

(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 - 199759

(P2003 - 199759A)

(43)公開日 平成15年7月15日(2003.7.15)

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テ-マコ-ト* (参考)

A 6 1 B 18/00

A 6 1 B 17/36

330

4 C 0 6 0

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 8 数)

(21)出願番号 特願2002 - 2951(P2002 - 2951)

(22)出願日 平成14年1月10日(2002.1.10)

(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

(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

(74)代理人 100083161

弁理士 外川 英明

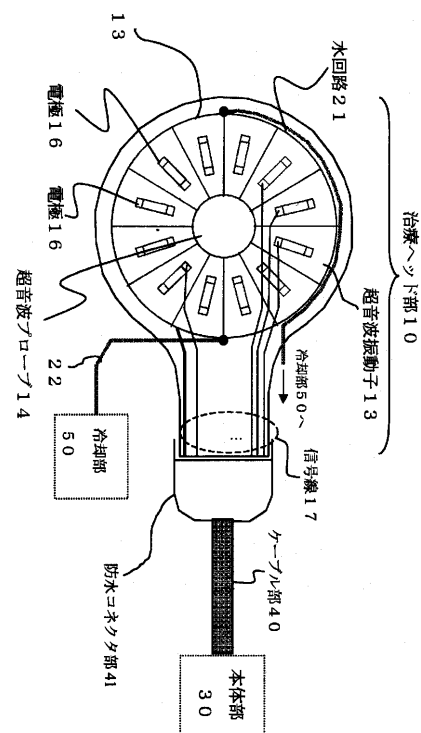
Fターム(参考) 4C060 EE03 EE19 MM24

(54)【発明の名称】 超音波治療装置

(57)【要約】

【課題】 治療ヘッド部での音場の変更を容易にする。

【解決手段】 超音波を患部組織へ照射する超音波振動子13を有する治療ヘッド部10に、ケーブル40を介して駆動信号を供給する超音波治療装置において、治療ヘッド部とケーブルとを防水コネクタ41を介して結合し、超音波振動子には着脱自在に接合される電極16を介して駆動信号を供給するようにした。これにより、治療深度に適した音場への変更が極めて容易となり、合わせて、音源の修理、メンテナンス、リサイクルなども容易となる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 駆動信号を受けて超音波振動子から発生する超音波を患部組織へ照射する超音波治療装置において、

前記超音波振動子に前記駆動信号を供給する電極を、前記超音波振動子に対して着脱自在に接合したことを特徴とする超音波治療装置。

【請求項 2】 超音波振動子を有し、この超音波振動子から発生する超音波を患部組織へ照射する治療ヘッド部と、この治療ヘッド部にケーブルを介して接続され、前記超音波振動子に供給する駆動信号を生成する駆動装置とを備える超音波治療装置において、前記治療ヘッド部と前記ケーブルとを、コネクタを介して結合したことを特徴とする超音波治療装置。

【請求項 3】 前記超音波振動子には、着脱自在に接合される電極を介して前記駆動信号が供給されることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波治療装置。

【請求項 4】 前記超音波振動子は、略扇状に形成した素子を複数枚略球殻状に配列し、前記各素子にそれぞれ前記駆動信号を供給するものであることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 3 のいずれか 1 項に記載の超音波治療装置。

【請求項 5】 前記超音波振動子は、略扇状に形成した素子を複数枚略球殻状に配列し、前記各素子にそれぞれ前記駆動信号を供給するとともに、前記各素子に供給する前記駆動信号を切り替える切り替え手段を、前記コネクタ内に設けたことを特徴とする請求項 2 または請求項 3 のいずれか 1 項に記載の超音波治療装置。

【請求項 6】 前記切り替え手段による切り替え内容を示す ID 情報を、前記駆動装置側へ提供する ID 情報提供手段を前記コネクタ内に設けたことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波治療装置。

【請求項 7】 前記超音波振動子は、金属製の電極ベースに保持されていることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 6 のいずれか 1 項に記載の超音波治療装置。

【請求項 8】 前記超音波振動子は、少なくとも 1 枚の平板素子によって形成されていることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 3 のいずれか 1 項に記載の超音波治療装置。

【請求項 9】 前記超音波振動子は、振動周波数の異なる複数枚の平板素子によって形成され、各平板素子は、外部から回転操作される回転部材に取り付けられているとともに、所定の位置にある 1 の前記平板素子にのみ、前記駆動信号が供給されることを特徴とする請求項 8 に記載の超音波治療装置。

【請求項 10】 前記超音波振動子は、腹腔鏡用治療ヘッド部に収納されていることを特徴とする請求項 8 または請求項 9 のいずれか 1 項に記載の超音波治療装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、強力な超音波を患部組織へ照射することにより、患部を治療する超音波治療装置に関する。

