

(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  
2013年10月31日(31.10.2013)



(10) 国際公開番号  
WO 2013/161624 A1

- (51) 国際特許分類:  
A61B 18/00 (2006.01) A61B 18/12 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/061266
- (22) 国際出願日: 2013年4月16日(16.04.2013)
- (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:  
61/638741 2012年4月26日(26.04.2012) US
- (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): オリンパスメディカルシステムズ株式会社(OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (71) 出願人(米国についてのみ): 蒲谷 晃則(KABAYA Akinori) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番2号オリンパスメディカル

システムズ株式会社内 Tokyo (JP). 清水 興 (SHIMIZU Ko). 中部 和也 (NAKABE Kazuya). 入澤 隆志 (IRISAWA Takashi).

(74) 代理人: 伊藤 進 (ITO H Susumu); 〒1600023 東京都新宿区西新宿七丁目4番4号 武蔵ビル 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, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, 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, 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.

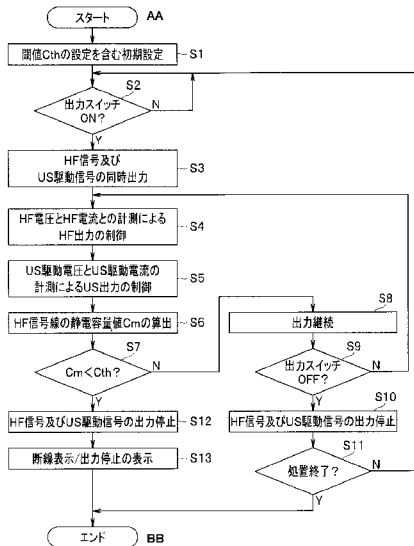
(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシ

[続葉有]

(54) Title: SURGICAL SYSTEM

(54) 発明の名称: 外科手術システム

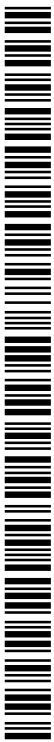
[図6]



- S1 Initialization including setting of threshold Cth
- S2 Output switch on?
- S3 Simultaneous output of HF signal and US drive signal
- S4 Control of HF output by way of measurement of HF voltage and HF current
- S5 Control of US output by way of measurement of US drive voltage and US drive current
- S6 Calculation of capacitive value Cm for HF signal line
- S8 Continuation of output
- S9 Output switch off?
- S10, S12 Output stop of HF signal and US drive signal
- S11 Treatment complete?
- S13 Display of disconnection display/output stop
- AA Start
- BB End

(57) Abstract: In the present invention, a surgical system has: a power supply device that is provided with first signal and second signal generation units that respectively generate a first signal and a second signal as high-frequency signals; a surgical treatment tool which is provided with a converter that converts a supplied second signal to other energy, and a pair of electrodes; a cable which connects the surgical treatment tool to the power supply device; a measurement unit which measures a high-frequency voltage and a high-frequency current with respect to biological tissue to which a high-frequency signal is supplied via the cable and the surgical treatment tool; a calculation unit which calculates capacitive values of the cable and the surgical treatment tool on the basis of the measured high-frequency voltage and high-frequency current; an assessment unit which assesses whether or not the calculated capacitive values are smaller than a threshold for detecting disconnection; and a control unit which performs output control of the high-frequency signals and the like on the basis of the assessment results by the assessment unit.

(57) 要約: 外科手術システムは、高周波信号としての第1の信号と第2の信号をそれぞれ生成する第1の信号及び第2の信号生成部を備える電源装置と、供給される第2の信号を他のエネルギーに変換する変換器と、対の電極を備えた外科処置具と、外科処置具を電源装置に接続するケーブルと、ケーブル及び外科処置具を介して高周波信号が供給される生体組織に対して高周波電圧と高周波電流を計測する計測部と、計測された高周波電圧と高周波電流とからケーブル及び外科処置具の静電容量値を算出する算出部と、算出された静電容量値が断線を検出するための閾値より小さいか否かを判定する判定部と、判定部による判定結果に基づいて高周波信号等の出力制御を行う制御部とを有する。



WO 2013/161624 A1

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, ML, MR,  
NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:  
— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

## 明 細 書

発明の名称： 外科手術システム

### 技術分野

[0001] 本発明は、高周波エネルギー及び他のエネルギーを用いて外科手術を行う外科手術システムに関する。

### 背景技術

[0002] 従来、高周波エネルギーを処置対象の生体組織に供給することにより、切除や切開等の処置を行うことが広く行われている。

[0003] 近年においては、高周波エネルギーの他に、超音波エネルギーも処置対象の生体組織に供給することにより、切除や切開等の処置を行うことも行われるようになってきている。

[0004] 例えば、米国特許公報2008/0132887号の従来例には、高周波電流と超音波振動を利用して生体組織を強い把持力で把持し、凝固・切開する外科手術装置が開示されている。

[0005] このように高周波エネルギーと超音波エネルギーのような他のエネルギーとを用いて処置を行うような場合、高周波信号を伝送する高周波信号線に断線が発生したような場合、断線の発生に速やかに対応できるようにすることが望まれるが、上記従来例は、断線が発生したことを検出する内容を教示していない。

[0006] 高周波エネルギーのみで処置を行うような場合には、断線が発生すると処置が全く行えない状態となるため、使用者は、断線の発生を把握し易い。

[0007] しかし、高周波エネルギーと他のエネルギーとを併用して処置を行うような場合には、断線が発生しても、他方のエネルギーにより処置ができる状態のため、断線の発生を速やかに把握することは困難となる。また、この場合には、両エネルギーを併用して処置を行う状態から機能が低下した状態となるため、併用した状態においては短時間に適切な処置を完了できるのに対して、一方のみのエネルギーによって処置能力が低下した状態で行うために処

置を行うのに時間がかかってしまう可能性がある。

[0008] 本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、高周波エネルギーと他のエネルギーとを併用して処置を行うような場合において、高周波信号線に断線が発生したことを直ちに検出して、速やかに断線に対応した出力停止の制御ができるようにした外科手術システムを提供することを目的とする。

## 発明の開示

### 課題を解決するための手段

[0009] 本発明の一態様に係る外科手術システムは、高周波エネルギーを形成する高周波信号を第1の信号として生成する第1の信号生成部、及び前記高周波エネルギーとは異なる他のエネルギーを生成するための第2の信号を生成する第2の信号生成部、を備える電源装置と、前記第2の信号の供給により前記他のエネルギーを生成する変換器、及び処置対象の生体組織を開閉可能で把持する把持部材を有し、前記把持部材により形成される対の電極を介して前記生体組織に前記高周波エネルギーによる処置と、前記把持部材を介して前記他のエネルギーによる処置とを行う外科処置具と、前記外科処置具に一端が接続され、他端に前記電源装置に着脱自在に接続されるコネクタが設けられ、前記コネクタを介して前記電源装置から前記高周波信号と前記第2の信号とを前記外科処置具に供給するケーブルと、前記電源装置に設けられ、前記電源装置から前記ケーブル内を挿通された第1の高周波信号線を介して、該第1の高周波信号線と接続された、前記外科処置具内に挿通され、前記対の電極に導通する第2の高周波信号線側に出力される前記高周波信号の高周波電圧を計測する高周波電圧計測部と、前記電源装置に設けられ、前記電源装置から前記ケーブル内を挿通された前記第1の高周波信号線を介して、前記外科処置具内に挿通された前記第2の高周波信号線側に出力される前記高周波信号の高周波電流を計測する高周波電流計測部と、前記電源装置に設けられ、前記高周波エネルギー及び前記他のエネルギーにより前記生体組織を処置する最中において、前記高周波電圧計測部により計測された前記高周波電圧及び前記高周波電流計測部により計測された前記高周波電流に基づいて

、前記高周波信号を伝送する前記ケーブル内の前記第1の高周波信号線及び前記外科処置具内に挿通された前記第2の高周波信号線が有する静電容量値を算出する算出部と、前記電源装置に設けられ、前記算出部により算出された前記静電容量値が前記ケーブル内の前記第1の高周波信号線及び前記外科処置具内の前記第2の高周波信号線における断線の発生を検出するために予め設定された閾値より小さいか否かを判定する判定部と、前記電源装置に設けられ、前記静電容量値が前記閾値より小さいと前記判定部が判定したとき、前記電源装置から前記ケーブルを介して前記外科処置具に供給される前記高周波信号及び前記第2の信号の出力を停止する制御を行う制御部と、を有する。

### 図面の簡単な説明

[0010] [図1]図1は本発明の第1の実施形態の外科手術システムの全体構成を示す図。

[図2]図2は外科手術システムを構成する電源装置の内部構成を示す図。

[図3]図3は電源装置の高周波出力端に接続されるケーブルを含む処置具の高周波信号線の等価回路を示す図。

[図4]図4は高周波出力端から処置具側に供給される高周波電圧と高周波電流の波形の概略を示す図。

[図5]図5は高周波出力端から処置具側に供給される高周波電圧と高周波電流をベクトルで示す図。

[図6]図6は第1の実施形態における断線の発生を検出する処理内容を含む処置する場合の処理内容を示すフローチャート。

[図7A]図7Aはケーブルを含む処置具の高周波信号線に断線が発生しない場合と発生した場合に静電容量が変化することを示す説明図。

[図7B]図7Bは第1の実施形態における変形例の処理内容を示すフローチャート。

[図8]図8は本発明の第2の実施形態の外科手術システムを示す図。

[図9]図9は第2の実施形態における電源装置の内部構成を示す図。

[図10]図10は第2の実施形態における断線の発生を検出する処理内容を含む処置する場合の処理内容を示すフローチャート。

[図11]図11は本発明の第3の実施形態における断線の発生を検出する処理内容を含む処置する場合の処理内容を示すフローチャート。

[図12]図12は本発明の第4の実施形態における断線の発生を検出する処理内容を示すフローチャート。

[図13]図13は第4の実施形態の第1変形例における断線の発生を検出する処理内容を示すフローチャート。

[図14]図14は第4の実施形態の第2変形例における電源装置の内部構成を示す図。

[図15]図15は処置具の静電容量値が異なる値の場合において、周波数を変えた場合に計測されるインピーダンス値を示す図。

[図16]図16は第4の実施形態の第2変形例における断線の発生を検出する処理内容を示すフローチャート。

[図17]図17は図16とは異なる処理手順で断線の発生を検出する処理内容を示すフローチャート。

[図18]図18は第4の実施形態の第3変形例における断線の発生を検出する処理内容を示すフローチャート。

### 発明を実施するための最良の形態

[0011] 以下、図面を参照して、本発明の各実施形態を説明する。

[0012] (第1の実施形態)

図1に示すように本発明の第1の実施形態の外科手術システム1は、生体組織に対して高周波エネルギーを供給するための第1の信号としての高周波信号と、生体組織に対して高周波エネルギーと異なる他のエネルギーを供給するための第2の信号と、を同時に出力することが可能な電源装置2と、この電源装置2に着脱自在に接続され、処置対象の生体組織としての例えば血管4に対する封止等の処置を高周波エネルギーと超音波エネルギーとにより行う外科処置具としての高周波／超音波処置具（以下、単に処置具と略記）

3とから構成される。なお、本実施形態では、高周波エネルギーと異なる他のエネルギーとして、例えば、超音波エネルギーを採用するため、第2の信号は、超音波駆動信号になる。

[0013] 処置具3は、電源装置2のコネクタ受け5に着脱自在に接続されるコネクタ6が一方の端部に設けられたケーブル7を備えた超音波トランスデューサユニット8と、この超音波トランスデューサユニット8の前端が着脱自在に装着される装着部10を備えたハンドルユニット9とから構成される。

[0014] 超音波トランスデューサユニット8は、超音波駆動信号が印加（供給）されることにより超音波エネルギーを形成する超音波（超音波振動）に変換する変換器としての超音波トランスデューサ（又は超音波振動子）11を内蔵した本体ユニット12を有し、この本体ユニット12の前端側がハンドルユニット9の基端側の装着部10に装着される。この本体ユニット12の後端からケーブル7が延出される。

[0015] ハンドルユニット9は、細長の挿入部（又はシース部）13と、この挿入部13の基端（後端）に設けられた操作部14とを有し、挿入部13の先端には、高周波エネルギーと超音波エネルギーを利用して処置を行う処置部15が設けられている。

[0016] 挿入部13内には、超音波トランスデューサ11による超音波振動を伝達する超音波伝達ロッドにより形成されるプローブ16が挿通され、このプローブ16の先端が処置部15を構成する（対の把持部材15a, 15bの）固定側の把持部材15aとなる。

[0017] また、操作部14には、把持部材15a, 15bを開閉する操作を行うための指掛け17a, 17bが設けてある。術者は指掛け17a, 17bに指をかけ、指掛け17aに対して指掛け17bを開閉する操作を行うことにより、挿入部13内に挿通されたワイヤ18を牽引して、把持部材15aに対して可動側の把持部材15bを開閉して血管4等の処置対象の生体組織を把持したり、把持を停止することができる。なお、ワイヤ18の先端は把持部材15bに固定され、このワイヤ18の後端は、指掛け17bの操作に連動

して、挿入部 13 の長手方向に移動する。また、可動側の把持部材 15 b は、ジョーとも呼ばれる。

[0018] また、本実施形態においては、上記把持部材 15 a, 15 b は高周波電流を流して生体に対する処置を行う対の電極を構成するバイポーラ電極の機能を持つ。

[0019] このため、電源装置 2 の高周波出力端から出力される高周波信号は、ケーブル 7 を含む超音波トランスデューサユニット 8 内の高周波信号線 8 a, 8 b と、接点部 22 において高周波信号線 8 a, 8 b にそれぞれ導通するハンドルユニット 9 内の高周波信号線 23 a, 23 b と、高周波信号線 23 a, 23 b がそれぞれ接続されるワイヤ 18, 導電性のプローブ 16 とを介してバイポーラ電極としての機能する把持部材 15 a, 15 b に供給される。なお、高周波信号線 23 a は、ワイヤ 18 の後端付近に接続され、また高周波信号線 23 b はプローブ 16 の後端付近に接続される。

[0020] このようにプローブ 16 及びワイヤ 18 は、高周波信号を伝達する金属等の導体により形成されている。高周波信号線 23 a をワイヤ 18 の後端側に接続しないで、高周波信号線 23 a を挿入部 13 内に挿通して把持部材 15 a に接続する構成にしても良い。また、高周波信号線 23 b をプローブ 16 に接続することなく、挿入部 13 内に挿通して把持部材 15 b (バイポーラ電極を構成する一方の電極) に接続する構成にしても良い。そして、処置部 15 を構成する把持部材 15 a, 15 b により把持された生体組織に高周波電流を流すことにより、高周波エネルギーによる処置を行うことができる。

[0021] なお、以下の説明においては、ハンドルユニット 9 内の高周波信号線 23 a, 23 b とワイヤ 18 による高周波信号線 23 c, プローブ 16 による高周波信号線 23 d を纏めて、図 7 A に示すように高周波信号線 9 a, 9 b で表す。

[0022] また、ケーブル 7 を含む超音波トランスデューサユニット 8 内に挿通される高周波信号線 8 a, 8 b は、図 7 A に示すようにケーブル 7 内の高周波信号線 7 a, 7 b と、本体ユニット 12 内の高周波信号線 12 a, 12 b とか

ら構成される。なお、図7Aにおいては、超音波トランスデューサユニット8をケーブル7と本体ユニット12に分けた場合における本体ユニット12をU<sub>u</sub>で簡略的に示し、ハンドルユニット9をU<sub>h</sub>により簡略的に示している。

[0023] 図1から分かるようにケーブル7内の高周波信号線7a, 7bの長さに比較すると、本体ユニット12内の高周波信号線12a, 12bの長さは十分に短い（通常、前者の1/10以下）ので、前者（高周波信号線7a, 7b）に対する後者（高周波信号線12a, 12b）の高周波信号線12a, 12b間の静電容量は十分に小さくなる（通常、前者の1/10以下の静電容量）。

[0024] また、上記本体ユニット12内の超音波トランスデューサ11には、電源装置2の超音波用出力端からケーブル7内及び本体ユニット12内の（超音波用）信号線8c, 8dを介して超音波駆動信号が印加される。

[0025] また、本体、ユニット12の上側の外周面には、高周波信号と超音波駆動信号の出力/出力停止（ON/OFF）の指示操作を行う出力スイッチ24が設けてある。この出力スイッチ24を操作したON/OFF信号は本体ユニット12及びケーブル7内の信号線8eを介して電源装置2内部の制御部42に出力される。

[0026] なお、本実施形態における超音波トランスデューサユニット8は、洗浄、消毒して繰り返し使用されるリユース品であるのに対して、ハンドルユニット9は、1つの症例に対する外科手術毎に使い捨てとなるディスポーザブル品である。

[0027] 換言すると、1回の外科手術を行う毎に、交換して使用される新しいハンドルユニット9と、繰り返し使用される超音波トランスデューサユニット8とを用いた処置具3が使用される。

[0028] この場合、新しいハンドルユニット9は、このハンドルユニット9内の高周波信号線9a, 9bが断線していないことが保証されている。また、通常は、1回の外科手術の使用時間においては、ハンドルユニット9内の高周波

信号線 9 a, 9 b が断線しないような高い信頼性を有する。

[0029] これに対して、ケーブル 7 が一体的に接続された超音波トランスデューサユニット 8 は、長期間にわたり、繰り返し使用されるため、ケーブル 7 内の高周波信号線 7 a, 7 b 又は本体ユニット 1 2 内の高周波信号線 1 2 a, 1 2 b がハンドルユニット 9 の場合に比較すると、断線する可能性がある。このため、本実施形態においては以下に説明するように電源装置 2 内に断線の発生を検出する断線検出部を設けている。

