

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2016 年 12 月 22 日(22.12.2016)



(10) 国際公開番号
WO 2016/203868 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 18/16 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/063773
- (22) 国際出願日: 2016 年 5 月 9 日(09.05.2016)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2015-123623 2015 年 6 月 19 日(19.06.2015) JP
- (71) 出願人: オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1928507 東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 菅原 建功 (SUGAWARA, Tateyuki); 〒1928507 東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 蔵田 昌俊, 外 (KURATA, Masatoshi et al.); 〒1050014 東京都港区芝 3 丁目 2 3 番 1 号 セレスティン芝三井ビルディング 1 1 階 鈴榮特許総合事務所内 Tokyo (JP).

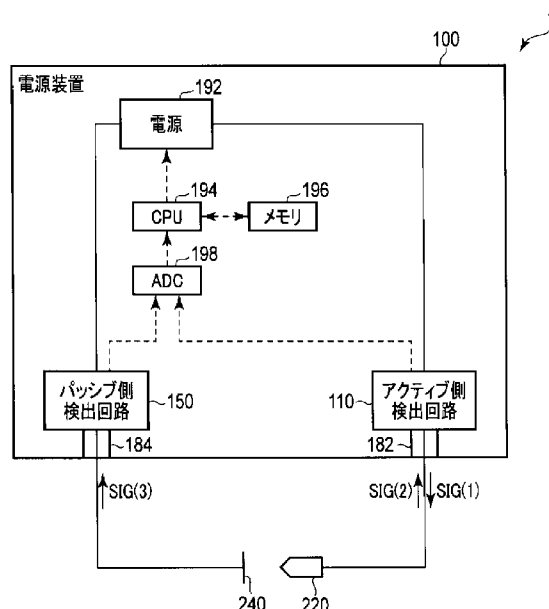
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) Title: POWER SOURCE DEVICE FOR HIGH-FREQUENCY TREATMENT INSTRUMENT, AND TREATMENT SYSTEM PROVIDED WITH SAID POWER SOURCE DEVICE

(54) 発明の名称: 高周波処置具のための電源装置及びそれを備える処置システム

[図2]



- 100 Power source device
110 Active-side detection circuit
150 Passive-side detection circuit
192 Power source
196 Memory

(57) Abstract: A power source device 100 for a high-frequency treatment instrument is provided with an active-side detection circuit (110), a passive-side detection circuit (150), and a computation unit (194). The active-side detection circuit (110) acquires a first signal, which is outputted from a treatment instrument terminal (182) to a treatment instrument (220), and a second signal, which returns from the treatment instrument (220) to the treatment instrument terminal (182). The passive-side detection circuit (150) acquires a third signal, which is outputted from the treatment instrument terminal (182) to the treatment instrument (220) and passes to a return electrode terminal (184) via a return electrode (240). The computation unit (194) calculates a reflection loss, which is the ratio of the second signal to the first signal, and a first insertion loss, which is the ratio of the third signal to the first signal, and, on the basis of the reflection loss and the first insertion loss, identifies the location where an abnormality is occurring.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2016/203868 A1



添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

高周波処置具のための電源装置 100 は、アクティブ側検出回路 (110) と、パッシブ側検出回路 (150) と、演算部 (194) とを備える。アクティブ側検出回路 (110) は、処置具用端子 (182) から処置具 (220) へと出力された第 1 の信号と、処置具 (220) から処置具用端子 (182) へと戻る第 2 の信号とを取得する。パッシブ側検出回路 (150) は、処置具用端子 (182) から処置具 (220) へと出力され対極板 (240) を介して対極板用端子 (184) へと通過する第 3 の信号を取得する。演算部 (194) は、第 1 の信号に対する第 2 の信号である反射損失と、第 1 の信号に対する第 3 の信号である第 1 の挿入損失とを算出し、反射損失と第 1 の挿入損失とに基づいて、異常の発生箇所を特定する。

明 細 書

発明の名称：

高周波処置具のための電源装置及びそれを備える処置システム

技術分野

[0001] 本発明は、高周波処置具のための電源装置及びそれを備える処置システムに関する。

背景技術

[0002] 一般に、高周波の電力を用いて生体組織の処置を行う処置システムが知られている。このような処置システムでは、高周波電源の一極に電気メスが接続され、他極に対極板が接続される。処置システムでは、電気メスから出力された高周波電流が対極板で回収されることで生体組織の処置が行なわれる。

[0003] このような処置システムでは、システム上の異常の発生が監視され、異常がある場合には警告が出されたり、高周波電源の出力が停止されたりする。例えば、日本国特開平 1 1 - 9 6 1 1 号公報には、対極板が人体に正常に装着されたか否かを検出する技術が開示されている。この技術では、例えばインピーダンスといった検知信号の値が所定の範囲内にあるか否かが判定され、範囲内にある場合にはその信号の値が記憶される。この記憶値から所定の値だけ検知信号の値が変化した場合には、対極板が剥がれたと判定され、異常を示す警告が行われる。

発明の概要

[0004] 高周波電力を用いた処置システムにおいて、異常が生じ得るのは、対極板の装着の適否のみではない。例えば、コネクタの接続不良、ケーブルの断線、漏れ電流等、様々な異常が発生し得る。そのため、処置システムにおいて異常が発生した場合、異常がどの箇所で発生しているのか特定されることが好ましい。

[0005] そこで本発明は、異常が発生した場合に、異常が発生した箇所を特定する

ことができる高周波処置具のための電源装置及びそれを備える処置システムを提供することを目的とする。

[0006] 本発明の一態様によれば、電源装置は、高周波電力を用いた処置具の先端電極と人体表面に貼付されるように構成された対極板との間に高周波電流を流す処置システムのための電源装置であって、交流電力を発生させる電源と、前記処置具を電氣的に接続するための処置具用端子と、前記対極板を電氣的に接続するための対極板用端子と、前記電源から前記処置具用端子を介して前記処置具へと出力された前記交流電力に係る第1の信号と、前記電源から前記処置具用端子を介して前記処置具へと出力され前記処置具から前記処置具用端子へと戻る電力に係る第2の信号とを取得するアクティブ側検出回路と、前記電源から前記処置具用端子を介して前記処置具へと出力され前記対極板を介して前記対極板用端子へと通過する電力に係る第3の信号を取得するパッシブ側検出回路と、前記第1の信号に対する前記第2の信号である反射損失と、前記第1の信号に対する前記第3の信号である第1の挿入損失とを算出し、前記反射損失と前記第1の挿入損失とに基づいて、前記処置システムにおいて異常が発生したときに当該異常の発生箇所を特定する演算部とを備える。

[0007] 本発明の一態様によれば、処置システムは、前記電源装置と、前記処置具と、前記対極板とを備える。

[0008] 本発明によれば、異常が発生した場合に、異常が発生した箇所を特定することができる高周波処置具のための電源装置及びそれを備える処置システムを提供できる。

図面の簡単な説明

[0009] [図1]図1は、一実施形態に係る処置システムの外観の一例を示す図である。

[図2]図2は、第1の実施形態に係る処置システムの構成例の概略を示すブロック図である。

[図3]図3は、アクティブ側検出回路の回路構成の一例を示す図である。

[図4]図4は、第1の実施形態に係る処置システムにおける信号の流れを説明

するための図である。

[図5]図5は、第1の実施形態に係る処置システムにおける各種パラメータの一例について説明するための表を示す。

[図6]図6は、第1の実施形態に係る処置システムにおける異常の発生箇所を特定する方法の一例を説明するための表を示す。

[図7A]図7Aは、電源装置による処理の一例を示すフローチャートである。

[図7B]図7Bは、電源装置による処理の一例を示すフローチャートである。

[図8]図8は、電源装置の動作を説明するための図であって、時間経過に対する第1の反射損失の一例を示す図である。

[図9]図9は、電源装置の動作を説明するための図であって、時間経過に対する第1の反射損失の一例を示す図である。

[図10]図10は、電源装置の動作を説明するための図であって、時間経過に対する第1の反射損失の一例を示す図である。

[図11]図11は、電源装置の動作を説明するための図であって、時間経過に対する第1の反射損失の一例を示す図である。

[図12]図12は、電源装置の動作を説明するための図であって、時間経過に対する第1の反射損失の一例を示す図である。

[図13]図13は、電源装置の動作を説明するための図であって、時間経過に対する第1の反射損失の一例を示す図である。

[図14]図14は、電源装置の動作を説明するための図であって、時間経過に対する第1の反射損失の一例を示す図である。

[図15]図15は、電源装置の動作を説明するための図であって、時間経過に対する第1の反射損失の一例を示す図である。

[図16]図16は、電源装置の動作を説明するための図であって、時間経過に対する第1の反射損失の一例を示す図である。

[図17]図17は、電源装置の動作を説明するための図であって、時間経過に対する第1の挿入損失の一例を示す図である。

[図18]図18は、第2の実施形態に係る処置システムの構成例の概略を示す

ブロック図である。

[図19]図19は、第2の実施形態に係る処置システムにおける各種パラメータの一例について説明するための表を示す。

[図20]図20は、第2の実施形態に係る処置システムにおける異常の発生箇所を特定する方法の一例を説明するための表を示す。

発明を実施するための形態

[0010] [第1の実施形態]

本発明の第1の実施形態について図面を参照して説明する。図1は、本実施形態に係る処置システム1の外観の一例を示す。図1に示すように、処置システム1は、電源装置100と、処置具220と、対極板240と、フットスイッチ260とを備える。

[0011] 処置具220には、第1のケーブル229の一端が接続されている。第1のケーブル229は、処置具220と電源装置100とを接続するためのケーブルである。第1のケーブル229の他端は、電源装置100の処置具用端子182に接続されている。

[0012] 処置具220は、操作部222と、先端電極224と、第1のスイッチ227と、第2のスイッチ228とを備える。操作部222は、ユーザが把持し、処置具220の操作を行うための部分である。先端電極224は、操作部222の先端に設けられている。先端電極224は、処置時において、処置対象である生体組織にあてられる。

[0013] 処置具220の第1のスイッチ227と第2のスイッチ228とは、操作部222に設けられている。第1のスイッチ227は、電源装置100に切開モードでの出力を行わせるための入力に係るスイッチである。切開モードは、比較的大きな電力が供給されることで、先端電極224と接触する部分において、処置対象である生体組織を焼切るモードである。第2のスイッチ228は、電源装置100に止血モードでの出力を行わせるための入力に係るスイッチである。止血モードは、切開モードに比べて低い電力が供給されることで、先端電極224と接触する部分において、処置対象である生体組

織を焼切りつつ、その端面を変性させて止血処置を行うモードである。

- [0014] フットスイッチ260は、第1のスイッチ262と第2のスイッチ264とを備える。フットスイッチ260の第1のスイッチ262は、処置具220に設けられた第1のスイッチ227と同様の機能を有する。また、フットスイッチ260の第2のスイッチ264は、処置具220に設けられた第2のスイッチ228と同様の機能を有する。すなわち、ユーザは、処置具220の出力のON/OFFを、処置具220に設けられた第1のスイッチ227及び第2のスイッチ228を用いて切り替えることができるし、フットスイッチ260の第1のスイッチ262及び第2のスイッチ264を用いて切り替えることもできる。
- [0015] 対極板240は、処置対象である患者の人体表面に貼付されるように構成されている。対極板240には、第2のケーブル244が接続されている。第2のケーブル244は、対極板240と電源装置100とを接続するためのケーブルである。第2のケーブル244は、電源装置100の対極板用端子184に接続されている。
- [0016] 電源装置100は、処置具220と対極板240との間に電力を供給する電源である。電源装置100には、表示パネル101と、スイッチ102とが設けられている。表示パネル101は、電源装置100の状態に係る各種情報を表示する。ユーザは、スイッチ102を用いて、例えば出力電力といった出力の設定値や、エフェクトと呼ばれる切れ味を決める設定値等を電源装置100に入力する。
- [0017] 処置システム1の使用時には、術者であるユーザは、例えば処置具220の第1のスイッチ227又は第2のスイッチ228を押し込みながら先端電極224を処置対象部位に接触させる。このとき、電源装置100から出力された電流は、先端電極224と対極板240との間を流れる。その結果、先端電極224に接触した部分において、生体組織が切開されたり止血されたりする。
- [0018] 図2は、処置システム1の構成の概略を示す。電源装置100は、電源1

