

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*

館 暉**・谷江 和雄**・阿部 稔**

1. ま え が き

皮膚感覚を積極的に利用して、電気刺激によって何らかの情報を伝達しようとする研究が行われている¹⁻⁶⁾。電気刺激を利用した情報伝達は一般に、義手やマニピュレータの触覚や力感覚を操作者にフィードバックして、その操縦性を高めようとする際の機械から人間への情報の帰還手段として、また盲人や聾者の視覚や聴覚の代用感覚、あるいは真空中における音声の情報の伝達や、暗闇における物体の認識のような通常のコミュニケーションが不可能な環境下における通信手段などに有効に利用できるものと思われる。

人体への情報を伝達する際に利用しうる感覚受容器としては種々考えられるが、その内特に皮膚感覚に注目する理由はおもに、マニピュレータや義手の場合は、送りたい圧覚や触覚情報が本来皮膚面から得られる情報であること、また代用感覚や特異環境下での利用の場合は、それが日常的にあまり使用されておらず、残存機能にあまり抵触しないこと、なおかつ情報を送るにたただけの広大な面積を有していることなどからである。

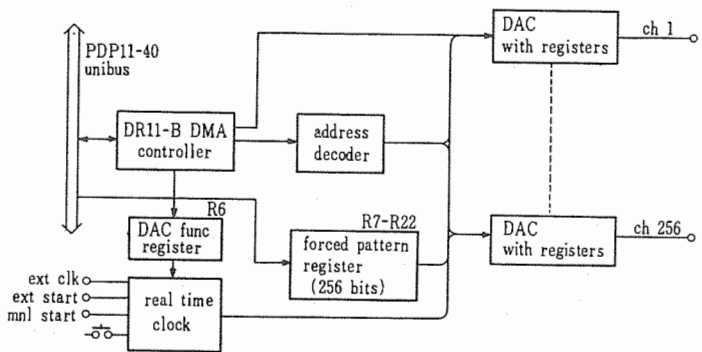
皮膚を刺激する方式としては、電気刺激のほかに、機械振動刺激⁷⁾や空気圧刺激⁸⁾等が研究されているが***、電気刺激は、1) 神経を直接刺激できると考えられるため、他の刺激方式によるものと同じの強度感覚を与えるのに必要なエネルギーが少なくすむ、2) 装置の小型軽量化が容易である、3) 波形の制御が容易である、といった利点を持っている。

さて、このような電気刺激で情報を伝達する際は、通常信号をパルス列にして、そのパルスの繰返し周波数、パルス高(電圧値か電流値)、パルス幅および刺激の持続時間に情報をのせる。その場合、パルス高とパルス幅の両者にそれぞれ独立な信号をのせることができるであろうか。答は否定的である。実際に実験を行うとパルス高とパルス幅の異なる二つのパルス列で

も、ある条件の下では同一の感覚を与える。本報告では、そのような条件を調べるとともに、電気刺激に対する人間の強度感覚に影響を及ぼす因子について考察する。

2. 実 験 装 置

パルスの高さ、幅、間隔、刺激の持続時間をそれぞれ独立に計算機 PDP 11-40 によって制御できる多点同時刺激装置¹⁰⁾を利用した。多点同時刺激装置とは、基本的には計算機内のデジタル量をアナログ量に変換して出力する装置で、256 チャンネル(現在のところ 144 チャンネル)の出力を持ち、おのおののチャンネルに対して電圧レベル、出力時間幅、出力マスクを任意に設定できるものである。第1図において DAC は DA 変換器で、レベルレジスタとパルス幅レジスタを持っている。DR 11-B は汎用 DMA インタフェースであり、



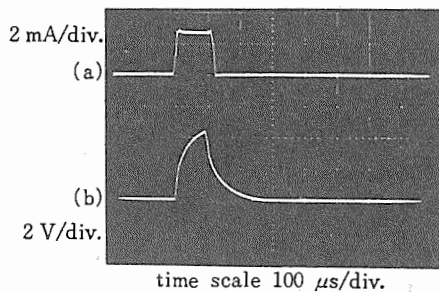
第1図 多点同時刺激装置
Fig. 1 Block diagram of multi-channel electrocutaneous stimulator used.

