

(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 - 126110

(P2003 - 126110A)

(43)公開日 平成15年5月7日(2003.5.7)

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

審査請求 未請求 請求項の数 10 L (全 13数)

(21)出願番号 特願2001 - 326684(P2001 - 326684)
 (22)出願日 平成13年10月24日(2001.10.24)

(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 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 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)

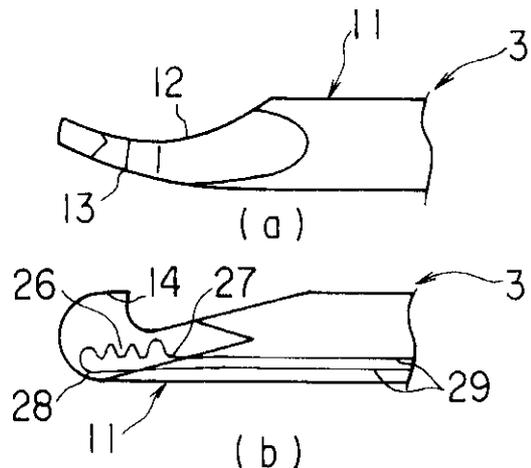
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波処置具

(57)【要約】

【課題】超音波処置に加えて、生体組織に通電せずに凝固処置を効率よく行うことができる超音波処置具を提供することにある。

【解決手段】超音波振動を発生する振動子と、この振動子で発生した超音波振動を伝達するプローブ3と、このプローブ3の先端に設けられ、かつ生体組織と接触して超音波処置を行う先端処置部11とを備えた超音波処置具において、前記プローブ3の先端処置部11に通電により発熱する発熱手段としての発熱部26を設けたことを特徴とする。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波振動を発生する振動子と、この振動子で発生した超音波振動を伝達するプローブと、このプローブの先端に設けられ、かつ生体組織と接触して超音波処置を行う先端処置部とを備えた超音波処置具において、前記プローブの先端処置部に通電により発熱する発熱手段を設けたことを特徴とする超音波処置具。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、超音波振動する先端処置部を生体組織に接触して患部等を処置する超音波処置具に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、例えば、特開平4-212338号公報、特開2000-254136号公報に示すように、超音波振動する先端処置部を生体組織に接触して患部等を処置する超音波処置具が知られている。

【0003】特開平4-212338号公報に示す超音波処置具は、超音波振動を伝達するプローブの先端部が平板状に加工されるとともに凹部（フック部）が形成されている。特開2000-254136号公報は、超音波処置だけでなく、さらに高周波通電による処置も可能に構成されている。

【0004】また、USP5,013,312ではバイポーラ電極の手元側に超音波変換器を有し、電極を超音波振動させて組織を切開し、バイポーラ通電して凝固するものが示されている。効果として、超音波振動することにより組織が電極に焦げ付くのを防止する点が挙げられている。

【0005】また、WO99/65406では加熱手段（厚膜ヒーターパターン）により組織を凝固可能な処置具が示されている。

【0006】さらに、超音波エネルギーを利用して、生体組織の切開や凝固などの処置を行う超音波処置装置として、例えば、特開2000-296135号公報や特願2000-283294号は、生体組織を把持しながら超音波振動によって処置する装置が開示されている。特願2000-283294号ではさらに可動する把持部に発熱体を設けたものが開示されている。

【0007】一方、従来の外科用切除器具として、特開平5-220157号公報や特開平6-311988号公報のように関節腔の処置を目的として、外管の中で回転する切除刃により半月板や軟骨の切除を行うものが知られている。しかし、この器具は、生体組織の切除時に毛細血管からの出血があり、特開平6-311988号公報では高周波を切除刃に通電して防止していた。また、特願2001-48583号のように細長い挿入部の先端部に発熱部があり、鼻内のアレルギー治療に使う器具が知られている。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、前述した特開平4-212338号公報、特開2000-254136号公報、USP5,013,312では超音波によって処置するものであり、組織の止血凝固には時間がかかるという問題があった。

【0009】また、WO99/65406では超音波振動子が無いために生体組織の焦げ付きを防止する手段として、フッ素樹脂のコーティングを行っていたが、耐久性が低いという問題があった。

【0010】また、特開2000-296135号公報も超音波処置しかできないため、凝固に時間が掛かる、あるいは凝固と同時に切開作用も働くので凝固のみを行う場合に、操作性が悪いという問題があった。

【0011】そのため、特願2000-283294号では可動する把持部に発熱体を設けて、凝固能を高めていた。しかし、可動する把持部に発熱体を設けていたため、超音波振動子への通電手段とは別に通電手段が必要となり、構造が複雑になるという問題があった。

【0012】また、特開平6-311988号公報では高周波電流の通電のためモータの駆動回路などにノイズが混入しやすく、対策の必要があり、構造が複雑になるという問題があった。さらに、特願2001-48583号は鼻内のアレルギー治療を行うものであり、軟骨などの組織を切除できなかった。

【0013】この発明は、前記事情に着目してなされたもので、その目的とするところは、超音波処置に加えて、生体組織に通電せずに凝固処置を効率よく行うことができる超音波処置具を提供することにある。

【0014】

【課題を解決するための手段】この発明は、前記目的を達成するために、超音波振動を発生する振動子と、この振動子で発生した超音波振動を伝達するプローブと、このプローブの先端に設けられ、かつ生体組織と接触して超音波処置を行う先端処置部とを備えた超音波処置具において、前記プローブの先端処置部に通電により発熱する発熱手段を設けたことを特徴とする。

【0015】前記構成によれば、超音波処置具によって生体組織の切開時にはプローブを超音波振動させて行う。また、生体組織の凝固時には、電源から発熱手段としての発熱部に通電され、発熱部が電気抵抗により発熱して先端処置部が加熱される。従って、超音波と発熱の各エネルギーによる生体組織の凝固・切開等を選択的に行うことができる。

【0016】

【発明の実施の形態】以下、この発明の各実施の形態を図面に基づいて説明する。

【0017】図1～図3は第1の実施形態を示し、図1は超音波処置具の側面図、図2(a)は超音波処置具の要部断面図、(b)は振幅と波長の関係を示す図、

(c) はフレキシブル基板の展開図、(d) はフレキシブル基板の断面図、図3(a) は先端処置部の平面図、(b) は先端処置部の側面図である。

【0018】図1～図3において、超音波処置具1は通電によって超音波振動する振動子2と、この振動子2で発生した超音波振動を伝達するプローブ3と、このプローブ3の先端処置部位外を覆うシース4とから構成されている。また、振動子2の後端からは電流を供給するための電源本体に接続されるコード5が延びているとともに、プローブ3の表面の後述する発熱部に通電するため10の接続コードが取り付け可能な接続ピン6が突設されている。この接続ピン6には互いに絶縁された接続電極6a, 6bが設けられている。