【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、術後における患者の生活の質 (Quality of Life: 以下、QOL と略称する。) の向上も重視されるようになってきている。一例を挙げると、結石症の治療として、対外から強力超音波を結石へ照射することにより、無侵襲的に結石を破砕する結石破砕装置の実用化があり、この装置の実用化により泌尿器系結石の治療法を様変わりさせた。この結石破砕装置に使用される強力超音波の発生源としては、水中放電によるもの、電磁誘導によるもの、微小爆発によるもの、 piezo 素子によるもの等が知られている。この中で、piezo 素子によるものは、強力超音波を発生するものであって、その圧力が小さいという難点はあるものの、小焦点であること、消耗品がないこと、強力超音波の圧力を任意にコントロールできること、複数の piezo 素子にかかる駆動電圧を位相制御することによって焦点位置を任意にコントロールできること等の優れた長所がある (特公平 4 - 48457 号公報、USP 4526168 号参照)。

【0003】また、治療対象が悪性新生物いわゆる癌の場合は、手術・放射線療法・化学療法 (抗癌剤) が 3 大療法であるが、多くは外科的手法に頼っている現状から、治療に伴い本来その臓器が持つ機能や外見上の形態を大きく損なうことが極めて多く、治療により生命を長らえたとしても患者にとって大きな負担が残る結果となっている。そのため、特に悪性新生物の治療に対して、QOL を考慮したより低侵襲な治療法 (装置) の開発が強く望まれ、上述のような MIT の流れの中で、新しい癌治療技術の 1 つとして熱を利用した治療法が注目を浴びるようになってきた。その著名な例がハイパーサーミア療法である。

【0004】ハイパーサーミア療法は、腫瘍組織と正常組織との熱感受性の違いを利用して、患部を 42.5 ~ 43 以上に加温・維持することにより癌細胞のみを選択的に死滅させる療法である。加温手段としては、マイクロ波等の電磁波を用いる方法が先行しているが、この方法では生体の電気的特性により深部の腫瘍を選択的に加温することが困難であり、深さ 5 cm 以上の腫瘍に対しては良好な治療成績を望むことはできない。

【0005】また近年、電磁波エネルギーの深達性の悪さを改善するために、マイクロ波 / RF 波アンテナを術中・腹腔鏡下もしくは経皮的に患部へ刺入し、アンテナ周辺の温度を 60 以上に加熱することにより、局所的な治療効果を向上させた新しい治療法が脚光を浴びてい

る（磯田他：J. Microwave Surgery）。しかし、この治療法も臓器への穿刺を要するため、従来の手術療法よりは低侵襲であるものの、穿刺に伴う出血や播種（転移）等の副作用があるという問題点がある。

【0006】これら従来の問題点を解決すべく、本出願人は、エネルギーの収束性がよく、かつ、深達度の高い超音波エネルギーを利用して、深部腫瘍を体外から加温治療する方法を提案している（特公平5-63177号公報参照）。また、この加温治療法をさらに進めて、ピエゾ素子から発生した超音波を患部に鋭く収束させることにより、腫瘍部分を80以上に加熱し、腫瘍組織を瞬時に熱変性壊死させるような治療法も提案されている（G. Vallancien et al.: Progress in Urol. 1991, 1, 84-88、USP 5150711参照）。

【0007】この治療法では、従来のハイパーサーミアとは異なり、焦点近傍の限局した領域に非常に強い強度（数百～数千W/cm²）の超音波が投入されるため、焦点近傍の狭い領域のみが瞬時に熱変性壊死させられる。ただし、その小さな焦点をスキャンしながら患部領域全体を焼灼する必要があるため、焦点の正確な位置決めが非常に重要となるが、これに関する1つの解決法として、本出願人は、MRIの化学シフトを利用して、生体内部の温度分布を非侵襲的に画像化することにより、術中の発熱点を計測する技術を開発した（特開平5-253192号公報参照）。

【0008】さらに、これらの強力超音波を応用した治療装置では、超音波画像、プレーンX線画像、X線CT画像、MR画像等の、様々な画像を利用して患部をモニタリングする方式が提案されている。その中でも、特に球殻状の治療用超音波源の中央に超音波診断用のプローブを挿入した「インナープローブ方式」は、その簡便さから結石破碎装置においても良く知られている（特開昭51-24092号公報参照）。この方式では、治療も診断も同じ超音波エネルギーを利用することから、治療用超音波の焦点領域からの反射波を検出して超音波画像上に表示する手法についても提案されている（特許第1851304号、特許第1821772号、特許第1765452号参照）。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】ところで、ピエゾ素子を強力超音波の発生源とする従来の治療装置は、ピエゾ素子を含む治療ヘッド部とピエゾ素子を駆動するドライバを含む本体部とに分かれている。そして、治療ヘッド部から延びたケーブルは、コネクタを介して本体部に接続されており、さらに、ピエゾ素子の電極にはドライバからの駆動信号を供給するリード線などが半田付けにより電氣的に接合されていた。また、治療用超音波源として球殻状に多数のピエゾ素子を配列したものでは、駆動位相の異なる2種類の駆動信号を各ピエゾ素子に様々に振り分けて投入することによって、焦点形状や焦点サイ

