

(51)Int.Cl.⁷
A 6 1 B 18/00

識別記号

F I
A 6 1 B 17/36

330

テ-マコ-ト* (参 考)
4 C 0 6 0

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 7 数)

(21)出願番号	特願2000 - 352266(P2000 - 352266)	(71)出願人	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22)出願日	平成12年11月20日(2000.11.20)	(72)発明者	藤本 克彦 栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株 式会社東芝那須工場内
		(72)発明者	石橋 義治 栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株 式会社東芝那須工場内
		(74)代理人	100083161 弁理士 外川 英明

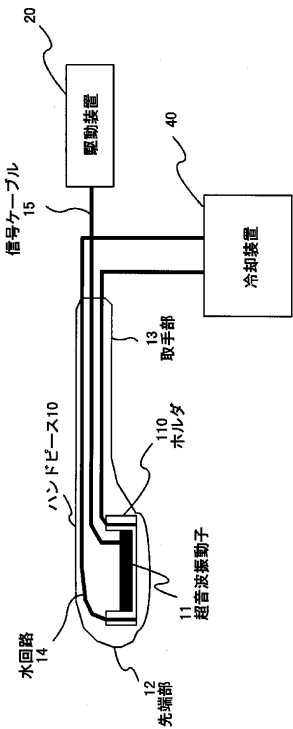
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波凝固装置

(57)【要約】

【課題】 小型のハンドピースをもった超音波凝固装置を提供する。

【解決手段】 超音波振動子 1 1 を有するハンドピース 1 0 と、このハンドピースの超音波振動子に駆動信号を供給する信号発生器 2 1 を有する駆動装置 2 0 とから成り、超音波振動子から被検体 P へ超音波を照射して、組織を熱凝固させる超音波凝固装置において、超音波振動子を少なくとも 1 枚の平板素子によって形成し、当該平板素子を同一平面に配置した。これにより、治療用超音波の発生源を小型化しながら、比較的広範囲にわたって治療することができる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超音波振動子を有するハンドピースと、このハンドピースの前記超音波振動子に駆動信号を供給する信号発生器を有する駆動装置とから成り、前記超音波振動子から被検体へ超音波を照射して、組織を熱凝固させる超音波凝固装置において、前記超音波振動子を少なくとも 1 枚の平板素子によって形成し、当該平板素子を同一平面に配置したことを特徴とする超音波凝固装置。

【請求項 2】 前記超音波振動子は円形または楕円形に形成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波凝固装置。

【請求項 3】 前記超音波振動子は矩形に形成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波凝固装置。

【請求項 4】 前記超音波振動子は輪状に形成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波凝固装置。

【請求項 5】 前記ハンドピースは、先端部に前記超音波振動子を備えるとともに、前記先端部に連なる取手部を有し、この取手部と前記先端部との間は、屈曲自在に連結されていることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 4 のいずれか 1 項に記載の超音波凝固装置。

【請求項 6】 前記駆動装置は、前記超音波振動子に固有の基本振動周波数とその整数倍の周波数の駆動信号を各別に発生する複数の信号発生器を有することを特徴とする請求項 1 ないし請求項 5 のいずれか 1 項に記載の超音波凝固装置。

【請求項 7】 前記複数の信号発生器を適宜切換えて、選択的に所定の周波数の駆動信号を、前記超音波振動子に供給することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波凝固装置。

【請求項 8】 固有振動周波数の異なる超音波振動子を有する複数のハンドピースと、各ハンドピースが有する前記超音波振動子の固有振動周波数に対応する駆動信号を発生する複数の信号発生器とを備え、前記ハンドピースの選択に応じて選択されたハンドピースの前記超音波振動子に適した周波数の駆動信号を供給するように、前記複数の信号発生器を切替えることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 5 のいずれか 1 項に記載の超音波凝固装置。

【請求項 9】 前記信号発生器の切替えは、前記ハンドピースを前記駆動装置に接続した際に、前記ハンドピースのもつ固有の識別情報に基づき自動的に行われることを特徴とする請求項 8 に記載の超音波凝固装置。