【0019】また、振動子2の先端に固定されているホーン7は発生した超音波振動を伝達し断面積を減少させることで振幅を拡大するようになっており、このホーン7の先端にはプローブ3を接続する雌ねじ部8が設けられている。プローブ3には雌ねじ部8に着脱可能な雄ねじ部9が設けられている。また、プローブ3をホーン7にねじ込む際に工具を係合させる、切り欠き部10が設けられている。20

【0020】プローブ3はその長さが振動周波数の半波長 / 2 (は波長) の整数倍に設定されており、先端処置部11がちょうど振動の腹に位置する。

【0021】また、プローブ3の先端には生体組織を切開・凝固するための先端処置部11が設けられている。また、先端処置部11に一番近い節の位置にはシース4の内面に対してプローブ3を位置決めする電気伝導性の弾性部材からなるリング15a, 15bが取付けられている。プローブ3の外側には先端処置部11の後端部から30振動子2に至ってシース4が被覆されている。

【0022】シース4は体腔内に挿入される電気絶縁性の挿入部16と術者が保持する電気絶縁性の保持部17とからなる。また、挿入部16と保持部17とは互いに接続固定されている。さらに、挿入部16の先端にはその外径が絞られていて、先端部材20, 21が接続されている。

【0023】また、挿入部16の内側にはフレキシブル基板23が設けられている。図2(c) はフレキシブル基板23を展開した図で、実際には円筒状に配置されて40している。フレキシブル基板23は、図2(d)において、ポリイミドなどの樹脂シートからなる補強板23a及びカバー板23d、接着剤23b、接着剤23cの積層の中に、銅箔からなる導体23e, 23fが設けられている。

【0024】フレキシブル基板の先端側にはスルーホール23gが開けられ、ニッケル、金などの導通性のよい貴金属からなる電極ランド24a, 24bが設けられている。また、手元側にも同様に電極ランド25a, 25bが設けられている。

【0025】電極ランド24aと25a、及び24bと25bは、積層の中で導体23e, 23fから延長された配線パターン22(表面には露出しない)によって接続されている。電極ランド24a, 24bはシース4内でリング15a, 15bと接するとともに電氣的に接続される。また、電極ランド25a, 25bも保持部17内の例えばリード線等の通電手段(図示しない)を介して接続電極6a, 6bに電氣的に接続されている。

【0026】また、図3に示すように、先端処置部11はその両側の側面が互いに同じ側に比較的大きな曲率半径で湾曲する曲面12, 13として形成されている。また先端処置部11には曲面12, 13の縁の片側に切り欠きを設けることによってフック部14が形成されている。なお、フック部14を形成する切り欠きは、フック部14の凹部の底面から先端処置部11の根元側に向かう緩やかな傾斜を持って設けられている。また、発熱部26がスパッタリングなどの薄膜形成技術、印刷法などの厚膜形成技術で電気抵抗体パターンとして曲面13に設けられている。

【0027】薄膜の電気抵抗体の材質としてはモリブデン、タングステンなどが一般的で、曲面13及び外界との電気絶縁層として Si_3N_4 等からなる薄膜が必要である。また、厚膜の電気抵抗体の材質としては銀が一般的で、曲面13及び外界と電気絶縁層として SiO_2 が必要である。発熱部26の端部27, 28はプローブ3の表面上に設けられた配線部29(これも絶縁層で覆われている)を介してリング15a, 15bに電氣的に接続されている。なお、リング15a, 15bは振動の節に設けられているため、振幅が小さく、電氣的接続に都合がよい。

【0028】次に、第1の実施形態の作用について説明する。

【0029】超音波処置具によって生体組織の切開時にはプローブ3を超音波振動させて行う。また、生体組織の凝固時には、電源から接続電極6aと6bの間に電圧をかけると、電極ランド25a/25b 配線パターン22 電極ランド24a/24b リング15a, 15b 発熱部26に通電され、結果として発熱部26が電気抵抗により発熱し、先端処置部11の曲面13が加熱される。出血時や凝固が必要な時には発熱部26に通電を行い、先端処置部11の曲面13を加熱して、凝固を行う。

【0030】従って、本実施形態においては、超音波と発熱の各エネルギーによる生体組織の凝固・切開等を選択的に行うことができ、それぞれの利点を生かした効果的な治療が可能である。

【0031】さらに凝固時に生体組織に電流が流れない。また、凝固後に超音波振動させることで生体組織が焦げ付くのを防止できる。また、先端処置部11の曲面13が生体組織に当たりやすい形状となっているので、50

凝固が容易にできる。

【0032】図4は第2の実施形態を示し、図4(a)は先端処置部の平面図、(b)は側面図、(c)は前面図、(d)は下面図である。

【0033】第2の実施形態は、第1の実施形態とフックの形状を変え、発熱部26の位置を変えたものである。先端処置部11はフック部32の両側に平行な平面部33a、33bが設けられている。また曲面部34が設けられている。曲面部34に発熱部26が設けられている。このような形態でフック部32をヘラとして利用

でき、主にさく状組織の切開に有効である。また曲面部34で組織の凝固も可能である。作用は第1の実施形態と同じである。

【0034】図5及び図6は第3の実施形態を示し、図5は超音波処置具の縦断側面図、図6は先端処置部の断面図である。

【0035】超音波処置具41は通電によって超音波振動する振動子42と、この振動子42で発生した超音波振動を伝達するプローブ43と、プローブ43を覆うシース44が設けられている。振動子42の後端から振動子42に通電するためのコード45が延びている。振動子42とプローブ43は中空構造となっており、図6のようにプローブ43では先端処置部46の近くまで穴47が設けられている。穴47の終端部には円筒状のヒーター48が設けられている。またヒーター48には通電するための2本のリード線49がコード45より振動子42の穴47を通して延びている。円筒状のヒーター48としては内部にコイル状のニクロム線を有するカートリッジヒーターや円筒状のセラミックヒーターが望ましい。

【0036】本実施形態によれば、生体組織の切開時にはプローブ43を超音波振動させて行う。生体組織の凝固時にはヒーター48に通電して、ヒーター48の発熱を先端処置部46に伝熱させ、先端処置部46を加熱する。

【0037】従って、ヒーター48にリード線49で直接通電するため途中の通電ロスが少なく、第1、2の実施形態に比べて効率がよい。

【0038】前述した実施形態によれば、次のような構成が得られる。

【0039】(付記1)超音波振動を発生する振動子と、この振動子で発生した超音波振動を伝達するプローブと、このプローブの先端に設けられ、かつ生体組織と接触して超音波処置を行う先端処置部とを備えた超音波処置具において、前記プローブの先端処置部に通電により発熱する発熱手段を設けたことを特徴とする超音波処置具。