[0030] なお、高周波エネルギーのみで処置する装置においては、断線が発生した場合には高周波エネルギーが生体組織に出力されなくなり、処置を進行できなくなるため術者は断線の発生を容易に認識することができる。

[0031] これに対して、高周波エネルギーと他のエネルギーとしての超音波エネルギーとを処置対象の生体組織に供給して処置を行っている最中においては、断線が発生しても超音波エネルギーのみによる処置を行うことができるため、術者は断線が発生した時を直ちに認識できない場合がある。

[0032] この場合には、高周波エネルギーと超音波エネルギーとの両エネルギーを用いて処置する処置機能に比較して小さい処置機能に変化する。

[0033] このため、このように高周波エネルギーと超音波エネルギーとの両エネルギーを用いて処置を行うような場合には、断線が発生した処置具での処置を停止するようにすると共に、術者に対して断線の発生を速やかに告知するように支援することが望まれる。

[0034] 図 2 は断線の発生を検出する機能を備えた電源装置 2 の内部構成を示す。

[0035] 電源装置 2 内の電源部 3 1 は、交流電力から直流電力を発生して、発生した直流電力を第 1 の信号生成部としての高周波電力発生部 3 2 と、第 2 の信号生成部としての超音波駆動電力発生部（超音波電力発生部と略記） 3 3 とに供給する。

[0036] 高周波電力発生部 3 2 は、直流電力から高周波電力を発生し、出力トランス 3 4 を構成する第 1 出力トランス 3 5 の 1 次側に出力する。

[0037] 超音波電力発生部 3 3 は、直流電力から超音波駆動電力を発生し、出力ト

ランス 34 を構成する第 2 出力トランス 36 の 1 次側に出力する。

- [0038] 第 1 出力トランス 35 の 2 次側には、その 1 次側と絶縁された高周波電力が誘起（生成）される。第 1 出力トランス 35 の 2 次側の 2 つの端子における一方の端子は、高周波信号線 38 a の途中に設けた高周波電流を計測（又は検出）する高周波電流計測部（又は高周波電流検出部）37 を介して、他方の端子は高周波信号線 38 b を介してコネクタ受け 5 の接点 5 a, 5 b にそれぞれ接続される。
- [0039] コネクタ受け 5 の接点 5 a, 5 b は、高周波出力端を構成し、接点 5 a, 5 b から出力される第 1 の信号としての高周波信号が超音波トランスデューサユニット 8 の高周波信号線 8 a, 8 b（つまり、ケーブル 7 内の高周波信号線 7 a, 7 b と本体ユニット 12 内の高周波信号線 12 a, 12 b）と、ハンドルユニット 9 の高周波信号線 9 a, 9 b とを介して処置部 15 のバイポーラ電極の機能する把持部材 15 a, 15 b に供給される。
- [0040] 電源装置 2 内の高周波信号線 38 a, 38 b は高周波電圧計測部（又は高周波電圧検出部）39 と接続され、高周波電圧計測部 39 は、第 1 出力トランス 35 の 2 次側の高周波電圧を計測（又は検出）する。
- [0041] 上記高周波電流計測部 37 により計測された高周波電流と、高周波電圧計測部 39 により計測された高周波電圧は、A/D 変換器 41 を介して電源装置 2 の各部の動作を制御する制御部 42 に入力される。
- [0042] また、第 2 出力トランス 36 の 2 次側には、その 1 次側と絶縁された超音波駆動電力が誘起（生成）される。第 2 出力トランス 36 の 2 次側の 2 つの端子における一方の端子は、超音波駆動信号線（単に信号線とも記す）43 a の途中に設けた超音波駆動電流を計測（又は検出）する超音波電流計測部（又は超音波電流検出部）44 を介して、他方の端子は信号線 43 b を介してコネクタ受け 5 の接点 5 c, 5 d にそれぞれ接続される。
- [0043] コネクタ受け 5 の接点 5 c, 5 d は超音波用出力端を構成し、接点 5 c, 5 d から出力される第 2 の信号としての超音波駆動信号が超音波トランスデューサユニット 8 内の信号線 8 c, 8 d を介して変換器としての超音波トラ

ンスデューサ 11 に供給（印加）される。そして、超音波トランスデューサ 11 は、超音波駆動信号の印加により超音波振動し、その超音波振動はプローブ 16 によってその先端の把持部材 15 a に伝達される。

[0044] 電源装置 2 内の信号線 43 a、43 b は超音波電圧計測部 45 と接続され、超音波電圧計測部（又は超音波電圧検出部）45 は、第 2 出力トランス 36 の 2 次側の超音波駆動電圧を計測（又は検出）する。

[0045] 上記超音波電流計測部 44 により計測された超音波駆動電流と、超音波電圧計測部 45 により計測された超音波駆動電圧は、A/D 変換器 41 を介して制御部 42 に入力される。

[0046] また、出力スイッチ 24 の ON/OFF 指示信号は、信号線 8 e を介してコネクタ受け 5 の接点 5 e に印加される。そして、この ON/OFF 指示信号は、信号線 46 を介して制御部 42 に入力される。

[0047] 制御部 42 は、出力スイッチ 24 の ON/OFF 指示信号に応じて、高周波電力発生部 32 による高周波電力の発生/発生停止と、超音波電力発生部 33 による超音波駆動電力の発生/発生停止とを同時に制御する。換言すると、制御部 42 は、出力スイッチ 24 の ON/OFF 指示信号に応じて、電源装置 2 から処置具 3 に対して、高周波電力と超音波駆動電力の供給/供給停止の制御を行う。

[0048] 制御部 42 は、出力スイッチ 24 からの ON/OFF 指示信号に応じて、高周波電力と超音波駆動電力の供給/供給停止の制御を行うと共に、出力設定部 47 の出力設定に対応して高周波信号と超音波駆動信号の出力制御を行う高周波/超音波出力制御部 42 a の機能を持つ。

[0049] 制御部 42 は、高周波電圧計測部 39 により計測された高周波電圧と、高周波電流計測部 37 により計測された高周波電流とから生体組織の抵抗成分を算出し、生体組織を処置する場合の高周波信号の出力制御を行う。

[0050] また、制御部 42 は、超音波電圧計測部 45 により計測された超音波駆動信号の超音波駆動電圧と、超音波電流計測部 44 により計測された超音波駆動電流とから生体組織に対する超音波振動により処置する場合の超音波振動

の振幅を一定とするように超音波駆動信号の出力制御を行う。

- [0051] また、本実施形態における制御部42は、高周波電流と超音波振動とにより生体組織に処置を行う場合、電源装置2の高周波出力端に接続される（ケーブル7を含む）処置具3の高周波信号線3a、3bの断線の発生の検出を行う断線検出部42bの機能を持つ。なお、（ケーブル7を含む）高周波信号線3a、3bは、ケーブル7内の高周波信号線7a、7b、本体ユニット12内の高周波信号線12a、12b、及びハンドルユニット9の高周波信号線9a、9bからなる。
- [0052] より詳細には、高周波信号線3aは、ケーブル7内の高周波信号線7a、本体ユニット12内の高周波信号線12a及びハンドルユニット9の高周波信号線9aからなり、高周波信号線3bはケーブル7内の高周波信号線7b、本体ユニット12内の高周波信号線12b及びハンドルユニット9の高周波信号線9bからなる。
- [0053] 処置具3の高周波信号線3a、3bの断線の発生を検出する場合、処置具3側に流れる高周波電流からこの高周波信号線3a、3bで断線が発生することを検出することは、原理的に可能である。
- [0054] しかし、高周波電流と超音波振動とにより生体組織に処置した場合、生体組織は把持部材15a、15bで把持された部分が等価的に抵抗で近似できる。この抵抗は、処置と共に、水分が蒸発してその抵抗値が大きくなるように変化する。
- [0055] このように処置に伴って、抵抗が変化するため、抵抗値の計測から断線の発生を判定する場合には、その信頼性又は精度が低下する可能性がある。
- [0056] これに対して、処置具3の高周波信号線3a、3b間の静電容量は、生体組織を把持部材15a、15bで把持して処置を行った場合、水分が蒸発してもその静電容量の値が殆どの場合、十分に小さく、かつ変化も小さい。そのため、本実施形態における断線検出部42bは、処置具3の高周波信号線3a、3b間の静電容量値を算出又は計測することによって処置具3の高周波信号線3a、3bでの断線の有無、又は断線の発生を精度良く検出する。

- [0057] 断線検出部42bは、上記高周波電圧計測部39により計測された高周波電圧と、高周波電流計測部37により計測された高周波電流とから、高周波出力端からケーブル7を含む処置具3の高周波信号線3a, 3b間の静電容量値 $C_m$ を算出する算出部42cを有する。
- [0058] また、この断線検出部42bは、高周波出力端に接続されるケーブル7を含む処置具3の高周波信号線3a, 3bが断線しない状態で持つ静電容量値 $C$ よりも、少なくとも小さい値に設定された閾値 $C_{th}$ と、実際に算出された静電容量値 $C_m$ とを比較する（つまり、 $C_m < C_{th}$ であるか否かを比較）ことにより、断線の有無を判定する判定部42dとを有する。
- [0059] また、電源装置2は、上記判定部42dに出力する閾値 $C_{th}$ の値を設定する閾値設定部48を有する。閾値設定部48は、閾値設定部48内に、例えば複数の値の閾値 $C_{th1}$ ,  $C_{th2}$ , ...,  $C_{thn}$ を格納した不揮発性のメモリ48aを有し、術者等のユーザは、手術を行う場合に使用する処置具3に対応した値の閾値 $C_{thi}$ を閾値 $C_{th}$ として選択して設定することができる。
- [0060] また、制御部42は、判定部42dにより断線の発生、つまり断線有りの判定結果を得た場合には、速やかに高周波電力発生部32と、超音波電力発生部33とに高周波電力と超音波駆動電力との発生を停止させる制御信号を出力し、高周波電力発生部32と、超音波電力発生部33はそれぞれ高周波電力と超音波駆動電力との発生を停止する制御を行う。
- [0061] また、制御部42は、断線有りの判定結果の場合には、断線が発生したこと、及び断線の発生のために高周波電力と超音波駆動電力との発生を停止したことを表示させる信号を表示部49に出力する。そして、表示部49は、判定部42dによる判定結果に対応する断線の発生を表示すると共に、高周波電力と超音波駆動電力との発生を停止した表示を行う。そして、表示部49の表示内容から断線が発生したこと、及び断線のために出力を停止したことを術者等のユーザは速やかに把握できるようにしている。なお、表示部49は、判定部42dによる断線が発生していない判定結果の情報も表示する

ようにしても良い。

[0062] 図2においては、制御部42内に断線検出部42bを設けているが、制御部42と断線検出部42bを別ブロックとなるように構成しても良い。また、算出部42c、判定部42dも、制御部42と別ブロックとなるような構成にしても良い。

[0063] 図1に示すように電源装置2には、電源スイッチ50が設けてあり、電源スイッチ50がONされると電源部31は電源装置2内の各部に動作用の直流電源を供給する。

[0064] 図3は、電源装置2の高周波出力端に接続されるケーブル7を含む処置具3の高周波信号線3a、3bの等価回路を示す。

[0065] 図3に示すようにケーブル7を含む処置具3内の両高周波信号線3a、3bは、ケーブル7内等において絶縁材を介して接近した位置に配置されるため、両高周波信号線3a、3b間の静電容量と等価であると近似することができる。

[0066] そのため、高周波信号線3a、3bは、超音波トランスデューサユニット8内での静電容量(値) $C_u$ と、ハンドルユニット9内での静電容量(値) $C_h$ とを並列接続したものと等価であると近似できる。

[0067] また、把持部材15a、15bにより血管4等の水分を含む生体組織を把持した場合には、高周波信号線3a、3bは、並列接続の静電容量値 $C_u$ 、 $C_h$ に、把持した生体組織部分の抵抗成分を表す抵抗(値) $R$ を並列接続したものと等価であると近似できる。

[0068] このため、高周波電圧及び高周波電流が計測される高周波出力端に接続されるケーブル7を含む処置具3の高周波信号線3a、3bは、高周波出力端に静電容量値 $C_u$ 、 $C_h$ と抵抗 $R$ を並列接続したものと等価であると近似できる。

[0069] なお、図3において(3a)、(3b)は高周波信号線3a、3bに対応した等価回路中の信号線を表している。

[0070] 上記のように生体組織は水分を含むため、把持部材15a、15bにより

把持した直後においては、抵抗Rは小さな値となるが、凝固切開、又は封止等の処置を行っている最中に生体組織から水分が蒸発するため、抵抗Rが大きくなる。

[0071] 高周波信号線3a, 3bのインピーダンスは、接点5a, 5b側で計測した場合、処置の開始時においては、静電容量値C<sub>u</sub>、C<sub>h</sub>を無視できる程に抵抗R成分の寄与が大きい。そして、処置の経過と共に抵抗Rの値が大きくなると、抵抗Rに静電容量値C<sub>u</sub>、C<sub>h</sub>を並列接続したインピーダンスとなる。

[0072] 一方、把持部材15a, 15bにより生体組織を把持しない状態、又は把持部材15a, 15bを開にした状態では、抵抗Rは無量大と近似できる。この状態においては、高周波信号線3a, 3bのインピーダンスは、静電容量値C<sub>u</sub>、C<sub>h</sub>を並列接続したもので近似できる。

[0073] 図4は、高周波出力端から処置具3側に出力される高周波信号の出力波形の模式図を示す。

[0074] 図3に示したように静電容量値C<sub>u</sub>、C<sub>h</sub>、抵抗Rが並列接続された状態において、電源装置2の高周波出力端からケーブル7を含む処置具3の高周波信号線3a, 3bに高周波信号を出力すると、図4に示すようにその高周波電圧波形と高周波電流波形との間において、ゼロクロスするタイミングに時間差Δtを持つ位相差θが発生する。

[0075] 図2に示す制御部42内の算出部42cは、A/D変換器41を介して入力される高周波電圧計測部39により計測された高周波電圧と、高周波電流計測部37により計測された高周波電流とから、図4に示す時間差Δtと周期Tとを算出する。

[0076] また、算出部42cは、時間差Δtと周期Tとから位相差θを以下の(1)式

$$\theta = 360^\circ \times \Delta t / T \quad (1)$$

により算出する。

[0077] 図5は、図4に対応した高周波電圧と高周波電流のベクトル図を示す。図

5に示すように高周波電圧の振幅 $V$ と高周波電流の振幅 $I$ は位相差 $\theta$ を持つ。

[0078] そして、算出部42cは、並列接続の静電容量値 $C_u$ 、 $C_h$ （つまり $C_u + C_h$ ）に流れる高周波電流成分 $I_c$ と抵抗 $R$ に流れる高周波電流成分 $I_r$ とは以下の(2)式、(3)式

$$I_c = \sin \theta \times I \quad (2)$$

$$I_r = \cos \theta \times I \quad (3)$$

により算出する。

[0079] また、算出部42cは、並列接続の静電容量値 $C_u$ 、 $C_h$ の合成の静電容量値 $C_m (=C_u + C_h)$ を、以下の(4)式

$$C = I_c / \{2\pi \times (1/T) \times V\} \quad (4)$$

により算出する。また、算出部42cは、抵抗 $R$ を以下の(5)式

$$R = V / I_r \quad (5)$$

により算出する。

[0080] 算出部42cは、算出した合成の静電容量値 $C_m$ を、判定部42dに出力する。判定部42dは、算出部42cが算出した合成の静電容量値 $C_m$ と、閾値設定部48により断線を検出ために設定された閾値 $C_{th}$ とを比較し、 $C_m \geq C_{th}$ の場合には断線無しと判定し、 $C_m < C_{th}$ の場合には断線有りと判定する。

[0081] 制御部42は、判定部42dが断線無しと判定した場合には、通常の使用状態を維持し、これに対して断線有りと判定した場合には、電源装置2から高周波信号と超音波駆動信号を出力しないように出力制御を行うと共に、表示部49によりその内容を表示し、術者に告知する。術者は、告知により、断線の発生を速やかに認識でき、断線の発生に対応した処置を円滑に行い易くなる。

[0082] このように本実施形態の外科手術システム1は、生体組織に高周波エネルギーを供給給するために、高周波信号（第1の信号）を生成する高周波電力発生部32（第1の信号生成部）と、生体組織に高周波エネルギーと異なる

エネルギーである超音波エネルギーを供給するために、超音波駆動信号（第2の信号）を生成する超音波電力発生部33（第2の信号生成部）と、を備える電源装置2を有する。

[0083] また、外科手術システム1は、前記第2の信号の供給により前記他のエネルギーを生成する変換器としての超音波トランスデューサ11と、処置対象の生体組織を把持する開閉可能な把持部材15a、15bと有し、前記把持部材15a、15bにより形成される対の電極を介して前記生体組織に前記高周波エネルギーによる処置と、前記把持部材15a、15bを介して前記他のエネルギーによる処置とを同時に行うことが可能な外科処置具としての（高周波／超音波）処置具3と、前記外科処置具に一端が接続され、他端に前記電源装置2に着脱自在に接続されるコネクタ6が設けられ、前記コネクタ6を介して前記電源装置2から前記第1の信号と前記第2の信号とを前記外科処置具に供給するケーブル7とを有する。

