

(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 - 116869

(P2003 - 116869A)

(43)公開日 平成15年4月22日(2003.4.22)

| (51) Int.CI ⁷ | 識別記号 | F I | テ-マコード ⁸ (参考) |
|--------------------------|------|--------------|--------------------------|
| A 6 1 B 18/00 | | A 6 1 B 8/12 | 4 C 0 6 0 |
| 8/12 | | 17/22 | 4 C 3 0 1 |
| 17/22 | 330 | 17/36 | 4 C 6 0 1 |

審査請求 未請求 請求項の数 15画面(全7枚)

(21)出願番号 特願2001 - 358506(P2001 - 358506)

(71)出願人 391061288

本田精機株式会社

宮城県仙台市宮城野区扇町4丁目6-7

(22)出願日 平成13年10月18日(2001.10.18)

(71)出願人 391063662

棚橋 善克

宮城県仙台市太白区八木山香澄町10-26

(71)出願人 500138571

守屋 正

神奈川県横浜市青葉区松風台1-8 グラン

フォルム青葉台III 106

(72)発明者 守屋 正

神奈川県横浜市青葉区松風台1-8 グラン

フォルム青葉台III-106

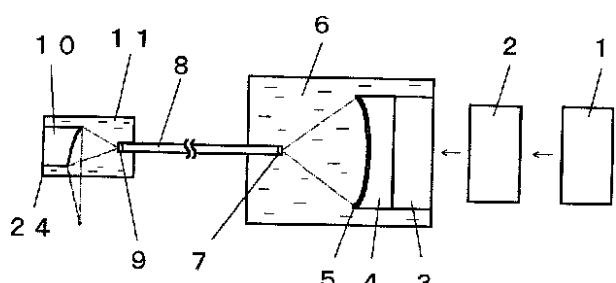
最終頁に続く

(54)【発明の名称】超音波治療装置および超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】身体深部の患部まで送受部を挿入可能な超音波診断装置および超音波治療装置を提供しようとするものである。

【解決手段】体外に位置する先端部24と体内に挿入したり体に接触する先端部24の間を、カーボンや金属よりなる保護膜13によって覆われたガラス質のファイバー12を有する伝送手段8によって超音波の伝達を行うようにした。



【特許請求の範囲】

【請求項1】体外に位置する超音波発生受信手段と外部に超音波を放出・取得する送受部とを有し、前記超音波発生受信手段によって発生した超音波が保護膜によって覆われたガラス質のファイバーによる伝送手段によって前記送受部に伝達されるようにするとともに、前記伝送手段は外套によって覆われ、前記伝送手段と前記外套との間に空間が音響的に絶縁されている超音波治療装置。

【請求項2】ガラス質のファイバーは石英である超音波治療装置。 10

【請求項3】保護膜は炭素である請求項1記載の超音波治療装置。

【請求項4】保護膜はカーボンナノチューブである請求項3記載の超音波治療装置。

【請求項5】保護膜は金属である請求項1記載の超音波治療装置。

【請求項6】保護膜はアルミニウムである請求項5記載の超音波治療装置。

【請求項7】伝送手段は複数のファイバーを有する請求項1記載の超音波治療装置。 20

【請求項8】伝送手段の中心に近い部分は外周部分より密にファイバーが配置された請求項7記載の超音波治療装置。

【請求項9】体外に位置する超音波発生受信手段と外部に超音波を放出・取得する送受部とを有し、前記超音波発生受信手段によって発生した超音波が保護膜によって覆われたガラス質のファイバーによる伝送手段によって前記送受部に伝達されるようにするとともに、標的で反射された超音波を前記送受部で受けとり、前記伝送手段を介して超音波発生受信手段で受信するようにした超音波診断装置。 30

【請求項10】ガラス質のファイバーは石英である請求項9記載の超音波診断装置。

【請求項11】保護膜は炭素である請求項9記載の超音波診断装置。

【請求項12】保護膜はカーボンナノチューブである請求項11記載の超音波診断装置。

【請求項13】保護膜は金属である請求項9記載の超音波診断装置。 40

【請求項14】保護膜はアルミニウムである請求項13記載の超音波診断装置。

【請求項15】伝送手段は外套によって覆われ、前記伝送手段と前記外套との間に空間が音響的に絶縁されている請求項9記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、たとえば泌尿器科の診断や治療などに用いられる超音波治療装置および超音波診断装置に関するものである。 50