【0040】(付記2)付記1において、前記発熱手段は先端処置部の表面に設けられた薄膜抵抗体であることを特徴とする超音波処置具。

【0041】(付記3)付記1において、前記発熱手段は先端処置部の表面に設けられた厚膜抵抗体であることを特徴とする超音波処置具。

【0042】(付記4)付記1において、前記発熱手段はプローブの先端部内部に設けられたカートリッジヒーターであることを特徴とする超音波処置具。

【0043】(付記5)付記1において、前記発熱手段はプローブの先端部内部に設けられたセラミックヒーターであることを特徴とする超音波処置具。

【0044】図7～図9は第4の実施形態を示し、図7は超音波凝固切開装置の側面図、図8は超音波凝固切開装置の分解時の側面図及びプローブの部分断面図、図9はプローブの先端部の断面図である。

【0045】図7に示すように、ハンドルピース51は、ハンドルユニット52とプローブユニット53及び振動子ユニット54とから構成されている。ハンドルユニット52には振動子保持部55を有した操作部本体56と、操作部本体56に固定された前側の固定ハンドル57と、回転する後側の可動ハンドル58とが設けられている。ここで可動ハンドル58は操作部本体56に軸ピン59で軸支されている。

【0046】さらに、操作部本体56の前端には細長い挿入シース部60の基端部が回転ノブ61を介して連結されている。ここで、挿入シース部60と回転ノブ61は操作部本体56に対して同軸的に回転可能に取付けられている。

【0047】また、図8に示すように振動子ユニット54には円筒状のカバー62内に超音波振動発生部としての超音波振動子65が配置されている。超音波振動子65は電気信号を機械的振動に変換する素子を含む。超音波振動子65の前方にホーン66があり、断面積を減少させることで振幅を拡大する。超音波振動子65には電源装置64に繋がるコード63が電氣的に接続されている。

【0048】プローブユニット53には超音波振動を伝達する振動伝達部材としての棒状のプローブ67が設けられている。プローブ67の材質としてはチタン材やアルミ材が適当である。またプローブ67の先端は生体組織に接触するための処置部68が設けられ、処置部68は振幅を拡大するため断面積が絞られている。

【0049】ここで、図7のように各ユニットを組み立てた状態で、挿入シース部60の先端部から処置部68が外部に突出する。そして、挿入シース部60の先端部にはこの処置部68との間で生体組織を把持可能に支持されている把持部材としてのジョー71が設けられている。ジョー71の基端部は支点ピン72で挿入シース部60の先端に軸支されている。

【0050】さらに、挿入シース部70の内部にはジョー71を操作する図示しないワイヤ状の駆動軸が配置されている。そして、駆動軸の先端部にはジョー71の基

端部が連結されている。この駆動軸の基端部は可動ハンドル58に連結されている。そして、この可動ハンドル58の操作に連動して駆動軸が進退操作されることによりジョー71が支点ピン72を中心に回転し、処置部68に対して開閉操作される。これにより、ジョー71が処置部68との間で生体組織を把持可能に支持する。

【0051】さらに、図8のように、超音波振動子65、ホーン66、プローブ67は中空構造で穴69が貫通している。さらに処置部68の内側には円筒状のヒーター73が設けられている。ヒーター73には2本のリード線74がコード63より穴69を通して延びている。ヒーター73としては円筒状のセラミックヒーターや内部にコイル状のニクロム線を有するカートリッジヒーターが適当である。

【0052】次に、第4の実施形態の作用について説明する。

【0053】超音波凝固切開時には生体組織をジョー71で把持して、プローブ67及び処置部68を超音波振動させて、摩擦熱が発生し、生体組織を凝固切開する。また生体組織の出血時などに凝固だけを行いたい時はヒーター73に通電することで、ヒーター73の発熱が処置部68に伝熱され、処置部68を組織に接触させることで、処置部68の発熱により凝固が可能である。さらに超音波凝固切開時にもヒーター73を発熱させることも可能である。

【0054】本実施形態によれば、ヒーターを発熱させることにより凝固のみを確実に行うことができる。また、超音波処置とヒーターによる加熱処置を併用することで処置速度を大幅に向上させることが可能である。さらにヒーターへの通電手段を振動子への通電手段の一部と共通化できるので構造が簡単になる。

【0055】図10は第5の実施形態を示し、図10はプローブユニット53及び振動子ユニット54の縦断側面図であり、第4の実施形態と同一構成部分は同一番号を付して説明を省略する。

【0056】振動子ユニット54には充電可能な電池手段75が設けられており、この電池手段75としてはニッカド電池、リチウムイオン電池が考えられる。また電池手段75には充電用の端子76が設けられている。また電池手段75は図示しないスイッチ手段によりON/OFFする。ただし、電池手段75では出力の設定が行いにくい点があるため、ヒーター73への通電のみを電池手段75で行うことも考えられる。

【0057】本実施形態によれば、電池手段を備えているため、コードがなくなるため、操作性が向上する。

【0058】前記実施形態によれば、次のような構成が得られる。

【0059】(付記6)超音波振動を発生する超音波振動子と、この振動子で発生した超音波振動を伝達するプローブと、このプローブが挿通されるシースと、前記振

動子への電流を供給する通電手段と、前記シースの先端に回転可能に取付けられ、シースの先端から突出するプローブの先端部との間で組織を把持する把持部材と、把持部材を開閉操作する操作手段とを有する超音波処置装置において、前記プローブの先端部内部に前記通電手段により発熱する発熱手段を設けたことを特徴とする超音波処置装置。

【0060】(付記7)付記6において、前記発熱手段はカートリッジヒーターであることを特徴とする超音波処置装置。

【0061】(付記8)付記6において、前記発熱手段はセラミックヒーターであることを特徴とする超音波処置装置。

【0062】(付記9)超音波振動を発生する超音波振動子と、この振動子で発生した超音波振動を伝達するプローブと、このプローブが挿通されるシースと、このシースの先端に回転可能に取付けられ、シースの先端から突出するプローブの先端部との間で組織を把持する把持部材と、この把持部材を開閉操作する操作手段とを有する超音波処置装置において、前記プローブの先端部内部に振動子内部の電池手段により発熱する発熱手段を設けたことを特徴とする超音波処置装置。

【0063】図11～図13に第6の実施形態を示し、図11は手術用切除器具の全体構成図、図12(a)は内管と外管を分解した図、(b)はハンドピース本体の断面図、(c)は切除器具の先端断面図、図13は内管の側面図である。

【0064】図11に示すように、切除器具81はハンドピース82と挿入部83とを備えている。ハンドピース82内にはモータ84が内蔵され、このモータ84はケーブル86を介してコントロールユニット85に接続されている。挿入部83に設けられた吸引路は吸引チューブ89を介して吸引圧を発生させる吸引装置88に接続されている。そしてコントロールユニット85にはフットスイッチ90が接続されている。

