
原 著

生理学研究用の電池式低漏洩電流型 アイソレータの試作

多 賀 信 義

新潟大学脳研究所システム脳生理学分野

A Battery Driven Isolator with Low Leak Current

Nobuyoshi TAGA

*Department of Neurophysiology,
Brain Reseach Institute, Niigata University*

要 旨

生理学研究をするときに、電気刺激をして生体の反応を観察することが広く行われている。その際、刺激装置の出力装置としてアイソレータを使用することが一般的である。アイソレータの電源としては刺激装置本体から供給されるものと、電池によるものがある。実験における利便性やトラブルフリーの点を考えたときに、電池式アイソレータの優位性は動かないが、実用化されているものは数少ない。筆者は従来あった電池式アイソレータの欠点を取り除き、より高性能なアイソレータを試作することに成功した。具体的な性能は10 mAまで定電流の両極性出力が可能、出力の漏れ電流が少ない、出力電流監視機能を持つ、1.5Vの乾電池6本で長寿命、などである。これらの特徴をもつアイソレータは、とくに神経生理学研究をするときには最適と思われる。

キーワード：アイソレータ、電池、電気刺激、FET トランジスタスイッチ、直流電圧—直流電圧変換器

はじめに

生理学研究において、電気刺激をして生体の反応を観察することが広く行われている。電気刺激

をするときに、刺激装置の最終出力装置としてアイソレータを使用することが一般的である。アイソレータは、刺激装置本体から電氣的に絶縁されていて、本体からの矩形波電圧信号（パルス信号）

Reprint requests to: Nobuyoshi TAGA
Department of Neurophysiology
Brain Reseach Institute
Niigata University
1 - 757 Asahimachi - dori,
Niigata 951 - 8585 Japan

別刷請求先：〒951-8585 新潟市旭町通り1-757
新潟大学脳研究所システム脳生理学講座
多賀信義

により駆動され、単極性または双極性電気刺激を出力する。アイソレータを使用することにより、生体の必要な場所へ精度高く確実に電気刺激が行える。また、電気刺激によるアーティファクトを軽減することができる。アイソレータが開発された初期では、真空管による高周波信号を利用したコイル結合方式回路が主流であった¹⁾。しかし最近では、ICを利用したフォトカプラー結合方式回路による高速パルス信号伝達によるアイソレータが主流である²⁾³⁾。アイソレータを動作させるための電源として、大きく二つのタイプに分類することができる。一つめは、電源が刺激装置本体から供給されるもの（Aタイプ）で、二つめは、アイソレータ自身が電池などの電源をもち動作するもの（Bタイプ）である。Aタイプアイソレータの特徴は、広範囲な大きさの刺激電圧や電流を安定して出力できることである。しかし電源が刺激装置本体から供給されるので、必ず本体と一緒になければ電気刺激は出力できない不便さがある。Bタイプアイソレータの特徴は、アイソレータ自身が電源をもつことにより、刺激装置本体がなくてもパルス信号源さえあれば簡単に電気刺激をすることが可能で、利便性の点において大変優れている。例えば、パソコンなどでパルス信号を発生できれば、従来の刺激装置では不可能であった複雑なパターンで簡単に電気刺激がおこなえ、柔軟性に富む生理学実験が可能となる。また、電源コードが不要なため（信号コードは必要）設置場所の制限を受けにくく実験装置の繁雑化が避けられる。このことにより交流ノイズ（ハム）などのトラブルが少なくなり、マイクロボルト単位の微少な生体信号を計測するうえで大変有効である。しかしAタイプアイソレータと同程度の大きな刺激電流や良好な定電流特性を求めると、安定した高電圧電源が必要となり、電池だけによる電源構成が難しくなる。また電池の消費電力が必然的に大きくなり、その寿命を長く保つことが困難となるなど、電源回路に多くの問題点が生じてしまう。生理学実験では、電気刺激によるアーティファクトをより小さくしたり、高頻度刺激による刺激電極先端の分極化を防ぐなどの目的で両極性刺激を

