

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02013/042498

発行日 平成27年3月26日 (2015. 3. 26)

(43) 国際公開日 平成25年3月28日 (2013. 3. 28)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 17/39	4 C 1 6 O
A 6 1 B 18/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 3 O	
	A 6 1 B 17/39 3 2 O	
	A 6 1 B 17/39 3 1 O	

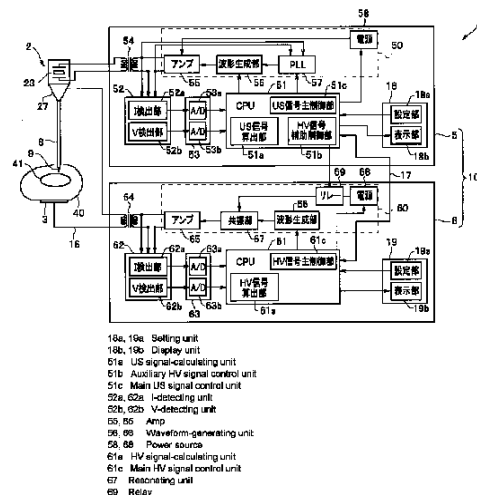
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 40 頁)

出願番号	特願2013-507488 (P2013-507488)	(71) 出願人	304050923
(21) 国際出願番号	PCT/JP2012/070891		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(22) 国際出願日	平成24年8月17日 (2012. 8. 17)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(11) 特許番号	特許第5465353号 (P5465353)	(74) 代理人	100076233
(45) 特許公報発行日	平成26年4月9日 (2014. 4. 9)		弁理士 伊藤 進
(31) 優先権主張番号	61/536779	(74) 代理人	100101661
(32) 優先日	平成23年9月20日 (2011. 9. 20)		弁理士 長谷川 靖
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100135932
(31) 優先権主張番号	61/536796		弁理士 篠浦 治
(32) 優先日	平成23年9月20日 (2011. 9. 20)	(72) 発明者	田中 一恵
(33) 優先権主張国	米国 (US)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
(31) 優先権主張番号	61/536818		リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(32) 優先日	平成23年9月20日 (2011. 9. 20)	(72) 発明者	三堀 貴司
(33) 優先権主張国	米国 (US)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 手術システム

(57) 【要約】

手術システム1は、US信号出力部50と、HV信号出力部60と、HV信号が印加され超音波により振動する処置部9、を有する単極型のプローブ8と、HV信号のリターン回路を形成する対極板3と、HV信号にもとづきHV信号出力部60をフィードバック制御するHV信号主制御部61cと、US信号にもとづきUS信号出力部をフィードバック制御するUS信号主制御部51cと、US信号にもとづきHV信号出力部60を制御する、HV信号主制御部61cよりも応答時間の短いHV信号補助制御部51bと、を具備する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

駆動信号を出力する駆動信号出力部と、
高周波信号を出力する高周波信号出力部と、
前記高周波信号が印加され、かつ前記駆動信号により超音波振動子が発生する超音波により振動し、前記駆動信号と前記高周波信号との相乗効果により実組織に押圧されると、押圧方向に切開線を引きながら止血処理する処置部、を有するプローブと、
前記高周波信号のリターン回路を形成する対極板と、
前記高周波信号にもとづき、前記高周波信号出力部をフィードバック制御する高周波信号主制御部と、
前記駆動信号にもとづき、前記駆動信号出力部をフィードバック制御する駆動信号主制御部と、
前記駆動信号にもとづき、前記高周波信号の出力を停止するように前記高周波信号出力部を制御する、前記高周波信号主制御部よりも応答時間の短い高周波信号補助制御部と、
を具備することを特徴とする手術システム。

10

【請求項 2】

前記高周波信号補助制御部の制御により、前記高周波信号の出力を遮断する高周波信号リレーを有し、
前記高周波信号主制御部の応答時間が 5 m s 以上であり、
1 m s 以下の間隔で検出される前記駆動信号にもとづき制御を行う前記高周波信号補助制御部の応答時間が 1 m s 以下であり、
前記駆動信号を検出してから前記高周波信号リレーの動作完了までの時間が 1 m s 以下であることを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

20

【請求項 3】

前記高周波信号補助制御部が、停止した前記高周波信号の出力を所定の時間だけ待機した後、再開するように前記高周波信号出力部を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

【請求項 4】

前記所定の時間は、10 m s ~ 20 m s であることを特徴とする請求項 3 に記載の手術システム。

30

【請求項 5】

前記高周波信号補助制御部が、前記処置部が実組織から離れたときに、前記高周波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 に記載の手術システム。

【請求項 6】

前記高周波信号補助制御部が、前記駆動信号に含まれる、基本周波数から基本周波数の 2 倍の周波数の周波数帯の信号にもとづき制御を行うことを特徴とする請求項 5 に記載の手術システム。

【請求項 7】

前記高周波信号補助制御部が、前記駆動信号に含まれる、基本周波数の奇数倍の周波数の信号にもとづき制御を行うことを特徴とする請求項 5 に記載の手術システム。

40

【請求項 8】

前記高周波信号補助制御部が、前記駆動信号の電圧と電流との位相差にもとづき制御を行うことを特徴とする請求項 5 に記載の手術システム。

【請求項 9】

前記高周波信号補助制御部が、前記超音波振動子の共振周波数の変化速度にもとづき制御を行うことを特徴とする請求項 5 に記載の手術システム。

【請求項 10】

前記高周波信号にもとづき、前記駆動信号の出力を停止するように前記駆動信号出力部を制御する、前記駆動信号主制御部よりも応答時間の短い駆動信号補助制御部を、有することを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

50

【請求項 1 1】

前記駆動信号補助制御部の制御により、前記駆動信号の出力を遮断する駆動信号リレーを有し、

前記駆動信号主制御部の応答時間が 5 m s 以上であり、

1 m s 以下の間隔で検出される前記高周波信号の変化にもとづき制御を行う前記駆動信号補助制御部の応答時間が 1 m s 以下であり、

前記高周波信号を検出してから前記駆動信号リレーの動作完了までの時間が 1 m s 以下である、ことを特徴とする請求項 1 0 に記載の手術システム。

【請求項 1 2】

前記駆動信号補助制御部が、前記処置部が金属からなる他の用具と接触したときに、前記駆動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 0 に記載の手術システム。

10

【請求項 1 3】

前記駆動信号補助制御部が、前記高周波信号の実効値の変化速度にもとづき制御を行うことを特徴とする請求項 1 2 に記載の手術システム。

【請求項 1 4】

前記駆動信号補助制御部が、前記高周波信号の歪み成分にもとづき制御を行うことを特徴とする請求項 1 2 に記載の手術システム。

【請求項 1 5】

組織に対して高周波処置及び超音波処置を同時に行う処置部であって、前記組織に切開線を引きながら止血処理する処置部と、

20

前記処置部に対して前記超音波処置のための駆動信号を出力する駆動信号出力部と、

前記駆動信号出力部が出力する前記駆動信号のパラメータを検出する駆動信号検出部と

、

前記駆動信号検出部で検出された前記パラメータにもとづいて前記駆動信号出力部をフィードバック制御する駆動信号主制御部と、

前記処置部に対して前記高周波処置のための高周波信号を出力する高周波信号出力部と

、

前記高周波信号出力部が出力する前記高周波信号のパラメータを検出する高周波信号検出部と、

30

前記高周波信号検出部で検出された前記パラメータにもとづいて前記高周波信号出力部をフィードバック制御する駆動信号主制御部と、

前記駆動信号検出部で検出された前記パラメータにもとづいて前記処置部が前記組織から離れたか否か判断し、前記処置部が前記組織から離れたと判断した時、前記高周波信号の出力を停止するように前記高周波信号出力部を制御する、前記高周波信号主制御部よりも応答時間の短い高周波信号補助制御部と、

前記処置部に出力された前記高周波信号のリターン回路を形成する回収部と、を具備することを特徴とする手術システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【0 0 0 1】

本発明は、超音波エネルギーと高周波エネルギーとが同時に印加されるハンドピースを具備する手術システムに関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

外科手術では、生体組織の切開又は凝固を行うときに、高周波電流を利用する単極型のハンドピースが使用されている。切開を行う切開モードと凝固を行う凝固モードとは、ハンドピースの処置部 9 に印加する高周波電流の波形により切り替えられる。切開モードでは、連続波形の高周波電流（高周波エネルギー）を印加し、大きな発熱により生体組織を蒸散する。一方、凝固モードでは、断続波（バースト波）の高周波電流を印加することによ

50

り、蛋白質等が凝固する温度に生体組織を保持する。連続波形とバースト波形とをブレンドした電流波形の高周波電流を印加するブレンドモードでは、生体組織を切開しながら止血できる。

【 0 0 0 3 】

特開 2 0 0 2 - 3 0 6 5 0 7 号公報には、処置部 9 に、高周波電流だけでなく超音波振動を印加することで、処置部 9 への生体組織の焦げ付きを防止することが開示されている。

【 0 0 0 4 】

また、特開 2 0 1 0 - 5 3 7 0 号公報には、高周波電流と超音波振動とが印加された処置部 9 の超音波振動に対応した超音波インピーダンスを検出し、高周波電流を制御する手術システムが開示されている。

10

【 0 0 0 5 】

ここで、高周波電流と超音波振動とが印加されるハンドピースを具備する従来の手術システムの効果は、高周波電流だけの印加で得られる効果と、超音波振動だけの印加で得られる効果と、が単純に加算されただけであった。

【 0 0 0 6 】

本発明は、超音波振動と高周波電流とを同時に処置部に印加することで、押圧方向に切開線を引きながら止血処理を行うことができ、かつ、エネルギーの大きな火花放電が発生するおそれのない、操作性のよい手術システムを提供することを目的とする。

【 発明の開示 】

20

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

実施形態の手術システムは、駆動信号を出力する駆動信号出力部と、高周波信号を出力する高周波信号出力部と、前記高周波信号が印加され、かつ前記駆動信号により超音波振動子が発生する超音波により振動し、前記駆動信号と前記高周波信号との相乗効果により実組織に押圧されると、押圧方向に切開線を引きながら止血処理する処置部、を有するプローブと、前記高周波信号のリターン回路を形成する対極板と、前記高周波信号にもとづき、前記高周波信号出力部をフィードバック制御する高周波信号主制御部と、前記駆動信号にもとづき、前記駆動信号出力部をフィードバック制御する駆動信号主制御部と、前記駆動信号にもとづき、前記高周波信号の出力を停止するように前記高周波信号出力部を制御する、前記高周波信号主制御部よりも応答時間の短い高周波信号補助制御部と、を具備する。

30

【 0 0 0 8 】

別の実施形態の手術システムは、組織に対して高周波処置及び超音波処置を同時に行う処置部であって、前記組織に切開線を引きながら止血処理する処置部と、前記処置部に対して前記超音波処置のための駆動信号を出力する駆動信号出力部と、前記駆動信号出力部が出力する前記駆動信号のパラメータを検出する駆動信号検出部と、前記駆動信号検出部で検出された前記パラメータにもとづいて前記駆動信号出力部をフィードバック制御する駆動信号主制御部と、前記処置部に対して前記高周波処置のための高周波信号を出力する高周波信号出力部と、前記高周波信号出力部が出力する前記高周波信号のパラメータを検出する高周波信号検出部と、前記高周波信号検出部で検出された前記パラメータにもとづいて前記高周波信号出力部をフィードバック制御する駆動信号主制御部と、前記駆動信号検出部で検出された前記パラメータにもとづいて前記処置部が前記組織から離れたか否か判断し、前記処置部が前記組織から離れたと判断した時、前記高周波信号の出力を停止するように前記高周波信号出力部を制御する、前記高周波信号主制御部よりも応答時間の短い高周波信号補助制御部と、前記処置部に出力された前記高周波信号のリターン回路を形成する回収部と、を具備する。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 0 9 】

【 図 1 】 第 1 実施形態の手術システムの全体構成を示す斜視図である。

50

【図 2】第 1 実施形態の手術システムのハンドピースの内部構成を示す断面図である。

【図 3】第 1 実施形態の手術システムの構成を示す構成図である。

【図 4 A】切開波形の高周波信号を説明するための説明図である。

【図 4 B】凝固波形の高周波信号を説明するための説明図である。

【図 5】第 1 実施形態の手術システムの信号検出部の構成を示す構成図である。

【図 6】第 1 実施形態の手術システムによる切開線を引く処理を説明するための斜視図である。

【図 7 A】H V エネルギーのみが印加された場合の処置を説明するための処置部の断面模式図である。

【図 7 B】H V エネルギーと U S エネルギーとが印加された場合の処置を説明するための処置部の断面模式図である。

【図 8】第 1 実施形態の手術システムの処理の流れを説明するためのフローチャートである。

【図 9】第 1 実施形態の手術システムの信号を説明するための周波数スペクトル図である。

【図 10 A】第 1 実施形態の手術システムの信号を説明するための周波数スペクトル図である。

【図 10 B】第 1 実施形態の手術システムの信号を説明するための周波数スペクトル図である。

【図 11】第 1 実施形態の手術システムの構成例を説明するための構成図である。

【図 12】第 1 実施形態の手術システムにおける、処置部への加重が信号の電流と電圧の位相差に及ぼす影響の一例を示すグラフである。

【図 13】第 1 実施形態の変形例の手術システムの構成を示す構成図である。

【図 14】第 2 実施形態の手術システムの構成を示す構成図である。

【図 15】第 2 実施形態の手術システムの信号検出部の構成を示す構成図である。

【図 16】第 2 実施形態の手術システムの処理の流れを説明するためのフローチャートである。

【図 17】第 2 実施形態の変形例の手術システムの構成を示す構成図である。

【図 18】第 3 実施形態の手術システムの構成を示す構成図である。

【図 19】第 3 実施形態の手術システムの処理の流れを説明するためのフローチャートである。

【図 20】第 3 実施形態の変形例の手術システムの構成を示す構成図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

< 第 1 実施形態 >

以下、図面を参照して本発明の第 1 実施形態の手術システム 1 を説明する。図 1 に示すように、手術システム 1 は、ハンドピース 2 と、超音波振動子駆動信号発生装置（以下、「U S 装置」という。）5 と、高周波電流信号発生装置（以下、「H V 装置」という。）6 と、回収部としての対極板 3 と、を具備する。なお、U S 装置 5 と H V 装置 6 とは、一つの筐体に納められ、一部の機能を共用する信号発生装置 10 であってもよい。

【0011】

< 手術システムの概要 >

単極型のハンドピース 2 は、先端に処置部 9 を有する外科処置具である。U S 装置 5 は、ハンドピース 2 に内蔵された超音波振動子 23（図 2 参照）を駆動する駆動信号（以下、「U S 信号」という。）を発生する。H V 装置 6 はハンドピース 2 に高周波信号（以下、「H V 信号」という。）を供給する。後述するように、回収部である対極板 3 は患者の臀部などに広い面積で接触するように配置され、H V 信号のリターン回路を形成する。

【0012】

ハンドピース 2 は、術者が把持する把持部 7 と、把持部 7 から前方に突出する軸部 8 と、軸部 8 の先端に配設された処置部 9 と、を有する。把持部 7 には、処置部 9 で行う処置

10

20

30

40

50

の選択等を行うための選択スイッチ 11 (11 a、11 b、11 c) が配設されている。

【 0013 】

ハンドピース 2 の把持部 7 の後端側からは、US ケーブル 13 と、ハンドスイッチケーブル 14 と、HV ケーブル 15 とが延出されている。US ケーブル 13 及びハンドスイッチケーブル 14 は、その端部のコネクタが US 装置 5 に着脱自在に接続される。HV ケーブル 15 は、その端部のコネクタが HV 装置 6 に着脱自在に接続される。HV 装置 6 には対極板 3 に接続された対極板ケーブル 16 の端部のコネクタも着脱自在に接続される。US 装置 5 と HV 装置 6 とは、接続された通信ケーブル 17 を介して信号の送受信を行う。また、US 装置 5、HV 装置 6 は、それぞれ表示及び操作入力を行うフロントパネル 18、19 を有する。なお、US 装置 5 及び HV 装置 6 は、フットスイッチ等により操作可能であってよい。

