

刺激エネルギーを強度次元パラメータとして用いる 定エネルギー型電気パルス刺激情報伝達装置*

谷江 和雄**・館 暲**・小森谷 清**・阿部 稔**・三浦 正明***

1. はじめに

皮膚に装着した電極に直接電気パルス刺激を加えて人間に何らかの情報を送ろうとする試みにおいて、刺激の強度次元として、ある条件のもとでは1刺激パルス当りのエネルギーを採用すると比較的安定に強度情報を人間に伝達することができる^{1,2)}。このようなことから、本稿では、刺激エネルギーを強度次元パラメータとする電気刺激情報伝達を実現すべく開発した定エネルギー型刺激装置について報告する。この装置は、配置電極間のインピーダンスが変化しても常に外部信号に対応した1パルス当りのエネルギー値をもつ刺激パルスを出力する装置であり、基本的には刺激のパルス幅を実測エネルギー値に応じて変化させることにより、刺激エネルギーを制御するものである。

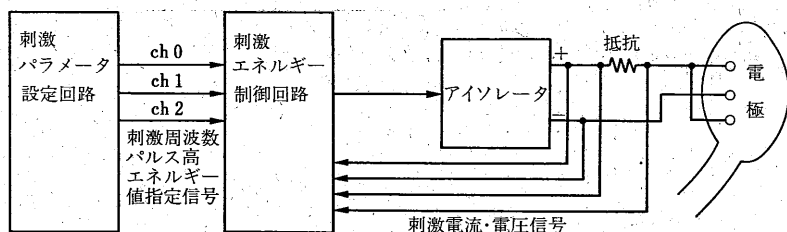
2. 定エネルギー刺激装置の構成

刺激装置は第1図に示すごとく、刺激パラメータ設定回路、刺激エネルギー制御回路、アイソレータから成る。刺激パラメータ設定回路は刺激エネルギー制御装置が出力する刺激パルスの周波数を規定するトリガパルス、および刺激パルスの高さ、エネルギー値を指定するためのアナログ信号を作製し出力する。アイソレータは外部からの信号を受けて、指定されたパルス高とエネルギー値を有するアイソレートされた刺激パルスを出力する。刺激エネルギー制御装置は、刺激パラメータ設定回路からの信号および刺激電圧、刺激電

流を受けて、所定のエネルギー値を有するパルスを作り出す機能をもつ。現在我々が使用している定エネルギー刺激システムでは、刺激パラメータ設定回路としては既報の多点同時刺激装置³⁾を用い、必要なパラメータ指定信号を作製している。またアイソレータとしては汎用の定電流型アイソレータを使用している。

3. エネルギー制御装置の回路と動作

第2図にエネルギー制御装置の回路図を示す。図において、ch 0 へは前述の刺激パラメータ設定回路から TTL レベルのトリガパルスが入力される。このパルスを受けてクリア付単安定マルチバイブレータ①が作動し、一つのトリガパルスが入力された時点からクリア信号が入力されるまでの時間 $\tau(E)$ だけ持続する信号を発生する。このクリア信号は後述するごとく、1パルスの刺激エネルギーが指定値に達した時点で発生するものである。単安定①の出力はさらにアナログスイッチのゲート端子に加えられ、その出力パルスが立上っている時間だけアナログスイッチを開く。一方、ch 1 には指定エネルギー値を $PE[\text{erg}]$ とした時、 $k\sqrt{PE}$ に比例したレベルの信号が入力され、アナログスイッチへ加えられる。この信号はアナログスイッチを通過すると、そのスイッチの on となる時間が上述のごとく単安定①の出力により制御されているために結果としてレベル $k\sqrt{PE}$ をもち、単安定①が立上っている時間に相当する幅をもつパルス信号に変換される。この信号は次に定電流型アイソレータへ入力した