計算機と刺激装置との情報のやりとりを行うとともに、DMA(direct memory access)の場合はバスマスタとなってバスを制御する。なお、DR 11-B 内には DMA を行うための4個のレジスタがある。フォーストパターンレジスタは出力マスクの制御を行うためのもので、各ビットの状態でそこに対応するチャンネルが開閉する。RTC はプログラムでその周期を 50 μs から 1s まで 50 μs 間隔で設定できるクロックである。これにより DAC 内のレジスタの書換えをプログラムに要求し、また DAC の時間を監視するタイマにトリガをかける。この RTC の動作を DAC ファンクションレジスタで制御している。

* 昭和51年10月25日受付, 昭和52年3月25日改訂
** 機械技術研究所
*** 1970年までの主要な文献のリストとしては文献9)がある。

3. 実験方法

前節で述べた多点同時刺激装置のうちの1チャンネルの出力を、三栄測器製のアイソレータ(5361)を介して被験者に提示した。すなわち、健常者の上腕三頭筋に、東芝ベックマン製生物電極(8 mmφ)3個を筋方向に20 mm 間隔に導電ペーストを付けて配し、外側の二つに対し中央が負電圧となるように経皮刺激を行った。その際、対象が比較的低インピーダンスの時に、定電圧刺激に比べて皮膚のインピーダンス変化に対して影響されにくい、パルス高を電流値で与える定電流刺激を利用した。刺激時における電流、電圧波形の一例を第2図に示す。電流波形(a)は、ほぼ完全なパルス状を保っていることがわかる。



第2図 電流波形(a)と電圧波形(b)
Fig. 2 Subjected current pulse waveform (a) and voltage waveform (b) across the skin.

さて、本研究では、二つの角度から刺激のパルス高とパルス幅の相互効果についての評価実験を試みている。実験の内容は基本的にはパラメータの異なる2種の刺激を提示して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¹¹⁾によって行っている。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(1)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強度感覚の相異を評価する。

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

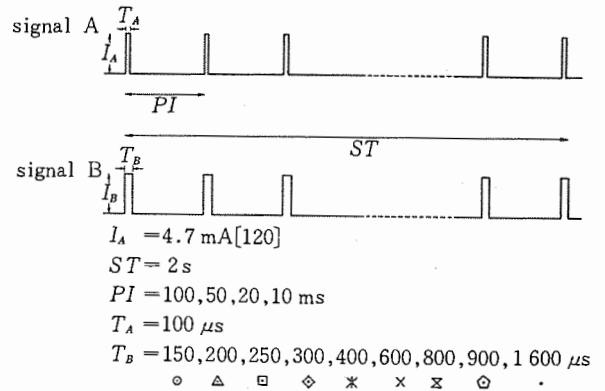
ただし、Aが送られたときAと答える確率を p_a 、Bと答える確率を q_a 、Bが送られたときBと答える確率を p_b 、Aと答える確率を q_b として、AとBが無作為の順序で等しい回数送られるとする。

なお、被験者は22才から29才の健常な男子3名である。また皮膚のインピーダンスは約1~2kΩ程度であり、1サイクルの実験中には大きな変化はなかつ

た。以下に、実験手順の詳細について述べる。

3.1 実験1 パルス幅とパルス高の置き換え

パルス幅、パルス高の異なる2種の刺激を提示し、その差異を判別させることにより、パルス幅、パルス高が人間の強度感覚に及ぼす影響を調べる。第3図に



第3図 実験条件
Fig. 3 Experimental conditions.

示すように基準信号Aとしてパルス幅(T_A)100 μs、パルス高(I_A)4.7 mAで、パルス間隔PIが一定、持続時間2sのパルス列刺激を選び、もう一つの信号Bとして、PIがAと同一で、パルス幅(T_B)とパルス高(I_B)がAと異なるパルス列刺激を選ぶ。これらの信号を前節の多点同時刺激装置の1チャンネルを使用して発生させ、被験者に提示する。実験過程は訓練と本実験の二つの部分からなる。訓練においては、CRT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信号を記憶してもらう。この訓練は、被験者が納得がいくまで何回も繰り返して行うことができる。信号を記憶した後、タイプライタによりその旨を入力することによって本実験に移る。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を介して計算機に入力する。この結果から式(1)に従って情報伝達率を計算し、それを二つの信号の差の目安とする。パルス間隔PIとしては、100, 50, 20, 10 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 I_B を5から10種類変えて、信号Aとの弁別実験を行った。