10

【 0014 】

図 2 に示すように、ハンドピース 2 は、把持部 7 を構成する略円筒形状の主ケース 21 と、その端部に連結される副ケース 22 とで収納部が構成されている。主ケース 21 の内部には、US ケーブル 13 と接続された超音波振動子 (US 振動子) 23 が配置されている。

【 0015 】

超音波振動子 23 は、ボルト 25 とナット 26 により締結された、複数のリング形状の電歪素子 24 からなる。そして、電歪素子 24 の各面に設けられた電極に US 信号が印加されると、超音波振動子 23 は超音波振動する。超音波振動は、超音波振動子 23 (ボルト 25) の前端に連結されたホーン 27 及びプローブ 28 によって構成された軸部 8 を経て、処置部 9 に伝達される。なお、プローブ 28 は、絶縁パイプ 29 で覆われた金属製のパイプ 30 内に挿通されている。

20

【 0016 】

ナット 26 は金属製であり、HV ケーブル 15 の導線が接続される導体部でもある。ナット 26 に印加された HV 信号は、金属製のボルト 25 と、金属製のプローブ 28 とを経て、金属製の処置部 9 に伝達される。

【 0017 】

< 手術システムの構成 >

次に図 3 を用いて、手術システム 1 の構成について説明する。術者は、手術システム 1 のハンドピース 2 の処置部 9 を用いて患者 40 の臓器 41 に切開線を引く処理を行う。

30

【 0018 】

US 信号を発生し超音波 (US) エネルギーを処置部 9 に供給する US 装置 5 は、中央演算装置 (CPU) 51 と、US 信号検出部 52 と、A / D 変換部 53 と、出力トランス 54 と、アンプ 55 と、波形生成部 56 と、PLL 部 57 と、電源 58 と、を有する。出力トランス 54 と、アンプ 55 と、波形生成部 56 と、PLL 部 57 と、電源 58 と、は駆動信号出力部 (US 信号出力部) 50 を構成している。US 信号は、例えば、所定の基本周波数 (共振周波数) の正弦波の交流信号である。

【 0019 】

US 装置 5 全体の制御を行う CPU 51 は、駆動信号算出部 (US 信号算出部) 51 a と、駆動信号主制御部 (US 信号主制御部) 51 c と、高周波信号補助制御部 (HV 信号補助制御部) 51 b と、を有する。なお、US 信号算出部 51 a と、US 信号主制御部 51 c と、HV 信号補助制御部 51 b とは、それぞれが異なる CPU により構成されていてもよい。

40

【 0020 】

波形生成部 56 は例えば正弦波信号を発生する。波形生成部 56 が発生する正弦波信号は、アンプ 55 で増幅された後、出力トランス 54 の 1 次巻線側に印加され、出力トランス 54 の 2 次巻線側の出力端子から US 信号として、ハンドピース 2 の超音波振動子 23 に印加される。

【 0021 】

50

US 信号強度、つまり超音波振動子 23 の超音波出力は、電源 58 の出力電圧に応じて調整される。電源 58 の出力電圧、つまり超音波出力と波形生成部 56 の動作とは、US 信号主制御部 51c により制御される。

【0022】

US 信号主制御部 51c は、フロントパネル 18 の設定部 18a 等による設定操作に応じて、US 信号検出部 52 が検出した US 信号（パラメータ）をもとに、設定操作に対応した超音波出力となるように電源 58 の出力電圧等を制御する。フロントパネル 18 には、CPU 51 から出力される US 信号強度等の情報を表示する表示部 18b が設けられている。すなわち、US 信号主制御部 51c はフィードバック制御を行う。

また、アンプ 55 で増幅された正弦波信号は、US 信号検出部 52 を構成する電流（I）検出部 52a と電圧（V）検出部 52b とに入力される。また、正弦波信号は、PLL 部 57 に入力される。

【0023】

PLL 部 57 は、超音波振動子 23 を、その共振周波数の US 信号で駆動させるように PLL 制御する。また、PLL 部 57 は、US 信号の電圧の位相と電流との位相が同相となるように制御する。PLL 部 57 の動作は、US 信号主制御部 51c により制御される。

【0024】

US 電流信号検出部 52a と US 信号電圧検出部 52b とは、アンプ 55 で増幅された正弦波信号を実効値（RMS）に変換する。電圧の実効値及び電流の実効値は、A/D 変換部 53（53a、53b）により、それぞれデジタル信号に変換され、CPU 51 に入力される。US 信号算出部 51a は、入力された電圧実効値又は電流実効値のデジタル信号を用いて US 信号強度（US 信号出力）を算出する。

【0025】

一方、HV 信号を発生し高周波（HV）エネルギーを処置部 9 に供給する HV 装置 6 は、中央演算装置（CPU）61 と、HV 信号検出部 62 と、A/D 変換部 63 と、出力トランス 64 と、アンプ 65 と、波形生成部 66 と、共振部 67 と、電源 68 と、高周波信号リレー（HV 信号リレー）69 と、を有する。アンプ 65 と、波形生成部 66 と、共振部 67 と、電源 68 と、HV 信号リレー 69 と、は高周波信号出力部（HV 信号出力部）60 を構成している。HV 信号は、例えば、所定の基本周波数の正弦波の交流信号である。

【0026】

HV 信号リレー 69 は、電源 68 から入力した信号の後段回路への出力を ON/OFF するスイッチである。すなわち、HV 信号リレー 69 は、ON 状態（導通状態）では後段回路に信号を出力するが、OFF 状態（開放状態）では後段回路に信号を出力しない。

【0027】

HV 装置 6 全体の制御を行う CPU 61 は、高周波信号算出部（HV 信号算出部）61a と、高周波信号主制御部（HV 信号主制御部）61c と、を有する。なお、HV 信号算出部 61a と、HV 信号主制御部 61c とは、それぞれが異なる CPU により構成されていてもよい。また、CPU 61 は CPU 51 と同一の CPU であってもよい。

【0028】

波形生成部 66 は、少なくとも凝固波形信号を生成する。図 4A に示す連続した正弦波信号からなる連続波形の切開波形信号に対して、図 4B に示す凝固波形信号は断続波であり、最大値（振幅）が徐々に減少する減衰正弦波信号期間（Ton）と信号停止期間（Toff）とから 1 サイクルになるパースト波が繰り返される。

【0029】

波形生成部 66 から出力される信号は、共振部 67 を経てアンプ 65 に入力される。アンプ 65 により増幅された信号は、出力トランス 64 の 1 次巻線側に印加され、2 次巻線側に HV 信号が発生する。

【0030】

10

20

30

40

50

出力トランス 64 の 2 次巻線の一端は、ハンドピース 2 のホーン 27 等に導通する。また、2 次巻線の他端は、患者 40 に広い面積で接触する対極板 3 と導通する。

【0031】

また、共振部 67 は、電圧可変の電源 68 から電力が供給さる。波形生成部 66 と電源 68 とは、HV 信号主制御部 61c により制御される。

【0032】

HV 信号主制御部 61c は、フロントパネル 19 の設定部 19a 等による設定操作に応じて、HV 信号検出部 62 が検出した HV 信号（パラメータ）をもとに、電源 68 の出力電圧を制御して、HV 信号出力を調整する。すなわち、HV 信号主制御部 61c はフィードバック制御を行う。なお、CPU 61 は、凝固波形信号生成の場合には、凝固波形を構成する正弦波の振幅、減衰パターン及び / 又は信号停止期間（Toff）を変更することにより、クレストファクター CF を可変制御することもできる。クレストファクター（CF：波高率）は、最大値（Imax）/ 実効値（RMS）であり、例えば連続正弦波では、 $CF = 1.4$ である。

【0033】

フロントパネル 19 には、HV 信号の情報を表示する表示部 19b が設けられている。アンプ 65 で増幅された信号は、HV 信号検出部 62 を構成する電流（I）検出部 62a と電圧（V）検出部 62b とに入力される。HV 信号検出部 62 は、アンプ 65 で増幅された信号を実効値に変換する。電圧の実効値及び電流の実効値は、A/D 変換部 63（63a、63b）により、それぞれデジタル信号に変換され、CPU 61 に入力される。

【0034】

HV 信号算出部 61a は、入力された電圧実効値又は電流実効値のデジタル信号を用いて HV 信号出力を算出する。

【0035】

US 信号主制御部 61c 及び HV 信号主制御部 51c が行う通常制御であるフィードバック制御は、例えば、信号強度を所定強度に保持するための制御である。これに対して、HV 信号補助制御部 51b は、US 信号検出部 52 が検出した US 信号にもとづいて、HV 信号出力部 60 の HV 信号リレー 69 を ON 状態又は OFF 状態に制御する。すなわち、HV 信号補助制御部 51b が行う制御は、信号の出力を停止するだけの ON / OFF 制御であるため、出力を増減する通常制御に比べて、応答時間の短い高速制御が比較的容易に実現できる。

【0036】

ここで、超音波振動と高周波電流とを同時に処置部に印加して行う処置（超音波処置及び高周波処置）では、高周波電流のみを処置部に印加して行う処置（高周波処置）では発生しにくいエネルギーの大きな火花放電（以下「高エネルギー放電」という）が発生するおそれがあった。

【0037】

例えば、処置部 9 が処置している脂肪を含む組織から離れたとき、高エネルギー放電が発生し、処置部 9 の劣化を加速するおそれがあった。

【0038】

このため、従来の超音波振動と高周波電流とが同時に処置部に印加される手術システムは、術者は細心の注意を払いながら操作する必要がある、操作性が良いとは言えないことがあった。

【0039】

また、手術システム 1 では、HV 信号補助制御部 51b は、US 信号検出部 52 が検出した US 信号にもとづいて、処置部 9 が組織から離れたことを検知すると、HV 信号出力部 60 の HV 信号リレー 69 を OFF 状態に制御する。すなわち、US 信号の検出から極めて短時間後に、処置部 9 への HV 信号の印加が停止する。このため、処置部 9 が組織から離れても、高エネルギー放電が発生しない。

【0040】

高エネルギー放電が発生する直前に、その前兆現象として、強度は弱いが通常の放電とは異なる放電が発生すると考えられる。HV信号補助制御部51bは、その前兆現象等起因する信号変化にもとづき、高エネルギー放電が発生する前に出力を停止することにより、高エネルギー放電の発生を防止する。

【0041】

すなわち、厳密には、「処置部9が組織から離れたとき」とは「完全に離れたとき」ではなく、むしろ、「離れはじめたとき」である。

【0042】

そして、HV信号補助制御部51bは、HV信号主制御部51cよりも応答時間が短い。すなわち、フィードバック制御を行うUS信号主制御部51c及びHV信号主制御部61cの応答時間は、5ms（ミリ秒）以上が好ましく、例えば、100msである。

10

【0043】

これに対してHV信号補助制御部51bの応答時間は、1ms以下が好ましく、例えば、0.5msである。また、HV信号リレー69も、ON/OFF動作という単純動作の回路であるため、応答時間は1ms以下、例えば、0.2msである。HV信号リレー69は機械式スイッチであってもよいし、半導体スイッチであってもよい。

【0044】

なお、応答時間が1ms以下であれば、リレー式ON/OFFスイッチに替えて、信号出力を実質的にゼロにする、すなわち、処置等に影響を及ぼさない強度まで信号強度を低下する減衰部を用いてもよい。例えば、アンプ65が高速制御可能な場合には、アンプ65を制御することにより減衰部の機能を実現してもよい。すなわち、以下の説明等において、「信号出力を停止する」とは、「信号出力を実質的にゼロにする」場合も含む概念である。例えば、HV信号では電圧が200Vp以下であれば、生体組織に医学的効果を発揮することはない、高エネルギー放電が発生することもない。ただし、応答速度の速い安価なスイッチであるので、リレーを用いることが最も好ましい。

20

【0045】

なお、US信号検出部52は、1ms以下の間隔で信号を検出する。HV信号補助制御部51bはUS信号検出部52が、1ms以下の間隔で検出した信号を順に処理するが、US信号主制御部51cは、US信号検出部52の検出間隔よりも長い所定の間隔、例えば、100msの間隔でUS信号検出部52が検出した信号を処理する。US信号主制御部51cは、US信号検出部52が、1ms以下の間隔で検出した信号の積算値又は平均値を用いて制御してもよい。

30

【0046】

HV信号主制御部61cは、例えば、100msの間隔でHV信号検出部62が検出した信号を処理する。

【0047】

なお、図5に示すように、US信号検出部52が、US信号主検出部52AとUS信号補助検出部52Bとを有していてもよい。また、US信号主検出部52Aが検出するUS信号と、US信号補助検出部52Bが検出するUS信号とは、回路上の同じ箇所からサンプリングしてもよいし、異なる箇所からサンプリングしてもよい。

40

【0048】

そして、US信号補助検出部52Bは、US信号主検出部52Aよりも検出間隔が短い。例えば、US信号主検出部52Aが5ms以上の間隔、例えば100msの間隔で信号を検出するのに対して、US信号補助検出部52Bは1ms以下の間隔、例えば0.5msの間隔で信号を検出する。

【0049】

そして、HV信号主制御部61cは、HV信号主検出部62Aが検出した信号をもとに通常のフィードバック制御を行い、HV信号補助制御部51bは、US信号補助検出部52Bが検出した信号をもとに応答速度の速い高速制御を行う。また、US信号主制御部51cは、US信号主検出部52Aが検出した信号をもとに通常のフィードバック制御を行

50

う。

【 0 0 5 0 】

ＵＳ信号主制御部 5 1 c 及び ＨＶ信号主制御部 6 1 c は、検出／応答のループ処理時間が前記範囲以上であれば、安定に制御ができる。すなわち、フィードバックの制御において、検出間隔及び応答時間が短すぎると、例えば、パルスの出現するノイズ信号に反応して信号出力を過剰に増大してしまうことがある。このため、ＵＳ信号主制御部 5 1 c 及び ＨＶ信号主制御部 6 1 c の信号検出間隔及び応答時間は前記範囲以上が好ましい。

【 0 0 5 1 】

これに対して、ＨＶ信号補助制御部 5 1 b は、処置部 9 が金属からなる他の用具と接触したときに、高エネルギー放電が発生する前に、ＨＶ信号の出力を停止する必要がある。

10

【 0 0 5 2 】

このため、ＵＳ信号の検出から ＨＶ信号補助制御部 5 1 b の制御により、ＨＶ信号リレー 6 9 の動作が完了するまでの時間は、1 m s 以下であることが好ましい。

【 0 0 5 3 】

前記以下の時間であれば、高エネルギー放電の発生を確実に防止できる。

【 0 0 5 4 】

なお、前記検出間隔、前記応答時間及び動作完了までの時間は、いずれも短い方が好ましいが、工業的に利用可能なシステムでは 1 μ s (マイクロ秒) 程度が下限値である。

【 0 0 5 5 】

< 手術システムによる処置 >

20

処置時には、ＵＳ信号主制御部 5 1 c によりフィードバック制御された ＵＳ信号が超音波振動子 2 3 に印加され、処置部 9 が超音波振動する。そして、処置部 9 が患者 4 0 の処置対象の臓器 4 1 と接触又は近接すると、処置部 9 から臓器 4 1 に、ＨＶ信号主制御部 6 1 c によりフィードバック制御された ＨＶ信号 (高周波電流) が流れる。そして、臓器 4 1 に流れた ＨＶ信号は、患者 4 0 の体内と、対極板 3 と、対極板ケーブル 1 6 と、を経て ＨＶ装置 6 に戻る。