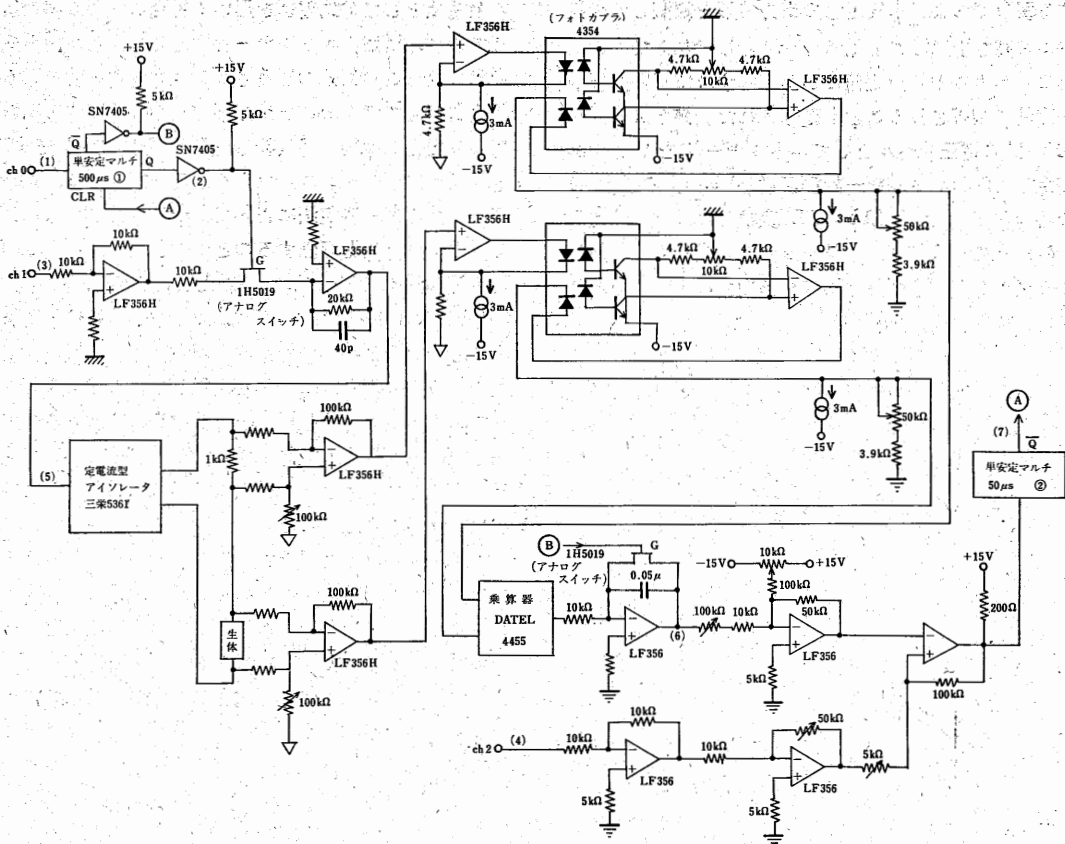


第1図 定エネルギー刺激装置の構成

* 昭和54年2月13日受付、昭和54年9月17日改訂

** 機械技術研究所

*** 早稲田大学理工学部(現、ヤマハ発動機)



第2図 エネルギー制御装置の回路図

後、アイソレートされた定電流刺激出力として電極を介して被験者に呈示される。ここで、 $k\sqrt{PE}$ 中の k は、刺激強度感覚と刺激エネルギーとの相関が最も顕著となるパルス幅の領域 (50~250 μ s 程度) に、実際の刺激パルスの幅がおさまるように、生体のインピーダンスに応じてあらかじめ設定されるパラメータである。通常は 0.7 を用いている。

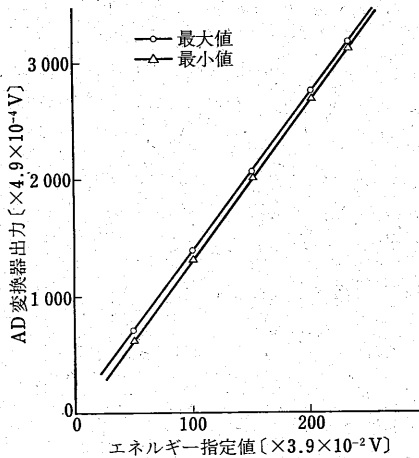
こうして生体に加えられた刺激に対し、刺激電流を電極に直列に接続された抵抗 (1k Ω) の両端の電圧で、また刺激電圧を電極間電圧で評価し、それらを、可変ゲインの差動アンプで増幅した後乗算器へ入力する。ただし差動アンプ出力の乗算器への接続は電極部分のアイソレーションを保証するためにフォトカプラを介して行われると同時に、フォトカプラより電極側の回路の電源には電池 (Ni-Cd) を用いている。乗算器出力はアナログスイッチによりその状態 (積分, リセット) が制御される積分器によって単安定①が立上っている間積分され、次段のコンパレータによって刺激エネルギーの設定値を与える ch 2 からの信号と比較される。刺激電流と刺激電圧の積が時間とともに積分さ

