

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

挿入部の先端に設けられた生体組織を処置する開閉可能な把持部に設けられた圧電素子ユニットを有し、

前記圧電素子ユニットに電気信号が供給されて発生する超音波振動および前記超音波振動と同時に発生する前記圧電素子ユニットの発熱により前記生体組織の凝固 / 切開処置を行えることを特徴とする外科用治療装置。

【請求項 2】

前記挿入部は、前記把持部を所望の方向に傾ける湾曲部を有していることを特徴とする請求項 1 に記載の外科用治療装置。

【請求項 3】

前記圧電素子ユニットは、圧電単結晶により形成された圧電素子を備えたことを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の外科用治療装置。

【請求項 4】

前記超音波振動が前記圧電素子の厚み方向に振動するように前記圧電単結晶の結晶方位が設定されていることを特徴とする請求項 3 に記載の外科用治療装置。

【請求項 5】

前記圧電素子が、36 度回転 Y カットニオブ酸リチウム単結晶 (LiNbO₃) 基板から構成されることを特徴とする請求項 4 に記載の外科治療装置

【請求項 6】

前記超音波振動が前記圧電素子の厚み方向に直交した方向に振動するように前記圧電単結晶の結晶方位が設定されていることを特徴とする請求項 3 に記載の外科用治療装置。

【請求項 7】

前記圧電素子が、163 度回転 Y カットニオブ酸リチウム単結晶 (LiNbO₃) 基板、X カットニオブ酸リチウム単結晶 (LiNbO₃) 基板のいずれかから構成されることを特徴とする請求項 6 に記載の外科治療装置

【請求項 8】

前記把持部内で並設された複数の圧電振動子を備えたことを特徴とする請求項 1 から請求項 7 のいずれか 1 項に記載の外科用治療装置。

【請求項 9】

請求項 1 から請求項 8 のいずれか 1 項に記載の外科用治療装置と、
前記外科用治療装置が接続されて、前記電気信号を前記圧電素子ユニットに供給する外部機器と、

前記外部機器に設けられて、前記圧電素子ユニットに出力する前記電気信号の振幅を調整する制御系と、

前記制御系に指示信号を出力して、前記外科用治療装置を駆動する駆動制御スイッチと、
を備え、

前記駆動制御スイッチの操作により、前記制御系が前記圧電素子ユニットに設けられた圧電素子単体で決まる共振周波数としての第 1 の周波数の電気信号の振幅と、前記把持部における前記圧電素子が設けられる構造体全てを含んで決まる共振周波数としての第 2 の周波数の電気信号の振幅の混合比率を可変調節して前記圧電素子ユニットに供給する電気信号の波形を変更し、前記把持部で把持した生体組織の止血性能が高い状態または切開性能が高い状態を任意に選択できることを特徴とする外科用治療システム。

【請求項 10】

請求項 1 から請求項 8 のいずれか 1 項に記載の外科用治療装置と、
前記外科用治療装置が接続されて、前記電気信号を前記圧電素子ユニットに供給する外部機器と、

前記外部機器に設けられて、前記圧電素子ユニットに出力する前記電気信号を選択する制御系と、

10

20

30

40

50

前記制御系に指示信号を出力して、前記外科用治療装置を駆動する駆動制御スイッチと

を備え、

前記駆動制御スイッチの操作により、前記制御系が前記圧電素子ユニットに設けられた圧電素子で決まる共振周波数としての第 1 の周波数の電気信号か、前記把持部における前記圧電素子が設ける構造全てを含んで決まる共振周波数としての第 2 の周波数の電気信号のいずれかを選択して前記圧電素子ユニットに供給し、前記把持部で把持した生体組織の止血性能が高い状態または切開性能が高い状態を選択できることを特徴とする外科用治療システム。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡下外科手術に用いられる外科用処置具および外科用治療システムであって、特に、生体組織を把持して凝固／切開する外科用治療装置および外科用治療システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、内視鏡下外科手術で使用する処置具の 1 つに、例えば、特許文献 1 に開示されているような超音波振動により生体組織を凝固／切開する外科用治療装置としての超音波凝固／切開装置が知られている。さらに、例えば、特許文献 2 には、超音波振動を伝達するプローブの先端に、電気抵抗により発熱する発熱素子を設け、発熱素子からの熱と超音波振動により生体組織を凝固／切開する外科用治療装置が開示されている。

20

【0003】

これら特許文献 1 および特許文献 2 に開示された従来の超音波処置具は、ハンドルユニットに設けられた超音波振動源となるボルト締めランジュバン振動子から、超音波が伝播可能に作られた金属材料から成る硬質なプローブに超音波振動が伝えられる。

【0004】

そして、従来の超音波処置具は、超音波振動がプローブ先端に設けられた把持部に伝達され、処置したい生体部位を把持することで、プローブを長手方向に振動させて把持した生体部位の凝固／切開を行うことができる。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2000 - 287989 号公報

【特許文献 2】特開 2003 - 135479 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところで、内視鏡下外科手術では、腹部に複数の孔を穿孔して外科処置を行う。それに対して、近年、より低侵襲、整容性の向上を目指して、孔の数を 1 つにまで減らした単孔式とよばれる術式が普及してきている。

40

【0007】

内視鏡下外科手術における多孔式では、複数の孔を生体の異なる位置に穿孔するため、治療対象物である処置部位または患部に対して内視鏡および処置具などの医療器具を異なる方向から体内への導入が可能となり、ある程度の処置具の操作性が確保される。

【0008】

しかしながら、内視鏡下外科手術における単孔式では、生体の臍に穿孔した 1 つの孔から内視鏡、処置具などの複数の医療器具を生体内へ導入するので、体内の処置部位または患部に向けて処置具の処置部をアプローチし難く、処置部位または患部の生体組織を把持して凝固／切開などの治療を行う術者に高度な技術が必要とされる。

50

【 0 0 0 9 】

そこで、本発明は、上記問題に鑑みてなされたもので、その目的とするところは、処置部位または患部へのアプローチを容易にして生体組織を把持し易くして、適切な生体組織の凝固処置または切開処置を迅速かつ簡便に施すことができる操作性の良い外科用治療装置および外科用治療システムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