【0002】

【従来の技術】従来、超音波治療装置および超音波診断装置は医療分野に広く用いられている。例えば、診断装置としては体外から生体内を画像化する超音波診断装置や体内に振動子を挿入して画像化する超音波内視鏡がある。

【0003】あるいは超音波治療装置としては、体外から強力超音波（衝撃波）を患部に照射して結石などを破壊する治療装置がある。さらに経直腸式でアレイ型振動子を用いて前立腺に超音波を集束照射する超音波治療装置や、経直腸式超音波内視鏡を用いて患部の画像を見ながら治療を行う超音波治療装置などが実在する。

【0004】以上の説明の従来の超音波内視鏡などの超音波診断装置においては、振動子を体内に導入して超音波を送信する構造になっているため振動子を大きくできず、よって超音波の送信パワーを大きくできない欠点があった。

【0005】又、体外式の超音波治療装置においても、体外で大振幅の超音波を発生させ、皮膚経由で体内に超音波を送波するようしているため、超音波振動子と照射部位との間に骨や腸内の空気が介在することがある。これにより超音波エネルギーの伝送が妨げられる場合があり適用部位が限られている。

【0006】また、経直腸式のアレイ型装置においても適用部位が限られることに加え、介在組織の損傷や小型化が困難であるなどの問題がある。

【0007】体外で強力な超音波を発生させ、この超音波を伝送線路を介して体内（脳内）に導入して治療する超音波アプリケータが（B. J. Jarosz and D. Kaytar, Ultrasonic Wave guide Applicator Arrays for Interstitial Heating: A Model Study, IEEE Trans. on Ultrasonics and Frequency Control, Vol. 45, No. 3 (May 1998) pp. 806 - 814）に開示されている。しかしこの開示されたものは伝送線路が太くかつ可撓性がないので、内視鏡で患部を観察しながら治療するような治療方法に用いるには困難である。

【0008】また、われわれの提案した石英ファイバー（文献、特許出願特願平11-271454など）では可撓性が不十分であり、また光伝送用の金属保護膜石英ファイバーは十分な保護を図るために保護層の厚さ数十ミクロンありこのように厚い保護膜を設けると超音波の伝送効率が低い。また水を伝送線路とする超音波用可撓性伝送線路（特開昭58-29454号公報）では1MHz以上の超音波を数十センチ以上伝送することは困難であり、かつ複数の石英ファイバーをバンドルにすることは殆ど不可能と思われる。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】このように医療用超音波診断又は超音波治療の分野で用いられる1MHz以上の周波数帯の超音波を自由に伝送できる可撓性伝送線路が得られていなかったため、内視鏡下で治療を行う場合に用いる超音波診断装置や超音波治療装置が得られなかつた。

【0010】光工学の分野で光ファイバーの出現が光学技術を格段に発展させたように、医用超音波工学の分野でも細くて可撓性のある超音波用伝送線路が得られれば、カテーテル経由の診断・治療における技術の飛躍的な発展が期待できる。

【0011】本発明は、生体内で診断・治療に必要十分な可撓性を有する超音波用伝送線路を得ることによって、内視鏡下で治療を行う場合に用いることが可能な超音波診断装置を提供し、体外に超音波の発信機を置くことができるようになるため強力な超音波を患部に直接当てることができる超音波治療装置を提供しようとするものである。

【0012】つまり本発明は、従来の超音波診断装置や治療装置のもつ次の課題を解決することを目的としている。

【0013】1. 体内で使用するための必要十分な可撓性があり、かつ超音波の減衰の少ない伝送線路が存在しない。

【0014】2. ガン組織等の病変が生体深部にある場合、体の外から超音波を当てて画像を形成すると病変までの介在組織によって高精細画像が得られない。

【0015】3. 生体深部の治療を行う場合に、超音波治療装置から病変までの間の介在組織を損傷することなく治療することができない。

【0016】

【課題を解決するための手段】体外に位置する超音波発生受信手段と体内に挿入したり体に接触する送受部の間を、音響的に絶縁された外套の中に配置した保護膜によって覆われたガラス質のファイバーを用いた伝送手段によって超音波の伝達を行うようにする。