ズ等音場を適宜制御することができる（特開2000-166940号公報参照）が、これまでの構成では、ピエゾ素子の背面の電極に直接信号線が半田付けされていたため、いざ音場を変更しようとしても、即座に配線を変更することができないという問題があった。

【0010】この問題に対しては、駆動信号の振り分けを、ドライバ側で行なうことも考えられるが、そのためにはピエゾ素子の数だけ信号線とドライバが必要となるので、本体部のサイズが大型化してコストが上昇するとともに、ケーブルが太くなって曲がり難くもなるため、治療を実施するに際して治療ヘッド部の取り回しが不便になり操作性が劣るという問題に繋がることになっていた。また、超音波治療装置では、小さなピエゾ素子（超音波振動子）に高い電力を掛けるため、ピエゾ素子の電極が剥離するなどの故障が起きる場合があり、この様に治療ヘッド部が故障してピエゾ素子の交換が必要になった場合には、個々のピエゾ素子を交換することが困難なため、ケーブルやコネクタを含めて治療ヘッド部全体を交換しなければならず、治療ヘッド部の修理やメンテナンスあるいはピエゾ素子のリサイクル等を困難にしていた。さらに、ピエゾ素子は、その厚みで決まる機械的な共振周波数で超音波の放射効率が極めて高く、それ以外の周波数では放射効率が低くなる特性を有している。また、超音波周波数に応じてその到達深さが異なることも良く知られている。そのため、治療深さを超音波の周波数で変更しようとするれば、厚みの異なるピエゾ素子による治療ヘッド部を複数用意することが必要となり、殊に腹腔鏡用の治療ヘッド部は、極めて高価なものとなるため経済的な負担が大きくなる問題もあった。

【0011】本発明は、このような問題を解決するためになされたものである。

【0012】

【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、駆動信号を受けて超音波振動子から発生する超音波を患部組織へ照射する超音波治療装置において、前記超音波振動子に前記駆動信号を供給する電極を、前記超音波振動子に対して着脱自在に接合したことを特徴とし、請求項2に記載の発明は、超音波振動子を有し、この超音波振動子から発生する超音波を患部組織へ照射する治療ヘッド部と、この治療ヘッド部にケーブルを介して接続され、前記超音波振動子に供給する駆動信号を生成する駆動装置とを備える超音波治療装置において、前記治療ヘッド部と前記ケーブルとを、コネクタを介して結合したことを特徴とする。

【0013】そして請求項3に記載の発明は、請求項2に記載のものにおいて、前記超音波振動子には、着脱自在に接合される電極を介して前記駆動信号が供給されることを特徴とし、さらに請求項4に記載の発明は、請求項1ないし請求項3のいずれか1項に記載の超音波治療装置において、前記超音波振動子は、略扇状に形成した

素子を複数枚略球殻状に配列し、前記各素子にそれぞれ前記駆動信号を供給するものであることを特徴とする。これらにより、超音波振動子に対して駆動信号を供給する電気配線が容易に変更できるので、治療深度に適した音場への変更が極めて容易となり、合わせて、音源の修理、メンテナンス、リサイクルなども容易となる。

【0014】また、請求項5に記載の発明は、請求項2または請求項3のいずれか1項に記載の超音波治療装置において、前記超音波振動子は、略扇状に形成した素子を複数枚略球殻状に配列し、前記各素子にそれぞれ前記駆動信号を供給するとともに、前記各素子に供給する前記駆動信号を切り替える切り替え手段を、前記コネクタ内に設けたことを特徴とし、請求項6に記載の発明は、請求項5に記載のものにおいて、前記切り替え手段による切り替え内容を示すID情報を、前記駆動装置側へ提供するID情報提供手段を前記コネクタ内に設けたことを特徴とする。これにより、超音波振動子に対して駆動信号を供給する信号線の本数を減らすことができ、ケーブルを細く形成することができるので、治療時の操作性が向上する。

【0015】さらに、請求項7に記載の発明は、請求項1ないし請求項6のいずれか1項に記載の超音波治療装置において、前記超音波振動子は、金属製の電極ベースに保持されていることを特徴とする。これにより、超音波振動子をより確実に保持できるとともに、治療ヘッド部の水密性を良好に保つことができる。