【0065】図12及び図13に示すように、挿入部83は外管91と内管92の2重管構造となっている。内管92はステンレスなどの金属からなり、手元側にはハンドピース82に着脱自在に接続できる接続部93が設けられている。この接続部93には舌縁104が設けられ、ハンドピース82内のモータ84と係合して回転するようになっている。また、接続部93には吸引口95が形成され、この吸引口95は内管92の先端部の側面に形成された開口94と、内管92の全長にわたり形成された吸引路87と連通し、さらにハンドピース82内に設けられた吸引路99と、外部の吸引装置88とに連通している。

【0066】また、吸引口95の手元側には水密のためのリング105が設けられている。また、リング105の手元側には全周にわたり電極106、107が設

けられている。ここで開口94の周りには発熱体108がスパッタリングなどの薄膜形成技術あるいは印刷法などの厚膜形成技術で電気抵抗体パターンとして設けられている。

【0067】薄膜の電気抵抗体の材質としてはモリブデン、タングステンなどが一般的で、内管92及び外界との電気絶縁層として Si_3N_4 等からなる薄膜が必要である。(図13は開口の周りの電気絶縁層をはずした状態を示しており、通常は電気絶縁層のために発熱体94は外からは見えにくくなっている。)また、厚膜の電気抵抗体の材質としては銀が一般的で、内管92及び外界との電気絶縁層として、 SiO_2 が一般的である。前記発熱体108は手元側に延長された配線体109によって、電極106、107と電氣的に接続されている。

【0068】図12に示すように、外管91の先端は安全性を高めるために球状に形成され、外管91の側面には内管92の開口94と長手方向の同位置に開口96が形成されている。外管91の開口96及び内管92の開口94には、それらの縁部に各々刃が形成され、内管92の回転運動によってこれらの刃が協働して、開口94、96に吸引して取り込んだ組織97を小さな組織片に切断するように構成されている。

【0069】さらに、外管91と内管92の略全長に亘って灌流液を流す環状の隙間が形成され、この隙間が送水路98を形成している。また外管91の手元側には連結部材99が設けられ、内管92が外管91に対して水密状態で回転可能となるように連結されている。この連結部材99には送水口102が設けられ、送水口102は送水チューブ101を介して外部の送水ボトル100(図11参照)に接続され、送水ボトル100内に収容された灌流液が送水チューブ101、送水口102、送水路98を介して挿入部83の先端に供給される。

【0070】また、図12(c)に示すように外管91の内孔先端と内管92の先端は軸方向にXだけ離れており、外管91と内管92の接触を防止し、内管92を滑らかに回転させるとともに送水路98を流れる灌流液が常時吸引路87に流れ込むように流路103が形成されている。

【0071】また、図12(b)に示すように、ハンドピース82には外管91の連結部材99と着脱自在に係合する接続部110が設けられている。また、モータ84には内腔113に突出した出力軸111が設けられ、出力軸111の先端側には舌縁104と着脱可能に係合する接続軸112が設けられている。また、ブラシ114、115が内腔113に突出しており、ブラシ114、115はケーブル86から分岐した配線116、117によって通電される。

【0072】内管92が外管91とともにハンドピース82に係合された時、電極106、107がブラシ114、115と接触して電氣的に接続される。また、内腔

113の内壁がリング105と係合し、リング105の手元側には液体が侵入しない構造となっている。

【0073】次に、第6の実施形態の作用について説明する。

【0074】使用時にはハンドピース82に外管91、内管92を連結すると、モータ84と内管92も連結される。フットスイッチ90によってモータ84を駆動すると、モータ84の回転が内管92に伝達される。そして、開口94、96から切除すべき組織を吸引装置88の作動による吸引によって取り込まれると、内管92の回転によって開口94、96に設けられた刃によって組織が切断される。切断された組織片は吸引路87、吸引口95、吸引チューブ89を経て外部の吸引装置88に吸引・除去される。

【0075】組織の切除と同時に送水ボトル100内の灌流液は送水チューブ101、送水口102を経て送水路98に流入し、さらに流路103を経て吸引路87に吸引される。従って吸引路87内に吸引される灌流液の流れに乗って、切断された組織片が確実に吸引される。

【0076】ここで、さらに組織切断時の出血を防止するため、フットスイッチ90を操作してコントロールユニット85から配線116、117、ブラシ114、115、電極106、107を介して、発熱体108に通電を行う。発熱体108は通電による抵抗発熱を起こし、切除時に同時に組織を加熱することで止血凝固する。

【0077】本実施形態によれば、高周波のノイズ遮断などの防止をすることなく、切断時の出血を防止できる。

【0078】図14に第6の実施形態の変形例1を示し、外管91の開口96の周りに発熱体108を設けたものである。発熱体108は配線109によってプラグ118に接続され、プラグ118には図示しない通電ケーブルによって通電される。本実施形態によれば、第6の実施形態よりさらに構造が簡便である。

【0079】図15は第6の実施形態の変形例2を示し、外管91の開口96の先端側に発熱体108を設けたものである。

【0080】前記実施形態によれば、次のような構成が得られる。

【0081】(付記10)モータを内蔵した本体と、この本体に接続された外管および外管の中で回転自在な内管からなる挿入部と、この挿入部の先端部に設けられた切除部を有する外科用切除器具において、切除部に通電により発熱する発熱手段が設けられていることを特徴とする切除器具。

【0082】(付記11)付記10において、切除部として外管が開口を有し、発熱手段は開口の周囲に設けたことを特徴とする切除器具。

【0083】(付記12)付記10において、切除部として内管が開口を有し、発熱手段は開口の周囲に設けたことを特徴とする切除器具。

【0084】(付記13)付記10において、切除部として外管が開口を有し、発熱手段は開口の先端側に設けられたことを特徴とする切除器具。

【0085】(付記14)付記10において、前記発熱手段は薄膜抵抗体であることを特徴とする切除器具。

【0086】(付記15)付記10において、前記発熱手段は厚膜抵抗体であることを特徴とする切除器具。

【0087】前述した構成によれば、球状の先端部で止血を行うことができ、狭い範囲の加熱治療をするとともに軟骨などの組織を切除でき、関節だけでなく鼻内のアレルギー治療に用いると非常に使いやすく効果がある。

【0088】図16～図20は第7の実施形態を示し、図16はトルクレンチの側面図、図17は同平面図、図18は同縦断側面図、図19は図18のA-A線に沿う断面図、図20は作用を示す縦断側面図である。

【0089】トルクレンチ125は、超音波処置装置のプロブユニット121における振動伝達部材122の基部の取付けねじ122aを振動子ユニット123におけるホーン124のねじ穴部124aにねじ込み固定するためのものである。