【0017】

【発明の実施の形態】本発明の請求項1に記載の発明は、体外に位置する超音波発生受信部とプローブとを有し、超音波発生受信部によって発生した超音波が膜によって覆われたガラス質のファイバーによる伝送手段によって送受部に伝達されるようにしたものであり、ガラス質のファイバーが保護膜によって保護され、湾曲しても容易に破損しないという作用を有する。

【0018】また同様に請求項9の発明もガラス質のファイバーが保護膜によって保護され、湾曲しても容易に破損しないという作用を有する。

【0019】

【実施例】以下本発明の超音波治療装置の実施例1について図に沿って詳細に説明する。図1は本発明の超音波

治療装置の実施例1における模式図である。1は発信回路であり、この発信回路1から発生した超音波信号を電力増幅器2によって増幅し、振動子3へ送る。4は音響レンズであり、振動子3から発生した超音波を収束するものである。また音響レンズ4の表面には例えばポリエチレンよりなる整合層5が設けられている。

【0020】6は超音波を伝える液体であり、例えば水やシリコンオイルである。7は整合層であり、伝送線路8の一端に設けられている。また伝送線路8の他端にも整合層9が設けられている。10は体内に挿入される音響ミラーであり伝送線路8を介して送られて来た超音波を反射するものである。この音響ミラー10は回転橈円面を有しており、直径は2mm程度に形成可能であり、尿路にも挿入可能である。そして伝送線路8を介して送られて来た超音波が音響ミラー10に伝わるように、液体11が満たされている。

【0021】図2は伝送手段8の拡大斜視図である。伝送手段8は石英ファイバー12とその外周を被う保護層13よりなる。保護層13は石英ファイバー12の外周に塗布されたカーボン層である。

【0022】石英ファイバー12は石英ガラスを溶融して引き延ばして作るのであるが、その際に、どうしても小さな傷が表面に付く。そして石英ファイバー12が湾曲された場合にその傷に応力集中が発生し、折れやすくなる。保護層13はこのような石英ファイバー12の破損を防止する。伝送手段8の保護層13としてアルミニウムを用いたものは図3に示すように直径5mmまで曲げることができる。また保護層13としてカーボンを用いたものは直径30mmまで曲げができる。よって使用目的に応じて保護層13の材質を選択するとよい。

【0023】本発明の実施例1の超音波治療装置は以上のように構成され、以下その動作について説明する。まず腎孟腫瘍の治療を行う場合を例にとって説明する。音響ミラー10を有する先端部24の直径は2mm程度であり、この先端部24を尿道・膀胱および尿管を経て既に腎あるいは腎孟まで挿入してある光学内視鏡のワーキングチャンネルを利用して腫瘍の部位まで到達させる。

【0024】光学内視鏡で先端部24の位置を確認しながら、腎臓の腫瘍に最も近い場所に先端部24を挿入する。

【0025】先端部24が適切な位置に挿入された時点で、発信回路1によって超音波電気信号を発生させる。発信回路1によって発生された超音波電気信号は電力増幅器2によって増幅され、発信素子3が超音波を発生する。

【0026】この超音波はレンズ4で収束されて整合層7に焦点を結び、石英ファイバー12を伝わって伝送手段8の先端の接合層9に到達する。そして放物面ミラー10を介して超音波が出射され、超音波は腎臓の組織に

損傷を与えることなく腫瘍に当たられる。腫瘍は当たられた超音波のもつエネルギーによって焼灼される。

【0027】以上の手術に際して、先端部24を患部の付近に位置させる必要がある。以上の説明のように伝送手段8は細い石英ガラスよりなる石英ファイバー12とその外周に塗布されたカーボンよりなる保護層13で形成されているため容易に曲がり、先端部24を患部に近接した所に位置させることができる。

