

(51) Int.CI ⁷	識別記号	厅内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 8/12			A 6 1 B 8/12	
H 0 4 R 17/00	330		H 0 4 R 17/00	330 G

審査請求 未請求 請求項の数 10 L (全 23数)

(21)出願番号 特願2000 - 354846(P2000 - 354846)
 (22)出願日 平成12年11月21日(2000.11.21)
 (31)優先権主張番号 特願平11 - 349433
 (32)優先日 平成11年12月8日(1999.12.8)
 (33)優先権主張国 日本(JP)

(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 廣岡 健児
 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 大館 一郎
 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 100076233
 弁理士 伊藤 進

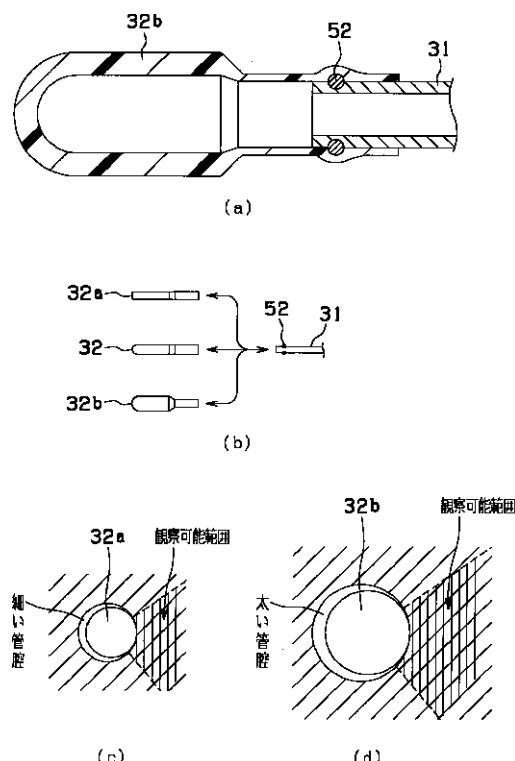
最終頁に続く

(54)【発明の名称】顕微鏡下手術用超音波プローブ

(57)【要約】

【課題】滅菌を確保することが可能で、顕微鏡下での操作性に優れかつ高分解能の超音波画像を得られる顕微鏡下手術用超音波プローブを提供すること。

【解決手段】ハンドル部33の貫通孔34は、パイプ配置部35に形成されたパイプ配置孔34cと、口金配置部36に形成された口金配置孔34aと、パイプ配置孔34cと口金配置孔34aとを連通する傾斜孔34bとで構成されている。ハンドル部33に形成されているパイプ配置孔34cの中心軸と、口金配置孔34aの中心軸とがオフセットした位置関係になるように形成している。したがって、パイプ配置孔34c固設されたストレートパイプ31の先端部に位置する先端キャップ32に配置された振動子部23とハンドル部33の口金配置部36とは寸法aで示す距離だけオフセットした位置関係になるので、手術用顕微鏡1の接眼部11の視野を妨げることなく先端キャップ32の配置を行える。



【特許請求の範囲】

【請求項1】超音波観測装置に接続されるコネクタ部から延出される柔軟で細長なチューブ体の先端部に振動子部を設け、このチューブ体に連結部を設置した超音波プローブ本体と、前記振動子部及びチューブ体が挿通される細長な管状部と、この管状部の基端部に接続し、前記連結部を着脱自在に連結する連結機構を具備した屈曲形状のハンドル部と、を具備したことと特徴とする顕微鏡下手術用超音波プローブ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、顕微鏡観察下で使用する顕微鏡下手術用超音波プローブに関する。

【0002】

【従来の技術】近年、医療分野においては手術する部位や手技に対応させて、観察・撮像装置と手術装置とを組み合わせて構成した手術システムを利用している。

【0003】この観察・撮像装置としては口腔や肛門から体腔内に挿入される挿入部が柔軟な内視鏡や、腹壁に穿刺されたトラカールを介して腹腔内に配置される挿入部が硬性な腹腔鏡（光学視管）や微細な神経や血管を拡大観察できる手術用顕微鏡等がある。

【0004】医療システムの1例として脳神経外科分野では微細な神経や血管を拡大観察して顕微鏡観察下で手術を行う医療システムとして顕微鏡下手術システムがある。この顕微鏡下手術システムでは手術用顕微鏡の接眼部を通して拡大した対象部位を観察しながらハンドピースなど操作して処置を行うものである。

【0005】例えば、顕微鏡下手術システムで脳外科手術を行う際、光学的な観察下で手術が行われるため、術中に観察表面より深部の観察を行うことは不可能である。このため、術前にMRIやCT等で予め処置部位の断層像を得て、処置に対応するようにしていた。

【0006】しかし、予め処置部位近傍の断層像を得ている場合でも開頭に伴なうブレインシフト（術前のCTやMRIによる診断画像に対して開頭作業によって脳の位置がずれてしまう現象）の問題が発生する。更に医師からは術中に観察表面より深部の確認を行いたいという要望もある。このため、術中に例えば脳外開頭術用超音波プローブ（以下脳外用プローブと略記する）或いは細径で高い周波数を備え、高分解能な画質を得ることの可能なカテーテルタイプの超音波プローブを併用することがある。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、前記脳外用プローブを顕微鏡下で使用した場合、プローブの先端部分が太いので顕微鏡の視野を遮ってしまう。そし

