

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-27907

(P2005-27907A)

(43) 公開日 平成17年2月3日(2005.2.3)

(51) Int.Cl.⁷

A 61 B 18/00

F 1

A 61 B 17/36

テーマコード(参考)

4 C 0 6 0

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 43 頁)

(21) 出願番号

特願2003-271455 (P2003-271455)

(22) 出願日

平成15年7月7日 (2003.7.7)

(71) 出願人

000000376

オリンパス株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(74) 代理人

100089118

弁理士 酒井 宏明

(72) 発明者

小野 寛生

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ

リンパス光学工業株式会社内

F ターム(参考) 4C060 EE03 FF31 JJ12

(54) 【発明の名称】超音波手術システムおよびプローブ

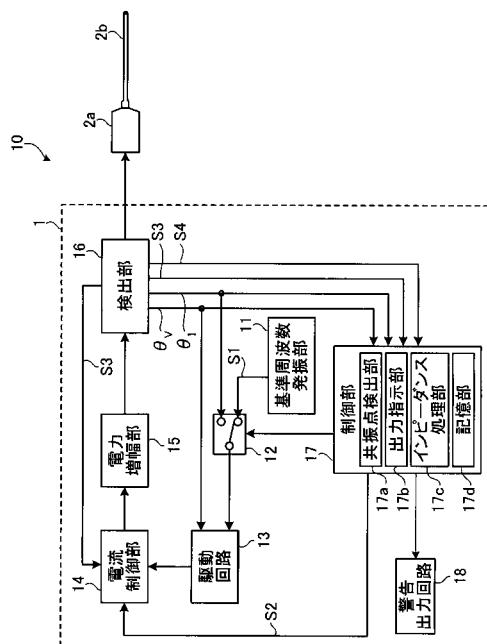
(57) 【要約】

【課題】プローブが鉗子や硬性内視鏡等と接触したことを瞬時に検出し、このプローブに重度の損傷が発生する前に超音波振動子の駆動制御を行って、このプローブの破損を防止できること。

【解決手段】超音波振動子2aに供給される電流値および電圧値とともに、プローブ2bにかかる機械的負荷に対応する超音波振動子2aの駆動時のインピーダンス|Z|を求め、このインピーダンス|Z|と前記機械的負荷がプローブ2bの損傷を誘発する負荷であるか否かを判定する上限インピーダンスR1とを比較し、このインピーダンス|Z|が上限インピーダンスR1よりも大きい場合に、超音波振動子2aに供給される電流を低くするように電流制御部14を制御する制御部17を備える。

【選択図】

図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波振動子をその共振点にて超音波出力するように駆動制御し、前記超音波振動子に接続したプローブを介して、前記超音波振動子から適宜出力される超音波振動を被処置体に伝達し、該被処置体に対する医療処置を行う超音波手術システムにおいて、

前記超音波振動子に供給される電圧を少なくとも用い、前記プローブにかかる機械的負荷に対応する比較パラメータを求め、該比較パラメータと前記機械的負荷が前記プローブの損傷を誘発する負荷であるか否かを判定する判定基準パラメータとを比較し、該比較パラメータが該判定基準パラメータよりも大きい場合、前記超音波振動子に対して、前記プローブにかかる機械的負荷を低減する駆動制御を行う制御手段を備えたことを特徴とする超音波手術システム。10

【請求項 2】

超音波振動子をその共振点にて超音波出力するように駆動制御し、前記超音波振動子に接続したプローブを介して、前記超音波振動子から適宜出力される超音波振動を被処置体に伝達し、該被処置体に対する医療処置を行う超音波手術システムにおいて、

前記超音波振動子を駆動する駆動信号から検出された該超音波振動子の共振周波数と前記プローブに接触する接触物の硬さが該プローブの損傷を誘発する硬さであるか否かを判定する判定基準パラメータとを比較し、該共振周波数の値が該判定基準パラメータよりも大きい場合、前記超音波振動子に対して、前記プローブにかかる機械的負荷を低減する駆動制御を行う制御手段を備えたことを特徴とする超音波手術システム。20

【請求項 3】

前記制御手段は、特定の前記被処置体と前記プローブとの接触状態を示す機械的負荷の変動範囲である判定基準パラメータと変動する前記共振周波数とを比較する比較処理を複数回行い、該比較処理された前記共振周波数の全ての値が前記判定基準パラメータよりも大きい場合、または、前記比較処理された前記共振周波数の全ての値が前記判定基準パラメータよりも小さい場合、前記超音波振動子に対して、前記プローブにかかる機械的負荷を低減する駆動制御を行うことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波手術システム。

【請求項 4】

前記制御手段は、前記被処置体に適切な医療処置を行う超音波振動が出力されているか否かを判定する出力判定パラメータと前記比較パラメータとを比較し、前記比較パラメータが該出力判定パラメータよりも小さい場合、前記超音波振動子に対して、前記プローブの振幅を大きくする駆動制御を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波手術システム。30

【請求項 5】

前記制御手段は、前記超音波振動子に供給される電流の第 1 電流値および該第 1 電流値に対応する電圧をもとに、前記プローブにかかる機械的負荷に対応する第 1 比較パラメータを求めるとともに、前記第 1 電流値よりも低い第 2 電流値および該第 2 電流値に対応する電圧をもとに、前記プローブにかかる機械的負荷に対応する第 2 比較パラメータを求め、特定の前記被処置体と前記プローブとの接触状態を示す機械的負荷の変動範囲である判定基準パラメータと前記第 1 比較パラメータとを比較するとともに、該判定基準パラメータと前記第 2 比較パラメータとを比較し、前記第 1 比較パラメータおよび前記第 2 比較パラメータが該判定基準パラメータよりも大きい場合、前記超音波振動子に対して、前記プローブにかかる機械的負荷を低減する駆動制御を行うことを特徴とする請求項 1 または 4 に記載の超音波手術システム。40

【請求項 6】

前記制御手段は、前記判定基準パラメータと前記第 1 比較パラメータとを比較するとともに該判定基準パラメータと前記第 2 比較パラメータとを比較し、前記第 1 比較パラメータおよび前記第 2 比較パラメータが該判定基準パラメータよりも小さい場合、前記超音波振動子に対して、前記プローブの振幅を大きくする駆動制御を行うことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波手術システム。50

【請求項 7】

超音波振動子をその共振点にて超音波出力するように駆動制御し、前記超音波振動子に接続したプローブを介して、前記超音波振動子から適宜出力される超音波振動を被処置体に伝達し、該被処置体に対する医療処置を行う超音波手術システムにおいて、

前記プローブに配置された複数の電極手段と、

少なくとも一つの前記電極手段と前記プローブとを絶縁する絶縁手段と、

前記プローブの表面上に配置され、前記電極手段間を電気的に接続する導通手段と、

前記導通手段と電気的に接続され、前記導通手段の導通インピーダンスの変化をもとに前記導通手段の断線を監視し、前記導通手段の断線を検知した場合に、前記超音波振動子に対して、前記プローブにかかる機械的負荷を低減する駆動制御を行う制御手段と、

を備えたことを特徴とする超音波手術システム。

10

【請求項 8】

被処置体に医療処置を行う超音波手術システムの超音波振動子に接続され、該超音波振動子から適宜出力される超音波振動を前記被処置体に伝達するプローブにおいて、

前記プローブを被覆し、交換可能な保護手段を備え、

前記保護手段は、前記プローブが挿入された硬性内視鏡と該プローブとの接触を阻害することを特徴とするプローブ。

20

【請求項 9】

前記保護手段の被覆位置を示す位置指示手段を備えたことを特徴とする請求項 8 に記載のプローブ。

【請求項 10】

請求項 8 または 9 に記載のプローブを備えたことを特徴とする超音波手術システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

この発明は、超音波振動を応用して生体組織の凝固、切開または結石の破碎、吸引等の外科的な医療処置を行う超音波手術システムおよびプローブに関するものである。

【背景技術】**【0002】**

従来から、超音波振動を応用した外科手術用の超音波手術システムとして、超音波振動させたプローブを用い、生体組織を切開または切除する超音波凝固切開装置、あるいは体腔内の結石を破碎し、吸引する超音波結石破碎装置等が開発されている。この超音波手術システムにおける超音波振動は、ハンドピースに組み込まれた超音波振動子の駆動制御を行って実現され、一般に、この超音波振動子は、その基本共振周波数またはその近傍において駆動することが望ましい。また、超音波振動を伝達しているプローブが鉗子や硬性内視鏡等と接触した場合、このプローブにかかる機械的負荷が増大し、これにともない、このプローブのインピーダンスが増大する。この場合、超音波振動子の駆動を停止し、または、術者に対する警告を行って、このプローブの破損を防止する必要がある。このような技術に関し、たとえば、超音波振動子に供給される電流および電圧の位相差の平均値を求め、得られた平均値に対応する周波数変化によって駆動周波数を共振周波数に追尾させるとともに、該駆動周波数と初期設定周波数との差を監視し、これによって、インピーダンスが瞬間に高い状態になった場合でも駆動周波数を共振周波数に追尾させるとともに、インピーダンスが常時高い状態になった場合に異常であると認識し、装置の停止を行う超音波手術システムがある（特許文献 1）。

30

【0003】**【特許文献 1】特開 2001-340809 号公報****【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

しかしながら、上述した特許文献 1 に記載された超音波手術システムでは、超音波振動

40

50

子に供給される電流および電圧の位相差の平均値をもとにインピーダンスの増加に起因する駆動周波数の周波数変化を検出し、超音波振動子の破損等によってインピーダンスが常時高い状態になった場合に異常と認識し、装置の停止を行うようにしているので、プローブにかかる機械的負荷の増大を瞬時に検出することは困難な場合が多く、鉗子や硬性内視鏡等との接触によってプローブにかかる機械的負荷を瞬時に検出し、プローブに重度の損傷が発生する前に超音波振動子の駆動制御を行い、このプローブにかかる機械的負荷を低減することは困難であった。なお、この重度の損傷は、プローブの機械的寿命を著しく低下させるため、プローブに重度の損傷が発生した場合、施術中にプローブが故障し交換を必要とするため、医療処置に支障をきたすだけでなく、手術の効率が低下する。

【0005】

この発明は、上記事情に鑑みてなされたものであって、プローブが鉗子や硬性内視鏡等と接触したことを瞬時に検出し、このプローブに重度の損傷が発生する前に超音波振動子の駆動制御を行って、このプローブにかかる機械的負荷を確実に低減でき、プローブの破損を防止できる超音波手術システムおよびプローブを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、請求項1にかかる超音波手術システムは、超音波振動子をその共振点にて超音波出力するように駆動制御し、前記超音波振動子に接続したプローブを介して、前記超音波振動子から適宜出力される超音波振動を被処置体に伝達し、該被処置体に対する医療処置を行う超音波手術システムにおいて、前記超音波振動子に供給される電圧を少なくとも用いて、前記プローブにかかる機械的負荷に対応する比較パラメータを求め、該比較パラメータと前記機械的負荷が前記プローブの損傷を誘発する負荷であるか否かを判定する判定基準パラメータとを比較し、該比較パラメータが該判定基準パラメータよりも大きい場合、前記超音波振動子に対して、前記プローブにかかる機械的負荷を低減する駆動制御を行う制御手段を備えたことを特徴とする。

【0007】

この請求項1の発明によれば、制御手段が、前記超音波振動子に供給される電圧を少なくとも用いて、前記プローブにかかる機械的負荷に対応する比較パラメータを求め、該比較パラメータと前記機械的負荷が前記プローブの損傷を誘発する負荷であるか否かを判定する判定基準パラメータとを比較し、該比較パラメータが該判定基準パラメータよりも大きい場合、前記超音波振動子に対して、前記プローブにかかる機械的負荷を低減する駆動制御を行うようにし、前記プローブが鉗子または硬性内視鏡の金属部分等と接触したことを瞬時に検出して、前記プローブに重度の損傷が発生する前に前記プローブにかかる機械的負荷を低減し、これによって、前記医療処置の施術中に発生する前記プローブの破損を防止している。

【0008】

また、請求項2にかかる超音波手術システムは、超音波振動子をその共振点にて超音波出力するように駆動制御し、前記超音波振動子に接続したプローブを介して、前記超音波振動子から適宜出力される超音波振動を被処置体に伝達し、該被処置体に対する医療処置を行う超音波手術システムにおいて、前記超音波振動子を駆動する駆動信号から検出された該超音波振動子の共振周波数と前記プローブに接触する接触物の硬さが該プローブの損傷を誘発する硬さであるか否かを判定する判定基準パラメータとを比較し、該共振周波数の値が該判定基準パラメータよりも大きい場合、前記超音波振動子に対して、前記プローブにかかる機械的負荷を低減する駆動制御を行う制御手段を備えたことを特徴とする。

【0009】

この請求項2の発明によれば、制御手段が、前記超音波振動子を駆動する駆動信号から検出された該超音波振動子の共振周波数と前記プローブに接触する接触物の硬さが該プローブの損傷を誘発する硬さであるか否かを判定する判定基準パラメータとを比較し、該共振周波数の値が該判定基準パラメータよりも大きい場合、前記超音波振動子に対して、前記プローブにかかる機械的負荷を低減する駆動制御を行うようにし、前記プローブが鉗子

10

20

30

40

50

や硬性内視鏡の金属部分等と接触した場合に、前記接触物の硬さが前記プローブの破損を誘発する硬さであることを瞬時に検出して、前記プローブに重度の損傷が発生する前に該プローブにかかる機械的負荷を低減し、これによって、前記医療処置の施術中に発生する前記プローブの破損を防止している。

【0010】

また、請求項3にかかる超音波手術システムは、上記発明において、前記制御手段は、特定の前記被処置体と前記プローブとの接触状態を示す機械的負荷の変動範囲である判定基準パラメータと変動する前記共振周波数とを比較する比較処理を複数回行い、該比較処理された前記共振周波数の全ての値が前記判定基準パラメータよりも大きい場合、または、前記比較処理された前記共振周波数の全ての値が前記判定基準パラメータよりも小さい場合、前記超音波振動子に対して、前記プローブにかかる機械的負荷を低減する駆動制御を行うことを特徴とする。10

【0011】

この請求項3の発明によれば、前記制御手段が、特定の前記被処置体と前記プローブとの接触状態を示す機械的負荷の変動範囲である判定基準パラメータと変動する前記共振周波数とを比較する比較処理を複数回行い、該比較処理された前記共振周波数の全ての値が前記判定基準パラメータよりも大きい場合、または、前記比較処理された前記共振周波数の全ての値が前記判定基準パラメータよりも小さい場合、前記超音波振動子に対して、前記プローブにかかる機械的負荷を低減する駆動制御を行うようにし、前記プローブに接触する接触物が、鉗子や硬性内視鏡の金属部分等の硬い物体または生体組織や灌流水等の結石よりも軟らかい物体のいずれであるかを確実に判定して、前記プローブに重度の損傷が発生する前に該プローブにかかる機械的負荷を低減するとともに前記医療処置を行うための超音波振動を効率よく出力し、前記医療処置の施術中に発生する前記プローブの破損を防止できるとともに前記医療処置の作業効率を高めている。20

【0012】

また、請求項4にかかる超音波手術システムは、上記発明において、前記制御手段は、前記被処置体に適切な医療処置を行う超音波振動が出力されているか否かを判定する出力判定パラメータと前記比較パラメータとを比較し、前記比較パラメータが該出力判定パラメータよりも小さい場合、前記超音波振動子に対して、前記プローブの振幅を大きくする駆動制御を行うことを特徴とする。30

【0013】

この請求項4の発明によれば、前記制御手段が、前記被処置体に適切な医療処置を行う超音波振動が出力されているか否かを判定する出力判定パラメータと前記比較パラメータとを比較し、前記比較パラメータが該出力判定パラメータよりも小さい場合、前記超音波振動子に対して、前記プローブの振幅を大きくする駆動制御を行うようにし、前記被処置体に対する適切な医療処置を行うための超音波振動を確実に出力することができ、前記医療処置の施術中に発生する前記プローブの破損を防止するとともに前記医療処置の作業効率を高めている。

【0014】

また、請求項5にかかる超音波手術システムは、上記発明において、前記制御手段は、前記超音波振動子に供給される電流の第1電流値および該第1電流値に対応する電圧をもとに、前記プローブにかかる機械的負荷に対応する第1比較パラメータを求めるとともに、前記第1電流値よりも低い第2電流値および該第2電流値に対応する電圧をもとに、前記プローブにかかる機械的負荷に対応する第2比較パラメータを求め、特定の前記被処置体と前記プローブとの接触状態を示す機械的負荷の変動範囲である判定基準パラメータと前記第1比較パラメータとを比較するとともに、該判定基準パラメータと前記第2比較パラメータとを比較し、前記第1比較パラメータおよび前記第2比較パラメータが該判定基準パラメータよりも大きい場合、前記超音波振動子に対して、前記プローブにかかる機械的負荷を低減する駆動制御を行うことを特徴とする。40

【0015】

10

20

30

40

50

この請求項 5 の発明によれば、前記制御手段が、前記超音波振動子に供給される電流の第 1 電流値および該第 1 電流値に対応する電圧をもとに、前記プローブにかかる機械的負荷に対応する第 1 比較パラメータを求めるとともに、前記第 1 電流値よりも低い第 2 電流値および該第 2 電流値に対応する電圧をもとに、前記プローブにかかる機械的負荷に対応する第 2 比較パラメータを求め、さらに、特定の前記被処置体と前記プローブとの接触状態を示す機械的負荷の変動範囲である判定基準パラメータと前記第 1 比較パラメータとを比較するとともに、該判定基準パラメータと前記第 2 比較パラメータとを比較し、前記第 1 比較パラメータおよび前記第 2 比較パラメータが該判定基準パラメータよりも大きい場合に、前記超音波振動子に対して、前記プローブにかかる機械的負荷を低減する駆動制御を行うようにし、前記超音波振動子によって出力される超音波振動の振幅が変調された場合であっても、前記プローブが鉗子または硬性内視鏡の金属部分等と接触したことを瞬時に検出して、前記プローブに重度の損傷が発生する前に前記プローブにかかる機械的負荷を低減し、これによって、前記医療処置の施術中に発生する前記プローブの破損を防止している。
10

【 0 0 1 6 】

また、請求項 6 にかかる超音波手術システムは、上記発明において、前記制御手段は、前記判定基準パラメータと前記第 1 比較パラメータとを比較するとともに該判定基準パラメータと前記第 2 比較パラメータとを比較し、前記第 1 比較パラメータおよび前記第 2 比較パラメータが該判定基準パラメータよりも小さい場合、前記超音波振動子に対して、前記プローブの振幅を大きくする駆動制御を行うことを特徴とする。
20

【 0 0 1 7 】

この請求項 6 の発明によれば、前記制御手段が、前記判定基準パラメータと前記第 1 比較パラメータとを比較するとともに該判定基準パラメータと前記第 2 比較パラメータとを比較し、前記第 1 比較パラメータおよび前記第 2 比較パラメータが該判定基準パラメータよりも小さい場合、前記超音波振動子に対して、前記プローブの振幅を大きくする駆動制御を行うようにし、前記超音波振動子によって出力される超音波振動の振幅が変調された場合であっても、前記被処置体に対する適切な医療処置を行うための超音波振動を確実に出力することができ、前記医療処置の施術中に発生する前記プローブの破損を防止とともに前記医療処置の作業効率を高めている。
30

【 0 0 1 8 】

また、請求項 7 にかかる超音波手術システムは、超音波振動子をその共振点にて超音波出力するように駆動制御し、前記超音波振動子に接続したプローブを介して、前記超音波振動子から適宜出力される超音波振動を被処置体に伝達し、該被処置体に対する医療処置を行う超音波手術システムにおいて、前記プローブに配置された複数の電極手段と、少なくとも一つの前記電極手段と前記プローブとを絶縁する絶縁手段と、前記プローブの表面に配置され、前記電極手段間を電気的に接続する導通手段と、前記導通手段と電気的に接続され、前記導通手段の導通インピーダンスの変化をもとに前記導通手段の断線を監視し、前記導通手段の断線を検知した場合に、前記超音波振動子に対して、前記プローブにかかる機械的負荷を低減する駆動制御を行う制御手段と、を備えたことを特徴とする。
40