【0028】さらに石英ファイバー12の表面に傷があつても、保護層13の作用によって傷の部分から折れることがない。

【0029】図3は伝送手段8の湾曲試験の様子を表す。保護層13の直径が125μm、長さが600mmの伝送手段8で直径5mmのループを形成する。この状態で振動子3を動作させて伝送手段8に伝わる超音波を測定した。

【0030】その結果、伝送手段8をポッシャマー・クリー波のL(0,1)、L(0,2)及びL(0,3)モードが低損失で伝搬され、腎臓内に存在する結石を十分に破壊するエネルギーを伝達可能であることが分かつた。

【0031】以上の実施例1では石英ファイバー12の保護層13としてカーボン層を設ける例を示したが、カーボンナノチューブをアルミナ系無機バインダーを用いて形成した保護層でもよい。カーボンナノチューブとしては多くの種類が発表されているが、直径数10nmのものがよい。カーボンナノチューブの抗張力は鋼鉄の数倍もあり、これによって石英ファイバーの破損を防ぐ。

【0032】またカーボンナノチューブ以外に石英ファイバー12の保護層13としてアルミニウムを1~3μmの厚さに被覆してもよい。この保護層13は石英よりなる石英ファイバー12にアルミニウムを蒸着したり、あるいは導電膜を形成した後に鍍金をすることによって形成することができる。さらに保護層13として、ニッケルを無電解鍍金することもでき、この場合には極めて均一な層を形成することができる。

【0033】あるいは、保護層13として部分的にカーボンの層や金属層を形成することもできる。これは保護層13として金属を用いた場合の方が小さな曲げにも耐えることができ、曲げの小さな部分だけ金属の保護層13を形成し、他の部分はカーボンの保護層13とすることができます。発明者の実験ではアルミニウムやニッケルの保護層13を形成した部分は半径5mmの曲げにも耐えることができた。

【0034】直径125μmの石英ファイバーの表面に1~3μmのアルミニウムの保護層を設けた伝送線路の場合、超音波の伝搬特性のうち伝搬時間は保護層がない場合とあまり変わらなかった。発明者の実験ではアルミニウムの保護層の厚さに若干の不均一があったにもかかわらず減衰定数は1MHzでおよそ2dB/m、20MHz

Hzでおよそ10dB/m程度であり、十分に実用可能な範囲であった。

【0035】アルミニウムの保護層の厚さを最適化することにより減衰定数をさらに低下させることができるのである。これはアルミニウムの超音波に対するインピーダンスが石英ファイバーのそれとほぼ等しいために減衰が小さいものと思われる。

【0036】また以上の実施例1では石英ファイバー12の太さが全体に亘って一様であるものを例示したが、使用的超音波の周波数によっては振動子3側つまり末端側は太く放射側つまり先端は細い形状としてもよい。つまり振動子3側が太いため多くのエネルギーを受けることができる。

【0037】図4は伝送手段の実施例2の拡大斜視図である。これは上記の伝送手段8を多数束ねたものである。この実施例2の伝送手段は厚さが一端から多端に向かって次第に厚くなるスペーサー16の上に多数の伝送手段8を並べ、そのスペーサー16を巻いたもので、伝送手段8の密度が内側から外側に向かって次第に疎に配置される。

【0038】次に本発明の超音波治療装置の実施例3について図5に沿って詳細に説明する。この治療装置は上記実施例2の伝送手段8を多数束ねた伝送手段を利用したものである。

【0039】この実施例3と上記実施例1と共通の構成部剤については同一の番号を付与し、重複した説明を省略する。

【0040】以上説明において実施例1のものの石英ファイバー12は石英ガラスよりなるファイバーが1本であったが、この実施例4のものは図4に示すように複数の伝送線路8によって構成されている。

【0041】そして音響レンズ4によって収束された超音波の焦点17は図5に示すように整合層7より先端側に入った位置に結ばれる。これによって整合層9を出た超音波は伝送手段8の先端から少し離れた位置に焦点18を結ぶ。