3.2 実験2 強さ期間曲線

強さ期間曲線を測定し、最小強度感覚に対する等感覚曲線の形状から刺激パルス幅とパルス高が人間の感覚強度に及ぼす影響を調べる。測定はAB法を用い3.1と同様の手順で行う。ただし、この場合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と異なるパ

ルス高をもつ信号を選び、そのパルス高を減少系列で変化させて提示する。各パルス高に対して得られた結果につき式(1)に従って情報伝達率を計算し、直線で外挿して情報伝達率が 0 bit になる点を求めて強さ期間曲線を作成する。本実験においては、パルス幅は 50, 100, 150, 200, 250, 300, 350, 500, 800, 1 000 μ s のおのをおのを利用した。

4. 結果と考察

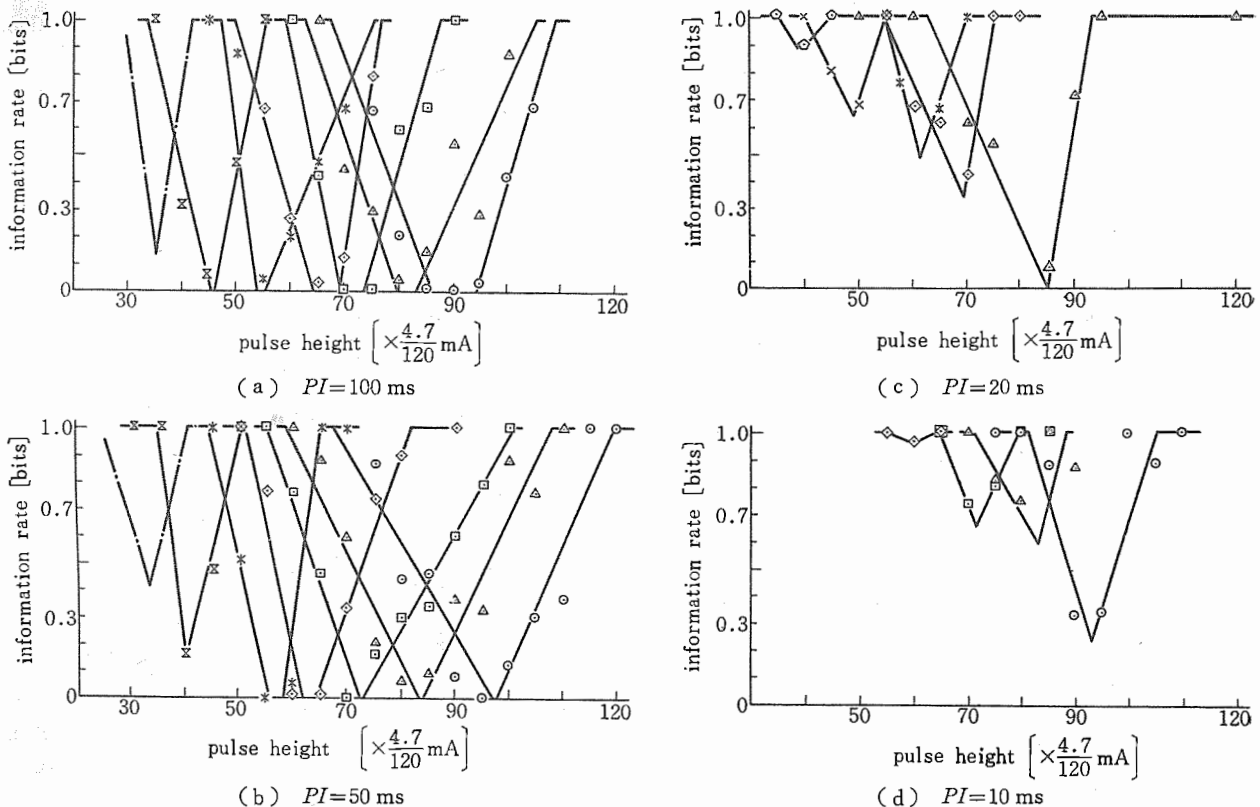
4.1 実験1について

第4図(a)~(d)は結果の一例で、横軸に信号Bのパルス高を目盛120が4.7mAとなるようにとってある。図中の各印が、それぞれ第3図に示した信号Bの T_B を表わしている。縦軸が、その印で決まったパルス幅と横軸上の座標で定まるパルス高を持った信号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わかる時には、1 bit の情報が伝達され、全くわからない時には、0 bit の情報が伝達される。