本発明における一態様の外科用治療装置は、挿入部の先端に設けられた生体組織を処置する開閉可能な把持部に設けられた圧電素子ユニットを有し、前記圧電素子ユニットに電気信号が供給されて発生する超音波振動および前記超音波振動と同時に発生する前記圧電素子ユニットの発熱により前記生体組織の凝固 / 切開処置を行える。

10

【 0 0 1 1 】

本発明における一態様の外科用治療システムは、挿入部の先端に設けられた生体組織を処置する開閉可能な把持部に設けられた圧電素子ユニットを有し、前記圧電素子ユニットに電気信号が供給されて発生する超音波振動および前記超音波振動と同時に発生する前記圧電素子ユニットの発熱により前記生体組織の凝固 / 切開処置を行える外科用治療装置と、前記外科用治療装置が接続されて、前記電気信号を前記圧電素子ユニットに供給する外部機器と、前記外部機器に設けられて、前記圧電素子ユニットに出力する前記電気信号の周波数を可変する制御系と、前記制御系に指示信号を出力して、前記外科用治療装置を駆動する駆動制御スイッチと、を備え、前記駆動制御スイッチの操作により、前記制御系が前記圧電素子ユニットに設けられた圧電素子単体で決まる共振周波数としての第 1 の周波数の正弦波と、前記把持部における前記圧電素子が設けられる構造体全てを含んで決まる共振周波数としての第 2 の周波数の正弦波を、予め設定された振幅、任意の割合で混合、可変調節して前記電気信号の波形を変更し、前記把持部で把持した生体組織の止血性能が高い状態または切開性能が高い状態を任意に選択できる。

20

【発明の効果】

【 0 0 1 2 】

本発明によれば、処置部位または患部へのアプローチを容易にして生体組織を把持し易くして、適切な生体組織の凝固処置または切開処置を迅速かつ簡便に施すことができる操作性の良い外科用治療装置および外科用治療システムを提供することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 3 】

【図 1】本発明の一態様の外科用処置具である超音波凝固切開鉗子の構成を示す側面図

【図 2】同、処置部の構成を示す側面図

【図 3】同、図 2 の III - III 線に沿って切断した超音波プローブの構成を示す断面図、

【図 4】同、圧電素子ユニットの構成を示す分解斜視図

【図 5】同、圧電素子ユニットの構成を示す斜視図、

【図 6】同、圧電素子ユニットが設けられた超音波プローブの部分断面を示す斜視図

【図 7】同、超音波凝固切開鉗子を駆動する外部機器の制御例を説明するためのブロック図

40

【図 8】同、図 7 とは別態様の超音波凝固切開鉗子を駆動する外部機器の制御例を説明するためのブロック図

【図 9】同、第 1 の変形例における縦振動する圧電素子ユニットの構成を示す斜視図

【図 10】同、第 1 の変形例における長手方向に沿った横振動する圧電素子ユニットの構成を示す斜視図

【図 11】同、第 1 の変形例における短手方向に沿った横振動する圧電素子ユニットの構成を示す斜視図

【図 12】同、第 2 の変形例の矩形圧電体を分割した圧電素子ユニットの構成を示す分解斜視図

【図 13】同、第 2 の変形例の矩形圧電体を分割した圧電素子ユニットの構成を示す斜視

50

図

【図 1 4】同、第 2 の変形例の超音波凝固切開鉗子を駆動する外部機器の制御例を説明するためのブロック図

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、図を用いて本発明について説明する。

なお、以下の説明において、各実施の形態に基づく図面は、模式的なものであり、各部分の厚みと幅との関係、夫々の部分の厚みの比率などは現実のものとは異なることに留意すべきであり、図面の相互間においても互いの寸法の関係や比率が異なる部分が含まれている場合がある。

10

【0015】

まず、本発明の第 1 の実施の形態について、図面に基づいて、以下に説明する。

図 1 は、外科用処置具である超音波凝固切開鉗子の構成を示す側面図、図 2 は処置部の構成を示す側面図、図 3 は図 2 のIII - III線に沿って切断した超音波プローブの構成を示す断面図、図 4 は圧電素子ユニットの構成を示す分解斜視図、図 5 は圧電素子ユニットの構成を示す斜視図、図 6 は圧電素子ユニットが設けられた超音波プローブの部分断面を示す斜視図、図 7 は超音波凝固切開鉗子を駆動する外部機器の制御例を説明するためのブロック図、図 8 は図 7 とは別態様の超音波凝固切開鉗子を駆動する外部機器の制御例を説明するためのブロック図、図 9 は第 1 の変形例における縦振動する圧電素子ユニットの構成を示す斜視図、図 10 は第 1 の変形例における長手方向に沿った横振動する圧電素子ユニットの構成を示す斜視図、図 11 は第 1 の変形例における短手方向に沿った横振動する圧電素子ユニットの構成を示す斜視図、図 12 は第 2 の変形例の矩形圧電体を分割した圧電素子ユニットの構成を示す分解斜視図、図 13 は第 2 の変形例の矩形圧電体を分割した圧電素子ユニットの構成を示す斜視図、図 14 は第 2 の変形例の超音波凝固切開鉗子を駆動する外部機器の制御例を説明するためのブロック図である。

20

【0016】

(外科用処置具)

まず、本実施の形態の外科用処置具の構成について、以下に説明する。

【0017】

図 1 は、本実施の形態の外科用処置具としての超音波凝固切開鉗子 1 である。この超音波凝固切開鉗子 1 は、先端から順に、処置部 2 と、この処置部 2 に連設された湾曲部 3 と、この湾曲部 3 に連設された挿入管部 4 と、この挿入管部 4 の基端部が接続された回転操作部材 5 と、この回転操作部材 5 が回動自在に設けられたハウジング部 6 と、このハウジング部 6 から延出し、外部装置（不図示）と着脱自在なコネクタ部（不図示）が延出端に配設されたケーブル 7 と、を有して主に構成されている。なお、処置部 2、湾曲部 3 および挿入管部 4 は、超音波凝固切開鉗子 1 における挿入部が構成されている。

