

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5709110号
(P5709110)

(45) 発行日 平成27年4月30日(2015.4.30)

(24) 登録日 平成27年3月13日(2015.3.13)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 N 1/36 (2006.01) A 6 1 N 1/36

請求項の数 8 (全 18 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2012-519203 (P2012-519203) (86) (22) 出願日 平成22年12月7日(2010.12.7) (86) 国際出願番号 PCT/JP2010/071880 (87) 国際公開番号 W02011/155089 (87) 国際公開日 平成23年12月15日(2011.12.15) 審査請求日 平成25年10月18日(2013.10.18) (31) 優先権主張番号 特願2010-130532 (P2010-130532) (32) 優先日 平成22年6月7日(2010.6.7) (33) 優先権主張国 日本国(JP)</p>	<p>(73) 特許権者 504133110 国立大学法人電気通信大学 東京都調布市調布ヶ丘一丁目5番地1 (74) 代理人 110000925 特許業務法人信友国際特許事務所 (72) 発明者 梶本 裕之 東京都調布市調布ヶ丘一丁目5番地1 国 立大学法人電気通信大学内 審査官 佐藤 智弥</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電気刺激装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

ユーザに電気刺激を与える電極と、
 前記電極に刺激電流を所定の刺激期間、供給する刺激電流供給部と、
 前記ユーザの皮膚インピーダンスに関する情報を検出する皮膚インピーダンス検出部と

、
 前記刺激電流の供給中に、前記刺激期間より短い周期で前記皮膚インピーダンス検出部を介して前記皮膚インピーダンスに関する情報を取得し、該取得された皮膚インピーダンスに関する情報に基づいて次の該周期に前記電極に供給する前記刺激電流を調整する刺激パルス制御部と

を備える電気刺激装置。

【請求項2】

前記刺激パルス制御部は、前記刺激期間の最後の前記周期以外の通電期間に供給する刺激電流を一定とすることを特徴とする

請求項1に記載の電気刺激装置。

【請求項3】

前記刺激パルス制御部は、ユーザが電気刺激を感じ始める電流パルスのパルス幅の閾値と皮膚インピーダンスに関する情報との関係を示す相関データを記憶し、前記周期毎に、前記取得された皮膚インピーダンスに関する情報に基づいて該相関データから該電流パルスのパルス幅の閾値を算出し、且つ、該算出した電流パルスのパルス幅の閾値と刺激開始

から当該皮膚インピーダンスに関する情報の取得時までの経過期間から得られる最終的な刺激期間とを比較して次の該周期に前記電極に供給する刺激電流を調整することを特徴とする

請求項 2 に記載の電気刺激装置。

【請求項 4】

前記刺激パルス制御部は、互いに異なる複数の刺激強度にそれぞれ対応する複数の前記関連データを有し、

さらに、ユーザが前記複数の関連データから所定の関連データを選択することのできる選択部を備える

請求項 3 に記載の電気刺激装置。

10

【請求項 5】

前記刺激パルス制御部は、

前記周期毎に行う前記皮膚インピーダンスに関する情報の取得処理、及び、前記取得された皮膚インピーダンスに関する情報に基づく前記刺激電流の調整処理を行うマイクロプロセッサと、

前記マイクロプロセッサから出力されたデジタル信号をアナログ信号に変換して前記刺激電流供給部に出力し、且つ、前記マイクロプロセッサ側のインターフェースが平行インターフェースであるデジタルアナログ変換器と、

前記皮膚インピーダンス検出部から出力されたアナログ信号をデジタル信号に変換して前記マイクロプロセッサに出力し、且つ、前記マイクロプロセッサ側のインターフェースが平行インターフェースであるアナログデジタル変換器とを有することを特徴とする

20

請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の電気刺激装置。

【請求項 6】

前記刺激電流供給部が、電圧 / 電流変換器であることを特徴とする

請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の電気刺激装置。

【請求項 7】

さらに、複数の電極と、

前記複数の電極を所定の順序で走査及び選択するスイッチとを備え、

前記刺激パルス制御部は、前記スイッチの走査及び選択処理を制御し、選択された所定の前記電極に前記刺激電流を供給することを特徴とする

30

請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載の電気刺激装置。

【請求項 8】

前記皮膚インピーダンスに関する情報が、前記電極に印加される電圧である

請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の電気刺激装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電気刺激装置に関し、より詳細には電気刺激によりユーザに所定の情報を提示する電気刺激装置に関する。

【背景技術】

40

【0002】

近年、電気刺激により所定の情報をユーザに提示する電気刺激装置が種々提案されている。その一つに電気触覚ディスプレイがある。電気触覚ディスプレイでは、皮膚が接触する面側に配置された電極から与えられる電気刺激により、皮膚下の受容器につながる神経軸索を駆動し、所定の情報を提示する。

【0003】

電気触覚ディスプレイは、例えば、構成が簡易である、機械的駆動部が無い、騒音の問題が無い、低消費電力であるなど、実用面で多くの利点を有する。しかしながら、今のところ、電気刺激による生起感覚の安定化を図ることが難しいという問題から、延期触覚ディスプレイは一般用途に普及していない。

50

【 0 0 0 4 】

生起感覚（電気刺激）が安定しない原因は、主に2つ考えられ、その一つは感覚の時間的变化である。これは、例えば発汗等による使用中の状況変化により発生する。もう一つの原因は、感覚の空間的ばらつきである。これは、例えば接触する皮膚の厚みの違いや部分的発汗等により電気刺激の閾値が変化することにより発生する。前者の原因による電気刺激の不安定性は電極の数に関係なく発生するが、後者の原因による電気刺激の不安定性は、特に電極が多数の場合に発生する。

【 0 0 0 5 】

そして、電気触覚ディスプレイを、皮膚とディスプレイとの接触及び非接触が頻繁に行われるタッチパネルに適用した場合には、上述した2つの原因が複合して生じる。さらに、このような用途では、皮膚とディスプレイとの接触及び非接触間の切り替わり時に電流経路が変化し易く、これにより、例えば独特のチリチリ感や感電による強い不快感等の痛みをユーザに与える場合がある。

10

【 0 0 0 6 】

上述した問題を解消するため、従来様々な電気刺激手法が提案されている。例えば、上述した電気刺激の不安定性と相関のある皮膚インピーダンスを計測し、その計測結果に基づいて電気刺激量を調整する技術が提案されている（例えば非特許文献1参照）。図10に、非特許文献1等で提案されている従来の電気刺激手法の概要を示す。なお、図10は、一つの電極において電気刺激を1回行う際に印加する刺激パルスの波形図であり、縦軸は刺激量であり、横軸は時間である。

20

【 0 0 0 7 】

非特許文献1で提案されている電気刺激手法では、所定の電極に対して刺激用のメインパルス200を印加する前に、ユーザに刺激感覚を生じさせない程度の弱い強度（電流）のプレパルス201を印加して皮膚インピーダンスを計測する。そして、その計測した皮膚インピーダンスに基づいて、メインパルス200の強度を調整する。なお、非特許文献1に記載の手法は、皮膚インピーダンスの計測結果をフィードフォワードして電気刺激量を調整する手法であるので、厳密にはリアルタイムの対応とは言えない。

【 先行技術文献 】

【 非特許文献 】

【 0 0 0 8 】

【非特許文献1】谷江， 館：「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I情報伝達装置」，日本エム・イー学会，1980年

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 9 】

上述した従来の電気刺激手法（図10）では、プレパルス201からメインパルス200に渡る期間に、皮膚インピーダンスが急激に変化しないことを前提としている。しかしながら、実際には、その期間中に、例えば、皮膚の接触強度等が変化して、皮膚インピーダンスが変化する可能性は十分にある。この場合、上述した従来の手法は厳密にはリアルタイムの対応ではないので、皮膚インピーダンスの計測結果は有効でなくなり、電気刺激の安定化を図ることが困難になる。