【 0 0 5 6 】

ＨＶエネルギーは、処置部 9 と臓器 4 1 との接触抵抗等によるジュール熱、又は、処置部 9 と臓器 4 1 との間での放電現象による熱及び衝撃波、として処置対象に印加される。

【 0 0 5 7 】

30

なお、上記構成要素は、それぞれが独立した構成要素 (回路等) である必要はなく、また、ＣＰＵ 5 1、6 1 が読み込んだプログラムにより実行する機能部であってもよい。

【 0 0 5 8 】

次に、手術システム 1 による処置について説明する。図 6 に示すように、手術システム 1 ではハンドピース 2 の処置部 9 に ＨＶ信号と ＵＳ信号とを同時に印加しながら、術者が処置部 9 を実組織である臓器 4 1 に押圧操作することで、押圧方向に切開線 4 2 を引きながら止血できる。

【 0 0 5 9 】

これに対して、従来の手術システムでは、ブレードモードであっても内部に多数の血管を有する実組織、例えば、肝臓に切開線を引きながら止血することは容易ではなく、操作性が良いとは言えないことがあった。

40

【 0 0 6 0 】

ここで、「実組織 (parenchyma organ) 」とは、生体内の組織、例えば、肝臓等の臓器である。また、「切開 (cut) 」という医学用語には、「切除 (excision) 」、「剥離 (exfoliation) 」、「切開線を引く (make an incision line) 」の 3 つの処置が含まれる。

【 0 0 6 1 】

ポリープ等の「切除」又は横隔膜等の「剥離」は、組織を切り離す切断 (cutting) であるため、切断する組織を挟み込んで把持することでエネルギーを切断箇所集中できる。例えば超音波エネルギーのみが印加されるプローブ先端部と、共同して組織を挟み込み

50

把持するジョーを有するハンドピースでも、把持した組織に対して、USエネルギーによる機械的摩擦力と、摩擦による発熱とにより切開可能である。また、先端部に印加されたHV信号を対極であるジョーに流すパイポラ型ハンドピースでは、USエネルギーを印加しなくとも、把持した組織に対して切開が可能である。ただし、組織を挟み込んで把持するハンドピースは「切開線を引く処置」はできない。

【0062】

なお、すでに説明したように、従来のHV装置でも、ブレンドモードにおいては切開しながら止血できる。しかし、これは、出血しにくい体表面の組織等に対してであり、肝臓等の内部に多数の血管を有する臓器に対しては、十分な止血は容易ではなかった。

【0063】

また、単極型（モノポール型）のハンドピース2では、超音波振動している処置部9を組織に押圧しても、押圧力はパイポラ型のハンドピースによる把持力のように強くはない。このため、摩擦力及び摩擦による発熱は小さく、機械的又は熱的に組織を切開することはできない。また、凝固波形のHV信号（HVエネルギー）だけが印加された処置部9は発熱が不十分で生体組織を蒸散することができず、切開線を引くことはできない。

【0064】

これに対して、手術システム1では、高周波電流だけの印加で得られる効果と、超音波振動だけの印加で得られる効果と、が単純に組み合わせただけの効果ではなく、それら個々をもたらす効果の和以上の効果、すなわち相乗効果が得られる。もちろん、かかる相乗効果を予測することは極めて困難であった。

【0065】

手術システム1において前記相乗効果を得るには、まず、HV信号は凝固波形であることが重要である。すでに説明したように凝固波形のHV信号だけでは生体組織を蒸散することはできない。しかし、図6に示しように、手術システム1では、凝固波形のHV信号をUS信号とともに処置部9に印加することで、処置部9の押圧方向に、肝臓に切開線を引きながら止血ができる。

【0066】

図7Aに示すように、超音波振動が印加されていない状態、すなわちHV信号のみが印加されている状態では、術者が処置部9を臓器41の目的の方向に押圧操作しても、処置部9からの凝固波形のHV信号は、周囲の組織に対して等方的に流れる。例えば、HV信号による放電は処置部9の押圧方向だけでなく、押圧方向に直交する方向等にも多く発生する。このため、図7Aに示すように、局所的に大きな発熱を生じることはなく、処置部9の周囲には、熱変性により凝固し、水分が蒸発し高インピーダンス化した組織43が形成される。

【0067】

一方、図7Bに示すように、超音波振動するとともにHV信号が印加されている処置部9が所定の方向に押圧操作されると、処置部9からの凝固波形のHV信号が、押圧方向の組織に対して集中して流れる。換言すれば、凝固波形のHV信号による放電が、処置部9と押圧方向の組織との間の空間に集中する。すなわち、HV信号による放電に方向性が生じる。このため凝固波形のHV信号であっても、押圧された組織は大きな発熱により蒸散し、押圧方向に切開線42が引かれる。

【0068】

押圧操作により処置部9が切開された組織内を前進し移動すると、処置部9の進行方向に対して直交する方向にある組織の壁面（切開面）は、処置部9からの距離が長くなるため、進行方向に比べるとHV信号が集中しない。このため、切開面は、凝固に適した温度となり、水分が蒸発し、高インピーダンス化する。このため、処置部9の押圧方向、すなわち、進行方向の組織は蒸散するのにに対して、処置部9が通り過ぎた切開面の組織は止血される。

【0069】

なお、HV信号による放電に方向性が生じる原因は、以下のように考えられる。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 0 】

(A) 処置部 9 の超音波振動により生じる、実組織の低インピーダンス領域に対して、H V 信号が集中する。すなわち、超音波振動するとともに H V 信号が印加されている処置部 9 が所定の方に押圧操作されると、処置部 9 の周囲の高インピーダンス化した実組織のうち押圧された領域だけが、超音波振動により物理的に剥ぎ取られる。これにより、含水率の高い実組織が表面に露出する。言い換えれば、超音波振動による組織掻き分け (pushing a side incised organ) 効果により低インピーダンス組織が押圧方向に出現する。すると、処置部 9 に印加された H V 信号が、含水率の高い低インピーダンス組織に対して局部的に集中する。よって、H V 信号による放電に方向性が生じる。

【 0 0 7 1 】

(B) 処置部 9 が押圧方向の組織と超音波振動に応じて接触状態になったり非接触状態になったりを繰り返す。すなわち、超音波振動している処置部 9 が、押圧操作されると、処置部 9 と押圧方向の組織との距離が変動する。また、処置部 9 が組織と非接触となる瞬間には、処置部 9 と組織との間の空間の気圧が低くなる。逆に、処置部 9 が組織と接触する瞬間には、処置部 9 と組織との間の空間の気圧が高くなる。つまり、処置部 9 の超音波振動に応じて、処置部 9 と押圧方向の組織との間の空間の圧力が変動する。このように超音波振動により処置部 9 と実組織との距離が、例えば $0 \sim 200 \mu\text{m}$ の範囲で変動し続けることにより、変動の間に放電が生じやすい状態 (距離、圧力) になる。そのため、処置部 9 に印加された H V 信号が、押圧方向の組織に対して局所的に集中する。よって、放電方向に異方性が生じる。

【 0 0 7 2 】

(C) 超音波振動により実組織から霧散した成分 (水分、油性成分及び水油混合成分) からなる微粒子が存在する経路に沿って H V 信号が集中する。すなわち、超音波振動している処置部 9 が、押圧操作されると、組織は超音波振動により破碎され、更に霧化され、微粒子となって空間を浮遊する。組織を構成する、水分は水蒸気微粒子となり、油性成分は油性微粒子となる。水分及び油性成分を含む混合微粒子も発生する。このため、処置部 9 と組織との間の空間には、組織から霧散した成分からなる微粒子が偏在する。このため、組織から霧散した成分からなる微粒子が存在する経路に沿って H V 信号が集中する。よって、H V 信号による放電に方向性が生じる。

【 0 0 7 3 】

なお、本実施形態の手術システムでは、U S 信号と同時に印加される H V 信号は凝固波形であれば効果があるが、特に、30 W 以上 70 W 以下が好ましい。前記下限以上であれば極部に集中した H V 信号により押圧方向に切開線を引くことができ、前記上限以下であれば処置部 9 が通り過ぎた組織を凝固し止血できる。また、H V 信号の凝固波形のクレストファクター C F は 5 以上が好ましく、5 . 5 以上がより好ましく、特に好ましくは 6 以上である。前記下限以上であれば、極部に集中した H V 信号により押圧方向に切開線を引くことができ、かつ処置部 9 が通り過ぎた組織を凝固し止血できる。なお、クレストファクター C F の上限値は特に限定はないが、H V 装置の仕様等から例えば 10 以下が好ましい。

【 0 0 7 4 】

一方、U S 信号による処置部 9 の超音波振動は、振動速度が、8 m / 秒以上 18 m / 秒以下が好ましい。また、U S 信号による処置部 9 の超音波振動は、振幅が $0 \mu\text{m}$ より大きく $200 \mu\text{m}$ より小さいことが好ましい。なお、U S 信号の周波数が 47 kHz の場合、振動速度 8 m / 秒では、処置部 9 の振幅は $60 \mu\text{m}$ であり、振動速度 18 m / 秒では、処置部 9 の振幅は $120 \mu\text{m}$ である。

【 0 0 7 5 】

< 手術システムの動作 >

次に、図 7 のフローチャートを用いて、手術システム 1 の動作について、説明する。

【 0 0 7 6 】

< ステップ S 10 >

処置が開始されると、U S 信号主制御部 5 1 c は、U S 信号検出部 5 2 の U S 信号電圧検出部 5 2 b が検出した値にもとづいて、設定部 1 8 a の設定値に応じた U S 信号出力となるように U S 信号出力部 5 0 をフィードバック制御する。また H V 信号主制御部 6 1 c は、H V 信号検出部 6 2 の H V 信号電流検出部 6 2 a が検出した値にもとづいて、設定部 1 9 a の設定値に応じた凝固波形の H V 信号出力になるように、H V 信号出力部 6 0 をフィードバック制御する。

【 0 0 7 7 】

< ステップ S 1 1 >

H V 信号補助制御部 5 1 b が、U S 信号検出部 6 2 で検出された、例えば U S 信号のインピーダンスの変化値（微分値）にもとづき、処置部 9 が組織から離れたことを検知したとき（S 1 1 ; Y e s）、ステップ S 1 2 からの処理が行われる。

10

【 0 0 7 8 】

< ステップ S 1 2 >

H V 信号補助制御部 5 1 b は、H V 信号リレー 6 9 を、O F F 状態（開放状態）に制御する。U S 信号の検出から、H V 信号の処置部 9 への印加が停止するまでの時間は、1 m s 以下である。

【 0 0 7 9 】

ここで、U S 信号にもとづいて処置部 9 が組織から離れたことを検知するのは、特に高エネルギー放電が発生しやすい脂肪が多い組織の処理においては、非接触状態となっても接触状態のときと比較して H V 信号の変化は小さいが、U S 信号の変化は大きいためである。すなわち、脂肪が多い組織は電気抵抗が高いために、非接触状態となっても接触状態のときと比較して H V 信号に大きな変化は生じない。しかし、U S 信号は非接触状態となると機械的負荷が大きく減少するため、接触状態のときと比較すると大きな変化を生じる。

20

【 0 0 8 0 】

なお、処置部 9 が組織から離れたことを検知するための U S 信号は、U S 信号のインピーダンスの変化値に限られず、後述するように、種々の構成により検出された U S 信号であってもよい。

【 0 0 8 1 】

< ステップ S 1 3 >

H V 信号補助制御部 5 1 b は、例えば、1 5 m s の所定の H V 信号出力待機時間 T H が経過するまで（S 1 3 ; N o）、H V 信号リレー 6 9 の O F F 状態を維持する。

30

【 0 0 8 2 】

< ステップ S 1 4 >

H V 信号補助制御部 5 1 b は、所定の H V 信号出力待機時間 T H が経過した後（S 1 3 ; Y e s）、H V 信号リレー 6 9 を O N 状態（導通状態）に制御する。すなわち、H V 信号補助制御部 5 1 b は、停止した H V 信号の出力を再開するように H V 信号出力部 6 0 を制御する。

【 0 0 8 3 】

そして、S 1 0 からの処理を繰り返す。

40

【 0 0 8 4 】

処置部 9 は、組織から一時的に離れても、再度、処置を行うために組織と接触状態になる。手術システム 1 では、所定の H V 信号出力待機時間 T H が経過した後、自動的に H V 信号の出力が再開されるため、操作性がよい。なお、H V 信号出力待機時間 T H は、5 m s ~ 5 0 m s が好ましく、特に好ましくは、1 0 m s ~ 2 0 m s である。前記範囲内であれば、高エネルギー放電が発生することがなく、操作にも支障がない。

【 0 0 8 5 】

< ステップ S 1 9 >

処置が終了するまで（S 1 9 : Y e s）、ステップ S 1 0 からの処理が繰り返し行われる。

50

【 0 0 8 6 】

以上の説明のように、手術システム 1 では、処置部 9 が組織から離れたときに H V 信号の出力を停止する制御を高速に行うための専用の H V 信号補助制御部 5 1 b を具備する。

【 0 0 8 7 】

特に、近年、普及が進んでいる腹腔鏡下外科手術では、極めて限られた可動範囲で、組織に対してプローブを操作する必要がある。手術システム 1 は、超音波振動と高周波電流との相乗効果により効率的に処置ができるとともに、U S 信号にもとづき H V 信号出力部 6 0 を制御する、H V 信号主制御部 6 1 c よりも応答時間の短い H V 信号補助制御部 5 1 b を具備するため、たとえ処置部 9 が組織から離れても、高エネルギー放電の発生が抑制されている。

10

【 0 0 8 8 】

このため、高エネルギー放電が発生することに起因して、処置部 9 の劣化が加速したり、処置部 9 又は他の処置具等が損傷したりするおそれがない。

【 0 0 8 9 】

すなわち、手術システム 1 は、超音波振動と高周波電流とを同時に処置部に印加することで、押圧方向に切開線を引きながら止血処理を行うことができ、かつ、エネルギーの大きな火花放電（高エネルギー放電）が発生するおそれがなく、操作性がよい。

【 0 0 9 0 】

次に、実施形態の手術システム 1 の高速制御に用いる構成例について説明する。

【 0 0 9 1 】

20

< 構成 1 >

H V 信号補助制御部 5 1 b が、U S 信号に含まれる、基本周波数から基本周波数の 2 倍の周波数の周波数帯の信号の積分値にもとづき制御を行う。

【 0 0 9 2 】

処置部 9 が組織と接触していると、U S 信号の電流波形には歪みが生じている。すなわち、図 9 に示すように、接触時には、非接触時に比べて、共振周波数である基本周波数（ f_0 ）の正弦波である U S 信号に、多くの高周波成分が含まれる。

【 0 0 9 3 】

このため、特に、基本周波数（ f_0 ）から基本周波数の 2 倍の周波数（ $2f_0$ ）の周波数帯の信号の強度を、接触状態のときの強度と比較することで、処置部 9 が組織から離れたと判断できる。

30

【 0 0 9 4 】

基本周波数（ f_0 ）から基本周波数の 2 倍の周波数（ $2f_0$ ）の周波数帯（ $f_0 \sim 2f_0$ ）の信号の強度は、例えば、バンドパスフィルタを用いて U S 信号から抽出される。

【 0 0 9 5 】

また、H V 信号補助制御部 5 1 b は、周波数帯（ $f_0 \sim 2f_0$ ）の信号強度の変化速度、すなわち微分値にもとづいて制御を行うことが、より高速制御が可能であるため、より好ましい。

