

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2003 - 135479

(P2003 - 135479A)

(43)公開日 平成15年5月13日 (2003.5.13)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マ-ト* (参考)
A 6 1 B 18/00		A 6 1 B 17/28	4 C 0 6 0
	17/28	17/36	330
	18/04	17/38	310

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 10数)

(21)出願番号 特願2001 - 335623(P2001 - 335623)

(22)出願日 平成13年10月31日 (2001.10.31)

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 小川 晶久

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

(72)発明者 櫻井 友尚

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

(74)代理人 100058479

弁理士 鈴江 武彦 (外 4 名)

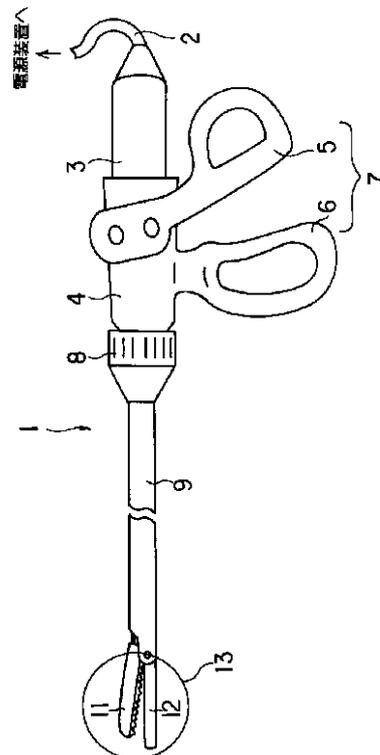
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 外科治療装置

(57)【要約】

【課題】本発明は処置部位もしくは患者に応じて適切な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と共に、安価な外科治療装置のシステムを構築することができるようにすることにある。

【解決手段】本発明は、超音波処置用プローブ先端と対となり、生体組織を把持する開閉可能なジョー 1 1 を有し、上記プローブ先端に発熱パターン 2 4 を設け、上記プローブ先端に設けられた発熱パターン 2 4 に通電し、該発熱パターン 2 4 を発熱させる外科治療装置である。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超音波振動子と、この超音波振動子で発生した超音波振動を受け、この超音波振動を先端に伝えるプローブと、

上記プローブ先端と対となり、生体組織を把持する開閉可能な押さえ部材を有した把持手段と、

上記プローブ先端に設けられた少なくとも一つの発熱素子と、

上記発熱素子と電気的につながっているプローブ側の接続部と、

上記プローブ側の接続部と電気的に着脱可能な超音波振動子側の接続部と、

上記各接続部を通じて上記プローブ先端に設けられた発熱素子に通電し、該発熱素子を発熱させる通電手段とを具備したことを特徴とする外科治療装置。

【請求項 2】 上記プローブ先端と対になる押さえ部材において生体組織を把持する面に弾性部材を設けたことを特徴とする請求項 1 に記載の外科手術用鉗子。

【請求項 3】 超音波振動子と、この超音波振動子で発生した超音波振動を受け、この超音波振動を先端に伝えるプローブと、

上記プローブ先端と対となり、生体組織を把持する開閉可能な押さえ部材を有した把持手段と、

上記押さえ部材に設けられた少なくとも一つの発熱素子と、

上記発熱素子に通電し、発熱素子を発熱させる通電手段とを具備したことを特徴とする外科治療装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は超音波振動により生体組織に治療を施す外科治療装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、超音波振動により生体組織を切開あるいは凝固する治療装置、所謂、超音波凝固切開装置は、例えば特開 2000 - 287989 号公報において知られる。この種の超音波凝固切開装置は高周波電流などの電気的エネルギーを用いた治療装置、所謂、電気メスに比べ、比較的低温下で、生体組織の凝固または切開を行なうことができる。従って、切開時、処置部位周辺の正常な組織への熱的な悪影響は少ない。その一方で、生体組織からの出血に対する凝固能力は電気メスなどの電気的エネルギーを用いた治療装置に比べ低い。

【0003】そこで、超音波凝固切開装置が、生体組織からの出血に対する凝固能力が低いことを補うため、超音波凝固切開装置自体に高周波電流を通電して高周波凝固可能な処置機能を設けたものがある。即ち、この種の超音波凝固切開装置は処置対象部位の切開に関しては超音波振動による処置であり、出血に対する凝固に関しては高周波電流による処置を行なう。

【0004】また、電気的エネルギーを用いた治療装置

には上記以外にも、ヒーターのような加熱手段を用いて、所謂、焼き鑊の原理で組織を凝固させる処置具も提案されている（特開 2001 - 190561 号公報及び特開 2001 - 190564 号公報）。このような加熱手段を用いた処置具では生体組織に電流を流す必要が無いため、生体に対して電気的な侵襲が低いことが利点である。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】前述の高周波電流を生体組織に通電することによって生体組織を凝固する機能を備えた超音波凝固切開装置は生体組織に高周波電流を流すので、ペースメーカー装着者には使用できなかった。また、この種の超音波凝固切開装置は高周波電流が周囲に漏れないように処置具等に耐電圧構造を設けなくてはならず、設計的な制約が大きかった。

【0006】一方、前述のヒーターのような加熱手段を用いた治療装置は生体組織に対する切開能力が低く、生体組織を切開するのに多くの時間が掛かっていた。

【0007】そこで、これらの治療装置はそれぞれの利点を生かし、処置部位もしくは患者によって使い分けられていたが、複数の治療装置を予め手術室に用意しておく必要があり、手術室内が手狭になっていた。また、複数の治療装置を必要とすることから設備費用が高んでいた。加えて、各々の治療装置を別々に直ちに使用できる状態に準備しておく必要があり、準備作業が煩雑であった。

【0008】本発明は上記問題点に着目してなされたもので、その目的とするところは、処置部位もしくは患者に応じて適切な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と共に、安価な外科治療装置のシステムを構築することができるようにすることにある。