行うことが多いが、市販されているBタイプアイソレータのなかで、Aタイプアイソレータなみの大きな両極性の定電流刺激を行えるものが見当たらない。本稿では、これらの問題点を改善しAタイプアイソレータに匹敵する高性能な電池式アイソレータを試作したので報告する。

装置の設計方針

生理学研究のための高性能電池式アイソレータを試作するにあたり次のような条件をあげた。

1. 市販の電気刺激装置及びパソコンなどで直接駆動できること。
2. 出力方式は定電流型とする。
3. 単極性電流、両極性電流を出力できること。
4. 出力電流は $\pm 10\mu\text{A}$ から $\pm 10\text{mA}$ までの間で任意の値に設定できること。
5. 出力の漏れ電流は 10pA 以下とすること。
6. 電流監視機能を有すること。
7. 電池の数を減らし、かつ長寿命化をはかること。

などである。

装置の回路構成と動作

装置のブロック図を図1に示す。装置は主回路、電流監視機能回路、電源回路で構成されている。主回路、電流監視機能回路はアイソレーションゾーンを挟み、一次側と二次側とに分かれている。電源回路は一次側と二次側の絶縁性を高めるため、それぞれ独立させた。一次側と二次側間のパルス信号伝達はフォトカプラー及び光結合絶縁増幅器を使用した⁴⁾。

1. 主回路

主回路では電池の消費電力を抑えるため、アクティブ回路素子として、ICの使用をやめトランジスターを使用した単純な回路構成とした。回路はnpn型トランジスターとpnp型トランジスターの組み合わせによる論理否定回路で構成され、パルス信号入力がないときは全てのトランジスターがオフ、パルス信号入力があるときのみ全てのト