【0042】各伝送線路8は実施例1と同様、保護層13を有する石英ファイバー12である。この実施例3のものは、伝送路14を構成する石英ガラスファイバー12は複数であるため、実施例1のものより細くすることができます、このため伝送手段8は曲がり易くなる。また伝送手段8を通過した総合の超音波のエネルギーも大きくすることができ、よって腫瘍の焼灼力も大きくなる。

【0043】次に本発明の超音波治療装置の実施例4について図6に沿って説明する。上記の実施例1のものは発信素子3が1個であったが、この実施例4のものは多数の発信素子14が設けられている。つまり多数の伝送線路8のそれに対してそれぞれ発信素子14が設けられている。そして各伝送線路8の先端は1つにまとめられて共通の整合層19が設けられている。

【0044】この実施例のものは多数の発信素子14を有するため強力な超音波を発することができ、しかも多数の伝送手段8をバンドルしているため、伝送手段8の曲げが容易である。

【0045】次に本発明の実施例5の説明を行う。この実施例5のものは複数の穴を有するハニカムパイプ20の各穴に石英ファイバー12を挿入したものである。ここでハニカムパイプとは複数のステンレスの細い管（内径0.13mm、外径0.23mm）が直径5mmの太いパイプに入っているものである。

【0046】上記実施例5のものは複数の石英ファイバー12の長さを均一にすることが困難で、また入力端と出力端とで各石英ファイバー12の配列を揃えることも困難である。ところがハニカムパイプ20に複数の石英ファイバー12を挿入することによって各石英ファイバー12の長さや配列を揃えることが容易である。

【0047】特に複数の細いパイプそれぞれに複数の石英ファイバー12を挿入し、複数の細いパイプをバンドルして太いパイプに挿入し、その後各石英ファイバー12の両端をそのままの状態で固定して両端を研磨することによって各石英ファイバー12の長さを均一にすることができる、さらに配列も揃えることができる。

【0048】次に本発明の実施例6について図7に沿って説明する。この実施例6のものは、超音波診断装置であり、先端部24内の音響ミラー24が回転するように構成されている。音響ミラー24を回転させるための手段として、図7に示すように先端部24内にモーター25を設け、モーター25の軸に音響ミラー24を取り付けている。

【0049】これによって振動子3から発射された超音波が音響ミラー21で収束され整合層22を介して伝送手段8に伝わり、先端部24へ送られる。先端部24では超音波が整合層23を通過して音響ミラー21で反射される。

【0050】音響ミラー21は回転しているため、音響ミラー21で反射され収束された超音波は環状の音響窓26を通過して患部に当たる。患部から反射した超音波は再び音響窓26を通過して音響ミラー21に戻り、伝送線路8を逆向きに伝わって、整合層22を通って音響ミラー15で反射され、振動子3へ収束される。

【0051】振動子3はチタン酸系の圧電素子であり、外部から受けた振動によって電圧を発生する。よって振動子3の発生する電圧波形を画像に変換すると患部の画像を作ることができる。

【0052】この実施例5のものは音響ミラー21が回転しているため、先端部24の挿入された部位の周囲の患部の画像を得ることができる。

【0053】

【発明の効果】本発明の超音波治療装置および超音波診断装置は上記の如くガラスファイバーをカーボンで補強⁵⁰*

*したので、ガラスファイバーを曲げても破損せず、よって伝送線路を曲げができるようになる。

【0054】特に、カーボンとしてカーボンナノチューブを用いると、さらに曲げに対して強くなり小さな曲率でガラスファイバーを曲げができるようになるため、尿路などの曲がった管路を通過させて身体深部の患部まで送受部を挿入することができ、切開手術を行ふことなく癌細胞などの破壊治療を行うことができる。

【0055】また患部の近傍まで送受部を挿入可能となるため、身体の外部より超音波を照射する場合のように、病変のない組織にまで無用な照射をする必要がなく、患者の負担を少なくすることができる。

【0056】さらに本発明の超音波治療装置および超音波診断装置は伝送手段の内部に石英ファイバーなどによるコアを設け、このコアが直接組織や体液に触れないようにしたため、超音波の伝送途中の減衰を極めて小さくすることができ、患部に強い超音波を当てることができる。