【 0 0 1 9 】

この請求項 7 の発明によれば、複数の電極手段が、前記プローブに配置され、絶縁手段が、少なくとも一つの前記電極手段と前記プローブとを絶縁し、導通手段が、前記プローブの表面に配置され、前記電極手段間を電気的に接続し、制御手段が、前記導通手段と電気的に接続され、前記導通手段の導通インピーダンスの変化をもとに前記導通手段の断線を監視し、前記導通手段の断線を検知した場合に、前記超音波振動子に対して、前記プローブにかかる機械的負荷を低減する駆動制御を行うようにし、鉗子や硬性内視鏡の金属部分等と前記プローブとの接触に起因して該プローブが破損する前に、該プローブにかかる機械的負荷を低減し、該プローブの破損を防止できる超音波手術システムを容易に実現している。
50

【 0 0 2 0 】

また、請求項 8 にかかるプローブは、被処置体に医療処置を行う超音波手術システムの超音波振動子に接続され、該超音波振動子から適宜出力される超音波振動を前記被処置体に伝達するプローブにおいて、前記プローブを被覆し、交換可能な保護手段を備え、前記保護手段は、前記プローブが挿入された硬性内視鏡と該プローブとの接触を阻害することを特徴とする。

【 0 0 2 1 】

この請求項 8 の発明によれば、保護手段が、前記プローブを被覆して、該プローブが挿入された硬性内視鏡と該プローブとの接触を阻害するようにし、前記硬性内視鏡に挿入された前記プローブを用いて前記医療処置を行った場合に、該硬性内視鏡との接触に起因する該プローブの破損を容易に防止し、さらに、前記プローブを被覆した前記保護手段が交換できるようにし、前記硬性内視鏡との接触によって破損した前記保護手段と新規の前記保護手段とを容易に交換でき、前記プローブの機械的強度を容易に維持している。10

【 0 0 2 2 】

また、請求項 9 にかかるプローブは、上記発明において、前記保護手段の被覆位置を示す位置指示手段を備えたことを特徴とする。

【 0 0 2 3 】

この請求項 9 の発明によれば、位置指示手段が、前記保護手段の被覆位置を示すようにし、前記保護手段は、前記プローブと前記硬性内視鏡との接触部分を効率よく被覆することができ、これによって、前記硬性内視鏡と前記プローブとの接触を効率よく阻害し、前記硬性内視鏡との接触に起因する前記プローブの破損を効率よく防止している。20

【 0 0 2 4 】

また、請求項 10 にかかる超音波手術システムは、請求項 8 または 9 に記載のプローブを備えたことを特徴とする。

【 0 0 2 5 】

この請求項 10 の発明によれば、請求項 8 または 9 に記載のプローブを備えるようにしているので、上述した請求項 8 または 9 の作用効果を奏する。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 6 】

請求項 1 の発明によれば、制御手段が、前記超音波振動子に供給される電圧を少なくとも用いて、前記プローブにかかる機械的負荷に対応する比較パラメータを求め、該比較パラメータと前記機械的負荷が前記プローブの損傷を誘発する負荷であるか否かを判定する判定基準パラメータとを比較し、該比較パラメータが該判定基準パラメータよりも大きい場合、前記超音波振動子に対して、前記プローブにかかる機械的負荷を低減する駆動制御を行うので、前記プローブが鉗子または硬性内視鏡の金属部分等と接触したことを瞬時に検出して、前記プローブに重度の損傷が発生する前に前記プローブにかかる機械的負荷を低減でき、これによって、前記医療処置の施術中に発生する前記プローブの破損を防止できるという効果を奏する。30

【 0 0 2 7 】

また、請求項 2 の発明によれば、制御手段が、前記超音波振動子を駆動する駆動信号から検出された該超音波振動子の共振周波数と前記プローブに接触する接触物の硬さが該プローブの損傷を誘発する硬さであるか否かを判定する判定基準パラメータとを比較し、該共振周波数の値が該判定基準パラメータよりも大きい場合、前記超音波振動子に対して、前記プローブにかかる機械的負荷を低減する駆動制御を行うので、前記プローブが鉗子や硬性内視鏡の金属部分等と接触した場合に、前記接触物の硬さが前記プローブの破損を誘発する硬さであることを瞬時に検出して、前記プローブに重度の損傷が発生する前に該プローブにかかる機械的負荷を低減でき、これによって、前記医療処置の施術中に発生する前記プローブの破損を防止できるという効果を奏する。40

【 0 0 2 8 】

また、請求項 3 の発明によれば、前記制御手段が、特定の前記被処置体と前記プローブとの接触状態を示す機械的負荷の変動範囲である判定基準パラメータと変動する前記共振

10

20

30

40

50

周波数とを比較する比較処理を複数回行い、該比較処理された前記共振周波数の全ての値が前記判定基準パラメータよりも大きい場合、または、前記比較処理された前記共振周波数の全ての値が前記判定基準パラメータよりも小さい場合、前記超音波振動子に対して、前記プローブにかかる機械的負荷を低減する駆動制御を行うので、前記プローブに接触する接触物が、鉗子や硬性内視鏡の金属部分等の硬い物体または生体組織や灌流水等の結石よりも軟らかい物体のいずれであるかを確実に判定し、前記プローブに重度の損傷が発生する前に該プローブにかかる機械的負荷を低減できるとともに前記医療処置を行うための超音波振動を効率よく出力することができ、前記医療処置の施術中に発生する前記プローブの破損を防止できるとともに前記医療処置の作業効率を高めることができるという効果を奏する。

10

【0029】

また、請求項4の発明によれば、前記制御手段が、前記被処置体に適切な医療処置を行う超音波振動が出力されているか否かを判定する出力判定パラメータと前記比較パラメータとを比較し、前記比較パラメータが該出力判定パラメータよりも小さい場合、前記超音波振動子に対して、前記プローブの振幅を大きくする駆動制御を行うので、前記被処置体に対する適切な医療処置を行うための超音波振動を確実に出力することができ、前記医療処置の施術中に発生する前記プローブの破損を防止できるとともに前記医療処置の作業効率を高めることができるという効果を奏する。

【0030】

また、請求項5の発明によれば、前記制御手段が、前記超音波振動子に供給される電流の第1電流値および該第1電流値に対応する電圧をもとに、前記プローブにかかる機械的負荷に対応する第1比較パラメータを求めるとともに、前記第1電流値よりも低い第2電流値および該第2電流値に対応する電圧をもとに、前記プローブにかかる機械的負荷に対応する第2比較パラメータを求め、さらに、特定の前記被処置体と前記プローブとの接触状態を示す機械的負荷の変動範囲である判定基準パラメータと前記第1比較パラメータとを比較するとともに、該判定基準パラメータと前記第2比較パラメータとを比較し、前記第1比較パラメータおよび前記第2比較パラメータが該判定基準パラメータよりも大きい場合に、前記超音波振動子に対して、前記プローブにかかる機械的負荷を低減する駆動制御を行うので、前記超音波振動子によって出力される超音波振動の振幅が変調された場合であっても、前記プローブが鉗子または硬性内視鏡の金属部分等と接触したことを瞬時に検出して、前記プローブに重度の損傷が発生する前に前記プローブにかかる機械的負荷を低減することができ、これによって、前記医療処置の施術中に発生する前記プローブの破損を防止できるという効果を奏する。

20

【0031】

また、請求項6の発明によれば、前記制御手段が、前記判定基準パラメータと前記第1比較パラメータとを比較するとともに該判定基準パラメータと前記第2比較パラメータとを比較し、前記第1比較パラメータおよび前記第2比較パラメータが該判定基準パラメータよりも小さい場合、前記超音波振動子に対して、前記プローブの振幅を大きくする駆動制御を行うので、前記超音波振動子によって出力される超音波振動の振幅が変調された場合であっても、前記被処置体に対する適切な医療処置を行うための超音波振動を確実に出力することができ、前記医療処置の施術中に発生する前記プローブの破損を防止できるとともに前記医療処置の作業効率を高めることができるという効果を奏する。

30

【0032】

また、請求項7の発明によれば、複数の電極手段が、前記プローブに配置され、絶縁手段が、少なくとも一つの前記電極手段と前記プローブとを絶縁し、導通手段が、前記プローブの表面に配置され、前記電極手段間を電気的に接続し、制御手段が、前記導通手段と電気的に接続され、前記導通手段の導通インピーダンスの変化をもとに前記導通手段の断線を監視し、前記導通手段の断線を検知した場合に、前記超音波振動子に対して、前記プローブにかかる機械的負荷を低減する駆動制御を行うので、鉗子や硬性内視鏡の金属部分等と前記プローブとの接触に起因して該プローブが破損する前に、該プローブにかかる機

40

50

械的負荷を低減することができ、該プローブの破損を防止できる超音波手術システムを容易に実現できるという効果を奏する。

【0033】

また、請求項8の発明によれば、保護手段が、前記プローブを被覆して、該プローブが挿入された硬性内視鏡と該プローブとの接触を阻害するので、前記硬性内視鏡に挿入された前記プローブを用いて前記医療処置を行った場合に、該硬性内視鏡との接触に起因する該プローブの破損を容易に防止できるという効果を奏する。さらに、前記プローブを被覆した前記保護手段が交換できるので、前記硬性内視鏡との接触によって破損した前記保護手段と新規の前記保護手段とを容易に交換でき、前記プローブの機械的強度を容易に維持できるという効果を奏する。

10

【0034】

また、請求項9の発明によれば、位置指示手段が、前記保護手段の被覆位置を示すので、前記保護手段は、前記プローブと前記硬性内視鏡との接触部分を効率よく被覆することができ、これによって、前記硬性内視鏡と前記プローブとの接触を効率よく阻害でき、前記硬性内視鏡との接触に起因する前記プローブの破損を効率よく防止できるという効果を奏する。

【0035】

また、請求項10の発明によれば、請求項8または9に記載のプローブを備えるようにしているので、上述した請求項8または9の作用効果を奏する。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0036】

以下、添付図面を参照して、この発明にかかる超音波手術システムおよびプローブの好適な実施の形態を詳細に説明する。なお、以下では、この発明にかかる超音波手術システムとして、体腔内の結石を破碎し吸引する超音波結石破碎装置を例示した場合について説明する。

【0037】

(実施の形態1)

図1は、この発明の実施の形態1である超音波手術システムの概略構成を示す模式図である。図1において、超音波手術システム10は、電源スイッチ1a、吸引ポンプ1b、出力部1c、および操作スイッチ1dが配置された装置本体1と、圧電セラミック等によって構成される超音波振動子2aおよびプローブ2bを有するハンドピース2と、ペダルが配置されたフットスイッチ3とを有する。超音波振動子2aは、ケーブル4aを介して装置本体1と電気的に接続され、チューブ5aを介して吸引ポンプ1bと接続される。フットスイッチ3は、ケーブル4bを介して装置本体1と電気的に接続される。また、吸引ポンプ1bには、チューブ5bに連通するチューブ5bが配置される。

30

【0038】

プローブ2bは、チタンまたはその合金等によって実現され、超音波振動子2aに着脱自在に接続される。この超音波振動子2aとプローブ2bとの接続は、たとえば、プローブ2bを超音波振動子2aに螺子締結し、またはバネ等を用いて嵌め込むことによって達成し、この接続によって、超音波振動子2aから出力された超音波振動をプローブ2bに伝達することができる。また、超音波振動子2aおよびプローブ2bには、プローブ2bの先端から超音波振動子2aのチューブ5a接続部に至る各内部を貫通する貫通口(図示せず)が配置され、吸引ポンプ1bが吸引処理を行った場合、プローブ2b先端の近傍にある結石等の被処置体は、超音波振動子2aおよびプローブ2bの貫通口およびチューブ5aを流通して吸引ポンプ1bに吸引される。なお、上述した超音波振動子2aおよびプローブ2bの接続によって、この吸引ポンプ1bによる吸引処理は阻害されない。

40

【0039】

硬性内視鏡7は、接眼レンズ7a、生理食塩水等の灌流水を流通するチューブ7b、およびプローブ2bを挿入する挿入口7cを有する。また、硬性内視鏡7には、その内部を長手方向に貫通する貫通口(図示せず)が配置され、挿入口7cから挿入されたプローブ

50

2 b は、硬性内視鏡 7 内部を着脱自在に貫通する。この場合、挿入されたプローブ 2 b と硬性内視鏡 7 の貫通口との間には、プローブ 2 b を自在に操作できる程度の隙間がある。また、この貫通口は、プローブ 2 b を挿入するとともにチューブ 7 b から流通された灌流水を硬性内視鏡 7 の先端近傍に供給するように機能する。なお、プローブ 2 b および硬性内視鏡 7 は、オートクレーブ等による過酷な滅菌処理に耐え得るような各種材料を用いて構成されることが望ましい。

【0040】

ここで、装置本体 1 の電源スイッチ 1 a がオン状態にされ、操作スイッチ 1 d によって超音波出力に関する設定値（超音波出力設定値）が入力され、フットスイッチ 3 から駆動指示が入力された場合、装置本体 1 は、術者によって設定された超音波出力設定値に対応する超音波振動を超音波振動子 2 a に出力させ、プローブ 2 b に該超音波振動を伝達させる。これによって、超音波手術システム 10 は、結石や生体組織等の被処置体に対して所望の医療処置を行うことができる。たとえば、体腔内の結石を破碎し吸引する場合、術者は、超音波振動を伝達させたプローブ 2 b を体腔内の結石に接触させて該結石を破碎し、硬性内視鏡 7 のチューブ 7 b を介して供給された灌流水とともに破碎した結石を吸引する。この灌流水および結石に対する吸引処理は、吸引ポンプ 1 b を駆動した状態で、破碎した結石にプローブ 2 b の先端を近接させて達成する。吸引ポンプ 1 b は、チューブ 5 b を有し、吸引した灌流水および結石をボトル 6 に排出する。なお、術者によって入力される超音波出力設定値は、超音波振動子 2 a の超音波出力に関する設定値であり、たとえば、超音波振動子 2 a を駆動する電流値、電圧値、電力値、または駆動周波数等である。

10

20

30

40

【0041】

つぎに、超音波手術システム 10 の装置本体 1 について詳細に説明する。図 2 は、装置本体 1 の基本構成を例示するブロック図である。図 2 において、装置本体 1 は、基準周波数発振部 11、スイッチ回路 12、駆動回路 13、電流制御部 14、電力増幅部 15、検出部 16、制御部 17、および警告出力回路 18 を有する。検出部 16 には、スイッチ回路 12、駆動回路 13、電流制御部 14、電力増幅部 15、および制御部 17 が接続される。この場合、駆動回路 13、電流制御部 14、電力増幅部 15、および検出部 16 がループ状に接続され、電流制御部 14、電力増幅部 15、および検出部 16 がループ状に接続される。また、基準周波数発振部 11、駆動回路 13、および検出部 16 は、基準周波数発振部 11 から送出された信号または検出部 16 からフィードバックされた信号を選択的に駆動回路 13 に供給するように、スイッチ回路 12 に接続される。また、検出部 16 は、ハンドピース 2 の超音波振動子 2 a に接続される。制御部 17 は、スイッチ回路 12、電流制御部 14、および警告出力回路 18 を制御する。

【0042】

基準周波数発振部 11 は、超音波振動子 2 a の共振周波数 f_r または共振周波数 f_r 近傍の周波数によって発振する発信器を用いて実現され、装置本体 1 の電源スイッチ 1 a がオン状態になった場合に、超音波振動子 2 a を起動する周波数として、共振周波数 f_r または共振周波数 f_r 近傍の周波数である基準周波数を発振するように機能する。この場合、基準周波数発振部 11 は、この基準周波数に対応する基準周波数信号 S 1 をスイッチ回路 12 に出力する。なお、この基準周波数は、制御部 17 が共振周波数 f_r を検出するための基準の周波数に相当する。

【0043】

スイッチ回路 12 は、制御部 17 の制御のもと、駆動回路 13 に供給する信号を切り換える機能を有し、上述したように、基準周波数発振部 11 から送出された信号または検出部 16 からフィードバックされた信号を選択的に駆動回路 13 に供給する。スイッチ回路 12 は、超音波振動子 2 a の起動時ににおいて、基準周波数発振部 11 から送出された基準周波数信号 S 1 を駆動回路 13 に供給するように制御される。また、制御部 17 が共振周波数 f_r を検出した場合、スイッチ回路 12 は、検出部 16 からフィードバックされた信号を駆動回路 13 に供給するように制御される。

【0044】

50

駆動回路 13 は、位相比較器、ローパスフィルタ（L P F）、および電圧制御発振器（V C O）等を用いて構成されるアナログ方式による位相同期回路を有することで実現され、超音波振動子 2a を駆動する駆動周波数にて発振し、該駆動周波数に対応する駆動信号を出力する。なお、駆動回路 13 は、位相比較器、ダイレクトデジタルシンセサイザ（D D S）、およびUP / DOWN カウンタ等を用いて構成されるデジタル方式による位相同期回路を有するようにしても実現できる。

【0045】

駆動回路 13 は、超音波振動子 2a の起動時において、基準周波数信号 S1 が駆動回路 13 に入力された場合、この基準周波数信号 S1 に対する基準周波数にて発振し、該基準周波数を駆動周波数とする駆動信号を出力する。一方、超音波振動子 2a が基準周波数にて起動し、制御部 17 が超音波振動子 2a の共振周波数 f_r を検出した場合、駆動回路 13 には、検出部 16 からフィードバックされる電圧位相信号 v および電流位相信号 i が入力される。ただし、電圧位相信号 v および電流位相信号 i は、超音波振動子 2a に入力される駆動信号の電圧位相および電流位相にそれぞれ対応し、電流位相信号 i は、上述したように、スイッチ回路 12 を介して駆動回路 13 に入力される。この場合、駆動回路 13 は、入力された電圧位相信号 v および電流位相信号 i をもとに駆動信号の電流および電圧の位相差を検出し、該位相差が零になる周波数（共振周波数 f_r ）にて発振する。これによって、駆動回路 13 は、共振周波数 f_r を駆動周波数とする駆動信号を出力することができる。その後、駆動回路 13 は、検出部 16 からフィードバックされた電圧位相信号 v および電流位相信号 i をもとに、駆動信号の電流および電圧の各位相の差を零に制御するPLL制御を行い、共振周波数 f_r による発振を維持するとともに共振周波数 f_r を駆動周波数とする駆動信号を出力する。

【0046】

駆動回路 13 から出力された駆動信号は、電流制御部 14 に供給される。電流制御部 14 は、差動增幅回路および掛け算回路等を用いて実現される。電流制御部 14 は、制御部 17 によって設定された電流設定値 $|I|_{set}$ と検出部 16 によって検出された駆動信号の電流値 $|I|$ とをもとに、駆動回路 13 から入力された駆動信号の電流増幅率を決定し、該駆動信号の電流値を電流設定値 $|I|_{set}$ に近づける。すなわち、電流制御部 14 は、超音波振動子 2a に入力される駆動信号の電流値 $|I|$ を電流設定値 $|I|_{set}$ と略同値にする定電流制御を行う。この場合、電流制御部 14 には、電流設定信号 $|I|_{set}$ に対応する電流設定信号 S2 が制御部 17 から入力され、超音波振動子 2a に入力される駆動信号の電流値 $|I|$ に対応する電流値信号 S3 が検知部 16 から入力される。なお、超音波振動子 2a によって出力される超音波振動の振幅は、駆動信号の電流値 $|I|$ に比例し、電流制御部 14 が、駆動信号の電流値 $|I|$ と電流設定値 $|I|_{set}$ を略同値にする定電流制御を行うことによって、超音波振動子 2a は、電流設定値 $|I|_{set}$ に対応する振幅で超音波振動を出力することができる。その後、電流制御部 14 は、電流設定値 $|I|_{set}$ と略同値である電流値の駆動信号を出力する。

【0047】

電流制御部 14 から出力された駆動信号は、電力增幅部 15 に入力される。電力增幅部 15 は、入力信号の電力を增幅する周知の增幅回路を用いて実現され、電流制御部 14 から入力された駆動信号の電力を増幅する。電力增幅部 15 によって電力増幅がなされた駆動信号が超音波振動子 2a に入力された場合、この超音波振動子 2a は、術者による超音波出力設定値に対応した超音波振動をプローブ 2b に伝達できる。ただし、この駆動信号は、上述したように、電流制御部 14 によって定電流制御がなされているので、電力增幅部 15 は、入力された駆動信号の電圧増幅を行って、該駆動信号の電力を増幅することが望ましい。なお、電力增幅部 15 は、上述した電流増幅率に対応する信号を電流制御部 14 から受信し、該電流増幅率をもとに駆動信号の電流を増幅するとともに該駆動信号の電圧を増幅して、該駆動信号の電力増幅を達成してもよい。この場合、電流制御部 14 は、駆動信号の電流を増幅しなくてもよい。