40

【 0 0 1 0 】

また、従来、皮膚インピーダンスは皮膚に印加する電圧に応じて大きく変化することが知られている。それゆえ、上述した従来の電気刺激手法において、プレパルス201とメインパルス200とのレベル差が大きくなると、プレパルス201による皮膚インピーダンスの計測結果の有用性（信頼性）に疑問が生じる。したがって、従来の電気刺激手法では、皮膚が電極に接触しているか否かの判定は可能であるが、皮膚インピーダンスの情報をを用いてきめ細やかに電気刺激を制御して安定化を図ることは困難である。

【 0 0 1 1 】

さらに、上述した従来の電気刺激手法を、電極が多数（例えば100程度以上）となる

50

用途、すなわち、実用的な状況に適用する際には、上述した皮膚とディスプレイとの接触時または非接触時にユーザに与える独特のチリチリ感や感電による強い不快感等の痛みを完全に無くすことは難しい。この理由は、次の通りである。

【0012】

電気触覚ディスプレイにおいて多数の電極の駆動する場合、通常、全電極を同時に駆動せず、各電極を刺激電極及び不関電極（グランド）のいずれかに切り換えながら順次走査する。この駆動方式では、刺激電極となる電極は常に一つであるが、電極の走査速度を高速にすることにより所定の刺激パターン（例えば所定の文字、図形等の情報パターン）をユーザに提示することができる。このような駆動方式では、図10に示すプレパルス201及びメインパルス200の印加動作が、電極の走査に同期して繰り返され、プレパルス201及びメインパルス200から成るパルス群が時間軸上で密集した状態となる。

10

【0013】

上記駆動方式において、例えば、駆動する電極数 N を50とし、50Hzのリフレッシュレート f_r で走査して刺激する場合、一つの電極を選択している期間 T （ $=\{1/f_r\}/N$ ）は $20\text{ms}/50\text{点}=400\mu\text{s}$ となる。いま、上記従来 of 電気刺激手法（図10）における刺激のメインパルス200のパルス幅を $100\mu\text{s}$ とすると、選択期間 T の $1/4$ がメインパルス200の印加時間（刺激期間）となる。

【0014】

それゆえ、上記状況において、電極の走査中（選択中）に、ランダムなタイミングでユーザの皮膚が電極に接触または非接触したとき、その電極に刺激用のメインパルス200が通電中である確率は25%となる。この場合、25%の確率で、上述した独特のチリチリ感や感電による強い不快感等の痛みをユーザに与える可能性がある。また、走査する（選択する）電極数 N が増大すると選択期間 T も短くなり、選択期間 T に占めるメインパルス200の印加時間の割合が増加する。この結果、上述した電気刺激による痛みの発生確率が増大する。すなわち、従来 of 電気刺激手法では、走査する（選択する）電極数が多くなると、安全性を完全に保証することが困難になる。

20

【0015】

なお、従来 of 電気刺激手法では、上述した電気刺激による痛みが生じる電極は一つであるので連続的な痛みは生じないという点で優れている。しかしながら、このような電気刺激による痛みの発生が一瞬の間でも許されない状況が要求される用途には、従来 of 手法は好適ではない。

30

【0016】

本発明は、上記問題を解決するためになされたものであり、本発明の目的は、電気刺激装置において、よりリアルタイムで電気刺激を調整し、電気刺激（生起感覚）の安定化及び安全性をより向上させることである。

【課題を解決するための手段】

【0017】

上記課題を解決するために、本発明の電気刺激装置は、電極と、刺激電流供給部と、皮膚インピーダンス検出部と、刺激パルス制御部とを備える構成とし、各部の機能を次のようにする。電極は、ユーザに電気刺激を与える。刺激電流供給部は、電極に刺激電流を所定の刺激期間、供給する。皮膚インピーダンス検出部は、ユーザの皮膚インピーダンスに関する情報を検出する。刺激パルス制御部は、刺激電流の供給中に、刺激期間より短い周期で皮膚インピーダンス検出部を介して皮膚インピーダンスに関する情報を取得し、該取得された皮膚インピーダンスに関する情報に基づいて次の該周期に電極に供給する刺激電流を調整する。

40

【0019】

なお、本明細書でいう「刺激期間」とは、所定の電極において電気刺激を1回行う際に、刺激用の電流（刺激電流）を連続して印加する期間のことをいう。また、本明細書でいう「皮膚インピーダンスに関する情報」とは、皮膚インピーダンス自体だけでなく、例えば電気刺激中にユーザの皮膚に印加される電圧及び電流等の皮膚インピーダンスに関連す

50

る任意のパラメータも含む意味である。

【 0 0 2 0 】

上述のように、本発明の電気刺激装置では、所定の電極における1回の刺激期間より短い周期で皮膚インピーダンスに関する情報を取得し、その情報に基づいて、次の周期の刺激電流を調整する。すなわち、本発明では、所定の電極における1回の刺激期間に、皮膚インピーダンスに関する情報の検出及び刺激量の調整のフィードバック処理を複数回行う。それゆえ、本発明では、皮膚インピーダンスに関する情報の計測フェーズと、刺激の調整フェーズとを略統一することができ、皮膚インピーダンスに関する情報に基づく刺激量のフィードバック制御を、よりリアルタイムで行うことが可能になる。

【発明の効果】

10

【 0 0 2 1 】

本発明では、上述のように、皮膚インピーダンスに関する情報に基づく刺激量のフィードバック制御をよりリアルタイムで行うことができるので、刺激中の急激な皮膚インピーダンスの変化にも対応することができる。それゆえ、本発明によれば、電気刺激装置において、電気刺激（生起感覚）の安定化及び安全性をより向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 2 】

【図1】図1は、本発明の一実施形態に係る電気刺激装置の概略ブロック構成図である。

【図2】図2は、本発明の一実施形態に係る電気刺激装置の皮膚インピーダンス検出部の一構成例を示す図である。

20

【図3】図3は、本発明の一実施形態に係る電気刺激装置のスイッチ群及びタッチパネルの内部構成を示す図である。

【図4】図4A及び4Bは、切替スイッチの動作を説明するための図である。

【図5】図5は、電極の走査例を示す図である。

【図6】図6は、刺激量の調整原理を説明するための図である。

【図7】図7は、本発明の一実施形態に係る電気刺激装置における刺激量の調整手順を示すフローチャートである。

【図8】図8は、変形例1の電気刺激装置のボリューム調整機能で用いる刺激強度の調整曲線群を示す図である。

30

【図9】図9は、変形例2における刺激量の調整手法を示す図である。

【図10】図10は、従来の電気刺激手法を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 3 】

以下に、本発明の一実施形態に係る電気刺激装置及びその電気刺激方法の一例を、図面を参照しながら下記の順で説明する。ただし、本発明はこれに限定されない。

1. 電気刺激装置の基本構成
2. 刺激量の調整手法
3. 各種変形例及び応用例

【 0 0 2 4 】

40

< 1. 電気刺激装置の基本構成 >

[電気刺激装置の構成]

図1に、本発明の一実施形態に係る電気刺激装置のブロック構成図を示す。なお、図1には、本実施形態の電気刺激装置10の性能を検証するために構築したシステムを示す。

【 0 0 2 5 】

本実施形態の検証システムは、主に、電気刺激装置10と、パーソナルコンピュータ100と、シリアルインターフェース101とで構成される。

【 0 0 2 6 】

図1に示す検証システムでは、電気刺激装置10の後述するタッチパネルに提示する所定の刺激パターン（例えば所定の文字、図形等の情報パターン）の信号をパーソナルコン

50

コンピュータ 100 で生成する。そして、パーソナルコンピュータ 100 は、生成した所定の刺激パターンの信号を、シリアルインターフェース 101 を介して高速シリアル通信で電気刺激装置 10 に送信する。電気刺激装置 10 は、受信した刺激パターンの情報がタッチパネル上に提示されるように電気刺激を制御する。