【0057】しかも、ガラスファイバーなどのコアを複数束ねることにより、伝送手段により大きなエネルギーを伝達可能になり、腎臓結石の破壊のように大きなエネルギーが必要な場合にも対応可能である。またこの場合、ガラスファイバーを細くすることができため、さらに曲げやすくなる。

【0058】ガラスファイバーなどのコアを複数束ねる場合、それぞれのファイバーの長さを互いに異ならすことにより照射部分での位相のずれを補正することができる。これによってより高効率なエネルギーの伝送効果を得ることができる。

【0059】そして送受部内のミラーを回転させることにより、送受部を挿入された周囲の組織に超音波を照射することができ、組織全体の画像を得ることができる。

【0060】また本発明の治療装置は、高周波メスやレーザー治療機あるいは体外からの超音波収束治療装置のように治療中の患部の温度が水の沸点まで上昇しないため、腫瘍の播種を起こす虞がない。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施例1の超音波治療装置を示す説明図である。

【図2】本発明の超音波治療装置に用いられる伝送手段の一例を示す斜視図である。

【図3】本発明の超音波治療装置に用いられる伝送手段の湾曲試験の様子を表す平面図である。

【図4】本発明の実施例2の超音波治療装置に用いられる伝送手段を示す説明図である。

【図5】本発明の実施例3の超音波治療装置を示す説明図である。

【図6】本発明の実施例4の超音波治療装置に用いられる伝送手段を示す説明図である。

【図7】本発明の実施例5の超音波診断装置を示す断面

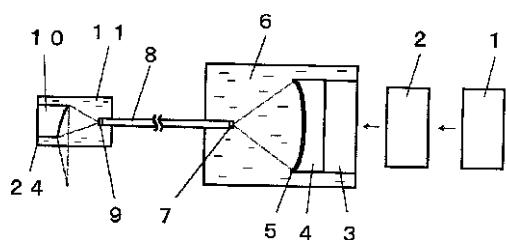
図である。

【符号の説明】

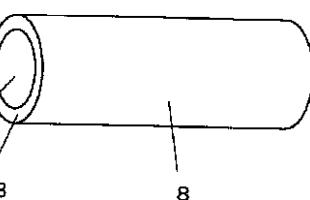
- 1 発信回路
- 2 電力増幅器
- 3 振動子
- 4 音響レンズ
- 5 整合層
- 6 液体
- 7 整合層
- 8 伝送線路
- 9 整合層
- 10 音響ミラー

- * 11 液体
- 12 石英ファイバー
- 13 保護層
- 14 振動子
- 15 音響ミラー
- 16 スペーサー
- 21 音響ミラー
- 22 整合層
- 23 整合層
- 10 24 先端部
- 25 モーター
- * 26 音響窓