【0048】

10

20

30

40

50

その後、電力増幅部 15 によって電力の増幅がなされた駆動信号は、検出部 16 に入力される。検出部 16 は、入力された駆動信号から超音波振動子 2a に供給される電流および電圧を検出し、該電流の位相に対応する電流位相信号 I_1 および該電圧の位相に対応する電圧位相信号 V_1 を生成する。また、検出部 16 は、超音波振動子 2a に供給される電流値 $|I|$ に対応する電流値信号 S_3 と超音波振動子 2a に供給される電圧値 $|V|$ に対応する電圧値信号 S_4 を生成する。検出部 16 は、生成した電流位相信号 I_1 をスイッチ回路 12 および制御部 17 に出力し、生成した電圧位相信号 V_1 を駆動回路 13 および制御部 17 に出力する。さらに、検出部 16 は、生成した電流値信号 S_3 を電流制御部 14 および制御部 17 に出力し、生成した電圧値信号 S_4 を制御部 17 に出力する。すなわち、検出部 16 は、駆動回路 13 に対するフィードバック信号として電流位相信号 I_1 および電圧位相信号 V_1 を出力し、電流制御部 14 に対するフィードバック信号として電流値信号 S_3 を出力する。一方、検出部 16 は、電力増幅がなされた駆動信号を超音波振動子 2a に出力する。この場合、超音波振動子 2a は、入力された駆動信号によって得られた電気的エネルギーを超音波振動に変換し、該超音波振動をプローブ 2b に出力する。

【0049】

制御部 17 は、処理プログラム等の各種データが格納された ROM、各演算パラメータ等を格納する RAM (Random Access Memory)、および ROM (Read Only Memory) に格納された処理プログラムを実行する CPU (Central Processing Unit) 等を用いて実現される。制御部 17 は、共振点検出部 17a、出力指示部 17b、インピーダンス処理部 17c、および記憶部 17d を有する。記憶部 17d には、後述する上限インピーダンス R_1, R_3 および下限インピーダンス R_2 が記憶され、制御部 17 は、この上限インピーダンス R_1, R_3 および下段インピーダンス R_2 を判定基準情報として管理する。また、上述した超音波出力設定値が術者によって入力された場合、制御部 17 は、超音波振動子 2a の駆動制御に関する駆動管理情報として、入力された超音波出力設定値を記憶部 17d に記憶するとともに管理する。さらに、制御部 17 は、駆動信号の電流および電圧の位相に関する位相情報をとして、電流位相信号 I_1 に対応する電流位相および電圧位相信号 V_1 に対応する電圧位相を記憶部 17d に記憶するとともに管理し、超音波振動子 2a の駆動に関する駆動情報として、電流値信号 S_3 に対応する電流値 $|I|$ および電圧値信号 S_4 に対応する電圧値 $|V|$ を記憶部 17d に記憶するとともに管理する。

【0050】

また、制御部 17 は、超音波振動子 2a の起動時において、基準周波数信号 S_1 を駆動回路 13 に供給するようにスイッチ回路 12 を制御し、共振点検出部 17a が共振周波数 f_r を検出した場合、電流位相信号 I_1 を駆動回路 13 に供給するようにスイッチ回路 12 を制御する。さらに、制御部 17 は、プローブ 2b が鉗子または硬性内視鏡 7 の金属部分等と接触したと判定した場合、出力指示部 17b に対して電流設定値 $|I|_{set}$ を低下する指示信号を出力するとともに、警告出力回路 18 に警告出力を指示する指示信号を出力する。警告出力回路 18 は、表示回路または音源回路等を用いて実現され、制御部 17 から入力された指示信号をもとに、プローブ 2b と金属部分等との接触状態を示す表示またはブザー音等を装置本体 1 の出力部 1c に出力させる。なお、制御部 17 は、生体組織等の被処置体に過度の超音波振動が出力される場合に、警告出力回路 18 に警告出力を指示する指示信号を出力してもよい。

【0051】

共振点検出部 17a は、超音波振動子 2a に入力される駆動信号の電流および電圧の各位相情報をもとに超音波振動子 2a の共振周波数 f_r を検出する。ただし、共振点検出部 17a は、電流位相信号 I_1 および電圧位相信号 V_1 を検出部 16 から受信し、超音波振動子 2a に入力される駆動信号の電流および電圧の各位相情報を得る。共振点検出部 17a は、この駆動信号の電流位相および電圧位相の差が零であると認識した場合に、超音波振動子 2a の共振周波数 f_r を検出する。この場合、超音波振動子 2a は、共振周波数 f_r またはその近傍の周波数にて駆動可能な状態になる。共振点検出部 17a が共振周波数 f_r を検出した場合、制御部 17 は、上述したように、検出部 16 からフィードバックされ

10

20

30

40

50

る電流位相信号 $|I|$ が駆動回路 13 に入力されるようにスイッチ回路 12 を制御する。

【0052】

出力指示部 17b は、術者によって入力された超音波出力設定値をもとに、駆動信号の電流設定値 $|I|_{set}$ を決定し、電流設定値 $|I|_{set}$ に対応する電流設定信号 S2 を電流制御部 14 に送出する。ただし、出力指示部 17b は、超音波振動子 2a の起動後の状態に応じて、適切な電流設定値 $|I|_{set}$ を出力し、超音波振動子 2a が共振周波数 f_r にて駆動可能な状態になった場合に、術者による超音波出力設定値に対応する電流設定値 $|I|_{set}$ を出力する。図 3 は、出力指示部 17b が、超音波振動子 2a の状態に応じて電流設定値 $|I|_{set}$ を設定した場合の電流設定値 $|I|_{set}$ の変動を例示する図である。図 3 に示すように、出力指示部 17b は、期間 t_a において電流設定値 $|I|_{set}$ を設定値 I_0 にし、期間 t_b において電流設定値 $|I|_{set}$ を設定値 I_0 から設定値 I_1 まで徐々に上昇させ、期間 t_c において電流設定値 $|I|_{set}$ を設定値 I_1 にしている。

【0053】

ただし、期間 t_a は、共振点検出部 17a が超音波振動子 2a の共振周波数 f_r を検出するまでの期間（共振点検出期間）である。期間 t_b は、超音波振動子 2a に入力される駆動信号の電流値を超音波出力設定値に対応する電流値まで増幅する期間であり、超音波振動子 2a が、超音波出力設定値に対応する超音波出力駆動を安定して行える状態（定常駆動状態）になるまでの準備期間である。期間 t_c は、超音波振動子 2a が定常駆動状態であり、所望の超音波振動を出力できる期間である。すなわち、超音波振動子 2a が共振周波数 f_r にて駆動できない状態である場合、出力指示部 17b は、電流設定値 $|I|_{set}$ を設定値 I_0 にし、超音波振動子 2a を低い電流値で駆動させる。つぎに、超音波振動子 2a が共振周波数 f_r にて駆動可能な状態になった場合、出力指示部 17b は、設定値 I_0 に設定した電流設定値 $|I|_{set}$ を設定値 I_1 に上昇させる。その後、出力指示部 17b が電流設定値 $|I|_{set}$ を設定値 I_1 にした場合に、設定値 I_1 に対応する電流値 $|I|$ が音波振動子 2a に供給され、これによって、超音波振動子 2a は、定常駆動状態になる。

【0054】

また、術者による超音波出力設定値に対応した電流設定値 $|I|_{set}$ が输出された場合、出力指示部 17b は、駆動信号の電流値 $|I|$ に対するしきい電流値 I_{th} を設定し、電流値 $|I|$ を監視する。この場合、制御部 17 は、設定されたしきい電流値 I_{th} を上述した判定基準情報の一部として記憶部 17d に記憶するとともに管理する。ただし、しきい電流値 I_{th} は、駆動信号が超音波出力設定値に対応した電流設定値 $|I|_{set}$ （たとえば、設定値 I_1 ）と略同等の電流値を有しているか否かを判定する値であり、電流値 $|I|$ がしきい電流値 I_{th} より小さい場合、電流値 $|I|$ は、超音波出力設定値に対応した電流設定値 $|I|_{set}$ に対して低い値であると判定される。なお、電流制御部 14 が、しきい電流値 I_{th} によって電流値 $|I|$ を監視してもよい。

【0055】

さらに、出力指示部 17b は、プローブ 2b の損傷を誘発する機械的負荷が該プローブ 2b にかかった場合、制御部 17 の制御のもと、所定の電流変化量 I_a だけ電流設定値 $|I|_{set}$ を低下させる。その後、出力指示部 17b は、駆動信号の電流値 $|I|$ が超音波出力設定値による電流設定値 $|I|_{set}$ よりも低い値になるように、電流制御部 14 に指示する。この場合、出力指示部 17b は、しきい電流値 I_{th} と電流値 $|I|$ とを比較し、該電流値 $|I|$ が超音波出力設定値による電流設定値 $|I|_{set}$ よりも低いか否かを判定する。また、出力指示部 17b は、プローブ 2b の損傷を誘発する機械的負荷が解消された場合、制御部 17 の制御のもと、所定の電流変化量 I_b だけ電流設定値 $|I|_{set}$ を上昇させる。この場合、出力指示部 17b は、術者による超音波出力設定値に対応した電流設定値 $|I|_{set}$ （たとえば、設定値 I_1 ）を上限として、電流設定値 $|I|_{set}$ を上昇させる。

【0056】

インピーダンス処理部 17c は、超音波振動子 2a に入力される駆動信号の電流値および電圧値をもとに超音波振動子 2a の駆動時のインピーダンス $|Z|$ を検出し、得られた

10

20

30

40

50

インピーダンス $|Z|$ と上限インピーダンス R_1, R_3 との比較処理または該インピーダンス $|Z|$ と下限インピーダンス R_2 との比較処理を行う。ただし、インピーダンス処理部 17c は、電流値信号 S_3 および電圧値信号 S_4 を検出部 16 から受信し、超音波振動子 2a に入力される駆動信号の電流値および電圧値を得る。なお、制御部 17 は、検出したインピーダンス $|Z|$ を駆動情報の一部として記憶部 17d に記憶するとともに、上限インピーダンス R_1, R_3 および下限インピーダンス R_2 との比較パラメータとして管理する。

【0057】

ここで、上限インピーダンス R_1, R_3 は、インピーダンス $|Z|$ に対する判定基準パラメータとして予め設定され、下限インピーダンス R_2 は、インピーダンス $|Z|$ に対する出力判定パラメータとして予め設定される。上限インピーダンス R_1 は、プローブ 2b の損傷を誘発する機械的負荷が該プローブ 2b にかかっているか否かを判定する判定基準パラメータである。したがって、上限インピーダンス R_1 は、結石や生体組織等の被処置体との接触によってプローブ 2b にかかる機械的負荷に対応する最大インピーダンス以上であり、プローブ 2b の損傷を誘発する機械的負荷に対応する最小インピーダンス以下である範囲内に設定される。

【0058】

また、上限インピーダンス R_3 は、後述する振幅変調を行う場合のインピーダンス比較処理において、プローブ 2b の損傷を誘発する機械的負荷が該プローブ 2b にかかっているか否かを判定する判定基準パラメータである。したがって、上限インピーダンス R_3 は、結石や生体組織等の被処置体との接触によってプローブ 2b にかかる機械的負荷に対応するインピーダンスの範囲内に設定され、望ましくは、結石や生体組織等の被処置体との接触によってプローブ 2b にかかる機械的負荷に対応する最大インピーダンス未満であり、振幅変調を行う駆動信号の電流値が低い場合の最大インピーダンス以上である範囲内に設定される。

【0059】

一方、下限インピーダンス R_2 は、結石や生体組織等の被処置体に対して適切な医療処置を行うための超音波振動が十分出力されているか否かを判定する出力判定パラメータである。したがって、下限インピーダンス R_2 は、非接触のプローブ 2b の共振周波数 f_r におけるインピーダンス R_0 以上であり、結石や生体組織等の被処置体との接触によってプローブ 2b にかかる機械的負荷に対応する最小インピーダンス以下である範囲内に設定される。

【0060】

図 4 は、超音波振動子 2a の駆動時のインピーダンス $|Z|$ と周波数 f との関係を例示する図である。また、図 4 には、上述した上限インピーダンス R_1, R_3 および下限インピーダンス R_2 を例示する。図 4 において、曲線 L1 は、プローブ 2b が非接触状態である場合の超音波振動子 2a のインピーダンス $|Z|$ の変化を例示し、曲線 L2 は、プローブ 2b が鉗子または硬性内視鏡 7 の金属部分等と接触している場合の超音波振動子 2a のインピーダンス $|Z|$ の変化を例示する。曲線 L1, L2 は、周波数 f が共振周波数 f_r である場合に極小値をとり、曲線 L1 の極小値は、インピーダンス R_0 である。曲線 L2 は、共振周波数 f_r およびその周辺の周波数範囲において、曲線 L1 よりも常時高い値を有する。すなわち、超音波振動子 2a の駆動時のインピーダンス $|Z|$ は、プローブ 2b の接触状態によらず、共振周波数 f_r において最小値になり、プローブ 2b と被処置体や硬性内視鏡 7 等との接触によって、プローブ 2b にかかる機械的負荷が増大した場合に上昇する。特に、超音波振動の振幅変調を行う場合、低い振幅の超音波振動を伝達するプローブ 2b にかかる機械的負荷は、被処置体と接触した場合に比して、鉗子や硬性内視鏡 7 の金属部分等と接触した場合に著しく増大する。

【0061】

この原理に基づいて、インピーダンス処理部 17c は、インピーダンス $|Z|$ に対する比較処理を行って、プローブ 2b にかかる機械的負荷の程度を判定でき、制御部 17 は、

10

20

30

40

50

インピーダンス処理部 17c による比較処理の結果をもとに、プローブ 2b が鉗子や硬性内視鏡 7 の金属部分等と接触しているか否かを判定できる。たとえば、曲線 L2 は、上限インピーダンス R1 を超える範囲に存在するので、鉗子または硬性内視鏡 7 の金属部分等とプローブ 2b とが接触している場合の超音波振動子 2a のインピーダンス |Z| に対応すると判定できる。

【0062】

図 5 は、制御部 17 が、プローブ 2b と鉗子や硬性内視鏡 7 の金属部分等とが接触しているか否かを判定し、この判定結果に応じて、制御部 17 が、プローブ 2b にかかる機械的負荷を低減し、または、低下した駆動信号の電流値を上昇させるまでの各処理手順を示すフローチャートである。図 5において、まず、制御部 17 は、検出部 16 からフィードバックされる電流値信号 S3 および電圧値信号 S4 を受信し、インピーダンス処理部 17c は、電流値信号 S3 に対応する電流値 |I| および電圧値信号 S4 に対応する電圧値 |V| を検出する。ただし、インピーダンス処理部 17c が検出した電流値 |I| および電圧値 |V| は、超音波振動子 2a を駆動する駆動信号の電流値および電圧値にそれぞれ相当する。つぎに、インピーダンス処理部 17c は、検出した電流値 |I| および電圧値 |V| をもとに、インピーダンス |Z| を演算出力し、これによって、超音波振動子 2a の駆動時のインピーダンス |Z| を検出する（ステップ S101）。なお、このインピーダンス |Z| は、次式（1）によって演算できる。

$$|Z| = |V| / |I| \quad \dots (1)$$

インピーダンス処理部 17c がインピーダンス |Z| を検出した場合、出力指示部 17b は、受信した電流値信号 S3 に対応する電流値 |I| としきい電流値 Ith とを比較する電流値比較処理を行う（ステップ S102）。この電流値比較処理の結果、電流値 |I| がしきい電流値 Ith 以上である場合（ステップ S103, No）、出力指示部 17b は、電流値 |I| が超音波出力設定値による電流設定値 |I| set に対応していると認識し、制御部 17 は、インピーダンス |Z| と上限インピーダンス R1 とを比較する上限インピーダンス比較処理を行うようにインピーダンス処理部 17c を制御する。この場合、インピーダンス処理部 17c は、検出したインピーダンス |Z| に対して上限インピーダンス比較処理を行う（ステップ S106）。

【0063】

この上限インピーダンス比較処理の結果、インピーダンス |Z| が上限インピーダンス R1 よりも大きい場合（ステップ S107, Yes）、インピーダンス処理部 17c は、プローブ 2b にかかる機械的負荷がプローブ 2b の破損を誘発する程度の負荷であると判定でき、これによって、制御部 17 は、プローブ 2b が鉗子や硬性内視鏡 7 の金属部分等と接触していると判定できる。この場合、制御部 17 は、電流設定値 |I| set を電流変化量 |Ia| だけ低下させるように出力指示部 17b を制御する。出力指示部 17b は、制御部 17 の制御のもと、電流設定値 |I| set を電流変化量 |Ia| だけ低下させ（ステップ S108）、低下させた電流設定値 |I| set に対応する電流設定信号 S2 を電流制御部 14 に送出する。この場合、駆動信号の電流値 |I| は、術者による超音波出力設定値に対応した電流設定値 |I| set よりも低く制御され、これによって、プローブ 2b に伝達する超音波振動の振幅を低くすることができ、プローブ 2b にかかる機械的負荷を低減することができる。ただし、電流変化量 |Ia| を大きく設定した場合、制御部 17 は、電流設定値 |I| set の変化量を大きくすることができ、これによって、制御部 17 は、プローブ 2b が鉗子や硬性内視鏡 7 の金属部分等と接触した場合に、早期に超音波振動子 2a の駆動を停止できる。

【0064】

その後、制御部 17 は、ステップ S101 以降の各処理工程を繰り返す。また、インピーダンス処理部 17c による上限インピーダンス比較処理の結果、インピーダンス |Z| が上限インピーダンス R1 以下である場合（ステップ S107, No）、インピーダンス処理部 17c は、プローブ 2b にかかる機械的負荷がプローブ 2b の破損を誘発する程度の負荷ではないと判定できる。この場合、制御部 17 は、ステップ S101 以降の各処理

10

20

30

40

50

工程を繰り返す。

【0065】

一方、出力指示部17bによる電流値比較処理の結果、電流値 $|I|$ がしきい電流値 I_{th} 未満である場合(ステップS103, Yes)、出力指示部17bは、電流値 $|I|$ が超音波出力設定値による電流設定値 $|I|_{set}$ よりも低い設定値によって定電流制御されていると認識し、制御部17は、インピーダンス $|Z|$ と下限インピーダンス R_2 とを比較する下限インピーダンス比較処理を行うようにインピーダンス処理部17cを制御する。この場合、インピーダンス処理部17cは、検出したインピーダンス $|Z|$ に対して下限インピーダンス比較処理を行う(ステップS104)。

【0066】

この下限インピーダンス比較処理の結果、インピーダンス $|Z|$ が下限インピーダンス R_2 以上である場合(ステップS105, No)、制御部17は、上述したステップS106以降の各処理を行う。一方、インピーダンス $|Z|$ が下限インピーダンス R_2 未満である場合(ステップS105, Yes)、インピーダンス処理部17cは、結石や生体組織等の被処置体に対して適切な医療処置を行える超音波振動が超音波振動子2aから十分出力されていないと判定し、制御部17は、電流設定値 $|I|_{set}$ を電流変化量 $|I_b|$ だけ上昇させるように出力指示部17bを制御する。出力指示部17bは、制御部17の制御のもと、電流設定値 $|I|_{set}$ を電流変化量 $|I_b|$ だけ上昇させ(ステップS109)、上昇させた電流設定値 $|I|_{set}$ に対応する電流設定信号 S_2 を電流制御部14に送出する。この場合、駆動信号の電流値 $|I|$ は、術者による超音波出力設定値に対応した電流設定値 $|I|_{set}$ を上限として上昇するように制御される。これによって、超音波振動子2aは、一度低下させた超音波振動の振幅を元の大きさまで復帰でき、結石や生体組織等の被処置体に対して適切な医療処置を行える超音波振動を出力できる。ただし、電流変化量 $|I_b|$ を大きく設定した場合、制御部17は、電流設定値 $|I|_{set}$ の変化量を大きくすることができ、これによって、制御部17は、一度低下させた超音波振動の振幅が医療処置を行ううえで不十分である場合に、超音波振動子2aの超音波振動出力を早期に復帰させることができる。その後、制御部17は、ステップS101以降の各処理工程を繰り返す。