【請求項 10】 前記駆動装置に、前記超音波振動子に固有の基本振動周波数およびその整数倍の周波数とは異なる周波数の駆動信号を発生する不整合信号発生器を備え、この不整合信号発生器からの駆動信号を、前記ハンドピースの前記超音波振動子に供給することを特徴とする請求項 1 ないし請求項 9 のいずれか 1 項に記載の超音波凝固装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、被検体の患部へ超音波を照射して、生体組織を熱凝固させる超音波凝固装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年医療の分野では、患者への負担を最小限にとどめながら十分な治療効果を発揮させる最小侵襲治療（Minimally Invasive Treatment：以下、MIT と略称する。）の考え方が注目されているとともに、患者の術後の生活の質（Quality of Life：QOL）の向上も重視されるようになってきている。このような流れの中であって、近年、腹腔鏡下での手術が注目を浴びており、急速な普及をみせている。この手技は、患者の腹部に切開創を数箇所開け、そこから腹腔鏡や切開・結紮などが可能な特殊な手術器具を挿入して、モニタを見ながら手術を行うものである。この方法は、適用対象や操作性が制限されるという制約はあるものの、従来の開腹術よりも切開創が小さくて済むために、術後の予後が飛躍的に向上し、入院期間も短縮できる点で有効である。しかし、開腹術に比べるとアプローチの方向が制限されるため、誤まって血管を切断して出血させてしまうような不測の事態に対しては、迅速な対応が難しいという問題もあり、近年、切開と止血とが同時に行える超音波切開凝固装置が、MIT や QOL の一翼を担うものとして期待されて急速に普及している。

【0003】この超音波切開凝固装置は、超音波を対象部位へ集中的に照射することにより、超音波振動によって組織を乳化させて切開することと、超音波の振動エネルギーが組織に吸収されることによる凝固止血とを同時に達成したもので、腹腔鏡下での適用だけでなく、通常の手術にも適用が広がっている。ただし、その凝固止血能力には限界があり、切開能力を上げると出血し易くなり、凝固能力に重点を置くと切開時間が長くなってしまっている。また、通常の手術症例でも、術後の予後を改善して患者の負担を減らすために、治療時間の短縮が望まれている。特に、肝臓などの血流の豊富な臓器の手術では、出血のコントロールを容易かつ確実に実施できるかどうか、治療時間の短縮ひいては患者の術後の予後に大きく影響する。そこで、近年では血管のような繊維の豊富な組織は残して、肝臓組織のみを破壊できる超音波外科吸引装置が必須の装置となっている。この超音波外科吸引装置を使用した手術は、まず、超音波外科吸引装置によって対象部位の肝臓組織へ超音波を集中的に照射して、その部位を乳化させて破壊し、次いで、露出した血管を結紮して切断し、次に破壊された組織の断端からの微小出血を電気メスを用いて凝固させて止血する。このような手順を繰返しながら、徐々に切り進んで行くことにより、誤まって大血管を切断するというリスクを回避するようにしている。この超音波外科吸

引装置の出現により、肝臓の切除手術は出血量を少なく抑えることができ、それまでに比べて格段に安全かつ楽に実施できるようになった。ただし、現状では、1 mm以上のサイズの血管は全て結紮して切断する必要がある、手術にはまだまだ非常な労力と手間がかかり、細心の注意を払って行わなければならない、術者の負担も大きいものであった。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】このように、従来から、超音波を利用して凝固・止血を行う手法が提案されて 10 いたものの、その凝固・止血能力には限界があり、現在のところ、止血を効果的に行うことのできる装置がなく、そのような装置の出現が望まれていた。また、従来提案されていた超音波を利用した凝固治療法は、収束超音波を利用して、途中のエネルギー通過経路には影響を与えずに、体内深部の癌組織のみを焼灼壊死させる方法であり、収束度を上げるために、例えば50 mm～100 mm程度の大きさの音源サイズが必要であった。しかし、手術中や腹腔鏡下での使用では、術野が制限されるため、あまり大きな音源は術中や腹腔鏡下での使用には 20 不向きであるという問題があった。本発明は、上記のような課題を解決するためになされたものである。