92と、Central Processing Unit (CPU) 194と、メモリ196と、アナログ／デジタル変換器 (ADC) 198とを備える。CPU194は、電源装置100の各部の動作を制御したり、各種演算を行ったりする。このように、CPU194は演算部として機能する。メモリ196は、CPU194の動作に必要なプログラムや各種パラメータを記憶している。ADC198は、後述するアクティブ側検出回路110及びパッシブ側検出回路150から出力されたアナログ信号をデジタル信号に変換し、CPU194へと伝達する。電源192は、電源装置100の外部から電力を取得し、CPU194の演算結果に従って、交流電力を出力する。

[0019] 処置具220が接続されている処置具用端子182の近傍には、アクティブ側検出回路110が設けられている。アクティブ側検出回路110は、電源装置100の処置具用端子182から処置具220へと出力される出力電力に係る第1の信号 (SIG (1) と表記する) と、処置具用端子182から処置具220へと出力されて処置具220から処置具用端子182へと戻る戻り電力に係る第2の信号 (SIG (2) と表記する) とを検出する。第1の信号 (SIG (1)) 及び第2の信号 (SIG (2)) は、ADC198を介してCPU194へと伝達される。なお、第1の信号 (SIG (1)) 及び第2の信号 (SIG (2)) は、必要に応じて適宜に増幅され得る。

[0020] また、対極板240が接続されている対極板用端子184の近傍には、パッシブ側検出回路150が設けられている。パッシブ側検出回路150は、電源装置100の処置具用端子182から処置具220へと出力され、対極板240を介して電源装置100の対極板用端子184へと通過する電力に係る第3の信号 (SIG (3) と表記する) を検出する。第3の信号 (SIG (3)) は、ADC198を介してCPU194へと伝達される。なお、第3の信号 (SIG (3)) は、必要に応じて適宜に増幅され得る。

[0021] アクティブ側検出回路110の回路構成の一例を図3に示す。図3に示すように、アクティブ側検出回路110は、コイルとコンデンサとダイオードとから構成されている。

- [0022] アクティブ側検出回路 110 の端子のうち、電源 192 から出力された電流が入力される端子を第 1 の端子 111 と称することにする。また、アクティブ側検出回路 110 の端子のうち、処置具用端子 182 に接続している端子を第 2 の端子 112 と称することにする。また、第 1 の信号 (SIG (1)) を取り出すための 2 つの端子のうち、一方を第 3 の端子 113 と称し、他方を第 4 の端子 114 と称することにする。また、第 2 の信号 (SIG (2)) を取り出すための 2 つの端子のうち、一方を第 5 の端子 115 と称し、他方を第 6 の端子 116 と称することにする。
- [0023] 第 1 の端子 111 と第 2 の端子 112 との間には、第 1 のコイル 121 と第 2 のコイル 122 とが直列に接続されている。第 1 のコイル 121 の第 1 の端子 111 側の端には、第 1 のコンデンサ 131 の一端が接続されている。第 1 のコンデンサ 131 の他端を、第 2 の信号端 118 と称することにする。第 2 のコイル 122 の第 2 の端子 112 側の端には、第 2 のコンデンサ 132 の一端が接続されている。第 2 のコンデンサ 132 の他端を、第 1 の信号端 117 と称することにする。第 1 のコイル 121 と第 2 のコイル 122 との間には、第 3 のコンデンサ 133 の一端が接続されている。第 3 のコンデンサ 133 の他端は、接地されている。
- [0024] 第 1 の信号端 117 と第 2 の信号端 118 との間には、第 3 のコイル 123 と第 4 のコイル 124 とが直列に接続されている。第 3 のコイル 123 と第 4 のコイル 124 との間には、第 4 のコンデンサ 134 の一端が接続されている。第 4 のコンデンサ 134 の他端は、接地されている。
- [0025] 第 1 の信号端 117 には、第 1 のダイオード 141 のアノード（陽極）が接続されている。第 1 のダイオード 141 のカソード（陰極）は、第 3 の端子 113 に接続されている。また、第 1 のダイオード 141 のカソードには、第 5 のコンデンサ 135 の一端が接続されている。第 5 のコンデンサ 135 の他端は、接地されている。第 5 のコンデンサ 135 が設けられることで、電荷－電圧変換が行われ、第 3 の端子 113 から信号電圧が取り出され得る。

- [0026] また、第1の信号端117には、第2のダイオード142のカソードが接続されている。第2のダイオード142のアノードは、第4の端子114に接続されている。また、第2のダイオード142のアノードには、第6のコンデンサ136の一端が接続されている。第6のコンデンサ136の他端は、接地されている。第6のコンデンサ136が設けられることで、電荷－電圧変換が行われ、第4の端子114から信号電圧が取り出され得る。
- [0027] 第2の信号端118には、第3のダイオード143のアノードが接続されている。第3のダイオード143のカソードは、第5の端子115に接続されている。また、第3のダイオード143のカソードには、第7のコンデンサ137の一端が接続されている。第7のコンデンサ137の他端は、接地されている。第7のコンデンサ137が設けられることで、電荷－電圧変換が行われ、第5の端子115から信号電圧が取り出され得る。
- [0028] また、第2の信号端118には、第4のダイオード144のカソードが接続されている。第4のダイオード144のアノードは、第6の端子116に接続されている。また、第4のダイオード144のアノードには、第8のコンデンサ138の一端が接続されている。第8のコンデンサ138の他端は、接地されている。第8のコンデンサ138が設けられることで、電荷－電圧変換が行われ、第6の端子116から信号電圧が取り出され得る。
- [0029] このように、第1の端子111と第2の端子112とは、互いに対称となるように構成されている。また、第1の信号端117と第2の信号端118とは、互いに対称となるように構成されている。もちろん、図3に示した回路構成は実施例のひとつであって、これに限定されるわけではなく、この回路構成を基本として非対称にするような構成をとってもよい。この回路構成では、第3の端子113からは、第1の端子111から第2の端子112へと通過する信号に相関のある信号のうち、プラスの信号分が取得され得る。また、第4の端子114からは、第1の端子111から第2の端子112へと通過する信号に相関のある信号のうち、マイナスの信号分が取得され得る。同様に、第5の端子115からは、第2の端子112から第1の端子111

1へと通過する信号に相関のある信号のうち、プラスの信号分の大きさが取得され得る。また、第6の端子116からは、第2の端子112から第1の端子111へと通過する信号に相関のある信号のうち、マイナスの信号分の大きさが取得され得る。

[0030] 図3に示す各端子の図2における接続関係は次のようになる。第1の端子111は、電源192に接続されている。第2の端子112は、処置具用端子182を介して処置具220に接続されている。第3の端子113及び第4の端子114は、ADC198に接続されている。また、第5の端子115及び第6の端子116も、ADC198に接続されている。

[0031] このように、アクティブ側検出回路110は、第1の端子111と第2の端子112との間の経路を通過する信号（主信号）に相関のある信号を、第3の端子113及び第4の端子114、並びに、第5の端子115及び第6の端子116から取得するものである。なお、第3の端子113及び第4の端子114、並びに、第5の端子115及び第6の端子116から取得される信号は、一般に、主信号よりも小さい信号である。また、信号検出対象は、電力である。この電力は、第1の信号端117と第3の端子113又は第4の端子114との間においてアナログ電圧信号に変換される。同様に、電力は、第2の信号端118と第5の端子115又は第6の端子116との間においてアナログ電圧信号に変換される。このアナログ電圧信号は、ADC198においてデジタル信号に変換されることになる。

[0032] 図4に、処置対象である患者900を通過する電力と得られる信号とを模式的に示す。図4に白抜き矢印で示すように、患者900に対して電力が供給され、この電力は、多くは患者900を通過し、一部は反射する。アクティブ側検出回路110は、患者900に入力される電力に応じた信号を第1の信号（SIG（1））として取得する。第1の信号（SIG（1））は、ADC198へと伝えられる。また、アクティブ側検出回路110は、患者900から戻ってくる電力に応じた信号を第2の信号（SIG（2））として取得する。第2の信号（SIG（2））は、ADC198へと伝えられる。

。また、パッシブ側検出回路 150 は、患者 900 を通過した電力に応じた信号を第 3 の信号 (SIG (3)) として取得する。第 3 の信号 (SIG (3)) は、ADC 198 へと伝えられる。

[0033] パッシブ側検出回路 150 も、アクティブ側検出回路 110 と類似の回路構成を有する。図 3 に示した回路と類似の回路において、第 1 の端子 111 に相当する端子に電源 192 が接続され、第 2 の端子 112 に相当する端子に対極板用端子 184 が接続される。また、第 5 の端子 115 及び第 6 の端子 116 に相当する端子は、第 3 の信号 (SIG (3)) を取り出す端子とされ、ADC 198 に接続されている。

[0034] 上述のように、アクティブ側検出回路 110 及びパッシブ側検出回路 150 には、信号検出のための端子が設けられている。これらの各端子においては、混信号が生じうるわけだが、後述の閾値を混信号を考慮したものに設定すればよい。

[0035] 次に、第 1 の信号 (SIG (1)) と、第 2 の信号 (SIG (2)) と、第 3 の信号 (SIG (3)) とに基づいて得られる情報について説明する。

[0036] 第 1 の信号 (SIG (1)) に対する第 2 の信号 (SIG (2)) を第 1 の反射損失 (return loss) (RL (1)) と表記する) とする。すなわち、第 1 の反射損失は、

$$RL(1) = SIG(2) / SIG(1)$$

で表される。第 1 の反射損失 (RL (1)) は、電源装置 100 からの出力に対して処置具 220 側からどの程度の電力が戻ってくるか、すなわち、反射の割合を表すものである。したがって、第 1 の反射損失 (RL (1)) が大きいとき、例えば電源装置 100 の処置具用端子 182 と処置具 220 との間に断線等が存在し、処置具 220 へ適切に電流が流れていないことが考えられる。また、処置具 220 の先端電極 224 が処置対象である生体組織に接していないとき、第 1 の反射損失 (RL (1)) は大きくなる。

[0037] 第 1 の信号 (SIG (1)) に対する第 3 の信号 (SIG (3)) を第 1 の挿入損失 (insertion loss) (IL (1)) と表記する) と

する。すなわち、第1の挿入損失は、

$$IL(1) = SIG(3) / SIG(1)$$

で表される。第1の挿入損失 $IL(1)$ は、電源装置100から出力され、処置具220、患者900、対極板240を経て、電源装置100に入る電力がどの程度であるか、すなわち、通過の割合を表すものである。したがって、第1の挿入損失 $IL(1)$ が小さいとき、例えば作業員や他の機器への漏れ電流が大きいことが考えられる。

[0038] 以上のとおり、第1の信号 $SIG(1)$ と、第2の信号 $SIG(2)$ とに基づけば、処置具用端子182と処置具220との間の経路における異常が生じたとき、即座にそれを検出することができる。また、第1の信号 $SIG(1)$ と、第3の信号 $SIG(3)$ とに基づけば、処置具用端子182から処置具220、患者900、対極板240を経て対極板用端子184に至る経路における異常が生じたとき、即座にそれを検出することができる。また、異常が生じる過程にある場合であっても、正常な状態からの変化を捉えることができるため、異常に至ることなく出力を制御することもできる。

[0039] 以上のことを整理すると、図5及び図6のようになる。すなわち、図5に示すように、第1の反射損失 $RL(1)$ は、 $RL(1) = SIG(2) / SIG(1)$ で取得され、第1の挿入損失 $IL(1)$ は、 $IL(1) = SIG(3) / SIG(1)$ で取得される。また一例として図6に示すように、第1の反射損失 $RL(1)$ が所定の閾値よりも大きいとき、処置具用端子182と処置具220との間の経路に異常あることが分かる。また、第1の反射損失 $RL(1)$ が所定の閾値よりも小さく、かつ、第1の挿入損失 $IL(1)$ が所定の閾値よりも小さいとき、対極板240と対極板用端子184との間の経路に異常あることが分かる。