[0084] また、外科手術システム1は、前記電源装置2に設けられ、前記電源装置2から前記ケーブル7内の第1の高周波信号線を介して前記外科処置具内の前記対の電極に導通する第2の高周波信号線側に出力される前記高周波信号の高周波電圧を計測する高周波電圧計測部39と、前記電源装置2に設けられ、前記電源装置2から前記ケーブル7内の前記第1の高周波信号線を介して前記外科処置具内の前記第2の高周波信号線側に出力される前記高周波信号の高周波電流を計測する高周波電流計測部37と、前記電源装置2に設けられ、前記高周波エネルギー及び前記他のエネルギーにより前記生体組織を処置する最中において、前記高周波電圧計測部39により計測された前記高周波電圧及び前記高周波電流計測部37により計測された前記高周波電流に基づいて、前記高周波信号を伝送する前記ケーブル7内の前記第1の高周波信号線及び前記外科処置具内の前記第2の高周波信号線が有する静電容量値 $C_m$ を算出する算出部42cと、前記電源装置2に設けられ、前記算出部42cにより算出された前記静電容量値 $C_m$ が前記ケーブル7内の前記第1の高周波信号線及び前記外科処置具内の前記第2の高周波信号線における断線

の発生を検出するために予め設定された閾値 $C_{th}$ より小さいか否かを判定する判定部42dと、前記電源装置2に設けられ、前記静電容量値 $C_m$ が前記閾値 $C_{th}$ より小さいと前記判定部42dが判定したとき、前記電源装置2から前記ケーブル7を介して前記外科処置具に供給される前記高周波信号及び前記第2の信号の出力を停止する制御を行う制御部42とを有する。

[0085] 次に本実施形態の外科手術システム1による作用を説明する。

[0086] 図6は本実施形態の外科手術システム1により処置を行う場合における主に制御部42による処理手順のフローチャートを示す。

[0087] 電源装置2の電源スイッチ50をONにすることにより、電源装置2内の各部は動作状態になる。術者は、最初のステップS1において閾値 $C_{th}$ の設定を含む高周波出力値、超音波駆動出力値等の初期設定を行う。

[0088] 図7Aは、ケーブル7を含む処置具3における断線が発生していない正常な場合の静電容量値 $C_a$ と、断線が発生した場合の静電容量値 $C_b$ 、 $C_c$ の例を示す。

[0089] 図7Aにおける横軸は、高周波信号線3a、3bを構成するケーブル7内の高周波信号線7a、7b、本体ユニット12内の高周波信号線12a、12b、ハンドルユニット9内の高周波信号線9a、9bの長さに対応した概略の静電容量値を示す。なお、図7Aにおいて示す静電容量値 $C_a$ 、 $C_b$ 、 $C_c$ は、ケーブル7の高周波信号線7a、7bにおけるコネクタ6側の端部において計測（算出）される。

[0090] ケーブル7内の高周波信号線7a、7bは、通常3m程度の長さを有し、ハンドルユニット9内の高周波信号線9a、9bは、数10cm程度の長さを有する。また、本体ユニット12内の高周波信号線12a、12bは、ハンドルユニット9の場合の長さよりもかなり短い。

[0091] 断線無しの場合には、正常な場合の静電容量値 $C_a$ が算出部42cにより高周波電圧と高周波電流との計測結果に基づいて算出される。静電容量値 $C_a$ は、通常は250pF—300pF程度の範囲となる。このため、閾値 $C_{th}$ の値も、ほぼ250pF—300pF程度の範囲内の値に設定される。

ケーブル7がより長い場合に対応して、閾値 $C_{th}$ の値を $250\text{ pF} - 400\text{ pF}$ 程度の範囲内の値に設定したり、ケーブル7がより短い場合にも対応して $150\text{ pF} - 400\text{ pF}$ 程度の範囲内の値に設定しても良い。

[0092] 図7Aにおいてクロス記号Bで示す位置に断線が発生すると、ケーブル7のコネクタ6側の端部（つまり高周波出力端）から、断線した位置に対応した（断線無しの場合の静電容量値 $C_a$ よりも小さい）静電容量値 $C_b$ ,  $C_c$ のようになる。

[0093] このため、断線を検出するための閾値 $C_{th}$ としては、断線無しの場合の静電容量値 $C_a$ よりも少し小さい値 $C_{th1}$ に設定すると、算出される静電容量値 $C_m$ との比較により、（ケーブル7を含む）処置具3における任意の位置の断線の発生を検出することができる。なお、図7Aにおいては、 $C_{th1}$ は静電容量値 $C_a$ よりもマージン $\Delta$ だけ、小さい値に設定されている。

[0094] 術者は、実際に処置を行う場合に使用する処置具3の場合の静電容量値に応じて、閾値設定部48により閾値 $C_{th}$ を設定することができる。設定された閾値 $C_{th}$ は、判定部42dにより断線の有無を判定する際に用いられる。

[0095] 術者は、処置対象の生体組織としての例えば血管4を封止するような場合、把持部材15a, 15bで血管4を把持し、出力スイッチ24をONする。

[0096] 図6のステップS2に示すように制御部42は、出力スイッチ24のONを監視しており、出力スイッチ24がONされた場合には、ステップS3に示すように高周波信号と超音波駆動信号とを同時に出力させるように高周波電力発生部32と、超音波電力発生部33とを制御する。なお、図6においては高周波信号をHF信号、超音波駆動信号をUS駆動信号と略記する。

[0097] この場合、高周波出力端からケーブル7を含む処置具3内の高周波信号線3a, 3bを介して、バイポーラ電極を構成する把持部材15a, 15bにより把持された血管4に高周波信号が流れ、血管4に対する高周波エネルギーによる封止の処置が開始する。

- [0098] また、超音波駆動信号により超音波トランスデューサ 11 が超音波振動し、この超音波振動が把持部材 15 a を介して血管 4 に与えられ、血管 4 は超音波振動（超音波エネルギー）によっても封止の処置が開始する。このように両エネルギーを同時に用いることにより、封止の機能を大きくして、短時間に封止の処置を行うことが可能になる。
- [0099] また、ステップ S 4 に示すように高周波電圧計測部 39 と高周波電流計測部 37 は、高周波出力端から処置具 3 側に供給される高周波電圧と高周波電流をそれぞれ計測する。高周波電圧計測部 39 と高周波電流計測部 37 は、計測した高周波電圧と高周波電流を A/D 変換器 41 を介して制御部 42 に出力する。制御部 42 は、計測した高周波電圧と高周波電流とから、生体組織の抵抗成分を算出し、その生体組織を処置する場合に適した高周波エネルギー値となるように高周波信号の出力制御を行う。
- [0100] また、ステップ S 5 に示すように超音波電圧計測部 45 と超音波電流計測部 44 は、それぞれ超音波駆動電圧と超音波駆動電流とを計測し、A/D 変換器 41 を介して制御部 42 に出力する。制御部 42 は、これらの計測値から、超音波トランスデューサ 11 が発生する超音波振動の振幅が一定となるように超音波電力発生部 33 の超音波駆動電力を制御する。
- [0101] また、ステップ S 6 に示すように算出部 42 c は、入力された高周波電圧と高周波電流とから高周波信号線 3 a, 3 b 間の静電容量値  $C_m$  を算出し、判定部 42 d に出力する。なお、このステップ S 6 の処理をステップ S 5 の処理と並行して、又はステップ S 5 の処理前に行うようにしても良い。
- [0102] ステップ S 7 に示すように判定部 42 d は、算出された静電容量値  $C_m$  と閾値  $C_{th}$  とを比較して、 $C_m < C_{th}$  の条件を満たすか否かを判定する。この条件を満たさない場合には、判定部 42 d は断線無しと判定する。この判定部 42 d による判定結果の場合には、ステップ S 8 に示すように制御部 42 は、高周波信号と超音波駆動信号とを同時に出力する状態を継続するように制御する。
- [0103] また、ステップ S 9 に示すように制御部 42 は、出力スイッチ 24 が OFF

Fにされたか否かを監視する。出力スイッチ24がOFFにされていない場合には、ステップS4の処理に戻る。

[0104] 一方、出力スイッチ24がOFFにされた場合には、ステップS10に示すように高周波信号と超音波駆動信号との同時出力を停止するように制御し、次のステップS11に移る。

[0105] ステップS11において、制御部42は、処置終了の指示操作が行われたか否かを監視し、処置終了の指示操作が行われない場合にはステップS2の処理に戻る。処置終了の指示操作が行われた場合には、制御部42は図6の制御動作を終了し、電源スイッチ50をOFFにする。

[0106] ステップS7において、 $C_m < C_{th}$ の条件を満たす場合には、判定部42dは断線有りと判定し、この判定結果の場合には、ステップS12に示すように制御部42は、高周波信号と超音波駆動信号との同時出力を停止させるように高周波電力発生部32と、超音波電力発生部33とを制御する。

[0107] また、ステップS13に示すように制御部42は、断線が発生したことと、高周波信号と超音波駆動信号と出力を停止したことを表示させる信号を表示部49に出力する。そして表示部49は、断線の発生と、高周波信号と超音波駆動信号との出力停止を表示し、制御部42は断線が発生した部分が交換されるまで高周波信号と超音波駆動信号との同時出力を禁止する。なお、ステップS12とS13の処理を同時に、又はステップS13の処理を行った後にステップS13の処理を行うようにしても良い。

[0108] 術者は、断線が発生したことを速やかに把握することができ、また断線の発生により電源装置2が遮断された状態になったことを把握することができる。そして、術者は、断線の発生に対応した処理を円滑に行い易くなる。

[0109] このように本実施形態によれば、処置具3に供給される高周波電圧及び高周波電流を計測し、計測された高周波電圧及び高周波電流に基づいて処置具3の静電容量値 $C_m$ を算出し、算出した静電容量値 $C_m$ を閾値 $C_{th}$ と比較することにより処置具3の高周波信号線3a, 3bに断線が発生した場合には速やかに断線の発生を検出することができる。

- [0110] また、計測された高周波電圧及び高周波電流に基づいて処置具3の静電容量値 $C_m$ を算出し、算出した静電容量値 $C_m$ を断線を判定するための閾値 $C_{th}$ と比較することにより断線の発生を判定（検出）するようにしているので、断線の発生を精度良く判定することができる。
- [0111] また、本実施形態によれば、断線の発生を検出した場合には、高周波信号と超音波駆動信号の出力を停止すると共に、術者に告知するようにしているので、術者は断線の発生に対応した処置を速やかに行うことが可能になる効果を有する。
- [0112] 上述したように、高周波エネルギーと超音波エネルギーとの両方を用いて手術を行う場合においては、断線が発生しても、超音波エネルギーによる処置を行うことができる状態が継続するため、術者は断線の発生を直ちに認識することが困難になる。また、この状態は、高周波エネルギーと超音波エネルギーとの両方を用いた場合において適切な処置を行うように設定された出力状態と異なるため、速やかに処置を停止した方が望ましい。
- [0113] 本実施形態においては、断線が発生した場合には、直ちに断線の発生を術者に告知すると共に、高周波エネルギーと超音波エネルギーを出力しないようにするため、術者は断線の発生に対して断線した処置具3を交換して処置を続行する等、断線の発生に対応した処理等を円滑に進めることが可能になる。
- [0114] なお、上述したように、1回の症例に対して処置具3を使用する場合には、繰り返し使用される超音波トランスデューサユニット8の場合に比較すると、1回の症例毎に新しいものが使用されるハンドルユニット9において断線が発生する可能性は、極めて小さい。
- [0115] このため、断線の発生を検出するための閾値 $C_{th}$ としては、超音波トランスデューサユニット8側で断線が発生する場合のみを検出できるように設定しても良い場合がある。
- [0116] そこで、図7Aにおいて示すように $C_{th2}$ の値を閾値 $C_{th}$ に設定しても良い。この値 $C_{th2}$ は、超音波トランスデューサユニット8の高周波信

号線 8 a, 8 b の静電容量値  $C_u$  よりも僅かに小さな値に設定すると良い。この場合、超音波トランスデューサユニット 8 の製品のばらつきの程度を考慮して、そのばらつきによる最大の容量値  $\Delta C_u$  を静電容量値  $C_u$  から減算した  $C_u - \Delta C_u$  の値をを閾値  $C_{th}$  に設定しても良い。

- [0117] また、本実施形態の変形例として、以下の構成のようにしても良い。
- [0118] 例えば図 2 において点線で示すように電源装置 2 内に時間計測を行う時間計測部としてのタイマ 5 1 と、例えば所定時間  $\delta$  毎の計測時間  $t_j$  ( $j$  は自然数で、 $j = 1, 2, \dots$ ) に計測された高周波電圧及び高周波電流に基づいて制御部 4 2 (の算出部 4 2 c) により算出された静電容量値  $C_m(j)$  を時系列に記憶する記憶部 5 2 と、を設けるようにしても良い。また、判定部 4 2 d は、所定時間  $\delta$ 、時間的に前後して計測 (算出) された 2 つの静電容量値  $C_m(j)$ 、 $C_m(j+1)$  の差分の絶対値  $|C_m(j) - C_m(j+1)|$  を、以下のように設定する閾値  $C_{th}(\delta)$  と比較する。なお、閾値  $C_{th}(\delta)$  は、正の値である。
- [0119] 絶対値  $|C_m(j) - C_m(j+1)|$  は、処置具 3 が正常な動作状態においては、測定誤差や生体組織の状態変化に起因する小さな値となる。
- [0120] このような場合に対しては、
- $$|C_m(j) - C_m(j+1)| < C_{th}(\delta) \quad (6)$$
- を満たすような閾値  $C_{th}(\delta)$  を設定することができる。この閾値  $C_{th}(\delta)$  として、正常な動作状態において、所定時間  $\delta$  の時間間隔で静電容量値  $C_m$  を計測した場合において許容される静電容量値の変化量の最大値を設定することができる。
- [0121] この閾値  $C_{th}(\delta)$  は、所定時間  $\delta$  の大きさにも依存するが、上述した閾値  $C_{th}$  の値に比較して十分に小さな値 (以下の例では  $1/10$  以下) となる。
- [0122] 例えば、所定時間  $\delta$  が 0.1 秒 - 10 秒の範囲内の値に設定された場合、閾値  $C_{th}(\delta)$  として、 $C_m/100 - C_m/10$  の範囲から、使用環境に応じて設定することができる。 $C_m/100 - C_m/10$  は、おおよそ 2

$pF - 30 pF$ の範囲内となる。閾値 $C_{th}(\delta)$ は、例えば閾値設定部48により設定することができる。この場合、閾値設定部48は、閾値 $C_{th}$ を第1の閾値として設定する第1の閾値設定部とした場合、閾値設定部48は、閾値 $C_{th}(\delta)$ を第2の閾値として設定する第2の閾値設定部の機能を持つ。なお、閾値設定部48が、既に第1の閾値と、第2の閾値を設定する機能を備えている場合には、閾値設定部48は、閾値 $C_{th}(\delta)$ を第3の閾値として設定する第3の閾値設定部の機能を持つ。なお、閾値設定部48とは別体で、第3の閾値設定部を設けるようにしても良い。

[0123] このように閾値 $C_{th}(\delta)$ を設定した場合において、断線が発生すると絶対値 $|C_m(j) - C_m(j+1)|$ は、閾値 $C_{th}(\delta)$ 以上に大きく変化する。このため、判定部42dが、絶対値 $|C_m(j) - C_m(j+1)|$ が閾値 $C_{th}(\delta)$ より小さいか否か、つまり(6)式の条件を満たすか否かを判定することにより、断線の発生を判定(検出)することができる。なお、判定部42dが、上記の判定も行うが、判定部42dとは異なる例えば第2の判定部が上記判定を行うようにしても良い。

[0124] また、断線以外においても、異常な動作状態が発生すると絶対値 $|C_m(j) - C_m(j+1)|$ は、上記閾値 $C_{th}(\delta)$ 以上に大きくなる(つまり(6)式を満たさない状態となる)可能性がある。

[0125] 本変形例においては、上記第1の実施形態のように判定部42dが判定する他に、(6)式を満たすか否かを判定する。そして、(6)式を満たさない時においても、上述した断線の発生を検出した時と同様に、制御部42は高周波信号と超音波駆動信号との出力停止の制御を行うと共に、術者に告知する。この場合の告知としては、異常な動作状態となった旨の告知を行う。

[0126] 図7Bは、本変形例の処理内容の代表例となるフローチャートを示す。図7Bは図6に示したフローチャートにおける一部が異なるため、異なる部分のみ説明する。ステップS1-S5は、図6の場合と同様であり、図6におけるステップS6における高周波信号線3a, 3b間の静電容量値 $C_m$ の算出の処理は、図7Bに示すように計測時間 $T_j$ (この場合、 $j=1$ )におい

て算出される静電容量値  $C_m(j)$  に変更される。また、図6のステップS7の  $C_m < C_{th}$  の条件を満たすか否かの判定処理は、図7Bにおいては  $C_m(j) < C_{th}$  の条件を満たすか否かの判定処理となる。また、図7BにおいてはステップS8とS9との間に以下の処理が行われる。

[0127] ステップS8の処理の後のステップS41において制御部42は、静電容量値  $C_m(j)$  を計測時間  $T_j$  と共に記憶部52に記憶する。次のステップS42においてタイマ51は、計測時間  $t_j$  から所定時間  $\delta$  が経過するのを待つ。所定時間  $\delta$  経過した時、タイマ51は、所定時間  $\delta$  の経過を制御部42（の算出部42c）に通知する。次の計測時間  $t_{j+1}$  になったことを制御部42（の算出部42c）に通知する。ステップS43において制御部42（の算出部42c）は、計測時間  $t_j$  から所定時間  $\delta$  経過した次の計測時間  $t_{j+1}$  になったことを認識し（ $j$  を  $j+1$  に設定し）、この計測時間  $t_{j+1}$  において静電容量値  $C_m(j+1)$  を算出し、算出した静電容量値  $C_m(j+1)$  を判定部42dに送る。