【0005】

【課題を解決するための手段】上述の課題を解決するため、請求項1に記載の発明は、超音波振動子を有するハンドピースと、このハンドピースの前記超音波振動子に駆動信号を供給する信号発生器を有する駆動装置とから成り、前記超音波振動子から被検体へ超音波を照射して、組織を熱凝固させる超音波凝固装置において、前記 30 超音波振動子を少なくとも1枚の平板素子によって形成し、当該平板素子を同一平面に配置したことを特徴とする。また、請求項2に記載の発明は、超音波振動子を円形または楕円形に形成したことを特徴とし、請求項3に記載の発明は、超音波振動子を矩形に形成し、請求項4に記載の発明は、超音波振動子を輪状に形成したことを特徴としている。さらに請求項5に記載の発明は、ハンド 40 ピースは、先端部に超音波振動子を備えるとともに、先端部に連なる取手部を有し、この取手部と先端部との間は、屈曲自在に連結されていることを特徴としている。これらにより、治療用超音波の発生源を小型化し、治療用として適する強力な超音波を発生させることができ、術中および腹腔鏡下での使用に適するサイズのハンドピースを形成することができる。

【0006】さらに好適な実施の形態として、請求項6に記載の発明は、請求項1ないし請求項5に記載の超音波凝固装置において、駆動装置は、超音波振動子に固有の基本振動周波数とその整数倍の周波数の駆動信号を各別に発生する複数の信号発生器を有することを特徴とし、請求項7に記載の発明は、複数の信号発生器を適宜切換えて、選択的に所定の周波数の駆動信号を、超音波振動 50

子に供給することを特徴とする。また、請求項8に記載の発明は、請求項1ないし請求項5に記載の超音波凝固装置において、固有振動周波数の異なる超音波振動子を有する複数のハンドピースと、各ハンドピースが有する超音波振動子の固有振動周波数に対応する駆動信号を発生する複数の信号発生器とを備え、ハンドピースの選択に応じて選択されたハンドピースの超音波振動子に適した周波数の駆動信号を供給するように、複数の信号発生器を切替えることを特徴とし、請求項9に記載の発明は、信号発生器の切替えは、ハンドピースを駆動装置に接続した際に、ハンドピースのもつ固有の識別情報に基づき自動的に行われることを特徴とする。さらに、請求項10に記載の発明は、請求項1ないし請求項9に記載の超音波凝固装置において、駆動装置に、超音波振動子に固有の基本振動周波数およびその整数倍の周波数とは異なる周波数の駆動信号を発生する不整合信号発生器を備え、この不整合信号発生器からの駆動信号を、ハンドピースの超音波振動子に供給することを特徴とする。これらにより、生体組織の表面から所望の深度まで全層にわたって組織を変性させることができ、さらに、駆動信号の周波数を基本周波数とその高調波とすれば、ハンドピースの切替えが不要となり、極めて操作性のよい超音波凝固装置を提供することができる。

【0007】

【発明の実施の形態】以下、本発明に係る超音波凝固装置の種々の実施の形態について、図1ないし図6を参照して詳細に説明する。図1は、本発明に係る超音波凝固装置の第1の実施の形態の極めて概略的な構成を示した系統図である。この図に示すように、超音波凝固装置は主に、ハンドピース10と駆動装置20と冷却装置30とから構成されている。ハンドピース10は、図1には透視図で示されているが、生体（患者）に直接接触させて、患部へ強力な超音波を照射するための超音波振動子11を先端部12に有し、この先端部12に連なって取手部13が形成されている。超音波振動子11は例えば、円盤形をした平板状のピエゾ圧電素子から成り、生体との電気的な絶縁を確保するための絶縁材料によって形成されたホルダ110に保持されて、ハンドピース10の先端部12に設けられている。この平板状のピエゾ圧電素子から成る超音波振動子11は、複数枚で構成されてもよいが、そのときは、超音波振動子11を同一平面上に配置するものとする。

【0008】なお、超音波振動子11は駆動されることによって発熱するので、これを冷却するために冷却装置30が設けられている。そして、本実施の形態での冷却装置30は水冷方式を採用しているため、ホルダ110に連なって水回路14が形成されていて、この水回路14は冷却装置30に接続されて循環路を形成している。よって、超音波振動子11は冷却水によって冷却されながら、駆動装置20から信号ケーブル15を介して供給