[0040] 次に、本実施形態に係る電源装置100の動作について図7A及び図7Bに示すフローチャートを参照して説明する。この処理は、例えば電源装置100がONになったときに開始する。

- [0041] ステップS 1において、CPU 194は、出力スイッチの信号を判定する。ここで、出力スイッチとは、処置具220の第1のスイッチ227及び第2のスイッチ228や、フットスイッチ260の第1のスイッチ262及び第2のスイッチ264などのスイッチをいう。スイッチ信号がONであるとは、処置具220と対極板240との間に電力を供給するための操作入力があった状態である。スイッチ信号がOFFのとき、処理はステップS 1に戻る。すなわち、処理はループする。一方、スイッチ信号がONのとき、処理はステップS 2に進む。
- [0042] ステップS 2において、CPU 194は、変数の初期化を行う。例えば、CPU 194は、変数であるエラー信号を初期化して、エラー信号を無しとする。エラー信号は、エラーの有無を表す変数である。
- [0043] ステップS 3乃至ステップS 18の処理は、繰り返し処理である。ステップS 3乃至ステップS 18の処理の繰り返し条件は、(1) スwitch信号がONであること、かつ、(2) エラー信号が無しであることである。Switch信号がOFFになったとき、又は、エラー信号が有りになったとき、この繰り返し処理から脱して、処理はステップS 19に進む。
- [0044] ステップS 4において、CPU 194は、カウンタ i をゼロに初期化する。カウンタ i は、ステップS 9の判定に利用される。また、CPU 194は、カウンタ j をゼロに初期化する。カウンタ j は、ステップS 16の判定に利用される。
- [0045] ステップS 5において、CPU 194は、電源192に出力を開始させる。ここで出力される電力の大きさは、ユーザによって設定された値に基づくものである。また、処置具220の第1のスイッチ227が押圧されたか第2のスイッチ228が押圧されたかによっても異なるものとなる。
- [0046] ステップS 6において、CPU 194は、各種パラメータを取得する。ここで取得されるパラメータは、少なくとも第1の信号(SIG(1))と、第2の信号(SIG(2))と、第3の信号(SIG(3))とである。また、CPU 194は、これらの信号に基づいて、第1の反射損失(RL(1

))と、第1の挿入損失(IL(1))とを算出する。

[0047] ステップS7において、CPU194は、第1の反射損失(RL(1))が所定の第1の閾値よりも小さいか否かを判定する。ここで、第1の閾値は、後に詳述するが、処置具220の先端電極224が処置対象である患者900の生体組織に近づいたときに取得される値よりも大きな値に設定される。すなわち、第1の反射損失(RL(1))が所定の第1の閾値よりも小さいことは、処置具220の先端電極224が処置対象である患者900の生体組織に近づき、処置対象の切開や止血が行われていることを意味する。第1の反射損失(RL(1))が第1の閾値よりも小さくないとき、処理はステップS8に進む。なお、この判定は、第1の反射損失(RL(1))が所定の第1の閾値よりも小さいか否かの判定に代えて、第1の挿入損失(IL(1))が所定の閾値よりも大きいかなどの判定を用いることもできる。

[0048] ステップS8において、CPU194は、カウンタiのカウントアップを行う。

[0049] ステップS9において、CPU194は、カウンタiが所定の第2の閾値よりも大きいかなどを判定する。カウンタiが第2の閾値よりも大きくないとき、処理はステップS6に戻る。一方、カウンタiが第2の閾値よりも大きいとき、処理はステップS10に進む。

[0050] ここで、処理がステップS10に進むのは、スイッチがONにされているに関わらず、第1の反射損失(RL(1))が長時間大きい状態にある場合である。このような状態は、例えばスイッチがONにされているに関わらず、処置具220の先端電極224が処置対象に近づけられないような状態である。また、このような状態は、例えば電源装置100から処置具220の先端電極224の間に断線がある場合にも生じ得る。本実施形態では、このような場合に、タイムアウトエラーが通知される。第2の閾値は、タイムアウトエラーが通知されるタイミングに応じた値に設定される。

[0051] ステップS10において、CPU194は、エラー通知を行う。エラー通知の方法としては、エラー音の出力や、モニターへのエラー表示等がある。

また、エラー信号を無しの状態から有りの状態へと変更させる。その後、処理はステップS 1 8に進む。エラー信号が有りになるので、ステップS 3乃至ステップS 1 8の繰り返し処理は終了し、処理はステップS 1 9に進む。

[0052] ステップS 7において、第1の反射損失($RL(1)$)が第1の閾値よりも小さいと判定されたとき、処理はステップS 1 1に進む。ステップS 1 1において、CPU 1 9 4は、次のステップS 1 2の処理において必要となるため、再度各種パラメータを取得する。ここで取得されるパラメータは、第1の信号($SIG(1)$)と、第2の信号($SIG(2)$)と、第3の信号($SIG(3)$)とである。また、CPU 1 9 4は、これらの信号に基づいて、第1の反射損失($RL(1)$)と、第1の挿入損失($IL(1)$)とを算出する。

[0053] ステップS 1 2において、CPU 1 9 4は、第1の反射損失($RL(1)$)の単位時間当たりの変化量を算出する。この変化量は、ステップS 6で取得された第1の反射損失($RL(1)$)とステップS 1 1で取得された第1の反射損失($RL(1)$)との差分量をその間の時間量で除した値($\Delta RL(1) / \Delta t$)である。同様に、CPU 1 9 4は、第1の挿入損失($IL(1)$)の単位時間当たりの変化量を算出する。この変化量は、ステップS 6で取得された第1の挿入損失($IL(1)$)とステップS 1 1で取得された第1の挿入損失($IL(1)$)との差分量をその間の時間量で除した値($\Delta IL(1) / \Delta t$)である。

[0054] ステップS 1 3において、CPU 1 9 4は、変化量が所定の第3の閾値よりも大きいかな否かを判定する。変化量が第3の閾値よりも大きくないとき、処理はステップS 1 4に進む。ステップS 1 4において、CPU 1 9 4は、カウンタjをゼロに初期化する。その後、処理はステップS 6に戻る。

[0055] ステップS 1 3の判定は、第1の反射損失($RL(1)$)の増加又は第1の挿入損失($IL(1)$)の減少が、処置システム1の異常による増加であるのか、術者によって手技的に処置具2 2 0が処置対象から離されたことによる増加であるのかを判断するためのものである。例えば処置具2 2 0内に

断線が発生した場合といった処置システム 1 に異常が生じた場合には、単位時間当たりの第 1 の反射損失 ($RL(1)$) 又は第 1 の挿入損失 ($IL(1)$) の変化量は非常に大きくなる。一方、術者による手技に起因する単位時間当たりの第 1 の反射損失 ($RL(1)$) 又は第 1 の挿入損失 ($IL(1)$) の変化量は異常が生じた場合ほど大きくない。第 3 の閾値は、第 1 の反射損失 ($RL(1)$) 又は第 1 の挿入損失 ($IL(1)$) の変化が、処置システム 1 の異常によるものであるのか、手技によるものであるのかを判別できるような値に設定される。

[0056] ステップ S 1 3 において、変化量が第 3 の閾値よりも大きいと判定されたとき、処理はステップ S 1 5 に進む。ステップ S 1 5 において、CPU 1 9 4 は、カウンタ j のカウントアップを行う。

[0057] ステップ S 1 6 において、CPU 1 9 4 は、カウンタ j が所定の第 4 の閾値よりも小さいか否かを判定する。カウンタ j が第 4 の閾値よりも小さいとき、処理はステップ S 1 1 に戻る。したがって、カウンタ j が第 4 の閾値よりも小さいとき、ステップ S 1 1 乃至ステップ S 1 6 の処理が繰り返される。一方、カウンタ j が第 4 の閾値よりも小さくないとき、処理はステップ S 1 7 に進む。ステップ S 1 6 の判定は、ノイズによって変化量が第 3 の閾値よりも大きくなったときにエラーが検出されたものとして処理されることを抑止するためのものである。異常が発生したときには、例えば第 1 の反射損失 ($RL(1)$) が極めて大きくなる状態が継続する。一方で、ノイズによっても第 1 の反射損失 ($RL(1)$) が極めて大きい値になることがあるが、短時間で収まることがほとんどである。第 4 の閾値は、変化量が第 3 の閾値よりも大きくなったことがノイズによるものなのか否かが判別され得るような値に設定される。これにより、ノイズによる意図しないエラー判定が引き起こされることを抑止することができる。

[0058] ステップ S 1 7 において、CPU 1 9 4 は、エラーが発生した原因箇所を判定し、エラー通知を行う。原因箇所の判定は、図 6 を参照して説明した条件に従って行われる。エラー通知の方法としては、エラー音の出力や、モニ

ターへのエラー表示等がある。また、エラー信号を無しの状態から有りの状態へと変更させる。エラー信号が有りになるので、ステップS 3乃至ステップS 18の繰り返し処理は終了し、処理はステップS 19に進む。

[0059] ステップS 19において、CPU 194は、電源192に出力を停止させる。以上により、本処理は終了する。

[0060] 術者により処置が行われているときの時間 t と第1の反射損失($RL(1)$)との関係を図8乃至図16を参照して説明する。

[0061] 図8に一般的な処置が行われているときの時間 t と第1の反射損失($RL(1)$)との関係を示す。図8に示すように、時間 t_0 乃至 t_1 の期間は、処置対象と処置具220の先端電極224との距離が十分離れているため、第1の反射損失($RL(1)$)の値は大きくなっている。この期間は、処置対象の切開や止血などの処置は行われていない未切開期間である。

[0062] 処置対象に対して先端電極224が近づけられるとき、処置対象と先端電極224との間に放電等が生じ、電流が流れる。このとき、第1の反射損失($RL(1)$)は徐々に減少していく。時間 t_1 乃至 t_2 の期間は、未切開期間から切開期間への移行期間である。

[0063] 処置対象と先端電極224とが近づいている又は接触しているとき、処置対象の切開や止血が行われる。このとき、第1の反射損失($RL(1)$)の値は小さい。第1の反射損失($RL(1)$)が小さい値となっている時間 t_2 乃至 t_3 の期間は、切開期間である。

[0064] 処置対象から先端電極224が遠ざけられるとき、第1の反射損失($RL(1)$)は徐々に増加していく。時間 t_3 乃至 t_4 の期間は、切開期間から未切開期間への移行期間である。時間 t_4 以降の期間は、未切開期間である。未切開期間において、第1の反射損失($RL(1)$)の値は大きい。

[0065] スイッチがONにされた後の動作について時間の経過とともに詳しく説明する。図9に示すように、未切開期間では、第1の反射損失($RL(1)$)の値は第1の閾値よりも大きい。したがって、このとき、ステップS 7の処理では、NOの判定がなされる。このような状態が一定期間、すなわち、カ

カウンタ i が第2の閾値を超えるような期間継続すると、ステップS10において、エラー通知がなされる。このようなタイムアウトエラーは、例えば対極板240が患者900の体に適切に貼付されていない場合にも生じ得る。したがって、タイムアウトエラーの通知がなされることで、対極板240が患者900の体に適切に貼付されていないまま、手術が開始されることが防止される。

[0066] 図10は、切開への移行期間を示す。このとき、処置対象と先端電極224との間の放電等により、第1の反射損失($RL(1)$)の値が減少する。図10に示す状態では、第1の反射損失($RL(1)$)が第1の閾値よりも大きい。したがって、このとき、ステップS7においてはNOの判定がなされる。

[0067] 図11は、切開への移行期間を示す。このとき、処置対象と先端電極224との間の放電等により、図10に示す場合よりも第1の反射損失($RL(1)$)の値がさらに減少する。図11に示す状態では、第1の反射損失($RL(1)$)が第1の閾値よりも小さい。したがって、このとき、ステップS7においてはYESの判定がなされる。すなわち、処理はステップS11に進む。

[0068] 図12は、切開期間を示す。図を簡略化しているため、第1の反射損失($RL(1)$)の軌跡が直線的に表されている。しかしながら、実際には第1の反射損失($RL(1)$)の値は多少変動する。