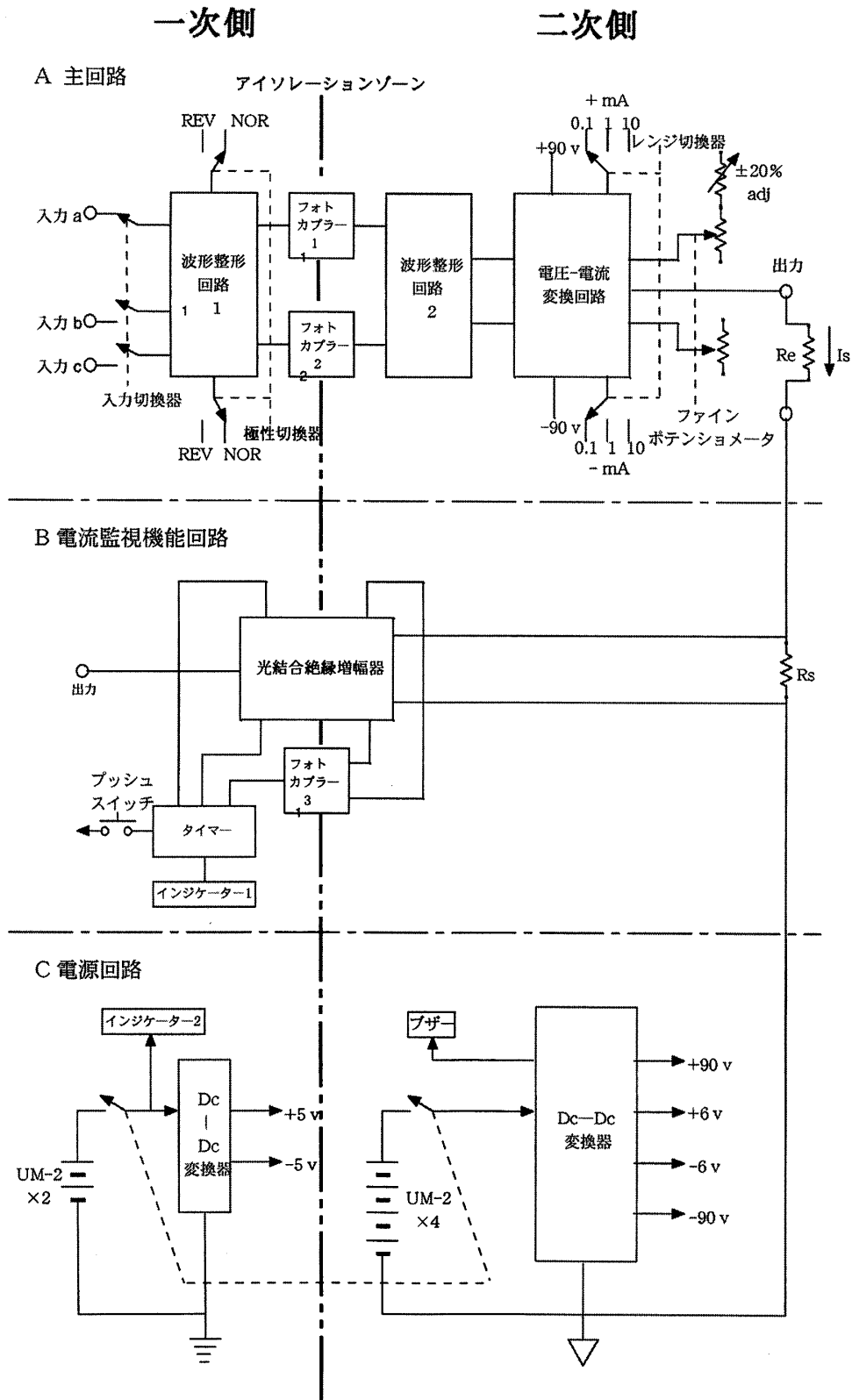


図1 装置のブロック図

装置は大きく3つのブロック (A 主回路, B 電流監視機能回路, C 電源回路) に分れていて, それぞれがアイソレーションゾーンをさき一次側と二次側とに分れている。

ランジスターがオンとなる。これにより、優れた低消費電力化を達成できたと同時に、回路動作が単純なため電源電圧の変動や周囲温度変化に対して極めて安定した動作をする。

(1) 入力切換器

入力切換器で二種類の信号源を選択することができる。ひとつめは市販の電気刺激装置から入力 a への $\pm 3\text{V}$ 以上 $\pm 5\text{V}$ 以下の正、負のパルス信号入力用で、ふたつめはパソコンなどから入力 b (−パルス用)、入力 c (+パルス用) への TTL 信号レベルのパルス信号入力用である。

(2) 波形整形回路 1

入力切換器で選択されたパルス信号入力を−パルス信号と+パルス信号に分離し、それぞれをフォトカプラー 1 と 2 に入力する。また極性切換器で、−パルス信号を+パルス信号に、+パルス信号を−パルス信号に変換できる。

(3) フォトカプラー 1, 2

一次側から二次側へのパルス信号伝達素子として、フォトカプラー 1 は+パルス信号、フォトカプラー 2 は−パルス信号の伝達をそれぞれ受け持つ。

(4) 波形整形回路 2

フォトカプラー 1 と 2 から出力された+パルス信号と−パルス信号は、次の電圧—電流変換器を駆動するために必要な大きさの+パルス信号 (+90V) と−パルス信号 (−90V) に増幅される。

(5) 電圧—電流変換回路

入力された+90V、−90V のパルス信号電圧を定電流パルス信号に変換し、刺激電流 (I_s) として出力させる。また刺激電流の大きさをレンジ切換器で三段階 ($10\mu\text{A} \sim 100\mu\text{A}$, $100\mu\text{A} \sim 1\text{mA}$, $1\text{mA} \sim 10\text{mA}$) の間で設定し、ファインポテンシヨメーターでそれぞれの段階の間で任意の大きさに設定できるようにした。また色々な生理学研究に対応できるように、+側の刺激電流だけを設定値に対して約 $\pm 20\%$ 可変できるようにした。また電圧—電流変換回路に FET トランジスタスイッチを内蔵し、パルス信号入力がないときに+90V、−90V の高圧電源から出力部を切離すようにした。これによりアイソレータ本体から刺激電