30

【0018】

ハウジング部 6 は、湾曲部 3 を湾曲操作するための湾曲操作レバー 11 と、可動操作可能な操作ハンドル 12 と固定ハンドル 13 を有したハンドル部 14 と、が配設されている。

40

【0019】

ここでの湾曲部 3 は、湾曲操作レバー 11 の回動操作によって、後述のニュートラル位置にあるときに紙面に向かってみた上下（図中UP - DOWN方向）の 2 方向に湾曲する構成となっている。なお、湾曲部 3 は、上下だけでなく、左右を含めて 4 方向に湾曲する構成としてもよい。また、湾曲部 3 の構造の詳細な説明は、内視鏡などに用いられている従来構造と同様であるためそれらの説明を省略する。

【0020】

この湾曲部 3 の先端に接続された処置部 2 は、操作ハンドル 12 を回動することで上下に動くジョー 21 と、このジョー 21 の開閉により生体組織を挟み込んで凝固 / 切開する超音波ブレードとしての超音波プローブ 22 と、ジョー 21 を回動自在に保持すると共に

50

、超音波プローブ 2 2 の基端部分を固定する保持体 2 3 と、を有して構成されている。

【 0 0 2 1 】

なお、ジョー 2 1 は、保持体 2 3 内に収容された基端部に湾曲部 3 の可撓性を備えた図示しないコイルパイプが連結される。このコイルパイプは、湾曲部 3 および挿入管部 4 内に挿通配置され、ハウジング部 6 に回転可能に取り付けられた操作ハンドル 1 2 と連結されている。

【 0 0 2 2 】

また、操作ハンドル 1 2 を前後に回動する操作がなされると、コイルパイプが連動して進退し、ジョー 2 1 が保持体 2 3 に設けられた支軸回りに超音波プローブ 2 2 に接離する上下の向きに回動する。これにより、ジョー 2 1 と超音波プローブ 2 2 の間で生体組織を把持することが可能となる。

10

【 0 0 2 3 】

なお、コイルパイプは、湾曲部 3 の湾曲動作に支障を生じさせない可撓性を備えており、ジョー 2 1 を開閉させるための進退時に長手軸方向へ略伸縮しないような構成となっている。

【 0 0 2 4 】

また、湾曲部 3、挿入管部 4 および回転操作部材 5 は、ハウジング部 6 内に連通する内孔が形成されている。この内孔には、湾曲部 3 内に設けられた複数の湾曲駒（不図示）を牽引弛緩する湾曲操作ワイヤ、ジョー 2 1 を開閉操作するコイルパイプなどが挿通されている。

20

【 0 0 2 5 】

挿入管部 4 は、硬質な金属パイプにより構成されており、基端部に接続固定された回転操作部材 5 をニュートラル位置から回動操作することで、長手軸回りに、およそ半回転（ 180° ）の範囲で左右に回動自在となっている。これにより、処置部 2 および湾曲部 3 も、挿入管部 4 の回動に連動して挿入管部 4 の長手軸回りに回転される。

【 0 0 2 6 】

即ち、超音波凝固切開鉗子 1 は、回転操作部材 5 の回動操作によって、生体組織を把持し易い方向に処置部 2 を傾けたり、湾曲部 3 が湾曲する 2 方向を傾けたりすることができるようになっている。

30

【 0 0 2 7 】

（処置部）

次に、本実施の形態の処置部 2 の構成について、以下に説明する。

【 0 0 2 8 】

上述した処置部 2 のジョー 2 1 は、図 2 に示すように、基端両側部分が保持体 2 3 に各々ピン 2 4 で同軸的に枢着することにより組み付けられている。

【 0 0 2 9 】

処置部 2 の超音波プローブ 2 2 は、基端部分が保持体 2 3 内で固定され、前方へ突き出すように略円柱形状をしている。この超音波プローブ 2 2 は、開閉するジョー 2 1 と相対して向き合うように配置されている。

40

【 0 0 3 0 】

また、超音波プローブ 2 2 内には、後述の圧電素子ユニット 3 0 が内蔵されている。この圧電素子ユニット 3 0 は、湾曲部 3、挿入管部 4 および回転操作部材 5 の内孔を介して、ハウジング部 6 から更にケーブル 7 に挿通配置され、駆動電力を供給する電気ケーブル 3 1 に接続されている。

【 0 0 3 1 】

なお、ジョー 2 1 は、開閉時に超音波プローブ 2 2 と対向する位置に絶縁性部材から形成された押さえ部 2 5 が設けられている。この押さえ部 2 5 は、ジョー 2 1 の両脇部分から突出して、先端が凹凸の歯形状となっている。

【 0 0 3 2 】

このように処置部 2 は、ジョー 2 1 に押さえ部 2 5 を設けているので、超音波プローブ

50

２２と共に把持した生体組織が外れ落ち難くなるように構成されている。即ち、処置部２のジョー２１および処置部２は、ジョー２１に押さえ部２５を設けているので、超音波プローブ２２により、生体組織を把持する把持部が構成されている。

【００３３】

なお、超音波プローブ２２は、生体組織の凝固処置を補助するための発熱素子としての発熱パターンが配置されている構成としても良い。

【００３４】

(圧電素子ユニット)

次に、超音波振動子としての圧電素子ユニット３０について以下に説明する。

超音波プローブ２２に設けられる圧電素子ユニット３０は、図３および図４に示すように、超音波プローブ２２の外装を形成しているジュラルミン、あるいは例えば６４Ｔｉなどのチタン合金からなる略円柱状の把持部金属２６に形成される断面矩形状の穴部２７に上下が面接触するように配置される。即ち、超音波プローブ２２は、把持部金属２６が圧電素子ユニット３０に対するフロントマスおよびバックマスを構成している。