[0069] 図13は、切開中に処置システム1に異常が発生した場合を示す。ここでは、時間 t_5 以降において異常が発生しているものとする。図13に示す場合では、第1の反射損失($RL(1)$)の単位時間当たりの変化量は、第3の閾値よりも大きい。このとき、ステップS13において、YESの判定がなされる。すなわち、処理はステップS15に進み、カウンタ j が増加する。図14に示す場合では、変化量が第3の閾値よりも大きくなった期間を示すカウンタ j は第4の閾値よりも小さい。したがって、このとき、ステップS16においてYESの判定がなされる。なお、変化量が第3の閾値以下な

ったとき、ステップS 1 4 の処理によって、カウンタ j はゼロに初期化される。

[0070] 図 1 5 に示す場合では、変化量が第 3 の閾値よりも大きくなった期間を示すカウンタ j は第 4 の閾値よりも大きい。このとき、ステップS 1 6 において、NO の判定がなされる。このとき、処理はステップS 1 7 に進み、エラー通知がなされる。

[0071] 図 1 6 は、処置を行う際の手技において、術者が先端電極 2 2 4 を患者 9 0 0 から離した場合を示す。時間 t 5 以降の切開期間から未切開期間への移行期間において、第 1 の反射損失 (RL (1)) は増加する。第 1 の反射損失 (RL (1)) が増加するという点においては、図 1 3 (図 1 5 に至る場合) と同じである。しかしながら、図 1 6 においては、第 1 の反射損失 (RL (1)) の単位時間当たりの変化量は第 3 の閾値よりも小さいため、エラー通知はなされない。すなわち、第 1 の反射損失 (RL (1)) の増加の理由について、異常の発生に由来するものであるか、手技に由来するものであるかを区別することが実現できており、このような手技状態における誤ったエラー通知は回避され得る。

[0072] なお、上述の説明では、第 1 の反射損失 (RL (1)) に注目して説明した。一方、第 1 の挿入損失 (IL (1)) は、図 1 7 に示すように、第 1 の反射損失 (RL (1)) とおおよそ逆の関係にある。したがって、第 1 の反射損失 (RL (1)) が所定の閾値よりも小さいか否かの判定を、第 1 の挿入損失 (IL (1)) が所定の閾値よりも大きいか否かの判定に置き換える等によっても、同様の判定が可能である。また、第 1 の挿入損失 (IL (1)) の変化量の判定についても同様に行われ得る。

[0073] このように、本実施形態によれば、処置システム 1 において異常が発生した場合に、当該異常の発生箇所が特定され得る。すなわち、発生した異常が、例えば、電源装置 1 0 0 から処置具 2 2 0 の間の断線等によるものなのか、電源装置 1 0 0 から対極板 2 4 0 の間の断線等によるものなのか等が特定され得る。

[0074] アクティブ側検出回路 110 及びパッシブ側検出回路 150 は、コイル及びコンデンサのみで構成することも可能である。このため、アクティブ側検出回路 110 及びパッシブ側検出回路 150 は、切開や凝固のためのエネルギーをなるべく損なわずに異常検出に必要な信号を検出することができる。

[0075] [第 2 の実施形態]

第 2 の実施形態について説明する。ここでは、第 1 の実施形態との相違点について説明し、同一の部分については、同一の符号を付してその説明を省略する。本実施形態に係る電源装置 100 の構成例の概略を図 18 に示す。本実施形態では、電源装置 100 において、電源 192 とアクティブ側検出回路 110 との間の経路のうち電源 192 の近傍に、電源信号検出回路 160 が設けられている。電源信号検出回路 160 は、電源 192 から出力される電源信号 (SIG (0)) と表記する) を取得するものである。電源信号検出回路 160 は、アクティブ側検出回路やパッシブ側検出回路と同様に電源 192 から出力される電力に相関のある電力を電圧信号として取得する。なお、電源信号検出回路 160 は、電源 192 とパッシブ側検出回路 150 との間に設けられてもよい。電源信号 (SIG (0)) は、ADC 198 を介して CPU 194 へと伝達される。

[0076] また、本実施形態に係るパッシブ側検出回路 150 は、第 3 の信号 (SIG (3)) に加えて、電源装置 100 の対極板用端子 184 から対極板 240 へと出力される出力電力に係る第 4 の信号 (SIG (4)) と表記する) を検出する。第 4 の信号 (SIG (4)) は、ADC 198 を介して CPU 194 へと伝達される。処置システム 1 に係るその他の構成は、第 1 の実施形態の場合と同様である。

[0077] 本実施形態に係る電源装置 100 は、第 1 の実施形態の場合と同様に第 1 の反射損失 (RL (1)) と第 1 の挿入損失 (IL (1)) とを取得する。本実施形態に係る電源装置 100 は、さらに、次に示す第 2 の挿入損失 (IL (2)) と第 3 の挿入損失 (IL (3)) とを取得し、処置システム 1 の

状態を判定する。

[0078] 第2の挿入損失（ $IL(2)$ ）は、電源信号（ $SIG(0)$ ）に対する第1の信号（ $SIG(1)$ ）である。すなわち、第2の挿入損失は、

$$IL(2) = SIG(1) / SIG(0)$$

で表される。第2の挿入損失（ $IL(2)$ ）は、電源装置100の内部の電力の通過の割合を表す。したがって、第2の挿入損失（ $IL(2)$ ）が小さいとき、電源装置100の内部の電源192からアクティブ側検出回路110までの間に故障があると考えられる。

[0079] 第3の挿入損失（ $IL(3)$ ）は、電源信号（ $SIG(0)$ ）に対する第4の信号（ $SIG(4)$ ）である。すなわち、第3の挿入損失は、

$$IL(3) = SIG(4) / SIG(0)$$

で表される。第3の挿入損失（ $IL(3)$ ）は、電源装置100の内部の電力の通過の割合を表す。したがって、第3の挿入損失（ $IL(3)$ ）が小さいとき、電源装置100の内部の電源192からパッシブ側検出回路150までの間に故障があると考えられる。

[0080] 以上のことを整理すると、図19及び図20のようになる。すなわち、図19に示すように、第1の反射損失 $RL(1)$ は、 $RL(1) = SIG(2) / SIG(1)$ で取得され、第1の挿入損失 $IL(1)$ は、 $IL(1) = SIG(3) / SIG(1)$ で取得され、第2の挿入損失 $IL(2)$ は、 $IL(2) = SIG(1) / SIG(0)$ で取得され、第3の挿入損失 $IL(3)$ は、 $IL(3) = SIG(4) / SIG(0)$ で取得される。また、図20に示すように、第1の反射損失 $RL(1)$ が所定の閾値よりも大きいとき、処置具用端子182と処置具220との間の経路に異常あることが分かる。また、第1の反射損失 $RL(1)$ が所定の閾値よりも小さく、かつ、第1の挿入損失 $IL(1)$ が所定の閾値よりも小さいとき、対極板240と対極板用端子184との間の経路に異常あることが分かる。また、第2の挿入損失（ $IL(2)$ ）が所定の閾値よりも小さいとき、電源192とアクティブ側検出回路110との間の経路に異常あることが分かる。また、第3の

挿入損失（ $IL(3)$ ）が所定の閾値よりも小さいとき、電源192とパッシブ側検出回路150との間の経路に異常があることが分かる。

[0081] 本実施形態に係る電源装置100の動作は、図7A及び図7Bを参照して説明した第1の実施形態に係る電源装置100の動作と基本的に同様である。第1の実施形態の場合と異なる点について説明する。

[0082] ステップS6及びステップS11においてCPU194が取得するパラメータは、第1の信号（ $SIG(1)$ ）と、第2の信号（ $SIG(2)$ ）と、第3の信号（ $SIG(3)$ ）とに加えて、第4の信号（ $SIG(4)$ ）と、電源信号（ $SIG(0)$ ）とを含む。CPU194は、これらの信号に基づいて、第1の反射損失（ $RL(1)$ ）と、第1の挿入損失（ $IL(1)$ ）とに加えて、第2の挿入損失（ $IL(2)$ ）と、第3の挿入損失（ $IL(3)$ ）とを算出する。

[0083] ステップS12においてCPU194が算出する変化量は、 $\Delta RL(1) / \Delta t$ 及び $\Delta IL(1) / \Delta t$ に加えて、 $IL(2) / \Delta t$ 及び $IL(3) / \Delta t$ を含む。ステップS17において、これらの算出結果に基づいて、図20を参照して説明した条件に従って、CPU194は、エラーが発生した原因箇所を判定し、エラー通知を行う。

[0084] 本実施形態によれば、第1の実施形態のように、電源装置100の外部の異常発生箇所が特定され得るとともに、電源装置100の内部の異常発生箇所も特定され得る。

[0085] なお、本実施形態では、第1の信号（ $SIG(1)$ ）と、第2の信号（ $SIG(2)$ ）と、第3の信号（ $SIG(3)$ ）とに加えて、第4の信号（ $SIG(4)$ ）と、電源信号（ $SIG(0)$ ）とに基づいて、第1の反射損失（ $RL(1)$ ）と、第1の挿入損失（ $IL(1)$ ）とに加えて、第2の挿入損失（ $IL(2)$ ）と、第3の挿入損失（ $IL(3)$ ）とが算出される場合を例に挙げた。しかしながらこれに限らない。

[0086] 例えば、第4の信号（ $SIG(4)$ ）に対する第3の信号（ $SIG(3)$ ）を、第2の反射損失（ $RL(2) = SIG(3) / SIG(4)$ ）として

取得してもよい。第2の反射損失（ $RL(2)$ ）は、電源装置100からの出力に対して対極板240からどの程度の電力が戻ってくるか、すなわち、反射の割合を表すものである。したがって、第2の反射損失（ $RL(2)$ ）が大きいとき、例えば電源装置100の対極板用端子184と対極板240との間に断線等が存在し、対極板240へ適切に電流が流れていないと考えられる。また、第2の反射損失（ $RL(2)$ ）が大きいとき、患者900と対極板240との接触が適切でないことが考えられる。

[0087] また、例えば、第4の信号（ $SIG(4)$ ）に対する第2の信号（ $SIG(2)$ ）を、第4の挿入損失（ $IL(4) = SIG(2) / SIG(4)$ ）として取得してもよい。第4の挿入損失（ $IL(4)$ ）は、電源装置100から出力され、対極板240、患者900、処置具220を経て、電源装置100に入る電力がどの程度であるか、すなわち、通過の割合を表すものである。したがって、第4の挿入損失（ $IL(4)$ ）が小さいとき、例えば作業員や他の機器への漏れ電流が大きいことが考えられる。

[0088] なお、本発明の上記実施形態には、以下の発明も含まれる。

[1]

高周波電力を用いた処置具の先端電極と人体表面に貼付されるように構成された対極板との間に高周波電流を流す処置システムのための電源装置であって、

交流電力を発生させる電源と、

前記処置具を電氣的に接続するための処置具用端子と、

前記電源から前記処置具用端子を介して前記処置具へと出力された前記交流電力に係る第1の信号と、前記電源から前記処置具用端子を介して前記処置具へと出力され前記処置具から前記処置具用端子へと戻る電力に係る第2の信号とを取得するアクティブ側検出回路と、

前記第1の信号に対する前記第2の信号である第1の反射損失を算出し、算出された前記第1の反射損失が増加する過程において、単位時間当たりの算出された前記第1の反射損失の変化量が所定の閾値よりも大きいとき、エ