【0067】

一方、超音波振動子2aの超音波出力においては、定常駆動状態の超音波振動子2aに入力される駆動信号の電流値 $|I|$ を変動させ、これによって、超音波振動子2aから出力される超音波振動の振幅を変調する場合がある。図6は、超音波振動子2aが振幅変調された超音波振動を出力する場合に、出力指示部17bによって設定される電流設定値 $|I|_{set}$ の変動を例示する図である。図6に示すように、出力指示部17bは、期間 t_a において電流設定値 $|I|_{set}$ を設定値 I_0 にし、期間 t_b において電流設定値 $|I|_{set}$ を設定値 I_H から設定値 I_L まで徐々に上昇させる。また、期間 t_c において、出力指示部17bは、電流設定値 $|I|_{set}$ として、設定値 I_H および設定値 I_L を交互に出力する。すなわち、出力指示部17bは、図3に示した振幅変調を行わない場合と同様に、電流設定値 $|I|_{set}$ を設定値 I_H まで上昇させ、その後、設定値 I_H および設定値 I_L が、電流設定値 $|I|_{set}$ として交互に設定される。

【0068】

この場合、超音波振動子2aは、設定値 I_H に対応する電流値 $|I|_H$ を有する駆動信号と設定値 I_L に対応する電流値 $|I|_L$ を有する駆動信号とを交互に受信し、これによって、超音波振動子2aは、振幅変調がなされた超音波振動をプローブ2bに出力できる。なお、設定値 I_H は、設定値 I_L に比して大きい値である。また、設定値 I_H と設定値 I_L との差は、振幅変調の変調度に相当し、この差を一定にした場合、超音波振動子2aは、一定の振幅変調がなされた超音波振動を出力する。

【0069】

図7は、超音波振動子2aが振幅変調された超音波振動を出力する場合において、制御部17が、プローブ2bと鉗子や硬性内視鏡7の金属部分等とが接触しているか否かを判

10

20

30

40

50

定し、この判定結果に応じて、制御部 17 が、プローブ 2 b にかかる機械的負荷を低減し、または、低下した駆動信号の電流値を上昇させるまでの各処理手順を示すフローチャートである。図 7において、まず、制御部 17 は、検出部 16 からフィードバックされる電流値信号 S3 および電圧値信号 S4 を受信し、インピーダンス処理部 17 c は、電流値信号 S3 に対応する電流値および電圧値信号 S4 に対応する電圧値を検出する。つぎに、インピーダンス処理部 17 c は、上述したステップ S201 と同様に、電流値信号 S3 に対応する電流値および電圧値信号 S4 に対応する電圧値をもとにインピーダンスを演算出力し、これによって、超音波振動子 2 a の駆動時のインピーダンス |Z| を検出する（ステップ S201）。

【0070】

ただし、出力指示部 17 b が、駆動信号の電流設定値 |I| set として、設定値 I_H を出力した場合、超音波振動子 2 a に入力される駆動信号は、設定値 I_H に対応する電流値 |I|_H を有する。制御部 17 は、駆動信号の電流設定値 |I| set が設定値 I_H であることを認識し、インピーダンス処理部 17 c は、上述した電流値信号 S3 の受信によって、設定値 I_H に対応する駆動信号の電流値 |I|_H を検出し（ステップ S202, I_H ）、上述した電圧値信号 S4 の受信によって、駆動信号の電圧値 |V|_H を検出する。この場合、上述したステップ S201 において検出されたインピーダンス |Z| は、電流値 |I|_H および電圧値 |V|_H をもとに演算出力されたインピーダンス |Z|_H であり、制御部 17 は、上述した駆動情報の一部として、インピーダンス |Z|_H を記憶部 17 d に記憶するとともに管理する（ステップ S203）。

【0071】

一方、出力指示部 17 b が、駆動信号の電流設定値 |I| set として、設定値 I_L を出力した場合、超音波振動子 2 a に入力される駆動信号は、設定値 I_L に対応する電流値 |I|_L を有する。制御部 17 は、駆動信号の電流設定値 |I| set が設定値 I_L であることを認識し、インピーダンス処理部 17 c は、上述した電流値信号 S3 の受信によって、設定値 I_L に対応する駆動信号の電流値 |I|_L を検出し（ステップ S202, I_L ）、上述した電圧値信号 S4 の受信によって、駆動信号の電圧値 |V|_L を検出する。この場合、上述したステップ S201 において検出されたインピーダンス |Z| は、電流値 |I|_L および電圧値 |V|_L をもとに演算出力されたインピーダンス |Z|_L であり、制御部 17 は、上述した駆動情報の一部として、インピーダンス |Z|_L を記憶部 17 d に記憶するとともに管理する（ステップ S204）。

【0072】

なお、電圧値 |V|_H は、電流値 |I|_H を有する駆動信号を所望の電力に増幅した場合の電圧値であり、電圧値 |V|_L は、電流値 |I|_L を有する駆動信号を所望の電力に増幅した場合の電圧値である。また、上述したステップ S201 において、インピーダンス処理部 17 c は、次式(2), (3)によって、インピーダンス |Z|_H, |Z|_L をそれぞれ演算出力する。

$$|Z|_H = |V|_H / |I|_H \quad \dots (2)$$

$$|Z|_L = |V|_L / |I|_L \quad \dots (3)$$

つぎに、インピーダンス処理部 17 c は、検出したインピーダンス |Z|_H, |Z|_L と上限インピーダンス R3 とを比較するインピーダンス比較処理を行う（ステップ S205）。このインピーダンス比較処理の結果、インピーダンス |Z|_H, |Z|_L の少なくとも一方が、上限インピーダンス R3 より大きいという条件を満足せず（ステップ S206, No）、かつ、インピーダンス |Z|_H, |Z|_L の少なくとも一方が、上限インピーダンス R3 以下であるという条件を満足しない場合（ステップ S207, No）、制御部 17 は、上述したステップ S201 以降の各処理工程を繰り返す。

【0073】

また、ステップ S205 によるインピーダンス比較処理の結果、インピーダンス |Z|_H, |Z|_L が、ともに上限インピーダンス R3 より大きいという条件を満足する場合（ステップ S206, Yes）、インピーダンス処理部 17 c は、プローブ 2 b にかかる機械

10

20

30

40

50

的負荷がプローブ 2 b の破損を誘発する程度の負荷であると判定でき、これによって、制御部 17 は、プローブ 2 b が鉗子や硬性内視鏡 7 の金属部分等と接触していると判定できる。この場合、制御部 17 は、電流設定値 $|I|_{set}$ を電流変化量 I_a だけ低下させるように出力指示部 17 b を制御し、出力指示部 17 b は、上述したステップ S 108 と同様に、設定値 I_H および設定値 I_L を電流変化量 I_a だけ低下させ（ステップ S 208）、低下させた設定値 I_H または設定値 I_L に対応する各電流設定信号 S 2 を電流制御部 14 に送出する。これによって、プローブ 2 b に伝達する超音波振動の振幅を低くすることができ、プローブ 2 b にかかる機械的負荷を低減することができる。その後、制御部 17 は、上述したステップ S 201 以降の各処理工程を繰り返す。

【0074】

10

一方、ステップ S 205 によるインピーダンス比較処理の結果、インピーダンス $|Z|_H$ 、 $|Z|_L$ の少なくとも一方が、上限インピーダンス R_3 より大きいという条件を満足せず（ステップ S 206, No）、かつ、インピーダンス $|Z|_H$ 、 $|Z|_L$ が、ともに上限インピーダンス R_3 以下であるという条件を満足する場合（ステップ S 207, Yes）、インピーダンス処理部 17 c は、結石や生体組織等の被処置体に対して適切な医療処置を行える超音波振動が超音波振動子 2 a から十分出力されていないと判定し、制御部 17 は、電流設定値 $|I|_{set}$ を電流変化量 I_b だけ上昇させるように出力指示部 17 b を制御する。出力指示部 17 b は、上述したステップ S 109 と同様に、設定値 I_H および設定値 I_L を電流変化量 I_b だけ上昇させ（ステップ S 209）、上昇させた設定値 I_H または設定値 I_L に対応する各電流設定信号 S 2 を電流制御部 14 に送出する。これによって、超音波振動子 2 a は、一度低下させた超音波振動の振幅を元の大きさまで復帰でき、結石や生体組織等の被処置体に対して適切な医療処置を行える超音波振動を出力できる。その後、制御部 17 は、上述したステップ S 201 以降の各処理工程を繰り返す。

20

【0075】

なお、この実施の形態 1 では、振幅変調がなされた超音波振動を出力する場合において、振幅変調を達成する駆動信号の電流値 $|I|_H$ 、 $|I|_L$ をともに低下させて、プローブ 2 b にかかる機械的負荷を低減しているが、これに限らず、電流値 $|I|_H$ 、 $|I|_L$ の差、すなわち、振幅変調の変調度を低下させて、プローブ 2 b にかかる機械的負荷を低減してもよい。

【0076】

30

この実施の形態 1 では、超音波振動子に入力される駆動信号から検出した電流値および電圧値をもとに、共振周波数にて駆動する超音波振動子のインピーダンスを検出し、該インピーダンスと予め設定された上限インピーダンスとの比較処理を行うようにし、該比較処理の結果に応じて、超音波振動子の駆動制御を行い、プローブに出力される超音波振動の振幅を変化させている。具体的には、超音波振動子 2 a のインピーダンス $|Z|$ が図 4 に示した上限インピーダンス R_1 より大きい範囲にある場合、鉗子や硬性内視鏡の金属部分等とプローブとの接触に起因し、プローブ 2 b の損傷を誘発する機械的負荷が、プローブ 2 b にかかっていると判定され、制御部 17 は、超音波振動子 2 a に供給される電流を低下させるように駆動制御を行って、プローブ 2 b に出力される超音波振動の振幅を減少させる。したがって、プローブが鉗子または硬性内視鏡の金属部分等と接触したことを瞬時に検出し、このプローブに重度の損傷が発生する前に該プローブにかかる機械的負荷を低減でき、これによって、結石や生体組織等の被処置体に対する医療処置の施術中に発生するプローブの破損を防止できる。

40

【0077】

また、この実施の形態 1 では、検出した超音波振動子のインピーダンスと下限インピーダンスとの比較処理を行うようにし、該比較処理の結果に応じて、超音波振動子の駆動制御を行い、プローブに出力される超音波振動の振幅を変化させている。具体的には、超音波振動子 2 a のインピーダンス $|Z|$ が図 4 に示した下限インピーダンス R_2 から上限インピーダンス R_1 までの範囲内にある場合、上述した機械的負荷が解消され、かつ、適切な医療処置を行える超音波振動が、超音波振動子 2 a から出力されていると判定され、制

50

御部 17 は、現状を維持する。さらに、このインピーダンス | Z | が図 4 に示した下限インピーダンス R2 未満の範囲にある場合、上述した機械的負荷は解消されたにもかかわらず、適切な医療処置を行える超音波振動が、超音波振動子 2a から出力されていない判定され、制御部 17 は、超音波振動子 2a に供給される電流を上昇させるように駆動制御を行って、プローブ 2b に出力される超音波振動の振幅を復帰させる。したがって、結石や生体組織等の被処置体に対する適切な医療処置を行うための超音波振動を確実に出力することができ、医療処置の施術中に発生するプローブの破損を防止できるとともに作業効率を高めることができる。

【0078】

一方、振幅変調がなされた超音波振動を出力する場合は、振幅変調を達成する駆動信号の高い電流値および低い電流値について、上述した振幅変調を行わない場合と同様に、共振周波数にて駆動する超音波振動子の各インピーダンスを検出し、得られた各インピーダンスと予め設定された上限インピーダンス R3 との比較処理を行うようにし、該比較処理の結果に応じて、超音波振動子の駆動制御を行い、プローブに出力される超音波振動の振幅を変化させている。したがって、上述した振幅変調を行わない場合と同様の作用効果を得ることができる。

【0079】

(実施の形態 2)

つぎに、この発明の実施の形態 2 について説明する。上述した実施の形態 1 では、超音波振動子の駆動時のインピーダンスを検出し、該インピーダンスについての比較処理を行うようになっていたが、この実施の形態 2 では、超音波振動子を駆動する駆動電力を検出し、該駆動電力について比較処理を行うようになっている。

【0080】

図 8 は、この発明の実施の形態 2 である超音波手術システムの装置本体の基本構成を示すブロック図である。この超音波手術システム 20 の装置本体 21 は、実施の形態 1 である超音波手術システム 10 の装置本体 1 に配置された制御部 17 のインピーダンス処理部 17c に代えて、電力処理部 22a を設けている。その他の構成は実施の形態 1 と同じであり、同一構成部分には同一符号を付している。

【0081】

制御部 22 の電力処理部 22a は、超音波振動子 2a に入力される駆動信号の電流値および電圧値をもとに超音波振動子 2a の駆動電力 | W | を検出し、得られた駆動電力 | W | と上限電力 W1, W3 との比較処理または駆動電力 | W | と下限電力 W2 との比較処理を行う。ただし、電力処理部 22a は、電流値信号 S3 および電圧値信号 S4 を検出部 16 から受信し、超音波振動子 2a に入力される駆動信号の電流値および電圧値を得る。なお、制御部 22 は、検出された駆動電力 | W | を駆動情報の一部として記憶部 17d に記憶するとともに、上限電力 W1, W3 および下限電力 W2 との比較パラメータとして管理する。

【0082】

ここで、上限電力 W1, W3 は、駆動電力 | W | に対する判定基準パラメータとして予め設定され、下限電力 W2 は、駆動電力 | W | に対する出力判定パラメータとして予め設定される。制御部 22 は、上限電力 W1, W3 および下限電力 W2 を判定基準情報として記憶部 17d に記憶するとともに管理する。上限電力 W1, W3 は、プローブ 2b の損傷を誘発する機械的負荷が該プローブ 2b にかかっているか否かを判定する判定基準パラメータである。したがって、上限電力 W1 は、結石や生体組織等の被処置体との接触によってプローブ 2b にかかる機械的負荷に対応する最大駆動電力以上であり、プローブ 2b の損傷を誘発する機械的負荷に対応する最小駆動電力以下である範囲内に設定される。

【0083】

また、上限電力 W3 は、後述する振幅変調を行う場合の電力比較処理において、プローブ 2b の損傷を誘発する機械的負荷が該プローブ 2b にかかっているか否かを判定する判定基準パラメータである。したがって、上限電力 W3 は、結石や生体組織等の被処置体と

10

20

30

40

50

の接触によってプローブ 2 b にかかる機械的負荷に対応する駆動電力の範囲内に設定され、望ましくは、結石や生体組織等の被処置体との接触によってプローブ 2 b にかかる機械的負荷に対応する最大駆動電力未満であり、振幅変調を行う駆動信号の電流値が低い場合の最大駆動電力以上である範囲内に設定される。

【 0 0 8 4 】

一方、下限電力 W 2 は、結石や生体組織等の被処置体に対して適切な医療処置を行うための超音波振動が十分出力されているか否かを判定する出力判定パラメータである。したがって、下限電力 W 2 は、非接触のプローブ 2 b の共振周波数 f_r における駆動電力 W 0 以上であり、結石や生体組織等の被処置体との接触によってプローブ 2 b にかかる機械的負荷に対応する最小駆動電力以下である範囲内に設定される。

10

【 0 0 8 5 】

図 9 は、超音波振動子 2 a の駆動電力 | W | と周波数 f との関係を例示する図である。また、図 9 には、上述した上限電力 W 1 , W 3 および下限電力 W 2 を例示する。図 9 において、曲線 L 3 は、プローブ 2 b が非接触状態である場合の超音波振動子 2 a の駆動電力 | W | の変化を例示し、曲線 L 4 は、プローブ 2 b が鉗子または硬性内視鏡 7 の金属部分等と接触している場合の超音波振動子 2 a の駆動電力 | W | の変化を例示する。曲線 L 3 , L 4 は、周波数 f が共振周波数 f_r である場合に極小値をとり、曲線 L 3 の極小値は、上述した駆動電力 W 0 である。曲線 L 4 は、共振周波数 f_r およびその周辺の周波数範囲において、曲線 L 3 よりも常時高い値を有する。すなわち、超音波振動子 2 a の駆動電力 | W | は、プローブ 2 b の接触状態によらず、共振周波数 f_r において最小値になり、プローブ 2 b と被処置体や硬性内視鏡 7 等との接触によって、プローブ 2 b にかかる機械的負荷が増大した場合に上昇する。特に、超音波振動の振幅変調を行う場合、低い振幅の超音波振動を伝達するプローブ 2 b にかかる機械的負荷は、被処置体と接触した場合に比して、鉗子や硬性内視鏡 7 の金属部分等と接触した場合に著しく増大する。

20

【 0 0 8 6 】

この原理に基づいて、電力処理部 2 2 a は、駆動電力 | W | に対する比較処理を行って、プローブ 2 b にかかる機械的負荷の程度を判定でき、制御部 2 2 は、電力処理部 2 2 a による比較処理の結果をもとに、プローブ 2 b が鉗子や硬性内視鏡 7 の金属部分等と接触しているか否かを判定できる。たとえば、曲線 L 4 は、上限電力 W 1 を超える範囲に存在するので、鉗子または硬性内視鏡 7 の金属部分等とプローブ 2 b とが接触している場合の超音波振動子 2 a の駆動電力 | W | に対応すると判定できる。

30

【 0 0 8 7 】

図 10 は、制御部 2 2 が、プローブ 2 b と鉗子や硬性内視鏡 7 の金属部分等とが接触しているか否かを判定し、この判定結果に応じて、制御部 2 2 が、プローブ 2 b にかかる機械的負荷を低減し、または、低下した駆動信号の電流値を上昇させるまでの各処理手順を示すフローチャートである。図 10 において、まず、制御部 2 2 は、検出部 1 6 からフィードバックされる電流値信号 S 3 および電圧値信号 S 4 を受信し、電力処理部 2 2 a は、電流値信号 S 3 に対応する電流値 | I | および電圧値信号 S 4 に対応する電圧値 | V | を検出する。ただし、電力処理部 2 2 a が検出した電流値 | I | および電圧値 | V | は、超音波振動子 2 a を駆動する駆動信号の電流値および電圧値にそれぞれ相当する。つぎに、電力処理部 2 2 a は、検出した電流値 | I | および電圧値 | V | をもとに、駆動電力 | W | を演算出し、これによって、超音波振動子 2 a の駆動電力 | W | を検出する（ステップ S 3 0 1）。なお、この駆動電力 | W | は、次式（4）によって演算できる。

$$| W | = | V | \times | I | \quad \dots (4)$$

40

電力処理部 2 2 a が駆動電力 | W | を検出した場合、出力指示部 1 7 b は、上述したステップ S 1 0 2 と同様に電流値比較処理を行う（ステップ S 3 0 2）。この電流値比較処理の結果、電流値 | I | がしきい電流値 I_{th} 以上である場合（ステップ S 3 0 3 , N o ）、出力指示部 1 7 b は、上述した実施の形態 1 の場合と同様に、電流値 | I | が超音波出力設定値による電流設定値 | I | set に対応していると認識し、制御部 2 2 は、駆動電力 | W | と上限電力 W 1 とを比較する上限電力比較処理を行うように電力処理部 2 2 a を制

50

御する。この場合、電力処理部 22a は、検出した駆動電力 | W | に対して、上限電力比較処理を行う（ステップ S 306）。

【0088】

この上限電力比較処理の結果、駆動電力 | W | が上限電力 W1 よりも大きい場合（ステップ S 307, Yes）、電力処理部 22a は、プローブ 2b にかかる機械的負荷がプローブ 2b の破損を誘発する程度の負荷であると判定でき、これによって、制御部 22 は、プローブ 2b が鉗子や硬性内視鏡 7 の金属部分等と接触していると判定できる。この場合、制御部 22 は、上述した実施の形態 1 の場合と同様に、電流設定値 | I | set を電流変化量 | Ia | だけ低下させるように出力指示部 17b を制御する。出力指示部 17b は、制御部 17 の制御のもと、電流設定値 | I | set を電流変化量 | Ia | だけ低下させ（ステップ S 308）、低下させた電流設定値 | I | set に対応する電流設定信号 S2 を電流制御部 14 に送出する。この場合、駆動信号の電流値 | I | は、術者による超音波出力設定値に対応した電流設定値 | I | set よりも低く制御され、これによって、プローブ 2b に伝達する超音波振動の振幅を低くすることができ、プローブ 2b にかかる機械的負荷を低減することができる。