【００３５】

このように、本実施の形態の超音波凝固切開鉗子１は、処置部２の把持部を構成する一方の超音波プローブ２２の把持部金属２６に圧電素子ユニット３０が設けられている。

【００３６】

超音波プローブ２２の圧電素子ユニット３０は、図５および図６に示すように、表面矩形状の矩形圧電体４１と、この矩形圧電体４１を挟むように積層された銅などの金属板である正電極層となる正電側電極板４２および負電極層となる負電側電極板４３と、これら電極板４２，４３をさらに挟むように積層される２つの絶縁板４４，４５と、を有している。なお、絶縁板４４，４５は、熱伝導率が高く、機械的損失の少ない材料が適しており、アルミナなどが使用されている。

【００３７】

圧電素子ユニット３０は、矩形圧電体４１、各電極板４２，４３および各絶縁板４４，４５のそれぞれの４つの角部と４辺が一致するように積層されて、全体が略四角柱形状にされる。即ち、矩形圧電体４１、各電極板４２，４３および各絶縁板４４，４５は、それら表裏面の形状が略同一の矩形状となっている。

【００３８】

なお、矩形圧電体４１、各電極板４２，４３および各絶縁板４４，４５は、ろう接により接合一体化され、必要に応じてその表面にろう材と基材に対して良好な密着性を示す下地金属が製膜される。ろう材には、凝固/切開処置時でも溶融しない耐熱性と高熱伝導率を有する材料として金スズ（ＡｕＳｎ）や半田が使用される。そして、正電側電極板４２および負電側電極板４３に電気ケーブル３１の配線が同じく金スズ（ＡｕＳｎ）や半田などを使用して電氣的に接続される。また、一定の厚みのあるろう材を電極板４２，４３としてもよい。

【００３９】

このように、圧電素子ユニット３０は、正電側電極板４２に流れて負電側電極板４３に帰還する駆動信号から把持部金属２６が絶縁されるように、絶縁板４４、正電側電極板４２、矩形圧電体４１、負電側電極板４３および絶縁板４５の順に積層されている。そして、把持部金属２６と圧電素子ユニット３０は、超音波振動が伝達可能、かつ熱的な結合も可能なように構成されている。

【００４０】

また、把持部金属２６は、２つの部材、把持部金属形成部材８０，８１からなり、圧電素子ユニット３０を把持部金属形成部材８０，８１にろう接で固定する際に、把持部金属部材同士もろう接し、穴部２７を形成する。なお、把持部金属２６は、生体適合性を有することが必要であり、熱伝導率が高い方が望ましい。

【００４１】

ところで、圧電素子ユニット３０は、凝固/切開を行う温度および矩形圧電体４１、各

10

20

30

40

50

電極板 4 2 , 4 3 および各絶縁板 4 4 , 4 5 の各部材をろう接する際でも、圧電特性が劣化しないことが必要になる。さらに、生体組織の凝固 / 切開処置時において、処置部 2 は、2 0 0 以上になっていると考えられ、半田接合時に 2 0 0 以上、金スズ (A u S n) 接合時には 3 0 0 以上の温度がかかる。

【 0 0 4 2 】

そのため、圧電材料としての矩形圧電体 4 1 を一般的に使用されるチタン酸ジルコン酸鉛 (P Z T) を用いた場合では、キュリー点が十分高い温度ではなく、接合時や使用の経過とともに圧電特性が劣化していつてしまう。これらの温度に耐久性をもつ圧電材料としては、圧電単結晶のニオブ酸リチウム単結晶 (L i N b O 3) などがある。

【 0 0 4 3 】

このニオブ酸リチウム単結晶 (L i N b O 3) の 3 6 度回転 Y カットといわれる結晶方位では、振動子の厚み方向の電気機械結合係数 k_t がチタン酸ジルコン酸鉛 (P Z T) と同程度の値を有し、効率的に電気信号を超音波振動に変換することができる。

【 0 0 4 4 】

電気機械結合係数 k_t は結晶方位により値が変化し、ある角度で極大となる。ここでは市場での入手性も考慮して特定の結晶方位、たとえば 3 6 度回転 Y カットを挙げているが、これに限られることなく、電気機械結合係数が大きく減少しない範囲で、その近傍の結晶方位でもよい。後述する横方向の振動についても同様である。

【 0 0 4 5 】

さらに、ニオブ酸リチウム単結晶 (L i N b O 3) は、高出力用途超音波振動子に適した高い機械的 Q 値を有する非鉛圧電材料の 1 つであって、鉛を使用していないため、環境性に優れている。

【 0 0 4 6 】

(駆動制御)

次に、以上のように構成された本実施の形態の超音波凝固切開鉗子 1 を駆動する外部機器による駆動制御について、以下に説明する。なお、超音波凝固切開鉗子 1 および外部機器によって、外科用治療システムが構成される。

【 0 0 4 7 】

図 7 に示すように、超音波凝固切開鉗子 1 が接続される図示しない外部機器には、超音波プローブ 2 2 を操作する駆動制御スイッチとしてのフットスイッチ 1 0 1 および制御系として、制御部 1 0 2 、駆動回路 1 0 3 、インピーダンス整合回路 1 0 4 などが設けられている。なお、駆動制御スイッチは、フットスイッチ 1 0 1 に限らず、超音波凝固切開鉗子 1 のハウジング部 6 に操作ボタンを設けてもよい。

【 0 0 4 8 】

この外部機器による制御例を簡単に説明すると、フットスイッチ 1 0 1 の操作により信号が制御部 1 0 2 に供給されると、制御部 1 0 2 は、駆動回路 1 0 3 に制御信号を出力する。なお、駆動回路 1 0 3 は、共振周波数である第 1 の周波数および第 2 の周波数の正弦波信号が入力されて増幅するアンプ 1 0 5 と、2 つの周波数 (第 1 の周波数および第 2 の周波数) の正弦波信号を予め設定された振幅、任意の割合で混合する加算回路 1 0 7 と、を有している。

【 0 0 4 9 】

フットスイッチ 1 0 1 が操作されると、制御系の 1 つである制御部 1 0 2 によって、圧電素子ユニット 3 0 に電気信号である駆動信号を供給する駆動回路 1 0 3 に制御信号を出力する。