【0090】トルクレンチ125には図16に示すように操作アーム126と、この操作アーム126の先端部に回転支点である回転ピン127を介して回転自在に連結されたヘッド部128とが設けられている。ここで、操作アーム126の先端部には図17に示すように軸方向に延設されたスリット126aが形成されている。そして、このスリット126aの両側にヘッド部128を挟持する二股状の挟持部126b、126cが形成されている。また、操作アーム126の後端部にはトルクレンチ125を操作する際、手で保持するためのグリップ部129が一体的に取付けられている。グリップ部129の外周には手で保持する際のグリップ力を向上させる目的で小さな凹凸が形成されている。

【0091】また、図18に示すようにヘッド部128には回転ピン127との連結端部とは反対側の端部に略矩形形状のワーク係合凹部128aが形成されている。そして、トルクレンチ125の使用時には、このワーク係合凹部128aに振動伝達部材122のスパナ掛け部122bが挿入されて係合されるようになっている。

【0092】さらに、ヘッド部128には回転ピン127との連結端部とワーク係合凹部128aとの間に長穴状のスロット128bが形成されている。このスロット128bは回転ピン127を中心とする円弧にそって延設されている。

【0093】また、操作アーム126の先端部には案内棒130と、ストッパ131とが装着されている。ここで、案内棒130には操作アーム126の一側部に配置

される第1の案内棒構成部材132と、操作アーム126の他側部に配置される第2の案内棒構成部材133とが設けられている。さらに、第1の案内棒構成部材132には操作アーム126の挟持部126b、126c間にそれぞれ嵌挿されるとともに、ヘッド部128のスロット128bに挿入される雄ねじ部132aが形成されている。また、第2の案内棒構成部材133にはねじ穴部133aが形成されている。そして、このねじ穴部133aに雄ねじ部132aが螺着されて第1の案内棒構成部材132と第2の案内棒構成部材133とが操作アーム126の先端部に固定されている。

【0094】さらに、ストッパ131は操作アーム126のスリット126aの後方側に配置されている。このストッパ131には操作アーム126の一側部に配置される第1のストッパ構成部材134と、操作アーム126の他側部に配置される第2のストッパ構成部材135とが設けられている。各ストッパ構成部材134、135の外側部には外側フランジ136及び内側フランジ137がそれぞれ形成されている。

【0095】また、案内棒130にはダブルトーション形のねじりコイルばね138が装着されている。このねじりコイルばね138には第1の案内棒構成部材132に巻装される第1コイル138aと、第2の案内棒構成部材133に巻装される第2コイル138bと、第1コイル138aと第2コイル138bとの内端部間に配設された略U字状のヘッド押圧部138cと、第1コイル138aの外端部から延出された略直線状の第1コイル固定端部138dと、第2コイル138bの外端部から延出された略直線状の第2コイル固定端部138eとが設けられている。また、ヘッド押圧部138cには、パイプ状のコロ139がヘッド押圧部138cに対して回転自在に取付けられている。

【0096】そして、ねじりコイルばね138のヘッド押圧部138cはコロ139を介してヘッド部128の下縁部に当接されている。さらに、ねじりコイルばね138の第1コイル固定端部138dは第1のストッパ構成部材134の外側フランジ136と内側フランジ137との間に挿入された状態で係止されている。同様に、第2コイル固定端部138eは第2のストッパ構成部材135の外側フランジ136と内側フランジ137との間に挿入された状態で係止されている。これにより、ねじりコイルばね138の第1コイル固定端部138dおよび第2コイル固定低端部138eはそれぞれ外側フランジ136と内側フランジ137との間で横移動が規制される状態で係止されている。

【0097】さらに、ねじりコイルばね138のヘッド押圧部138cがコロ139を介して当接されたヘッド部128の下縁部には滑らかな曲面の一部にクリック感を出すための段差を設けた段差部140が形成されている。

【0098】次に、第7の実施形態の作用について説明する。

【0099】トルクレンチ125は自然状態ではねじりコイルばね138のばね力によって図18に示す初期位置で保持されている。そして、ヘッド部128のワーク係合凹部128aに振動伝達部材122のスパナ掛け部122bが挿入されて係合されたセット状態で、時計回り方向のトルクをグリップ部129を操作して加えることにより、このトルクレンチ125を使用して振動伝達部材122の基端部の取付けねじ122aを振動子ユニット123におけるホーン124のねじ穴部124aにねじ込み固定する締め付け作業が行われる。

【0100】このとき、トルクレンチ125に加えられるトルクが予め設定された所定の設置値を超えるとねじりコイルばね138が収縮し、図20に示すように操作アーム126に対して回転ピン127を中心にヘッド部128が回転される。これにより、トルクレンチ125を使用して振動伝達部材122の基端部の取付けねじ122aを振動子ユニット123におけるホーン124のねじ穴部124aにねじ込み固定する締め付け作業時に振動伝達部材122の取付けねじ122aの締め付けトルクを一定にすることができる。

【0101】また、操作アーム126に対して回転ピン127を中心にヘッド部128が回転される動作時にはねじりコイルばね138のヘッド押圧部138cがコロ139を介してヘッド部128の下縁部の滑らかな曲面に沿って移動する。このとき、ねじりコイルばね138のヘッド押圧部138cがコロ139を介してヘッド部128の下縁部の段差部140を乗り越える際に急激に振動伝達部材122の締め付けトルクを変化(低下)させることができるので、クリック感を出すことができる。また、このとき、コロ139はヘッド押圧部138cに対して回転しながらヘッド部128の下縁部と摺動するため、作動は常に良好に保たれる。

【0102】なお、トルクレンチ125に加えられるトルクを緩めると図20の回転状態から図18の初期状態に戻る。

【0103】また、ホーン124のねじ穴部124aから振動伝達部材122の取付けねじ122aを外す際には反時計回り方向にトルクを加える。このとき、図18に示すように雄ねじ部132aがスロット128bの終端部に突き当てられた状態で保持される。そのため、振動伝達部材122を取り外すための十分なトルクを加えることができる。

【0104】本実施の形態のトルクレンチ125では、振動伝達部材122の基端部の取付けねじ122aを振動子ユニット123におけるホーン124のねじ穴部124aにねじ込み固定する締め付け作業時に振動伝達部材122の取付けねじ122aの締め付けトルクを一定にすることができる。そのため、振動伝達部材122の

*取付けねじ122aの締め付け作業時に締め付けトルクのばらつきを防止できるので、振動伝達部材122の取付けねじ122aの締め付けが強すぎてホーン124のねじ穴部124aから振動伝達部材122の取付けねじ122aを取り外すことができなくなることを防止することができる。さらに、振動伝達部材122の取付けねじ122aの締め付けが緩すぎて超音波振動の伝達効率が低下することを防止することができる。