10

【0089】

その後、制御部 22 は、ステップ S 301 以降の各処理工程を繰り返す。また、電力処理部 22a による上限電力比較処理の結果、駆動電力 | W | が上限電力 W1 以下である場合（ステップ S 307, No）、電力処理部 22a は、プローブ 2b にかかる機械的負荷がプローブ 2b の破損を誘発する程度の負荷ではないと判定できる。この場合、制御部 22 は、ステップ S 101 以降の各処理工程を繰り返す。

20

【0090】

一方、出力指示部 17b による電流値比較処理の結果、電流値 | I | がしきい電流値 | Ith | 未満である場合（ステップ S 303, Yes）、出力指示部 17b は、上述した実施の形態 1 の場合と同様に、電流値 | I | が超音波出力設定値による電流設定値 | I | set よりも低い設定値によって定電流制御されていると認識し、制御部 22 は、駆動電力 | W | と下限電力 W2 とを比較する下限電力比較処理を行うように電力処理部 22a を制御する。この場合、電力処理部 22a は、検出した駆動電力 | W | に対して下限電力比較処理を行う（ステップ S 304）。

30

【0091】

この下限電力比較処理の結果、駆動電力 | W | が下限電力 W2 以上である場合（ステップ S 305, No）、制御部 22 は、上述したステップ S 306 以降の各処理を行う。一方、駆動電力 | W | が下限電力 W2 未満である場合（ステップ S 305, Yes）、電力処理部 22a は、結石や生体組織等の被処置体に対して適切な医療処置を行える超音波振動が超音波振動子 2a から十分出力されていないと判定し、制御部 22 は、上述した実施の形態 1 の場合と同様に、電流設定値 | I | set を電流変化量 | Ib | だけ上昇させるように出力指示部 17b を制御する。出力指示部 17b は、制御部 22 の制御のもと、電流設定値 | I | set を電流変化量 | Ib | だけ上昇させ（ステップ S 309）、上昇させた電流設定値 | I | set に対応する電流設定信号 S2 を電流制御部 14 に送出する。この場合、駆動信号の電流値 | I | は、術者による超音波出力設定値に対応した電流設定値 | I | set を上限として上昇するように制御される。これによって、超音波振動子 2a は、一度低下させた超音波振動の振幅を元の大きさまで復帰でき、結石や生体組織等の被処置体に対して適切な医療処置を行える超音波振動を出力できる。その後、制御部 22 は、ステップ S 301 以降の各処理工程を繰り返す。

40

【0092】

図 11 は、超音波振動子 2a が振幅変調された超音波振動を出力する場合において、制御部 22 が、プローブ 2b と鉗子や硬性内視鏡 7 の金属部分等とが接触しているか否かを判定し、この判定結果に応じて、制御部 22 が、プローブ 2b にかかる機械的負荷を低減し、または、低下した駆動信号の電流値を上昇させるまでの各処理手順を示すフローチャートである。図 11 において、まず、制御部 22 は、検出部 16 からフィードバックされ

50

る電流値信号 S 3 および電圧値信号 S 4 を受信し、電力処理部 2 2 a は、電流値信号 S 3 に対応する電流値および電圧値信号 S 4 に対応する電圧値を検出する。つぎに、電力処理部 2 2 a は、上述したステップ S 3 0 1 と同様に、電流値信号 S 3 に対応する電流値および電圧値信号 S 4 に対応する電圧値をもとに駆動電力を演算出力し、これによって、超音波振動子 2 a の駆動電力 | W | を検出する（ステップ S 4 0 1）。

【 0 0 9 3 】

ただし、制御部 2 2 が、上述した実施の形態 1 の場合と同様に、駆動信号の電流設定値 | I | set が設定値 I_H であることを認識した場合、電力処理部 2 2 a は、上述した電流値信号 S 3 の受信によって、設定値 I_H に対応する駆動信号の電流値 | I | _H を検出し（ステップ S 4 0 2, I_H ）、上述した電圧値信号 S 4 の受信によって、駆動信号の電圧値 | V | _H を検出する。この場合、上述したステップ S 4 0 1 において検出された駆動電力 | W | は、電流値 | I | _H および電圧値 | V | _H をもとに演算出力された駆動電力 | W | _H であり、制御部 2 2 は、上述した駆動情報の一部として、駆動電力 | W | _H を記憶部 1 7 d に記憶するとともに管理する（ステップ S 4 0 3）。

【 0 0 9 4 】

一方、制御部 2 2 が、上述した実施の形態 1 の場合と同様に、駆動信号の電流設定値 | I | set が設定値 I_L であることを認識した場合、電力処理部 1 7 c は、上述した電流値信号 S 3 の受信によって、設定値 I_L に対応する駆動信号の電流値 | I | _L を検出し（ステップ S 4 0 2, I_L ）、上述した電圧値信号 S 4 の受信によって、駆動信号の電圧値 | V | _L を検出する。この場合、上述したステップ S 4 0 1 において検出された駆動電力 | W | は、電流値 | I | _L および電圧値 | V | _L をもとに演算出力された駆動電力 | W | _L であり、制御部 2 2 は、上述した駆動情報の一部として、駆動電力 | W | _L を記憶部 1 7 d に記憶するとともに管理する（ステップ S 4 0 4）。

【 0 0 9 5 】

なお、上述したステップ S 4 0 1 において、電力処理部 2 2 a は、次式（5），（6）によって、駆動電力 | W | _H，| W | _L をそれぞれ演算出力する。

$$| W | _H = | V | _H \times | I | _H \quad \dots (5)$$

$$| W | _L = | V | _L \times | I | _L \quad \dots (6)$$

つぎに、電力処理部 2 2 a は、検出した駆動電力 | W | _H，| W | _L と上限電力 W 3 とを比較する電力比較処理を行う（ステップ S 4 0 5）。この電力比較処理の結果、駆動電力 | W | _H，| W | _L の少なくとも一方が、上限電力 W 3 より大きいという条件を満足せず（ステップ S 4 0 6, N o）、かつ、駆動電力 | W | _H，| W | _L の少なくとも一方が、上限電力 W 3 以下であるという条件を満足しない場合（ステップ S 4 0 7, N o）、制御部 2 2 は、上述したステップ S 4 0 1 以降の各処理工程を繰り返す。

【 0 0 9 6 】

また、ステップ S 4 0 5 による電力比較処理の結果、駆動電力 | W | _H，| W | _L が、ともに上限電力 W 3 より大きいという条件を満足する場合（ステップ S 4 0 6, Y e s）、電力処理部 2 2 a は、プローブ 2 b にかかる機械的負荷がプローブ 2 b の破損を誘発する程度の負荷であると判定でき、これによって、制御部 2 2 は、プローブ 2 b が鉗子や硬性内視鏡 7 の金属部分等と接触していると判定できる。この場合、制御部 2 2 は、上述した実施の形態 1 の場合と同様に、電流設定値 | I | set を電流変化量 | I a | だけ低下させるように出力指示部 1 7 b を制御し、出力指示部 1 7 b は、上述したステップ S 2 0 8 と同様に、設定値 I_H および設定値 I_L を電流変化量 | I a | だけ低下させ（ステップ S 4 0 8）、低下させた設定値 I_H または設定値 I_L に対応する各電流設定信号 S 2 を電流制御部 1 4 に送出する。これによって、プローブ 2 b に伝達する超音波振動の振幅を低くすることができ、プローブ 2 b にかかる機械的負荷を低減することができる。その後、制御部 2 2 は、上述したステップ S 4 0 1 以降の各処理工程を繰り返す。

【 0 0 9 7 】

一方、ステップ S 4 0 5 による電力比較処理の結果、駆動電力 | W | _H，| W | _L の少なくとも一方が、上限電力 W 3 より大きいという条件を満足せず（ステップ S 4 0 6, N o

10

20

30

40

50

)、かつ、駆動電力 $|W|_H$ 、 $|W|_L$ が、ともに上限電力 W_3 以下であるという条件を満足する場合(ステップ S 407, Yes)、電力処理部 22a は、結石や生体組織等の被処置体に対して適切な医療処置を行える超音波振動が超音波振動子 2a から十分出力されていないと判定し、制御部 22 は、上述した実施の形態 1 の場合と同様に、電流設定値 $|I|_{set}$ を電流変化量 I_b だけ上昇させるように出力指示部 17b を制御する。出力指示部 17b は、上述したステップ S 209 と同様に、設定値 I_H および設定値 I_L を電流変化量 I_b だけ上昇させ(ステップ S 409)、上昇させた設定値 I_H または設定値 I_L に対応する各電流設定信号 S_2 を電流制御部 14 に送出する。これによって、超音波振動子 2a は、一度低下させた超音波振動の振幅を元の大きさまで復帰でき、結石や生体組織等の被処置体に対して適切な医療処置を行える超音波振動を出力できる。その後、制御部 22 は、上述したステップ S 401 以降の各処理工程を繰り返す。
10

【0098】

この実施の形態 2 では、超音波振動子に入力される駆動信号から検出した電流値および電圧値をもとに、共振周波数にて駆動する超音波振動子の駆動電力を検出し、該駆動電力と予め設定された上限電力との比較処理を行うようにし、該比較処理の結果、プローブの損傷を誘発する機械的負荷が、該プローブにかかっていると判定された場合に、超音波振動子に供給される電流を低下させるように駆動制御を行って、このプローブに出力される超音波振動の振幅を減少させている。したがって、プローブが鉗子または硬性内視鏡の金属部分等と接触したことを瞬時に検出し、このプローブに重度の損傷が発生する前に該プローブにかかる機械的負荷を低減でき、上述した実施の形態 1 の場合と同様の作用効果を奏する。
20

【0099】

また、この実施の形態 2 では、検出した超音波振動子の駆動電力と予め設定された下限電力との比較処理を行うようにし、該比較処理の結果、上述した機械的負荷が解消され、かつ、適切な医療処置を行える超音波振動が、超音波振動子から出力されていると判定された場合に、超音波振動子は、現状を維持するように駆動制御される。また、この比較処理の結果、上述した機械的負荷が解消されたにもかかわらず、適切な医療処置を行える超音波振動が超音波振動子 2a から出力されていないと判定された場合に、超音波振動子に供給される電流を上昇させるように駆動制御がなされ、プローブに出力される超音波振動の振幅を復帰させている。したがって、結石や生体組織等の被処置体に対する適切な医療処置を行うための超音波振動を確実に出力することができ、上述した実施の形態 1 の場合と同様の作用効果を奏する。
30

【0100】

一方に、振幅変調がなされた超音波振動を出力する場合は、振幅変調を達成する駆動信号の高い電流値および低い電流値について、上述した振幅変調を行わない場合と同様に、共振周波数にて駆動する超音波振動子の各駆動電力を検出し、得られた各駆動電力と予め設定された上限電力 W_3 との比較処理を行うようにし、該比較処理の結果に応じて、超音波振動子の駆動制御を行い、プローブに出力される超音波振動の振幅を変化させている。したがって、上述した振幅変調を行わない場合と同様の作用効果を奏する。

【0101】

なお、上述した実施の形態 1 では、超音波振動子を駆動する駆動信号の電流値および電圧値をもとに該超音波振動子の駆動時のインピーダンスを検出し、該インピーダンスに対する比較処理を行って、予め設定された判定基準に対する該インピーダンスの変位を検出し、これによって、プローブにかかる機械的負荷の判定を達成した。また、この実施の形態 2 では、超音波振動子を駆動する駆動信号の電流値および電圧値をもとに該超音波振動子の駆動電力を検出し、該駆動電力に対する比較処理を行って、予め設定された判定基準に対する該駆動電力の変位を検出し、これによって、プローブにかかる機械的負荷の判定を達成している。
40

【0102】

ここで、超音波振動子による超音波振動の出力駆動が定電流制御されている場合、この

超音波振動子の駆動時のインピーダンスおよび駆動電力は、該超音波振動子に供給される駆動電圧に比例する。すなわち、この駆動電圧は、プローブにかかる機械的負荷の増減に対応して、上述したインピーダンスまたは駆動電力と同様に変化する。したがって、超音波振動子に入力される駆動信号から該駆動信号の電圧値を検出し、該電圧値に対する比較処理を行う電圧比較処理手段を制御部22に設けた場合、制御部22は、超音波振動子の駆動電圧を検出し、該駆動電圧に対する比較処理を行って、予め設定された判定基準に対する該駆動電圧の変位を検出することができ、これによって、上述したインピーダンスまたは駆動電力の場合と同様に、プローブにかかる機械的負荷を判定でき、上述した実施の形態1, 2の場合と同様の作用効果を奏する。

【0103】

10

(実施の形態3)

つぎに、この発明の実施の形態3について説明する。上述した実施の形態1では、超音波振動子の駆動時のインピーダンスを検出し、該インピーダンスについての比較処理を行い、上述した実施の形態2では、超音波振動子の駆動電力または駆動電圧を検出し、該駆動電力または該駆動電圧についての比較処理を行うようにしていたが、この実施の形態3では、超音波振動子の共振周波数を検出し、該共振周波数について比較処理を行うようにしている。

【0104】

20

図12は、この発明の実施の形態3である超音波手術システムの装置本体の基本構成を例示するブロック図である。この超音波手術システム30の装置本体31は、実施の形態1である超音波手術システム10の装置本体1に配置された制御部17のインピーダンス処理部17cに代えて硬さ検知部34bを設け、共振点検出部17aに代えて基準周波数設定部34aを設けている。また、装置本体31には、検出部16の後段に周波数検出部33が配置され、アナログ方式の駆動回路13に代えてデジタル方式の駆動回路32が配置されている。その他の構成は実施の形態1と同じであり、同一構成部分には同一符号を付している。

【0105】

30

駆動回路32は、位相比較部32a、UP/DOWNカウンタ32b、およびDDS32cを用いて構成されるデジタル方式による位相同期回路によって実現される。位相比較部32aは、検出部16からフィードバックされた電圧位相信号_vおよび電流位相信号

_iとともに、駆動信号の電流および電圧の位相差を検出する。つぎに、位相比較部32aは、検出した位相差をもとに、制御部34から入力される基準周波数の上昇または下降を制御する周波数制御信号を生成し、UP/DOWNカウンタ32bに出力する。UP/DOWNカウンタ32bは、位相比較部32aから入力された周波数制御信号と制御部34から入力された基準周波数信号とをもとに、超音波振動子2aに入力される駆動信号の周波数を決定し、該周波数に対応する周波数設定信号をDDS32cに出力する。DDS32cは、UP/DOWNカウンタ32bから入力された周波数設定信号をもとに、該周波数設定信号に対応する周波数の正弦波を出力する。これによって、駆動回路32は、超音波振動子2aの起動時に、基準周波数の駆動信号を電流制御部14に出力し、その後、超音波振動子2aの共振周波数f_rまたは共振周波数f_r近傍の周波数の駆動信号を電流制御部14に出力する。

40

【0106】

なお、駆動回路32は、位相比較器、ローパスフィルタ(LPF)、および電圧制御発振器(VCO)等を用いて構成されるアナログ方式による位相同期回路を有して実現してもよいが、上述したデジタル方式による位相同期回路を有して実現することが望ましい。このことは、アナログ方式による位相同期回路を用いた場合に、該位相同期回路の周波数特性が、温度変化等によって変化してしまうことに起因する。

【0107】

50

周波数検出部33は、検出部16が出力した駆動信号を受信し、受信した駆動信号の周波数を検出する。この駆動信号の周波数は、超音波振動子2aが定常駆動状態である場合

、駆動回路32によるPLL制御によって出力された周波数であり、超音波振動子2aの共振周波数 f_r に相当する。すなわち、周波数検出部33は、超音波振動子2aの共振周波数 f_r を検出する。この場合、周波数検出部33は、検出した共振周波数 f_r に対応する周波数検出信号S5を制御部34に出力する。なお、周波数検出部33は、電力増幅部15によって電力増幅がなされた駆動信号を受信し、該駆動信号の周波数を検出してよいし、UP/DOWNカウンタ32bによって出力された周波数設定信号を受信し、該周波数設定信号の周波数を検出してよい。

【0108】

制御部34は、基準周波数設定部34a、硬さ検知部34b、出力指示部17b、および記憶部17bを有する。基準周波数設定部34aは、上述した駆動信号の基準周波数を設定し、制御部34は、基準周波数設定部34aによって設定された基準周波数に対応する基準周波数信号を駆動回路32に出力する。基準周波数設定部34aは、超音波振動子2aが定常駆動状態になるまでの各期間（期間 $t_a \sim t_c$ ）と後述する硬さ検知処理を行う期間とを区別し、これらの各期間の超音波振動子2aに適した基準周波数を設定する。たとえば、基準周波数設定部34aは、期間 $t_a \sim t_c$ において、予め記憶部17dに記憶された共振周波数 f_r を基準周波数として設定し、硬さ検知処理を行う期間において、予め記憶部17dに記憶された所定の周波数を基準周波数として設定する。

【0109】

硬さ検知部34bは、制御部34が周波数検出信号S5を受信した場合、受信した周波数検出情報S5に対応する共振周波数 f_r をもとに、プローブ2bとの接触物の硬さを検知する硬さ検知処理を行う。硬さ検知処理部34bは、得られた共振周波数 f_r と予め設定された判定基準周波数との比較処理を行って、この硬さ検知処理を達成する。なお、制御部34は、得られた共振周波数 f_r を駆動情報の一部として記憶部17dに記憶するとともに、判定基準周波数との比較パラメータとして管理する。

【0110】

ここで、判定基準周波数は、検出された共振周波数 f_r に対する判定基準パラメータとして予め設定される。一般に、超音波振動子2aの共振周波数 f_r は、プローブ2bにかかる機械的負荷に比例して変位する。たとえば、プローブ2bに機械的負荷がかかっていない状態（非接触状態）の共振周波数 f_r が周波数 f_0 である場合、プローブ2bにかかる機械的負荷が大きければ、共振周波数 f_r は周波数 f_0 から大きく変位し、この機械的負荷が小さければ、共振周波数 f_r は周波数 f_0 の近傍に変位する。したがって、この判定基準周波数が、結石や生体組織等の被処置体との接触によってプローブ2bにかかる機械的負荷に対応する共振周波数の最大値以上であり、プローブ2bの損傷を誘発する機械的負荷に対応する共振周波数の最小値以下である範囲内に設定された場合、硬さ検知部34bは、この原理を利用し、この判定基準周波数と駆動信号から検出された共振周波数とを比較すれば、プローブ2bの損傷を誘発する機械的負荷が該プローブ2bにかかっているか否かを判定することができる。

【0111】

すなわち、硬さ検知部34bは、この判定基準周波数と駆動信号から検出された共振周波数との比較処理を行って、プローブ2bにかかる機械的負荷の程度を判定し、これによって、プローブ2bとの接触物の硬さを検知する。たとえば、硬さ検知部34bは、駆動信号から検出された共振周波数が判定基準周波数より大きい場合に、プローブ2bとの接触物の硬さが、プローブ2bの損傷を誘発する硬さであることを検知する。この場合、上述した判定基準周波数として、周波数 f_1 が予め設定され、制御部34は、周波数 f_1 を記憶部17dに記憶するとともに、判定基準情報として管理する。なお、周波数 f_1 は、上述した判定基準周波数の設定範囲において、プローブ2bの損傷を誘発する機械的負荷に対応する共振周波数の最小値の近傍に設定されることが望ましく、これによって、硬さ検知部34bは、プローブ2bの損傷を誘発する接触物の硬さを確実に検知できる。

【0112】

図13は、制御部34の硬さ検知部34bが、プローブ2bとの接触物の硬さを検知し

10

20

30

40

50

、検知された硬さに応じて、プローブ 2 b にかかる機械的負荷を低減し、または、低下した駆動信号の電流値を上昇させるまでの各処理手順を示すフローチャートである。図 13において、プローブ 2 b との接触物の硬さを検知する場合、まず、制御部 3 4 は、超音波振動子 2 a の超音波出力を医療処置出力から硬さ検知出力に切り換える（ステップ S 501）。超音波振動子 2 a の超音波出力には、結石や生体組織等の被処置体に医療処置を行うための医療処置出力と硬さ検知処理を行うための硬さ検知出力とがあり、硬さ検知出力は、医療処置出力よりも低い超音波出力である。すなわち、この超音波出力を切り換えることによって、プローブ 2 b との接触物に対して過度の超音波振動を出力せずに、硬さ検知処理を安全かつ効率よく行うことができる。なお、制御部 3 4 は、基準周波数の設定を変更するとともに電流設定値 | I | set を変更するように、基準周波数設定部 3 4 a および出力指示部 17 b をそれぞれ制御して超音波出力の切換処理を達成する。
10