極 (Re) を通して生体側に漏れる電流を 10pA 以下と大変小さい値に抑えることができた。

2. 電流監視機能回路

実際に刺激電極 (Re) を通って流れている電流の波形を監視するために電流監視機能回路を設けた。刺激電流監視を行うことにより、生理学実験において刺激電極を含む刺激系統が正常に動作しているかを適格に判断できる。電池の消費電力を抑えるため電流監視機能回路は常時動作状態とせず、プッシュスイッチを押した瞬間からタイマーで設定した時間 (約 1 分間) だけ光結合絶縁増幅器の一次側に電源が供給される。同時にタイマーからの約 1 分間の矩形波信号は、フォトカプラー 3 を通り二次側へ伝達され、光結合絶縁増幅器の二次側にも電源が供給されて刺激電流の監視が行われる。また電流監視機能回路動作中は、インジケータ 1 (LED) が点灯する。

3. 電源回路

電池式アイソレータとして長時間安定した性能を発揮させるため、直流電圧—直流電圧変換器 (Dc-Dc 変換器) を使用し、電池の電圧がある程度下がっても安定した電源電圧を各回路に供給できるようにした。また一次側と二次側間の絶縁低下を防ぐため電源回路はそれぞれ独立させた。一次側に正、負電源用にそれぞれ 1 個ずつ、二次側に正、負電源用にそれぞれ 1 個ずつと、電圧—電流変換器用に正、負電源それぞれ 1 個ずつ、合計 6 個の Dc-Dc 変換器を使用した。また Dc-Dc 変換器を駆動するための電源として単 2 アルカリ乾電池 6 本 (一次側に 2 本、二次側に 4 本) を使用した。Dc-Dc 変換器の機種選択は、電池の数を減らしたり低消費電力化を実現するために大変重要なポイントである。試作機では電池の消費電力を極力小さくできるような高効率、低電源電流型の Dc-Dc 変換器 (MAX631, MAX749, MAX772, MAX631, MAX635, MAX774, MAXIM 社の提供による) を選んで電源回路を構成した⁵⁾。また、電池の残量が少なくなると、ブザーで電池の交換時期を知らせるようにした。装置が動作中はインジケータ 2 (LED) が点灯している。