される駆動信号によって駆動され、発生した超音波エネルギーを患者の患部へ向けて照射する。この場合、超音波振動子 11 は患者の生体組織の表面に接触させて、連続的にまたは断続的に超音波を照射することにより、組織表面から超音波振動子 11 の駆動周波数に応じたある深さまでの組織を、全て変性させることができる。このことは、発明者らの実験によって確認されている。なお、図 2 (a) は、図 1 に示したハンドピース 10 を、超音波振動子 11 の超音波照射面側から見た平面図である。ここで、超音波振動子 11 は必ずしも円盤形に形成する必要はなく、例えば図 2 (b) に示すように、細長い矩形状に形成してもよく、また図 2 (c) に示すように、輪状に形成してもよい。また、図示しないが、楕円状、多角形状など患部の形状に合わせて任意の形状とすることができる。例えば、図 2 (b) に示した細長い矩形状に超音波振動子 11 を形成した場合には、外径が 10 mm 程度のハンドピース 10 内に収まるように細長く形成すれば、ハンドピース 10 を標準のトロカールに挿入することも可能となり、腹腔鏡下での凝固処置が実現できる。さらに、図 2 (c) に示すように、超音波振動子 11 を輪状に形成した場合には、中心部の組織は変性させずに、周辺のメスなどで切る部分のみを変性させることができる。

【0009】さらに、図 3 (a) に示すように、腹腔鏡下での使い勝手を考慮して、ハンドピース 10 の先端部 12 と取手部 13 との間を、連結具 16 によって屈曲自在に連結するようにしてもよい。このようにすれば、腹腔鏡のトロカール 17 を介してハンドピース 10 を患者 P の体内へ挿入したときに、挿入方向に拘わらず超音波振動子 11 を患部の位置に合わせて配置することができる。また、図 3 (b) に示すように、取手部 13 内に多関節を形成するように、連結具 16 a、16 b、16 n を多数配置することにより、取手部 13 をより自在に屈曲させることができ、腹腔鏡下での使い勝手をより向上することができる。なお、図 2 および図 3 には、図 1 と同一部分には同一符号を付して示してあるので、その部分の説明は省略する。このように、超音波振動子 11 を少なくとも 1 枚の平板状の圧電素子で形成し、これを同一平面上に配置するようにしたので、大きな超音波エネルギーを発生させることが可能となり、さらに、超音波振動子 11 の接触部から比較的広範囲にわたる患部を、治療することができる。また、電気メスと異なり、生体組織を超音波エネルギーによって焼灼・凝固させるので、組織が炭化したり煙が発生することがなく、生体にとっても極めてやさしく腹腔鏡下での手術にも最適な、術中および腹腔鏡下での使用に適するサイズのハンドピースを形成することができる。

【0010】次に、本発明に係る超音波凝固装置の第 2 の実施の形態について、図 4 を参照して説明する。超音波振動子 11 として圧電素子を用いる場合、圧電

素子はその厚みに依存する固有の機械共振周波数を有するという特性を持っている。そのため、共振周波数では Q が高く、圧電素子はその共振周波数の信号で駆動（入力）されたときには効率よく超音波を放出（出力）するが、共振周波数から外れた周波数の信号で駆動されたときは、ほとんど超音波を放出しないことになる。また、生体組織は、照射された超音波の周波数に比例して減衰する特性を有することも知られている。そこで、第 2 の実施の形態では、生体組織中の治療対象部位の深度を適宜選択することができるように、共振周波数の異なる超音波振動子 11 を有するハンドピース 10 を複数用意しておくとともに、駆動装置 20 側で各ハンドピース 10 が有する超音波振動子 11 の共振周波数に適合した駆動信号を発生する信号発生器をそれぞれ用意しておき、各ハンドピース 10 に対して選択的に駆動信号を供給するようにしたものである。

【0011】すなわち、図 4 は、本発明の第 2 の実施の形態の極めて概略的な構成を示した系統図であり、例えば 3 本のハンドピース 10 a、10 b、10 c が用意されており、各ハンドピース 10 a、10 b、10 c に備えられている超音波振動子 11 a、11 b、11 c は、共振周波数が例えば 1 MHz、4 MHz、10 MHz のように異なった値に設定されている。一方、駆動装置 20 には、それぞれ 1 MHz、4 MHz、10 MHz の駆動信号を発生する 3 つの信号発生器 21 a、21 b、21 c と電力増幅器 22 が設けられており、信号ケーブル 15 a、15 b、15 c を介して駆動装置 20 に接続されているハンドピース 10 a、10 b、10 c は、切替スイッチ 23 によって各ハンドピース 10 a、10 b、10 c と各信号発生器 21 a、21 b、21 c とが対応付けられて接続されるようになっている。なお、図 4 において、図 1 と同一部分には同一符号を付して示してある。また、冷却装置 30 などの冷却システムの図示は省略した。