【0113】

つぎに、制御部 3 4 が、周波数検出部 3 3 から周波数検出信号 S 5 を受信し、さらに、上述した判定基準周波数として、記憶部 17 d から周波数 f 1 を読み出した場合、硬さ検知部 3 4 b は、受信した周波数検出信号 S 5 に対応する共振周波数 f r と読み出された周波数 f 1 との比較処理を行い、該比較処理の結果をもとに、プローブ 2 b との接触物の硬さを検知する（ステップ S 502）。図 14 は、超音波振動子 2 a の共振周波数 f r の時間 t に対する変動を例示して、硬さ検知部 3 4 b による共振周波数 f r と周波数 f 1 との比較処理の結果を具体的に説明する図である。図 14 に示すように、周波数検出部 3 3 が期間 t 1 における共振周波数 f r を検出した場合、硬さ検知部 3 4 b は、共振周波数 f r と周波数 f 1 との比較処理を行い、共振周波数 f r が周波数 f 1 よりも大きいという結果を得る。また、周波数検出部 3 3 が期間 t 2 , t 3 における共振周波数 f r を検出した場合、硬さ検知部 3 4 b は、共振周波数 f r と周波数 f 1 との比較処理を行い、共振周波数 f r が周波数 f 1 以下であるという結果を得る。
20

【0114】

共振周波数 f r と周波数 f 1 との比較処理の結果、共振周波数 f r が周波数 f 1 よりも大きい場合、硬さ検知部 3 4 b は、プローブ 2 b との接触物の硬さがプローブ 2 b の損傷を誘発する硬さであることを検知し（ステップ S 503, Yes）、制御部 3 4 は、上述した実施の形態 1 の場合と同様に、電流設定値 | I | set を電流変化量 I a だけ低下するように出力指示部 17 b を制御する。出力指示部 17 b は、制御部 3 4 の制御のもと、電流設定値 | I | set を電流変化量 I a だけ低下させ（ステップ S 504）、低下させた電流設定値 | I | set に対応する電流設定信号 S 2 を電流制御部 14 に送出する。この場合、駆動信号の電流値 | I | は、術者による超音波出力設定値に対応した電流設定値 | I | set よりも低く制御され、これによって、プローブ 2 b に伝達する超音波振動の振幅を低くすることができ、プローブ 2 b にかかる機械的負荷を低減することができる。ただし、ステップ 504 による電流設定値 | I | set の低下処理は、共振周波数 f r が周波数 f 1 よりも小さくなるまで行うことが望ましい。
30

【0115】

一方、共振周波数 f r と周波数 f 1 との比較処理の結果、共振周波数 f r が周波数 f 1 以下である場合、硬さ検知部 3 4 b は、プローブ 2 b との接触物の硬さがプローブ 2 b の損傷を誘発するほどの硬さではないことを検知し（ステップ S 503, No）、制御部 3 4 は、上述した実施の形態 1 の場合と同様に、電流設定値 | I | set を電流変化量 I b だけ上昇させるように出力指示部 17 b を制御する。出力指示部 17 b は、制御部 3 4 の制御のもと、電流設定値 | I | set を電流変化量 I b だけ上昇させ（ステップ S 505）、上昇させた電流設定値 | I | set に対応する電流設定信号 S 2 を電流制御部 14 に送出する。この場合、駆動信号の電流値 | I | は、術者による超音波出力設定値に対応した電流設定値 | I | set を上限として上昇するように制御される。これによって、超音波振動子 2 a は、一度低下させた超音波振動の振幅を元の大きさまで復帰でき、結石や生体組織等の被処置体に対して適切な医療処置を行える超音波振動を出力できる。
40

【0116】

その後、制御部34は、超音波振動子2aの超音波出力を硬さ検知出力から医療処置出力に復帰させる(ステップS506)。ただし、ステップ504にて電流設定値|I|setを低下させた場合、制御部34は、変更した基準周波数の設定を元に戻すとともに、ステップS504にて低下させた電流設定値|I|setを出力するように、基準周波数設定部34aおよび出力指示部17bをそれぞれ制御する。この場合、超音波振動子2aには、低下させた電流設定値|I|setに対応する電流が供給され、これによって、超音波振動子2aは、振幅を減少させた超音波振動を出力する。一方、ステップ505にて電流設定値|I|setを上昇させた場合、制御部34は、変更した基準周波数の設定を元に戻すとともに、ステップS505にて上昇させた電流設定値|I|setを出力するように、基準周波数設定部34aおよび出力指示部17bをそれぞれ制御する。この場合、超音波振動子2aには、術者による超音波出力設定値を上限に上昇させた電流設定値|I|setに対応する電流が供給され、これによって、超音波振動子2aは、超音波振動を効率よく出力できる。

【0117】

一方、上述した判定基準周波数として周波数f2を予め設定し、硬さ検知部34bが共振周波数frと周波数f2との比較処理をn回行うようにした場合、硬さ検知部34bは、n回行った比較処理の全結果をもとに、プローブ2bとの接触物の硬さを詳細に検知できる。一般に、プローブ2bが鉗子や硬性内視鏡7の金属部分等と接触している場合は、プローブ2bに常時大きな機械的負荷がかかり、周波数f0に対する共振周波数frの変位が常時大きくなる。また、プローブ2bが結石と接触している場合、プローブ2bにかかる機械的負荷は、この結石とプローブ2bとの接触状態や該結石の形状等に応じて変動し、周波数f0に対する共振周波数frの変位は、この機械的負荷の変動と同様に変動する。また、プローブ2bが生体組織や灌流水等の結石より軟らかい物体と接触している、あるいはプローブ2bが非接触状態である場合は、プローブ2bにかかる機械的負荷は常時小さくなり、周波数f0に対する共振周波数frの変位は、常時小さくなる。この原理に基づき、周波数f2が、結石を破碎しているプローブ2bにかかる機械的負荷に対応する共振周波数frの範囲内に設定された場合、硬さ検知部34bは、周波数f2と共振周波数frとの比較処理によって、プローブ2bとの接触物が、鉗子や硬性内視鏡7の金属部分等の硬い物体、結石、または生体組織や灌流水等の結石より軟らかい物体のいずれであるかを判定でき、あるいは、プローブが非接触状態であることを判定できる。

【0118】

図15は、制御部34の硬さ検知部34bが、プローブ2bとの接触物の硬さ検知処理をn回行い、該硬さ検知処理の全結果をもとに検知された硬さに応じて、プローブ2bにかかる機械的負荷を低減し、または、低下した駆動信号の電流値を上昇させるまでの各処理手順を示すフローチャートである。図15において、プローブ2bとの接触物の硬さを検知する場合、制御部34は、上述したステップS501と同様に、超音波振動子2aの超音波出力を医療処置出力から硬さ検知出力に切り換える(ステップS601)。

【0119】

つぎに、制御部34が、周波数検出部33から周波数検出信号S5を受信し、さらに、上述した判定基準周波数として、記憶部17dから周波数f2を読み出した場合、硬さ検知部34bは、受信した周波数検出信号S5に対応する共振周波数frと読み出された周波数f2との比較処理をn回行い、該比較処理の全結果をもとに、プローブ2bとの接触物の硬さを検知する(ステップS602)。

【0120】

共振周波数frと周波数f2との比較処理をn回行った結果、該比較処理のn回全てについて、共振周波数frが周波数f2よりも大きい場合(ステップS603,Yes)、硬さ検知部34bは、プローブ2bとの接触物の硬さがプローブ2bの損傷を誘発する硬さであることを検知し、この接触物が鉗子や硬性内視鏡7の金属部分等の硬い物体であると判定する。この場合、制御部34は、上述した実施の形態1の場合と同様に、電流設定値|I|setを電流変化量Iaだけ低下させるように出力指示部17bを制御する。出

10

20

30

40

50

力指示部 17 b は、制御部 34 の制御のもと、電流設定値 | I | set を電流変化量 Ia だけ低下させ（ステップ S604）、低下させた電流設定値 | I | set に対応する電流設定信号 S2 を電流制御部 14 に送出する。この場合、駆動信号の電流値 | I | は、術者による超音波出力設定値に対応した電流設定値 | I | set よりも低く制御され、これによって、プローブ 2 b に伝達する超音波振動の振幅を低くすることができ、プローブ 2 b にかかる機械的負荷を低減することができる。ただし、ステップ S504 による電流設定値 | I | set の低下処理は、共振周波数 fr が周波数 f2 よりも小さくなるまで行うことが望ましい。

【0121】

また、共振周波数 fr と周波数 f2 との比較処理を n 回行った結果、該比較処理の n 回全てについて、共振周波数 fr が周波数 f2 よりも小さい場合（ステップ S603, Yes）、硬さ検知部 34 b は、プローブ 2 b との接触物の硬さがプローブ 2 b の損傷を誘発しない硬さであることを検知し、この接触物が生体組織や灌流水等の結石よりも軟らかい物体である、あるいは、プローブ 2 b が非接触状態であると判定する。この場合、制御部 34 は、上述した硬い物体の場合と同様に、電流設定値 | I | set を電流変化量 Ia だけ低下させるように出力指示部 17 b を制御する。出力指示部 17 b は、制御部 34 の制御のもと、電流設定値 | I | set を電流変化量 Ia だけ低下させ（ステップ S604）、低下させた電流設定値 | I | set に対応する電流設定信号 S2 を電流制御部 14 に送出する。この場合、上述した硬い物体の場合と同様に、プローブ 2 b に伝達する超音波振動の振幅を低くすることができ、これによって、超音波振動子 2a による超音波出力の浪費を抑制するとともに、過度の超音波出力による生体組織の損傷を防止することができる。1020

【0122】

一方、共振周波数 fr と周波数 f1 との比較処理を n 回行った結果、1 回以上、n 回未満の該比較処理において、共振周波数 fr が周波数 f2 よりも大きい場合（ステップ S603, No）、硬さ検知部 34 b は、プローブ 2 b との接触物の硬さがプローブ 2 b の損傷を誘発するほどの硬さではないことを検知し、この接触物が、結石であると判定する。この場合、制御部 34 は、術者による超音波出力設定値に対応する電流設定値 | I | set を上限にして、現在設定されている電流設定値 | I | set を電流変化量 Ib だけ上昇させるように出力指示部 17 b を制御する。出力指示部 17 b は、制御部 34 の制御のもと、電流設定値 | I | set を電流変化量 Ib だけ上昇させ（ステップ S605）、上昇させた電流設定値 | I | set に対応する電流設定信号 S2 を電流制御部 14 に送出する。この場合、駆動信号の電流値 | I | は、術者による超音波出力設定値に対応した電流設定値 | I | set を上限として上昇するように制御される。これによって、超音波振動子 2a は、一度低下させた超音波振動の振幅を元の大きさまで復帰でき、結石に対する医療処置を行う超音波振動を効率よく出力できる。30

【0123】

その後、制御部 34 は、上述したステップ S506 と同様に、超音波振動子 2a の超音波出力を硬さ検知出力から医療処置出力に復帰させる（ステップ S606）。ただし、ステップ S604 にて電流設定値 | I | set を低下させた場合、超音波振動子 2a には、低下させた電流設定値 | I | set に対応する電流が供給され、これによって、超音波振動子 2a は、振幅を減少させた超音波振動を出力する。一方、ステップ S605 にて電流設定値 | I | set を上昇させた場合、超音波振動子 2a には、術者による超音波出力設定値を上限に上昇させた電流設定値 | I | set に対応する電流が供給され、これによって、超音波振動子 2a は、超音波振動を効率よく出力できる。40

【0124】

ここで、硬さ検知部 34 b が、上述した硬さ検知処理を 5 回行い、プローブ 2 b との接触物の硬さを検知した場合について具体的に説明する。図 16～18 は、超音波振動子 2a の共振周波数 fr の時間 t に対する変動例 1～3 をそれぞれ示し、硬さ検知部 34 b による共振周波数 fr と周波数 f2 との比較処理を n 回行った結果を具体的に説明する図である。ただし、硬さ検知部 34 b は、図 16～18 に示す時間 t の一連の期間 t1～t5 50

において、共振周波数 f_r と周波数 f_2 との比較処理を各1回行い、全5回の該比較処理の結果をもとにプローブ2bとの接触物の硬さを検知している。

【0125】

共振周波数 f_r が、図16に示す変動例1のように、時間 t に対して変動した場合、硬さ検知部34bは、上述したように、共振周波数 f_r と周波数 f_1 との比較処理を5回行い、全5回の該比較処理について、共振周波数 f_r が周波数 f_1 よりも大きいという結果を得る。この場合、硬さ検知部34bは、プローブ2bとの接触物の硬さがプローブ2bの損傷を誘発する硬さであると検知し、この接触物が鉗子や硬性内視鏡7の金属部分等の硬い物体であると判定できる。

【0126】

また、共振周波数 f_r が、図17に示す変動例2のように、時間 t に対して変動した場合、硬さ検知部34bは、上述したように、共振周波数 f_r と周波数 f_1 との比較処理を5回行い、全5回の該比較処理について、共振周波数 f_r が周波数 f_1 よりも小さいという結果を得る。この場合、硬さ検知部34bは、プローブ2bとの接触物の硬さがプローブ2bの損傷を誘発しない硬さであることを検知し、この接触物が生体組織や灌流水等の結石よりも軟らかい物体である、あるいは、プローブ2bが非接触状態であると判定できる。

【0127】

さらに、共振周波数 f_r が、図18に示す変動例3のように、時間 t に対して変動した場合、硬さ検知部34bは、上述したように、共振周波数 f_r と周波数 f_1 との比較処理を5回行い、期間 t_1 における該比較処理のみ、共振周波数 f_r が周波数 f_1 よりも大きいという結果を得る。すなわち、硬さ検知部34bは、この比較処理を5回行ったうちの1回のみ、共振周波数 f_r が周波数 f_1 よりも大きいという結果を得る。この場合、硬さ検知部34bは、プローブ2bとの接触物の硬さがプローブ2bの損傷を誘発するほどではない硬さであることを検知し、この接触物が結石であると判定できる。

【0128】

なお、硬さ検知部34bは、結石の破碎処理等の医療処置を行っている場合に上述した硬さ検知処理を行ってもよいし、予め設定された所定のタイミング毎に上述した硬さ検知処理を行ってもよい。また、硬さ検知部34bが上述した硬さ検知処理を行う場合、制御部34は、上述した医療処置出力の場合よりも小さい振幅の超音波振動を出力するよう、超音波振動子2aを定電圧駆動させ、これによって、制御部34が、上述した医療処置出力から硬さ検知出力に超音波出力を切り換えてよい。

【0129】

また、この実施の形態3では、超音波振動の振幅を変調していない場合を示したが、この発明は、これに限定されるものではなく、振幅変調がなされた超音波振動が出力される場合に適用することもできる。

【0130】

この実施の形態3では、超音波振動子の共振周波数を検出し、該共振周波数と予め設定された判定基準周波数との比較処理を行うようにし、該比較処理の結果をもとに、プローブとの接触物の硬さを検知し、検知された硬さに応じて、超音波振動子の駆動制御を行い、プローブに出力される超音波振動の振幅を減少または増大させている。したがって、プローブが鉗子や硬性内視鏡の金属部分等の硬い物体と接触した場合、プローブとの接触物の硬さが該プローブの破損を誘発する硬さであることを瞬時に検出して、このプローブに重度の損傷が発生する前に該プローブにかかる機械的負荷を低減でき、これによって、結石や生体組織等の被処置体に対する医療処置の施術中に発生するプローブの破損を防止できる。また、プローブが上述した硬い物体以外と接触した場合、プローブとの接触物の硬さが該プローブの破損を誘発するほどの硬さではないことを瞬時に検出して、結石や生体組織等の被処置体に対する医療処置を行うための超音波振動を効率よく出力することができ、この医療処置の作業効率を高めることができる。

【0131】

10

20

30

40

50

また、検出した共振周波数と予め設定された判定基準周波数との比較処理を複数回行うようにし、該比較処理の全結果をもとに、プローブとの接触物の硬さを検知しているので、この接触物が、鉗子や硬性内視鏡の金属部分等の硬い物体、結石、または生体組織や灌流水等の結石よりも軟らかい物体のいずれであるかを確実に判定できる。さらに、判定された接触物の硬さに応じて、超音波振動子の駆動制御を行い、プローブに出力される超音波振動の振幅を減少または増大させているので、このプローブに重度の損傷が発生する前に該プローブにかかる機械的負荷を低減できるとともに結石の破碎処置等の医療処置を行うための超音波振動を効率よく出力することができ、結石や生体組織等の被処置体に対する医療処置の施術中に発生するプローブの破損を防止できるとともに該医療処置の作業効率を高めることができる。

10

【0132】

(実施の形態4)

つぎに、この発明の実施の形態4について説明する。上述した実施の形態1～3では、超音波振動子の駆動情報に関する比較処理の結果に応じて、プローブにかかる機械的負荷を低減するようにしていたが、この実施の形態4では、プローブに配線を設け、該配線の断線を検知した場合に、超音波振動の振幅を小さくするように超音波振動子の駆動を制御している。

【0133】

図19は、この発明の実施の形態4である超音波手術システムの装置本体の基本構成を例示するブロック図である。図20は、この発明の実施の形態4である超音波手術システムのプローブに該プローブと絶縁された配線を配置した状態を例示する模式図である。図19、20において、この超音波手術システム40の装置本体41は、実施の形態1である超音波手術システム10の装置本体1に配置された制御部17のインピーダンス処理部17cに代えて断線検知部42aを設けている。また、断線検知部42aは、プローブ2bに配置された複数の配線45と電気的に接続されている。その他の構成は実施の形態1と同じであり、同一構成部分には同一符号を付している。

20

【0134】

断線検知部42aは、装置本体41に電源投入がなされた場合、プローブ2bに配置された配線45に所定の電流を常時導通させ、該電流の収支結果および配線45に加えた所定の電圧値をもとに、配線45の導通インピーダンスを常時検出する。また、断線検知部42aは、検出した導通インピーダンスと後述する断線基準インピーダンスとを比較し、該導通インピーダンスが該断線インピーダンスよりも大きい場合に、配線45が断線したことを探知する。

30

【0135】

配線45は、銅、鉄、亜鉛、またはニッケル等を単独または組み合わせて構成された金属線に絶縁膜を被覆して実現される。図20に示すように、複数の配線45は、超音波振動子2aとの接続側から被処置体に接触するプローブ2b先端に向けて、プローブ2b上を往復するようにそれぞれ配置される。なお、プローブ2bに配置された複数の配線45の各配線間隔は、可能な限り狭いことが望ましい。また、配線45は、超音波振動による各種医療処置を阻害しないように、プローブ2b上に配置される。

40

【0136】

また、超音波振動子2aとの接続側のプローブ2b上には、配線45毎に二つの絶縁シート46が配置され、さらに、各絶縁シート46上には、電極部47が配置される。この場合、プローブ2b上に配置された配線45は、電極部47と電気的に接続され、これによって、二つの電極47は、該電極部47に接続された一つの配線45を介して電気的に接続される。ただし、電極部47および配線45とプローブ2bとは、絶縁シート47および配線45の被覆膜によって、それぞれ絶縁される。

【0137】

図21は、プローブ2bに配置された配線45の電気的な接続状態を例示する図である。なお、図21には、複数の配線45のうちの一つを例示している。図21に示すように

50

、配線45および電極部47と図19に示した制御部42の断線検知部42aとは、超音波振動子2aに配置された配線およびケーブル4aを介して、電気的に接続されている。ここで、断線検知部42が、所定の電流および電圧を有する導通信号S6を配線45に出力した場合、導通信号S6は、ケーブル4a、超音波振動子2a上の配線、および電極部47を介して、配線45に入力される。その後、この導通信号S6は、配線45を導通して別の電極部47に到達し、超音波振動子2a上の配線およびケーブル4aを介して、断線検知部42aに入力される。断線検知部42aは、配線45を導通して入力された導通信号S6の電流値および電圧値をもとに、配線45の導通インピーダンスを検出し、予め設定された断線インピーダンスと検出した導通インピーダンスとを比較する。