【 0 0 9 6 】

< 構成 2 >

40

H V 信号補助制御部 5 1 b が、U S 信号に含まれる、基本周波数の奇数倍の周波数の信号にもとづき制御を行う。

【 0 0 9 7 】

すでに説明したように、処置部 9 が組織と接触しているときには、U S 信号の電流波形に歪みが生じている。その結果、図 10 A に示すように非接触状態のときの U S 信号の振幅に比べて、図 10 B に示す接触状態のときの U S 信号の振幅は、特に、基本周波数（ f_0 ）の奇数倍の周波数（ $3f_0$ 、 $5f_0$ 、 $\dots$ ）において増加している。

【 0 0 9 8 】

基本周波数（ f_0 ）の 3 倍の周波数（ $3f_0$ ）の信号及び基本周波数（ f_0 ）の 5 倍の周波数（ $5f_0$ ）の U S 信号の振幅は、帯域通過フィルタにより、U S 信号から抽出され

50

る。抽出できる信号の強度及び回路実装コストの観点からは、(3f0及び5f0)の信号を抽出することが好ましいが、(3f0)の信号のみを抽出してもよいし、(3f0、5f0、7f0...)の信号等を抽出してもよい。

【0099】

また、HV信号補助制御部51bは、抽出した信号の変化速度、すなわち微分値にもとづいて制御を行うことが、より高速制御が可能であるため、より好ましい。

【0100】

<構成3>

HV信号補助制御部51bが、US信号の電圧と電流との位相差にもとづき制御を行う。

10

【0101】

US装置5のUS信号は、図11に示すように、出力トランス54を介して2次回路のPLL部57でPLL制御されている。なお、図11は、手術システムの構成要素の一部のみを示している。ここで、患者回路と2次回路との間を絶縁する出力トランス54は、最大電流及び最大電圧で長時間駆動できるように設計されている。このため、PLL部57のない患者回路では、処置部9が組織と接触していない場合、すなわち機械的負荷(荷重)が小さい場合には、US信号の電圧は最大電圧よりもはるかに低い電圧となる。そして、図12に示すように、荷重が小さいと、US信号の電圧と電流との位相差は大きくなる。

【0102】

20

図11に示すように、2次回路のUS信号を検出するUS信号主検出部52Aに加えて、患者回路のUS信号を検出するUS信号補助検出部52Bを有するUS信号検出部52により、患者回路のUS信号の電流と電圧の位相差により、処置部9が組織と非接触状態となったことを検知できる。

【0103】

また、HV信号補助制御部51bは、検出した信号の変化速度、すなわち微分値にもとづいて制御を行うことが、より高速制御が可能であるため、より好ましい。

【0104】

<構成4>

HV信号補助制御部51bが、US振動子の共振周波数の変化速度にもとづき制御を行う。

30

【0105】

US装置5のUS信号は、US振動子の共振周波数が変化に合わせてPLL部27が基本周波数を変化させている。処置部9の組織との接触/非接触に応じて、すなわち処置部9の機械的負荷に応じて、共振周波数は変化する。ここで、共振周波数は温度によっても変化する。このため、US信号補助検出部52Bは、共振周波数の変化速度(微分値)を検出し、HV信号補助制御部51bは、変化速度が所定値以上の急激な変化の発生により、処置部9が組織と非接触状態となったことを検知する。

【0106】

40

なお、手術システム1で用いることのできる構成は、以上で説明した構成に限られるものではなく、同様の効果を有する各種の構成を用いることができる。また2つ以上の構成を組み合わせ用いてもよい。例えば、構成1と構成2とを用いて、少なくともいずれかのUS信号のレベルが所定値以上となったときに、HV信号補助制御部51bが、HV信号の出力を停止してもよい。

【0107】

<第1実施形態の変形例>

次に、第1実施形態の変形例の手術システム1Aについて説明する。図13に示すように、本変形例の手術システム1Aは第1実施形態の手術システム1と類似しているため同じ機能の構成要素には同じ符号を付し、説明は省略する。

【0108】

50

手術システム 1 A の H V 信号補助制御部 5 1 b は、処置部 9 が組織から離れたときに H V 信号の出力を停止する制御と同時に U S 信号の出力を停止する制御も行う

U S 信号出力部 5 0 には電源 5 8 から入力した信号の後段回路への出力を O N / O F F するスイッチである U S 信号リレー 5 9 が配設されている。すなわち、U S 信号リレー 5 9 は、O N 状態（導通状態）では後段回路に信号を出力するが、O F F 状態（開放状態）では後段回路に信号を出力しない。

【 0 1 0 9 】

H V 信号補助制御部 5 1 b は、H V 信号リレー 6 9 だけでなく、U S 信号リレー 5 9 も制御する。手術システム 1 A は、手術システム 1 が有する効果を有し、更に、高エネルギー放電の発生を、より確実に防止できる。すなわち手術システム 1 A は、手術システム 1 よりも更に操作性がよい。

10

【 0 1 1 0 】

なお、H V 信号補助制御部 5 1 b は、停止した H V 信号の出力を所定の H V 信号出力待機時間の後、再開するように H V 信号出力部 6 0 を制御すると同様に、停止した U S 信号の出力を所定の U S 信号出力待機時間の後、再開するように U S 信号出力部 5 0 を制御することが好ましい。

【 0 1 1 1 】

< 第 2 実施形態 >

次に、第 2 実施形態の変形例の手術システム 1 0 1 について説明する。手術システム 1 0 1 は第 1 実施形態の手術システム 1 と類似しているため同じ機能の構成要素には同じ符号を付し、説明は省略する。

20

【 0 1 1 2 】

図 1 0 3 を用いて、手術システム 1 0 1 の構成について説明する。以下の説明のように、手術システム 1 0 1 は、H V 信号にもとづき U S 信号出力部 5 0 を制御する、U S 信号主制御部 5 1 c よりも応答時間の短い U S 信号補助制御部 6 1 b を具備する。

【 0 1 1 3 】

U S 信号を発生し超音波（U S）エネルギーを処置部 9 に供給する U S 装置 5 は、中央演算装置（C P U）5 1 と、U S 信号検出部 5 2 と、A / D 変換部 5 3 と、出力トランス 5 4 と、アンプ 5 5 と、波形生成部 5 6 と、P L L 部 5 7 と、電源 5 8 と、駆動信号リレー（U S 信号リレー）5 9 と、を有する。出力トランス 5 4 と、アンプ 5 5 と、波形生成部 5 6 と、P L L 部 5 7 と、電源 5 8 と、U S 信号リレー 5 9 と、は駆動信号出力部（U S 信号出力部）5 0 を構成している。U S 信号は、例えば、所定の基本周波数（共振周波数）の正弦波の交流信号である。

30

【 0 1 1 4 】

U S 信号リレー 5 9 は、電源 5 8 から入力した信号の後段回路への出力を遮断する O N / O F F スwitch である。すなわち、U S 信号リレー 5 9 は、O N 状態（導通状態）では後段回路に信号を出力するが、O F F 状態（開放状態）では後段回路に信号を出力しない。

【 0 1 1 5 】

H V 装置 6 全体の制御及び U S 信号リレー 5 9 の制御を行う C P U 6 1 は、高周波信号算出部（H V 信号算出部）6 1 a と、駆動信号補助制御部（U S 信号補助制御部）6 1 b と、高周波信号主制御部（H V 信号主制御部）6 1 c と、を有する。なお、H V 信号算出部 6 1 a と、U S 信号補助制御部 6 1 b と、H V 信号主制御部 6 1 c とは、それぞれが異なる C P U により構成されていてもよい。また、C P U 6 1 は C P U 5 1 と同一の C P U であってもよい。

40

【 0 1 1 6 】

U S 信号主制御部 6 1 c 及び H V 信号主制御部 5 1 c が行う通常制御であるフィードバック制御は、例えば、信号強度を所定強度に保持するための制御である。これに対して、U S 信号補助制御部 6 1 b は、H V 信号検出部 6 2 が検出した H V 信号にもとづいて、U S 信号出力部 5 0 の U S 信号リレー 5 9 を O N 状態又は O F F 状態に制御する。すなわち

50

、ＵＳ信号補助制御部６１ｂが行う制御は、信号の出力を停止するだけのＯＮ／ＯＦＦ制御であるため、出力を増減する通常制御に比べて、応答時間の短い高速制御が比較的容易に実現できる。

【０１１７】

すでに説明したように、超音波振動と高周波電流とが同時に処置部に印加されているハンドピースによる処置では、高周波電流のみが処置部に印加されているハンドピースによる処置では発生しにくいエネルギーの大きな火花放電（以下「高エネルギー放電」という）が発生するおそれがあった。

【０１１８】

例えば、処置部９が他の金属製の処置具等と接触したとき、高エネルギー放電が発生し、処置部９又は他の処置具等が損傷するおそれがあった。

10

【０１１９】

手術システム１０１では、ＵＳ信号補助制御部６１ｂが、ＨＶ信号検出部６２が検出したＨＶ信号にもとづいて処置部９が他の金属製の処置具等と接触したことを検知すると、ＵＳ信号出力部５０のＵＳ信号リレー５９をＯＦＦ状態に制御する。すなわち、ＨＶ信号の検出から極めて短時間後に、処置部９の超音波振動が停止する。このため、処置部９が他の処置具と接触しても、高エネルギー放電が発生しない。

【０１２０】

高エネルギー放電が発生する直前に、その前兆現象として、強度は弱いが通常の放電とは異なる放電が発生すると考えられる。ＵＳ信号補助制御部６１ｂは、その前兆現象等に起因する信号変化にもとづき、高エネルギー放電が発生する前に出力を停止することにより、高エネルギー放電の発生を防止する。

20

【０１２１】

すなわち、厳密には、「処置部９が金属用具と接触したとき」とは、「完全に接触したとき」ではなく、「接触しはじめたとき」である。

【０１２２】

そして、ＵＳ信号補助制御部６１ｂは、ＵＳ信号主制御部６１ｃよりも応答時間が短い。すなわち、フィードバック制御を行うＵＳ信号主制御部５１ｃ及びＨＶ信号主制御部６１ｃの応答時間は、５ｍｓ（ミリ秒）以上が好ましく、例えば、１００ｍｓである。

【０１２３】

これに対してＵＳ信号補助制御部６１ｂの応答時間は、１ｍｓ以下が好ましく、例えば、０．５ｍｓである。また、ＵＳ信号リレー５９も、ＯＮ／ＯＦＦ動作という単純動作の回路であるため、応答時間は１ｍｓ以下、例えば、０．２ｍｓである。ＵＳ信号リレー５９は機械式スイッチであってもよいし、半導体スイッチであってもよい。

30

【０１２４】

なお、応答時間が１ｍｓ以下であれば、リレー式ＯＮ／ＯＦＦスイッチに替えて、信号出力を実質的にゼロにする、すなわち、処置等に影響を及ぼさない強度まで信号強度を低下する減衰部を用いてもよい。例えば、アンプ５５が高速制御可能な場合には、アンプ５５を制御することにより減衰部の機能を実現してもよい。すなわち、以下の説明等において、「信号出力を停止する」とは、「信号出力を実質的にゼロにする」場合も含む概念である。

40

【０１２５】

なお、ＨＶ信号検出部６２は、１ｍｓ以下の間隔で信号を検出する。ＵＳ信号主制御部５１ｃは、例えば、１００ｍｓの間隔でＵＳ信号検出部５２が検出した信号を処理する。

【０１２６】

ＵＳ信号補助制御部６１ｂはＨＶ信号検出部６２が、１ｍｓ以下の間隔で検出した信号を順に処理するが、ＨＶ信号主制御部６１ｃは、ＨＶ信号検出部６２の検出間隔よりも長い所定の間隔、例えば、１００ｍｓの間隔でＨＶ信号検出部６２が検出した信号を処理する。ＨＶ信号主制御部６１ｃは、ＨＶ信号検出部６２が、１ｍｓ以下の間隔で検出した信号の積算値又は平均値を用いて制御してもよい。

50

【 0 1 2 7 】

なお、図 5 に示すように、H V 信号検出部 6 2 が、H V 信号主検出部 6 2 A と H V 信号補助検出部 6 2 B とを有していてもよい。また、H V 信号主検出部 6 2 A が検出する H V 信号と、H V 信号補助検出部 6 2 B が検出する H V 信号とは、回路上の同じ箇所からサンプリングしてもよいし、異なる箇所からサンプリングしてもよい。

【 0 1 2 8 】

そして、H V 信号補助検出部 6 2 B は、H V 信号主検出部 6 2 A よりも検出間隔が短い。例えば、H V 信号主検出部 6 2 A が 5 m s 以上の間隔、例えば 1 0 0 m s の間隔で信号を検出するのに対して、H V 信号補助検出部 6 2 B は 1 m s 以下の間隔、例えば 0 . 5 m s の間隔で信号を検出する。

10

【 0 1 2 9 】

そして、H V 信号主制御部 6 1 c は、H V 信号主検出部 6 2 A が検出した信号をもとに通常のフィードバック制御を行う。また、U S 信号主制御部 5 1 c は、U S 信号主検出部 5 2 A が検出した信号をもとに通常のフィードバック制御を行い、U S 信号補助制御部 6 1 b は、H V 信号補助検出部 6 2 B が検出した信号をもとに応答速度の速い高速制御を行う。

【 0 1 3 0 】

U S 信号主制御部 5 1 c 及び H V 信号主制御部 6 1 c は、検出 / 応答のループ処理時間が前記範囲以上であれば、安定に制御ができる。すなわち、フィードバックの制御において、検出間隔及び応答時間が短すぎると、例えば、パルス的に出現するノイズ信号に反応して信号出力を過剰に増大してしまうことがある。このため、U S 信号主制御部 5 1 c 及び H V 信号主制御部 6 1 c の信号検出間隔及び応答時間は前記範囲以上が好ましい。

20

【 0 1 3 1 】

これに対して、U S 信号補助制御部 6 1 b は、処置部 9 が組織から離れたときに、高エネルギー放電が発生する前に、H V 信号の出力を停止する必要がある。

【 0 1 3 2 】

このため、H V 信号の検出から U S 信号補助制御部 6 1 b の制御により、U S 信号リレー 5 9 の動作が完了するまでの時間は、1 m s 以下であることが好ましい。

【 0 1 3 3 】

前記以下の時間であれば、高エネルギー放電の発生を確実に防止できる。

30

【 0 1 3 4 】

なお、前記検出間隔、前記応答時間及び動作完了までの時間は、いずれも短い方が好ましいが、工業的に利用可能なシステムでは 1 μ s (マイクロ秒) 程度が下限値である。

【 0 1 3 5 】

< 手術システムの動作 >

次に、図 1 5 のフローチャートを用いて、手術システム 1 0 1 の動作について、説明する。

【 0 1 3 6 】

< ステップ S 1 1 0 >

図 7 のステップ S 1 0 と同じである。

40

【 0 1 3 7 】

< ステップ S 1 1 5 >

U S 信号補助制御部 6 1 b が、H V 信号の例えば電流の微分値にもとづき、処置部 9 が金属用具と接触したことを検知したとき (S 1 5 ; Y e s) 、ステップ S 1 1 6 からの処理が行われる。

【 0 1 3 8 】

< ステップ S 1 1 6 >

U S 信号補助制御部 6 1 b は、H V 信号検出から 1 m s 以下に H V 信号を停止する。

【 0 1 3 9 】

U S 信号補助制御部 6 1 b は、U S 信号リレー 5 9 を、O F F 状態 (開放状態) に制御

50

する。H V 信号の検出から、超音波振動子 2 3 への U S 信号の印加停止までの時間は、1 m s 以下である。

【0140】

ここで、H V 信号にもとづいて処置部 9 が他の金属製の処置具等と接触したことを検知するのは、U S 信号の変化よりも、H V 信号の変化が大きいためである。

【0141】

なお、処置部 9 が金属用具と接触したことを検知するための信号は、H V 信号検出部 6 2 で検出された H V 信号の電流の微分値に限られず、後述するように、種々の構成により検出された H V 信号であってもよい。