【0009】

【課題を解決するための手段】請求項 1 に係る発明は、超音波振動子と、この超音波振動子で発生した超音波振動を受け、この超音波振動を先端に伝えるプローブと、上記プローブ先端と対となり、生体組織を把持する開閉可能な押さえ部材を有した把持手段と、上記プローブ先端に設けられた少なくとも一つの発熱素子と、上記発熱素子と電気的につながっているプローブ側の接続部と、上記プローブ側の接続部と電気的に着脱可能な超音波振動子側の接続部と、上記各接続部を通じて上記プローブ先端に設けられた発熱素子に通電し、該発熱素子を発熱させる通電手段とを具備したことを特徴とする外科治療装置である。

【0010】請求項 2 に係る発明は、上記プローブ先端と対になる押さえ部材において生体組織を把持する面に弾性部材を設けたことを特徴とする請求項 1 に記載の外科手術用鉗子である。

【0011】請求項 3 に係る発明は、超音波振動子と、この超音波振動子で発生した超音波振動を受け、この超

音波振動を先端に伝えるプローブと、上記プローブ先端と対となり、生体組織を把持する開閉可能な押さえ部材を有した把持手段と、上記押さえ部材に設けられた少なくとも一つの発熱素子と、上記発熱素子に通電し、発熱素子を発熱させる通電手段とを具備したことを特徴とする外科治療装置である。

【0012】

【発明の実施の形態】(第1実施形態)図1から図5を参照して本発明の第1実施形態に係る熱凝固機能付き超音波切開凝固鉗子を説明する。

【0013】図1は熱凝固機能付き超音波切開凝固鉗子1の概観を示す。この熱凝固機能付き超音波切開凝固鉗子1は外部電源装置に電気的及び機械的に連結されるケーブル2を備え、内部に超音波振動子(図示せず)を内蔵し、かつ上記ケーブル2からの外部の熱信号を伝達する手段を有した振動子部3と、この振動子部3を着脱自在に装着して固定可能であるハウジング部4と、このハウジング部4に取り付けられ、可動操作可能な操作ハンドル5と固定ハンドル6を有したハンドル部7と、上記ハウジング部4に回転可能に取り付けられた回転操作部材8と、この回転操作部材8に固定的に取り付けられた挿入管部9と、この挿入管部9の先端部位に取り付けられ、上記操作ハンドル5を回転することで上下に動くジョー11と、上記振動子部3に固定され、超音波振動子で作られた超音波振動を先端側へと伝達し、かつ熱信号を先端側の発熱手段へ伝達する手段を有したプローブ12とから成っている。

【0014】上記挿入管部9と回転操作部材8とハウジング部4にはこれらにわたり一貫した内孔が形成されている。この内孔には上記振動子部3に固定されたプローブ12が挿入される。そして、プローブ12を内孔に挿入し、振動子部3をハウジング部4に嵌め込み固定したとき、プローブ12の先端は押さえ部材としてのジョー11と対となるように配置され、上記開閉可能なジョー11とによって生体組織を把持する生体把持手段13を構成する。

【0015】次に、図2、4、5に基づき、振動子部3とプローブ12の構成を具体的に説明する。図2は振動子部3とプローブ12を固定した状態を示す。振動子部3の外周には弾性体から成るリング21が装着され、ハウジング部4に振動子部3を嵌め込んだとき、リング21がハウジング部4の内壁と略密に当接して振動子部3を位置決め固定する。振動子部3の先端には超音波振動子で発生した超音波振動を増幅するホーン部22が設けられている。ホーン部22の先端にはねじ結合によりプローブ12の末端が着脱自在に連結される。

【0016】上記プローブ12の先端には発熱素子としての発熱パターン24が配置され、上記プローブ12の基端には電気的接続部としての伝達端子25が配置され、さらに上記プローブ12の中間部には上記発熱パ

ーン24と上記伝達端子25とを電気的に連絡する信号伝達パターン26が設けられている。伝達端子25はホーン部22の先端に設けられた接続部としての電気的接点23に対して電気的につながる。

【0017】発熱パターン24のパターン幅は図3

(a)で示す如く、上記信号伝達パターン26のものよりも狭く、かつ発熱パターン24は複数に折り返されて蛇行して配置されている。このため、配置領域の面積に当りの発熱パターン24の沿線距離が長く、発熱パターン24の電気抵抗値が高くなっている。さらに、発熱パターン24は図3(c)で示す如く、ジョー11と相対して向き合う半周領域に配置されている。つまり、ここでは、発熱パターン24はジョー11側に向けたプローブ12の周面領域にのみ設けられている。

【0018】上記信号伝達パターン26は図4で示す如く、第1の伝達パターン26aと第2の伝達パターン26bの対からなっており、伝達端子25は第1の伝達端子25aと第2の伝達端子25bの対からなっている。そして、第1の伝達パターン26aは第1の伝達端子25aへ電気的に接続され、第2の伝達パターン26bは第2の伝達端子25bへ電気的に接続されている。各伝達端子25a、25bはプローブ12の外周に全周にわたり環状に形成され、かつプローブ12の前後に隔離されて電気的に絶縁された状態で設けられている。

【0019】次に、伝達端子25の構造について、図4(b)(c)を用いて詳細に説明する。プローブ12の外周は第1の絶縁素材35でコーティングが施され、この絶縁素材35の外周上には露出して上記第1の伝達パターン26aと第1の伝達端子25aが配置され、かつ固定的に取り付けられている。また、第1の伝達端子25aに近接して第2の絶縁素材36が第1の伝達パターン26aを覆うようにプローブ12の全周にわたりコーティングで設けられている。第2の絶縁素材36の外周上には上記第2の伝達端子25bが露出して環状に配置され、固定的に取り付けられている。また、図4(c)に示すように、第1の伝達端子25aに接続している第1の伝達パターン26aは第2の絶縁素材36の下側を通り、第1の伝達パターン26aと第2の伝達端子25bの間には第2の絶縁素材36が介在し、第1の伝達パターン26aと第2の伝達端子25bの短絡が防止される構造になっている。