【0016】なおさらに、請求項8に記載の発明は、請求項1ないし請求項3のいずれか1項に記載の超音波治療装置において、前記超音波振動子は、少なくとも1枚の平板素子によって形成されていることを特徴とし、請求項9に記載の発明は、請求項8に記載のものにおいて、前記超音波振動子は、振動周波数の異なる複数枚の平板素子によって形成され、各平板素子は、外部から回転操作される回転部材に取り付けられているとともに、所定の位置にある1の前記平板素子にのみ、前記駆動信号が供給されることを特徴とし、さらに請求項10に記載の発明は、請求項8または請求項9のいずれか1項に記載の超音波治療装置において、前記超音波振動子は、腹腔鏡用治療ヘッド部に収納されていることを特徴とする。これらにより、特に腹腔鏡用の超音波治療装置において、患者の負担を軽減することができる。

【0017】

【発明の実施の形態】以下、本発明に係る超音波治療装置の実施の形態について、図1ないし図7を参照して詳細に説明する。図1に示すように、本発明に係る超音波治療装置は主に、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治療ヘッド部10と、この治療ヘッド部10へ供給する駆動信号を生成したり装置全体を制御したりする本体部30と、この本体部30と治療ヘッド部10とを結合し、両者間の信号を伝送

するケーブル部40と、治療ヘッド部10に接続される冷却部50とから構成される。

【0018】先ず、図1ないし図3により、治療ヘッド部10について説明する。なお図1は、本発明に係る超音波治療装置の、一実施の形態の概略構成を示した平面図であり、図2は図1の側面図であって、それぞれ透視図として示してある。また、図3は、図2のA部を拡大した図である。治療ヘッド部10は、先端部11と先端部11に連なる把手部12とを有するホルダで構成されている。先端部11には、全体として球殻状をなすように、超音波振動子（ピエゾ素子）13が略扇状に例えば12枚略円環状に配列されて、所望位置に焦点を結ぶ治療用超音波の発生源を形成している。そして、治療用超音波発生源の略中央の孔に、焦点領域を含む断面を、断層像として映像化するためにイメージング用の超音波プローブ14が挿入されている。

【0019】扇状に形成されているそれぞれのピエゾ素子13の表面は、図3(a)に拡大して示してあるように、扇状の外縁側と内縁側とが電極ベース15に密接するようにして保持されている。この電極ベース15は接地電極を兼ね、かつ、生体側との絶縁を確保している。そして、ピエゾ素子13の背面（すなわち、電極ベース15に保持された側とは反対側の面）には、弾性を有する電極16が設けられている。すなわち、電極16はピエゾ素子13に各別に設けられ、各ピエゾ素子13をそれぞれ電極ベース15側へ押圧するように設けられている。そして、電極16にはそれぞれ信号線17が接続されており、この各信号線17は把手部12に集められるが、図が見にくくなるのを避けるため図1には、信号線17は数本だけ示してある。なお、ピエゾ素子13の外縁端および内縁端と電極ベース15との間には、それぞれ空隙を形成するか絶縁シートなどを介在させて、信号線17と接地（GND）との間の絶縁を保つようにしている。

【0020】なお、各ピエゾ素子13を保持する電極ベース15は、図3(b)に示すように、各ピエゾ素子13の接触する面15a全体を例えばチタンやステンレスなどの金属で形成し、導電性接着剤で接着するようにしてもよい。この場合その面15aの厚みを、ピエゾ素子13が発生する超音波の波長の1/2としておけば、超音波を効率的に照射することが可能となる。さらに、各ピエゾ素子13をより確実に保持できるとともに、治療ヘッド部10の水密性を良好に保つことができる。また、治療ヘッド部10の先端部11の、生体（患者）に直接接触させる側は、カブラ部18となっており、内部に超音波の伝播媒質例えば良く脱気された水19が封入されている。この水19は、ピエゾ素子13を駆動することによって発熱するので、これを冷却するための冷却部50が備えられている。そのため、治療ヘッド部10にはカブラ部18内に通じる水回路21が形成されてお

り、この水回路 21 は治療ヘッド部 10 の外でディスボチューブ 22 に接続され、ディスボチューブ 22 は冷却部 50 に結合されている。なお、電極ベース 15 は、先端部 11 のホルダ内に水密に保持されている。

【0021】把手部 12 の端部は水密に形成されているとともに、ケーブル部 40 の先端の防水コネクタ 41 に適合するオス端子 23 (後述する図 4 参照) が設けられている。従って、ピエゾ素子 13 に駆動信号を供給するための信号線 17 をはじめとして、超音波プローブ 14 の図示しない信号線などもこのオス端子 23 に接続され

ている。よって、治療ヘッド部 10 は、防水コネクタ 41 を介してケーブル部 40 に接続され、さらに本体部 30 と接続されることにより、ピエゾ素子 13 や超音波プローブ 14 を駆動するための駆動信号を本体部 30 から供給を受け、超音波プローブ 14 で収集したエコー信号を本体部 30 へ送り、治療部位の断層画像を本体部 30 に設けられている図示しないモニタに表示する。