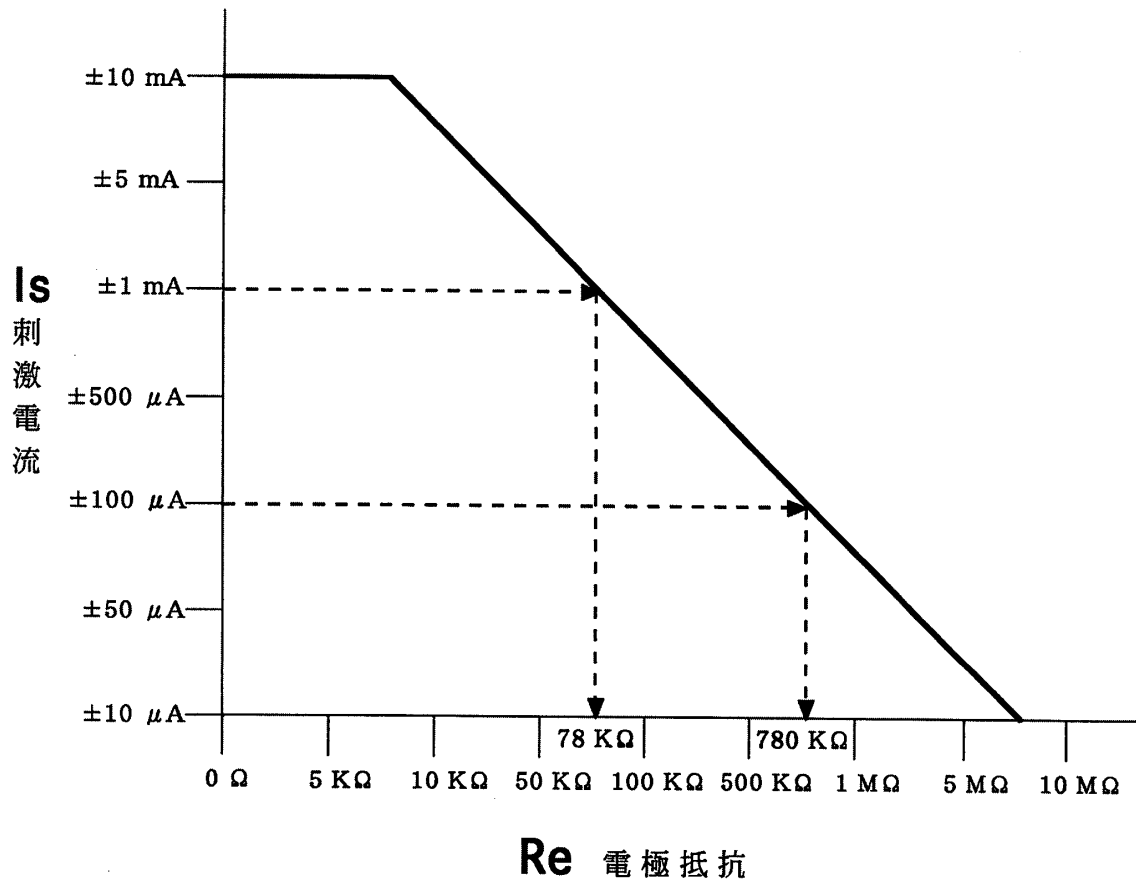


図2 定電流特性

縦軸が設定した刺激電流の大きさ、横軸が電極抵抗の大きさを表す。例えば刺激電流を±1 mAに設定したときに、電極抵抗値が0 Ωから最大78 K Ωまでの間で変化してもその間は設定値通りの電流を流せることを示している。

装置の性能

1. 定電流特性

刺激電流をある値に設定したときに、どのくらいの電極抵抗の大きさまで設定した通りの刺激電流を流せるかの能力を表す定電流特性は、装置の重要な性能のひとつである。定電流特性測定ではパルス信号入力として、トリガインターバル1秒、負パルス幅200 μs、正パルス幅200 μs、の両極性パルスを使った。また電極抵抗として、電気素子としての抵抗を代用して測定した。例えば、±100 μAの両極性刺激電流を設定したときに電極抵抗の大きさが最大780 K Ωまで、また±1 mAでは最大78 K Ωまで設定値通りの刺激電流を出

力できていることが判る(図2)。

2. 入出力特性

定電流特性測定の際のパルス信号入力で、刺激電流を±1 mAに設定し電極抵抗10 K Ωとしたとき、入力波形に対する刺激電流波形(Rs両端の電圧波形)及び電流監視機能回路出力からの刺激電流波形を同時に測定した(図3)。電極抵抗を10 K Ωとしたとき全レンジの設定刺激電流内において(但し10 mAレンジにおいては電極抵抗を7.5 K Ωで測定)パルス信号入力(図3a)の立上がり、立下がり部分に対し刺激電流出力のそれは5 μs以下の時間遅れだった(図3b)。電流監視機能回路出力の波形は、光結合絶縁増幅の電気的特性により、Rs両端の電圧波形の立下がり、立上が