れ、積分器の出力が ch 2 からのエネルギー設定値を越えるとコンパレータが on となり、単安定②を起動して、単安定①のクリア端子へパルスを送り、その出力をクリアする。これによって積分器の状態がリセットされると同時にアイソレータへの入力信号もクリアされるので、ch 1 への入力により指定されるパルス高をもち、その時のエネルギー設定値 (ch 2 入力) によって定まる幅 $\tau(E)$ をもつ刺激波形が得られることになる。これらの過程はトリガパルスが入力されるごとに繰り返されるため、結果として、指定された刺激エネルギーをもつ刺激パルス列を得ることができる。

4. 実験結果

電極間のインピーダンスが変動しても、刺激エネルギーが指定値に保持されることは、負荷 (電極) を接続する部分に可変抵抗 (10k Ω) を接続し、その抵抗値の変化に対しても、積分器の出力の最大値がほぼ一定に保持されることで確認した。また、負荷に 2k Ω の固定抵抗を接続し、種々のエネルギー指定値に対

する積分器および単安定①の出力波形を観測した結果、パルス高を上述のごとく $k\sqrt{PE}$ として与えているために、エネルギー指定値にかかわらずほぼパルス幅が一定値に制御されることも確認された。第3図は 0~10 V 間の電圧レベルとしてエネルギー値をいくつか指定した時のエネルギー計測値(積分器出力の最大値)を各 200 パルス分 12 bit AD 変換して計算機に読み込み、その最大値と最小値をプロットしたものである。この結果から一応十分な繰返し精度でエネルギーが計測されていることがわかる。



第3図 エネルギー指定値とエネルギー計測値(積分器出力の最大値)との関係

5. 検討と結言

本装置では刺激エネルギーを測定する際、刺激電圧を電極間電圧で評価している。これは結果的にエネルギー測定値に生体内に加えられるエネルギーだけでなく、電極そのものおよび電極と生体の接触部分で消費されるエネルギーも含まれてくることを意味している。

刺激電極として乾式電極を用いる場合にはこの値は無視できず、所定のエネルギーを加えるにはエネルギー指定の際にこの部分で消費されるエネルギー値をある程度加算して考えることが必要とならう。湿式電極を用いる場合は時間経過(30分程度)とともに、皮膚・電極間インピーダンスが小さくなるために、ほぼ本装置のエネルギー測定法によっても十分生体に加えられるエネルギー値を評価することができる。また、この場合電極間インピーダンスが小さくなる電極装着後30分から6時間程度に対しては、最小強度感覚閾値に対応する刺激エネルギーは、刺激電流が20%程度変動するのに対し、ほとんど変動しないことも確認されている。一方6時間以上を経過すると刺激エネルギーも比較の変動する傾向が見られる。従って本装置も、そのような刺激エネルギーの安定な時間領域において有効になると考えられる。

電気パルス刺激情報伝達の強度次元パラメータとしては、これまで電流パルス高あるいは電圧パルス高などが用いられていたが、これらに対する強度感覚は一般に時間経過に対し不安定であり、実用的な強度情報を提供しえないことはよく知られている。本装置はそのような欠陥を補う新たな強度情報提示装置として有用とならう。

文 献

- 1) 館 暲, 谷江和雄, 阿部 稔: 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, 315/320 (1977)
- 2) 谷江和雄, 館 暲, 小森谷清, 阿部 稔: 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, 計測自動制御学会論文集, 13-6, 595/602 (1977)
- 3) 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, 機械技術研究所報, 31-2, 32/44 (1977)