【0105】また、本実施の形態のトルクレンチ125では案内棒130に装着されているダブルトーション形のねじりコイルばね138が外部に露出された状態で配置されているので、一般の工業用トルクレンチのようにトルクレンチ本体内部にばねや、トルク調整機構を組み込んだものに比べて構成を簡素化することができ、安価となる。

【0106】また、本実施の形態のトルクレンチ125は一般の工業用トルクレンチに比べて洗滌性が高い。そのため、特に手術中に滅菌室内で振動伝達部材122の交換作業などを行い、使用後に洗滌作業が必要になる場合に本実施の形態のトルクレンチ125を有効に使用することもできる効果がある。

【0107】図21は第7の実施形態の変形例を示し、第7の実施形態と異なるコロの部分についてのみ説明する。図21(a)に示すようなパイプの一部を切り欠いたC形断面形状のコロ141を用いている。C形断面のコロ141をねじりコイルばね138のヘッド押圧部138cに装着後、図21(b)に示すようにコロの両端部141a, 141bが互いに重なるように塑性変形させる。これにより第7の実施形態のコロ139と同様の機能を果たす。

【0108】

【発明の効果】以上説明したように、この発明によれば、プローブの先端処置部に通電により発熱する発熱手段を設けたことにより、超音波処置に加えて、生体組織の凝固処置を効率よく行うことができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】この発明の第1の実施形態を示す超音波処置具の側面図。

【図2】同実施形態を示し、(a)は超音波処置具の要部断面図、(b)は振幅と波長の関係を示す図、(c)はフレキシブル基板の展開図、(d)はフレキシブル基板の断面図。

【図3】同実施形態を示し、(a)は先端処置部の平面図、(b)は先端処置部の側面図。

【図4】この発明の第2の実施形態を示し、(a)は先端処置部の平面図、(b)は側面図、(c)は前面図、(d)は下面図。

【図5】この発明の第3の実施形態を示す超音波処置具の縦断側面図。

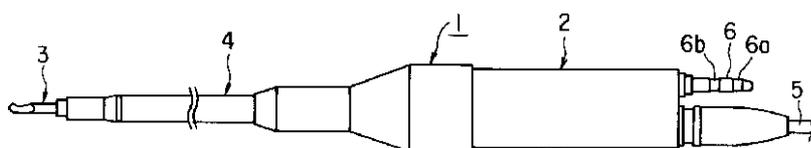
- 【図6】同実施形態の先端処置部の断面図。
- 【図7】この発明の第4の実施形態を示す超音波凝固切開装置の側面図。
- 【図8】同実施形態の超音波凝固切開装置の分解時の側面図及びプローブの部分断面図。
- 【図9】同実施形態のプローブの先端部の断面図。
- 【図10】この発明の第5の実施形態を示し、プローブユニット及び振動子ユニットの縦断側面図。
- 【図11】この発明の第6の実施形態を示し、手術用切除器具の全体構成図。
- 【図12】同実施形態を示し、(a)は内管と外管を分解した図、(b)はハンドピース本体の断面図、(c)は切除器具の先端断面図。
- 【図13】同実施形態を示し、内管の側面図。
- 【図14】この発明の第6の実施形態の変形例1を示す外管の側面図。

- *【図15】この発明の第6の実施形態の変形例2を示す外管の側面図。
- 【図16】この発明の第7の実施形態を示すトルクレンチの側面図。
- 【図17】同実施形態の平面図。
- 【図18】同実施形態の縦断側面図。
- 【図19】図18のA-A線に沿う断面図。
- 【図20】同実施形態の作用を示す縦断側面図。
- 【図21】(a)(b)は同実施形態の変形例を示す縦断側面図。