【0012】次に、この第 2 の実施の形態の動作を説明する。ハンドピース 10 a が選択されたときには、信号発生器 21 a からの例えば 1 MHz の駆動信号が電力増幅器 22 を介して超音波振動子 11 a に供給されるので、この周波数で超音波振動子 11 a が駆動され、生体組織の比較的深い位置にまで超音波エネルギーが到達し、その位置において凝固処置が施される。また、ハンドピース 10 c が選択されたときには、信号発生器 21 c からの例えば 10 MHz の駆動信号が電力増幅器 22 を介して超音波振動子 11 c に供給されるので、この周波数で超音波振動子 11 c が駆動され、生体組織の比較的浅い位置において超音波エネルギーが吸収され、浅部で凝固処置が施されることになる。このように、複数種類の共振周波数の異なるハンドピース 10 を用意しておき、ハンドピース 10 へ供給する駆動信号の周波数を適宜選択することにより、治療部位の深さに応じて、生体組織の表面から所望の深度まで全層にわたって最適な凝固処置を実施

することができる。

【0013】なお、図4には、各信号発生器21a、21b、21cに共通の電力増幅器22を設けたが、各信号発生器21a、21b、21cにそれぞれ対応するように、各別に電力増幅器22を設けてもよい。また、各ハンドピース10a、10b、10cが常時駆動装置20に接続されていると、使用しないハンドピース10が邪魔になって操作性を損なう場合もある。これを避けるためには、ハンドピース10の信号ケーブル15を、図示しないコネクタを介して駆動装置20に接続したとき

10 10に接続されていると、使用しないハンドピース10が邪魔になって操作性を損なう場合もある。これを避けるためには、ハンドピース10の信号ケーブル15を、図示しないコネクタを介して駆動装置20に接続したとき、どのハンドピース10が接続されたかを検出するようにして、信号発生器21a、21b、21cのうち、接続されたハンドピース10に適合する信号発生器21が自動的に選択され、所定の信号発生器21によって当該ハンドピース10が駆動されるようにすればよい。

【0014】或いは、あるハンドピース10を駆動装置20に接続したときに、そのハンドピース10の識別情報を図示しない入力装置を介して駆動装置20へ入力することにより、その識別情報に基づき、当該ハンドピース10に適合する信号発生器21が自動的に選択され、

20 20所定の信号発生器21によって当該ハンドピース10が駆動されるようにしてもよい。さらに、ハンドピース10に備えられる超音波振動子11は、製作ロット毎に共振周波数や負荷インピーダンスが微妙に異なるので、ハンドピース10の識別情報を駆動装置20側でこれを読み取るようにすれば、各ハンドピース10の駆動に適した条件に、信号側を調整することができる。すなわち、ハンドピース10に、それぞれ共振周波数などの固有の特性を示す識別情報としてIDコードなどを付しておき、駆動装置20側でこれを読み取ることによ

30 30て、ハンドピース10毎の超音波振動子11の固有共振周波数やインピーダンスなどの特性を知ることができ、図示しない制御器の制御の基で、その特性に合わせて信号発生器21を微調整すれば、最適な条件でハンドピース10を駆動することができる。

【0015】次に、本発明に係る超音波凝固装置の第3の実施の形態について、図5および図6を参照して説明する。図5は、超音波振動子11として使用されるピエゾ圧電素子の特性を示した特性図であり、横軸は駆動周波数、縦軸はインピーダンスを示している。この特性図

*数fとその2倍の周波数2f、および3倍の周波数3fの駆動信号を発生する信号発生器211f、212f、213fと、これらを切替える切替スイッチ23を備えておく。なお、図6においても、図1と同一部分には同一符号を付して示してあるとともに、冷却装置30などの冷却系統の図示は省略した。

【0016】この実施の形態の動作は、次のとおりである。すなわち、必要に応じて切替スイッチ23を操作して、基本周波数f、その2倍の周波数2f、あるいは3倍の周波数3fの駆動信号を選択することにより、選択された周波数の駆動信号が電力増幅器22によって増幅され、1本のハンドピース10へ供給される。よって、駆動装置20から選択的に供給される基本周波数fあるいはその整数倍の周波数の超音波が超音波振動子11から患部へ照射される。