【0138】

10

ただし、制御部42は、配線45が断線したか否かを判定する判定基準値とし上述した断線基準インピーダンスを記憶部17dに記憶し、該断線基準インピーダンスを判定基準情報として管理する。断線検知部42aは、制御部42によって読み出された断線基準インピーダンスと検出した導通インピーダンスとを比較し、該導通インピーダンスが該断線基準インピーダンスよりも大きい場合に、配線45の断線を検知する。

【0139】

20

ここで、配線45は、鉗子や硬性内視鏡7の金属部分等がプローブ2bと強く接触し、配線45に強い応力が発生した場合に断線するため、断線検知部42aが配線45の断線を検知した場合に、超音波振動の振幅を小さくするように超音波振動子2aの駆動制御を行えば、プローブ2bの破損を防止することができる。この場合、制御部42は、上述した実施の形態1の場合と同様に、電流設定値|I|setを電流変化量Iaだけ低下させるように出力指示部17bを制御する。出力指示部17bは、制御部42の制御のもと、電流設定値|I|setを電流変化量Iaだけ低下させ、低下させた電流設定値|I|setに対応する電流設定信号S2を電流制御部14に送出する。これによって、超音波振動子2aは、振幅を減少させた超音波振動を出力するように駆動制御され、あるいは駆動停止され、プローブ2bにかかる機械的負荷を低減でき、プローブ2bの破損を防止できる。

【0140】

30

なお、この実施の形態4では、図20に示したように、複数の配線45をプローブ2bに配置したが、これに限らず、プローブ2bに一つの配線45を設け、この配線45が、プローブ2bの長手方向に複数回往復するように配置されてもよい。図22は、この実施の形態4の変形例1である超音波手術システムにおいて、一つの配線が該配線と絶縁されたプローブに配置される場合の配置形態を例示する模式図である。図22に示すように、配線45の両端は、絶縁シート46によってプローブ2bと絶縁された各電極部47にそれぞれ電気的に接続され、配線45は、プローブ2bの長手方向を複数回往復するように、プローブ2b上に配置される。この場合、断線検知部42aは、上述した実施の形態4と同様に、導通信号S6の出入力をを行うことができ、これによって、この実施の形態4の変形例1は、上述した実施の形態4と同様の作用効果を奏する。

【0141】

40

一方、この実施の形態4およびその変形例1では、配線45とプローブ2bとを絶縁した場合を示したが、この発明は、これに限定されるものではない。図23は、この発明の実施の形態4の変形例2である超音波手術システムにおいて、プローブと電極部のみで電気的に接続された一つの配線が、該プローブに配置された場合の配置状態を例示する模式図である。図23に示すように、電極部48がプローブ2b先端の近傍に配置され、配線45の一端が絶縁シート46上の電極部47に電気的に接続され、他端が電極部48に電気的に接続される。また、配線45は、プローブ2bの長手方向に向けて、プローブ2b上に螺旋状に配置される。

【0142】

50

図24は、この実施の形態4の変形例2である超音波手術システムにおいて、プローブ2bに配置された配線45の電気的な接続状態を例示する図である。図24に示すように、配線45および電極部47, 48と図19に示した制御部42の断線検知部42aとは

、プローブ 2 b、超音波振動子 2 a に配置された配線、およびケーブル 4 a を介して、電気的に接続されている。ただし、プローブ 2 b は、超音波振動子 2 a と着脱自在に接続される接続部 2 c を有し、接続部 2 c は、プローブ 2 b および超音波振動子 2 a の接続によって、超音波振動子 2 a の配線と電気的に接続される。この場合、断線検知部 4 2 a から出力された導通信号 S 6 は、ケーブル 4 a と、超音波振動子 2 a の配線と、プローブ 2 b および接続部 2 c と、配線 4 5 と、電極部 4 7, 4 8 を介して、断線検知部 4 2 a に出入力される。したがって、この実施の形態 4 の変形例 2 において、断線検知部 4 2 a は、上述した実施の形態 4 およびその変形例 1 と同様に、導通信号 S 6 の出入りを行い、配線 4 5 の断線を検知することができる。これによって、この実施の形態 4 の変形例 2 では、上述した実施の形態 4 およびその変形例 1 と同様の作用効果を奏する。

10

【0143】

また、この実施の形態 4 の変形例 2 では、図 2 3 に示したように、一つの配線 4 5 をプローブ 2 b に螺旋状に配置したが、これに限らず、複数の配線 4 5 をプローブ 2 b に螺旋状に配置してもよいし、一つの電極部 4 7 に電気的に接続された複数の配線 4 5 が、プローブ 2 b の長手方向に並列配置されてもよい。図 2 5 は、この実施の形態 4 の変形例 3 である超音波手術システムにおいて、一つの電極部 4 7 に電気的に接続された複数の配線が、プローブの長手方向に並列配置され、これらの配線が、別の電極部を介してプローブと電気的に接続された場合の配置形態を例示する模式図である。図 2 5 に示すように、プローブ 2 b の接続側には、一つの絶縁シート 4 6 が円周状に配置され、この絶縁シート 4 6 上に一つの電極部 4 7 が円周状に配置される。複数の配線 4 5 の各一端は、電極部 4 7 に電気的に接続され、その他端は、電極部 4 8 にそれぞれ電気的に接続される。複数の配線 4 5 は、プローブ 2 b の長手方向に、それぞれ並列配置される。この場合、接続部 2 c は、プローブ 2 b、電極部 4 8、および配線 4 5 を介して、電極部 4 7 と電気的に接続される。したがって、この実施の形態 4 の変形例 3 では、上述した実施の形態 4 の変形例 2 と同様の作用効果を奏する。

20

【0144】

なお、この実施の形態 4 およびその変形例 1 ~ 3 では、絶縁膜が被覆された配線をプローブに配置していたが、この発明は、これに限定されるものではなく、プローブ上に所望の配置形態で絶縁材を印刷し、印刷された絶縁材上に配線を印刷してもよい。

30

【0145】

この実施の形態 4 およびその変形例 1 ~ 3 では、被処置体に各種医療処置を行うための超音波振動を伝達するプローブ上に配線を設け、該配線の断線を検知した場合に、このプローブに出力される超音波振動の振幅を減少させるように、超音波振動子の駆動制御を行い、あるいは、その駆動を停止させているので、鉗子や硬性内視鏡の金属部分等とプローブとの接触に起因して該プローブが破損する前に、該プローブにかかる機械的負荷を低減することができ、プローブの破損を防止できる超音波手術システムを容易に実現できる。

【0146】

(実施の形態 5)

つぎに、この発明の実施の形態 5 について説明する。上述した実施の形態 1 ~ 3 では、プローブにかかる機械的負荷に応じて超音波振動子の駆動制御を行い、該機械的負荷を低減するようにし、上述した実施の形態 4 では、プローブに配線を設け、該配線の断線を検知した場合に超音波振動子の駆動制御を行い、該機械的負荷を低減するようにしていたが、この実施の形態 5 では、プローブを保護具によって被覆し、該プローブの破損を物理的に保護している。

40

【0147】

図 2 6 は、この発明の実施の形態 5 である超音波手術システムのプローブに配置された保護具を例示する模式図である。この超音波手術システム 5 0 のプローブ 2 b には、超音波振動子 2 a から出力された超音波振動を被処置体に伝達する超音波振動伝達部 2 d に保護具 5 1 が配置されている。その他の構成は実施の形態 1 と同じであり、同一構成部分には同一符号を付している。

50

【0148】

保護具51は、テフロン（登録商標）またはシリコーン等の樹脂によって構成され、超音波振動伝達部2dを被覆するようにプローブ2bに配置される。ただし、保護具51は、超音波手術システム50による各種医療処置を阻害しないように、超音波振動伝達部2dを被覆する。たとえば、保護具51は、被処置体に超音波振動を伝達するプローブ2bの先端およびその近傍を被覆しないようにプローブ2bに配置される。

【0149】

また、保護具51は、シート状または円筒状の形状を有する。シート状の保護具51がプローブ2bに配置される場合、シート状の保護具51は、超音波振動伝達部2dに巻き付けられ、その後、巻き付けられた保護具51は、接着剤または融着処理等によって、プローブ2bに固着される。一方、円筒状の保護具51がプローブ2bに配置される場合、円筒状の保護具51は、その内部に超音波振動伝達部2dを挿入するように、プローブ2bに着脱自在に装着される。この場合、装着された円筒状の保護具51は、該保護具51の弾力によって、プローブ2bに着脱自在に装着される。これによって、シート状または円筒状の保護具51は、超音波振動子2aによる超音波振動の出力または硬性内視鏡7との接触によってプローブ2bから外れないように、プローブ2bに配置できる。

【0150】

なお、保護具51は、熱収縮性の樹脂によって構成されることが望ましく、プローブ2bに配置された保護具51に対して加熱処理を行った場合、この保護具51は、加熱処理によって熱収縮し、プローブ2bに装着される。これによって、プローブ2bに対する保護具51の装着強度を高めることができる。この加熱処理としては、たとえば、保護具51に被覆されたプローブ2bに超音波振動を短時間出力し、該保護具51とプローブ2bとの摩擦によって、該保護具51を加熱する方法がある。

【0151】

ここで、プローブ2bが、図1に示したように、硬性内視鏡7内に挿入され、その後、超音波振動が出力されたプローブ2bが被処置体に押し当てられ、これによって、この被処置体に対する医療処置が達成される。しかし、この医療処置の施術中に、プローブ2bは、硬性内視鏡7との接触によって破損する場合がある。たとえば、プローブ2bは、図1に示した位置a～cにおいて硬性内視鏡7と接触する場合が多く、特に、位置aにおいて硬性内視鏡7と接触する場合が多い。なお、位置aは、硬性内視鏡7の挿入口7c近傍に該当し、位置bは、硬性内視鏡7の先端に該当し、位置cは、硬性内視鏡7の貫通口（図示せず）の中間部近傍に該当する。

【0152】

保護具51は、上述したようにプローブ2bに配置された場合、位置a～cを含むプローブ2bの超音波振動伝達部2dを被覆しているので、プローブ2bが硬性内視鏡7と直に接触することを阻害でき、プローブ2bと硬性内視鏡7との接触に起因するプローブ2bの破損を防止することができる。また、保護具51は、上述したように、物理的な方法によってプローブ2bに配置されているので、素手または治具等によって、プローブ2bから容易に除去される。したがって、プローブ2bに配置された保護具51が、硬性内視鏡7との接触によって破損した場合、この保護具51と新規の保護具51とを容易に交換することができ、これによって、プローブ2bの機械的強度を容易に維持することができる。

【0153】

なお、この実施の形態5では、保護具51が、位置a～cを含む超音波振動伝達部2dを被覆し、これによって、硬性内視鏡7からプローブ2bを保護していたが、これに限らず、保護具51は、超音波振動伝達部2dの所望の位置を部分的に被覆してもよい。図27は、保護具51が、プローブ2bの超音波振動伝達部2dを部分的に被覆した状態を示す模式図である。図27に示すように、保護具51は、超音波振動伝達部2dを部分的に被覆している。この場合、保護具51は、上述した位置aを含む超音波振動伝達部2dを被覆することが望ましく、これによって、硬性内視鏡7からプローブ2bを効率よく

10

20

30

40

50

保護でき、硬性内視鏡7との接触に起因するプローブ2bの破損を効率よく防止することができる。

【0154】

また、保護具51が超音波振動伝達部2dを部分的に被覆する場合、保護具51による被覆位置を示す位置指示具52をプローブ2bに設けてもよい。この場合、保護具51は、位置指示具52を基準に配置され、これによって、超音波振動伝達部2dの所望の位置を確実に被覆することができる。なお、位置指示具52は、保護具51による被覆位置を示すとともに、硬性内視鏡7に対するプローブ2bの位置を示してもよい。

【0155】

この実施の形態5では、保護具がプローブの超音波伝達部分を被覆しているので、硬性内視鏡内に挿入されたプローブを用いて医療処置を行った場合に、プローブおよび硬性内視鏡が直接接触することを阻害でき、これによって、硬性内視鏡との接触に起因するプローブの破損を容易に防止することができる。

【0156】

また、この保護具は、素手または治具等によってプローブから容易に除去できるように、該プローブに設けられているので、破損した保護具と新規の保護具とを容易に交換することができ、これによって、プローブの機械的強度を容易に維持することができる。

【0157】

さらに、この保護具による被覆位置を示す位置指示具がプローブに設けられた場合、この保護具は、プローブに設けられた位置指示具を基準に配置されるので、超音波振動伝達部の所望の位置を確実に被覆することができ、これによって、硬性内視鏡からプローブを効率よく保護でき、硬性内視鏡との接触に起因するプローブの破損を効率よく防止することができる。

【0158】

なお、この実施の形態1～5では、超音波手術システムおよびプローブの一例として、体腔内の結石を破碎し吸引する超音波結石破碎装置およびそのプローブに適用した場合を示したが、この発明は、これに限定されるものではなく、生体組織等を凝固するとともに切開するシザース型の超音波手術システム、生体組織等を剥離または切除するフック型の超音波手術システム、生体組織等を乳化吸引する吸引型の超音波手術システム、または超音波メス等の各種形態の超音波手術システムおよびそのプローブに適用することもできる。

【0159】

また、この実施の形態1，2では、超音波振動子に入力される駆動信号から検出された電流値および電圧値をもとに、該超音波振動子の駆動時のインピーダンスまたは駆動電力をそれぞれ検出していたが、この発明は、これに限定されるものではなく、制御部による電流設定値に対応する電流値と超音波振動子に入力される駆動信号から検出された電圧値とともに、該超音波振動子の駆動時のインピーダンスまたは駆動電力をそれぞれ検出してもよい。

【図面の簡単な説明】

【0160】

【図1】この発明の実施の形態1である超音波手術システムの概略構成を示す模式図である。

【図2】この発明の実施の形態1である超音波手術システムの装置本体の基本構成を例示するブロック図である。

【図3】出力指示部による電流設定値の変動を例示する図である。

【図4】超音波振動子のインピーダンスと周波数との関係を例示する図である。

【図5】制御部がインピーダンスの比較処理結果に応じて超音波振動子の駆動制御を行うまでの各処理手順を示すフローチャートである。

【図6】振幅を変調する場合の出力指示部による電流設定値の変動を例示する図である。

【図7】振幅を変調する場合に制御部がインピーダンスの比較処理結果に応じて超音波振

10

20

30

40

50

動子の駆動制御を行うまでの各処理手順を示すフローチャートである。

【図 8】この発明の実施の形態 2 である超音波手術システムの装置本体の基本構成を例示するブロック図である。

【図 9】超音波振動子の駆動電力と周波数との関係を例示する図である。

【図 10】制御部が駆動電力の比較処理結果に応じて超音波振動子の駆動制御を行うまでの各処理手順を示すフローチャートである。

【図 11】振幅を変調する場合に制御部が駆動電力の比較処理結果に応じて超音波振動子の駆動制御を行うまでの各処理手順を示すフローチャートである。

【図 12】この発明の実施の形態 3 である超音波手術システムの装置本体の基本構成を例示するブロック図である。
10

【図 13】制御部が共振周波数の比較処理結果に応じて超音波振動子の駆動制御を行うまでの各処理手順を示すフローチャートである。

【図 14】共振周波数の変動を例示する図である。

【図 15】制御部が共振周波数に対する n 回の比較処理結果に応じて超音波振動子の駆動制御を行うまでの各処理手順を示すフローチャートである。

【図 16】プローブが硬い物体と接触した場合の共振周波数の変動を例示する図である。

【図 17】プローブが軟らかい物体と接触した場合の共振周波数の変動を例示する図である。

【図 18】プローブが結石と接触した場合の共振周波数の変動を例示する図である。

【図 19】この発明の実施の形態 4 である超音波手術システムの装置本体の基本構成を例示するブロック図である。
20

【図 20】この発明の実施の形態 4 である超音波手術システムのプローブに配置された配線の配置状態を例示する模式図である。

【図 21】この発明の実施の形態 4 である超音波手術システムのプローブに配置された配線の電気的な接続状態を例示する図である。

【図 22】この発明の実施の形態 4 の変形例 1 である超音波手術システムのプローブに配置された配線の配置状態を例示する模式図である。

【図 23】この発明の実施の形態 4 の変形例 2 である超音波手術システムのプローブに配置された配線の配置状態を例示する模式図である。

【図 24】この発明の実施の形態 4 の変形例 2 である超音波手術システムのプローブに配置された配線の電気的な接続状態を例示する図である。
30

【図 25】この発明の実施の形態 4 の変形例 3 である超音波手術システムのプローブに配置された配線の配置状態を例示する模式図である。

【図 26】この発明の実施の形態 5 である超音波手術システムのプローブに配置された保護具を例示する模式図である。

【図 27】この発明の実施の形態 5 である超音波手術システムのプローブに部分的に配置された保護具を例示する模式図である。

【符号の説明】

【0 1 6 1】

1 , 2 1 , 3 1 , 4 1 装置本体
40

1 a 電源スイッチ

1 b 吸引ポンプ

1 c 出力部

1 d 操作スイッチ

2 ハンドピース

2 a 超音波振動子

2 b プローブ

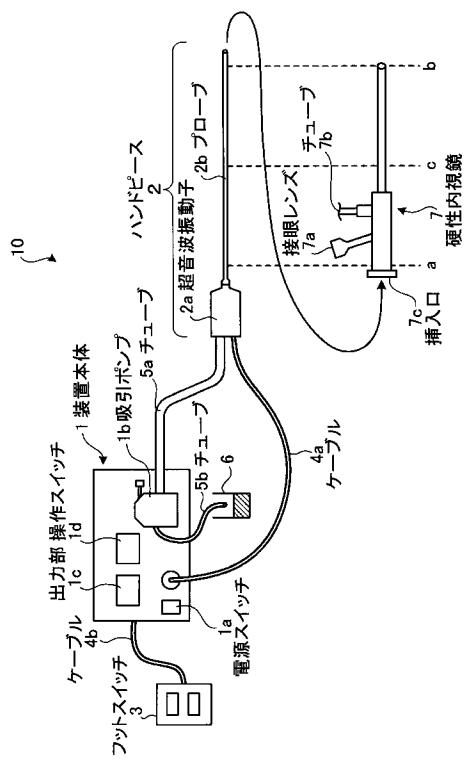
2 c 接続部

2 d 超音波振動伝達部

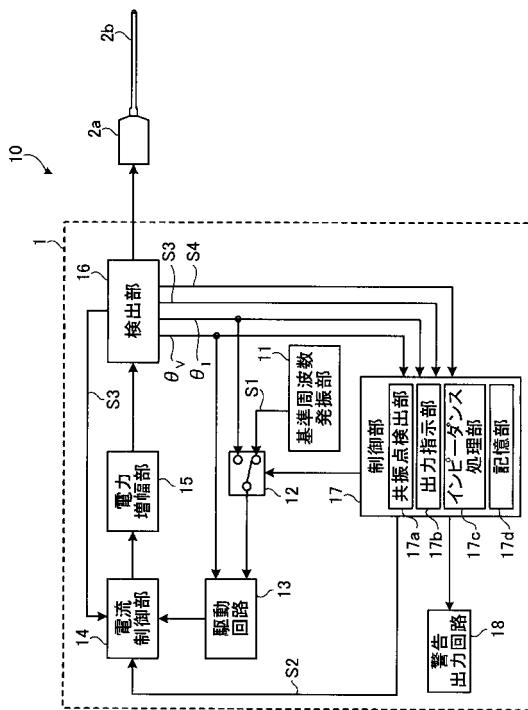
3 フットスイッチ
50

4 a , 4 b	ケーブル	
5 a , 5 b , 7 b	チューブ	
6	ボトル	
7	硬性内視鏡	
7 a	接眼レンズ	
7 c	挿入口	
1 0 , 2 0 , 3 0 , 4 0 , 5 0	超音波手術システム	
1 1	基準周波数発振部	
1 2	スイッチ回路	10
1 3 , 3 2	駆動回路	
1 4	電流制御部	
1 5	電力增幅部	
1 6	検出部	
1 7 , 2 2 , 3 4 , 4 2	制御部	
1 7 a	共振点検出部	
1 7 b	出力指示部	
1 7 c	インピーダンス処理部	
1 7 d	記憶部	
1 8	警告出力回路	
2 2 a	電力処理部	20
3 2 a	位相比較部	
3 2 b	UP/DOWNカウンタ	
3 2 c	DDS	
3 3	周波数検出部	
3 4 a	基準周波数設定部	
3 4 b	硬さ検知部	
4 2 a	断線検知部	
4 5	配線	
4 6	絶縁シート	
4 7 , 4 8	電極部	30
5 1	保護具	
5 2	位置指示具	
S 1	基準周波数信号	
S 2	電流設定信号	
S 3	電流値信号	
S 4	電圧値信号	
S 5	周波数検出信号	
S 6	導通信号	
i	電流位相信号	
v	電圧位相信号	40