[0128] ステップS44において制御部42（の判定部42d）は、(6)式の条件を満たすか判定を行う。つまり、制御部42（の判定部42d）は、 $|C_m(j) - C_m(j+1)| < C_{th}(\delta)$  か否かの判定を行う。(6)式を満たす場合には、ステップS9の処理に進む。ステップ9において出力スイッチ24がOFFにされない場合には、ステップS4の処理に戻り、 $j$  が  $j+1$  となった状態で、上述した処理が繰り返される。

[0129] 一方、ステップS44において(6)式の条件を満たさない判定結果の場合には、ステップS45において制御部42は、高周波信号と超音波駆動信号との同時出力を停止させるように高周波電力発生部32と、超音波電力発生部33とを制御する。

[0130] また、ステップS46に示すように制御部42は、異常が発生したことと、高周波信号と超音波駆動信号と出力を停止したことを表示させる信号を表示部49に出力する。そして表示部49は、断線等の異常の発生と、高周波信号と超音波駆動信号との出力停止を表示し、制御部42は断線した処置具

が交換されるまで出力を禁止して図7Bの処理を終了する。なお、ステップS45とS46の処理を同時に、又はステップS46の処理を行った後にステップS45の処理を行うようにしても良い。なお、図7BにおいてステップS41をステップS8と同時に行って良いし、ステップS8の前に行うようにしても良い。

[0131] 本変形例によれば、断線の発生をより確実に検出できると共に、断線以外の異常状態になった場合にも高周波信号と超音波駆動信号との出力停止を行うことができる。また、異常状態の発生を術者に速やかに告知できる。

[0132] (第2の実施形態)

次に本発明の第2の実施形態を説明する。図8は第2の実施形態の外科手術システム1Bを示す。外科手術システム1Bは、電源装置2Bと、この電源装置2Bに着脱自在に接続されるコネクタ6を備えた処置具3Bとを有する。

処置具3Bは、第1の実施形態の処置具3において、例えばコネクタ6内に、工場出荷時に測定したケーブル7を含む超音波トランスデューサユニット8の高周波信号線8a, 8bが持つ静電容量値 $C_u$ の情報を格納する情報格納部61を有する。なお、静電容量値 $C_u$ は、例えば高精度で静電容量値を測定することができる静電容量計測装置等により計測(算出)される。

[0133] この情報格納部61は、格納された情報を読み出すことができるように、コネクタ6に設けた接点62と接続されている。

[0134] なお、情報格納部61は、ROM、RF-ID、バーコード、その他のデバイスにより構成される。

[0135] 図9は、本実施形態における電源装置2Bの内部構成を示す。この電源装置2Bは、第1の実施形態の電源装置2において、さらに接点62と接続される信号線63を介して、制御部42は静電容量値 $C_u$ の情報を読み取る。また、制御部42は、静電容量値 $C_u$ の情報を閾値設定部48に送り、静電容量値 $C_u$ に対応した閾値を設定することができるようにしている。

[0136] この場合、閾値設定部48により、例えば静電容量値 $C_u$ にマージン $\Delta C$

を加算して静電容量値 $C_u$ に対応した閾値として $C_u + \Delta C$ を閾値 $C_{th}$ として設定することができる。

[0137] その他の構成は、第1の実施形態と同様である。

[0138] 図10は本実施形態により手術する場合における断線の発生を検出する処理手順の1例を示す。図10に示す処理内容は、図6の処理内容に類似している。

[0139] 最初に、ステップS21に示すように超音波トランスデューサユニット8を含む処置具3Bを電源装置2Bに接続する。その後、電源スイッチ50をONにする。電源スイッチ50のONにより、電源装置2内の各部は動作状態になる。そして、ステップS22に示すように制御部42は、超音波トランスデューサユニット8に設けられた情報格納部61に格納された情報としての静電容量値 $C_u$ を読み取り、この静電容量値 $C_u$ を閾値設定部48に送る。次のステップS23において閾値設定部48は、この静電容量値 $C_u$ を閾値 $C_{th}$ に設定して、次のステップS2に移る。ステップS2以降の処理は、図6と同様の処理である。このため、その説明を省略する。

[0140] 本実施形態によれば、手術を行う際に実際に使用される処置具3Bを構成する超音波トランスデューサユニット8の静電容量値 $C_u$ を読みとって、その静電容量値 $C_u$ を断線の有無を判定する閾値 $C_{th}$ に設定するようにしているので、精度良く断線の有無を判定することができる。その他、第1の実施形態と同様の効果を有する。

[0141] (第3の実施形態)

次に本発明の第3の実施形態を説明する。本実施形態は、例えば第1の実施形態の処置具3の場合において断線を精度良く検知することができる外科手術システム1である。ハードウェアの構成は、例えば第1の実施形態と同様であり、断線の発生を検出する手順が異なる。

[0142] 図11は、本実施形態における断線の有無を判定する処理を含む動作を示す。

[0143] 最初のステップS31において術者は、手術に実際に使用する超音波トラ

ンスデューサユニット 8 を電源装置 2 に接続し電源装置 2 の電源スイッチ 50 を ON にする。次のステップ S 3 2 において術者は、超音波トランスデューサユニット 8 が断線していない事、つまり導通を確認する処理を行う。

[0144] 例えば、超音波トランスデューサユニット 8 単体で、導通を確認する場合には超音波トランスデューサユニット 8 の高周波信号線 8 a, 8 b の先端の両端を図示しない治具によりショート（短絡）する。

[0145] 超音波トランスデューサユニット 8 にハンドルユニット 9 を装着した場合で導通を確認する場合には、ハンドルユニット 9 の先端の把持部材 15 a, 15 b 間を治具でショートするか、把持部材 15 a, 15 b で生理的食塩水で濡らしたガーゼ等を把持した状態にして高周波信号を出力してガーゼ等から煙が出る事等により導通を確認する。

[0146] 次のステップ S 3 3 において（使用中での断線の有無を判定するための閾値を設定するために）処置具 3 又は超音波トランスデューサユニット 8 の静電容量値  $C_f$  の測定を行う。

[0147] 超音波トランスデューサユニット 8 単体で、その静電容量値  $C_f$  の測定を行った場合には、ステップ S 3 4 においてこの静電容量値  $C_f$  を閾値  $C_{th}$  に設定する。

[0148] なお、超音波トランスデューサユニット 8 にハンドルユニット 9 を装着した処置具 3 で、静電容量値  $C_f$  の測定を行った場合には、静電容量値  $C_f$  からハンドルユニット 9 の静電容量値を減算した値を閾値  $C_{th}$  に設定する。

[0149] このステップ S 3 4 の次の処理は図 6 のステップ S 2 と同じであり、このステップ S 2 以降の処理は図 6 と同様であるためその説明を省略する。

[0150] 本実施形態においても、手術に実際に使用する超音波トランスデューサユニット 8 の静電容量値を測定して、その測定値を用いて断線の有無を判定する閾値  $C_{th}$  に設定するようにしているので、第 2 の実施形態の場合と同様に高精度で断線の有無を判定できる。

[0151] なお、上述した第 1 - 第 3 の実施形態において、後述する図 1 4 の電源装置 2 C のように高周波電力発生部 3 2 で発生する高周波信号の周波数  $f_1$  と

は異なる周波数  $f_2$  の高周波信号を発生する高周波電力発生部 3 2 b 等を備えた構成にした場合には、両周波数  $f_1$ 、 $f_2$  の高周波信号で断線の発生を判定（検出）するようにしても良い。

[0152] この場合、両周波数  $f_1$ 、 $f_2$  の高周波信号を処置具 3（又は 3 B）に印加した状態において、両周波数  $f_1$ 、 $f_2$  の高周波信号それぞれの高周波電圧と高周波電流の計測値から静電容量値  $C_m(f_1)$ 、 $C_m(f_2)$  を算出し、静電容量値  $C_m(f_1)$ 、 $C_m(f_2)$  をそれぞれ断線の発生を判定するための閾値  $C_{th}(f_1)$ 、 $C_{th}(f_2)$  と比較して断線の発生の有無を判定するようにしても良い。

[0153] また、周波数が高い方の周波数  $f_1$  を用いた場合において判定部 4 2 d が断線の発生有りと判定した場合、さらに周波数が低い方の周波数  $f_2$  を用いて同様の判定を行い、周波数が低い方の周波数  $f_2$  における判定結果を優先するようにしても良い。

[0154] （第 4 の実施形態）

上述した第 1 – 第 3 の実施形態においては、高周波電圧及び高周波電流の計測値から静電容量値を算出して、断線の発生の有無を検出する説明を行ったが、以下に（第 4 の実施形態として）説明するように処置具 3（3 B に適用しても良い）の高周波信号線 3 a、3 b の高周波電圧及び高周波電流の計測値からインピーダンス  $Z_m$  を算出して、断線を検出するために設定したインピーダンスの閾値  $Z_{th}$  と比較することにより、断線の発生を検出（判定）するようにしても良い。

[0155] なお、第 4 の実施形態の構成は、例えば第 1 の実施形態と同様の構成である。但し、本実施形態においては、図 2 の算出部 4 2 c はインピーダンス  $Z_m$  を算出し、また図 2 の判定部 4 2 d はインピーダンス  $Z_m$  と閾値  $Z_{th}$  と比較することにより、断線の発生を検出（判定）する。

[0156] なお、インピーダンス  $Z_m$  は、高周波電圧及び高周波電流の計測値から算出されるために、インピーダンス  $Z_m$  を計測されたインピーダンス又は計測されたインピーダンスとも言う。

- [0157] 図12は、この場合の断線の発生の有無を検出するフローチャートを示す。
- [0158] ステップS51に断線の発生を検出するためのインピーダンスの閾値 $Z_{th}$ を設定する。なお、ハンドルユニット9は、ディスクであり、1回の使用においては、断線しないことがほぼ保証されている。そのため、超音波トランスデューサユニット8側での断線の発生を検出できれば良い。
- [0159] 超音波駆動信号の角周波数を $\omega$ とすると、超音波トランスデューサユニット8のみを接続した場合のインピーダンスは、 $1 / (\omega C_u)$ で求められる。
- [0160] 超音波トランスデューサユニット8側で断線が発生すると、高周波出力端側からみたインピーダンスは、 $1 / (\omega C_u)$ より大きくなる。
- [0161] そして、閾値 $Z_{th}$ としては、超音波トランスデューサユニット8のインピーダンス $1 / (\omega C_u)$ における超音波トランスデューサユニット8の静電容量値 $C_u$ のばらつきを考慮して静電容量値 $C_u$ の最大値に近い値を用いて設定される。
- [0162] 次のステップS52において電源装置2に処置具3を接続して、制御部42はインピーダンス $Z_m$ を、以前の計測値を更新しながら計測（算出）する。
- [0163] 次のステップS53において制御部42は、インピーダンス $Z_m$ が $Z_m \geq Z_{th}$ の条件を満たすか否かの判定を行う。
- [0164]  $Z_m \geq Z_{th}$ の条件を満たさない場合には、ステップS52の処理に戻り、 $Z_m \geq Z_{th}$ の条件を満たす場合には、ステップS54の処理に移る。ステップS64において制御部42は、断線有り（断線のエラー発生）と判定し、高周波信号及び超音波駆動信号の出力を停止させるように制御する。
- [0165] 図12に示すような処理を行うことにより、処置具3の先端を開放状態に設定した場合にも断線していない場合には計測されるインピーダンス $Z_m$ が閾値 $Z_{th}$ より大きくなって誤検出してしまうことなく、ケーブル7を含む超音波トランスデューサユニット8の断線の発生を精度良く検出できる。

- [0166] 図12の場合には、閾値 $Z_{th}$ を予め設定していたが、この閾値 $Z_{th}$ を実際に使用する処置具3の超音波トランスデューサユニット8の計測値に応じて設定しても良い。
- [0167] 例えば手術する前に、処置具3の先端を開放状態に設定して、処置具3の高周波信号線3a, 3b間のインピーダンスを計測して、計測したインピーダンスをもとに閾値 $Z_{th}$ を設定する。
- [0168] 図13は、この場合の断線の発生の有無を検出するフローチャートを示す。
- [0169] 最初のステップS61において超音波トランスデューサユニット8のみを電源装置2に接続し、超音波トランスデューサユニット8の先端を短絡した状態に設定して、制御部42は超音波トランスデューサユニット8の導通チェックを行う。
- [0170] 次のステップS62において、超音波トランスデューサユニット8を短絡しない状態の開放状態に設定して、制御部42はこの開放状態でのインピーダンス $Z_{op}$ を計測（算出）する。開放状態でのインピーダンス $Z_{op}$ は $1 / (\omega C_u)$ となる。なお、超音波トランスデューサユニット8に断線が発生するとこのインピーダンス $Z_{op}$ よりも大きくなる。
- [0171] 次のステップS63において制御部42は、断線を検出するための閾値 $Z_{th}$ として $Z_{op}$ に事前に設定したインピーダンス $Z_{hmin}$ を加算した値を設定する。つまり、 $Z_{th} = Z_{op} + Z_{hmin}$ 。なお、インピーダンス $Z_{hmin}$ は、超音波トランスデューサユニット8のみの場合のインピーダンスと、最小容量のハンドルユニット9を接続した場合のインピーダンスとの差で求められる。
- [0172] そして、次のステップS64において、電源装置2に処置具3を接続する。つまり、超音波トランスデューサユニット8にハンドルユニット9を装着した処置具3を電源装置2に接続する。
- [0173] 次のステップS65において術者が出力スイッチ24をONにすると、電源装置2は、高周波信号及び超音波駆動信号の出力を開始する。

- [0174] 次のステップS 6 6において制御部4 2は、高周波電圧と高周波電流の計測値からインピーダンス $Z_m$ の計測（算出）を（以前の計測値を更新しながら）行う。
- [0175] 次のステップS 6 7において制御部4 2は、計測されたインピーダンス $Z_m$ が $Z_m \geq Z_{th}$ か否かを判定する。 $Z_m \geq Z_{th}$ の条件を満たさない場合には、ステップS 6 6の処理に戻る。一方、 $Z_m \geq Z_{th}$ の条件を満たす場合には、ステップS 6 8の処理に移る。ステップS 6 8において制御部4 2は、断線のエラー発生と判定し、高周波信号及び超音波駆動信号の出力を停止させるように制御する。
- [0176] 図1 3に示すような処理を行うことにより、先端を開放状態に設定しても断線が発生していない場合に計測されるインピーダンス $Z_m$ が閾値 $Z_{th}$ 未満となって誤検出してしまうことなく、断線の発生を精度良く検出できる。
- [0177] 図1 4は、第4の実施形態の第2変形例における2つの周波数を用いて断線の発生を検出する電源装置2 Cの構成を示す。図1 4に示す電源装置2 Cは、図2の電源装置2において、さらに断線検出用高周波電力発生部としての第2の高周波電力発生部3 2 bと、出力トランス3 5 bと、第2の高周波電流計測部3 7 bと、第2の高周波電圧計測部3 9 bと、バンドパスフィルタ（BPF）7 1とを備えている。
- [0178] 処置用高周波電力発生部としての高周波電力発生部3 2は、周波数 $f_1$ （角周波数 $\omega_1$ ）の高周波電力を発生し、第2の高周波電力発生部3 2 bは、周波数 $f_2$ （角周波数 $\omega_2$ ）の高周波電力を発生する。なお、 $f_1 > f_2$ に設定されている。
- [0179] 第2の高周波電力発生部3 2 bによる周波数 $f_2$ の高周波信号は、出力トランス3 5 bにより絶縁された2次側から第2の高周波電流計測部3 7 bを通り、さらにバンドパスフィルタ7 1を通過して高周波出力端から処置具3の高周波信号線3 a, 3 b側に処置用の周波数 $f_1$ の高周波信号に重畳されて出力される。
- [0180] また、第2の高周波電流計測部3 7 bと第2の高周波電圧計測部3 9 bに

よりそれぞれ計測された高周波電流と高周波電圧とは、A/D変換器41を介して制御部42に入力される。制御部42（内の算出部42c）は、計測された高周波電圧を高周波電流で除算してインピーダンス $Z_{m2}$ を算出する。

[0181] なお、制御部42（内の判定部42d）は、周波数 $f_2$ において計測されたインピーダンス $Z_{m2}$ と、閾値設定部48により断線を検出するために予め設定されたインピーダンスの閾値 $Z_{th2}$ と比較することにより断線の発生を判定する。

[0182] 図15は例えば処置具3の静電容量値が300pFの場合と200pFの場合において、周波数を変えた場合に計測されるインピーダンス値の特性例を示す。

[0183] 図15の特性から分かるように処置具3側の静電容量値をインピーダンス値として計測する場合、低い周波数で計測する方が大きな値として計測することができる。

[0184] このため、図14の電源装置2Cを備えた外科手術システムにおいては、処置用の高周波信号と共に、電線検出用の高周波信号とを同時に出力することができるようにしている。この場合、電線検出用の高周波信号の電力は、処置用の高周波信号の電力に比較して十分に小さい値（例えば1W以下）に設定しているため、電線検出用の高周波信号の電力を無視して、処置用の高周波信号の電力により処置する場合の出力制御を行うことができる。