ラーが発生したと判定する演算部と
を備える電源装置。

請求の範囲

- [請求項1] 高周波電力を用いた処置具の先端電極と人体表面に貼付されるように構成された対極板との間に高周波電流を流す処置システムのための電源装置であって、
- 交流電力を発生させる電源と、
 - 前記処置具を電氣的に接続するための処置具用端子と、
 - 前記対極板を電氣的に接続するための対極板用端子と、
 - 前記電源から前記処置具用端子を介して前記処置具へと出力された前記交流電力に係る第1の信号と、前記電源から前記処置具用端子を介して前記処置具へと出力され前記処置具から前記処置具用端子へと戻る電力に係る第2の信号とを取得するアクティブ側検出回路と、
 - 前記電源から前記処置具用端子を介して前記処置具へと出力され前記対極板を介して前記対極板用端子へと通過する電力に係る第3の信号を取得するパッシブ側検出回路と、
 - 前記第1の信号に対する前記第2の信号である反射損失と、前記第1の信号に対する前記第3の信号である第1の挿入損失とを算出し、前記反射損失と前記第1の挿入損失とに基づいて、前記処置システムにおいて異常が発生したときに当該異常の発生箇所を特定する演算部と
- を備える電源装置。
- [請求項2] 前記演算部は、
- 前記反射損失が所定の閾値よりも大きいとき、前記処置具用端子と前記処置具との間の経路に異常があると判定し、
 - 前記反射損失が所定の閾値よりも小さく、かつ、前記第1の挿入損失が所定の閾値よりも小さいとき、前記対極板と前記対極板用端子との間の経路に異常があると判定する、
- 請求項1に記載の電源装置。
- [請求項3] 前記電源と前記アクティブ側検出回路との間、又は、前記電源と前

記パッシブ側検出回路と間に設けられ、前記電源からの出力を電源信号として取得する電源信号検出回路をさらに備え、

前記パッシブ側検出回路は、前記電源から前記対極板用端子を介して前記対極板へと出力された前記交流電力に係る第4の信号をさらに取得し、

前記演算部は、

前記電源信号に対する前記第1の信号である第2の挿入損失と前記電源信号に対する前記第4の信号である第3の挿入損失とのうち少なくとも何れか一方を算出し、

前記第2の挿入損失と前記第3の挿入損失とのうち算出された少なくとも何れか一方と、前記第1の挿入損失と、前記反射損失とに基づいて、前記処置システムにおいて異常が発生したときに当該異常の発生箇所を特定する

請求項1に記載の電源装置。

[請求項4]

前記演算部は、

前記反射損失が所定の閾値よりも大きいとき、前記処置具用端子と前記処置具との間の経路に異常があると判定し、

前記反射損失が所定の閾値よりも小さく、かつ、前記第1の挿入損失が所定の閾値よりも小さいとき、前記対極板と前記対極板用端子との間の経路に異常があると判定し、

前記第2の挿入損失が所定の閾値よりも小さいとき、前記電源と前記アクティブ側検出回路との間の経路に異常があると判定し、

前記第3の挿入損失が所定の閾値よりも小さいとき、前記電源と前記パッシブ側検出回路との間の経路に異常があると判定する、

請求項3に記載の電源装置。

[請求項5]

前記演算部は、所定の期間が経過しても、算出された前記反射損失が所定の閾値よりも小さくならないとき、又は、算出された前記第1の挿入損失が所定の閾値よりも大きくなり、エラーが発生し

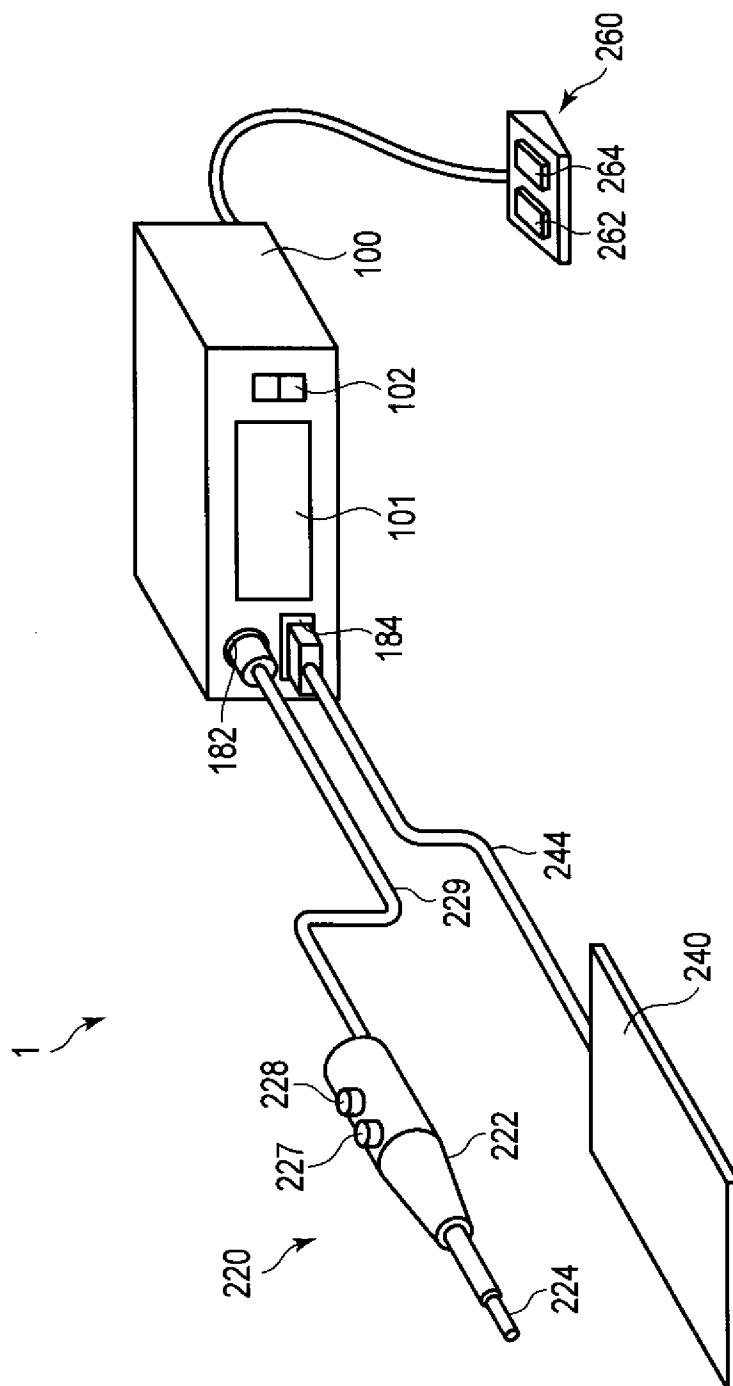
たと判定する、請求項 1 に記載の電源装置。

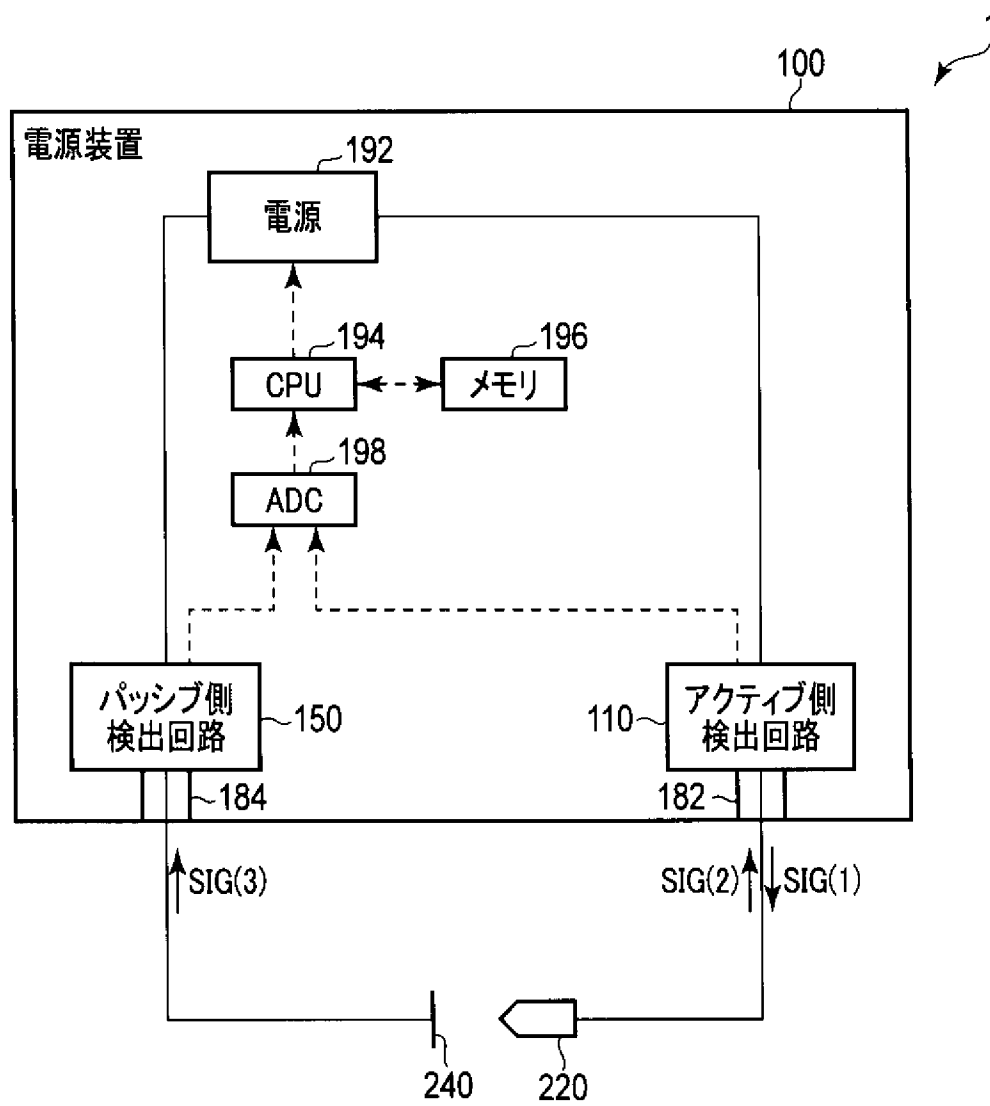
[請求項6] 前記演算部は、算出された前記反射損失が増加する過程又は前記第 1 の挿入損失が減少する過程において、単位時間当たりの前記反射損失又は前記第 1 の挿入損失の変化量が所定の閾値よりも大きいとき、エラーが発生したと判定する、請求項 1 に記載の電源装置。