【0020】上記プローブ12の末端とホーン部22の先端を連結する構造は以下の通りである。まず、図4で示すように、プローブ12の末端部分には雄ねじ部31を設ける。また、図5で示すように、ホーン部22の先端には鉸41と雌ねじ部42を設ける。雌ねじ部42はこれに上記プローブ12の末端側に設けた雄ねじ部31をねじ込み、プローブ12を連結するものである。鉸41はホーン部22の先端から突き出す略半円弧筒状のものであって、この鉸41の内径はプローブ12の末端部

外径に見合うように形成されている。そして、プローブ12をホーン部22に連結したとき、プローブ12の末端外周が鏝41の内面に密に接触して位置決めされる。

【0021】尚、鏝41は外方向へ撓りを生じるような弾性力を持たせたものでもよい。この場合には鏝41の撓りによりその内径がプローブ12の外径と略同じ径になるように設計できる。このようにすれば、プローブ12の末端外周が鏝41の内面に圧着させて安定的に連結することができる。

【0022】ところで、図4に示すように、プローブ12の末端外周に配設した第1の伝達端子25aと第2の伝達端子25bはプローブ12の軸方向に離れた位置に設置されている。第1の伝達端子25aはプローブ12の末端(雄ねじ部31が始まる位置)からL1の距離のところに設けられ、第2の伝達端子25bは第1の伝達端子25aからL2の距離のところに設けられている。

【0023】一方、ホーン部22の鏝41にはプローブ12の伝達端子25a、25bに接触される上記電氣的接点23が設けられる。この電氣的接点23はプローブ12の伝達端子25における第1の伝達端子25aと第2の伝達端子25bに対して個別的に接触する第1の接続端子23aと第2の接続端子23bを有する。これらの接続端子23a、23bは鏝41の全内周にわたり設けられている。そして、接続端子23a、23bはそれぞれ図5(a)で示されるように、鏝41の基端(プローブ12の基端が位置決め接合する位置)からの距離が異なる位置に配置されている。第1の接続端子23aはL1の距離に設けられ、また、第2の接続端子23bはL2の距離に設けられている。ここで、距離L1、L2は前述のプローブ12上の伝達端子25a、25bの位置する距離L1、L2と対応一致する。

【0024】また、両接続端子46a、46bはそれぞれ図5(c)で示されるように、振動子部3のホーン部22に設けた外部伝達パターン47aと第2の外部伝達パターン47bに対して個別的に電氣的接続がなされる。各外部伝達パターン47a、47bはそれぞれホーン部22に設けた連絡孔48a、48b内へと導かれ、最終的に振動子部3内に配された上記ケーブル2に続く配線に電氣的に接続されている(この部分は図示せず)。ケーブル2内の配線には振動子部3の超音波振動子と電氣的につながる超音波信号の配線と、外部伝達パターン47a、47bにつながる発熱信号の配線とが存在する。

【0025】尚、プローブ12及びホーン部22上の各パターンは何れも絶縁コーティングされた上に設けられているので、各々パターン47a、47bとプローブ12もしくはホーン部22とが短絡することはない。

【0026】次に、熱凝固機能付き超音波切開凝固鉗子1の生体把持手段13の構造について説明する。図3(a)で示す如く、プローブ12は挿入管部9内を通

り、その先端が挿入管部9の先端から突き出し、ジョー11と相対して向き合うように配置される。上記ジョー11は図3(d)に示す如く、挿入管部9の先端両壁部分に、ジョー11の基端両側部分を各々ピン51a、51bで同軸的に枢着することにより組み付けられている。ジョー11の末端側には進退棒52が連結される。進退棒52は挿入管部9の内孔を通り、ハウジング部4に回転可能に取り付けられた操作ハンドル5と連結しており、操作ハンドル5を前後に回転する操作をすると、上記進退棒52がそれに応じて進退し、ジョー11はピン51a、51bを支点としてプローブ12の先端部分に接離する上下の向きに回転する。よって、ジョー11とプローブ12の間で生体組織を把持することが可能である。

【0027】また、ジョー11の両脇には押さえ部54a、54bが設けられている。この押さえ部54a、54bの突出し先端は凹凸の歯形状になっている。このような押さえ部54a、54bを設けているので、把持した生体組織が意図せずに外れ落ちにくい。

【0028】図3(b)で示すように、ジョー11の本体53の両脇にはそれぞれ突き出して設けた押さえ部54a、54bの間に位置し、プローブ12の先端部分に向き合う把持面部分には弾性部材55が配置され、この弾性部材55はジョー11の本体53に固定されている。

【0029】以下、熱凝固機能付き超音波切開凝固鉗子1の使用法に関して説明する。熱凝固機能付き超音波切開凝固鉗子1はプローブ12と、振動子部3と、それ以外の、ジョー11を有する挿入管部9を組み付けたハウジング部4側に分かれているが、使用する場合はこれらを組み立てる。

【0030】まず、プローブ12と振動子部3を組み付ける。つまり、プローブ12を回転しながらプローブ12の雄ねじ部31をホーン部22の雌ねじ部32にねじ込む。プローブ12がホーン部22に完全にねじ込まれたとき、プローブ12上の伝達端子25とホーン部22の鏝41上に設けられた電氣的接点23はそれぞれ密に接する電氣的接続状態になる。プローブ12の外径よりも鏝41の内側形状を僅かに小さくしておけば、プローブ12が挿入されることによって鏝41が僅かに撓り、更に積極的に上記伝達端子25と電氣的接点23が強く密に接触する。