[0185] 図16は、処置用と断線検出用の2つの高周波信号を出力して断線の発生を検出するフローチャートを示す。

[0186] 最初のステップS71において出力スイッチ24がONされた場合に、制御部42は処置用の周波数 $f_1$ の高周波信号と電線検出用の周波数 $f_2$ の高周波信号とを処置具3側に出力する。

[0187] 次のステップS72において制御部42は、処置具3の高周波信号線3a、3b間のインピーダンス $Z_{m2}$ を第2の高周波電流計測部37b及び第2の高周波電圧計測部39bにより計測された高周波電流と高周波電圧とから

計測（算出）する。

- [0188] 次のステップS 7 3において制御部4 2は、計測したインピーダンス $Z_{m2}$ が $Z_{m2} \geq Z_{th2}$ の条件を満たすか否かの判定を行う。 $Z_{m2} \geq Z_{th2}$ の条件を満たさない場合には、ステップS 7 2の処理に戻る。
- [0189] 一方、 $Z_{m2} \geq Z_{th2}$ の条件を満たす場合には、ステップS 7 4の処理に移る。このステップS 7 4において制御部4 2は、断線のエラー発生と判定し、出力停止をして、図1 6の処理を終了する。図1 6に示すように、処置を行う周波数 $f_1$ よりも低い周波数 $f_2$ を用いてインピーダンス $Z_{m2}$ を計測することにより、より精度良くインピーダンス $Z_{m2}$ を計測でき、従って、断線の有無をより高精度で判定（検出）することができる。
- [0190] なお、図1 6に示す処理を行う代わりに、図1 7に示す処理により断線の発生を検出するようにしても良い。
- [0191] 図1 7に示すように処置が開始した場合、最初のステップS 8 1において制御部4 2は、周波数 $f_1$ の場合の高周波電圧と高周波電流とからインピーダンス $Z_{m1}$ を計測する。
- [0192] 次のステップS 8 2において判定部は4 2 dは、計測されたインピーダンス $Z_{m1}$ を断線を検出するために予め設定されたインピーダンスの閾値 $Z_{th1}$ と比較する（例えば、 $Z_{m1} \geq Z_{th1}$ であるか否かの比較する）ことにより断線の発生を判定する。 $Z_{m1} \geq Z_{th1}$ の条件を満たさない場合には、断線していないと判定してステップS 8 1の処理に戻る。
- [0193] 一方、 $Z_{m1} \geq Z_{th1}$ の条件を満たす場合には、断線している可能性があるとして判定してステップS 8 3の処理に進む。ステップS 8 3において制御部4 2は、例えば高周波電力発生部3 2が高周波信号を出力しないように設定（制御）し、かつ高周波電力発生部3 2 bが第2の周波数 $f_2$ の高周波信号を出力するように設定（制御）する。
- [0194] 次のステップS 8 4において制御部4 2は、周波数 $f_2$ の場合の高周波電圧と高周波電流とからインピーダンス $Z_{m2}$ を計測する。
- [0195] 次のステップS 8 5において制御部4 2（の判定部は4 2 d）は、計測さ

れたインピーダンス  $Z_{m2}$  を断線を検出するために予め設定されたインピーダンスの閾値  $Z_{th2}$  と比較する（例えば、 $Z_{m2} \geq Z_{th2}$  であるか否かの比較する）ことにより断線の発生を判定する。 $Z_{m2} \geq Z_{th2}$  の条件を満たさない場合には、断線していないと判定してステップ S 8 4 の処理に戻る。

[0196] 一方、 $Z_{m2} \geq Z_{th2}$  の条件を満たす場合には、ステップ S 8 6 において制御部 4 2 は、断線のエラー発生と判定し、高周波信号と超音波信号の出力を停止し、図 1 7 の処理を終了する。図 1 7 に示すように 2 つの周波数を用いて断線の発生を判定することにより、1 つの周波数を用いて断線の発生を判定する場合よりも信頼性が高い判定を行うことができる。

[0197] なお、例えば、上述した周波数  $f_1$  又は  $f_2$  の高周波信号を用いてインピーダンス  $Z_{m1}$ 、又は  $Z_{m2}$  の計測を行い、閾値  $Z_{th1}$  又は  $Z_{th2}$  と比較して断線の発生を判定する場合、図 1 8 に示すような処理手順で断線の発生を判定するようにしても良い。以下の説明においては、計測したインピーダンスを  $Z_m$ 、閾値を  $Z_{th}$  として説明する。

[0198] 最初のステップ S 9 1 において高周波信号及び超音波駆動信号の出力を開始する。次のステップ S 9 2 において制御部 4 2（の算出部 4 2 c）は、例えば周波数  $f_2$  の高周波信号を用いてインピーダンス  $Z_m$  の計測を行う。

[0199] 次のステップ S 9 3 において判定部 4 2 d は、インピーダンス  $Z_m$  と閾値  $Z_{th}$  とを比較し、 $Z_m \geq Z_{th}$  の条件を満たすか否かの判定を行う。 $Z_m \geq Z_{th}$  の条件を満たさない場合には判定部 4 2 d は、断線が発生していないと判定し、次のステップ S 9 4 において制御部 4 2 は高周波信号及び超音波駆動信号の出力を継続させるように制御し、ステップ S 9 2 の処理に戻る。

[0200] 一方、ステップ S 9 3 において  $Z_m \geq Z_{th}$  の条件を満たす場合には判定部 4 2 d は、断線が発生している可能性があるとして判定し、ステップ S 9 5 において制御部 4 2 は高周波信号の出力電圧を  $V_2$  に増大する。その後、次のステップ S 9 6 において制御部 4 2（の算出部 4 2 c）は、周波数  $f_2$  で出

力電圧が $V_2$ の高周波信号を用いてインピーダンス（このインピーダンスを $Z_m(V_2)$ で表す）の計測を行う。

[0201] 次のステップS97において判定部42dは、インピーダンス $Z_m(V_2)$ と閾値 $Z_{th}$ とを比較し、 $Z_m(V_2) \geq Z_{th}$ の条件を満たすか否かの判定を行う。 $Z_m \geq Z_{th}$ の条件を満たさない場合には、ステップS98に示すように判定部42dは、断線が発生していないと判定し、次のステップS99において制御部42は高周波信号の出力電圧を元の値に戻す。そして、ステップS100に示すように処置を継続する。

[0202] 一方、ステップS97において $Z_m \geq Z_{th}$ の条件を満たす場合には、ステップS101に示すように判定部42dは、断線が発生していると判定し、次のステップS102において制御部42は高周波信号及び超音波駆動信号の出力を停止し、図18の処理を終了する。

[0203] 図18に示す処理手順を行うことにより、小さい出力電圧の高周波信号で断線が発生した判定となっても、より増大した出力電圧 $V_2$ の高周波信号の状態では断線が発生したか否かを判定することにより、断線の発生をより信頼性が高い状態で判定できる。

[0204] そして、より増大した出力電圧 $V_2$ の高周波信号の状態での判定結果に基づいて処置の継続又は出力停止の制御を行うようにしている。

[0205] なお、高周波信号の周波数が $f_2$ の場合で説明したが、高周波信号の周波数が $f_1$ の場合に適用することもできる。

[0206] また、上述した実施形態においては、高周波エネルギーとは異なる他のエネルギーの例として超音波エネルギーの場合で説明したが、超音波エネルギーとは異なる他のエネルギー、例えば熱エネルギーでも良い。

[0207] また、上述した第1－第4の実施形態（変形例も含む）等を部分的に組み合わせて構成される実施形態も本発明に属する。また、本発明は、明細書及び図面において開示された構成要素を全て含む構成に限定されるものでなく、請求項1に開示された構成を基本として、単数又は複数の構成要素を適宜に追加した構成の場合も本発明に属する。

[0208] 本出願は、2012年4月26日に米国に仮出願された61／638，741号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されるものとする。

## 請求の範囲

[請求項1]

高周波エネルギーを形成する高周波信号を第1の信号として生成する第1の信号生成部、及び前記高周波エネルギーとは異なる他のエネルギーを生成するための第2の信号を生成する第2の信号生成部、を備える電源装置と、

前記第2の信号の供給により前記他のエネルギーを生成する変換器、及び処置対象の生体組織を開閉可能で把持する把持部材を有し、前記把持部材により形成される対の電極を介して前記生体組織に前記高周波エネルギーによる処置と、前記把持部材を介して前記他のエネルギーによる処置とを行う外科処置具と、

前記外科処置具に一端が接続され、他端に前記電源装置に着脱自在に接続されるコネクタが設けられ、前記コネクタを介して前記電源装置から前記高周波信号と前記第2の信号とを前記外科処置具に供給するケーブルと、

前記電源装置に設けられ、前記電源装置から前記ケーブル内を挿通された第1の高周波信号線を介して、該第1の高周波信号線と接続された、前記外科処置具内に挿通され、前記対の電極に導通する第2の高周波信号線側に出力される前記高周波信号の高周波電圧を計測する高周波電圧計測部と、

前記電源装置に設けられ、前記電源装置から前記ケーブル内を挿通された前記第1の高周波信号線を介して、前記外科処置具内に挿通された前記第2の高周波信号線側に出力される前記高周波信号の高周波電流を計測する高周波電流計測部と、

前記電源装置に設けられ、前記高周波エネルギー及び前記他のエネルギーにより前記生体組織を処置する最中において、前記高周波電圧計測部により計測された前記高周波電圧及び前記高周波電流計測部により計測された前記高周波電流に基づいて、前記高周波信号を伝送する前記ケーブル内の前記第1の高周波信号線及び前記外科処置具内に

挿通された前記第2の高周波信号線が有する静電容量値を算出する算出部と、

前記電源装置に設けられ、前記算出部により算出された前記静電容量値が前記ケーブル内の前記第1の高周波信号線及び前記外科処置具内の前記第2の高周波信号線における断線の発生を検出するために予め設定された閾値より小さいか否かを判定する判定部と、

前記電源装置に設けられ、前記静電容量値が前記閾値より小さいと前記判定部が判定したとき、前記電源装置から前記ケーブルを介して前記外科処置具に供給される前記高周波信号及び前記第2の信号の出力を停止する制御を行う制御部と、

を有することを特徴とする外科手術システム。

[請求項2]

更に、前記閾値を設定する閾値設定部を有し、前記閾値設定部は、前記ケーブル内の前記第1の高周波信号線と前記外科処置具内の前記第2の高周波信号線とが断線しない状態において前記ケーブルが接続された前記外科処置具に対して予め算出又は計測された第1の静電容量値よりも小さな値に前記閾値を設定することを特徴とする請求項1に記載の外科手術システム。

[請求項3]

前記外科処置具は、前記第2の信号が供給されることにより、前記変換器として超音波振動する超音波トランスデューサを有すると共に、前記超音波トランスデューサにより発生した前記超音波振動を前記把持部材を構成する前記対の電極の一方に伝達する超音波振動伝達ロッドを有する高周波／超音波処置具であることを特徴とする請求項2に記載の外科手術システム。

[請求項4]

前記高周波／超音波処置具は、前記ケーブルが接続された超音波トランスデューサを備えた超音波トランスデューサユニットと、該超音波トランスデューサユニットの前端側が着脱自在に装着される装着部を備えたハンドルユニットとにより構成され、

前記第2の高周波信号線は、前記超音波トランスデューサユニット

内に配置された第3の高周波信号線と、前記装着部に設けた接点を介して前記第3の高周波信号線に接続され、前記高周波信号を前記対の電極に伝送する前記ハンドルユニット内の第4の高周波信号線とから構成されることを特徴とする請求項3に記載の外科手術システム。

[請求項5] 前記ハンドルユニットが処置を行う毎に新しいものに交換されるような場合に対応して、前記閾値設定部は、前記ケーブル内の前記第1の高周波信号線と前記第3の高周波信号線とが断線しない状態で前記ケーブルが接続された前記超音波トランスデューサユニットに対して予め算出、又は計測された第2の静電容量値よりも僅かに小さい第2の閾値を前記閾値として設定することを特徴とする請求項4に記載の外科手術システム。

[請求項6] 前記第2の閾値は、150 pF - 250 pFの範囲内で設定されることを特徴とする請求項5に記載の外科手術システム。

[請求項7] 前記閾値設定部は、前記ハンドルユニットが装着されていない状態で前記ケーブルが接続された前記超音波トランスデューサユニットに対して、前記ケーブルの前記コネクタを前記電源装置に接続した場合に前記算出部により算出される前記第1の高周波信号線と前記第3の高周波信号線とが断線しない状態において算出、又は計測された第2の静電容量値に基づいて、前記第2の閾値を設定することを特徴とする請求項4に記載の外科手術システム。

[請求項8] 更に、前記高周波信号の周波数よりも周波数が低い第2の高周波信号を発生する第3の信号発生部と、

前記ケーブルを介して前記前記高周波／超音波処置具側に出力される前記第2の高周波信号の第2の高周波電圧及び第2の高周波電流をそれぞれ計測する第2の高周波電圧計測部及び第2の高周波電流計測部とを有し、

前記算出部は、計測された前記第2の高周波電圧及び前記第2の高周波電流から前記ケーブルが接続された前記高周波／超音波処置具の

第3の静電容量値を算出し、

前記判定部は前記算出部により算出された前記第3の静電容量値が、断線の発生を検出するために予め設定された前記閾値より小さいか否かを判定することを特徴とする請求項5に記載の外科手術システム。

[請求項9] さらに、前記判定部による判定結果を表示する表示部を有することを特徴とする請求項5に記載の外科手術システム。

[請求項10] 更に、前記高周波／超音波処置具は、該高周波／超音波処置具に接続された前記ケーブルの前記第1の高周波信号線及び前記高周波／超音波処置具内の前記第2の高周波信号線が断線していない状態で持つ静電容量値の情報を格納する情報格納部を有することを特徴とする請求項9に記載の外科手術システム。

[請求項11] 前記閾値設定部は、前記情報格納部に格納された前記情報に基づいて前記閾値を設定することを特徴とする請求項10に記載の外科手術システム。

[請求項12] 更に、前記ケーブルに接続された前記高周波／超音波処置具に対して前記算出部により算出される前記静電容量値を所定時間毎に時系列で記憶する記憶部と、

前記算出部により算出された現在の静電容量値と前記記憶部に記憶された所定時間前に算出された過去の静電容量値との2つの静電容量値の差分の絶対値が前記所定時間に対応して設定された第3の閾値未満か否かを判定する第2の判定部と、を有し、

前記第2の判定部が前記差分の絶対値が前記第3の閾値以上と判定した場合には前記制御部は、前記電源装置から前記ケーブルを介して前記外科処置具に供給される前記高周波信号及び前記第2の信号の出力を停止する制御を行うことを特徴とする請求項5に記載の外科手術システム。

[請求項13] 前記第3の閾値は、前記第2の閾値の1／10以下の値に設定され

ることを特徴とする請求項 1 2 に記載の外科手術システム。

[請求項14]

更に、前記ケーブルに接続された前記高周波／超音波処置具に対して前記算出部により算出される前記静電容量値を所定時間毎に時系列で記憶する記憶部と、

前記算出部により算出された現在の静電容量値と前記記憶部に記憶された所定時間前に算出された過去の静電容量値との 2 つの静電容量値の差分を算出する差分算出部と、

前記所定時間の値に対応して、前記静電容量値に対して予め第 3 の閾値を設定する第 3 の閾値設定部と、

前記差分算出部により算出された前記差分の絶対値が前記第 3 の閾値以上か否かを判定する第 2 の判定部と、を有することを特徴とする請求項 5 に記載の外科手術システム。

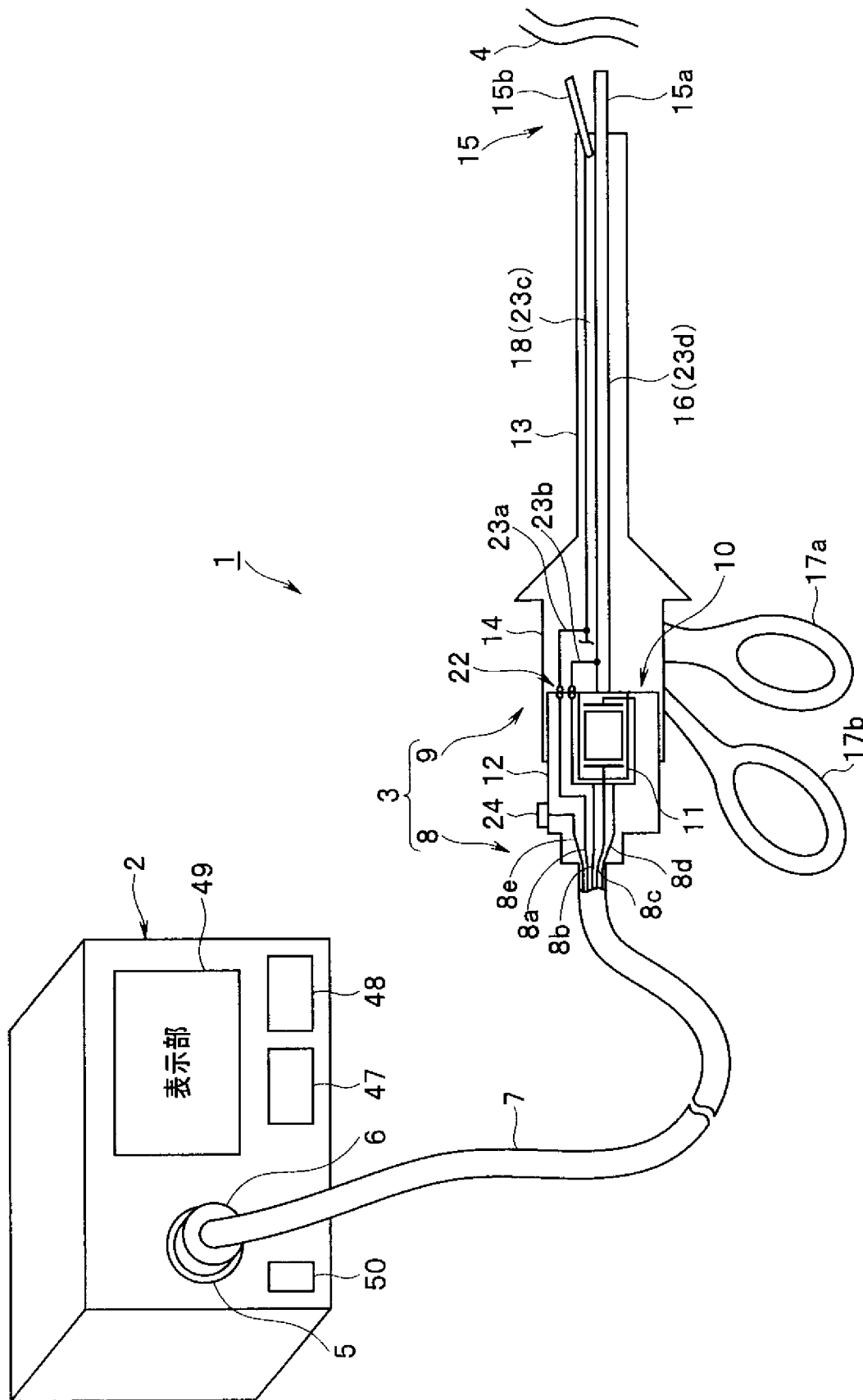
[請求項15]