たとえば、150 μ s 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、その場合パルス高

が約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(もちろんBのパルス高が120の時、つまりAとBのパルス高が等しい時にも、両信号の差は完全に弁別される。その場合には、AとBとはパルス幅のみを異にするわけで、パルス幅50 μ s の差は完全に弁別しうる量である)。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前後で差が全くわ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わかる。ただし、あまりパルス幅が長いもの(たとえば1600 μ s)については完全に置き換えることができなくなっている(0 bit にならない)。またPIが短くなるにつれて置き換えがききにくくなり、置き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くる事が認められる。

このような二つの信号の差の最もわ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まとめた結果が第1表である。第1表において、



第4図 パルス高とパルス幅の置き換え実験

Fig. 4 The difference between two pulse trains A and B with the same pulse interval [(a) 100 ms (b) 50 ms (c) 20 ms (d) 10 ms] and with the different pulse widths as a function of pulse height of stimulus B. The marks indicate results for the pulse widths as in Fig. 3. The ordinate represents the information rate, the information about the difference (bit) transmitted per stimulus. Each mark is obtained from 50 judgements.

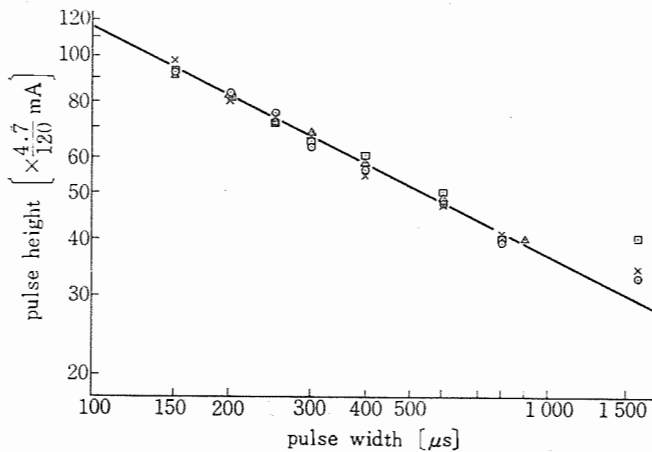
第1表 3人の被験者の結果のまとめ
 Table 1 Summary of the pulse height which gives the minimum information transmission rate for three subjects.

interval[ms]	pulse width[μs]									
		150	200	250	300	400	600	800	900	16000
100	TE	90	82	72	65	55		45		35
	JK	95	85	78	65	60	50	45		
	HH	90	80		60	55	45	30		
50	TE	95	83	71	65	55		42		33
	JK	95	80	78	70	55	50	40		35
	HH	98	80	75	65	55	45			
20	TE		85		68	62	50			40
	JK		90	80	70	65		53		
	HH		93	83	70	70	55	45	40	
10	TE	93	80	72						
	JK	90	85	72	65	60	50	45		40
	HH	95	80	70						

空白の部分は、グラフの最小値が不明瞭のためデータを削除したか実験を行っていないことを表わしている。第1表の3人の値を各パルス間隔ごとに平均して、両対数にのせた結果を第5図に示す。图中、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 以下の時には、きわめてよくこの直線上にのっていることがわかる。このことは、基準信号の方のパルス幅 T_A も、パルス高 I_A も一定であるので、比較信号Bのパルス幅が T_B の時にはパルス高 I_B を、

$$I_B = I_A \times \sqrt{T_A/T_B} \quad (2)$$

ととれば、両者の大きさの差が弁別できなくなること



第5図 第1表を両対数で表示した結果
 Fig. 5 Plots of the result of Table 1. Marks ⊙, ×, △, and □ indicate the average of three subjects for the pulse interval of 100 ms, 50 ms, 20 ms, and 10 ms respectively. The solid line has a gradient of -0.5.