[請求項7] 前記アクティブ側検出回路及び前記パッシブ側検出回路は、コイルとコンデンサとダイオードのみで構成されうる、請求項 1 に記載の電源装置。

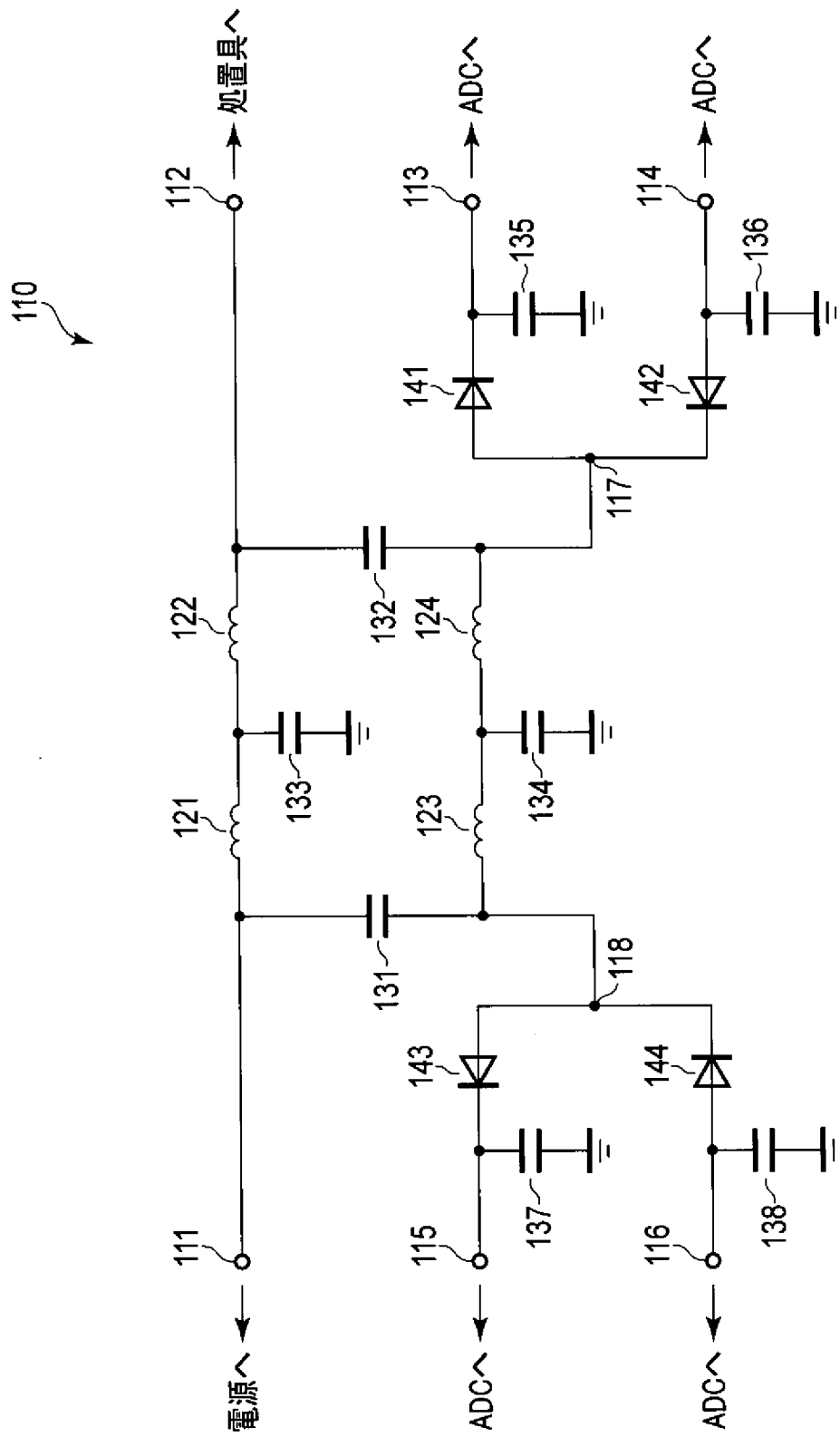
[請求項8] 請求項 1 に記載の電源装置と、
前記処置具と、
前記対極板と
を備える処置システム。

[図1]

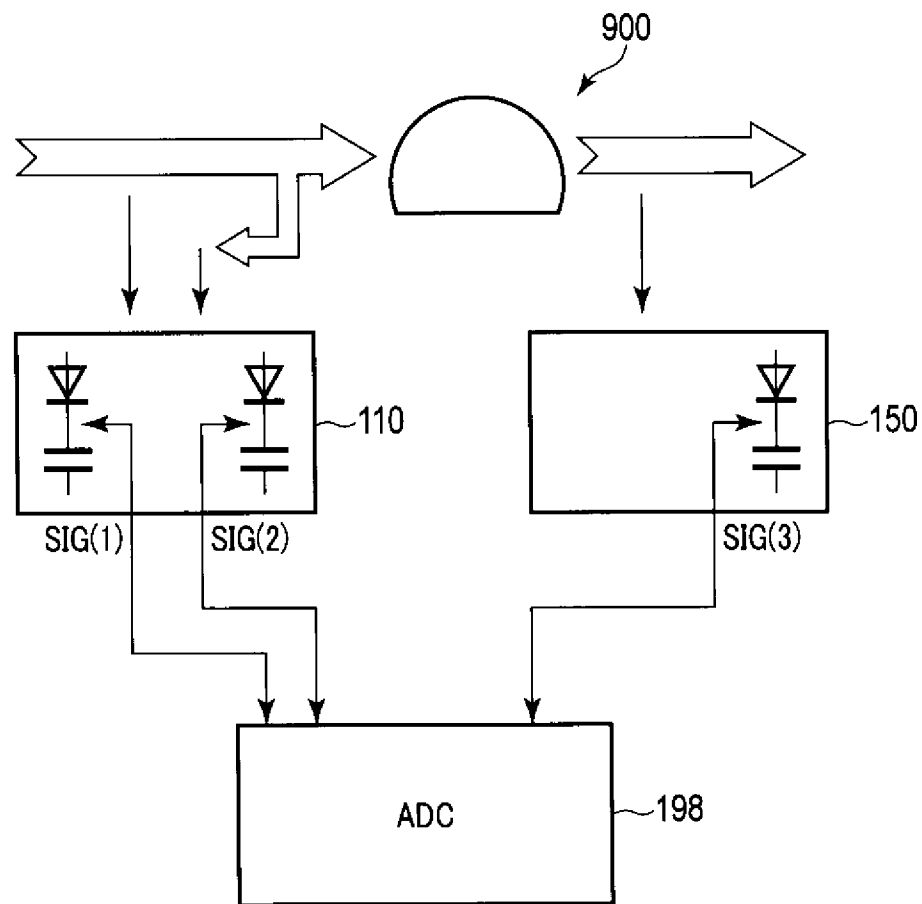




[図3]



[図4]



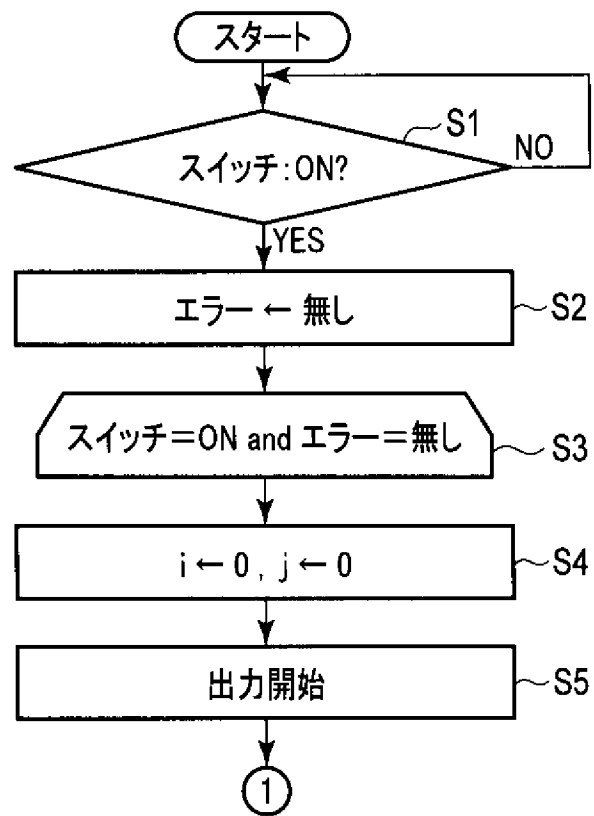
[図5]

パラメータ	算出方法
第1の反射損失 (RL(1))	$RL(1)=SIG(2)/SIG(1)$
第1の挿入損失 (IL(1))	$IL(1)=SIG(3)/SIG(1)$

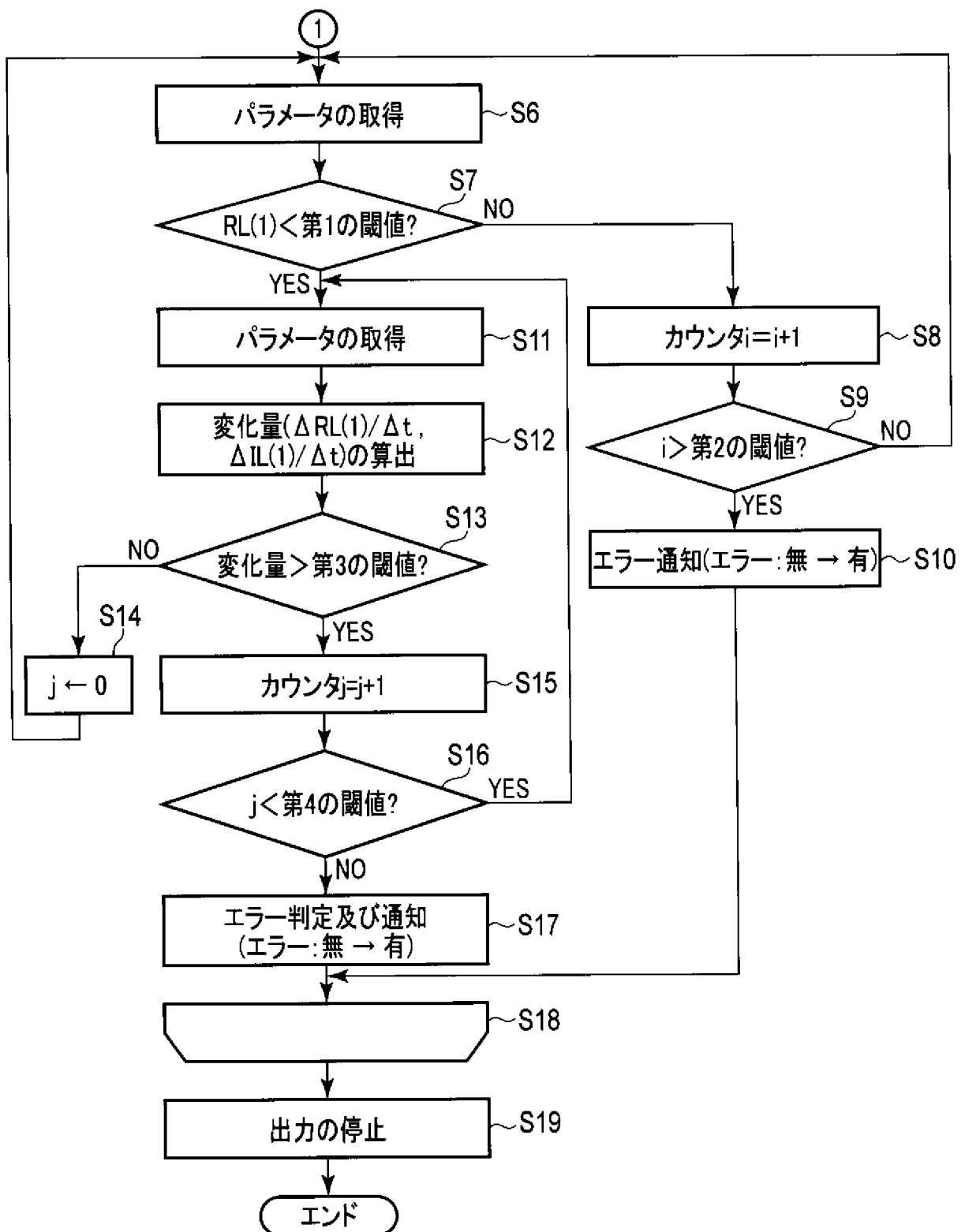
[図6]

使用パラメータ	条件	判定結果
RL(1)	$RL(1) > \text{閾値}$	処置具用端子と処置具との間の経路に異常あり
RL(1) IL(1)	$RL(1) < \text{閾値}$ 、かつ $IL(1) < \text{閾値}$	対極板と対極板用端子との間の経路に異常あり

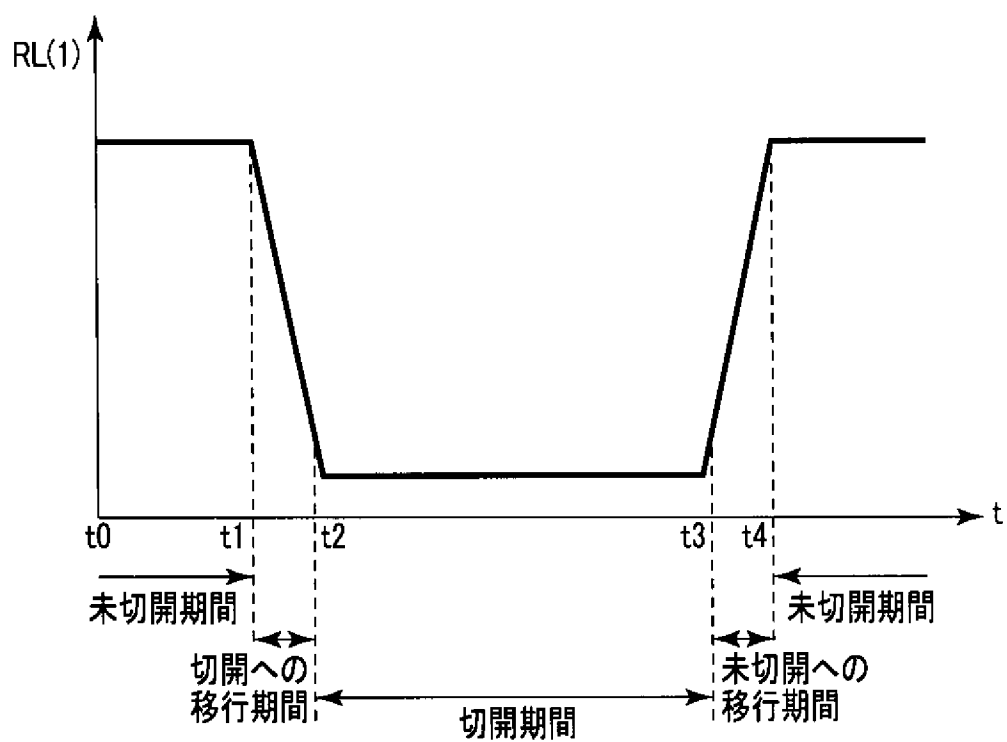
[図7A]