前記第 2 の判定部が前記差分の絶対値が前記第 3 の閾値以上と判定した場合には前記制御部は、前記電源装置から前記ケーブルを介して前記外科処置具に供給される前記高周波信号及び前記第 2 の信号の出力を停止する制御を行うことを特徴とする請求項 1 4 に記載の外科手術システム。

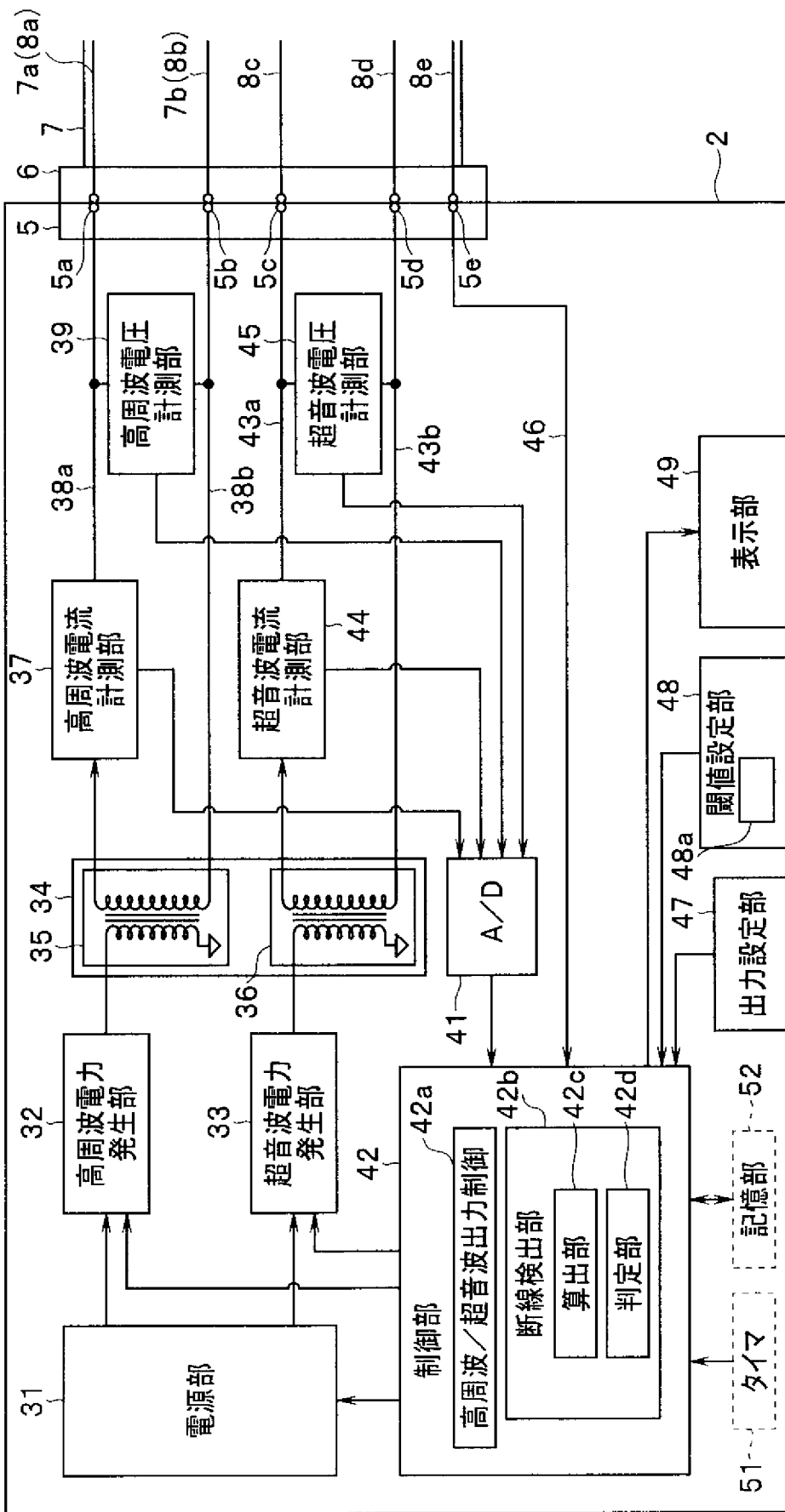
[請求項16]

前記第 3 の閾値設定部は、前記第 3 の閾値を、前記第 2 の閾値の 1 / 1 0 以下の値に設定することを特徴とする請求項 1 4 に記載の外科手術システム。

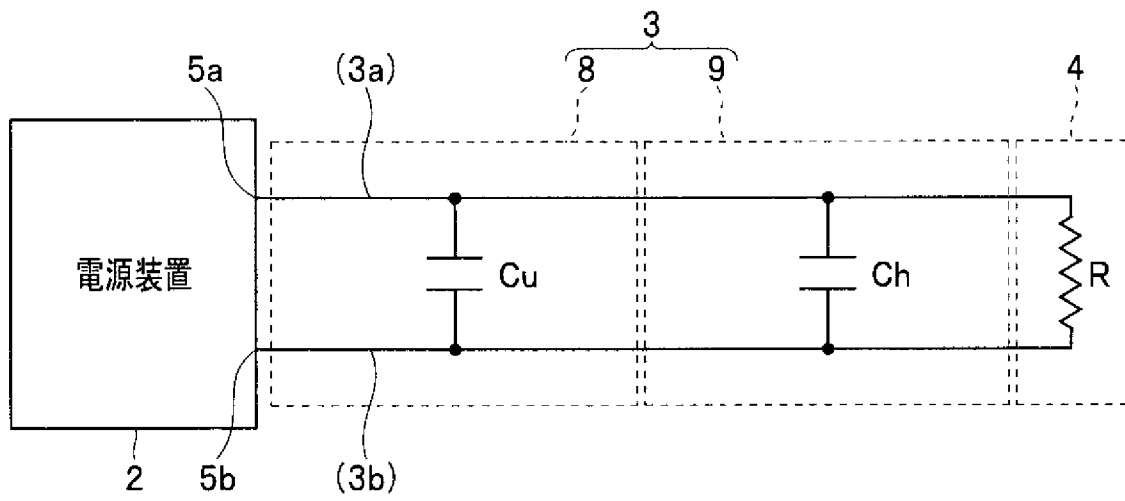
[図1]



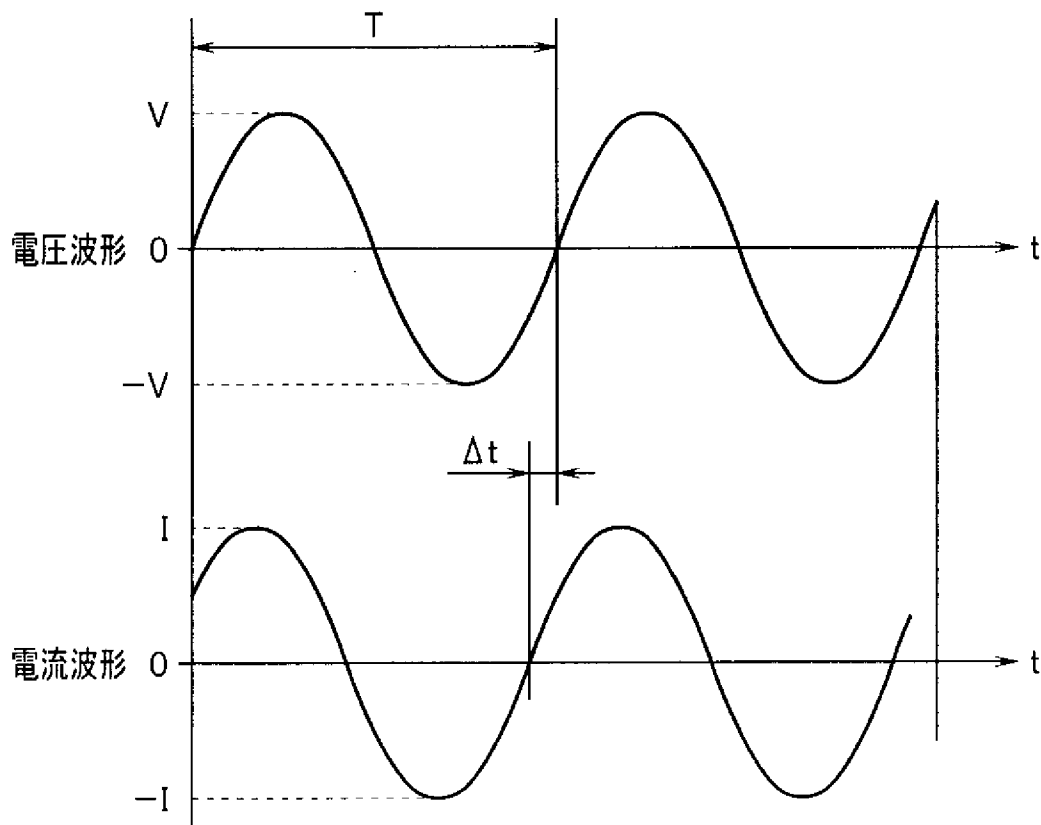
[図2]



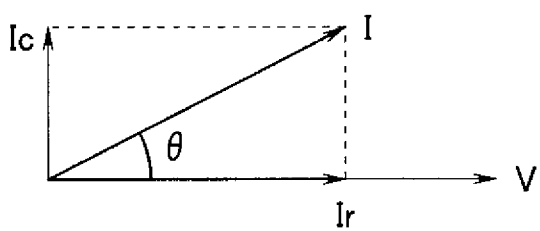
[図3]



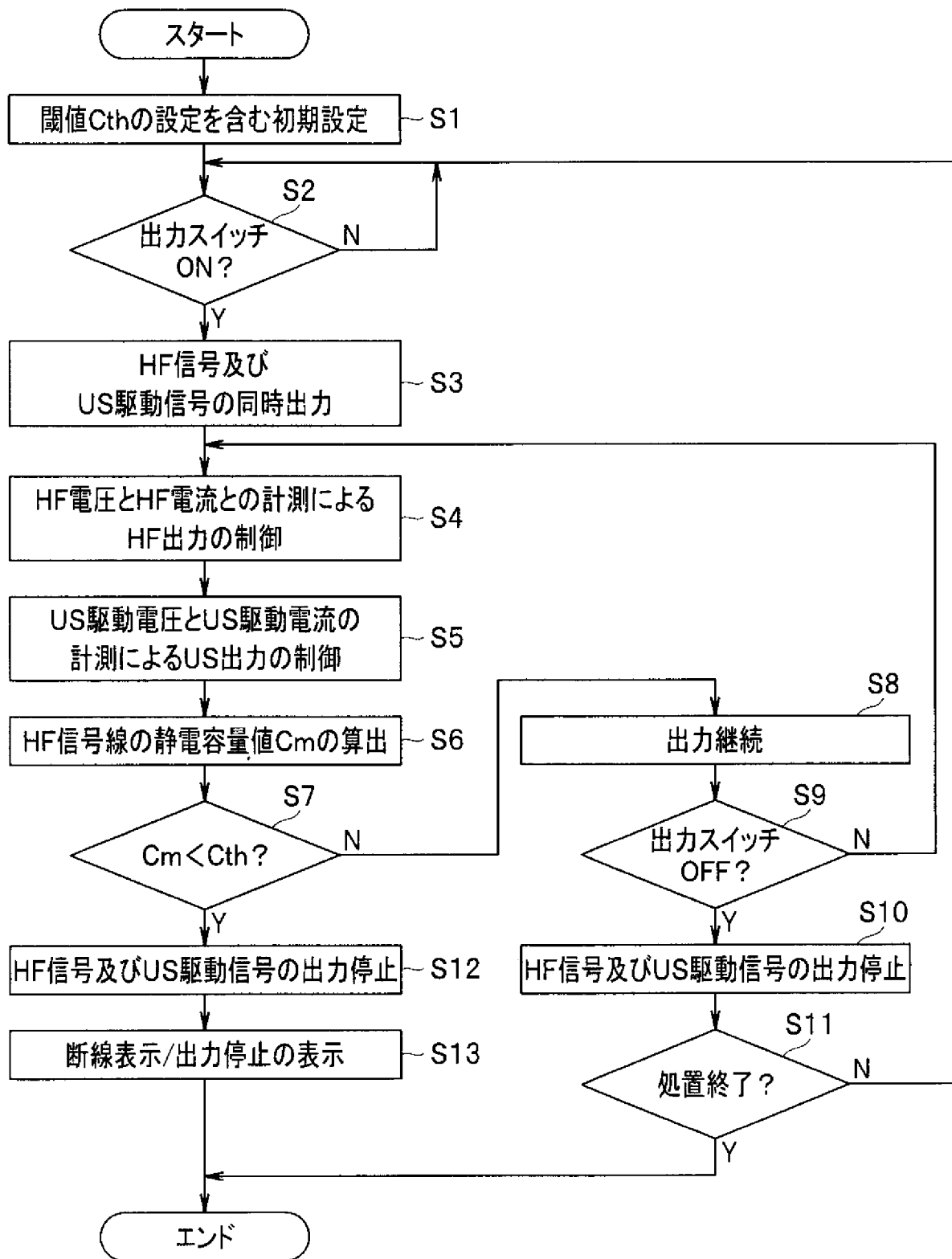
[図4]



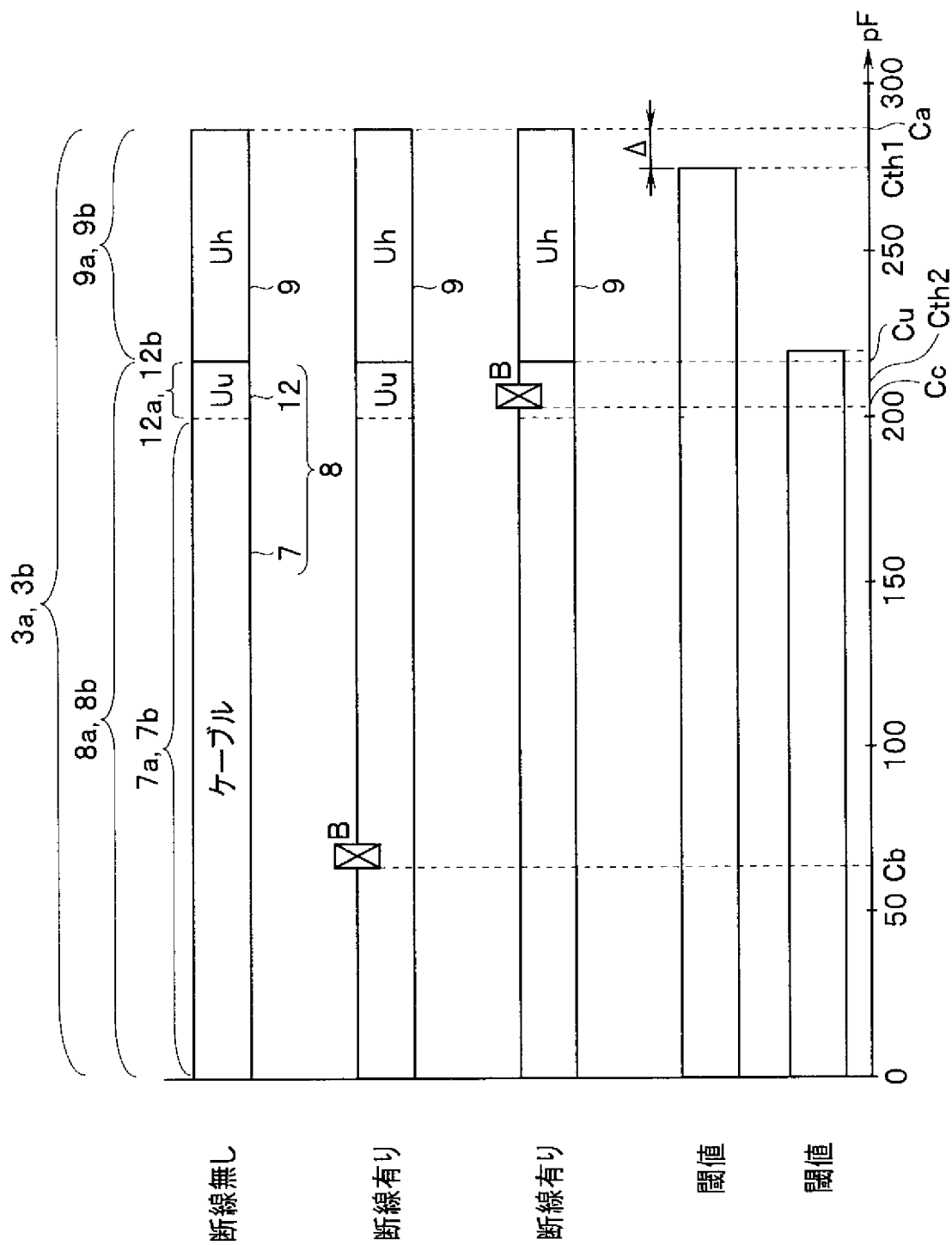
[図5]