【 0 0 5 0 】

制御系の 1 つである駆動回路 1 0 3 は、矩形圧電体 4 1 における振動子単体で決まる共振周波数 (第 1 の周波数) の正弦波と、矩形圧電体 4 1 の他に把持部金属 2 6 、各電極板 4 2 , 4 3 および絶縁板 4 4 , 4 5 を含めた構造体としての超音波プローブ 2 2 で決まる共振周波数 (第 2 の周波数) の正弦波の 2 つの周波数の正弦波信号を、加算回路 1 0 7 で予め設定された振幅、任意の割合で混合してからアンプ 1 0 5 によって増幅し、インピー

10

20

30

40

50

ダンス整合回路 104 に出力する。2つの周波数領域をカバーするインピーダンス整合回路 104 から圧電素子ユニット 30 の正電側電極板 42 に出力する。

【0051】

なお、図 8 に示すように、制御部 102 からの信号に応じて、駆動回路 103 で第 1 の周波数の正弦波と、第 2 の周波数の正弦波のいずれか一方を選択する選択回路 108 を設けて、この選択回路 108 によるいずれか一方の正弦波が選択され、インピーダンス整合回路 104 でも選択された周波数に適した第 1 の周波数用回路ブロック、もしくは、第 2 の周波数用回路ブロックが選択される構成でもよい。

【0052】

こうして、圧電素子ユニット 30 は、駆動回路 103 からインピーダンス整合回路 104 を介して圧電素子ユニット 30 に 2 つの周波数（第 1 の周波数および第 2 の周波数）の正弦波信号を任意の割合で混合された駆動信号が供給されることで駆動する。

【0053】

これにより、圧電素子ユニット 30 が内蔵された構造体である超音波プローブ 22 全体が超音波振動する。このとき、圧電素子ユニット 30 の矩形圧電体 41 が発熱して、その熱が各電極板 42, 43 および絶縁板 44, 45 から把持部金属 26 へと伝達され、処置部 2 で把持した生体組織に作用して凝固 / 切開が行われる。

【0054】

ところで、超音波凝固切開鉗子 1 は、矩形圧電体 41 単体の共振周波数（第 1 の周波数）と、積層構造体である超音波プローブ 22 全体の共振周波数（第 2 の周波数）と、を比較すると、超音波プローブ 22 全体の共振周波数（第 2 の周波数）のほうが矩形圧電体 41 単体の共振周波数（第 1 の周波数）よりも低い。そのため、同じ電力で圧電素子ユニット 30 を駆動すると、超音波プローブ 22 全体の共振周波数（第 2 の周波数）で駆動した場合のほうが、相対的に振動振幅が大きくなり、超音波振動の機械的作用による切開の割合が相対的に優位になる。

【0055】

逆に、超音波凝固切開鉗子 1 は、矩形圧電体 41 単体の共振周波数（第 1 の周波数）で駆動した場合、超音波プローブ 22 全体の共振周波数（第 2 の周波数）で駆動した場合よりも相対的に振動振幅が小さくなり、熱による凝固の割合が相対的に優位になってくる。

【0056】

このような特性により、超音波凝固切開鉗子 1 に駆動信号を供給する外部機器は、矩形圧電体 41 に供給する駆動信号の 2 つの周波数成分（第 1 の周波数および第 2 の周波数）の振幅混合比率を調節できるような構成にすることで、超音波凝固切開鉗子 1 の処置部 2 による生体組織の止血性能が高い状態または切開性能が高い状態を術者の操作によって選択することが可能となる。なお、超音波凝固切開鉗子 1 の処置部 2 による生体組織の止血性能が高い状態または切開性能が高い状態の選択は、駆動制御スイッチであるフットスイッチ 101 により操作できるようになっている。

【0057】

以上説明したように、本実施の形態の超音波凝固切開鉗子 1 は、把持部である処置部 2 の 1 つを構成する超音波プローブ 22 内に、キュリー点が高いニオブ酸リチウム単結晶（LiNbO₃）からなる矩形圧電体 41 を備えた圧電素子ユニット 30 を内蔵して、矩形圧電体 41 が発生する超音波と、矩形圧電体 41 自体の発熱により、生体組織の凝固 / 切開を行う構成となっている。

【0058】

そして、超音波凝固切開鉗子 1 は、把持部としての処置部 2 の生体組織と接する部分である超音波プローブ 22 の外装を構成する把持部金属 26 内に矩形圧電体 41 が設けられている。そのため、把持部金属 26 を介した生体組織の直下に矩形圧電体 41 があり、矩形圧電体 41 と生体組織との距離が短くなり、把持部金属 26 による熱抵抗が小さく、矩形圧電体 41 による発熱が把持した生体組織に伝わり易いようになっている。

【0059】

10

20

30

40

50

このような構成にすることで、超音波凝固切開鉗子 1 は、長尺部である挿入管部 4 に圧電素子ユニット 30 からの超音波振動が伝達可能なように、圧電素子ユニット 30 をハウジング部 6 内に設けて、従来構成の硬質な長尺な超音波プローブとする必要がなく、先端側の処置部 2 を湾曲または首振りできるように処置部 2 と挿入管部 4 との間に湾曲部 3 を設けることができ、この湾曲部 3 によって処置部 2 の向きを変えられる構成とすることができる。

【0060】

また、超音波凝固切開鉗子 1 は、単純に矩形圧電体 41 を把持部としての処置部 2 の圧電素子ユニット 30 内に設けるだけでは、従来構成より矩形圧電体 41 が小さくなり、振動の変位が小さくなって、凝固 / 切開性能が低下する可能性がある。

10

【0061】

しかし、本実施の形態の超音波凝固切開鉗子 1 は、矩形圧電体 41 が発生する超音波振動だけでなく、矩形圧電体 41 が駆動したときに発生する発熱を利用することで、超音波振動の振幅が、従来の超音波処置具よりも小さくなって生体組織の凝固 / 切開性能が低下することを防止している。

【0062】

即ち、超音波凝固切開鉗子 1 は、高電力を矩形圧電体 41 に入力して超音波振動させると、大きな振動だけでなく、矩形圧電体 41 自体に熱が発生し、この矩形圧電体 41 から処置部 2 で把持した生体組織と接する部分までの熱抵抗を小さくした構成とすることで、矩形圧電体 41 で発生した熱が把持した生体組織に伝わり、凝固 / 切開性能を向上させた構成となる。