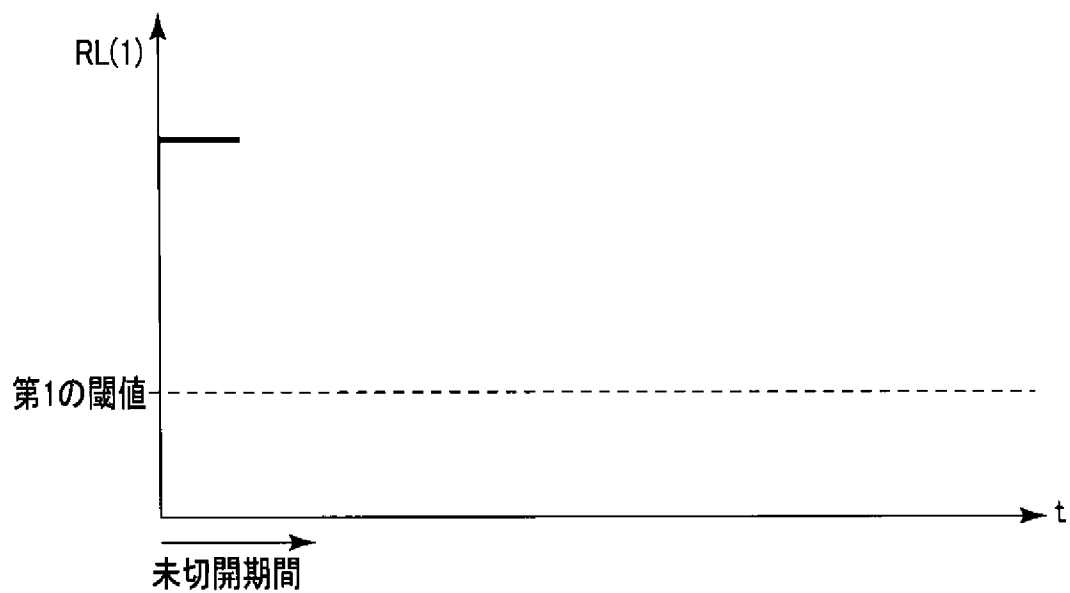
[図7B]



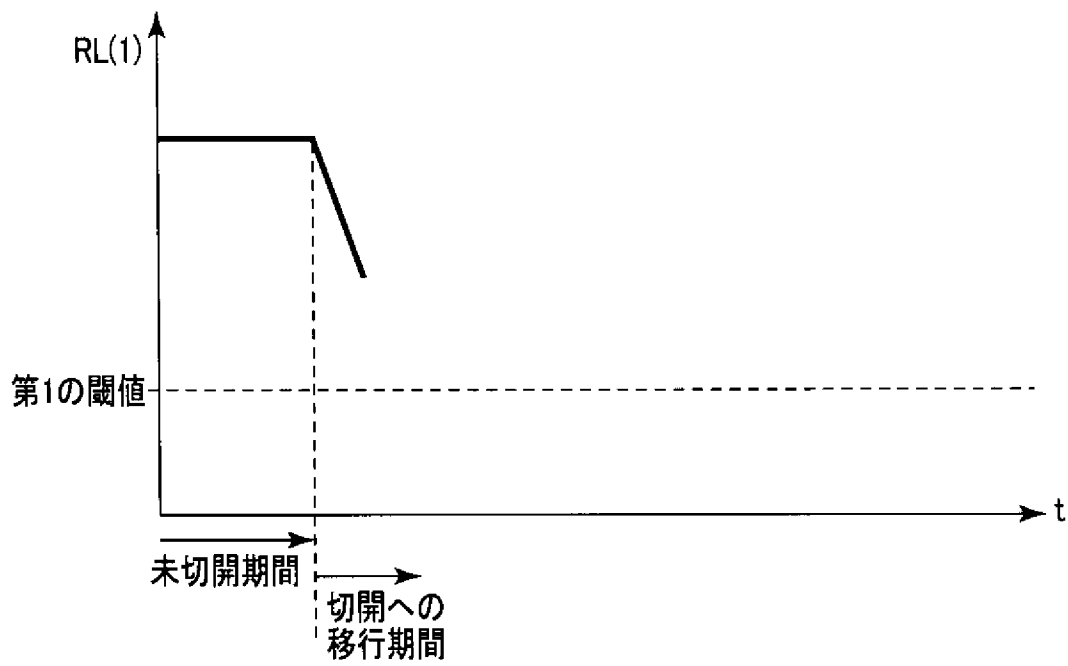
[図8]



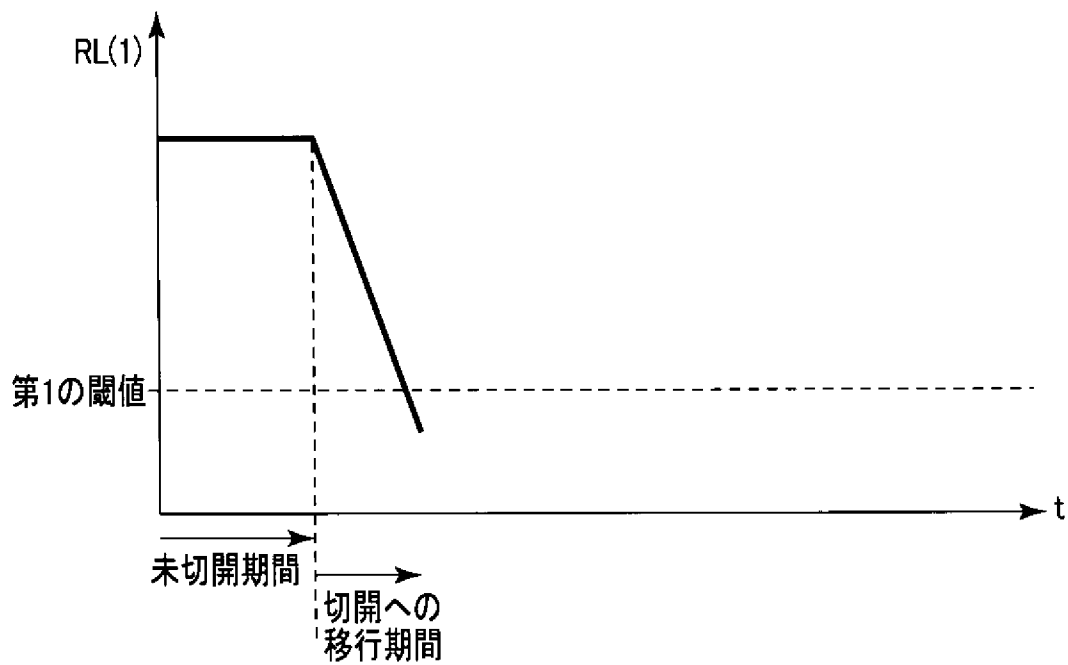
[図9]



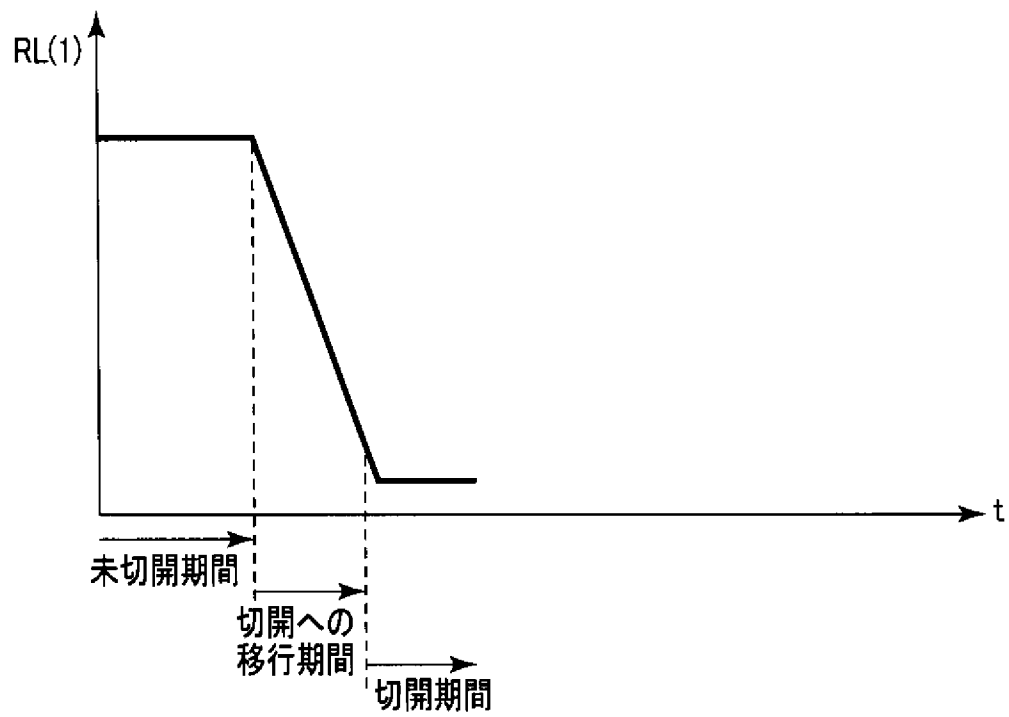
[図10]



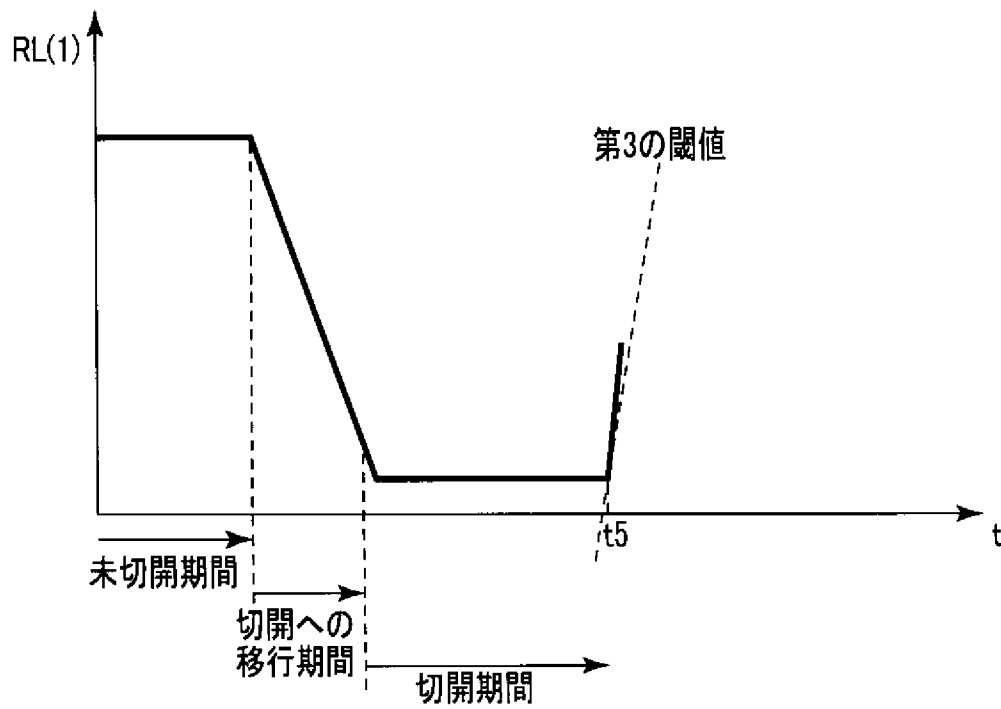
[図11]