【0022】以上のように構成された本発明の一つの特徴は、強力超音波の発生源であるピエゾ素子 13 に、信号線 17 を半田付けなどによって固定的に接続せずに、

信号線 17 に接続された弾性を有する電極 16 をピエゾ素子 13 に押圧させることにより接続するようにしたことである。これにより、複数枚配列されているピエゾ素子 13 の内不具合を生じたものを交換したり、治療深さを変更するために全てのピエゾ素子 13 を厚みの異なるものに交換 (すなわち、共振周波数を変更する) したりする場合には、その作業が極めて容易となり、メンテナンス性が向上し、ピエゾ素子 13 のリサイクルも容易となる。このことについては、別の実施の形態として後述する。

【0023】本発明のもう一つの特徴は、治療ヘッド部 10 が防水コネクタ 41 を介してケーブル部 40 に接続されていることである。すなわち、治療ヘッド部 10 は防水コネクタ 41 によってケーブル部 40 と分離されるようになっている。そのため、治療ヘッド部 10 におけるピエゾ素子 13 の配線を変更することなく、ピエゾ素子 13 へ供給する駆動信号の組み合わせを防水コネクタ 41 側で適宜変更することが容易となる。このことについて、図 4 に示した配線図を参照して説明する。

【0024】本出願人が既に提案した、位相差駆動法による超音波治療装置 (特開 2000 - 166940 号公報参照) は、駆動位相の異なる 2 種類の駆動信号を各ピエゾ素子に別々に投入することにより、焦点形状や焦点サイズを制御し、その信号の振り分け方で様々な音場を形成するものであるが、音場変更の際には、ピエゾ素子の背面に半田付けされていた信号線の配線を変更することが必要となり、即座に対応することが困難であった。そこで本発明では、図 4 (a) に示すように、ケーブル部 40 にはピエゾ素子 13 を駆動するための信号線として、例えば 2 本の信号線 42、43 だけ備えてお

き、複数枚のピエゾ素子 13 について、どのピエゾ素子 13 にどの信号線 42、43 を接続するかは、防水コネクタ 41 においてその組み合わせを決定できるようにする。勿論、2 本の信号線 42、43 には、本体部 30 からそれぞれ位相の異なった駆動信号が供給されることは言うまでもない。

【0025】なお、図 4 (a) に示したものは、6 枚のピエゾ素子 13 に、2 本の信号線 42、43 を介して交互に異なる駆動信号を供給するようになっているが、これは単なる一例に過ぎず、ピエゾ素子 13 の枚数や、駆動信号の供給の仕方は適宜変更することができる。また、防水コネクタ 41 に、2 本の信号線 42、43 とピエゾ素子 13 との接続を切り替えるスイッチを設けておき、このスイッチによってピエゾ素子 13 への駆動信号の供給を変更できるように構成すれば、操作性がより向上する。また、このスイッチの操作状態 (すなわち、配線の切り替え状態) を本体部 30 で検出して、本体部 30 の図示しないモニタに表示される超音波画像上に重ねるマーカーのサイズを変更するように制御することも可能である。

【0026】さらに、図 4 (b) に示すように、防水コネクタ 41 内に配線組替えバッファ 44 を着脱自在に設け、治療ヘッド部 10 側とケーブル部 40 側とを、この配線組替えバッファ 44 を介して防水コネクタ 41 で接合させるようにしてもよい。このとき、焦点サイズ等に応じてピエゾ素子 13 への駆動信号の供給の仕方が変わるので、種々の配線組替えバッファ 44 を予め用意しておくとともに、各配線組替えバッファ 44 に ID 回路 45 を埋め込んでおき、ケーブル部 40 の ID 信号線 46 を経て本体部 30 でその ID 情報を検出できるようにするのがよい。この場合にも、配線の切り替え内容すなわち、治療ヘッド部 10 側に設定された焦点形状や焦点サイズを本体部 30 で把握することができ、よって、本体部 30 のモニタに表示される超音波画像上に重ねるマーカーを、ID 情報に応じた焦点形状や焦点サイズに変更することができる。

【0027】次に、本発明に係る超音波治療装置の、他の実施の形態について説明する。図 5 は、平板ピエゾ素子 24 により表在性の腫瘍などを表面から焼灼するタイプの治療ヘッド部 10 が、ケーブル部 40 に防水コネクタ 41 で接合されている様子を示したものである。治療用の強力超音波の発生源である平板ピエゾ素子 24 は、円形、楕円形、矩形、輪形状など適宜の形状のものが使用されるが、固有の振動数をもつ単体で形成され、接地電極を兼ねた電極ベース 15 に保持されており、平板ピエゾ素子 24 の背面は、信号線 17 に接続されている弾性を有する電極 16 によって押圧されている。すなわち、平板ピエゾ素子 24 は、電極ベース 15 と信号線 17 とに半田付けによらず、着脱自在に接続されている。また、治療ヘッド部 10 の生体 (患者) に直接接触させ