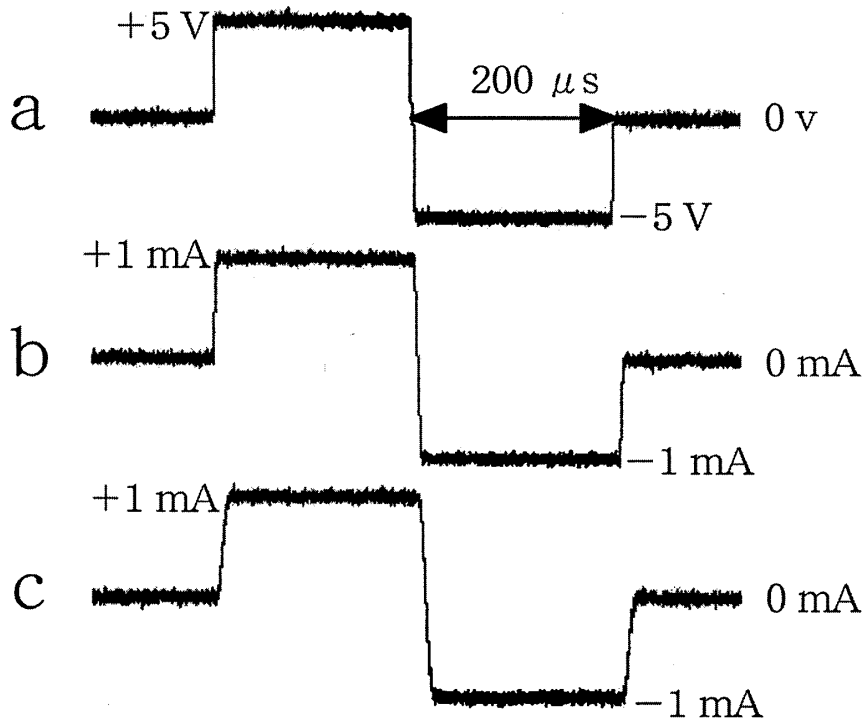


図3 入出力特性

aはパルス信号入力, bは刺激電流波形 (Rs 両端の電圧波形), cは電流監視機能回路出力の刺激電流波形を示す。

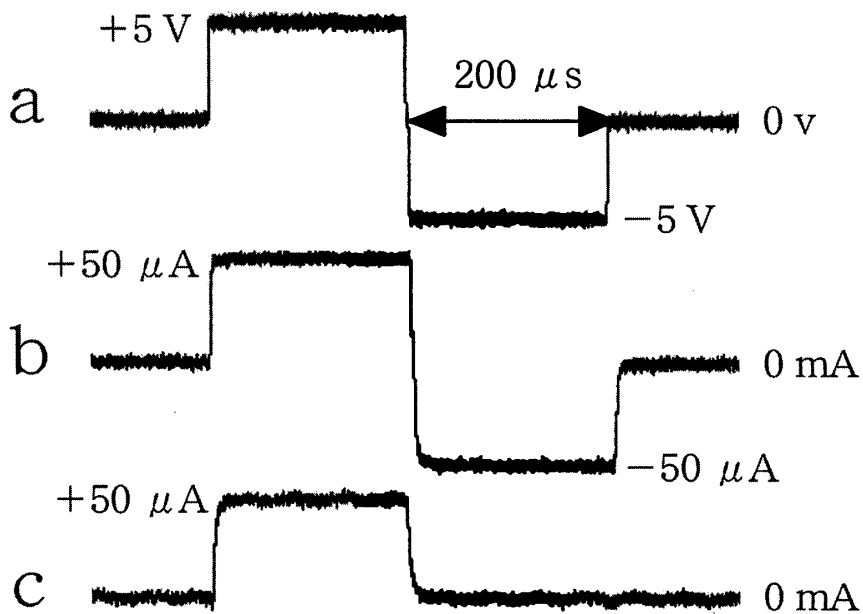


図4 刺激電流波形の市販品との比較

aはパルス信号入力, bは刺激電流波形 (Rs 両端の電圧波形), cは市販Aタイプアイソレータの刺激電流波形を示す。

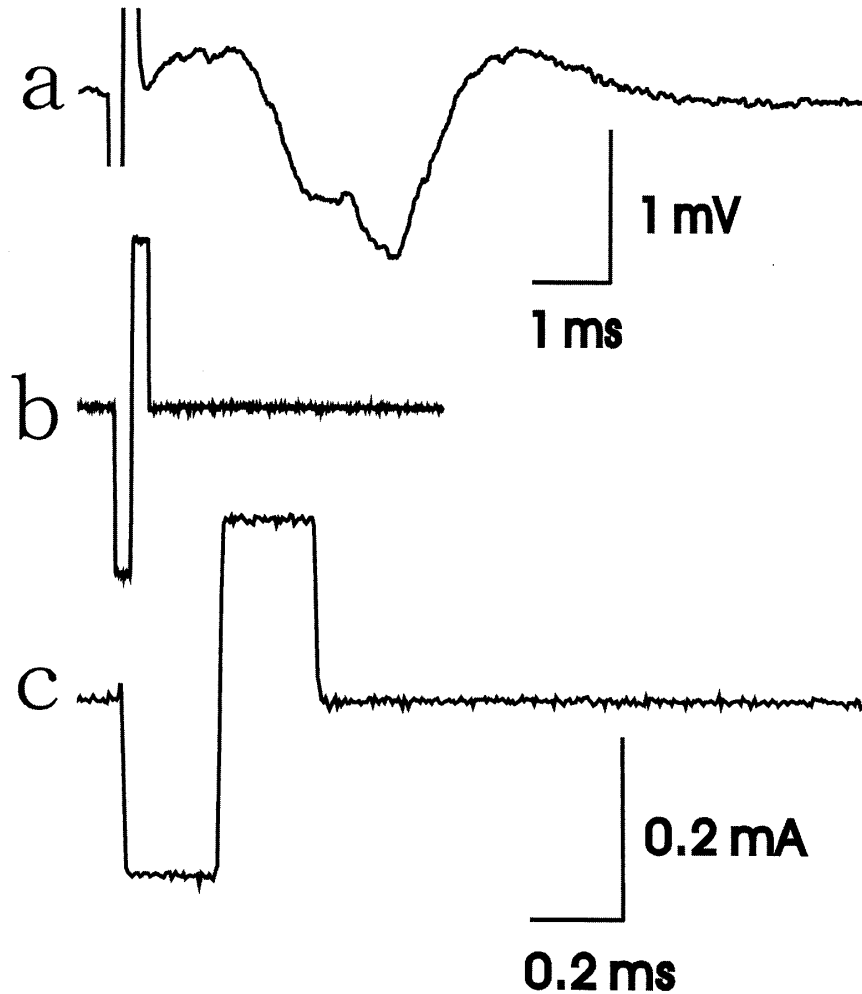


図5 電気生理実験での使用例

aはラット聴覚野第2, 3層の誘発電位, b, cは電流監視機能回路出力の刺激電流波形を示す。

り部分より若干の時間遅れが見られるが実際の使用に際してはほとんど支障なく利用できる(図3c)。本装置と市販Aタイプアイソレーターの刺激電流出力波形を比較した(図4)。パルス信号入力の本装置の入出力特性測定をしたときと同じ条件とした(図4a)。市販Aタイプアイソレーターは定電流出力モードで動作させ、出力には本装置の入出力特性測定をしたときと同じ条件で、電極抵抗として $10\text{k}\Omega$ 、電流検出用抵抗(R_s)として $10\text{K}\Omega$ を使用した。出力電流は両装置とも $50\mu\text{A}$ に設定した。図4bは、そのときの本装置の出力波形である。市販アイソレーターの出力波形は、

両極性のパルス信号入力にかかわらず単極性の刺激電流しか出力されていない(図4c)。また、パルス信号入力の立上り、立下り部分に対して、本装置の出力波形は忠実に再現しているが、市販Aタイプアイソレーターのそれは若干の劣化が見られ、また基線部分にノイズが見られる。

3. 漏れ電流

刺激電流が出力されていないとき、アイソレーター本体から刺激電極を通して生体側に流れてしまう漏れ電流は約 5pA と非常に少なく、試作するにあたり設定した条件を充分満たした。