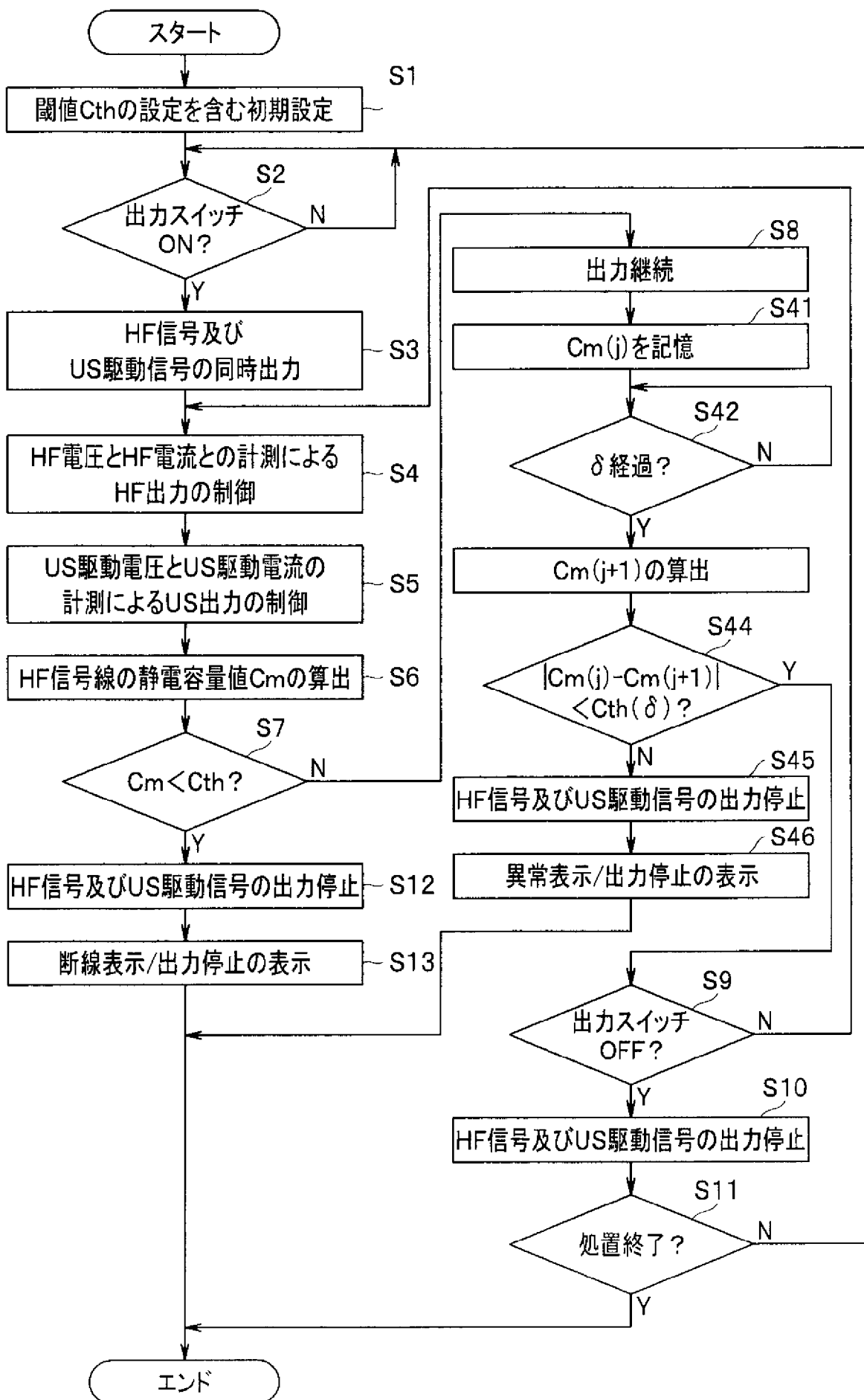
[図6]



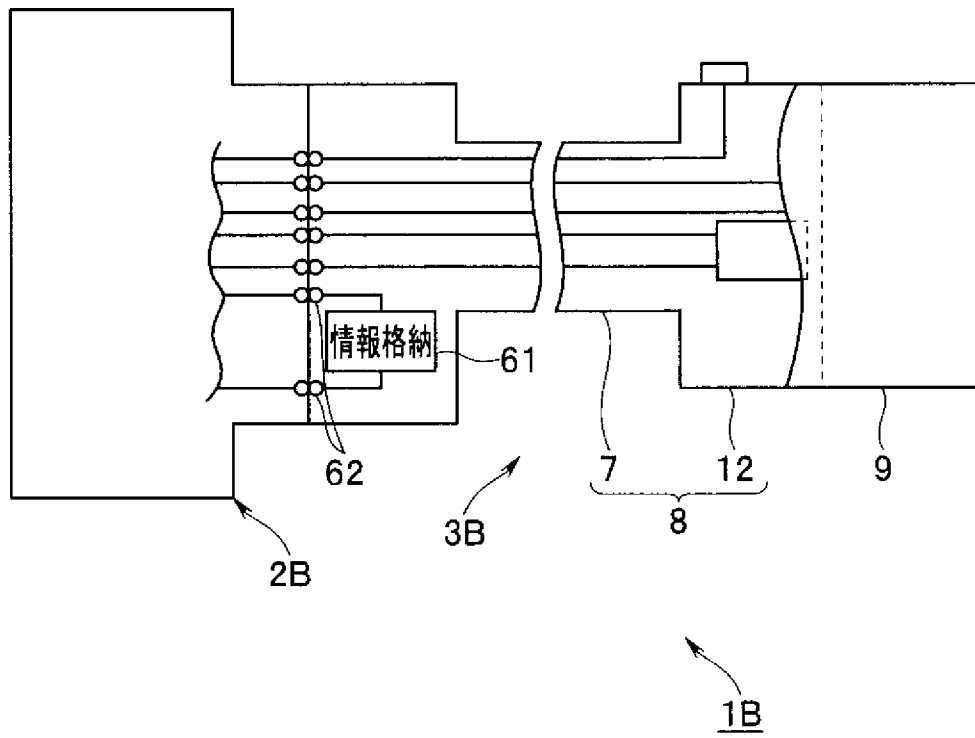
[図7A]



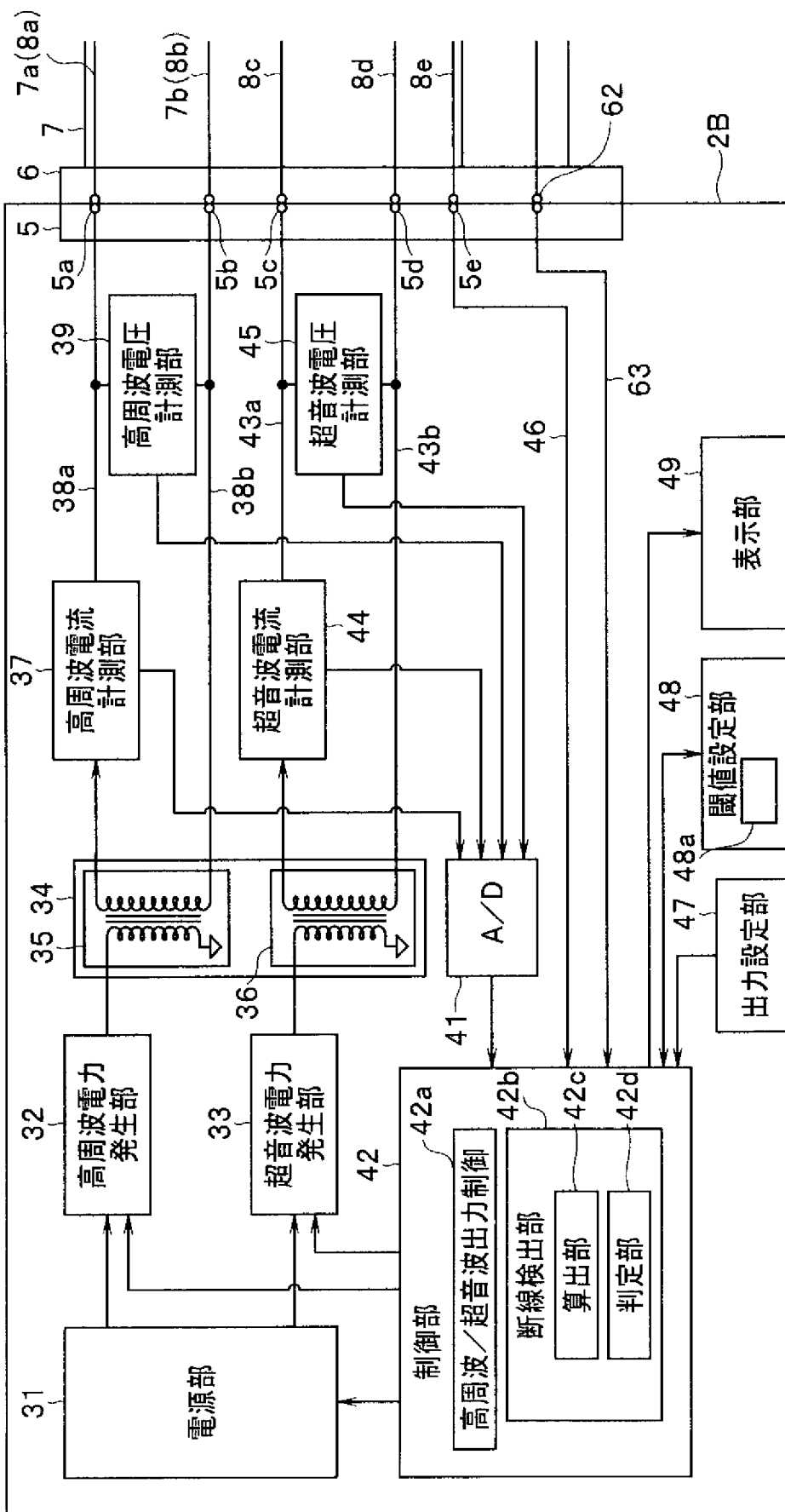
[図7B]



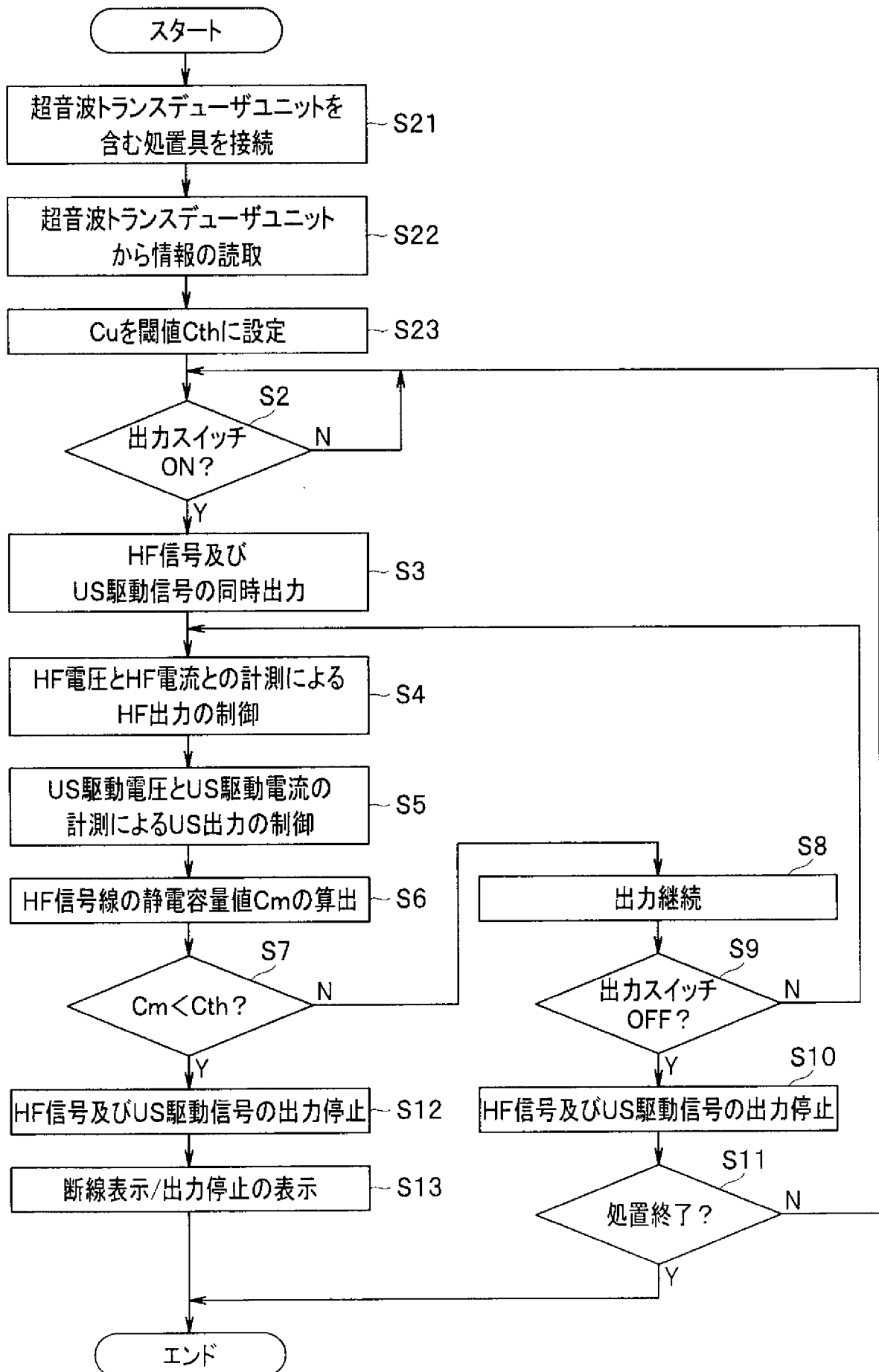
[図8]



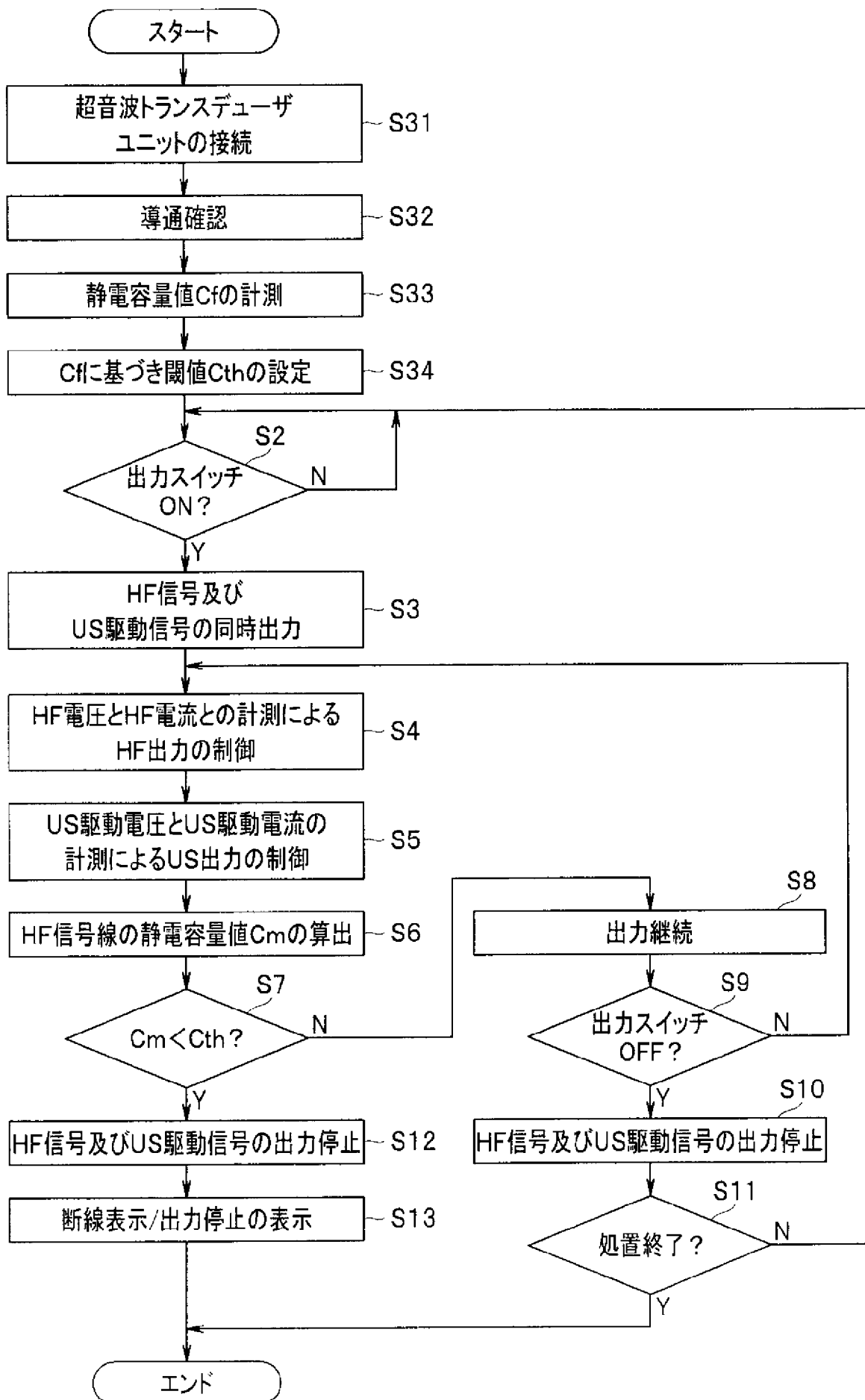
[図9]