【0031】また、プローブ12の末端部に設けられた伝達端子25とホーン部22の鏝41上に設けられた電氣的接点23の位置関係について説明する。プローブ12がホーン部22に完全にねじ込まれ、プローブ12の雄ねじ部31が始まる位置と鏝41の基端が一致したとき、伝達端子25と電氣的接点23の位置L1、L2も一致し、プローブ12上の伝達端子25と鏝41上の電氣的接点23の両者は電氣的に接続される。

【0032】次に、振動子部3とプローブ12を組み付けたものを、ハウジング部4の後端から内部に差し込み挿入する。プローブ12はハウジング部4の内孔、回転操作部8の内孔、挿入管部9の内孔をすべて通過し、その先端部分が挿入管部9の先端から外部に突き出し、ジョー11に相対する位置に配される。振動子部3の先端側部分の外周にあるリング21は弾性体で作られているのでハウジング部4の内孔に密に嵌まり変形し、その弾性力と摩擦力により、振動子部3を固定的に位置決め固定する。よって、プローブ12、振動子部3の部分

と、ジョー11を有する生体把持手段13の部分は一体的な組立て状態の超音波切開凝固鉗子1となる。

【0033】次に、振動子部3の末端側のケーブル2を外部電源装置に接続する。このとき、ケーブル2と外部電源装置は電気的、メカ的に接続されるが、ケーブル2の電気的接続先は超音波凝固切開信号を発信する電源装置と熱信号を発信する電源装置である。

【0034】この状態で外科手術を始める。まず、プローブ12の先端部分とジョー11との間に処置対象部位を挟み把持する。切開を行なう場合には超音波振動を利用して切開を行う。このときの超音波凝固切開信号は電源装置からケーブル2を經由して超音波振動子へ伝達される。超音波振動子で作られた超音波振動はホーン部22で増幅されてプローブ12へ伝わり、プローブ12の先端部で生体組織に作用する。このとき、プローブ12とジョー11の間で生体組織を把持していることは言うまでもない。

【0035】また、生体組織を凝固したいときは、発熱パターン24に熱を発生させ、この熱を利用して行なう。すなわち、熱信号は電源装置からケーブル2を經由してホーン部22の外部伝達パターン47aからプローブ12の第1の伝達パターン26aへと伝達される。このとき、第1の伝達パターン26aは第2の伝達端子25bの下側を通るが、両者は電気的に絶縁されているため、短絡する事はない。第1の伝達端子25aは第1の伝達パターン26aに電気的に接続しているので、第1の伝達端子25aに伝達された熱信号は第1の伝達パターン26aを經由して先端の発熱パターン24へと送信される。発熱パターン24はその送信された熱信号により発熱する。ここで、伝達パターン26a、26bの幅と発熱パターン24の幅は異なり、発熱パターン24の幅の方が小さいので発熱パターン24における電気的な抵抗が大きくなる。よって、発熱パターン24を熱信号が通過するとき、伝達パターン26a、26bよりかなり多い熱を発する。また、発熱パターン24はその沿線距離が長くなるように設計されているので、配置領域の面積割合に比べて電気的な抵抗が増すので、集中的に配置された発熱パターン24の部分からより多くの熱を発する。この発熱パターン24で発した熱は把持中の生体組織に作用し、その生体組織を蛋白変性し、把持中の

生体組織を凝固する。

【0036】発熱パターン24に伝達された熱信号は第2の伝達パターン26bを経てこれに電気的に接続している第2の伝達端子25bへと伝達される。第2の伝達端子25bへ伝達した熱信号は鏑41上の第2の接続端子23bを経て、ホーン部22の外部伝達パターン47bを經由し、ケーブル2内の配線へ伝達され、最終的に電源装置に戻る。

【0037】次に、ジョー11に設けられた弾性部材55の作用について説明する。ジョー11とプローブ12の間で生体組織を挟んだ状態で超音波振動を起して生体組織の切開を行った場合、生体組織の切離が終了し、最終的にプローブ12とジョー11の弾性部材55が当接する接触状態になる。このとき、プローブ12が超音波振動を発信していても上記弾性部材55が、いわゆるクッションの役割をなすため、超音波振動によってジョー11が破損することを極力防ぐことができる。また、プローブ12上加わる超音波振動の反撃力が緩和され、プローブ12上に設けた発熱パターン24がその反撃される超音波振動によって破損することを極力防止できる。

【0038】(第2実施形態)図6から図9を参照して本発明の第2実施形態に係る熱凝固機能付き超音波切開凝固鉗子を説明する。

【0039】前述した第1実施形態に係る熱凝固機能付き超音波切開凝固鉗子1では発熱パターン24による発熱素子部をプローブ12側に設けたが、本実施形態に係る熱凝固機能付き超音波切開凝固鉗子1ではジョー11側に発熱素子部を設けるようにした。

【0040】すなわち、図6(a)に示すように、ジョー11の、プローブ12と相対する把持側の面部に発熱パターン61を設ける。この発熱パターン61のパターン幅は前述した実施形態のものと同様に狭く、その両側には前述の伝達パターンの代わりに伝達配線62が配される。

【0041】図7(a)(b)に示すように、挿入管部9はプローブ12が挿通されるプローブ挿入孔63と、上記進退棒52および上記配線62が挿通される貫通孔64が別々に設けられている。ここで、進退棒52はジョー11のリンク連結部65と可動可能なように組み合っていることは言うまでもない。また、挿入管部9は図7(b)に示すように、所謂ダブルルーメン形状のものである。

【0042】また、図8に示すように、ハウジング部4上の末端側には接続ピン66が設けられている。この接続ピン66は円柱形状の部材であり、ハウジング部4の外側へ伸びて突き出している。接続ピン66上には2つの接点部分を有する接点67が配されている。