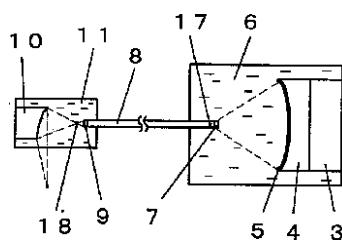
【図1】



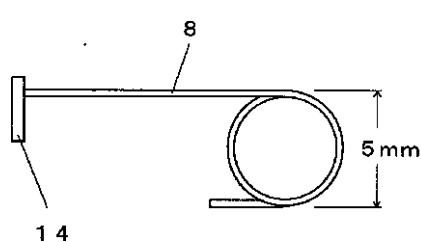
【図2】



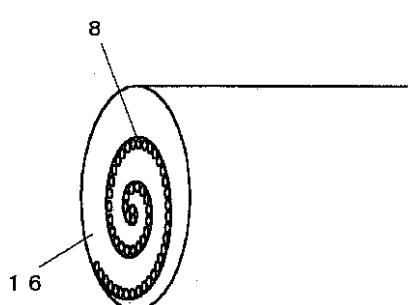
【図5】



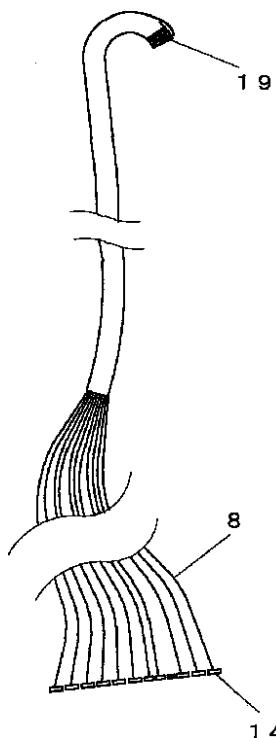
【図3】



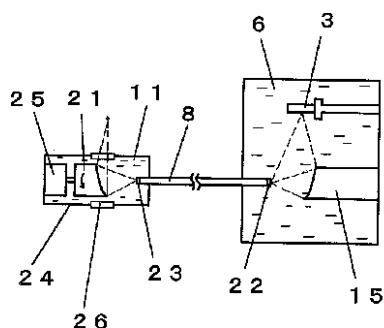
【図4】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(72)発明者 守屋 正 F ターム(参考) 4C060 EE19 JJ13 JJ23 JJ27 MM24
神奈川県横浜市青葉区松風台1-8 グラ
ンフォルム青葉台I I I - 106 4C301 EE16 EE19 FF05 FF07 GB22
GB27 GB31 GB35 GB37 GB38
(72)発明者 棚橋 善克 GC02 GC03 HH23 JA02 JA11
宮城県仙台市太白区八木山香澄町10-26 JA17
(72)発明者 本田 力雄 4C601 EE13 EE16 FE01 FE02 FE07
宮城県仙台市宮城野区扇町4丁目6-7
本田精機株式会社内 GB24 GB25 GB26 GB32 GB33
GB37 GB42 GB43 GB45 GB46
GC01 GC02 GD01 GD02 GD11
GD12

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声波治疗装置和超声波诊断装置 | | |
| 公开(公告)号 | JP2003116869A | 公开(公告)日 | 2003-04-22 |
| 申请号 | JP2001358506 | 申请日 | 2001-10-18 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 森谷忠 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 本田精机株式会社 棚桥 善克 森谷忠 | | |
| [标]发明人 | 守屋正 棚橋善克 本田力雄 | | |
| 发明人 | 守屋 正 棚橋 善克 本田 力雄 | | |
| IPC分类号 | A61B17/22 A61B8/12 A61B18/00 G01S15/89 G10K11/24 | | |
| CPC分类号 | A61B8/445 A61B8/12 G01S15/8943 G10K11/24 | | |
| FI分类号 | A61B8/12 A61B17/22.330 A61B17/36.330 A61B17/00.700 | | |
| F-TERM分类号 | 4C060/EE19 4C060/JJ13 4C060/JJ23 4C060/JJ27 4C060/MM24 4C301/EE16 4C301/EE19 4C301/FF05 4C301/FF07 4C301/GB22 4C301/GB27 4C301/GB31 4C301/GB35 4C301/GB37 4C301/GB38 4C301/GC02 4C301/GC03 4C301/HH23 4C301/JA02 4C301/JA11 4C301/JA17 4C601/EE13 4C601/EE16 4C601/FE01 4C601/FE02 4C601/FE07 4C601/GB24 4C601/GB25 4C601/GB26 4C601/GB32 4C601/GB33 4C601/GB37 4C601/GB42 4C601/GB43 4C601/GB45 4C601/GB46 4C601/GC01 4C601/GC02 4C601/GD01 4C601/GD02 4C601/GD11 4C601/GD12 4C160/EE19 4C160/JJ13 4C160/JJ23 4C160/JJ32 4C160/JJ34 4C160/MM53 4C601/EE18 4C601/FF02 4C601/LL30 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波诊断装置和超声波固化装置，其发射和接收部分可以插入身体深部的病变部位。解决方案：超声波通过传输装置8传输，其中玻璃纤维12覆盖有保护膜13，保护膜13包括位于主体外部的远端部分24和插入主体或被带入的顶点部分24之间的碳和金属与身体接触。