【0017】このように、駆動信号の周波数を基本周波数とその整数倍の高調波とすることにより、1本のハンドピース10によって、異なった適宜の深度の組織を変性させる治療処置を行うことができ、極めて操作性のよい超音波凝固装置を提供することができる。なお、基本周波数fの整数倍とは異なる周波数の駆動信号を発生する信号発生器を別に設けておき、この信号発生器からの駆動信号を、基本周波数fで共振する超音波振動子11を有するハンドピース10へ供給するようにすれば、当該超音波振動子11での超音波出力効率が極端に低下する。言い換えれば損失が増大する。そのため、超音波振動子11自体が発熱することになり、このときの熱を利用して、直接超音波振動子11に接している患部の表面組織を変性させ、あるいはその面を凝固させることができる。なお、超音波振動子11を、当該超音波振動子11に固有の共振周波数（基本周波数）と異なる周波数の駆動信号で駆動する際には、冷却装置30を作動させる必要はない。

【0018】

【発明の効果】以上詳細に説明したように、本発明によれば、平板状に形成した超音波振動子を採用することにより、治療用超音波の発生源を小型化しながら、比較的広範囲の治療が可能となるように、強力な超音波を発生させることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る超音波凝固装置の一実施の形態の概略的な構成を示した系統図である。

【図2】本発明の超音波凝固装置で使用されるハンドピースの種々の実施の形態を示した説明図である。

【図3】本発明の超音波凝固装置で使用されるハンドピースの他の実施の形態を示した説明図である。

【図4】本発明に係る超音波凝固装置の第2の実施の形態の概略的な構成を示した系統図である。

【図5】超音波振動子として使用されるピエゾ圧電素子の特性を説明するために示した特性図である。

【図6】本発明に係る超音波凝固装置の第3の実施の形態の概略的な構成を示した系統図である。

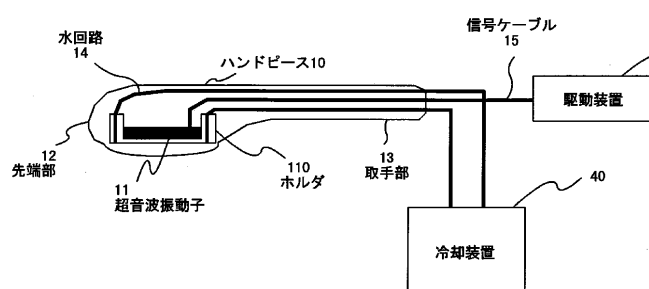
【符号の説明】

10 ハンドピース
11 超音波振動子
12 先端部
13 取手部
14 水回路
15 信号ケーブル
20 駆動装置
21 信号発生器
22 電力増幅器
23 切替スイッチ
30 冷却装置
110 ホルダ
40 冷却装置

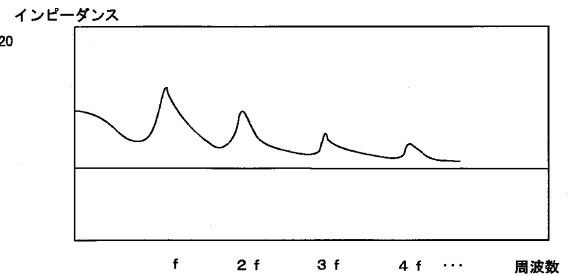
* 15 信号ケーブル
20 駆動装置
21 信号発生器
22 電力増幅器
23 切替スイッチ
30 冷却装置
110 ホルダ