【0043】この接点67の2つの接点部分は接続ピン66上の全周にわたって設けられている。上記配線62

の末端側は回転操作部 8 の一部からそれぞれ外側へ延びて上記接続ピン 66 に電氣的メカ的に接続される。

【0044】尚、ジョー 11 に設ける発熱部は発熱パターンにもよるが、図 9 に示すような発熱素子 68 を用いたものでもよい。

【0045】次に、本実施形態に係る熱凝固機能付き超音波切開凝固鉗子 1 の使用例について説明する。熱信号を発信する電源装置から接続ピン 66 上の接点にそれぞれケーブル 2 を配線する。その他の準備は前述の通りである。

【0046】外科手術が始まり、生体組織を凝固したいときは電源装置から熱信号を発信させ、電源から発信された熱信号は接続ピン 66 の接点へ伝達され、伝達配線 62 を経由して発熱パターン 61 に至り発熱パターン 61 を発熱させる。また、図 9 に示すような発熱素子 67 の場合はその素子が発熱する。よって、把持した状態にある生体組織が熱作用によって凝固させることができる。

【0047】(第 3 実施形態) 図 10 および図 11 を参照して本発明の第 3 実施形態に係る熱凝固機能付き超音波切開凝固鉗子を説明する。本実施形態ではプローブ 12 の先端部分に配設された発熱パターン 24 の破損を防止する別の構成の例である。

【0048】本実施形態でのプローブ 12 はプローブ 12 の先端部分の縦断面形状が、図 10 (b) で示すように長円形であり、プローブ 12 の基端側部分は縦断面形状が図 10 (b) の破線で示すように円形であって、この部分の外径は前述のプローブ 12 の外径と等しい。プローブ 12 の長い側面に面状の発熱パターン 24 を設けた。この他の構成は前述の実施形態のものと同じである。

【0049】また、プローブ 12 または挿入管部 9 はその中心軸回りに回転できるように取り付けられるため、プローブ 12 の短面をジョー 11 に向けた図 11 (a) で示す状態とプローブ 12 の長面をジョー 11 に向けた図 11 (b) で示す状態のいずれも選択できる。振動子部 3 はハウジング部 4 に弾性部材である Oリング 21 が潰れる摩擦力のみで組み付けられているため、振動子部 3 はプローブ 12 と共にハウジング部 4 に対して回転可能であり、手元側の操作部において振動子部 3 を回転させることによりプローブ 12 を軸回りに回転させ得る。また、回転操作部 8 を回転して挿入管部 9 とその挿入管部 9 の先端に設けられたジョー 11 を一体的に回転させることによって、プローブ 12 を軸回りに挿入管部 9 を回転させることにより行なうこともできる。

【0050】そして、超音波切開凝固鉗子 1 を用いて、超音波振動によって生体組織を切開するときには、プローブ 12 の短面をジョー 11 に向けた図 11 (a) で示す状態にて行なう。このときの把持面には発熱パターン 24 を設けていないので超音波振動によって、ジョー 11

とプローブ 12 の面が接触した状態でも発熱パターン 24 が破損することはない。

【0051】また、熱信号によって、生体組織の凝固を行うときはプローブ 12 の長面(発熱パターン 24 が設けられた面)をジョー 11 に向けた図 11 (b) で示す状態にて行なう。

【0052】このように超音波切開時はプローブ 12 の短面で切開を行い、凝固時はプローブ 12 の長面の発熱パターン 24 で行い、状況に応じて使い分けるため、超音波切開時に発熱パターン 24 を損傷することはない。また、断面積が小さな短面で超音波切開することで、その切開能が向上し、一方、断面積が大きな長面で凝固することで凝固能が向上する事になる。

【0053】(第 4 実施形態) 図 12 を参照して、本発明の第 4 実施形態に係る超音波切開凝固鉗子を説明する。本実施形態は、前述した第 1 実施形態のものに使用する電源装置の一例である。

【0054】本実施形態の電源装置の構成は超音波信号を発信する超音波コントロール回路 71 と熱信号を発信するヒーターコントロール回路 72 と両回路 71, 72 に電源を供給する電源回路 73 と、上記電源回路 73 から上記超音波コントロール回路 71 へ電源を供給するための電線 A1 と、上記電源回路 73 から上記ヒーターコントロール回路 72 へ電源を供給するための電線 A2 から成る。加えて、上記超音波コントロール回路 71 にはこれから発信された超音波信号をプローブ 12 側の超音波振動子へ伝達する信号伝達系 B が接続され、上記ヒーターコントロール回路 72 にはこれから発信された熱信号をプローブ 12 側の伝達パターンへ伝達する信号伝達部 C が接続されている。更に、超音波信号を発信させるための入力スイッチ 74 と、熱信号を発信させるための入力スイッチ 75 と、操作された入力スイッチ 74, 75 により制御される制御回路 76 が設けられている。制御回路 76 は操作された入力スイッチ 74, 75 に応じて超音波コントロール回路 71 とヒーターコントロール回路 72 に駆動信号を送る。

【0055】次に、本実施形態の電源装置の使用方法を以下に示す。例えば、第 1 実施形態の外科治療機のケーブル 2 を上記信号伝達系 B, C に接続する。ここで、ケーブル 2 内の超音波振動子へ連絡する配線は信号伝達部 A に接続し、伝達パターンへ連絡する配線は信号伝達系 B に接続される。

【0056】外科手術が開始され、外科治療機の超音波凝固切開能を利用したい時には入力スイッチ 74 を押す。入力スイッチ 74 の信号は制御回路 76 を経由し、超音波コントロール回路 71 へ伝達される。すると、超音波コントロール回路 71 から超音波信号は発信され、外科治療機の超音波振動子が作動する。最終的にプローブ 12 が超音波振動し、生体組織を切開もしくは凝固することになる。

【0057】また、外科治療機のヒーターを利用したい時には入力スイッチ75を押す。入力スイッチ75の信号は制御回路76を経由し、ヒーターコントロール回路72へ伝達される。すると、ヒーターコントロール回路72から熱信号が発信され、外科治療機のヒーターが作動する。最終的にヒーター部が加熱され、その熱作用によって組織を凝固することになる。