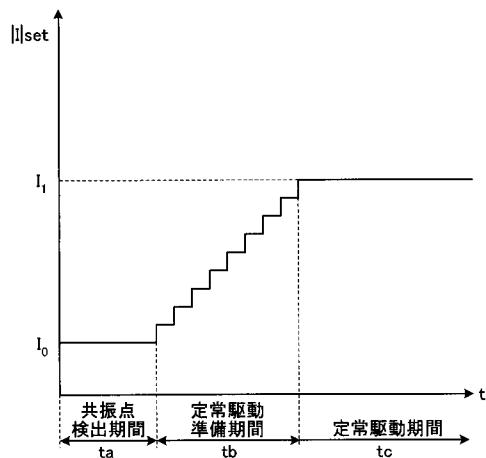
【図1】



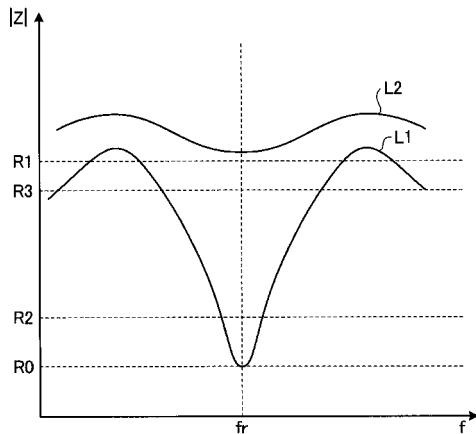
【図2】



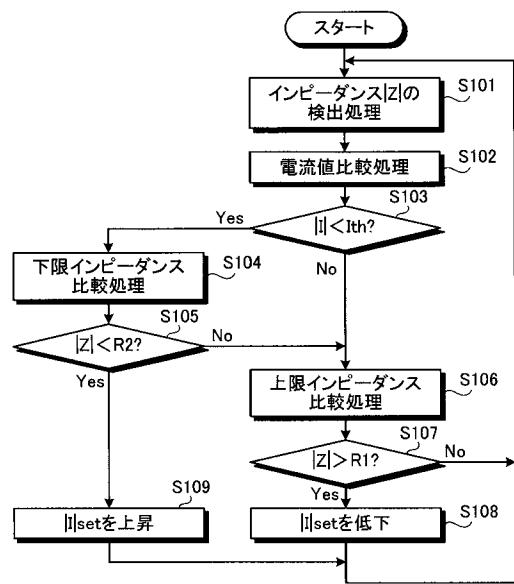
【図3】



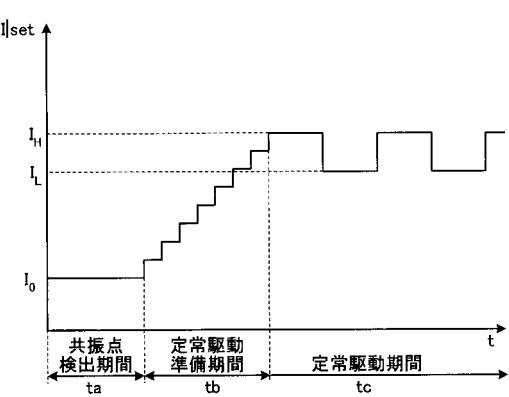
【図4】



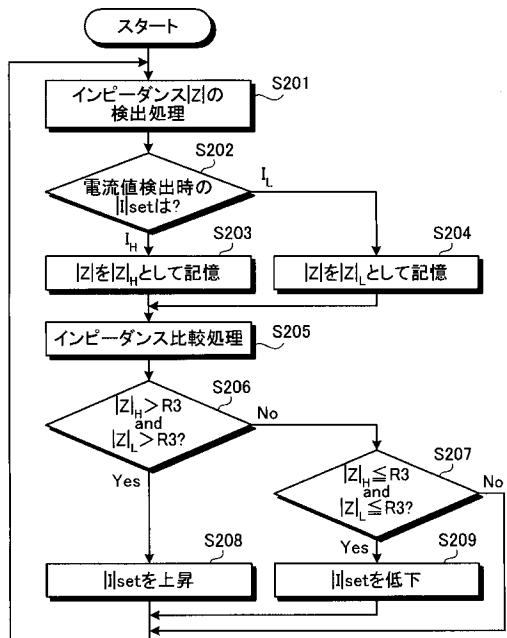
【図5】



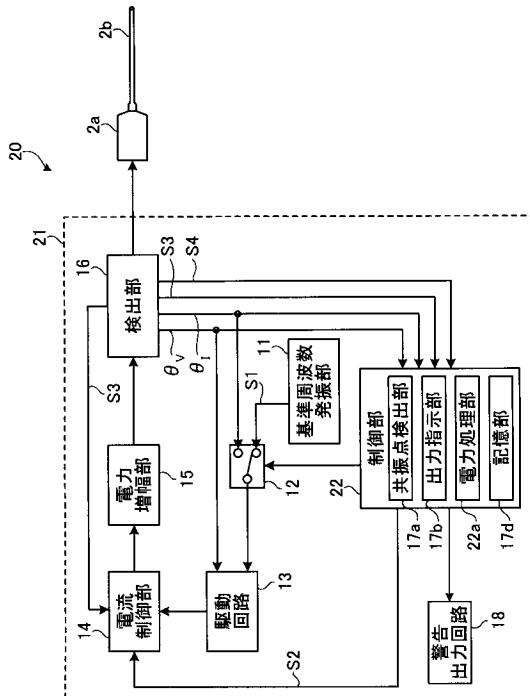
【図6】



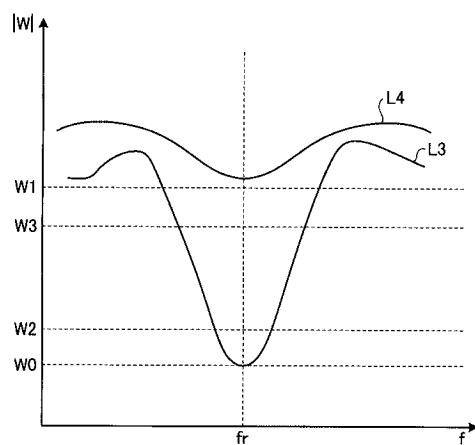
【図7】



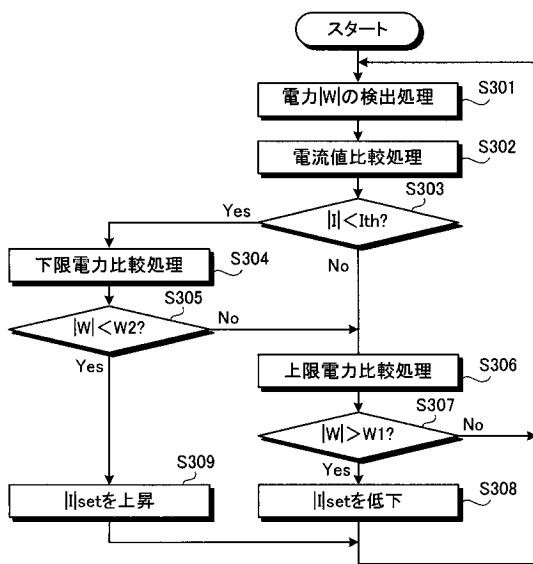
【図8】



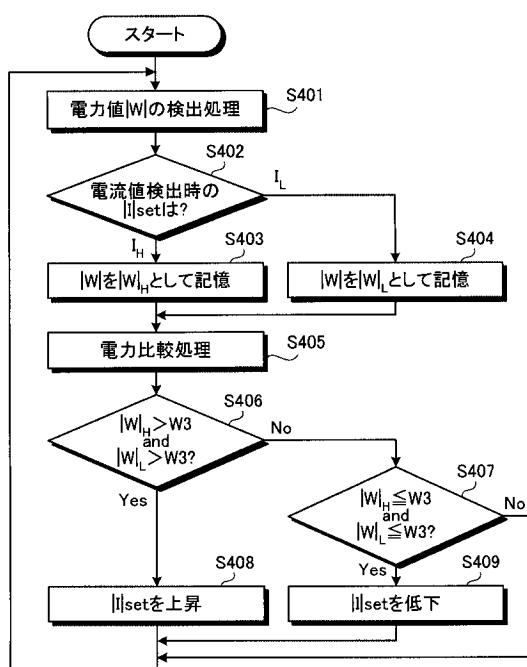
【図9】



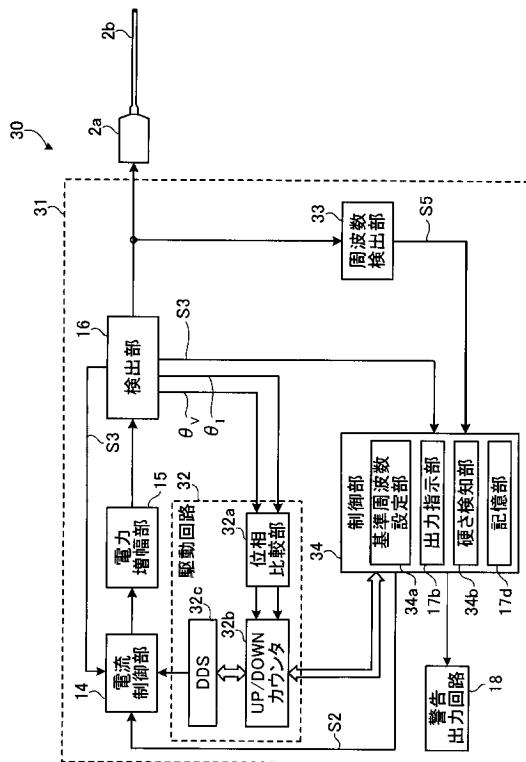
【図10】



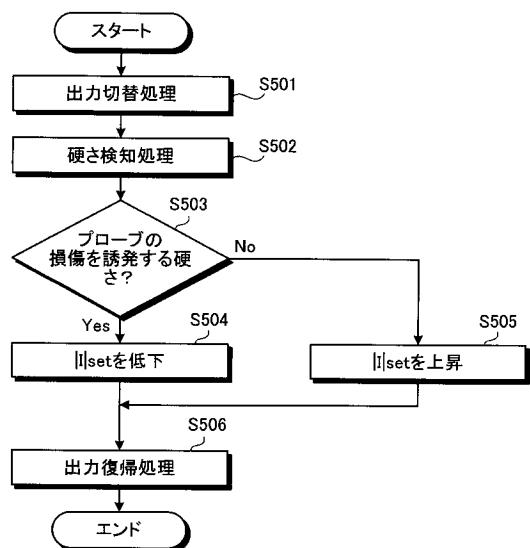
【図11】



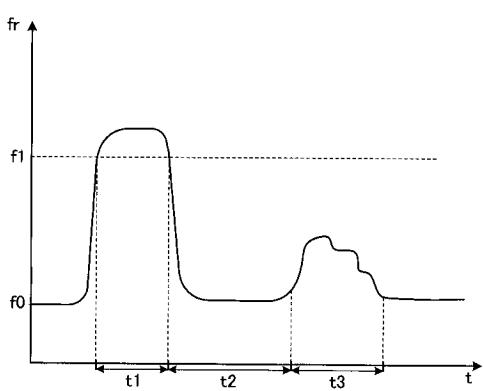
【図12】



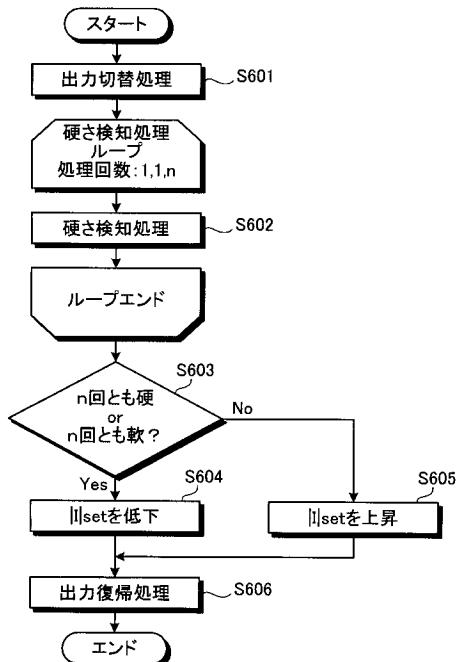
【図13】



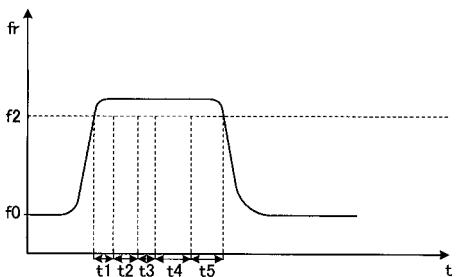
【図14】



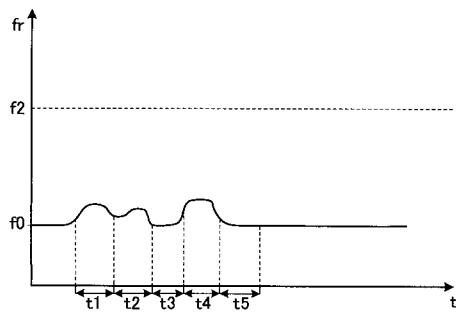
【図15】



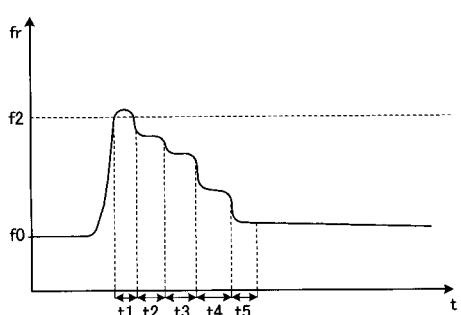
【図16】



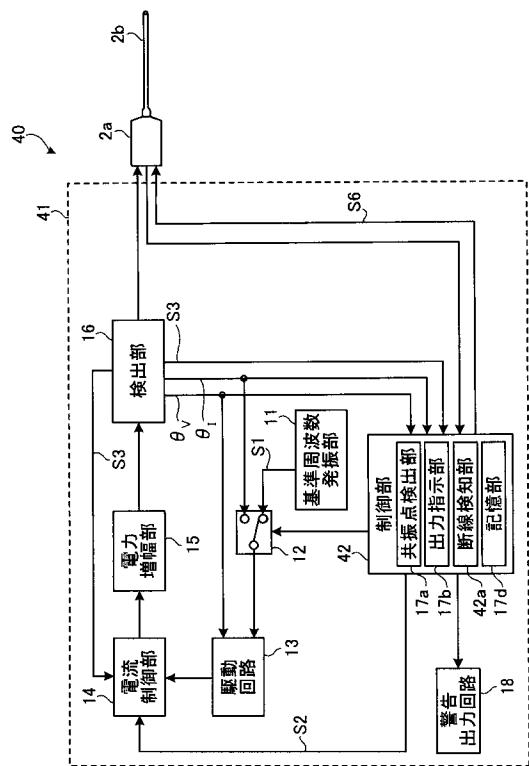
【図 17】



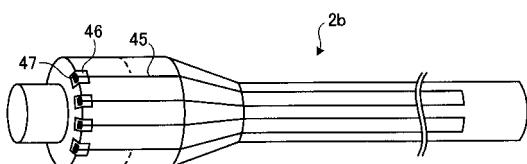
【図 18】



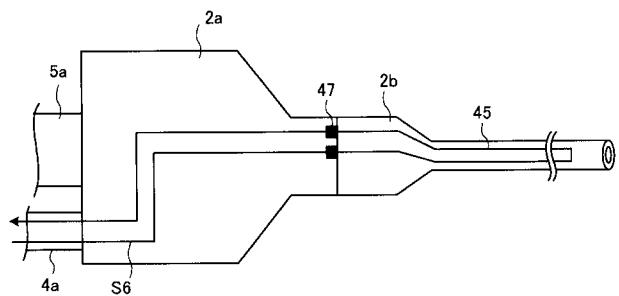
【図 19】



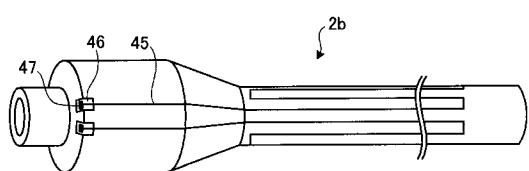
【図 20】



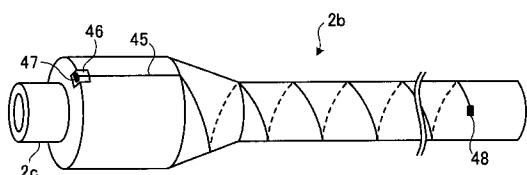
【図21】



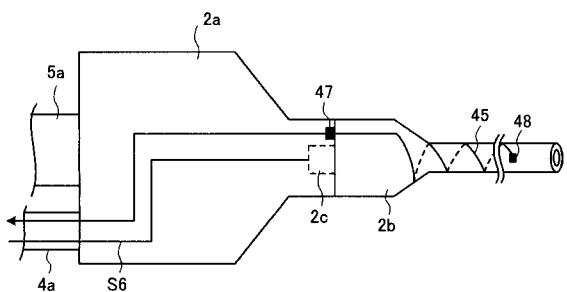
【図22】



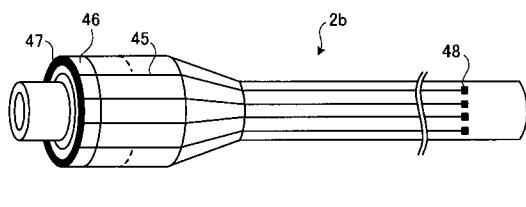
【図23】



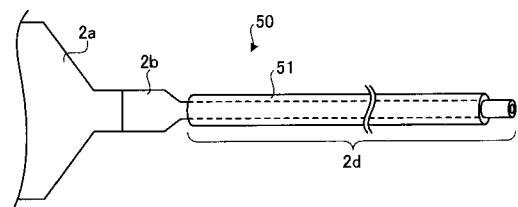
【図24】



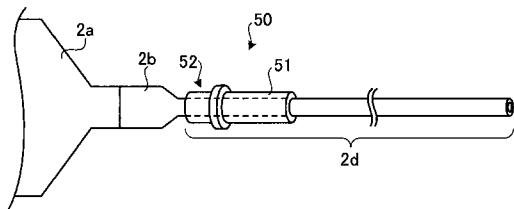
【図25】



【図26】



【図27】



专利名称(译)	超声波手术系统和探头		
公开(公告)号	JP2005027907A	公开(公告)日	2005-02-03
申请号	JP2003271455	申请日	2003-07-07
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	小野 寛生		
发明人	小野 寛生		
IPC分类号	A61B18/00 A61B17/00 A61B17/22 B06B1/02		
CPC分类号	A61B17/2202 A61B17/22029 A61B17/2258 A61B2017/0003 A61B2017/00137 B06B1/0253		
FI分类号	A61B17/36 A61B17/22.510 A61B17/32.510		
F-Term分类号	4C060/EE03 4C060/FF31 4C060/JJ12 4C160/EE04 4C160/EE05 4C160/EE06 4C160/JJ13 4C160/JJ15 4C160/JJ17 4C160/JJ43 4C160/KL03 4C160/KL06 4C160/KL07 4C160/MM32		
代理人(译)	酒井宏明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：为防止探头损坏，应立即检测到探头与镊子，刚性内窥镜等接触，并在探头发生严重损坏之前对超声换能器进行驱动控制。你能做什么。解决方案：基于提供给超声换能器2a的电流值和电压值，在驱动超声换能器2a时，获得与施加到探头2b的机械负载相对应的阻抗|Z|，将阻抗|Z|与上限阻抗R1相比较，以确定机械负载是否是对探针2b造成损坏的负载，并且当该阻抗|Z|大于上限阻抗R1时，则|Z|大于上限阻抗R1。设置有控制单元17，该控制单元17控制电流控制单元14以减小提供给声波振荡器2a的电流。[选择图]图2