20

【0063】

以上に説明したように、本実施の形態の外科治療用装置である超音波凝固切開鉗子 1 および外部機器を含めた外科用治療システムは、処置部位または患部へのアプローチを容易にして生体組織を把持し易くして、適切な生体組織の凝固処置または切開処置を迅速かつ簡便に施すことができる操作性の良い構成とすることができる。

【0064】

(第1の変形例)

ところで、上述の説明では、圧電素子ユニット 30 の矩形圧電体 41 の振動方向を規定しておらず、例えば、36度回転 Y カットニオブ酸リチウム単結晶 (LiNbO₃) 基板から切り出して矩形圧電体 41 を作成すると、図 9 に示すように矩形圧電体 41 の厚さ方向 (図中 Y 方向) に沿った矢印で示す縦振動を効率よく励振できる。また、163度回転 Y カットニオブ酸リチウム単結晶 (LiNbO₃) 基板、X カットニオブ酸リチウム単結晶 (LiNbO₃) 基板、のいずれかから切り出して矩形圧電体 41 を作成すると、図 10 に示すように、矩形圧電体 41 の長手方向 (図中 X 方向) に沿った矢印で示す横振動、または、図 11 に示すように、矩形圧電体 41 の短手方向 (図中 Z 方向) に沿った矢印で示す横振動を効率よく励振できる。

30

【0065】

一般に横波の速度は、縦波の約半分程度であって、縦波と比較して遅いため、同じ寸法の構造体でも縦振動を利用する場合よりも横振動の方が共振周波数を低くでき、振幅を大きくし易くなる。そのため、矩形圧電体 41 は、図 10 または図 11 に示すような厚み方向に直交する方向の横振動を利用することが好ましく、図 9 に示すような縦振動を利用する場合よりも機械的振動の作用を大きくして、より生体組織の凝固 / 切開性能を向上させることが可能となる。

40

【0066】

即ち、超音波凝固切開鉗子 1 は、圧電素子ユニット 30 の矩形圧電体 41 を構成するニオブ酸リチウム単結晶 (LiNbO₃) の結晶方位を横振動するように設定することで、処置部 2 による生体組織の凝固 / 切開性能を向上させた構成となる。

【0067】

(第2の変形例)

50

また、矩形圧電体 4 1 を構成するニオブ酸リチウム単結晶 (LiNbO_3) は、機械的強度が小さく割れる可能性があるため、図 1 2 に示すように、複数、ここでは 6 つに分割して並設して、個々の矩形圧電体 4 1 を小さくすることで、製造時、動作時などに矩形圧電体 4 1 にかかる応力を小さくし、矩形圧電体 4 1 を割れ難くすることができる。

【 0 0 6 8 】

さらに、図 1 3 に示すように、正電側電極板 4 2 および負電側電極板 4 3 も、複数、例えば、6 つに分割して、1 つの矩形圧電体 4 1 毎に駆動電力を個別に供給する構成としてもよい。電気ケーブル 3 1 は、分割された正電側電極板 4 2 および負電側電極板 4 3 のそれぞれに個別に接続される。なお、負電側電極板 4 3 は、駆動電力を帰還させるものであるため、必ずしも分割する必要がなく、正電側電極板 4 2 のみを矩形圧電体 4 1 の個数、
10

【 0 0 6 9 】

これに加え、図 1 4 に示すように、超音波凝固切開鉗子 1 を駆動する外部機器は、分割された第 1 ~ 第 6 の矩形圧電体 4 1 の個々に駆動電力を供給する第 1 ~ 第 6 のインピーダンス整合回路 1 0 4 を有する構成としてもよい。

【 0 0 7 0 】

即ち、外部機器は、圧電素子ユニット 3 0 の第 1 ~ 第 6 の矩形圧電体 4 1 毎に供給する駆動信号の 2 つの周波数成分 (第 1 の周波数および第 2 の周波数) の割合を種々に調節できるようにして、超音波凝固切開鉗子 1 の処置部 2 による生体組織の止血性能が高い種々の状態または切開性能が高い種々の状態を選択的に設定できるようになる。
20

【 0 0 7 1 】

なお、図 1 4 における加算回路 1 0 7 は、図 8 に示した他の態様として、選択回路 1 0 8 に置き換えてもよい。

【 0 0 7 2 】

上述の実施の形態に記載した発明は、その実施の形態および変形例に限ることなく、その他、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々の変形を実施し得ることが可能である。さらに、上記実施の形態には、種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組合せにより種々の発明が抽出され得るものである。

【 0 0 7 3 】

例えば、実施の形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、述べられている課題が解決でき、述べられている効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得るものである。
30

【 符号の説明 】

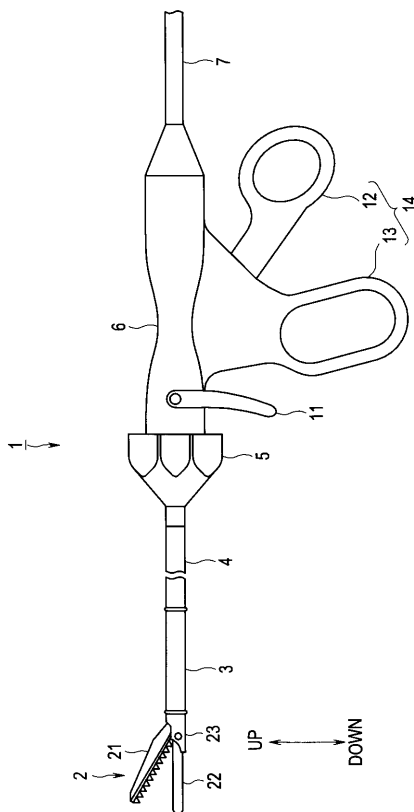
【 0 0 7 4 】

- 1 ... 超音波凝固切開鉗子
- 2 ... 処置部
- 3 ... 湾曲部
- 4 ... 挿入管部
- 5 ... 回転操作部材
- 6 ... ハウジング部
- 7 ... ケーブル
- 1 1 ... 湾曲操作レバー
- 1 2 ... 操作ハンドル
- 1 3 ... 固定ハンドル
- 1 4 ... ハンドル部
- 2 1 ... ジョー
- 2 2 ... 超音波プローブ
- 2 3 ... 保持体
- 2 4 ... ピン
- 2 5 ... 押さえ部