るカブラ部 18 には、内部に超音波の伝播媒質例えば良く脱気された水 19 が封入されており、平板ピエゾ素子 24 を駆動することによって発熱するこの水 19 を冷却するために、カブラ部 18 内に通じるように水回路 21 が形成されている。水回路 21 は冷却部に通じているがその図示は省略した。

【0028】このような平板ピエゾ素子 24 を有するものにあっては、厚みの異なる平板ピエゾ素子 24 に交換するだけで治療深さを変更することができる。その場合、本発明によれば、平板ピエゾ素子 24 に信号線 17 が半田付けなどによって接続されていないので、平板ピエゾ素子 24 を交換することは極めて容易である。また、治療ヘッド部 10 の大部分を共有化して、平板ピエゾ素子 24 のみを交換することによって治療深さの変更が可能であり、メンテナンス性が向上するとともにコスト削減にも寄与することができる。このような効果は、腹腔鏡用の治療ヘッド部においてより顕著となる。図 6 は、本発明を適用した腹腔鏡用の治療ヘッド部 60 の概略を示したものである。この治療ヘッド部 60 は、先端部 61 と、先端部 61 に脱着可能に結合されている根元部 62 と、根元部 62 に連結具 63 によって屈曲自在に連結されている把手部 64 とから成り、先端部 61 には治療用超音波の発生源としての平板ピエゾ素子 65 が設けられ、根元部 62 には画像用の超音波プローブ 66 が設けられている。そして、図示は省略したが、既に説明した治療ヘッド部 10 と同様に、平板ピエゾ素子 65 は、半田付けによらず弾性を有する電極などによって信号線に着脱自在に接続されている。また、超音波プローブ 66 は、平板ピエゾ素子 65 による治療用超音波の到達範囲をスキャンして、治療状況を観察するものである。なお、治療ヘッド部 60 はトロカール 67 を介して患者 P の腹腔内へ挿入される。

【0029】このように、治療ヘッド部 60 の先端部 61 を脱着可能とすることにより、腹腔鏡が本来的に有している首振り機構などの機構部をそのまま利用して、治療深度に応じたピエゾ素子 65 を有する治療ヘッド部 60 を選択して使用することができるので、安価で複数の治療深度に対応可能な腹腔鏡用の治療ヘッド部 60 が提供できる。なお、腹腔鏡下で治療する場合、治療ヘッド部 60 を腹腔内へ挿入した後に、超音波プローブ 66 による画像を見て判断される治療深度に基づき、治療用超音波の周波数を変更する必要がある場合もあり得る。このようなとき、腹腔内へ挿入した治療ヘッド部 60 を抜いて先端部 61 を交換するのでは、患者への負担が増すことになり、治療の時間も長引くことになる。そのため、先端部 61 を回転可能な多面体で形成し、各面に共振周波数の異なるピエゾ素子 65 を設けて、必要に応じて所望の周波数のピエゾ素子 65 を選択して駆動するように構成するのがよい。

【0030】図 7 は、このように構成した治療ヘッド部*

の概要を示したものであり、図 6 と同一部分には同一部号を付してある。すなわち、図 7 (a) は、一例として三角形に形成した先端部 61 a の各面に、それぞれ共振周波数の異なるピエゾ素子 65 a、65 b、65 c を設けたものであり、この先端部 61 a は、外部操作によって回転可能に構成する。また、図 7 (b) は、このように形成された先端部 61 a を備えた治療ヘッド部 60 a を示した図 6 と同様の図である。なお図 7 (a) は、ピエゾ素子 65 a から患者 P へ超音波が照射されている様子を示している。よって、外部操作によって先端部 61 a を回転することにより、ピエゾ素子 65 a、65 b、65 c の内から所望の周波数のもの（すなわち、所望の治療深度）を選択することが可能となり、治療ヘッド部 60 a を腹腔内へ挿入した後でも、患者に負担をかけることなく最適な条件での治療を施すことができる。このとき、ピエゾ素子 65 a、65 b、65 c の選択に応じて、超音波画像上でのマーカーの表示や治療深度の数値の記載を変更することは言うまでもない。

【0031】本発明は、上述の実施の形態に限定されるものではなく、種々の形態で実施できるものである。例えば、ピエゾ素子と信号線とを半田付けによらず、着脱自在に接続させる手段として、弾性を有する電極 16 に代えて、螺旋状のばねや導電性のゴム材を使用しても良い。また、カブラ部 18 に封入される超音波の伝播媒質 19 として、脱気した滅菌水を循環させるようにすれば、治療中に、万一カブラ部 18 が破損して媒質が漏出したとしても、生体の汚染を防止することができる。