を示している。

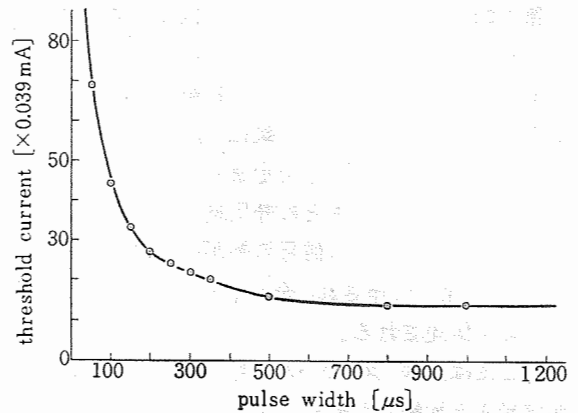
すなわち、

$$I_A^2 T_A = I_B^2 T_B \quad (3)$$

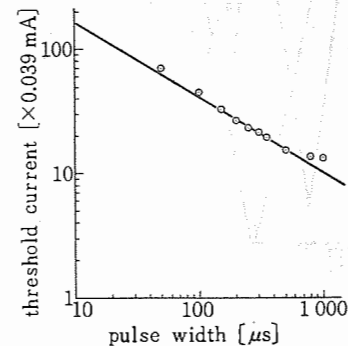
であり、 $I^2 T$ が一定の刺激が同一の大きさの感覚を与えることを意味している。なお、基準信号のパルス高やパルス幅を十分に下の閾値以上で痛みを感じない範囲に変化させても同様の傾向が得られた。

4.2 実験2について

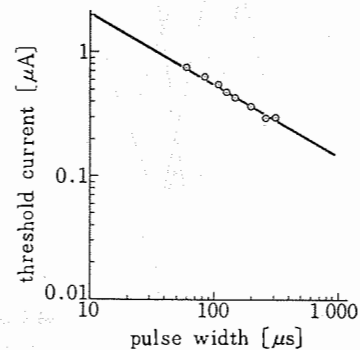
強さ期間曲線を求めた結果を第6図に示す。一般に強さ期間曲線は $y = a + b/x$ の形をしており、ここで測



第6図 最小感覚の強さ期間曲線
 Fig. 6 Strength-duration curve for minimum sensation.



第7図 第6図を両対数で表示した結果
 Fig. 7 Replotted from Fig.6. The gradient of the solid line is about -0.6.



第8図 Reswick ら¹²⁾の実験を両対数で表示しなおした結果
 Fig. 8 The same as the Fig.7 replotted from the result of Reswick et al.¹²⁾

定した結果もほぼこれに相当するものである。しかし、これを見方を変えて両対数方眼紙上にプロットしなおすと、第7図のようになり、刺激時間の長い(1000 μs以上)の点を除けば、その傾きは-0.6となっており、ほぼ I^2T =一定のところでは刺激を感じはじめていることがわかる。第8図は Reswick ら¹²⁾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、やはり両対数でプロットした結果である。これにおいても傾きは約-0.6となっている。

5. 検 討

1回の実験過程で2種の刺激 A, B の弁別を行う際、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(3)の条件の下で、AとBの差がなくなるということは、 Z を電極間の皮膚インピーダンスとすると、 $ZI_A^2T_A = ZI_B^2T_B$ となっている時に、AとBとの差がなくなるとも考えることもできる。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に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積分した値が刺激の大きさ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、1ms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1msと推定される。以上の事柄は特に、パルス間隔100, 50ms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かわることによる波形の違いは強度の感覚に影響を及ぼさず、パルス幅1ms以下ではパルスのエネルギーが同一の刺激が同一の大きさの感覚をひきおこしている。一方、パルス間隔が20, 10ms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き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。そして、刺激パルスのパワーの1ms以内の積分値が強度感覚に寄与するということは、最小感覚量(閾値)についても成立していることを実験2は示唆している。

6. 結 論

1) パルス間隔100, 50msのパルス列においては、

パルス幅が1ms以内であれば、(パルス高)²・(パルス幅)の値が等しい刺激が同一の強度感覚を与える。

2) パルス間隔10, 20msのパルス列についても1)と同様の傾向は認められるが、完全な置き換えはきかず、波形の影響があらわれている。

3) 刺激の下の閾値についても(パルス高)²・(パルス幅)がほぼ一定の刺激が、最小感覚を与えている。

最後に、本研究を進めるにあたって常日頃ご指導いただく機械技術研究所本田富士雄博士、同機械部長藤本茂夫博士に厚くお礼申し上げますとともに、ご協力下さったメカニズム課の諸氏、早稲田大学学生日高裕己君、東海大学学生小竹淳君に謝意を表する。