【0027】

電気刺激装置 10 は、刺激パルス制御部 11 と、電圧 / 電流変換器 12 (刺激電流供給部) と、皮膚インピーダンス検出部 13 と、スイッチ群 14 (スイッチ) と、タッチパネル 15 とを備える。

【0028】

刺激パルス制御部 11 は、マイクロプロセッサ 1 と、デジタル / アナログ変換器 2 (以下、D / A 変換器 2 という) と、アナログ / デジタル変換器 3 (以下、A / D 変換器 3 という) とを有する。

【0029】

マイクロプロセッサ 1 は、演算処理装置および制御装置として機能し、後述する刺激量の調整時に、電気刺激装置 10 の各部の動作を制御する。また、マイクロプロセッサ 1 は、記憶部 (不図示) を備える。そして、その記憶部には、刺激量の調整時に用いる例えば刺激パルスのパルス幅の閾値と皮膚インピーダンスとの相関データ等の各種判定データが記憶される。

【0030】

なお、本実施形態では、マイクロプロセッサ 1 に、動作周波数 25 MHz のマイクロプロセッサを用いる。ただし、マイクロプロセッサ 1 としては、高速性を有するものであれば任意のマイクロプロセッサを用いることができる。また、本実施形態の電気刺激装置 10 を種々の用途への適用を考慮した場合には、例えばマイクロプロセッサ 1 の入手可能性及び入出力インターフェースの豊富さ等を考慮してマイクロプロセッサ 1 を選択することが好ましい。

【0031】

D / A 変換器 2 (デジタルアナログ変換器) は、マイクロプロセッサ 1 から平行出力されたデジタル信号 (刺激電圧信号) をアナログ信号に変換する。そして、D / A 変換器 2 は、変換したアナログ信号を電圧 / 電流変換器 12 に出力する。

【0032】

なお、D / A 変換器 2 には、ビット数が 12 ビットであり、サンプリングレートが 1 Msps であり、且つ、セトリングタイムが 1 μ s である D / A 変換器を用いる。また、D / A 変換器 2 のマイクロプロセッサ 1 に接続する側 (信号入力側) のインターフェースは、平行インターフェースとする。

【0033】

A / D 変換器 3 (アナログデジタル変換器) の 2 つの入力端子は、皮膚インピーダンス検出部 13 内の後述する分圧回路 5 を介して抵抗 4 の両端にそれぞれ接続される。A / D 変換器 3 には、抵抗 4 の両端の電圧信号が入力され、A / D 変換器 3 は、その入力信号 (アナログ信号) をデジタル信号に変換する。そして、A / D 変換器 3 は、変換したデジタル信号をマイクロプロセッサ 1 に平行出力する。

【0034】

なお、A / D 変換器 3 には、ビット数が 12 ビットであり、サンプリングレートが 1.25 Msps である A / D 変換器を用いる。このような性能の A / D 変換器 3 を用いることにより、A / D 変換器 3 のサンプリング間隔 (1 μ s 以下) を皮膚の電氣的時定数より十分小さくすることができ、略同時サンプリングが可能になる。また、A / D 変換器 3 のマイクロプロセッサ 1 に接続する側 (信号入力側) のインターフェースは、平行インターフェースとする。

【0035】

従来、マイクロプロセッサには、D / A 変換器及び A / D 変換器を備えるものも存在するが、本実施形態では、上述のように、平行インターフェースを有する D / A 変換器

10

20

30

40

50

2及びA/D変換器3をマイクロプロセッサ1とは別個に設ける。これは、次の理由によるものである。本実施形態の電気刺激装置10では、後述するように、皮膚インピーダンスを計測し、その計測結果をフィードバックして刺激量を調節するが、本実施形態で必要とするこのフィードバック処理の周期は数 μ s以下である。しかしながら、現状では、マイクロプロセッサに内蔵されたD/A変換器及びA/D変換器によりこのような高速処理を行うことは困難であり、電気刺激装置の用途には適さない。

【0036】

また、従来、高速動作可能なシリアルインターフェースのD/A変換器及びA/D変換器も存在する。しかしながら、上述のような高速のフィードバック処理を実現するためには、マイクロプロセッサ1と、D/A変換器及びA/D変換器との間のデータの通信時間も短縮する必要がある。それゆえ、本実施形態では、シリアルインターフェースのD/A変換器及びA/D変換器よりも通信時間を短縮することが可能なパラレルインターフェースのD/A変換器2及びA/D変換器3を用いる。

10

【0037】

電圧/電流変換器12は、D/A変換器2でアナログ信号に変換された電圧信号を電流信号(刺激電流)に変換する。そして、電圧/電流変換器12は、変換した電流信号を、皮膚インピーダンス検出部13及びスイッチ群14を介してタッチパネル15内の選択された所定の電極に供給する。すなわち、本実施形態の電気刺激装置10では、電流制御により電気刺激量を調整する。

【0038】

皮膚インピーダンス検出部13は、抵抗4と、分圧回路5とを有する。抵抗4及び分圧回路5は、タッチパネル15内の電極に接触した皮膚のインピーダンス(皮膚インピーダンスZ)を計測するために設けられたものである。

20

【0039】

図2に、本実施形態の分圧回路5の内部構成、及び、抵抗4と分圧回路5との接続関係を示す。分圧回路5は、抵抗4の両端(入出力端)の電圧を精度よく測定するための回路であり、4つの分圧抵抗 R_b 、 R_c 、 R_d 、 R_e で構成される。なお、本実施形態では、例えば350V程度の高電圧を用いるので、図2に示すような分圧回路5を設ける。

【0040】

抵抗4の一方の端子(入力側端子)は、電圧/電流変換器12の出力端子に接続され、抵抗4の他方の端子(出力側端子)は、スイッチ群14の入力端子に接続される。また、抵抗4の一方の端子には、分圧抵抗 R_b 及び R_c からなる直列抵抗が接続され、抵抗4の他方の端子には、分圧抵抗 R_d 及び R_e からなる直列抵抗が接続される。さらに、分圧抵抗 R_b 及び R_c からなる直列抵抗の抵抗4側とは反対側の端子は接地され、分圧抵抗 R_b と分圧抵抗 R_c との接続点がA/D変換器3に接続される。そして、分圧抵抗 R_d 及び R_e からなる直列抵抗の抵抗4側とは反対側の端子は接地され、分圧抵抗 R_d と分圧抵抗 R_e との接続点がA/D変換器3に接続される。

30

【0041】

皮膚インピーダンスZを計測するためには、皮膚に印加される電圧 V_o と皮膚に流れる電流Iを測定する必要がある。皮膚に印加される電圧 V_o は、抵抗4(抵抗値 R_a)のスイッチ群14側の端子の電圧を検出することにより得られる。一方、皮膚に流れる電流Iは、抵抗4の両端の電位差($V_o - V_i$)に基づいて算出($I = (V_o - V_i) / R_a$)することができる。

40

【0042】

なお、抵抗4の両端の電位差($V_o - V_i$)は微小であるので、皮膚に流れる電流Iを高精度で測定するため、分圧回路5内の分圧抵抗 R_b 、 R_c 、 R_d 及び R_e には、誤差0.1%程度の精密抵抗を用いることが好ましい。本実施形態の電気刺激装置10では、分圧抵抗 R_b 、 R_c 、 R_d 及び R_e にこのような精密抵抗を用い、且つ、12ビットのA/D変換器3を用いることにより、電流計測のダイナミックレンジを9ビット確保することができた。