【0142】

<ステップ S 1 1 7 >

U S 信号補助制御部 6 1 b は、例えば、1 5 0 m s の所定の U S 信号出力待機時間 T U が経過するまで (S 1 1 7 ; N o)、U S 信号リレー 5 9 の O F F 状態を維持する。

【0143】

<ステップ S 1 1 8 >

U S 信号補助制御部 6 1 b は、所定の U S 信号出力待機時間 T U が経過した後 (S 1 1 7 ; Y e s)、U S 信号リレー 5 9 を O N 状態 (導通状態) に制御する。すなわち、U S 信号補助制御部 6 1 b は、停止した U S 信号の出力を再開するように U S 信号出力部 5 0 を制御する。

【0144】

そして、S 1 1 0 からの処理を繰り返す。

【0145】

処置部 9 が、誤って、他の金属製の処置具等と接触するのは短時間である。手術システム 1 0 1 では、所定の U S 信号出力待機時間 T H が経過した後、自動的に U S 信号の出力が再開されるため、操作性がよい。なお、U S 信号出力待機時間 T U は、5 0 m s ~ 5 0 0 m s が好ましく、特に好ましくは 1 0 0 m s ~ 2 0 0 m s である。前記範囲内であれば、高エネルギー放電が発生することがなく、操作にも支障がない。

【0146】

<ステップ S 1 1 9 >

処置が終了するまで (S 1 1 9 : Y e s)、ステップ S 1 1 0 からの処理が繰り返し行われる。

【0147】

以上の説明のように、手術システム 1 0 1 では、処置部 9 が金属用具と接触したときに U S 信号の出力を停止する制御を高速に行うための専用の U S 信号補助制御部 6 1 b と、を具備する。

【0148】

特に、近年、普及が進んでいる腹腔鏡下外科手術では、極めて限られた可動範囲で、金属鉗子類及び金属クリップで保持された組織に対してプローブを操作する必要がある。手術システム 1 0 1 は、超音波振動と高周波電流との相乗効果により効率的に処置を行うことができるとともに、たとえ処置部 9 が金属用具と接触したりしても、高エネルギー放電の発生が抑制されている。

【0149】

このため、高エネルギー放電が発生することに起因して、処置部 9 の劣化が加速したり、処置部 9 又は他の処置具等が損傷したりするおそれがない。このため手術システム 1 0 1 は操作性がよい。

【0150】

次に、実施形態の手術システム 1 0 1 の高速制御に用いる構成例について説明する。

【0151】

<構成 1 >

U S 信号補助制御部 6 1 b が、H V 信号に含まれる、基本周波数よりも高い周波数の信

10

20

30

40

50

号にもとづき制御を行う。

【0152】

処置部 9 が金属用具と接触したとき、抵抗が小さくなるため、HV 信号として大きな電流が流れる。そして完全に接触する前であっても、処置部 9 から金属用具に対して微弱な放電が発生する。すると、所定の基本周波数、例えば 350 kHz の正弦波からなる HV 信号の電流に、基本周波数よりも高い周波数の信号が発生しはじめる。言い換えれば、HV 信号に基本周波数よりも高い周波数の信号が含まれるようになる。

【0153】

このため、HV 信号に含まれる、基本周波数よりも高い周波数の信号の強度を、所定値と比較することにより、処置部 9 が金属用具と接触しはじめたことを検知できる。

10

【0154】

また、US 信号補助制御部 61b は、検出した信号の強度の変化速度、すなわち微分値にもとづいて制御を行うことが、より高速制御が可能であるため、より好ましい。

【0155】

< 構成 2 >

US 信号補助制御部 61b が、HV 信号の実効値の変化速度にもとづき制御を行う。

【0156】

処置部 9 が金属用具と接触しはじめると、HV 信号の電流値（実効値）が急激に増加しはじめる。所定値以上に HV 信号の電流値が増加すると、高エネルギー放電が発生する。US 信号補助制御部 61b は、HV 信号の電流値（実効値）の変化速度、すなわち微分値にもとづいて制御を行うことで、高エネルギー放電が発生する前に、US 信号を停止できる。

20

【0157】

< 構成 3 >

US 信号補助制御部 61b が、HV 信号の歪み成分にもとづき制御を行う。

【0158】

処置部 9 が金属用具と接触したとき、HV 信号では抵抗が小さくなるため、大きな電流が流れる。すると所定の基本周波数の HV 信号の電流波形に歪みが生じる。HV 信号の歪みを検出することで、接触開始を検知できる。

【0159】

30

なお、歪みの大きさは、処置部 9 が接触した物体の比抵抗の増加につれて増加する。例えば、処置部 9 が脂肪組織と接触したときも歪みは生じるが、赤身組織と接触したときよりも歪みの大きさは小さい。また金属用具と接触したときの歪みの大きさは、赤身組織と接触したときよりも、はるかに大きい。このため、本構成は誤動作を起こしにくい。

【0160】

なお、手術システム 101 で用いることのできる構成は、以上で説明した構成に限られるものではなく、同様の効果を有する各種の構成を用いることができる。また 2 つ以上の構成を組み合わせ用いてもよい。

【0161】

< 第 2 実施形態の変形例 1 >

40

次に、第 2 実施形態の変形例 1 の手術システム 101A について説明する。図 16 に示すように、本変形例の手術システム 101A は第 2 実施形態の手術システム 101 と類似しているため同じ機能の構成要素には同じ符号を付し、説明は省略する。

【0162】

手術システム 101A の US 信号補助制御部 61b は、処置部 9 が金属からなる他の用具と接触したときに、US 信号の出力を停止する制御と同時に HV 信号の出力を停止する制御も行う。

【0163】

HV 信号出力部 60 には電源 68 から入力した信号の後段回路への出力を遮断する ON / OFF スイッチである HV 信号リレー 69 が配設されている。すなわち、HV 信号リレ

50

ー 6 9 は、ON 状態（導通状態）では後段回路に信号を出力するが、OFF 状態（開放状態）では後段回路に信号を出力しない。

【 0 1 6 4 】

US 信号補助制御部 6 1 b は、US 信号リレー 5 9 だけでなく、HV 信号リレー 6 9 も制御する

手術システム 1 0 1 A は、手術システム 1 0 1 が有する効果を有し、更に、高エネルギー放電の発生を、より確実に防止できる。すなわち手術システム 1 0 1 A は、手術システム 1 0 1 よりも更に操作性がよい。

【 0 1 6 5 】

なお、US 信号補助制御部 6 1 b は、停止した US 信号の出力を所定の US 信号出力待機時間の後、再開するように US 信号出力部 5 0 を制御すると同様に、停止した HV 信号の出力を所定の HV 信号出力待機時間の後、再開するように HV 信号出力部 6 0 を制御することが好ましい。

【 0 1 6 6 】

< 第 3 実施形態 >

次に、第 3 実施形態の変形例の手術システム 2 0 1 について説明する。手術システム 2 0 1 は第 1 実施形態の手術システム 1 及び第 2 実施形態の手術システム 1 0 1 と類似しているため同じ機能の構成要素には同じ符号を付し、説明は省略する。

【 0 1 6 7 】

< 手術システムの構成 >

次に手術システム 2 0 1 の構成について説明する。

【 0 1 6 8 】

図 1 7 に示すように手術システム 2 0 1 は、手術システム 1 の構成と手術システム 1 0 1 の構成とを併せ持つ。すなわち、手術システム 2 0 1 は、HV 信号にもとづき US 信号出力部 5 0 を制御する、US 信号主制御部 5 1 c よりも応答時間の短い US 信号補助制御部 6 1 b と、US 信号にもとづき HV 信号出力部 6 0 を制御する、HV 信号主制御部 6 1 c よりも応答時間の短い HV 信号補助制御部 5 1 b と、を具備する。

【 0 1 6 9 】

< 手術システムの動作 >

次に、図 1 8 のフローチャートを用いて、手術システム 2 0 1 の動作について、説明する。

【 0 1 7 0 】

< ステップ S 2 1 0 >

処置が開始されると、US 信号主制御部 5 1 c は、US 信号検出部 5 2 の US 信号電圧検出部 5 2 b が検出した値にもとづいて、設定部 1 8 a の設定値に応じた US 信号出力となるように US 信号出力部 5 0 をフィードバック制御する。また HV 信号主制御部 6 1 c は、HV 信号検出部 6 2 の HV 信号電流検出部 6 2 a が検出した値にもとづいて、設定部 1 9 a の設定値に応じた凝固波形の HV 信号出力になるように、HV 信号出力部 6 0 をフィードバック制御する。

【 0 1 7 1 】

なお、使用開始時に、処置部 9 が「切開線を引く」処置を行う実組織である肝臓等の臓器と非接触状態の場合には、後述するステップ S 1 1 からの処理により、HV 信号の出力は直ちに停止する。

【 0 1 7 2 】

< ステップ S 2 1 1 >

HV 信号補助制御部 5 1 b が、US 信号検出部 6 2 で検出された、例えば US 信号のインピーダンスの変化値（微分値）にもとづき、処置部 9 が組織から離れたことを検知したとき（S 2 1 1 ; Yes）、ステップ S 2 1 2 からの処理が行われる。

【 0 1 7 3 】

< ステップ S 2 1 2 >

10

20

30

40

50

H V 信号補助制御部 5 1 b は、H V 信号リレー 6 9 を、O F F 状態（開放状態）に制御する。U S 信号の検出から、H V 信号の処置部 9 への印加が停止するまでの時間は、1 m s 以下である。

【 0 1 7 4 】

ここで、U S 信号にもとづいて処置部 9 が組織から離れたことを検知するのは、特に高エネルギー放電が発生しやすい脂肪が多い組織の処理においては、非接触状態となっても接触状態のときと比較して H V 信号の変化は小さいが、U S 信号の変化は大きいためである。すなわち、脂肪が多い組織は電気抵抗が高いために、非接触状態となっても接触状態のときと比較して H V 信号に大きな変化は生じない。しかし、U S 信号は非接触状態となると機械的負荷が大きく減少するため、接触状態のときと比較すると大きな変化を生じる。

10

【 0 1 7 5 】

なお、処置部 9 が組織から離れたことを検知するための U S 信号は、U S 信号のインピーダンスの変化値に限られず、後述するように、種々の構成により検出された U S 信号であってもよい。

【 0 1 7 6 】

< ステップ S 2 1 3 >

H V 信号補助制御部 5 1 b は、例えば、1 5 m s の所定の H V 信号出力待機時間 T H が経過するまで（S 2 1 3 ; N o）、H V 信号リレー 6 9 の O F F 状態を維持する。

【 0 1 7 7 】

20

< ステップ S 2 1 4 >

H V 信号補助制御部 5 1 b は、所定の H V 信号出力待機時間 T H が経過した後（S 2 1 3 ; Y e s）、H V 信号リレー 6 9 を O N 状態（導通状態）に制御する。すなわち、H V 信号補助制御部 5 1 b は、停止した H V 信号の出力を再開するように H V 信号出力部 6 0 を制御する。

【 0 1 7 8 】

そして、S 2 1 0 からの処理を繰り返す。

【 0 1 7 9 】

処置部 9 は、組織から一時的に離れても、再度、処置を行うために組織と接触状態になる。手術システム 2 0 1 では、所定の H V 信号出力待機時間 T H が経過した後、自動的に H V 信号の出力が再開されるため、操作性がよい。なお、H V 信号出力待機時間 T H は、5 m s ~ 5 0 m s が好ましく、特に好ましくは、1 0 m s ~ 2 0 m s である。前記範囲内であれば、高エネルギー放電が発生することがなく、操作にも支障がない。

30

【 0 1 8 0 】

< ステップ S 2 1 5 >

U S 信号補助制御部 6 1 b が、H V 信号の例えば電流の微分値にもとづき、処置部 9 が金属用具と接触したことを検知したとき（S 1 5 ; Y e s）、ステップ S 2 1 6 からの処理が行われる。

【 0 1 8 1 】

< ステップ S 2 1 6 >

40

U S 信号補助制御部 6 1 b は、H V 信号検出から 1 m s 以下に H V 信号を停止する。

【 0 1 8 2 】

U S 信号補助制御部 6 1 b は、U S 信号リレー 5 9 を、O F F 状態（開放状態）に制御する。H V 信号の検出から、超音波振動子 2 3 への U S 信号の印加停止までの時間は、1 m s 以下である。

【 0 1 8 3 】

ここで、H V 信号にもとづいて処置部 9 が他の金属製の処置具等と接触したことを検知するのは、U S 信号の変化よりも、H V 信号の変化が大きいためである。

【 0 1 8 4 】

なお、処置部 9 が金属用具と接触したことを検知するための信号は、H V 信号検出部 6

50

2で検出されたHV信号の電流の微分値に限られず、後述するように、種々の構成により検出されたHV信号であってもよい。

【0185】

<ステップS217>

US信号補助制御部61bは、例えば、150msの所定のUS信号出力待機時間TUが経過するまで(S217; No)、US信号リレー59のOFF状態を維持する。

【0186】

<ステップS218>

US信号補助制御部61bは、所定のUS信号出力待機時間TUが経過した後(S217; Yes)、US信号リレー59をON状態(導通状態)に制御する。すなわち、US信号補助制御部61bは、停止したUS信号の出力を再開するようにUS信号出力部50を制御する。

10

【0187】

そして、S210からの処理を繰り返す。

【0188】

処置部9が、誤って、他の金属製の処置具等と接触するのは短時間である。手術システム201では、所定のUS信号出力待機時間THが経過した後、自動的にUS信号の出力が再開されるため、操作性がよい。なお、US信号出力待機時間TUは、50ms~500msが好ましく、特に好ましくは100ms~200msである。前記範囲内であれば、高エネルギー放電が発生することがなく、操作にも支障がない。なお、US信号出力待機時間TUがHV信号出力待機時間THよりも、長く設定されているのは、電気エネルギー(HV信号)に比べて、機械的エネルギー(US信号)は実効的応答速度が遅く、短時間の停止では高エネルギー放電を防止できない可能性があるためである。すなわち、US信号の超音波振動子23への印加が停止されても、直ちには、処置部9の振動は停止しない。

20

【0189】

<ステップS219>

処置が終了するまで(S219: Yes)、ステップS210からの処理が繰り返し行われる。

【0190】

以上の説明のように、手術システム201では、処置部9が組織から離れたときにHV信号の出力を停止する制御を高速に行うための専用のHV信号補助制御部51bと、処置部9が金属用具と接触したときにUS信号の出力を停止する制御を高速に行うための専用のUS信号補助制御部61bと、を具備する。

30

【0191】

特に、近年、普及が進んでいる腹腔鏡下外科手術では、極めて限られた可動範囲で、金属鉗子類及び金属クリップで保持された組織に対してプローブを操作する必要がある。手術システム201は、超音波振動と高周波電流との相乗効果により効率的に処置を行うことができるとともに、たとえ処置部9が組織から離れたり、又は、処置部9が金属用具と接触したりしても、高エネルギー放電の発生が抑制されている。

40

【0192】

このため、高エネルギー放電が発生することに起因して、処置部9の劣化が加速したり、処置部9又は他の処置具等が損傷したりするおそれがない。このため手術システム201は操作性がよい。

【0193】

なお、HV信号補助制御部51b及びUS信号補助制御部61bの高速制御に用いる構成例としては、手術システム1又は手術システム201と同じ構成を用いることができる。

【0194】

<第3実施形態の変形例>

50

次に、第3実施形態の変形例の手術システム201Aについて説明する。図19に示すように、本変形例の手術システム201Aは第3実施形態の手術システム201と類似しているため同じ機能の構成要素には同じ符号を付し、説明は省略する。