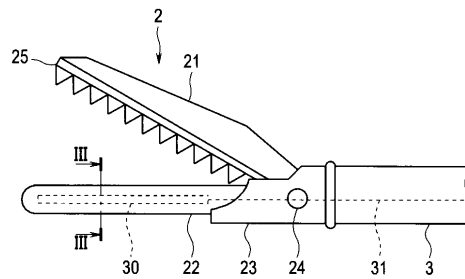
- 2 6 ... 把持部金属
- 2 7 ... 穴部
- 3 0 ... 圧電素子ユニット
- 3 1 ... 電気ケーブル
- 4 1 ... 矩形圧電体
- 4 2 ... 正電側電極板
- 4 3 ... 負電側電極板
- 4 4 , 4 5 ... 絶縁板
- 1 0 1 ... フットスイッチ
- 1 0 2 ... 制御部
- 1 0 3 ... 駆動回路
- 1 0 4 ... インピーダンス整合回路
- 1 0 5 ... アンプ
- 1 0 7 ... 加算回路
- 1 0 8 ... 選択回路

10

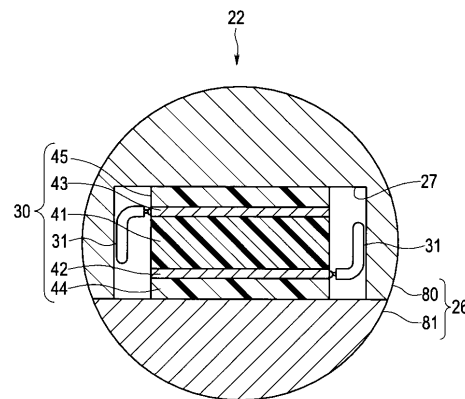
【 図 1 】



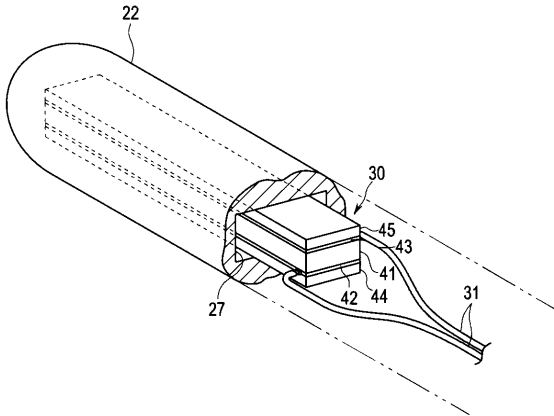
【 図 2 】



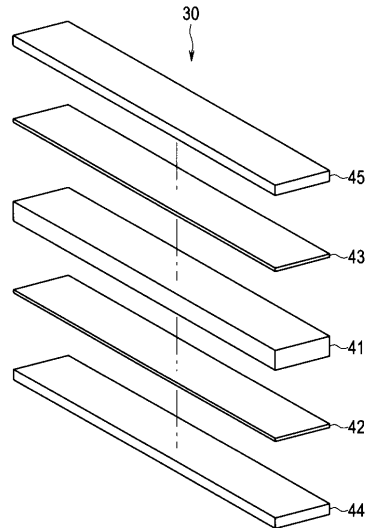
【 図 3 】



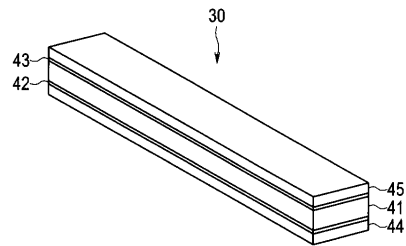
【図 4】



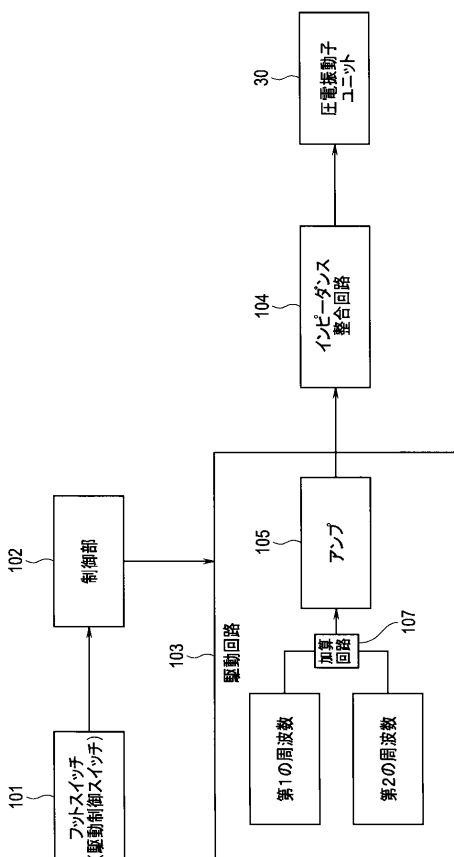
【図 5】



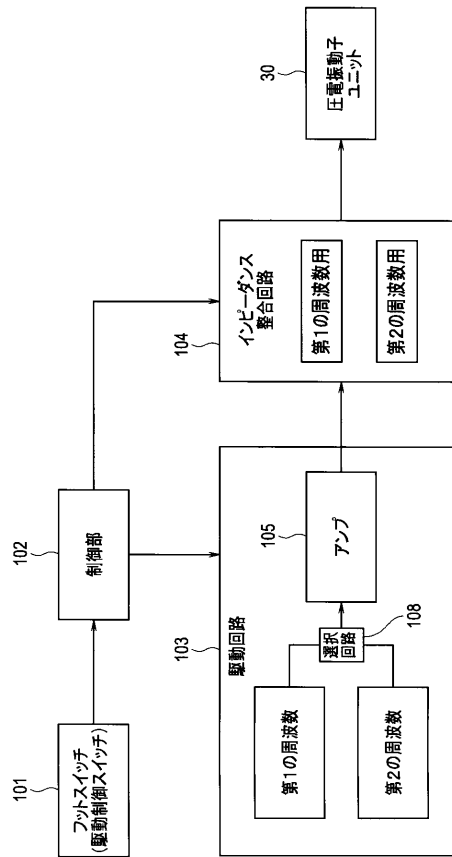
【図 6】



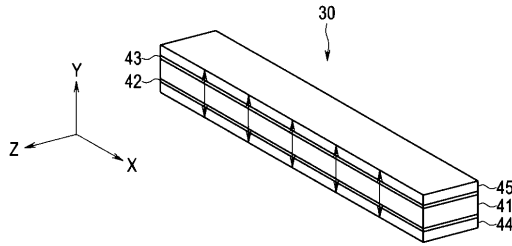
【図 7】



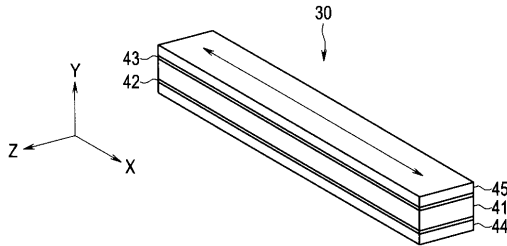
【図 8】



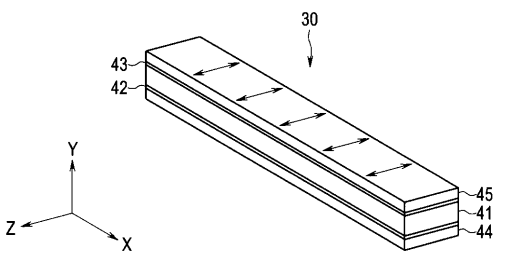
【図 9】



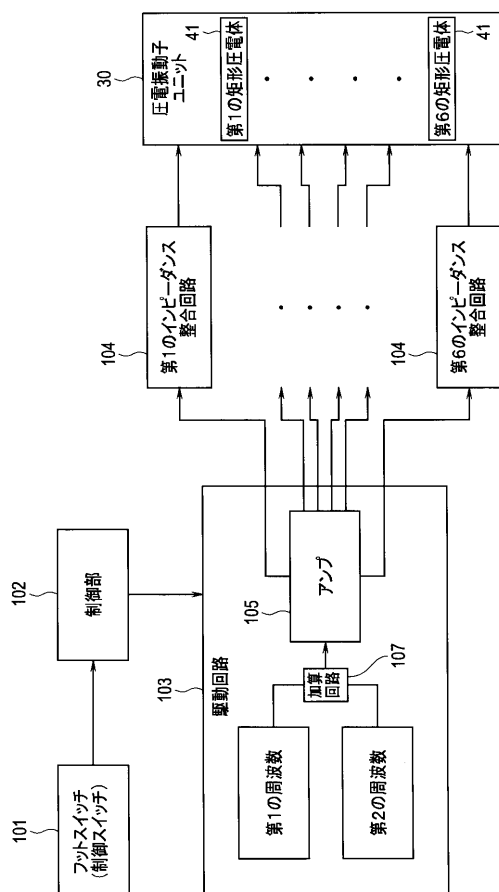
【図 10】



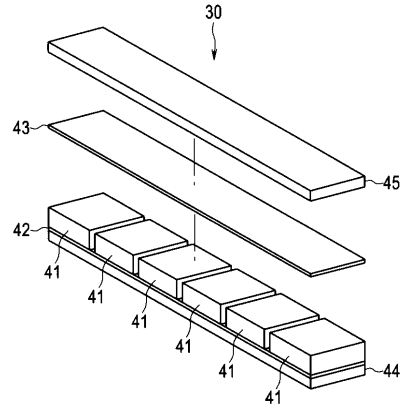