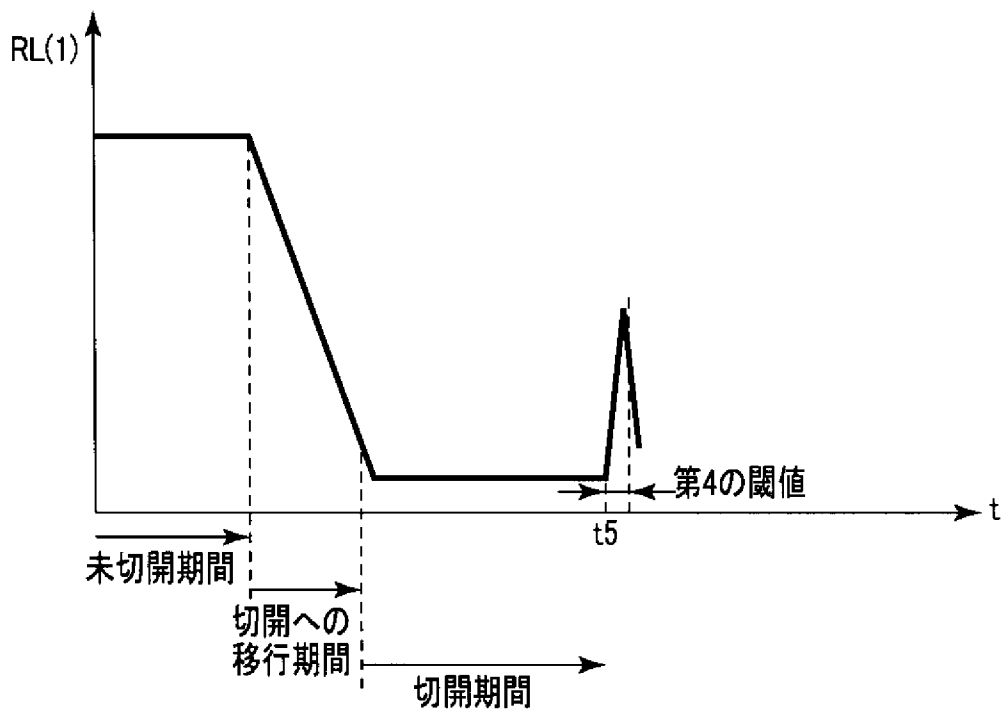
[図12]



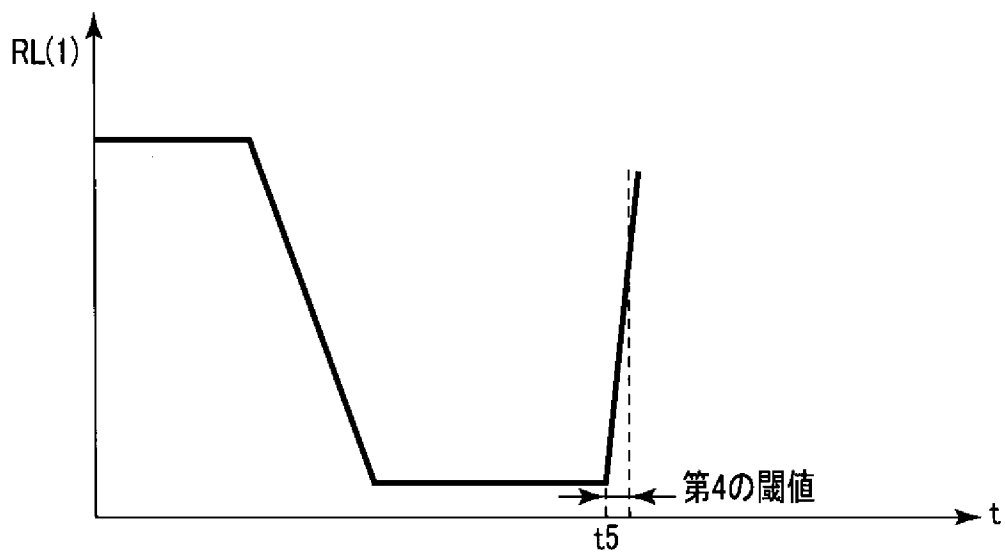
[図13]



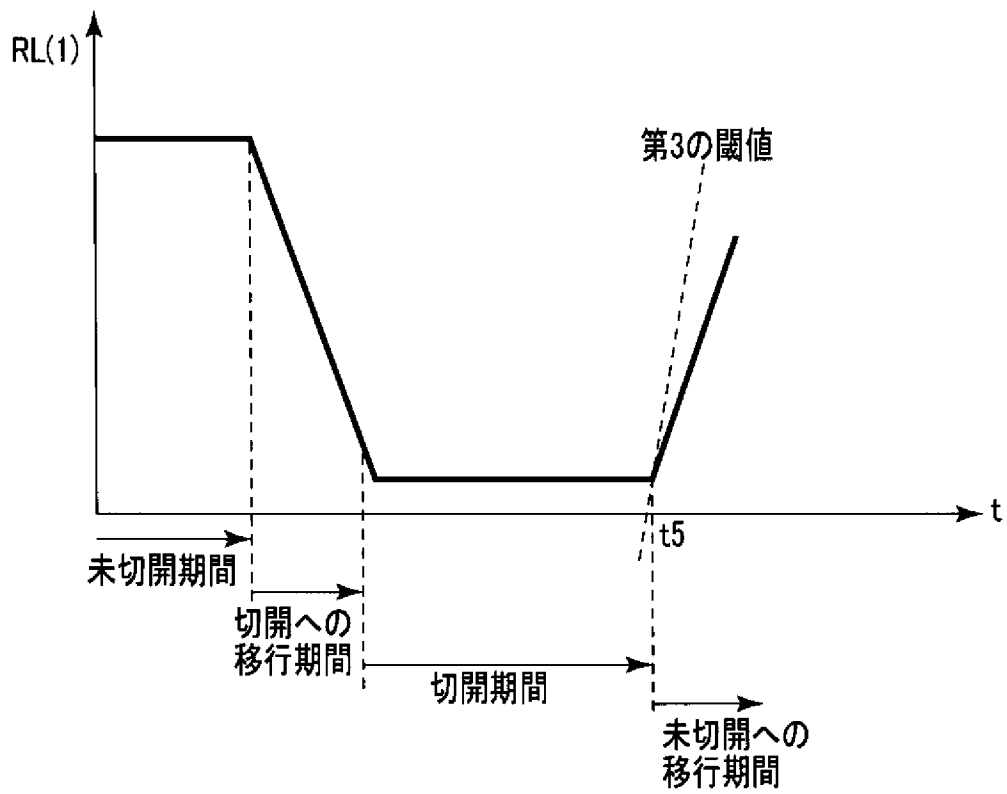
[図14]



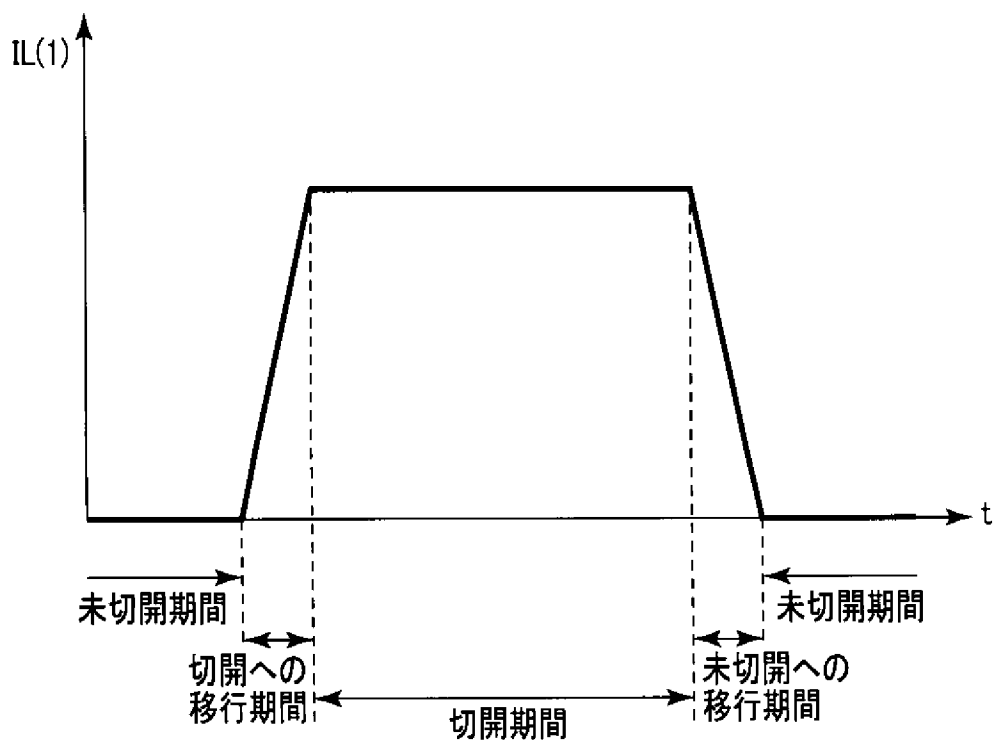
[図15]



[図16]



[図17]



[図19]

パラメータ	算出方法
第1の反射損失 (RL(1))	$RL(1)=SIG(2)/SIG(1)$
第1の挿入損失 (IL(1))	$IL(1)=SIG(3)/SIG(1)$
第2の挿入損失 (IL(2))	$IL(2)=SIG(1)/SIG(0)$
第3の挿入損失 (IL(3))	$IL(3)=SIG(4)/SIG(0)$

[図20]

使用パラメータ	条件	判定結果
RL(1)	RL(1) > 閾値	処置具用端子と処置具との間の経路に異常あり
RL(1) IL(1)	RL(1) < 閾値、かつ IL(1) < 閾値	対極板と対極板用端子との間の経路に異常あり
IL(2)	IL(2) < 閾値	電源装置内部の電源と アクティブ側検出回路との間の経路に異常あり
IL(3)	IL(3) < 閾値	電源装置内部の電源と パッシブ側検出回路との間の経路に異常あり

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/063773

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B18/16(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B18/16

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2001-37774 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 13 February 2001 (13.02.2001), paragraphs [0073] to [0082] (Family: none)	1-5, 7-8 6
Y A	JP 2007-271374 A (Hitachi Cable Ltd.), 18 October 2007 (18.10.2007), paragraphs [0013] to [0030] (Family: none)	1-5, 7-8 6
A	JP 9-66058 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 11 March 1997 (11.03.1997), paragraphs [0033] to [0034] (Family: none)	1-8

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
04 July 2016 (04.07.16)

Date of mailing of the international search report
12 July 2016 (12.07.16)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/063773

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 9-122140 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 13 May 1997 (13.05.1997), paragraph [0017] (Family: none)	1-8

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B18/16(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B18/16

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2016年
日本国実用新案登録公報	1996-2016年
日本国登録実用新案公報	1994-2016年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	JP 2001-37774 A（オリンパス光学工業株式会社）2001.02.13, 段落 [0073]-[0082]（ファミリーなし）	1-5, 7-8 6
Y A	JP 2007-271374 A（日立電線株式会社）2007.10.18, 段落 [0013]-[0030]（ファミリーなし）	1-5, 7-8 6
A	JP 9-66058 A（オリンパス光学工業株式会社）1997.03.11, 段落 [0033]-[0034]（ファミリーなし）	1-8

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

04.07.2016

国際調査報告の発送日

12.07.2016

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

小川 恭司

31

9421

電話番号 03-3581-1101 内線 3386

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 9-122140 A (オリンパス光学工業株式会社) 1997. 05. 13, 段落 [0017] (ファミリーなし)	1-8