【0032】

【発明の効果】以上詳細に説明したように、請求項 1 ないし請求項 4 に記載の発明によれば、ピエゾ素子（超音波振動子）に対して駆動信号を供給する電気配線が容易に変更できるので、治療深度に適した音場への変更が極めて容易となり、合わせて、音源の修理、メンテナンス、リサイクルなども容易となる。また、請求項 5 および請求項 6 に記載の発明によれば、ピエゾ素子（超音波振動子）に対して駆動信号を供給する信号線の本数を減らすことができ、ケーブルを細く形成することができるので、治療時の操作性が向上する。さらに請求項 7 に記載の発明によれば、各ピエゾ素子をより確実に保持できるとともに、治療ヘッド部の水密性を良好に保つことができる。なおさらに、請求項 8 ないし請求項 10 に記載の発明によれば、特に腹腔鏡用の超音波治療装置において、患者の負担を軽減することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明に係る超音波治療装置の、一実施の形態の概略構成を示した平面図である。

【図 2】図 1 に対応する側面図である。

【図 3】図 2 の A 部を拡大した図である。

【図 4】本発明において、ピエゾ素子（超音波振動子）への駆動信号の供給手段を例示した配線図である。

【図 5】本発明に係る超音波治療装置の、他の実施の形態を概略的に示した構成説明図である。

【図 6】本発明を、腹腔鏡用の治療ヘッド部に適用した場合の、実施の形態を概略的に示した構成説明図である。

【図 7】本発明を、腹腔鏡用の治療ヘッド部に適用した場合の、他の実施の形態を概略的に示した構成説明図である。

【符号の説明】

10 治療ヘッド部

11 先端部

12 把手部

13 ピエゾ素子（超音波振動子）

* 14 超音波プローブ

15 電極ベース

16 電極

17 信号線

18 カブラ部

19 水

21 水回路

22 ディスポチューブ

23 オス端子

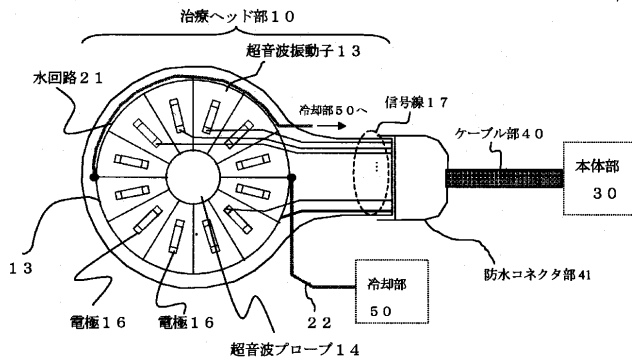
10 30 本体部

40 ケーブル部

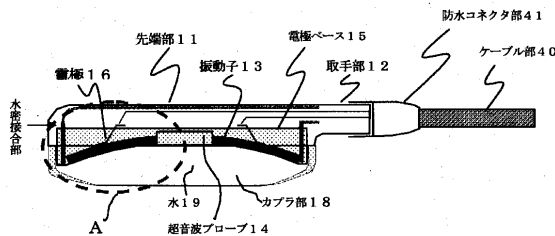