【図 11】



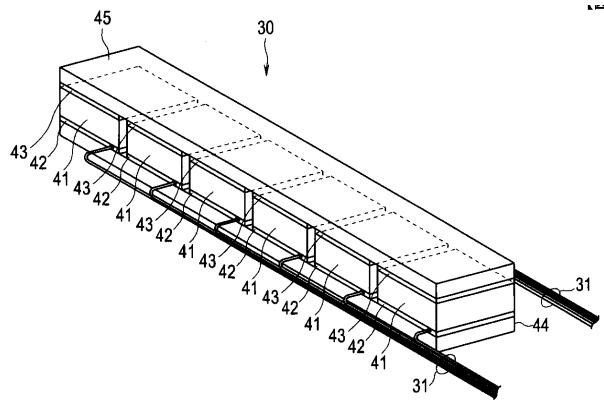
【図 14】



【図 12】



【図 13】



专利名称(译)	手术治疗装置和手术治疗系统		
公开(公告)号	JP2015043879A	公开(公告)日	2015-03-12
申请号	JP2013176969	申请日	2013-08-28
[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	伊藤 寛		
发明人	伊藤 寛		
IPC分类号	A61B18/00 A61B18/04 A61B17/28		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B17/38.310 A61B17/28 A61B17/00.700 A61B17/32.510 A61B18/08		
F-TERM分类号	4C160/JJ12 4C160/JJ13 4C160/JJ46 4C160/KK47 4C160/MM32 4C160/NN07 4C160/NN13		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
其他公开文献	JP6184253B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种具有良好的可操作性的手术治疗装置，该手术治疗装置易于接近治疗部位或患处并容易抓住生物组织，并且可以快速，容易地对生物组织进行适当的凝固治疗或切口治疗。 报价。 外科治疗设备（1）具有压电元件单元（30），该压电元件单元（30）设置在可打开/可关闭的抓握部分（22）上，用于处理设置在插入部分（2、3、4）远端的活体组织，当将电信号提供给压电元件单元30时产生的超声波振动以及与超声波振动同时产生的压电元件单元30的发热允许对生物组织进行凝结/切口处理。 [选择图]图2