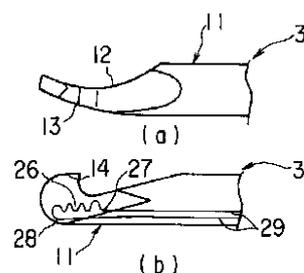
【符号の説明】

- 2...振動子
- 3...プローブ
- 11...先端処置部
- 26...発熱部

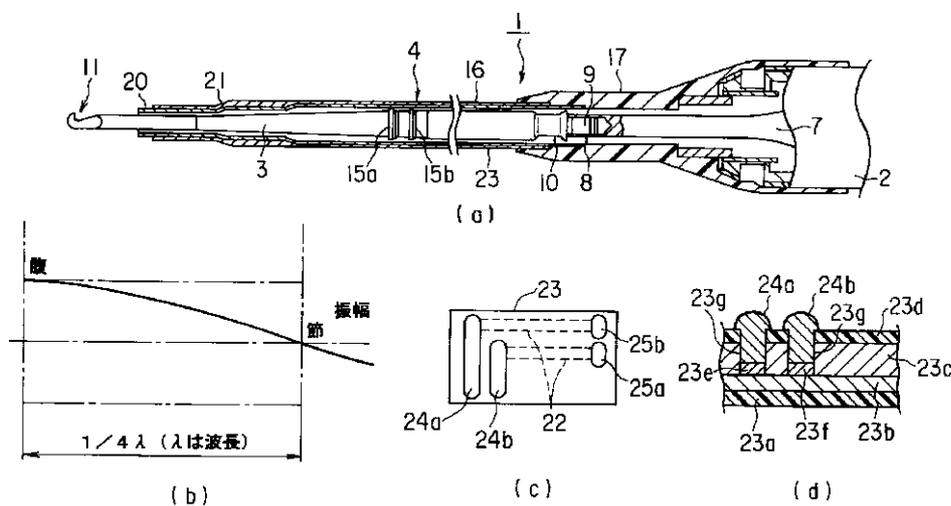
【図1】



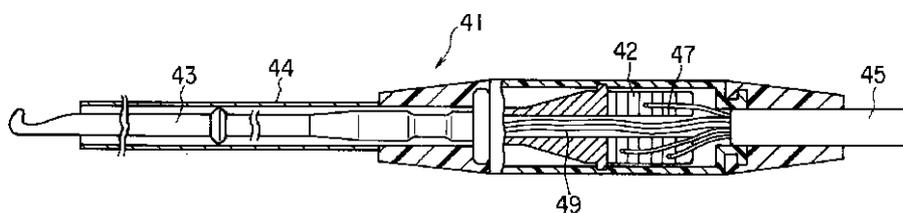
【図3】



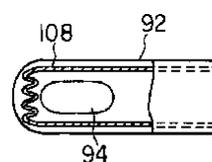
【図2】



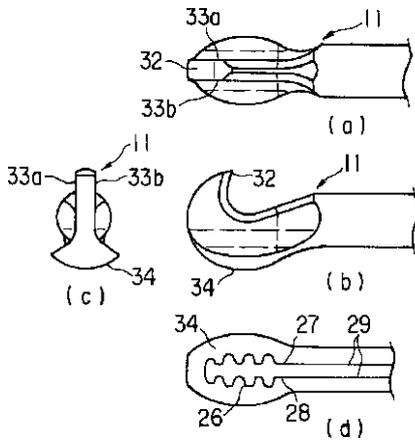
【図5】



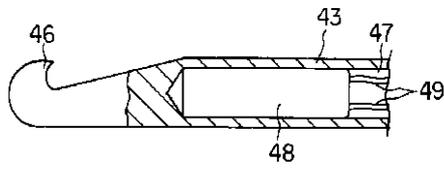
【図15】



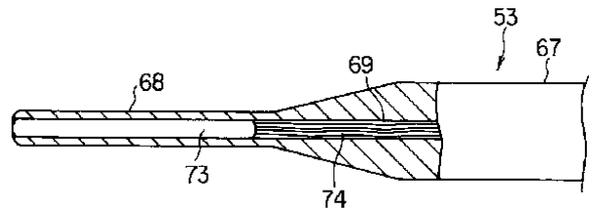
【図4】



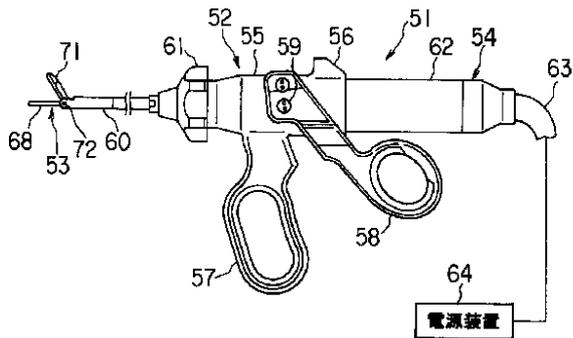
【図6】



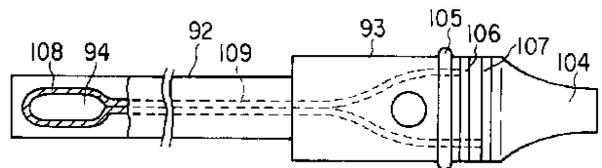
【図9】



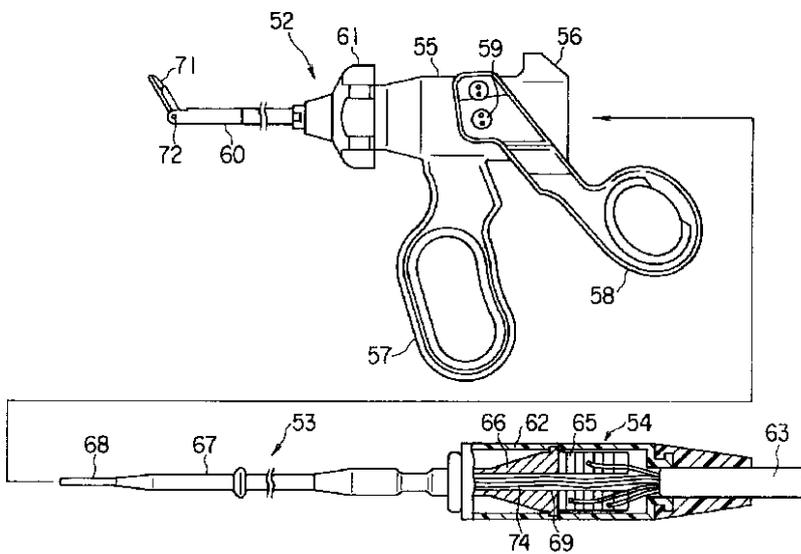
【図7】



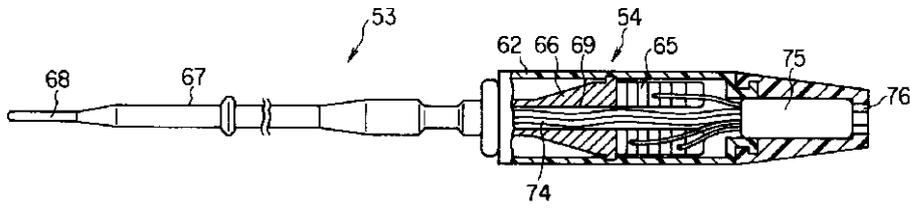
【図13】



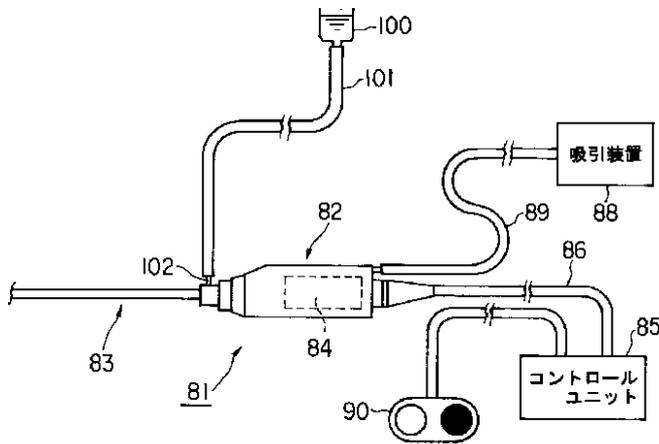
【図8】



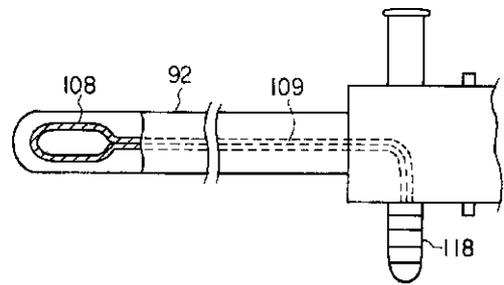
【図10】



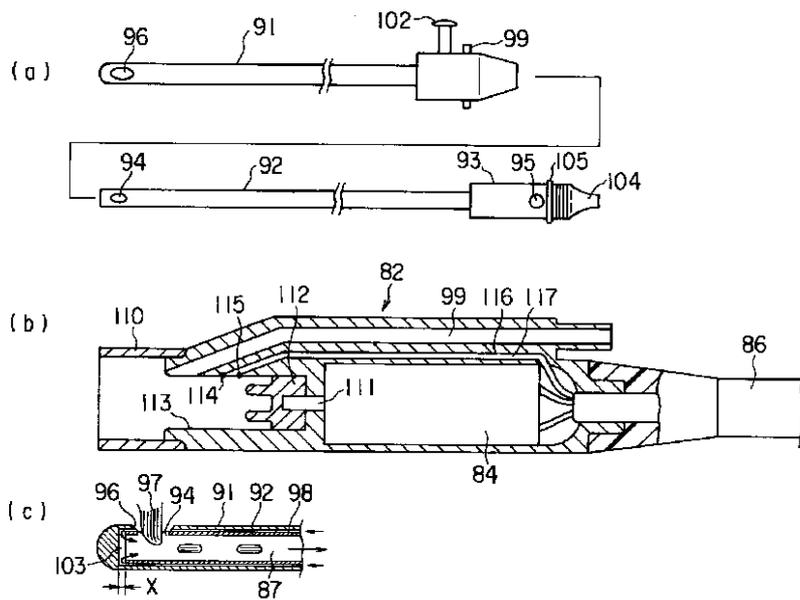
【図11】



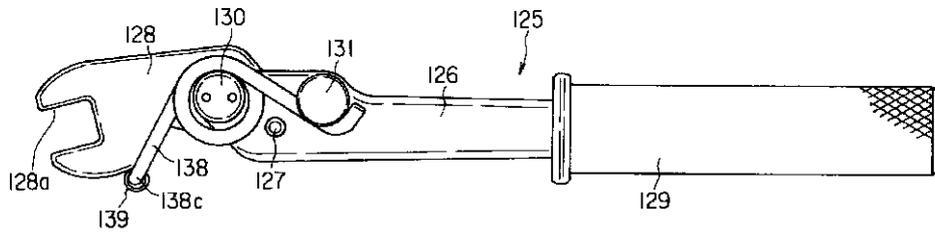
【図14】



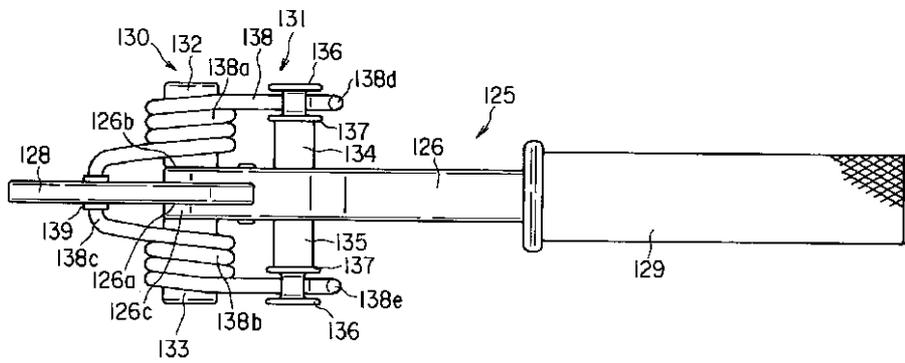
【図12】



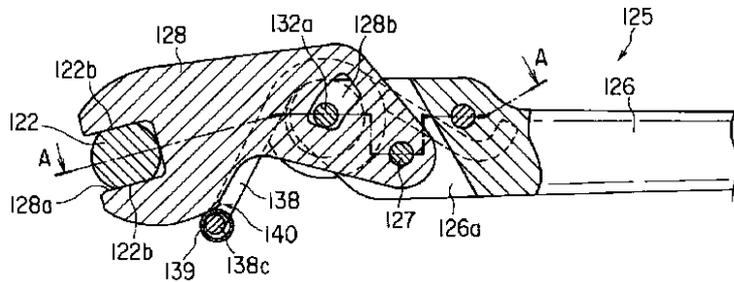
【図16】



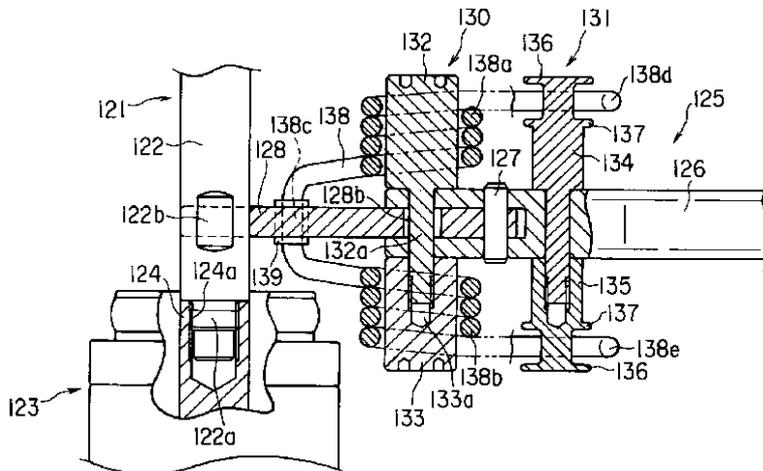
【図17】



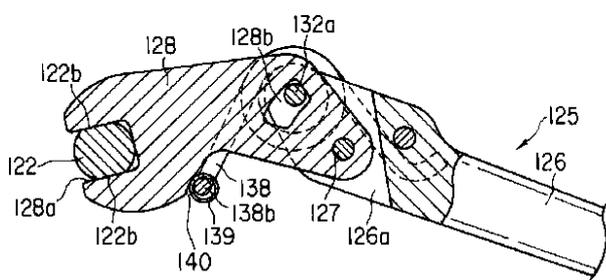
【図18】



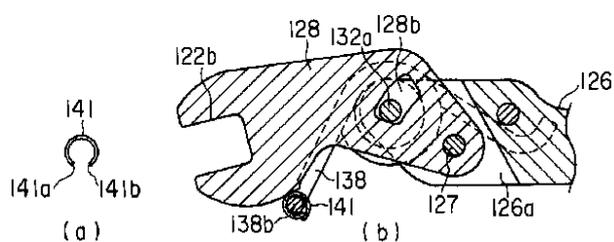