41 防水コネクタ

* 50 冷却部

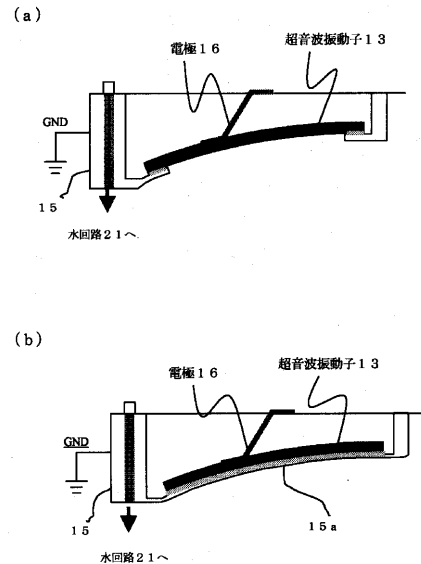
【図 1】



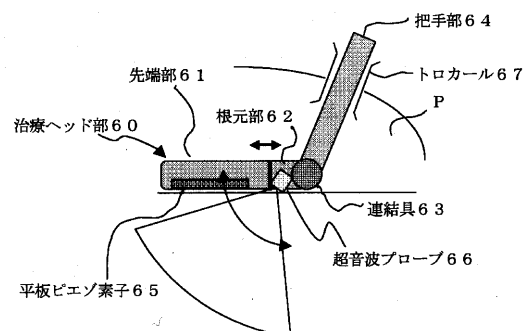
【図 2】



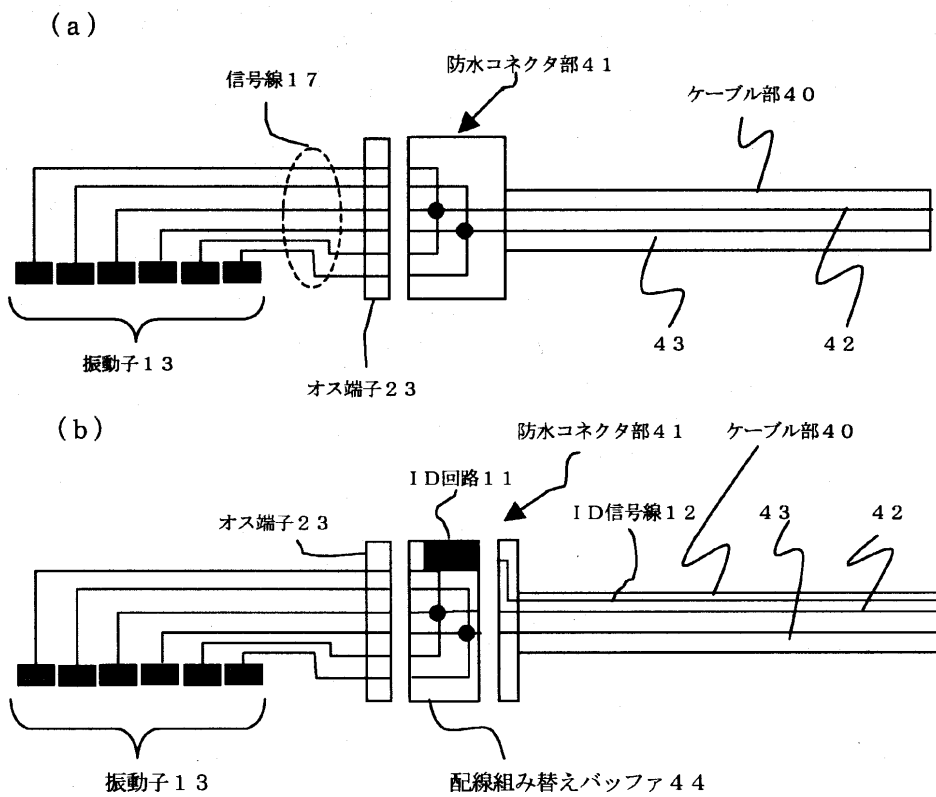
【図 3】



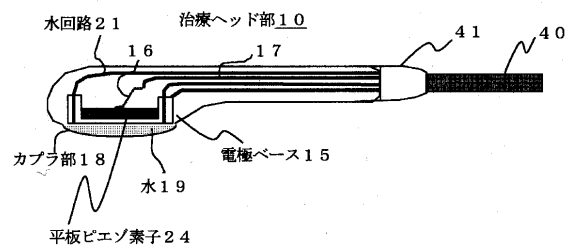
【図 6】



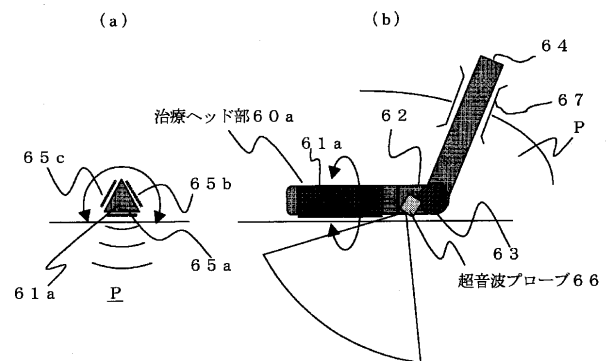
【図4】



【図5】



【図7】



专利名称(译)	超音波治疗装置		
公开(公告)号	JP2003199759A	公开(公告)日	2003-07-15
申请号	JP2002002951	申请日	2002-01-10
[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		
发明人	藤本 克彦		
IPC分类号	A61B18/00		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B17/00.700		
F-TERM分类号	4C060/EE03 4C060/EE19 4C060/MM24 4C160/JJ13 4C160/JJ17 4C160/JJ33 4C160/JJ36 4C160/JJ42 4C160/JJ50 4C160/KL02 4C160/KL05 4C160/KL10 4C160/MM22 4C160/MM32		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：轻松更改治疗头部件中的声场。 解决方案：在一种用于通过电缆40将驱动信号提供给治疗头部分10的超声治疗仪中，该治疗头部分具有用于用超声波照射患处的超声换能器13的超声波治疗仪，在治疗头部分和电缆之间设有防水连接器。 驱动信号通过电极16提供，该电极16通过41耦合并且可拆卸地连接到超声换能器。 这使得极其容易地改变为适合治疗深度的声场，并且还促进了声源的维修，保养和回收。