50

【 0 0 4 3 】

なお、後述するように、本実施形態のように皮膚インピーダンスZの計測時の刺激電流を一定とする場合には、抵抗4を流れる電流Iを必ずしも計測する必要は無い。それゆえ、この場合には、分圧回路5内の分圧抵抗Rb、Rc、Rd及びReとして、上述のような抵抗誤差の小さな精密抵抗を用いる必要はない。

【 0 0 4 4 】

また、本実施形態では、スイッチ群14内の後述する切替スイッチ20の構造上、皮膚のグラウンド側(下流側)で電流を計測することができないので、皮膚の高電圧側(上流側)に抵抗4及び分圧回路5を設けて電流を計測する。

【 0 0 4 5 】

次に、本実施形態のスイッチ群14及びタッチパネル15の構成を、図3を参照しながらより詳細に説明する。なお、図3は、スイッチ群14及びタッチパネル15の内部構成を示す図である。

【 0 0 4 6 】

スイッチ群14は、複数の切替スイッチ20で構成される。各切替スイッチ20は、第1スイッチ21及び第2スイッチ22を直列接続することにより構成される。なお、本実施形態では、切替スイッチ20の数は、後述するタッチパネル15内の電極30の数と同じとする。

【 0 0 4 7 】

複数の切替スイッチ20は、並列接続され、各切替スイッチ20の一方の端子が抵抗4に接続され、他方の端子は接地される。そして、各切替スイッチ20内の第1スイッチ21及び第2スイッチ22の接続点Aがタッチパネル15内の対応する一つの電極30に接続される。

【 0 0 4 8 】

各切替スイッチ20内の第1スイッチ21及び第2スイッチ22のオンオフ動作は、マイクロプロセッサ1により制御される。その動作を、図4A及び4Bを参照しながら簡単に説明する。なお、図4Aは、電極30に刺激電流を供給したときの第1スイッチ21及び第2スイッチ22のオンオフ状況を示す図であり、図4Bは、電極30に刺激電流を供給しないときの第1スイッチ21及び第2スイッチ22のオンオフ状況を示す図である。

【 0 0 4 9 】

本実施形態の電気刺激装置10では、ユーザに電気刺激を与える際、パーソナルコンピュータ100から入力される所定の刺激パターンの信号に基づいて、タッチパネル15内の複数の電極30の中から一つの電極30を所定の順序で走査及び選択し、選択された電極30に刺激電流を供給する。それゆえ、電極30の選択時には、マイクロプロセッサ1は、図4Aに示すように、第1スイッチ21がオン状態となり、且つ、第2スイッチ22がオフ状態となるように制御する。

【 0 0 5 0 】

一方、電極30の走査時に選択されていない電極30は接地する。それゆえ、電極30の非選択時には、マイクロプロセッサ1は、図4Bに示すように、第1スイッチ21がオフ状態となり、且つ、第2スイッチ22がオン状態となるように制御する。

【 0 0 5 1 】

タッチパネル15は、複数の電極30で構成される。複数の電極30は2次元のアレイ状に配置される。なお、電極30の数及び配置形態は、例えば用途等に応じて適宜設定される。また、各電極30は、導電性材料であれば任意の材料で形成することができ、例えば用途等に応じて適宜選択できる。さらに、図3に示す例では、ユーザの皮膚と接触する側の電極30の面形状は円形とするが、この面形状も例えば用途等に応じて適宜設定できる。

【 0 0 5 2 】

図5に、タッチパネル15内の電極30の走査例を示す。なお、図5中では、刺激電流を供給する電極30(選択された電極30)をハッチングした丸印で表示し、刺激電流を

10

20

30

40

50

供給しない電極 30 (選択されていない電極 30) は白抜きの丸印で表示する。

【 0053 】

図 5 に示す例では、まず、マイクロプロセッサ 1 は、電極群内の所定の行を選択する。次いで、マイクロプロセッサ 1 は、選択された行において、例えば、複数の電極 30 内の一方の端部の電極 30 から他方の端部の電極 30 に向かって (図 5 では左から右に向かう方向) 電極 30 を順次選択する。この選択は、図 4 A 及び 4 B で説明したように、切替スイッチ 20 の動作をマイクロプロセッサ 1 でオンオフ制御することにより行われる。なお、電極 30 の走査パターンは、図 5 に示す例に限定されず、例えば、用途、パーソナルコンピュータ 100 から入力される刺激パターン等に応じて適宜設定される。

【 0054 】

< 2 . 刺激量の調整手法 >

[調整手法の概要]

本実施形態の電気刺激装置 10 では、上述のように、高速処理可能なマイクロプロセッサ 1 を適用するだけでなく、マイクロプロセッサ 1 と D / A 変換器 2 及び A / D 変換器 3 との間のデータの通信時間をより短縮するためにパラレルインターフェースの D / A 変換器 2 及び A / D 変換器 3 を用いる。このような構成の電気刺激装置 10 に対して、図 1 に示す検証システムで種々の予備実験を行ったところ、本実施形態の電気刺激装置 10 では、数 μ s 程度の処理時間でフィードバック処理が可能であることが確認された。なお、ここでは、予備実験の説明は省略する。

【 0055 】

すなわち、本実施形態の電気刺激装置 10 では、一つの電極 30 における 1 回の刺激期間 (数百 μ s 程度) 内で、数回 ~ 数十回程度のフィードバック処理を行うことができることが確認された。また、本実施形態の電気刺激装置 10 に対する予備実験から、本実施形態の電気刺激装置 10 では、皮膚の接触及び非接触間の判定処理も刺激開始から非常に短い時間 (数 μ s 程度) で実現可能であることが分かった。

【 0056 】

そこで、本実施形態では、一つの電極 30 における 1 回の刺激期間内に、皮膚インピーダンス Z の計測処理及びその計測結果に基づく刺激量の調整処理のフィードバックループを数回 ~ 数十回程度行う。なお、本実施形態で行うフィードバック処理の周期 (数 μ s 程度) は、ユーザが電気刺激を感知する時間より十分短い時間である。それゆえ、本実施形態では、1 回の刺激期間において、皮膚インピーダンス Z の計測フェーズと、刺激の調整フェーズとを略統一することが可能になる。すなわち、本実施形態では、皮膚インピーダンス Z の情報に基づく刺激量のフィードバック制御を、よりリアルタイムで行うことが可能になる。

【 0057 】

また、本実施形態では、刺激量をフィードバック制御する際、ユーザが電気刺激を感知始める刺激パルスのパルス幅 (閾値 T_{th}) と、皮膚インピーダンス Z (皮膚インピーダンス Z に関する情報) との間の相関データを用いる。従来、刺激パルスのパルス幅の閾値 T_{th} と、皮膚インピーダンス Z との間には強い相関があることが知られている。具体的には、両者の間には、皮膚インピーダンス Z が大きくなると、刺激パルスのパルス幅の閾値 T_{th} が小さくなるという関係がある。

【 0058 】

本実施形態では、このような皮膚インピーダンス Z と刺激パルスのパルス幅の閾値 T_{th} との相関データ (以下、調整データという) を予め所定値の刺激電流で求めておく。そして、刺激量のフィードバック制御時には、この調整データに基づいて、刺激量を調整する。

【 0059 】

なお、本実施形態では、後述するように、皮膚インピーダンス Z の計測時には刺激電流の値は一定とするので、図 2 中の抵抗 4 のスイッチ群 1 4 側端部の電圧 V_o (皮膚に印加される電圧) が皮膚インピーダンス Z と同等のパラメータとなる。それゆえ、この場合、