【図19】



【図20】



【図21】



フロントページの続き

- (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 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 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
- (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

Fターム(参考) 4C060 JJ22 KK47 MM24

专利名称(译)	超声波治疗仪		
公开(公告)号	JP2003126110A	公开(公告)日	2003-05-07
申请号	JP2001326684	申请日	2001-10-24
[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	飯田浩司 櫻井友尚 村上栄治 小川晶久 細田誠一 野田賢司 中村剛明 高橋裕之		
发明人	飯田 浩司 櫻井 友尚 村上 栄治 小川 晶久 細田 誠一 野田 賢司 中村 剛明 高▲橋▼ 裕之		
IPC分类号	A61B18/00 A61B18/04		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B17/38 A61B17/32.510 A61B18/08		
F-TERM分类号	4C060/JJ22 4C060/KK47 4C060/MM24 4C160/FF21 4C160/JJ13 4C160/JJ23 4C160/JJ45 4C160/JJ46 4C160/KK47 4C160/LL04 4C160/LL21 4C160/MM06 4C160/MM32		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波治疗仪器，除了超声波治疗外，还能够有效地进行凝固治疗而不需要给活组织充电。用于传递由超声波振动产生的超声波振动的探针（3），设置在探针（3）的尖端处的探针（3）并且接触活组织以执行超声波处理并且，远端处理部分11设置有加热部分26作为用于通过探针3的远端处理部分11的通电产生热量的发热装置。