【0058】ここで、上記両コントロール回路71, 72には1つの電源回路73から、電線A1もしくはA2を経由して電源が供給されることになる。このように電源回路73を共通にすることで複数の外科用処置機能をそれぞれ駆動する異なる複数のコントロール回路71, 72を1つの装置内に設ける事ができ、システムの価格を安価にする事が出来る。

【0059】また、本実施形態の電源装置は複数の外科用処置具を使用する場合、上記複数の処置具を個々に駆動する複数の駆動回路とし、上記複数の駆動回路と接続される単一の電源回路を備える外科用治療システムとしてもよいことは勿論である。

【0060】(第5実施形態)図13および図14を参照して本発明の第5実施形態に係る超音波切開凝固鉗子を説明する。本実施形態は前述した第2実施形態での電源装置の構成に係り、特に熱信号を発信する電源装置についてのものである。

【0061】本実施形態の電源装置は超音波切開凝固鉗子1の接続ピン66に接続するための接続端子80と電源本体81とスイッチ部82と組付け部83と伝達線84から成る。図13を用いて電気的な回路の説明をすると、スイッチ部82は伝達線84により電源本体81の内部の制御部85に電気的に接続される。制御部85は電源本体81の内部に設けられた熱出力部86に接続され、熱出力部86は電源87と接続端子80に電気的に接続される。

【0062】図14は電源装置の外観を示しており、前述のスイッチ部82には組付け部83が設けられている。この組付け部83はその断面がC字型となっている。また、その素材は弾性力を有するものである。C字型断面の組付け部83の内径は第2実施形態のハンドル部7における部材の外径と略同じである。ハンドル部7における部材に組付け部83を取り付けることができる。

【0063】また、接続端子80と電源本体81は一体的に組み付けられている。スイッチ部82と上記接続端子80と電源本体81が伝達線84で繋がっていることはいうまでもない。接続端子80は内孔を有すが、この内孔の形状は第2実施形態の接続ピン66の外径と略同じであるため、接続ピン66と電気的メカ的に接続可能である。

【0064】以下に、本実施形態の使用方法について述べる。外科手術が始まる前において、例えば、第2実施

*形態のような外科治療機の接続ピン66に本実施形態の接続端子80を組み付ける。接続端子80の内孔は接続ピン66の外径と略同じであるため、両者を密に組み付け得る。

【0065】次に、組付け部83をハンドル部7の部材に組み付け固定する。組付け部83はC字形状であるため、その空いた部分からハンドル部7の部材をC字形状内部に押し入れる。組付け部33は弾性部材で出来ているため、適度にその形状が変化し、ハンドル部7の部材が導入可能である。また、ハンドル部7の部材の断面形状とC字形状の内径が略同じであるため、密に固定される。よって、熱信号を発信する電源装置は上記外科治療機と一体的に組み付けられる事になる。

【0066】そして、外科手術が開始され、プローブ12のヒーター能を利用したい時はスイッチ部82を押す。すると、信号が伝達線84を経由して電源本体81内の制御部85に入力される。制御部85から発信された信号は熱出力部86へと伝達される。ここで、熱出力部86から熱信号が発信され、接続端子80へと伝達される。接続端子80と外科治療機側の接続ピン66は電気的メカ的に接続されているので、熱信号を外科治療機側へ伝達する事になる。接続ピン66に伝達された熱信号は最終的にプローブ12のヒーター部へと伝わり、ヒーター部が加熱する。よって、生体組織を熱作用により凝固する事が可能となる。

【0067】本実施形態では熱信号を発信する電源装置を小形化し、外科治療機と一体的に組み合わせる事で電源装置を設置するスペースが不要となり、手術室内が電源装置によって狭くなる事を防止する事が出来る。尚、本発明は前述した各実施形態に限定されるものではない。また、上述した説明からは、複数の外科用処置具と、上記複数の処置具を駆動する複数の駆動回路と、上記複数の駆動回路と接続される単一の電源回路とからなる事を特徴とする外科用治療システムが得られる。

【0068】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、処置部位もしくは患者に応じて適切な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と共に、安価な外科治療装置のシステムを構築することができるようにすることにある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1実施形態に係る熱凝固機能付き超音波切開凝固鉗子の外観図。

【図2】同じく第1実施形態に係る熱凝固機能付き超音波切開凝固鉗子の振動子部の側面図。

【図3】(a)は図1中のA部を拡大して示す図、(b)は(a)中のB矢視図、(c)は(a)中のC矢視図、(d)中のD矢視図。

【図4】同じく第1実施形態に係る熱凝固機能付き超音波切開凝固鉗子の振動子部の基端付近部を示し、(a)

はその側面図、(b)はその斜視図、(c)は(b)中のB-B線に沿う横断面図。

【図5】同じく第1実施形態に係る熱凝固機能付き超音波切開凝固鉗子のホーン部を示し、(a)はその側面図、(b)はその正面図、(c)は平面図。

【図6】本発明の第2実施形態に係る熱凝固機能付き超音波切開凝固鉗子を示し、(a)はそのジョーの下面図、(b)はそのジョーの側面図。

【図7】同じく第2実施形態に係る熱凝固機能付き超音波切開凝固鉗子を示し、(a)はその先端付近部分の一 10部を断面して示した側面図、(b)は(a)中のA-A線に沿う横断面図。