*

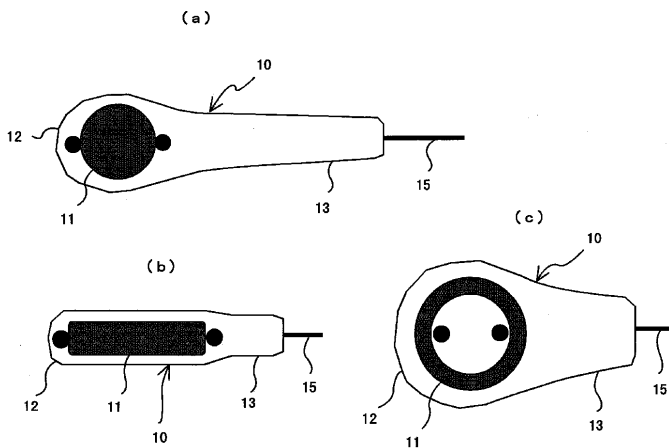
【図1】



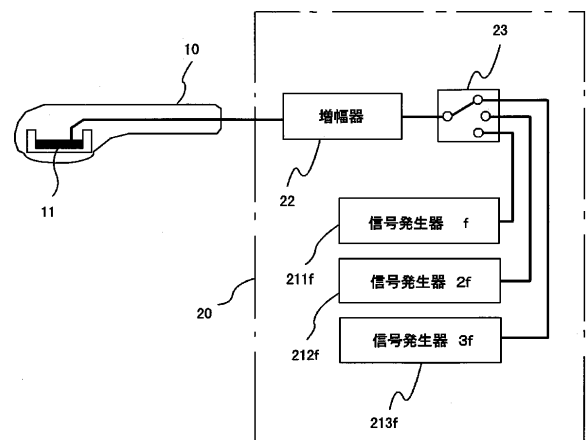
【図5】



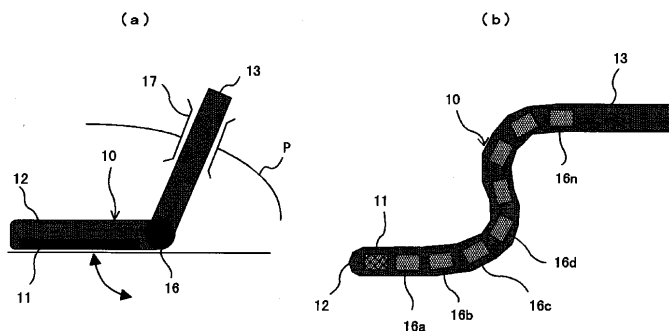
【図2】



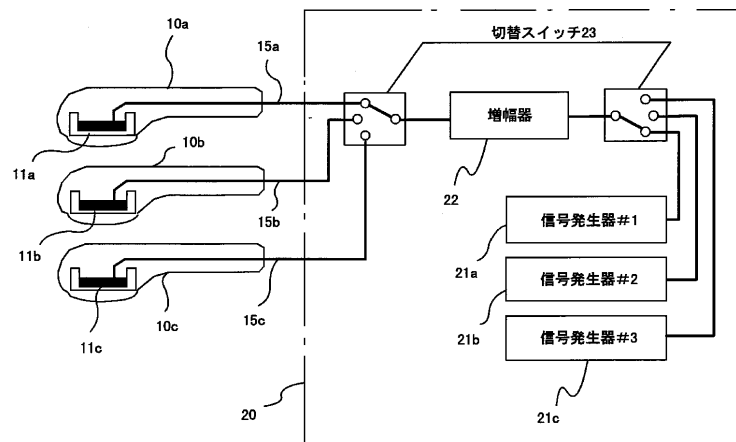
【図6】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

(72)発明者 原頭 基司
栃木県大田原市下石上字東山1385番の1
株式会社東芝那須工場内

Fターム(参考) 4C060 JJ13 JJ17 JJ23 JJ27

专利名称(译)	超音波凝固装置		
公开(公告)号	JP2002153480A	公开(公告)日	2002-05-28
申请号	JP2000352266	申请日	2000-11-20
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	藤本克彦 石橋義治 原頭基司		
发明人	藤本 克彦 石橋 義治 原頭 基司		
IPC分类号	A61B18/00		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B17/00.700		
F-TERM分类号	4C060/JJ13 4C060/JJ17 4C060/JJ23 4C060/JJ27 4C160/JJ13 4C160/JJ14 4C160/JJ17 4C160/JJ42 4C160/KL01 4C160/KL03 4C160/MM32 4C160/MM43 4C160/NN07		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种具有小机头的超声凝固装置。提供了一种具有超声换能器（11）的机头（10）和具有用于向该机头的超声换能器提供驱动信号的信号发生器（21）的驱动装置（20）。在用于向P照射超声波以使组织热凝固的超声波凝固装置中，由至少一个平板元件形成超声波换能器，并将这些平板元件布置在同一平面上。结果，可以在使治疗性超声波的来源小型化的同时，在较大范围内进行治疗。