4. 電池の消費電力及び電圧降下テスト

電池の消費電力はパルス信号入力がないとき、一次側で約 2.1 mW, 二次側で約 12.6 mW であった。電圧降下テストは、ふたつの方法で行った。ひとつめは定電流特性測定のと時のパルス信号入力と同じ条件で、刺激電流を ± 1 mA に設定し、電極抵抗として 4.7 K Ω の抵抗を使い、1 日約 8 時間以上連続して使用、刺激電流監視を 1 日約 10 回以上行い、合計 36 日間 (310 時間) 使用した。初期電池電圧は一次側が 3.24V, 二次側が 6.48V であったが、テスト終了時は一次側が 3.04V, 二次側が 5.96 V に降下していた。この状態でも装置はまだ正常動作をしており、まだ充分使用可能であった。ふたつめは高頻度刺激を想定して、100 Hz, 100 発のパルストレイン (1 発の刺激パルスは負パルス幅 200 μ s, 正パルス幅 200 μ s, の両極性パルス) を 20 秒毎に、1 日 360 回 (2 時間) 連続で 120 日間 (240 時間) 使用した。なお刺激電流の大きさは ± 10 mA に設定し、電極抵抗として 4.7K Ω の抵抗を使った。また刺激電流監視は 1 日約 10 回以上行った。その結果、初期電池電圧は一次側が 3.23V, 二次側が 6.47V であったが、テスト終了時 (120 日間使用後) は、一次側 2.95V, 二次側が 5.89V に降下していた。この場合も装置はまだ正常動作をしており、まだ充分使用可能であった。

電気生理実験での使用例

電気生理実験で使用し、測定されたデータの一例を示す (図 5)。ラット聴覚野スライス標本の第 6 層に、トリガインターバル 30 秒, 負パルス幅 200 μ s, 正パルス幅 200 μ s, ± 200 μ A の両極性電気刺激を加え (図 5b), 第 2, 3 層から誘発電位を記録した (図 5a)。図 5c は刺激電流 (図 5b) の時間軸を拡大したものである。図 5b, c はともに電流監視機能回路出力波形である。

ま と め

生理学研究での使用を前提に諸条件を設定し、

高性能で高信頼な電池式アイソレータを試作した。以前より一般のアイソレータと同程度の性能をもつ電池式アイソレータの出現が待たれていたが、主に電源回路に制約を受け実現することは難しかった。試作機においては高性能、高効率な Dc-Dc 変換器を使用したこと、徹底した低消費電力回路の設計で、ほぼ一般のアイソレータと同程度の性能をもつ長寿命な電池式アイソレータを実現できた。また、FET スイッチ回路の導入で、刺激を行っていないときの出力の漏れ電流を 10 pA 以下に抑えられたことにより、とくにパソコンで作成した複雑な刺激パターンを要する神経生理学研究には最適と思われる。試作機では電池として単 2 アルカリ乾電池を 6 本使用したが、設計条件の見直しや、より低電圧駆動が可能な Dc-Dc 変換器を使用すれば、電池の数を減らしたり小型化ができ、その結果装置そのものをより小型化でき一層利便性が増すものと期待している。また電気刺激を必要とする他分野の研究等においても充分利用可能であり、その発展に寄与できるものと期待している。

文 献

- 1) P.E.K.DONALDSON, M.A.: ELECTRONIC APPARATUS FOR BIOLOGICAL RESEARCH. 602 - 615 LONDON BUTTERWORTHS SCIENTIFIC PUBLICATIONS 1958.
- 2) Hewlett Packard, Application note 939, High Speed Optically Coupled Isolators, November 1972.
- 3) Hewlett Packard, Application note 951-1, Applications for Low Input Current, High Gain Optically Coupled Isolators, May 1976.
- 4) Burr - Brown, 1993/94 Products Data Book, ISO122 高精度ローコスト絶縁アンプ, 3-64 ~ 3-76.
- 5) MAXIM, Dc - Dc converter Data Sheets, MAX631, MAX749, MAX772, MAX631, MAX635, MAX774.

(平成 16 年 8 月 17 日受付)