参 考 文 献

- 1) T. W. Beeker, J. Doring & 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 & L. Scadden : Vision substitution by tactile image projection, *Nature*, 221, 963/964 (1969)
- 3) 恒川雄三, 加藤一郎 : 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 tactual communication systems, Doctoral thesis, University of California, Los Angeles (1972)
- 5) 市川 洵, 山本澄子 : 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)
- 6) 館 暲, 谷江和雄, 阿部 稔 : 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)
- 7) J. C. Bliss, J. W. Hill & B. M. Wilber : Characteristics of the tactile information channel, National Aeronautics and Space Administration Contractor Rept., NASA-CR 1389, NASA, Washington, D. C., October (1969)
- 8) J. C. Bliss & H. D. Crane : Experiments in tactual perception, Stanford Research Institute, Menlo Park, Calif., Final Rept. on SRI Project 4656, Contract NAS 2-1679, January (1965)
- 9) J. C. Bliss : A provisional bibliography on tactile displays, *IEEE Trans. Man-Machine Systems*, MMS-11, 101/108 (1970)
- 10) 谷江和雄, 館 暲, 谷 和男, 前田祐司, 大野武房, 藤川昭雄, 阿部 稔 : 多点同時刺激装置の開発, *機械技術研究所所報*, 31, 104/116 (1977)
- 11) W. A. Munson & J. E. Karlin : The measurement of human channel transmission characteristics, *J. Acoust. Soc. Am.*, 26, 542/553 (1954)
- 12) J. Reswick, V. Mooney, A. Schwartz, D. McNeal, N. Su, G. Bekey, B. Bowman, R. Snelson, G. Irons, P. Schmid & C. Sperry : Sensory feedback prosthesis using intra-neural electrodes, *Proceedings of the Fifth International Symposium on External Control of Human Extremities*, Dubrovnik, 9/25 (1975)

Effects of Pulse Height and Pulse Width on the Magnitude Sensation of Electrocutaneous Stimulus*

Susumu TACHI**, Kazuo TANIE**, Minoru ABE**

The subjective magnitude of sensation for electrocutaneous stimuli is experimentally studied.

In experiment I, two pulse trains, which have the same pulse interval and stimulus duration but have the different pulse heights (I_A & I_B) and pulse widths (T_A & T_B), have been applied to the skin just above the triceps of a subject via wet electrodes. And tests were made using AB method how various stimulus pairs give the different magnitude sensation or how they give the same magnitude sensation under the various conditions of I_B and T_B for several values of pulse interval as a parameter, while I_A and T_A were fixed to 4.7 mA and 100 μ s respectively, as a reference.

In experiment II, the threshold current of minimum sensation for various pulse width has been examined also by using AB method.

The most important findings :

1) For the pulse trains of 100 ms and 50 ms pulse interval, stimulus A with pulse height I_A and pulse width T_A and stimulus B with I_B and T_B give the same magnitude sensation if they meet the following condition :

$$I_A^2 T_A = I_B^2 T_B \text{ (even if } T_A \neq T_B \text{)}$$

threshold current $< I_A$, $I_B \ll$ threshold of pain

$$0 < T_A, T_B < 1000 \mu\text{s}$$

2) For the stimuli of pulse interval of 20 ms and 10 ms, the same tendencies have been found, but the difference is slightly detected even if they meet the condition of 1).

3) The threshold of minimum sensation is obtained when the current I reaches the value which holds the condition $I^2 T = \text{constant}$ for various T s, if $T < 1000 \mu\text{s}$.

These facts suggest that the electrocutaneous magnitude sensation is strongly affected by the energy of one pulse if the pulse width is less than 1 ms, more correctly, by the integrated value of instantaneous power (ZI^2) for about 1 ms.

* Received on Oct. 25th 1976, Revised on Mar. 25th 1977

** Mechanical Engineering Laboratory, Tokyo