10

20

30

40

50

調整データとして、皮膚インピーダンス Z と刺激パルス40のパルス幅の閾値 T_{th} との相関データの代わりに、抵抗4のスイッチ群14側端部の電圧 V_o (皮膚インピーダンス Z に関する情報)と刺激パルス40のパルス幅の閾値 T_{th} との相関データを用いてもよい。

【0060】

[刺激量の調整原理]

次に、本実施形態の電気刺激装置10における刺激量の調整手法の原理を、図6を参照しながらより詳細に説明する。なお、図6は、所定の電極30において1回の刺激期間(選択期間)に印加される刺激パルス40の波形図であり、横軸は時間であり、縦軸は刺激量(電流値)である。

【0061】

本実施形態では、まず、所定の電流値 I_o (例えば約5mA程度)の刺激電流を切替スイッチ20により選択された電極30に供給する。次いで、刺激開始から所定の時間(皮膚インピーダンス Z の計測周期 T_s)が経過した後、皮膚インピーダンス Z を計測する。なお、皮膚インピーダンス Z の計測周期 T_s (周期)は、電極30における1回の刺激期間 T_m (または選択期間)より十分短い時間(例えば数 μs 程度)とし、計測周期 T_s 内の刺激電流の電流値 I_o は一定とする。

【0062】

次いで、計測された皮膚インピーダンス Z に基づいて、調整データから刺激パルス40のパルス幅の閾値 T_{th} を求め、その閾値 T_{th} に基づいて刺激パルス40を停止するか否かを判定する。この際、皮膚インピーダンス Z の計測時からさらに、計測周期 T_s だけ刺激電流を通电した際の刺激パルス40のパルス幅(以下、最終パルス幅という)と、調整データから求めたパルス幅の閾値 T_{th} とを比較して刺激パルス40を停止するか否かを判定する。

【0063】

この判定動作をより具体的に説明すると、例えば k 回目のインピーダンス計測で算出された刺激パルス40のパルス幅の閾値 T_{th} が刺激パルス40の最終パルス幅($\{k+1\}T_s$)より小さい場合($T_{th} < \{k+1\}T_s$)には、刺激パルス40を停止すると判定する。

【0064】

この場合、例えば k 回目に算出されたパルス幅の閾値 T_{th} が kT_s である場合($T_{th} = kT_s$)には、 k 回目のインピーダンス計測時点で刺激電流を停止する。

【0065】

また、例えば k 回目に算出されたパルス幅の閾値 T_{th} が kT_s より大きく且つ $\{k+1\}T_s$ より小さい場合($kT_s < T_{th} < \{k+1\}T_s$)には、次の計測周期 T_s に供給する刺激電流の電流値を低減し、次の計測周期 T_s (通电期間)が経過した後、刺激電流を停止する。この際、刺激パルス40で与えるトータルの刺激量(電流量)と、電流値 I_o の刺激電流を閾値 T_{th} 間、通电した際のトータルの刺激量とが略同じになるように、最後の通电期間(T_s)の刺激電流の電流値を調整する。

【0066】

例えば、最後(k 回目)のインピーダンス計測で算出された刺激パルス40のパルス幅の閾値 T_{th} が $(k+0.3)T_s$ である場合、最後の通电期間における刺激電流の値を $0.3 \times I_o$ に設定する。なお、皮膚インピーダンス Z の計測周期 T_s はシステムのハードウェアの制約等により決まるパラメータであるので、計測された皮膚インピーダンス Z に基づいて算出される刺激パルス40のパルス幅の閾値 T_{th} は、必ずしも計測周期 T_s の整数倍にはならない。

【0067】

一方、例えば k 回目に算出されたパルス幅の閾値 T_{th} が刺激パルス40の最終パルス幅以上である場合($T_{th} \geq \{k+1\}T_s$)には、次の計測周期 T_s (通电期間)も電流値 I_o の刺激電流を電極30に供給する。

【0068】

10

20

30

40

50

本実施形態では、上述した皮膚インピーダンス Z の計測及び刺激パルス40の停止の有無の判定を計測周期 T_s 毎に繰り返して行う。それゆえ、本実施形態では、電極30に印加する刺激パルス40は、図6に示すように、皮膚インピーダンス Z の計測周期 T_s に対応するパルス幅のサブパルス41を所定回数連続して印加し、最後の通電期間(T_s)だけは刺激電流が低減された調整用サブパルス42を印加したパルスとなる。すなわち、本実施形態では、計測された皮膚インピーダンス Z に基づいて、所定の電極30に印加する刺激パルス40のパルス幅 T_m を制御するとともに、そのパルス波形も制御する。

【0069】

なお、サブパルス41の刺激電流の電流値 I_0 (強度)は、例えば、ユーザが求める刺激強度(皮膚インピーダンス)、サブパルス41のパルス幅(T_s)等に応じて適宜設定される。また、皮膚インピーダンス Z の計測周期 T_s (サブパルス41のパルス幅)は、例えばユーザが求める刺激強度、電極30の1回の選択期間等に応じて適宜設定される。

【0070】

[刺激量の調整動作]

次に、本実施形態の電気刺激装置10における刺激量調整時の具体的な処理手順を、図7を参照しながら説明する。なお、図7は、本実施形態における刺激量調整時の具体的な処理手順を示すフローチャートである。

【0071】

まず、マイクロプロセッサ1は、スイッチ群14を制御して所定の電極30を選択する。次いで、マイクロプロセッサ1は、D/A変換器2、電圧/電流変換器12、抵抗4及びスイッチ群14を介して、選択した電極30に所定の電流値 I_0 の刺激電流を供給する(ステップS1)。この際、マイクロプロセッサ1は、通電開始からの経過時間をカウントする。

【0072】

次いで、マイクロプロセッサ1は、通電開始から、または、前回の皮膚インピーダンス Z の計測(後述するステップS3)後からの経過時間が、予め設定された皮膚インピーダンス Z の計測周期 T_s を経過したか否かを判定する(ステップS2)。

【0073】

ステップS2において、経過時間が計測周期 T_s に達していなければ、ステップS2はNO判定となる。この場合には、経過時間が計測周期 T_s に達するまで、電流値 I_0 の刺激電流を供給した状態でステップS2の処理を繰り返す。

【0074】

一方、ステップS2において、経過時間が計測周期 T_s に達した場合、ステップS2はYES判定となる。この場合には、マイクロプロセッサ1は、抵抗4の両端の電圧を分圧回路5及びA/D変換器3を介して検出し、その検出結果に基づいて皮膚インピーダンス Z を算出する(ステップS3)。なお、本実施形態のように、皮膚インピーダンス Z の計測時における刺激電流の値を一定とする場合には、抵抗4のスイッチ群14側の端子における電圧 V_0 のみを検出してよい。また、ステップS2がYES判定となった場合には、マイクロプロセッサ1は、経過時間のカウントをリセットし、経過時間をカウントし直す。

【0075】

次いで、マイクロプロセッサ1は、ステップS3で計測(算出)された皮膚インピーダンス Z に基づいて、現在選択されている電極30に皮膚が接触している否かを判定する(ステップS4)。これは、例えば、マイクロプロセッサ1に予め設定(記憶)された皮膚の接触及び非接触を判定するための皮膚インピーダンス Z の所定の閾値と、ステップS3で計測された皮膚インピーダンス Z とを比較して行われる。そして、マイクロプロセッサ1は、計測された皮膚インピーダンス Z が所定の閾値より大きい場合には、皮膚が非接触であると判定する。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 6 】