【図8】同じく第2実施形態に係る熱凝固機能付き超音波切開凝固鉗子のハウジング部及びハンドル部の側面図。

【図9】同じく第2実施形態に係る熱凝固機能付き超音波切開凝固鉗子のジョーの下面図。

【図10】本発明の第3実施形態に係る熱凝固機能付き超音波切開凝固鉗子を示し、(a)はその先端付近部分の側面図、(b)はそのプローブの横断面図。 20

【図11】本発明の第3実施形態に係る熱凝固機能付き超音波切開凝固鉗子を示し、(a)はその先端付近部分の斜視図、(b)はそのプローブの他の回転位置を示す斜視図。

【図12】本発明の第4実施形態に係る超音波切開凝固鉗子に使用する電源装置の回路図。 *

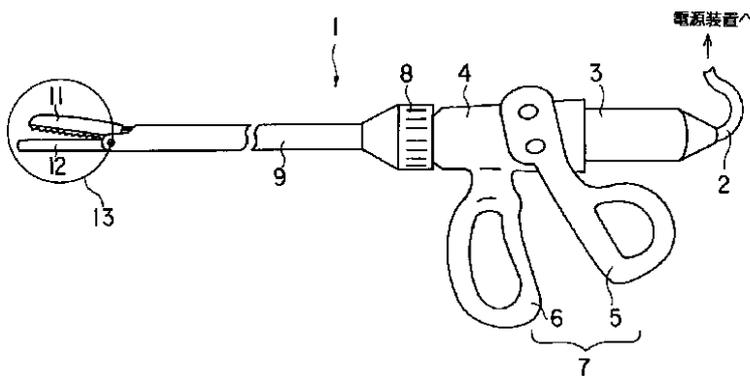
*【図13】本発明の第5実施形態に係る超音波切開凝固鉗子に使用する電源装置の回路図。

【図14】同じくその第5実施形態に係る電源装置の外観図。

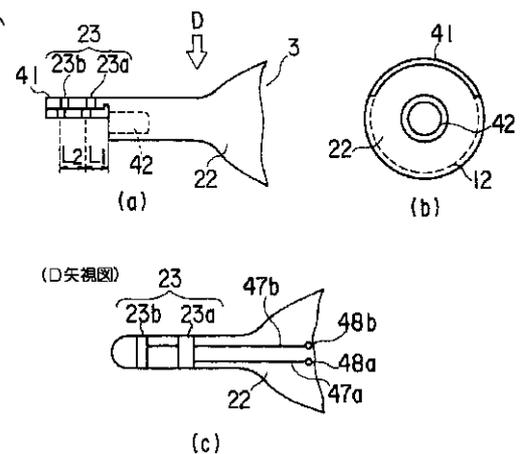
【符号の説明】

- 1...熱凝固機能付き超音波切開凝固鉗子
- 2...ケーブル
- 3...振動子部
- 4...ハウジング部
- 7...ハンドル部
- 9...挿入管部
- 11...ジョー
- 12...プローブ
- 13...生体把持手段
- 22...ホーン部
- 23a...第1の接続端子
- 23b...第2の接続端子
- 24...発熱パターン
- 25...伝達端子
- 25a...第1の伝達端子
- 25b...第2の伝達端子
- 26a...第1の伝達パターン
- 26b...第2の伝達パターン
- 35...第1の絶縁素材
- 36...第2の絶縁素材

