- 3) 恒川ほか: 電気刺激に対する人間の情報処理能力, 人間工学, 6, pp. 181-187 (1970).
- 4) E. R. Prior: "Study of Electroculaneous Parameters Relevant to Dynamic Tactile Communication Systems", Doctoral Thesis, UCLA (1972).
- 5) 館ほか: 皮膚の電気刺激情報伝達特性の測定 (第1報), 第15回日本 ME 学会大会論文集, 356, (1976).
- 6) 市川ほか: 皮膚電気刺激による代用感覚に関する研究, 第15回日本 ME 学会大会論文集, 355, (1976).
- 7) 谷江ほか: 多点同時刺激装置の開発, 機械技研所報, 31, 2, pp. 32-44 (1977).
- 8) R. T. Verrillo et al.: "Sensation Magnitude of Vibrotactile Stimuli", Perception & Psychophysics, 6, 6A, pp. 366-372 (1969).
- 9) 鹿島ほか: 皮膚の横振動に対する感覚と丁度可差異, 医用電子と生体工学, 11, 2, pp. 24-29 (1973).
- 10) 電子通信学会編: 聴覚と音声, コロナ社 (1965)
- 11) W. A. Munson et al.: "The Measurement of Human Channel Transmission Characteristics", J. A. S. A., 26, pp. 542-553 (1954).
- 12) D. S. Alles: "Information Transmission by Phantom Sensation", IEEE Trans, MMS 11, pp. 85-91 (1970).
- 13) J. Reswick et al.: "Sensory feedback prosthesis using intra-neural electrodes", Proceedings of 5th International Symposium on External Control of Human Extremities, pp. 9-25 (1975) (加藤編, 第3人間の手足の制御, 学献社 (1977)).