ステップ S 4 において、マイクロプロセッサ 1 が、皮膚が非接触であると判定した場合、ステップ S 4 は N O 判定となる。この場合には、刺激電流の供給を停止し（ステップ S 9）、電流刺激の制御を終了する。

【 0 0 7 7 】

一方、ステップ S 4 において、マイクロプロセッサ 1 が、皮膚が接触していると判定した場合、ステップ S 4 は Y E S 判定となる。この場合、マイクロプロセッサ 1 は、計測された皮膚インピーダンス Z に基づいて、マイクロプロセッサ 1 内に記憶された調整データから刺激パルスのパルス幅の閾値 T_{th} を求める。さらに、マイクロプロセッサ 1 は、刺激パルス 4 0 の最終パルス幅 ($\{k+1\} T_s$: $k=1, 2, \dots$) を算出する。そして、マイクロプロセッサ 1 は、刺激パルスのパルス幅の閾値 T_{th} が、刺激パルス 4 0 の最終パルス幅 ($\{k+1\} T_s$) より小さいか否かを判定する（ステップ S 5）。 10

【 0 0 7 8 】

ステップ S 5 において、パルス幅の閾値 T_{th} が刺激パルス 4 0 の最終パルス幅以上である場合 ($T_{th} \geq \{k+1\} T_s$)、ステップ S 5 は N O 判定となる。この場合、刺激電流の値を電流値 I_o に維持したまま、ステップ S 2 に戻って、ステップ S 2 以降の処理を繰り返す。

【 0 0 7 9 】

一方、ステップ S 5 において、パルス幅の閾値 T_{th} が刺激パルス 4 0 の最終パルス幅未満である場合 ($T_{th} < \{k+1\} T_s$)、ステップ S 5 は Y E S 判定となる。この場合、マイクロプロセッサ 1 は、パルス幅の閾値 T_{th} が刺激パルス 4 0 の現時点のパルス幅 ($k T_s$) に等しいか否かを判定する（ステップ S 6）。 20

【 0 0 8 0 】

ステップ S 6 において、パルス幅の閾値 T_{th} が刺激パルス 4 0 の現時点のパルス幅に等しい場合 ($T_{th} = k T_s$)、ステップ S 6 は Y E S 判定となる。この場合には、刺激電流の供給を停止し（ステップ S 9）、電流刺激の制御を終了する。

【 0 0 8 1 】

一方、ステップ S 6 において、パルス幅の閾値 T_{th} が刺激パルス 4 0 の現時点のパルス幅に等しくない場合 ($k T_s < T_{th} < \{k+1\} T_s$)、ステップ S 6 は N O 判定となる。この場合、次のインピーダンス計測まで電流値 I_o の刺激電流を流し続けると刺激過多となる。それゆえ、ステップ S 6 で N O 判定となった場合には、マイクロプロセッサ 1 は、例えば、上述した刺激量の調整原理に従って刺激電流の電流値を低減（調整）する（ステップ S 7）。 30

【 0 0 8 2 】

次いで、マイクロプロセッサ 1 は、皮膚インピーダンス Z の計測（ステップ S 3）後からの経過時間が、予め設定された皮膚インピーダンス Z の計測周期 T_s （サブパルス 4 1 のパルス幅）を経過したか否かを判定する（ステップ S 8）。ステップ S 8 において、経過時間が計測周期 T_s に達していなければ、ステップ S 8 は N O 判定となり、この場合には、経過時間が計測周期 T_s に達するまで、調整後の刺激電流を供給した状態でステップ S 8 の処理を繰り返す。 40

【 0 0 8 3 】

一方、ステップ S 8 において、経過時間が計測周期 T_s に達した場合、ステップ S 8 は Y E S 判定となる。この場合には、マイクロプロセッサ 1 は、刺激電流の供給を停止し（ステップ S 9）、選択された電極 3 0 での刺激量の制御処理を終了する。

【 0 0 8 4 】

本実施形態では、選択された電極 3 0 に対して、上述のようにして刺激量を調整する。実際に、本発明者は、複数の被験者に対して、上記電気刺激手法により、電気刺激の検証実験を行った。なお、この実験では、皮膚インピーダンス Z の計測周期 T_s （サブパルス 4 1 のパルス幅）及び刺激電流の電流値 I_o をそれぞれ $1.45 \mu s$ 及び $5 mA$ とした。その結果、全ての被験者から、安定した刺激が得られるという報告が得られた。 50

【 0 0 8 5 】

すなわち、本実施形態の電気刺激装置 1 0 及びそれによる電気刺激方法では、最適な電気刺激（生起感覚）をより一層安定してユーザに提供することができることが分かった。また、本実施形態では、上述のように、皮膚インピーダンス Z の情報に基づく刺激量のフィードバック制御をよりリアルタイムで行うことができるので、刺激中の急激な皮膚インピーダンスの変化にも対応することができる。それゆえ、本実施形態では、電気刺激の安定化及び安全性をより向上させることができる。

【 0 0 8 6 】

< 3 . 各種変形例及び応用例 >

[変形例 1]

上記実施形態の電気刺激装置 1 0 では、刺激パルスのパルス幅の閾値 T_{th} （電気刺激を感じ始めるパルス幅）と、皮膚インピーダンス Z との相関を示す調整データを一つ用意する例を説明したが、本発明はこれに限定されない。

【 0 0 8 7 】

刺激パルスのパルス幅の閾値 T_{th} と、皮膚インピーダンス Z との相関を示す調整データを異なる刺激強度毎に複数用意し、その中からユーザが好みの刺激強度に対応する調整データを適宜選択できるようにしてもよい。すなわち、上記実施形態の電気刺激装置 1 0 に、さらに、刺激強度の変更機能（以下、ボリューム調整機能という）を設けてもよい。

【 0 0 8 8 】

このような刺激強度のボリューム調整機能を上記実施形態の電気刺激装置 1 0 に設けるためには、例えば、マイクロプロセッサ 1 に、予め、複数の刺激強度に対応する調整データを記憶すればよい。

【 0 0 8 9 】

図 8 に、複数の刺激強度にそれぞれ対応する複数の調整データ（調整曲線群）の一例を示す。なお、図 8 は、刺激パルスのパルス幅の閾値 T_{th} と、皮膚インピーダンス Z との相関を示す特性であり、横軸は皮膚インピーダンスであり、縦軸は刺激パルスのパルス幅の閾値である。ただし、この例では、全ての調整データ（調整曲線）において、刺激電流の値は一定とする。すなわち、図 8 に示す調整曲線群は、刺激パルスのパルス幅で刺激強度を制御する際に用いる刺激強度の調整曲線群である。

【 0 0 9 0 】

従来、ユーザが、刺激強度が同一であると感じる（主観的な刺激強度が一定となる）時の刺激パルスのパルス幅の閾値 T_{th} と、皮膚インピーダンス Z との関係は、一つの曲線（以下、この曲線を等ラウドネス曲線という）で表されることが知られている。それゆえ、図 8 中の各等ラウドネス曲線 6 1 において、同じ曲線上に存在する刺激パルスのパルス幅の閾値 T_{th} と、皮膚インピーダンス Z との組み合わせでは同じ刺激強度が得られる。また、図 8 上において、等ラウドネス曲線 6 1 が等ラウドネス曲線群 6 0 内の上方に位置するほど、刺激強度が強くなる。

【 0 0 9 1 】

なお、等ラウドネス曲線 6 1 は、通常、ユーザ毎に異なるので、図 8 に示す曲線に限定されない。例えば、ユーザによっては、等ラウドネス曲線が直線状の特性を備える場合もある。