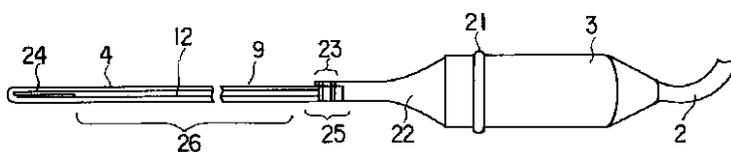
【図1】



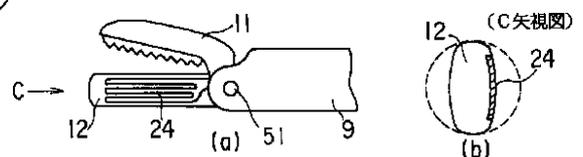
【図5】



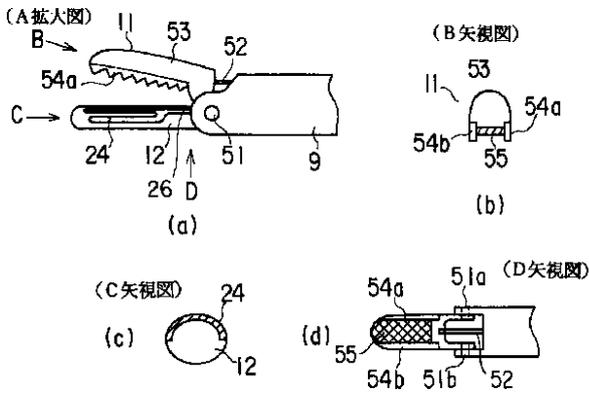
【図2】



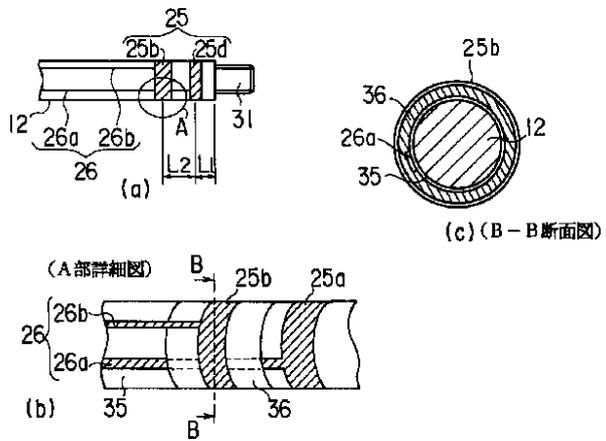
【図10】



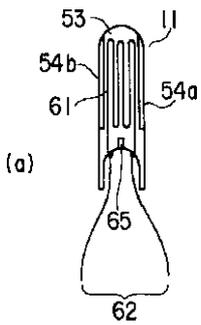
【図3】



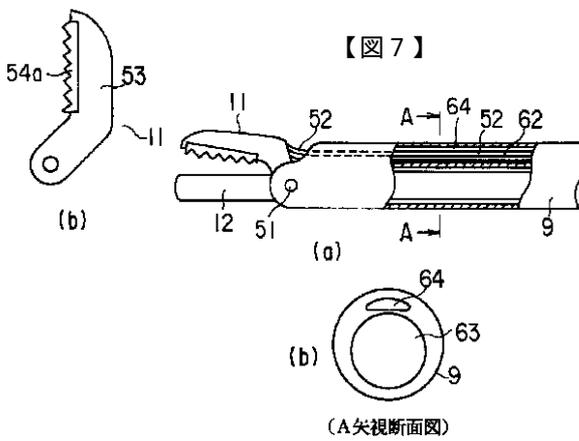
【図4】



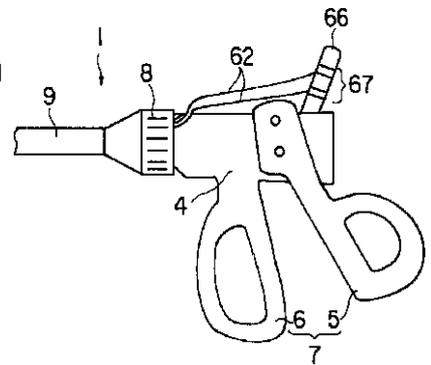
【図6】



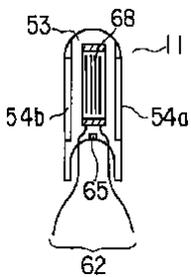
【図7】



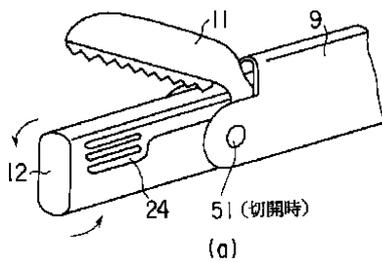
【図8】



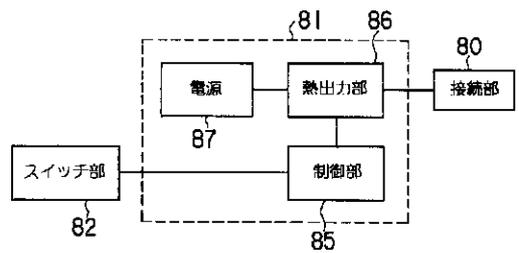
【図9】



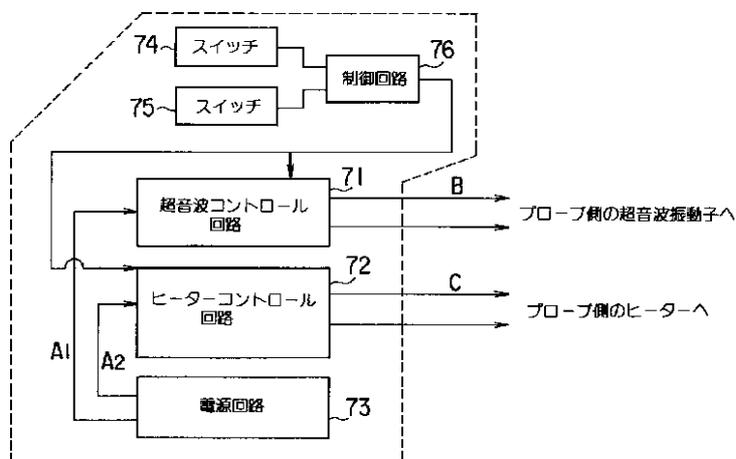
【図11】



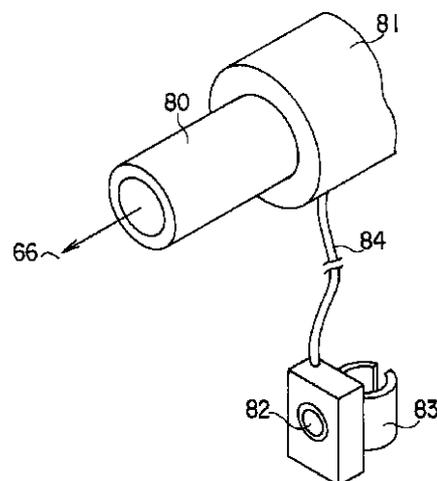
【図13】



【図12】



【図14】



フロントページの続き

- (72)発明者 高橋 裕之
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
- (72)発明者 村上 栄治
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
- (72)発明者 飯田 浩司
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

- (72)発明者 細田 誠一
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
- (72)発明者 野田 賢司
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
- (72)発明者 中村 剛明
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 GG06 JJ22 KK47 MM24

专利名称(译)	外科治疗装置		
公开(公告)号	JP2003135479A	公开(公告)日	2003-05-13
申请号	JP2001335623	申请日	2001-10-31
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工业株式会社		
[标]发明人	小川 晶久 櫻井 友尚 高橋 裕之 村上 栄治 飯田 浩司 細田 誠一 野田 賢司 中村 剛明		
发明人	小川 晶久 櫻井 友尚 ▲高▼橋 裕之 村上 栄治 飯田 浩司 細田 誠一 野田 賢司 中村 剛明		
IPC分类号	A61B17/28 A61B18/00 A61B18/04		
FI分类号	A61B17/28 A61B17/36.330 A61B17/38.310 A61B17/32.510 A61B18/08		
F-TERM分类号	4C060/GG06 4C060/JJ22 4C060/KK47 4C060/MM24 4C160/JJ12 4C160/JJ13 4C160/JJ22 4C160/JJ23 4C160/JJ46 4C160/KK47 4C160/KL02 4C160/MM32		
其他公开文献	JP4059658B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：响应于待治疗的部位或患者，快速且容易地进行适当的凝固或切割治疗，并且还组织用于廉价手术治疗设备的系统。解决方案：手术治疗装置设置有钳口11，钳口11与超声波治疗探头的端部成对，并且可以打开/关闭以抓取生物组织。发热图案24布置在探针的末端并被激励以产生热量。