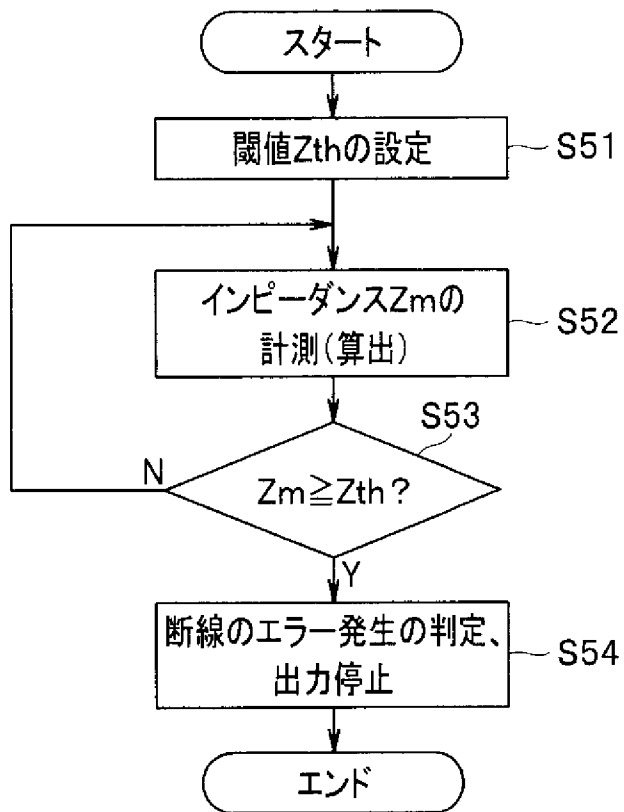
[図10]



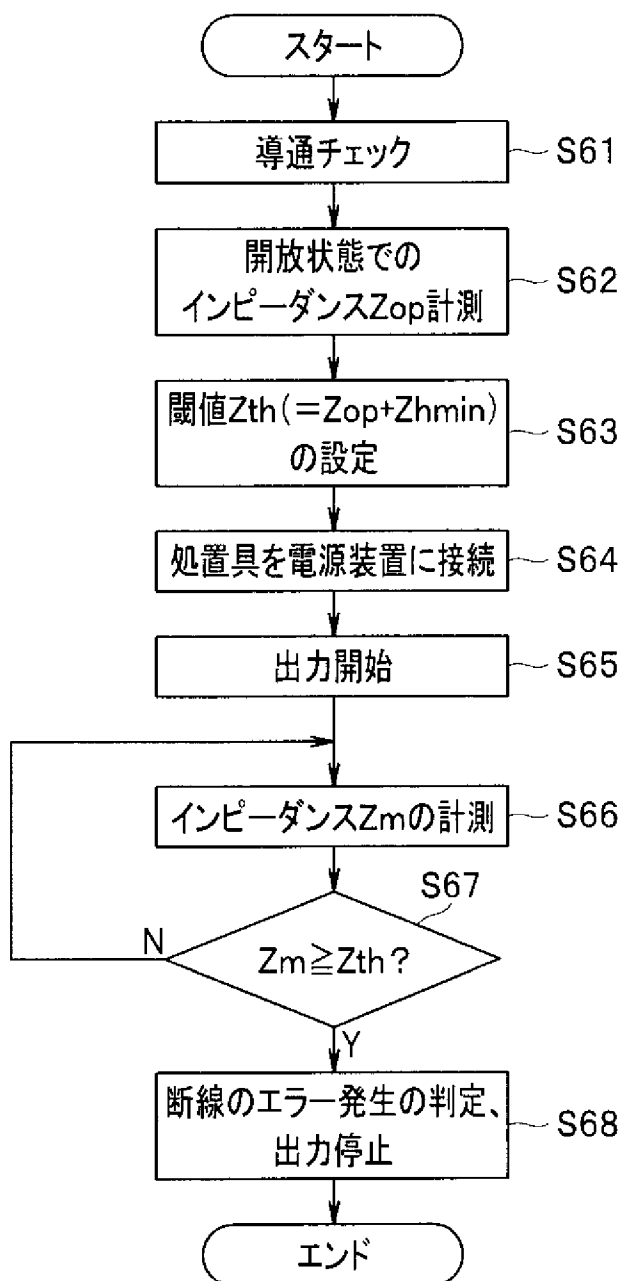
[図11]



[図12]

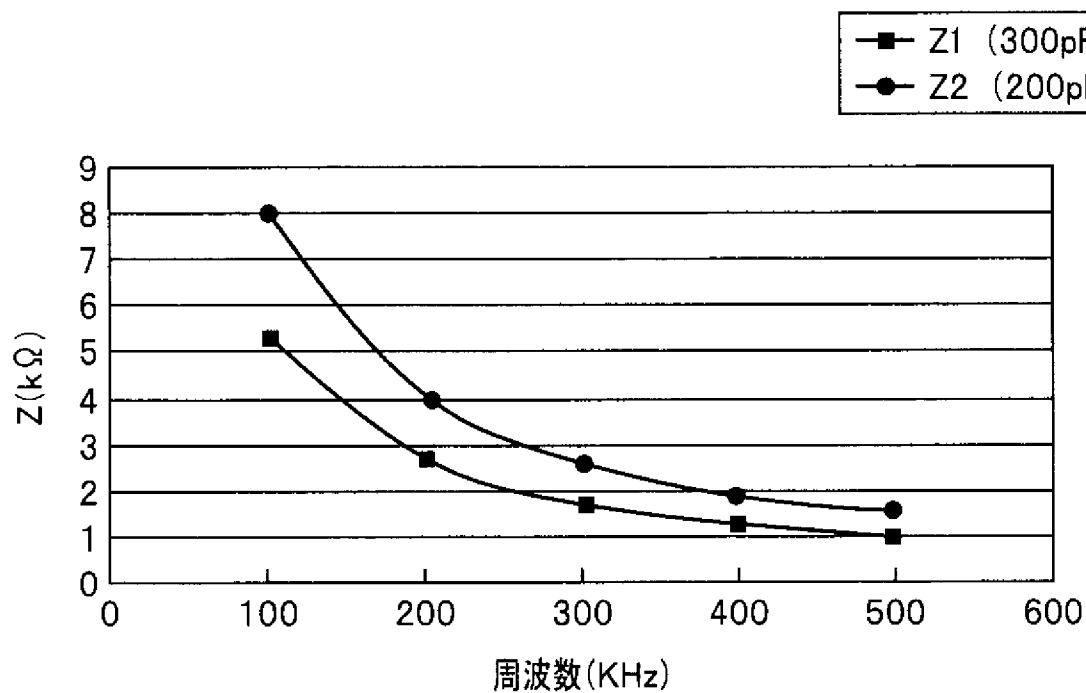


[図13]

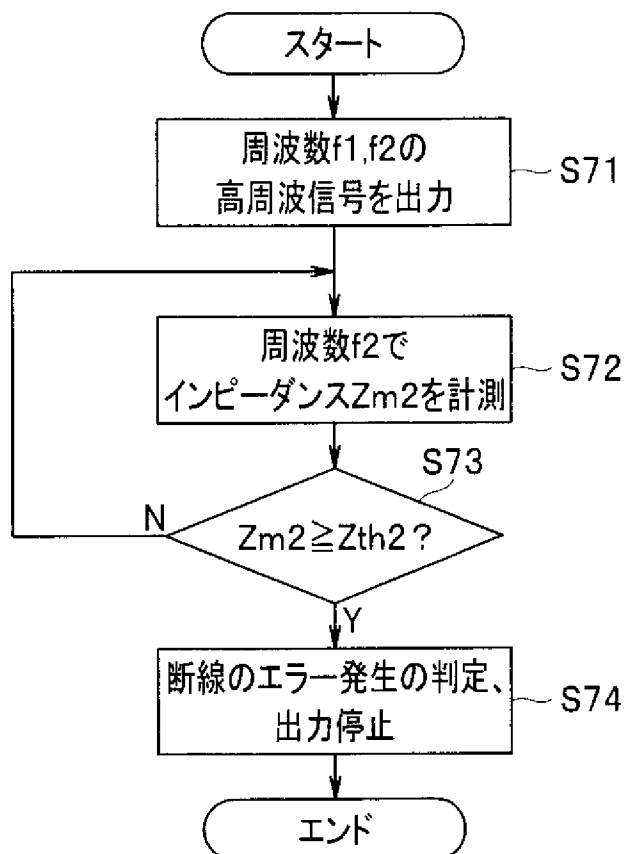




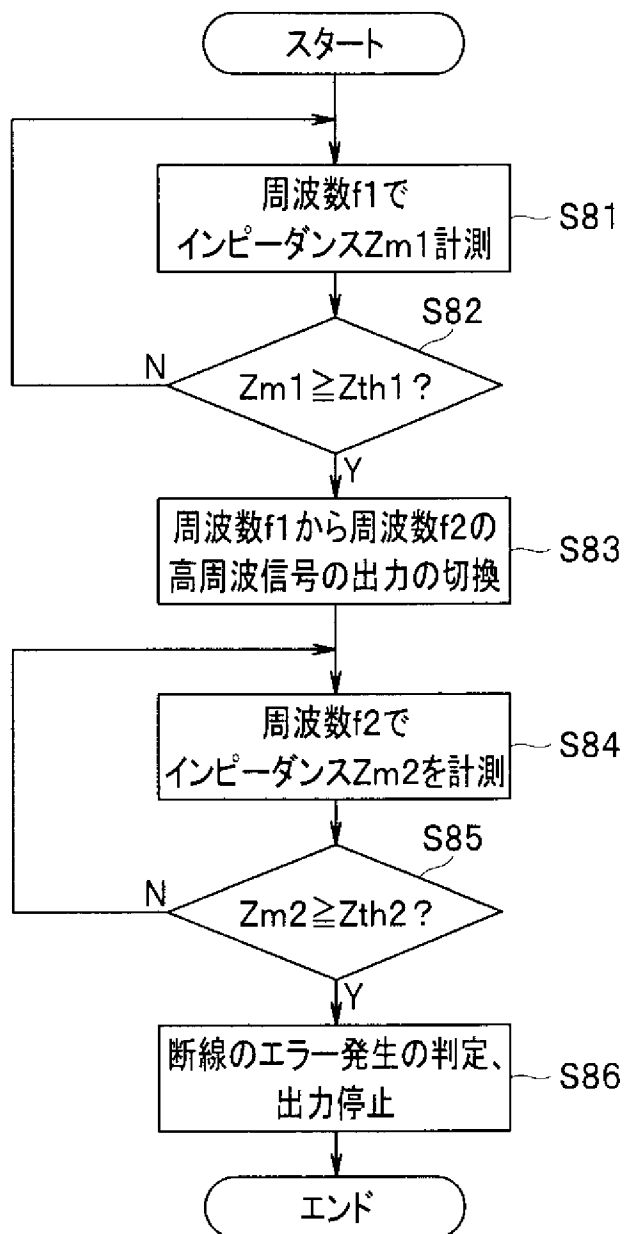
[図15]



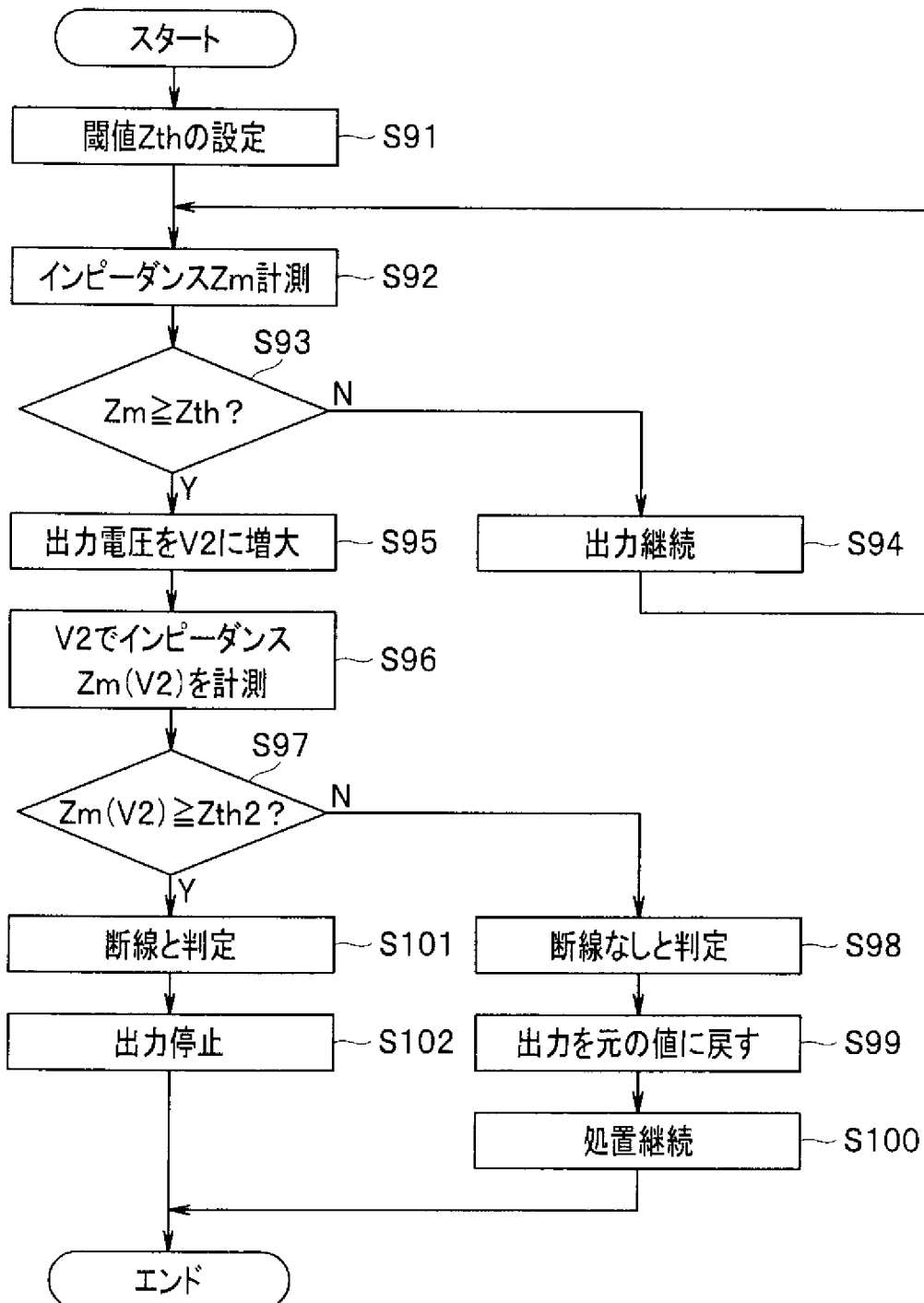
[図16]



[図17]



[図18]



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/061266

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B18/00(2006.01) i, A61B18/12(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)

A61B18/00, A61B18/12

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	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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.
X	JP 2002-78715 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 19 March 2002 (19.03.2002), claim 1; paragraph [0034]; fig. 9; paragraph [0039] (Family: none)	1-16
A	JP 2005-102811 A (Olympus Corp.), 21 April 2005 (21.04.2005), all pages; all drawings & US 2005/0070800 A1 & EP 1518505 A1 & DE 602004018241 D	1-16
A	JP 11-267130 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 05 October 1999 (05.10.1999), all pages; all drawings & JP 2004-41737 A & US 6053906 A	1-16

 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

"&amp;" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search  
25 June, 2013 (25.06.13)Date of mailing of the international search report  
09 July, 2013 (09.07.13)Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B18/00(2006.01)i, A61B18/12(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. A61B18/00, A61B18/12

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	1971-2013年
日本国実用新案登録公報	1996-2013年
日本国登録実用新案公報	1994-2013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
X	JP 2002-78715 A (オリンパス光学工業株式会社) 2002.03.19, 請求項 1、【0034】、図 9、【0039】 (ファミリーなし)	1-16
A	JP 2005-102811 A (オリンパス株式会社) 2005.04.21, 全頁、全図 & US 2005/0070800 A1 & EP 1518505 A1 & DE 602004018241 D	1-16
A	JP 11-267130 A (オリンパス光学工業株式会社) 1999.10.05, 全頁、全図 & JP 2004-41737 A & US 6053906 A	1-16

☐ 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

25.06.2013

国際調査報告の発送日

09.07.2013

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)

西村 泰英

電話番号 03-3581-1101 内線 3346

31

9063