【 0 0 9 2 】

この例では、具体的には、次のようにして刺激量の調整が行われる。まず、図 8 に示すような様々な刺激強度に対応する複数の等ラウドネス曲線 6 1 からなる等ラウドネス曲線群 6 0 の調整データを予め測定する。そして、得られた等ラウドネス曲線群 6 0 の調整データをマイクロプロセッサ 1 内に記憶する。

【 0 0 9 3 】

ただし、等ラウドネス曲線群 6 0 は、ユーザ毎に測定した調整データを用いてもよいし、複数の被験者に対して予め行った測定に基づいて得られる平均的な調整データであって

10

20

30

40

50

もよい。また、上記実施形態のように皮膚インピーダンス Z の計測時の刺激電流が一定の場合には、調整データとして、皮膚インピーダンス Z と刺激パルスのパルス幅の閾値 T_{th} との相関データの代わりに、抵抗 4 のスイッチ群 14 側端部の電圧 V_o と刺激パルスのパルス幅の閾値 T_{th} との相関データを用いてもよい。

【0094】

次いで、ユーザが、マイクロプロセッサ 1 内に記憶された等ラウドネス曲線群 60 から、好みの刺激強度に対応する等ラウドネス曲線 61 （刺激強度）を選択する。なお、このユーザの選択操作は、図 1 には示さないが、例えば電気刺激装置 10 に設けられた操作部（ボタン、スイッチ等：選択部）により行うことができる。また、タッチパネル 15 に力センサを設け、ユーザの押圧力をその力センサ（選択部）で検知し、検知した押圧力に応じて自動的に、等ラウドネス曲線 61 を切り換える構成にしてもよい。

10

【0095】

そして、皮膚が電極 30 に接触している場合には、マイクロプロセッサ 1 は、皮膚インピーダンスの計測周期 T_s 毎に、皮膚インピーダンス Z の計測結果に基づいて、選択した等ラウドネス曲線 61 （刺激強度）から刺激パルスのパルス幅の閾値 T_{th} を算出する。その後は、上記実施形態と同様にして刺激量を調整する。この例では、このようにして、最適な電気刺激をユーザに安定して与えることができる。

【0096】

この例では、上記実施形態の電気刺激装置 10 にさらに刺激強度のボリューム調整機能を設けた構成であるので、ユーザの好みに応じた刺激調整が可能になる。それゆえ、この例では、上記実施形態と同様の効果が得られるだけでなく、さらに操作性の優れた電気刺激装置 10 を提供することができる。

20

【0097】

[変形例2]

上記実施形態では、刺激パルス 40 中の最後の通電期間（調整用サブパルス 42 の印加期間）以外の時間では、通電する刺激電流は一定としたが、本発明はこれに限定されない。皮膚インピーダンス Z の計測毎に、その計測結果に基づいて、刺激電流の大きさを適宜変化させてもよい。図 9 に、その一例（変形例 2 ）を示す。図 9 は、変形例 2 の刺激量の調整手法における刺激パルス 50 の波形図であり、横軸は時間であり、縦軸は刺激量（電流値）である。

30

【0098】

上述のように、本実施形態の電気刺激装置 10 では、数 μs 程度のフィードバック処理が可能であるので、図 9 に示すように、皮膚インピーダンス Z の計測周期 T_s 毎に、その計測結果に基づいて、刺激電流の大きさを変化させても、十分制御可能である。

【0099】

ただし、刺激電流の変化に伴い皮膚インピーダンス Z も変化するので、この手法では、例えば、皮膚インピーダンス Z と、刺激パルス 50 で得られるトータルの刺激量（電流量）との関係が最適になるように電流制御する必要がある。それゆえ、この手法は、上記実施形態で説明した調整手法に比べて若干複雑になる。

【0100】

[その他各種変形例]

上記実施形態では、刺激調整時のフィードバック制御を高速化するため、マイクロプロセッサ 1 とは別個に、マイクロプロセッサ 1 とのインターフェースがパラレルであるD/A変換器 2 及びA/D変換器 3 を設ける例を説明したが、本発明はこれに限定されない。上述した刺激調整時のフィードバック制御を数 μs で実現できる構成であれば任意の構成を用いることができる。例えば、シリアルインターフェースのD/A変換器及びA/D変換器であっても、上述のような高速制御が可能となる性能を有するものであれば本発明に適用可能である。

40

【0101】

上記実施形態では、電気刺激装置 10 が複数の電極 30 を備える例を説明したが、本発

50

明はこれに限定されない。電極 30 を一つしか備えない電気刺激装置 10 に対しても、本発明は適用可能であり、同様の効果が得られる。ただし、電極 30 を一つしか備えない電気刺激装置 10 では、電極 30 の切替操作は行わないので、スイッチ群 14 を設けなくてもよい。

【0102】

上記実施形態では、スイッチ群 14 内の切替スイッチ 20 と、タッチパネル 15 内の電極 30 とを 1 対 1 に対応させる構成例を説明したが、本発明はこれに限定されない。例えば用途等に応じて、所定数の電極 30 毎に一つの切替スイッチ 20 を設ける構成にしてもよい。

【0103】

また、上記実施形態及び各種変形例では、マイクロプロセッサ 1 で計測（取得）する皮膚インピーダンス Z に関する情報が、皮膚インピーダンス Z そのもの、または、電極 30 に印加する電圧 V_o である例を説明したが、本発明はこれに限定されない。皮膚インピーダンス Z に関連するパラメータであれば、任意のパラメータを皮膚インピーダンス Z に関する情報として用いることができる。

【0104】

[各種応用例]

上記実施形態では、電気刺激装置 10 を単体で構成する例を説明したが、本発明はこれに限定されず、種々の電子機器等にモジュールとして組み込むことができる。例えば、本発明の電気刺激装置は、タッチパネル機能を備えるパーソナルコンピュータ、モバイル機器、タッチパネル機能を備えるカーナビ、視覚障害用の情報提示機器等の電子機器に適用可能である。また、本発明の電気刺激装置は、電子機器以外にも、例えば、自動車のハンドル等の人間の皮膚が接触するような機器部品にも組み込むことができる。

【0105】

上述のような用途の機器に本発明の電気刺激装置を組み込む場合には、電気刺激による触覚提示専用のマイクロプロセッサ 1 を機器本体のメイン制御部とは別個に設けてもよし、機器本体のメイン制御部内に触覚提示専用のマイクロプロセッサ 1 を組み込む構成してもよい。ただし、現状では、上述したような機器のメイン制御部は、数 μs 程度でフィードバック処理を行うことを目的としていないので十分な処理速度が得られない。それゆえ、本発明の電気刺激装置を上述した機器に組み込む場合には、電気刺激による触覚提示専用のマイクロプロセッサ 1 をメイン制御部とは別個に組み込むことが好ましい。

【0106】

また、上述のような用途の機器本体において情報表示用のディスプレイが設けられている場合には、その機器本体に設けられたディスプレイに電極を設置して電気刺激による触覚提示機能を設ける。なお、タッチパネル機能を備える電子機器等では、その表示パネル（ディスプレイ）に電極が設けられているので、その電極を電気刺激用の電極として兼用すればよい。

【0107】

本発明の電気刺激装置を上述のような用途に適用した場合、ディスプレイによる情報提示機能をより多様化させることができる。

【符号の説明】

【0108】

1 ... マイクロプロセッサ、2 ... D/A変換器、3 ... A/D変換器、4 ... 抵抗、5 ... 分圧回路、10 ... 電気刺激装置、11 ... 刺激パルス制御部、12 ... 電圧/電流変換器、13 ... 皮膚インピーダンス検出部、14 ... スwitch群、15 ... タッチパネル、20 ... 切替スイッチ、21 ... 第1スイッチ、22 ... 第2スイッチ、30 ... 電極、40 ... 刺激パルス、41 ... サブパルス、42 ... 調整用サブパルス