【0195】

手術システム201AのHV信号補助制御部51bは、処置部9が組織から離れたときにHV信号の出力を停止する制御と同時にUS信号の出力を停止する制御も行う。また、手術システム201AのUS信号補助制御部61bは、処置部9が金属からなる他の用具と接触したときに、US信号の出力を停止する制御と同時にHV信号の出力を停止する制御も行う。

【0196】

HV信号補助制御部51bは、HV信号リレー69だけでなく、US信号リレー59も制御する。また、US信号補助制御部61bは、US信号リレー59だけでなく、HV信号リレー69も制御する

手術システム201Aは、手術システム201が有する効果を有し、更に、高エネルギー放電の発生を、より確実に防止できる。すなわち手術システム201Aは、手術システム201よりも更に操作性がよい。

【0197】

なお、HV信号補助制御部51bは、停止したHV信号の出力を所定のHV信号出力待機時間の後、再開するようにHV信号出力部60を制御すると同様に、停止したUS信号の出力を所定のUS信号出力待機時間の後、再開するようにUS信号出力部50を制御することが好ましい。同様にUS信号補助制御部61bは、停止したUS信号の出力を所定のUS信号出力待機時間の後、再開するようにUS信号出力部50を制御すると同様に、停止したHV信号の出力を所定のHV信号出力待機時間の後、再開するようにHV信号出力部60を制御することが好ましい。

【0198】

本発明は上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等ができる。

【0199】

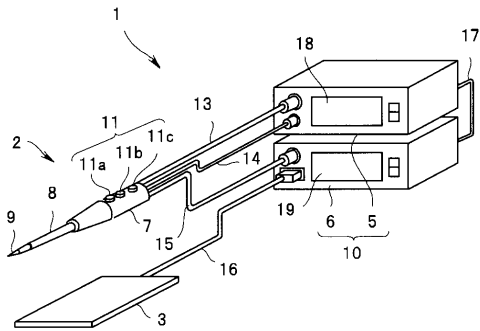
本出願は、2011年9月20日に米国に出願された61/536,779号、61/536,796号及び61/536,818号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

10

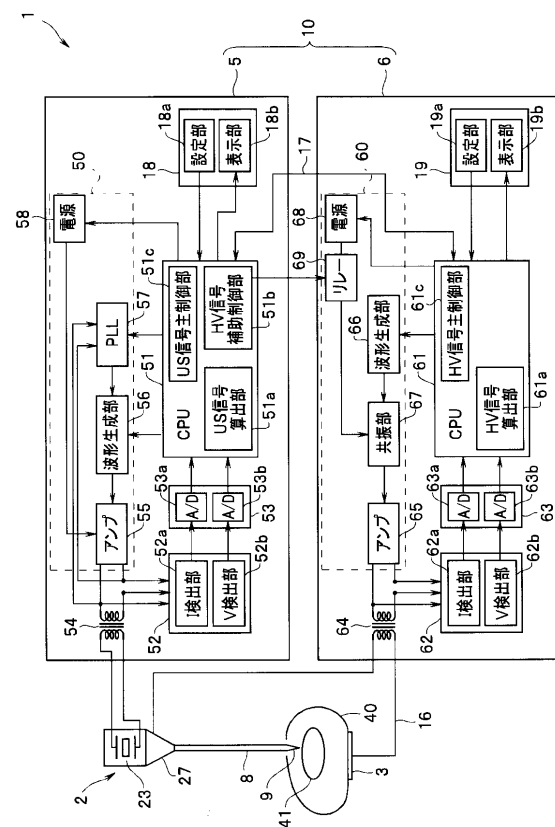
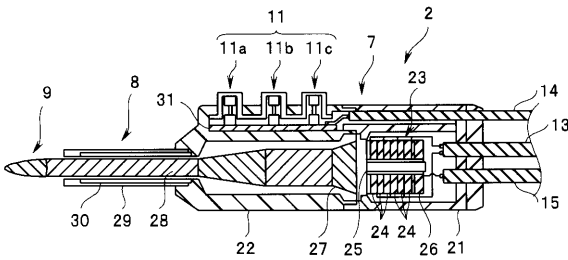
20