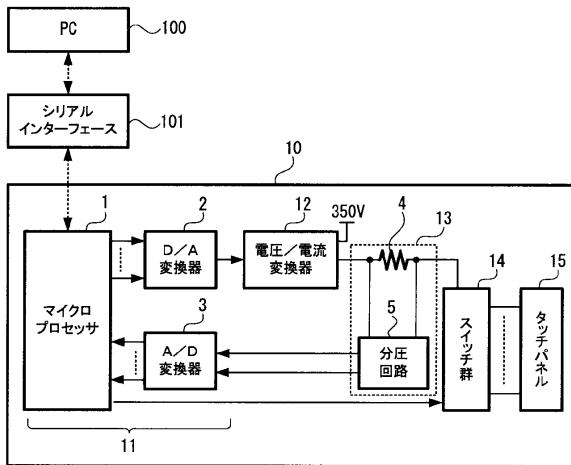
10

20

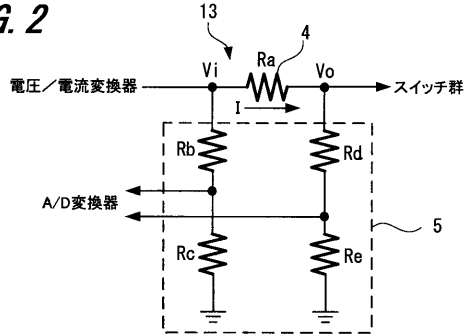
30

40

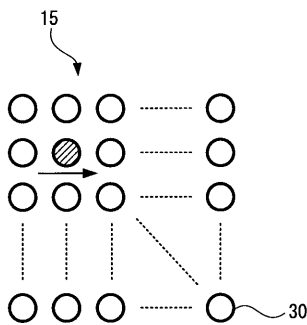
【図1】
FIG. 1



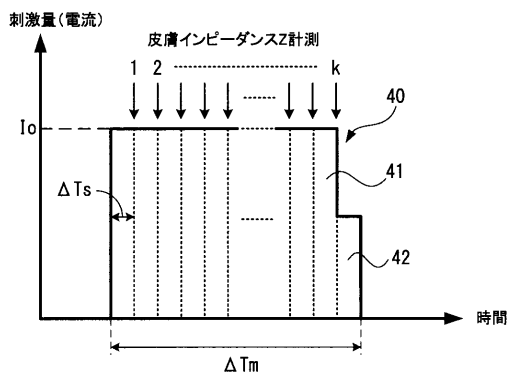
【図2】
FIG. 2



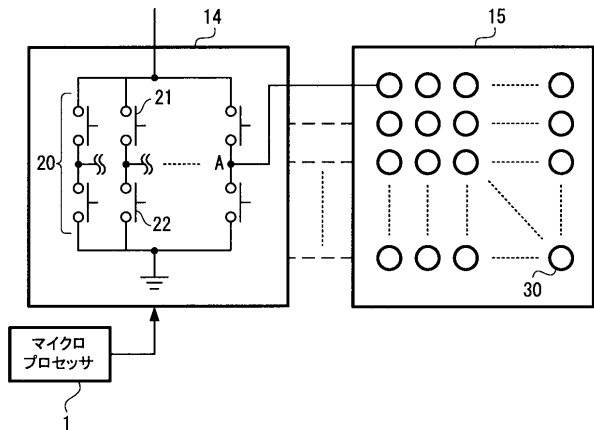
【図5】
FIG. 5



【図6】
FIG. 6



【図3】
FIG. 3



【図4A】
FIG. 4A

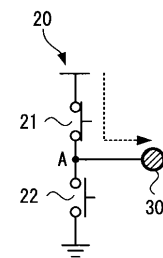
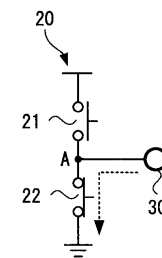
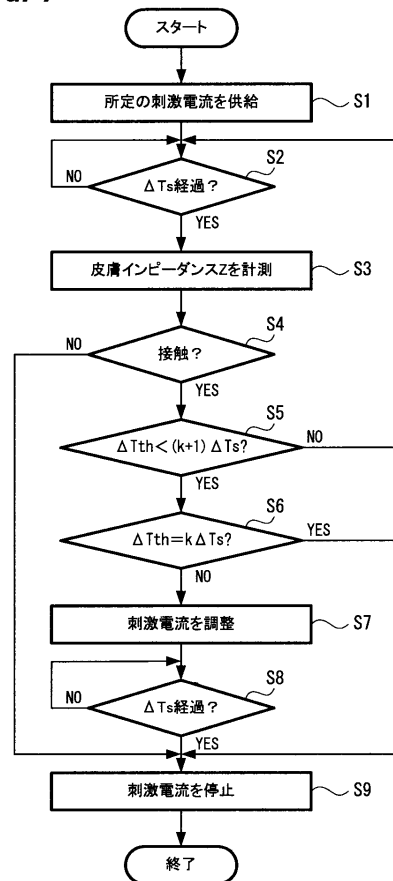


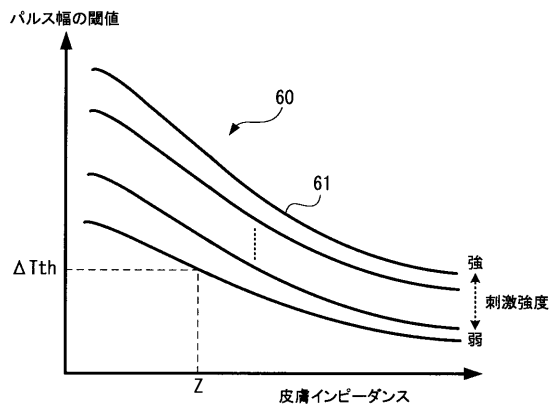
FIG. 4B



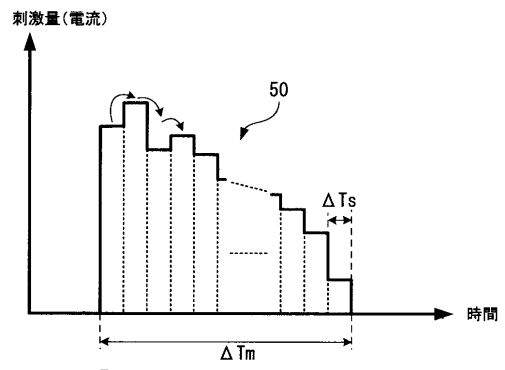
【図7】
FIG. 7



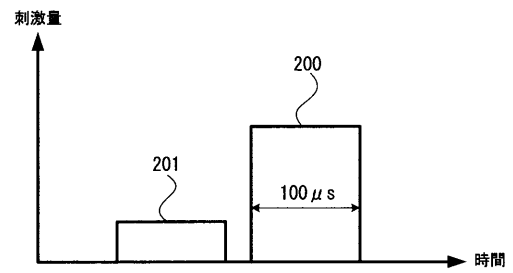
【図 8】
FIG. 8



【図 9】
FIG. 9



【図 10】
FIG. 10



フロントページの続き

特許法第30条第1項適用 平成21年12月24日 社団法人計測自動制御学会発行 「第10回SICEシステムインテグレーション部門講演会論文集」「皮膚インピーダンス情報のリアルタイムフィードバックを可能とする電気触覚ディスプレイ講演予稿集」 「第10回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会資料」

(56)参考文献 米国特許出願公開第2010/0161001(US, A1)
米国特許第04167189(US, A)
特開2006-251948(JP, A)
米国特許出願公開第2006/0085049(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61N 1/36