30

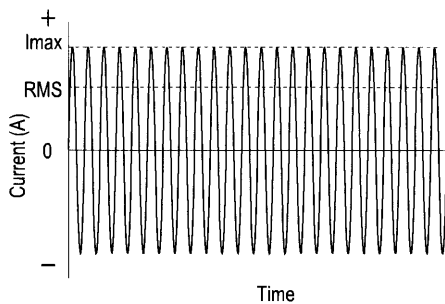
【 図 3 】



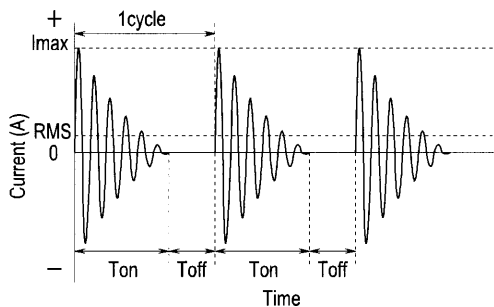
【 図 2 】



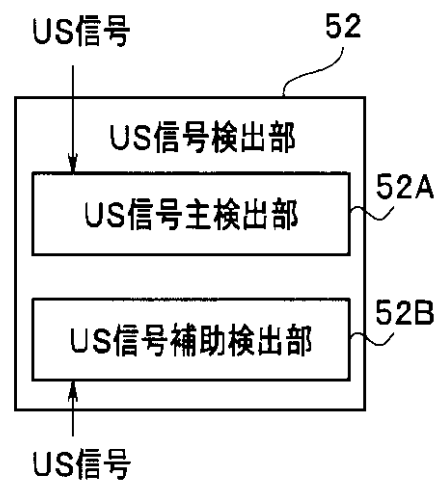
【 図 4 A 】



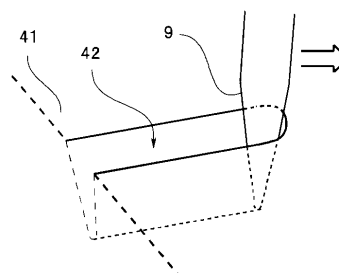
【 図 4 B 】



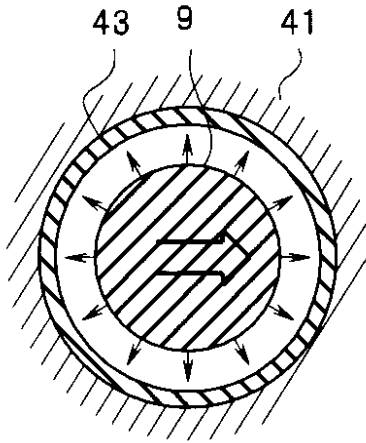
【 図 5 】



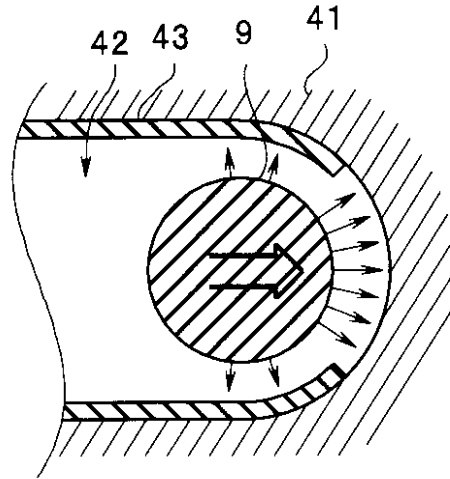
【圖 6】



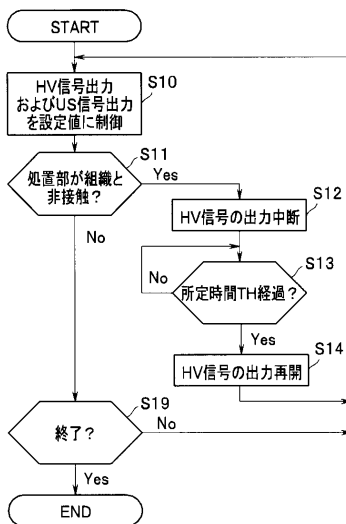
【図 7 A】



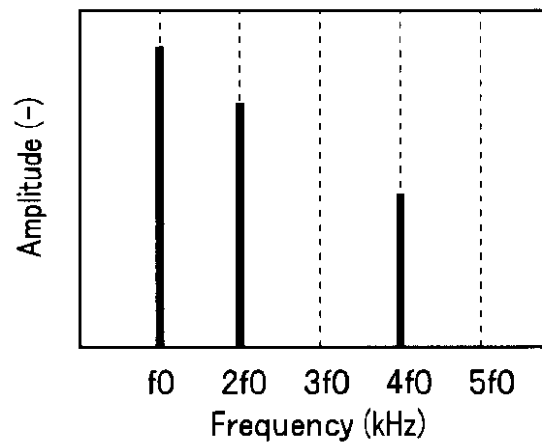
【図 7 B】



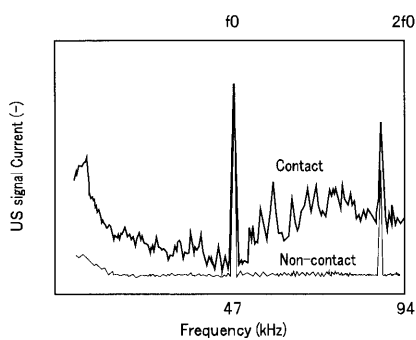
【図 8】



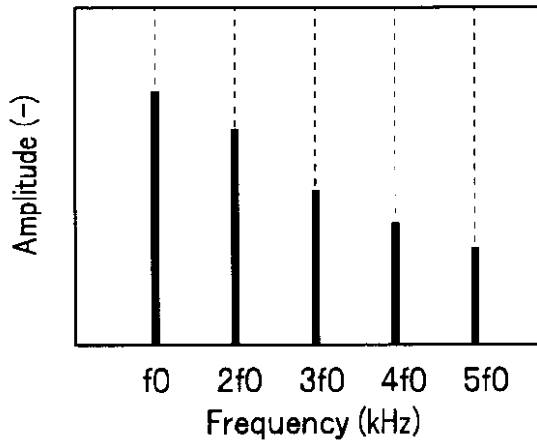
【図 10 A】



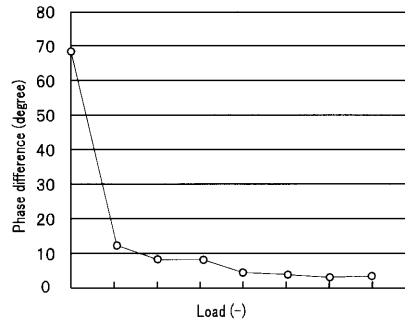
【図 9】



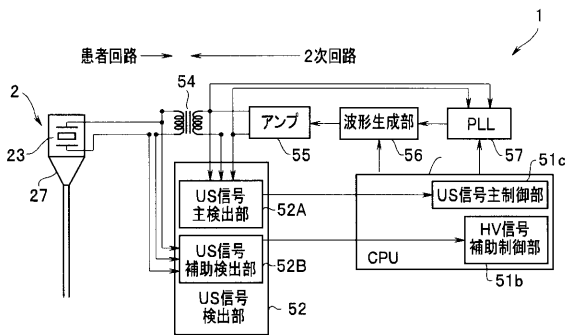
【図 10B】



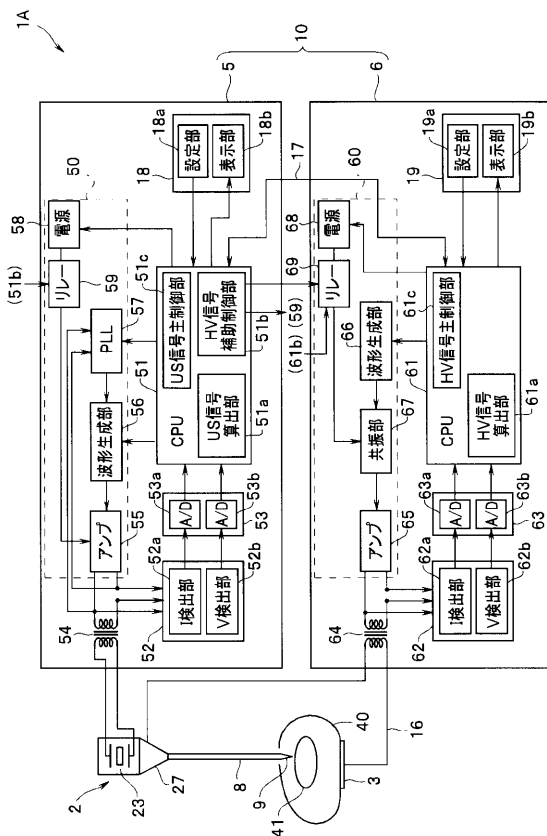
【図 12】



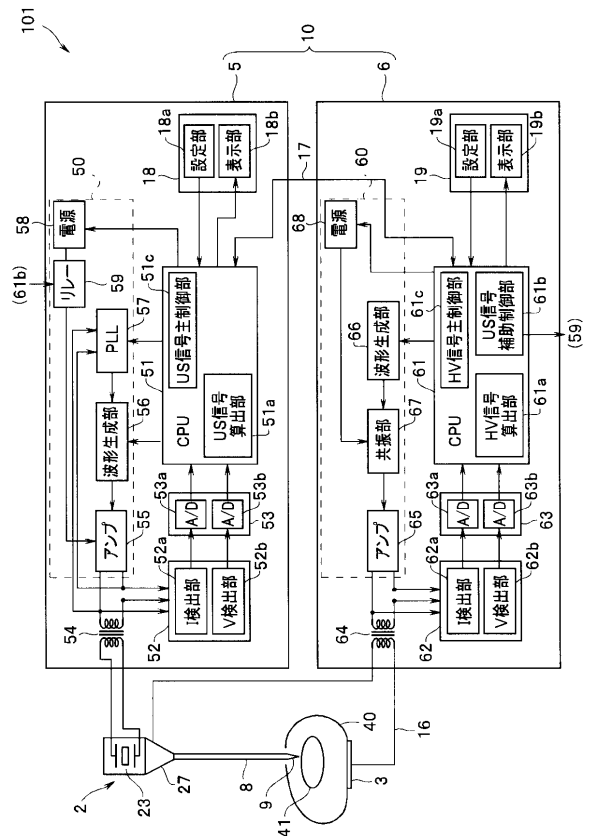
【図 11】



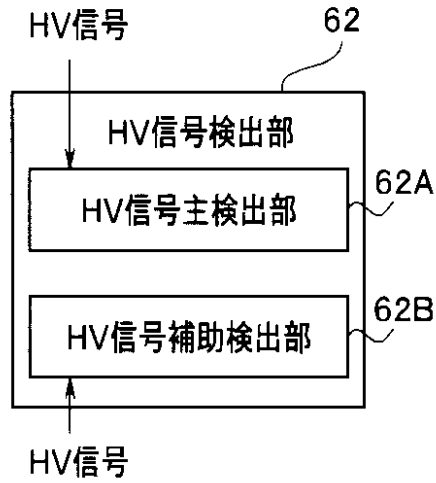
【図 13】



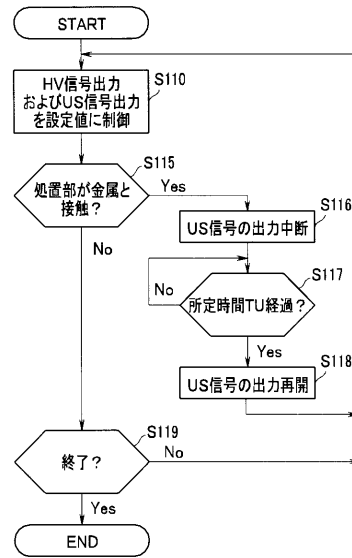
【図 14】



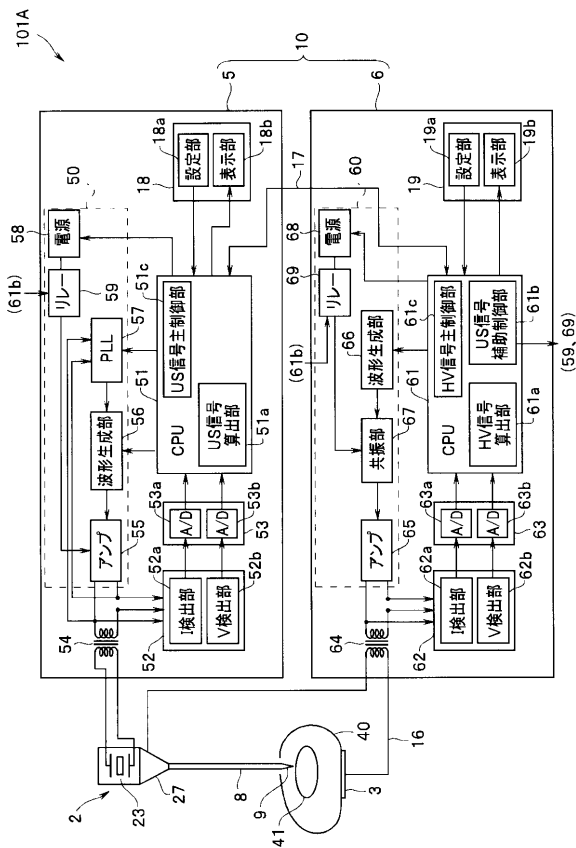
【図 15】



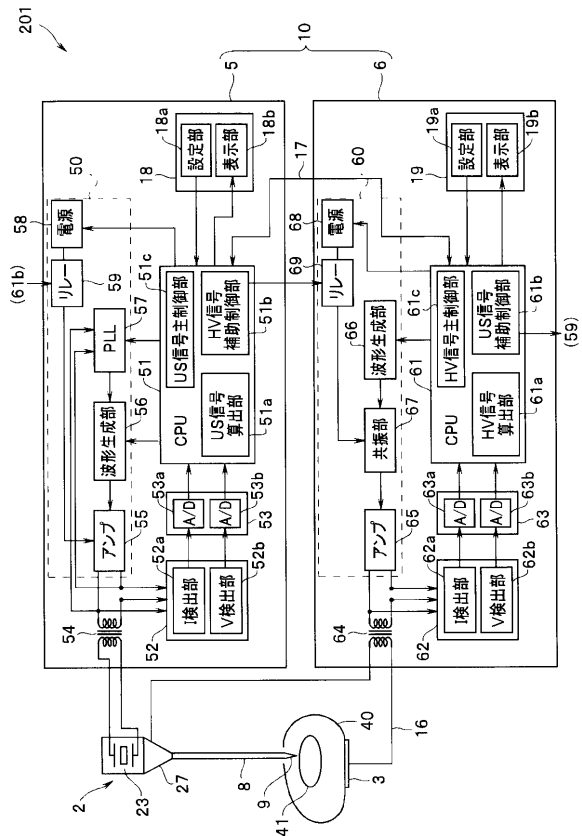
【図 16】



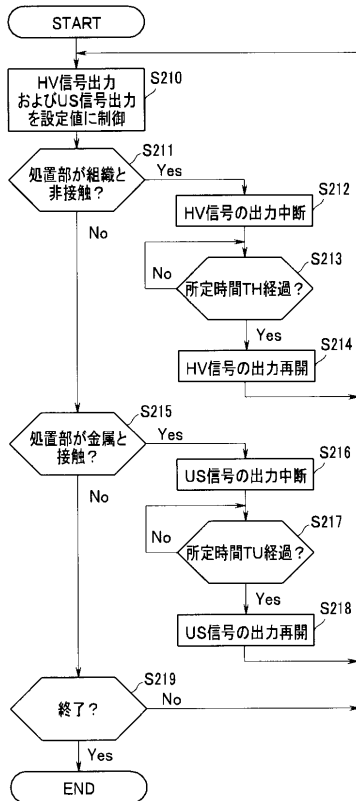
【図 17】



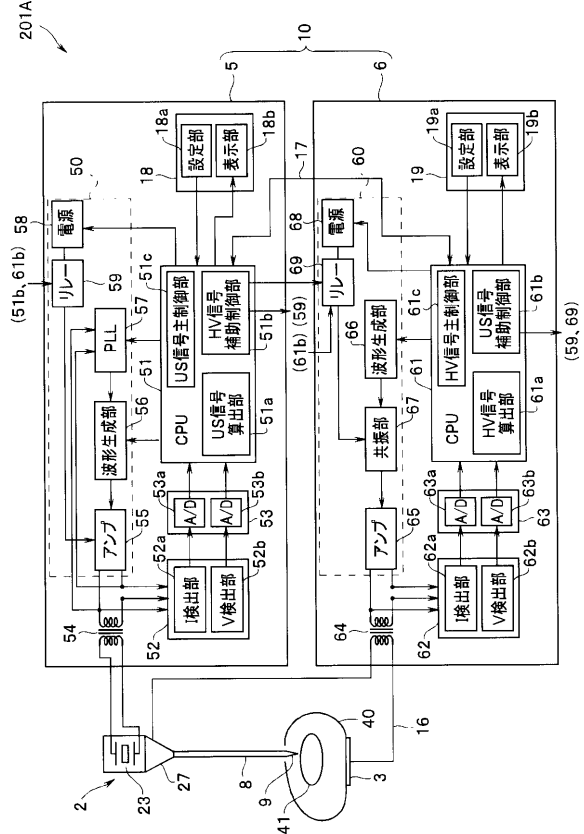
【図 18】



【図 19】



【図 20】



【手続補正書】

【提出日】平成25年2月14日(2013.2.14)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

組織に対して高周波処置及び超音波処置を行う処置部と、

前記処置部に前記超音波処置のための駆動信号を出力する駆動信号出力部と、

前記駆動信号出力部が出力する前記駆動信号を検出する駆動信号検出部と、

前記駆動信号検出部が検出する前記駆動信号にもとづいて、前記駆動信号出力部をフィードバック制御する信号を前記駆動信号出力部に出力する駆動信号主制御部と、

前記処置部に前記高周波処置のための高周波信号を出力する高周波信号出力部と、

前記高周波信号出力部が出力する前記高周波信号を検出する高周波信号検出部と、

前記高周波信号検出部が検出する前記高周波信号にもとづいて前記高周波信号出力部をフィードバック制御する信号を前記高周波信号出力部に出力する高周波信号主制御部と、

前記駆動信号検出部が検出する前記駆動信号にもとづいて、前記高周波信号主制御部が前記高周波信号出力部に信号を出力する間隔よりも短い間隔で前記高周波信号出力部に信号を出力する高周波信号補助制御部と、を具備することを特徴とする手術システム。

【請求項 2】

前記高周波信号補助制御部は、前記駆動信号検出部が検出する前記駆動信号にもとづいて、前記高周波信号主制御部の応答時間よりも短い応答時間で応答することを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

【請求項 3】

前記高周波信号補助制御部の制御により、前記高周波信号の出力を遮断する高周波信号リレーを有し、

前記高周波信号主制御部の応答時間が 5 m s 以上であり、

1 m s 以下の間隔で検出される前記駆動信号にもとづき制御を行う前記高周波信号補助制御部の応答時間が 1 m s 以下であり、

前記駆動信号を検出してから前記高周波信号リレーの動作完了までの時間が 1 m s 以下であることを特徴とする請求項 2 に記載の手術システム。

【請求項 4】

前記高周波信号補助制御部が、停止した前記高周波信号の出力を所定の時間だけ待機した後、再開するように前記高周波信号出力部を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

【請求項 5】

前記所定の時間は、10 m s ~ 20 m s であることを特徴とする請求項 4 に記載の手術システム。

【請求項 6】

前記高周波信号補助制御部が、前記処置部が実組織から離れたときに、前記高周波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 に記載の手術システム。

【請求項 7】

前記高周波信号補助制御部が、前記駆動信号に含まれる、基本周波数から基本周波数の 2 倍の周波数の周波数帯の信号にもとづき制御を行うことを特徴とする請求項 6 に記載の手術システム。

【請求項 8】

前記高周波信号補助制御部が、前記駆動信号に含まれる、基本周波数の奇数倍の周波数の信号にもとづき制御を行うことを特徴とする請求項 6 に記載の手術システム。

【請求項 9】

前記高周波信号補助制御部が、前記駆動信号の電圧と電流との位相差にもとづき制御を行うことを特徴とする請求項 6 に記載の手術システム。

【請求項 10】

前記高周波信号補助制御部が、前記超音波振動子の共振周波数の変化速度にもとづき制御を行うことを特徴とする請求項 6 に記載の手術システム。

【請求項 11】

前記高周波信号検出部が検出する前記高周波信号にもとづき、前記駆動信号出力部を制御する、前記駆動信号主制御部が前記駆動信号出力部に信号を出力する間隔よりも短い間隔で前記駆動信号出力部に信号を出力する駆動信号補助制御部を、有することを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

【請求項 12】

前記駆動信号補助制御部は、前記高周波信号検出部が検出する前記高周波信号にもとづいて、前記駆動信号主制御部の応答時間よりも短い応答時間で応答することを特徴とする請求項 11 に記載の手術システム。

【請求項 13】

前記駆動信号補助制御部の制御により、前記駆動信号の出力を遮断する駆動信号リレーを有し、

前記駆動信号主制御部の応答時間が 5 m s 以上であり、

1 m s 以下の間隔で検出される前記高周波信号の変化にもとづき制御を行う前記駆動信号補助制御部の応答時間が 1 m s 以下であり、

前記高周波信号を検出してから前記駆動信号リレーの動作完了までの時間が 1 m s 以下である、ことを特徴とする請求項 12 に記載の手術システム。

【請求項 14】

前記駆動信号補助制御部が、前記処置部が金属からなる他の用具と接触したときに、前

記駆動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 1 に記載の手術システム。

【請求項 1 5】

前記駆動信号補助制御部が、前記高周波信号の実効値の変化速度、又は前記高周波信号の歪み成分にもとづき制御を行うことを特徴とする請求項 1 4 に記載の手術システム。

【手続補正書】

【提出日】平成25年7月25日(2013.7.25)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 0 7

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 0 7】

実施形態の手術システムは、組織に対して高周波処置及び超音波処置を行う処置部と、前記処置部に前記超音波処置のための駆動信号を出力する駆動信号出力部と、前記駆動信号出力部が出力する前記駆動信号を検出する駆動信号検出部と、前記駆動信号検出部が検出する前記駆動信号にもとづいて前記駆動信号出力部をフィードバック制御する超音波制御信号を前記駆動信号出力部に出力する駆動信号主制御部と、前記処置部に前記高周波処置のための高周波信号を出力する高周波信号出力部と、前記高周波信号出力部が出力する前記高周波信号を検出する高周波信号検出部と、前記高周波信号検出部が検出する前記高周波信号にもとづいて前記高周波信号出力部をフィードバック制御する高周波制御信号を前記高周波信号出力部に出力する高周波信号主制御部と、前記駆動信号検出部が検出した駆動信号に基づいて前記高周波信号出力部から前記処置部に出力させるか否かを制御する高周波補助制御信号を生成する高周波信号補助制御部と、前記高周波信号出力部に設け、前記高周波信号主制御部が前記高周波制御信号を出力する間隔よりも短い間隔で前記高周波補助制御信号を受信し、前記高周波補助信号に基づいて前記高周波信号の出力を停止させる高周波スイッチと、を具備する

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 0 8

【補正方法】削除

【補正の内容】

【手続補正 3】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

組織に対して高周波処置及び超音波処置を行う処置部と、
前記処置部に前記超音波処置のための駆動信号を出力する駆動信号出力部と、
前記駆動信号出力部が出力する前記駆動信号を検出する駆動信号検出部と、
前記駆動信号検出部が検出する前記駆動信号にもとづいて前記駆動信号出力部をフィードバック制御する超音波制御信号を前記駆動信号出力部に出力する駆動信号主制御部と、
前記処置部に前記高周波処置のための高周波信号を出力する高周波信号出力部と、
前記高周波信号出力部が出力する前記高周波信号を検出する高周波信号検出部と、
前記高周波信号検出部が検出する前記高周波信号にもとづいて前記高周波信号出力部をフィードバック制御する高周波制御信号を前記高周波信号出力部に出力する高周波信号主制御部と、

前記駆動信号検出部が検出した駆動信号に基づいて前記高周波信号出力部から前記処置

部に出力させるか否かを制御する高周波補助制御信号を生成する高周波信号補助制御部と、

前記高周波信号出力部に設け、前記高周波信号主制御部が前記高周波制御信号を出力する間隔よりも短い間隔で前記高周波補助制御信号を受信し、前記高周波補助信号に基づいて前記高周波信号の出力を停止させる高周波スイッチと、を具備することを特徴とする手術システム。

【請求項 2】

前記高周波信号補助制御部は、前記高周波信号主制御部の応答時間よりも短い応答時間で応答することを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

【請求項 3】

前記高周波信号主制御部の応答時間が 5 m s 以上であり、
1 m s 以下の間隔で検出される前記駆動信号にもとづき制御を行う前記高周波信号補助制御部の応答時間が 1 m s 以下であり、
前記駆動信号を検出してから前記高周波スイッチの動作完了までの時間が 1 m s 以下であることを特徴とする請求項 2 に記載の手術システム。

【請求項 4】

前記高周波信号補助制御部が、停止した前記高周波信号の出力を所定の時間だけ待機した後、再開するように前記高周波信号出力部を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

【請求項 5】

前記所定の時間は、10 m s ~ 20 m s であることを特徴とする請求項 4 に記載の手術システム。

【請求項 6】

前記高周波信号補助制御部が、前記処置部が前記組織から離れたときに、前記高周波信号出力部から前記処置部に出力させない制御をする高周波補助制御信号を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

【請求項 7】

前記高周波信号補助制御部が、前記駆動信号に含まれる、基本周波数から基本周波数の 2 倍の周波数の周波数帯の信号にもとづき制御を行うことを特徴とする請求項 6 に記載の手術システム。

【請求項 8】

前記高周波信号補助制御部が、前記駆動信号に含まれる、基本周波数の奇数倍の周波数の信号にもとづき制御を行うことを特徴とする請求項 6 に記載の手術システム。

【請求項 9】

前記高周波信号補助制御部が、前記駆動信号の電圧と電流との位相差にもとづき制御を行うことを特徴とする請求項 6 に記載の手術システム。

【請求項 10】

前記高周波信号補助制御部が、前記超音波振動子の共振周波数の変化速度にもとづき制御を行うことを特徴とする請求項 6 に記載の手術システム。

【請求項 11】

前記高周波スイッチは、高周波信号リレーまたは高周波減衰部であることを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

【請求項 12】

前記高周波信号検出部が検知した前記高周波信号にもとづいて前記駆動信号出力部から前記処置部に出力させるか否かを制御する駆動補助制御信号を生成する駆動信号補助制御部と、

前記駆動信号出力部に設け、前記駆動信号主制御部が前記駆動制御信号を出力する間隔よりも短い間隔で前記駆動補助制御信号を受信し、前記駆動補助信号に基づいて前記駆動信号の出力を停止させる超音波スイッチを、有することを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

【請求項 1 3】

前記駆動信号補助制御部は、前記駆動信号主制御部の応答時間よりも短い応答時間で応答することを特徴とする請求項 1 2 に記載の手術システム。

【請求項 1 4】

前記駆動信号主制御部の応答時間が 5 m s 以上であり、
1 m s 以下の間隔で検出される前記高周波信号の変化にもとづき制御を行う前記駆動信号補助制御部の応答時間が 1 m s 以下であり、
前記高周波信号を検出してから前記超音波スイッチの動作完了までの時間が 1 m s 以下である、ことを特徴とする請求項 1 2 に記載の手術システム。

【請求項 1 5】

前記駆動信号補助制御部が、前記処置部が金属からなる他の用具と接触したときに、前記駆動信号出力部から前記処置部に出力させない制御をする駆動補助制御信号を生成することを特徴とする請求項 1 2 に記載の手術システム。

【請求項 1 6】

前記駆動信号補助制御部が、前記高周波信号の実効値の変化速度、又は前記高周波信号の歪み成分にもとづき制御を行うことを特徴とする請求項 1 2 に記載の手術システム。

【請求項 1 7】

前記超音波スイッチは、超音波信号リレーまたは超音波減衰部であることを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

【手続補正書】

【提出日】平成25年10月25日(2013.10.25)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 0 7

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 0 7】

実施形態の手術システムは、組織に対して高周波処置及び超音波処置を行う処置部と、前記処置部に前記超音波処置のための駆動信号を出力する駆動信号出力部と、前記駆動信号出力部が出力する前記駆動信号を検出する駆動信号検出部と、前記駆動信号検出部が検出する前記駆動信号にもとづいて前記駆動信号出力部をフィードバック制御する超音波制御信号を前記駆動信号出力部に出力する駆動信号主制御部と、前記処置部に前記高周波処置のための高周波信号を出力する高周波信号出力部と、前記高周波信号出力部が出力する前記高周波信号を検出する高周波信号検出部と、前記高周波信号検出部が検出する前記高周波信号にもとづいて前記高周波信号出力部をフィードバック制御する高周波制御信号を前記高周波信号出力部に出力する高周波信号主制御部と、前記駆動信号検出部が検知した駆動信号に基づいて前記処置部が前記組織から離れたときに、前記高周波信号出力部から前記処置部に出力させない制御をする高周波補助制御信号を前記高周波信号出力部に出力する高周波信号補助制御部と、前記高周波信号出力部に設け、前記高周波信号主制御部が前記高周波制御信号を出力する間隔よりも短い間隔で前記高周波補助制御信号を受信し、前記高周波補助信号に基づいて前記高周波信号の出力を停止させる高周波スイッチと、を具備する

【手続補正 2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

組織に対して高周波処置及び超音波処置を行う処置部と、

前記処置部に前記超音波処置のための駆動信号を出力する駆動信号出力部と、
前記駆動信号出力部が出力する前記駆動信号を検出する駆動信号検出部と、
前記駆動信号検出部が検出する前記駆動信号にもとづいて前記駆動信号出力部をフィードバック制御する超音波制御信号を前記駆動信号出力部に出力する駆動信号主制御部と、
前記処置部に前記高周波処置のための高周波信号を出力する高周波信号出力部と、
前記高周波信号出力部が出力する前記高周波信号を検出する高周波信号検出部と、
前記高周波信号検出部が検出する前記高周波信号にもとづいて前記高周波信号出力部をフィードバック制御する高周波制御信号を前記高周波信号出力部に出力する高周波信号主制御部と、

前記駆動信号検出部が検知した駆動信号に基づいて、前記処置部が前記組織から離れたときに、前記高周波信号出力部から前記処置部に出力させない制御をする高周波補助制御信号を前記高周波信号出力部に出力する高周波信号補助制御部と、

前記高周波信号出力部に設け、前記高周波信号主制御部が前記高周波制御信号を出力する間隔よりも短い間隔で前記高周波補助制御信号を受信し、前記高周波補助信号に基づいて前記高周波信号の出力を停止させる高周波スイッチと、を具備することを特徴とする手術システム。

【請求項 2】

前記高周波信号補助制御部は、前記高周波信号主制御部の応答時間よりも短い応答時間で応答することを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

【請求項 3】

前記高周波信号主制御部の応答時間が 5 m s 以上であり、

1 m s 以下の間隔で検出される前記駆動信号にもとづき制御を行う前記高周波信号補助制御部の応答時間が 1 m s 以下であり、

前記駆動信号を検出してから前記高周波スイッチの動作完了までの時間が 1 m s 以下であることを特徴とする請求項 2 に記載の手術システム。

【請求項 4】

前記高周波信号補助制御部が、停止した前記高周波信号の出力を所定の時間だけ待機した後、再開するように前記高周波信号出力部を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

【請求項 5】

前記所定の時間は、10 m s ~ 20 m s であることを特徴とする請求項 4 に記載の手術システム。

【請求項 6】

前記高周波信号補助制御部が、前記駆動信号に含まれる、基本周波数から基本周波数の 2 倍の周波数の周波数帯の信号にもとづき制御を行うことを特徴とする請求項 6 に記載の手術システム。

【請求項 7】

前記高周波信号補助制御部が、前記駆動信号に含まれる、基本周波数の奇数倍の周波数の信号にもとづき制御を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

【請求項 8】

前記高周波信号補助制御部が、前記駆動信号の電圧と電流との位相差にもとづき制御を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

【請求項 9】

前記高周波信号補助制御部が、前記超音波振動子の共振周波数の変化速度にもとづき制御を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

【請求項 10】

前記高周波スイッチは、高周波信号リレーまたは高周波減衰部であることを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

【請求項 11】

前記高周波信号検出部が検知した前記高周波信号にもとづいて前記駆動信号出力部から

前記処置部に出力させるか否かを制御する駆動補助制御信号を生成する駆動信号補助制御部と、

前記駆動信号出力部に設け、前記駆動信号主制御部が前記駆動制御信号を出力する間隔よりも短い間隔で前記駆動補助制御信号を受信し、前記駆動補助信号に基づいて前記駆動信号の出力を停止させる超音波スイッチを、有することを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

【請求項 1 2】

前記駆動信号補助制御部は、前記駆動信号主制御部の応答時間よりも短い応答時間で応答することを特徴とする請求項 1 1 に記載の手術システム。

【請求項 1 3】

前記駆動信号主制御部の応答時間が 5 m s 以上であり、

1 m s 以下の間隔で検出される前記高周波信号の変化にもとづき制御を行う前記駆動信号補助制御部の応答時間が 1 m s 以下であり、

前記高周波信号を検出してから前記超音波スイッチの動作完了までの時間が 1 m s 以下である、ことを特徴とする請求項 1 1 に記載の手術システム。

【請求項 1 4】

前記駆動信号補助制御部が、前記処置部が金属からなる他の用具と接触したときに、前記駆動信号出力部から前記処置部に出力させない制御をする駆動補助制御信号を生成することを特徴とする請求項 1 1 に記載の手術システム。

【請求項 1 5】

前記駆動信号補助制御部が、前記高周波信号の実効値の変化速度、又は前記高周波信号の歪み成分にもとづき制御を行うことを特徴とする請求項 1 1 に記載の手術システム。

【請求項 1 6】

前記超音波スイッチは、超音波信号リレーまたは超音波減衰部であることを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

【手続補正書】

【提出日】平成25年12月4日(2013.12.4)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 0 7

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 0 7】

実施形態の手術システムは、組織に対して高周波処置及び超音波処置を行う処置部と、前記処置部に前記超音波処置のための駆動信号を出力する駆動信号出力部と、前記駆動信号出力部が出力する前記駆動信号を検出する駆動信号検出部と、前記駆動信号検出部が検出する前記駆動信号にもとづいて前記駆動信号出力部をフィードバック制御する駆動制御信号を前記駆動信号出力部に出力する駆動信号主制御部と、前記処置部に前記高周波処置のための高周波信号を出力する高周波信号出力部と、前記高周波信号出力部が出力する前記高周波信号を検出する高周波信号検出部と、前記高周波信号検出部が検出する前記高周波信号にもとづいて前記高周波信号出力部をフィードバック制御する高周波制御信号を前記高周波信号出力部に出力する高周波信号主制御部と、前記駆動信号検出部が検知した駆動信号に基づいて前記処置部が前記組織から離れたときに、前記高周波信号出力部から前記処置部に出力させない制御をする高周波補助制御信号を前記高周波信号出力部に出力する高周波信号補助制御部と、前記高周波信号出力部に設け、前記高周波信号主制御部が前記高周波制御信号を出力する間隔よりも短い間隔で前記高周波補助制御信号を受信し、前記高周波補助制御信号に基づいて前記高周波信号の出力を停止させる高周波スイッチと、を具備する

【手続補正 2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

組織に対して高周波処置及び超音波処置を行う処置部と、
前記処置部に前記超音波処置のための駆動信号を出力する駆動信号出力部と、
前記駆動信号出力部が出力する前記駆動信号を検出する駆動信号検出部と、
前記駆動信号検出部が検出する前記駆動信号にもとづいて前記駆動信号出力部をフィードバック制御する駆動制御信号を前記駆動信号出力部に出力する駆動信号主制御部と、
前記処置部に前記高周波処置のための高周波信号を出力する高周波信号出力部と、
前記高周波信号出力部が出力する前記高周波信号を検出する高周波信号検出部と、
前記高周波信号検出部が検出する前記高周波信号にもとづいて前記高周波信号出力部をフィードバック制御する高周波制御信号を前記高周波信号出力部に出力する高周波信号主制御部と、

前記駆動信号検出部が検知した駆動信号に基づいて、前記処置部が前記組織から離れたときに、前記高周波信号出力部から前記処置部に出力させない制御をする高周波補助制御信号を前記高周波信号出力部に出力する高周波信号補助制御部と、

前記高周波信号出力部に設け、前記高周波信号主制御部が前記高周波制御信号を出力する間隔よりも短い間隔で前記高周波補助制御信号を受信し、前記高周波補助制御信号に基づいて前記高周波信号の出力を停止させる高周波スイッチと、を具備することを特徴とする手術システム。

【請求項 2】

前記高周波信号補助制御部は、前記高周波信号主制御部の応答時間よりも短い応答時間で応答することを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

【請求項 3】

前記高周波信号主制御部の応答時間が 5 m s 以上であり、

1 m s 以下の間隔で検出される前記駆動信号にもとづき制御を行う前記高周波信号補助制御部の応答時間が 1 m s 以下であり、

前記駆動信号を検出してから前記高周波スイッチの動作完了までの時間が 1 m s 以下であることを特徴とする請求項 2 に記載の手術システム。

【請求項 4】

前記高周波信号補助制御部が、停止した前記高周波信号の出力を所定の時間だけ待機した後、再開するように前記高周波信号出力部を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

【請求項 5】

前記所定の時間は、10 m s ~ 20 m s であることを特徴とする請求項 4 に記載の手術システム。

【請求項 6】

前記高周波信号補助制御部が、前記駆動信号に含まれる、基本周波数から基本周波数の 2 倍の周波数の周波数帯の信号にもとづき制御を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

【請求項 7】

前記高周波信号補助制御部が、前記駆動信号に含まれる、基本周波数の奇数倍の周波数の信号にもとづき制御を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

【請求項 8】

前記高周波信号補助制御部が、前記駆動信号の電圧と電流との位相差にもとづき制御を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

【請求項 9】

前記高周波信号補助制御部が、前記処置部を振動する超音波振動子の共振周波数の変化

速度にもとづき制御を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

【請求項 10】

前記高周波スイッチは、高周波信号リレーまたは高周波減衰部であることを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

【請求項 11】

前記高周波信号検出部が検知した前記高周波信号にもとづいて前記駆動信号出力部から前記処置部に出力させるか否かを制御する駆動補助制御信号を生成する駆動信号補助制御部と、

前記駆動信号出力部に設け、前記駆動信号主制御部が前記駆動制御信号を出力する間隔よりも短い間隔で前記駆動補助制御信号を受信し、前記駆動補助制御信号に基づいて前記駆動信号の出力を停止させる超音波スイッチを、有することを特徴とする請求項 1 に記載の手術システム。

【請求項 12】

前記駆動信号補助制御部は、前記駆動信号主制御部の応答時間よりも短い応答時間で応答することを特徴とする請求項 11 に記載の手術システム。

【請求項 13】

前記駆動信号主制御部の応答時間が 5 m s 以上であり、

1 m s 以下の間隔で検出される前記高周波信号の変化にもとづき制御を行う前記駆動信号補助制御部の応答時間が 1 m s 以下であり、

前記高周波信号を検出してから前記超音波スイッチの動作完了までの時間が 1 m s 以下である、ことを特徴とする請求項 11 に記載の手術システム。

【請求項 14】

前記駆動信号補助制御部が、前記処置部が金属からなる他の用具と接触したときに、前記駆動信号出力部から前記処置部に出力させない制御をする駆動補助制御信号を生成することを特徴とする請求項 11 に記載の手術システム。

【請求項 15】

前記駆動信号補助制御部が、前記高周波信号の実効値の変化速度、又は前記高周波信号の歪み成分にもとづき制御を行うことを特徴とする請求項 11 に記載の手術システム。

【請求項 16】

前記超音波スイッチは、超音波信号リレーまたは超音波減衰部であることを特徴とする請求項 11 に記載の手術システム。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/070891

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	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

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.
A	JP 2010-5370 A (Olympus Medical Systems Corp.), 14 January 2010 (14.01.2010), entire text; all drawings & US 2009/0326569 A1 & EP 2138123 A1	1-15
A	JP 2000-271145 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 03 October 2000 (03.10.2000), entire text; all drawings (Family: none)	1-15

☐ 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
03 September, 2012 (03.09.12)Date of mailing of the international search report
11 September, 2012 (11.09.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2012/070891	
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 1971-2012年 日本国実用新案登録公報 1996-2012年 日本国登録実用新案公報 1994-2012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	
A	JP 2010-5370 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2010.01.14, 全文, 全図 & US 2009/0326569 A1 & EP 2138123 A1	1-15	
A	JP 2000-271145 A（オリンパス光学工業株式会社）2000.10.03, 全文, 全図（ファミリーなし）	1-15	
☐ 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 03.09.2012		国際調査報告の発送日 11.09.2012	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/JP） 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） 佐藤 智弥 電話番号 03-3581-1101 内線 3346	31 3735

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(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), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), 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, 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

(72)発明者 本田 吉隆

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 本田 亮一

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C160 KK05 KK20 KK23 KK32 KK36 KL02 KL03 MM32

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	手术系统		
公开(公告)号	JPWO2013042498A1	公开(公告)日	2015-03-26
申请号	JP2013507488	申请日	2012-08-17
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	田中一恵 三堀貴司 本田吉隆 本田亮一		
发明人	田中 一恵 三堀 貴司 本田 吉隆 本田 亮一		
IPC分类号	A61B18/12 A61B18/00		
CPC分类号	A61B18/1402 A61B18/1206 A61B2017/320069 A61B2017/320082 A61B2018/00845 A61B2018/00869 A61B2018/00928 A61B2090/065		
FI分类号	A61B17/39 A61B17/36.330 A61B17/39.320 A61B17/39.310		
F-TERM分类号	4C160/KK05 4C160/KK20 4C160/KK23 4C160/KK32 4C160/KK36 4C160/KL02 4C160/KL03 4C160/MM32		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	61/536779 2011-09-20 US 61/536796 2011-09-20 US 61/536818 2011-09-20 US		
其他公开文献	JP5465353B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

外科手术系统1形成具有US信号输出单元50，HV信号输出单元60和施加有HV信号并通过超声波振动的治疗单元9的单极探头8，以及HV信号返回电路。计数板3，基于HV信号反馈控制HV信号输出单元60的HV信号主控制单元61c，基于US信号反馈控制US信号输出单元的US信号主控制单元51c和US信号 提供了HV信号辅助控制单元51b，其控制HV信号输出单元60并且具有比HV信号主控制单元61c更短的响应时间。