て、視野を遮らないようにするために、脳外用プローブを目的観察部位である患部から離した位置に配置して超音波走査を行う。このとき、遠点を観察するため周波数を低めに設定するので、その分、分解能が低くなつて画質が劣化するという不具合が生じる。

【0008】一方、カテーテルタイプの超音波プローブを顕微鏡下で患部の近傍に配置して高画質な画像を得て観察を行おうとした場合、超音波プローブが軟性な構成であるため、操作性が悪く、顕微鏡下でこの超音波プローブを所定位置に配置して所望の観察画像を得ることは難しかった。

【0009】また、外科手術で使用される器材である超音波プローブは、滅菌されたものを使用する必要がある。このため、超音波プローブは、使い捨て、若しくはオートクレーブ等、滅菌処理に対応する構成でなければならない。

【0010】本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、滅菌を確保することが可能で、顕微鏡下での操作性に優れかつ高分解能の超音波画像を得られる顕微鏡下手術用超音波プローブを提供することを目的にしている。

【0011】

【課題を解決するための手段】本発明の顕微鏡下手術用超音波プローブは、超音波観測装置に接続されるコネクタ部から延出する柔軟で細長なチューブ体の先端部に振動子部を設け、このチューブ体の中途部に口金部材を配置した超音波プローブ本体と、前記振動子部及びチューブ体が挿通される接続パイプ及びこの接続パイプの基端部に前記口金部材を配置する把持部を兼ねる口金配置部を形成した屈曲形状のハンドル部を備えた観察用本体とを具備している。

【0012】この構成によれば、超音波プローブを観察用本体に配置することによって、軟性であるチューブ体の先端部に設けられている振動子部を、観察用本体のハンドル部を把持して、術者の所望する部位に配置することが可能になる。

【0013】また、顕微鏡観察下で使用する場合、ハンドル部が屈曲形状をしているので把持している部分を顕微鏡の視野内に入れることなく、接続パイプの一部及びこの接続パイプの先端部に配置されている振動子部近傍を捉えられる。このため、術者は術中でも必要に応じて顕微鏡を覗いた状態で振動子部を所望の部位に配置して観察表面より深部の確認を行える。

【0014】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。図1ないし図9は本発明の第1実施形態に係り、図1は顕微鏡下手術システムの概略構成を説明する図、図2は超音波プローブ本体の構成を説明する図、図3は観察用本体の構成を説明する図、図4は先端キャップと接続パイプとの関係を説明する図、図5

は滅菌カバーを説明する図、図6は顕微鏡下手術用超音波プローブを説明する図、図7は検査状態を説明する図、図8は超音波透過性キャップの変形例を説明する図、図9はオリエンテーション付けを容易にする顕微鏡下手術用超音波プローブの構成例を説明する図である。

【0015】図2(a)は超音波プローブ本体を示す図、図2(b)は振動子部の構成を説明する図、図2(c)は段付口金の先端部の構成を説明する図、図3(a)は観察用本体の構成を説明する断面図及び下面図、図3(b)はパイプ配置部のパイプ配置孔を説明する図、図4(a)は先端キャップを接続パイプに着脱自在に取り付ける構成例を示す図、図4(b)は接続パイプに着脱自在な先端キャップを示す図、図4(c)は細い管腔に対応する先端キャップを接続パイプに取り付けて観察する状態を示す図、図4(d)太い管腔に対応する先端キャップを接続パイプに取り付けて観察する状態を示す図、図5(a)は滅菌カバーの構成を説明する図、図5(b)は滅菌カバーの作用を説明する図、図8(a)は観察用本体を示す図、図8(b)は図8(a)のA-A線断面図、図8(c)はモニタ画面上に表示される超音波画像を示す図である。

【0016】図1に示す本実施形態の手術システムは顕微鏡下手術システムであり、処置部位を観察する手術用顕微鏡1と、処置部位に対して処置或いは検査を行う各種装置とを備えて構成されるシステムである。前記手術装置としては把持鉗子やメス等のような手術器具の他に、電動駆動される焼灼装置や超音波メス、電気メス等の各種手術装置の他に超音波プローブ等の観察装置が用意されている。

【0017】前記手術用顕微鏡1は、手術ベッドに横たわる患者の処置部位を拡大観察する患者近傍に自在に配置される顕微鏡接眼部(以下接眼部と略記する)11と、この接眼部11を3次元的に移動及び傾斜配置させることを可能にする支持アーム部12及び支柱13で形成したアームスタンド14とで主に構成されている。

【0018】前記アームスタンド14内には超音波プローブ本体2及び観察用本体3とを組み合わせて構成した顕微鏡下手術用超音波プローブ(以下顕微鏡下プローブとも略記する)4に設けられている後述するハウジングを回転駆動させるモータ及びこのハウジングに保持された後述する超音波振動子を駆動させる超音波発信受信回路等を備えたプローブ駆動ユニット10が配設されている。

【0019】また、前記アームスタンド14の接眼部11近傍壁面には前記顕微鏡下プローブ4を構成する前記超音波プローブ本体2に設けられているコネクタ部21が着脱自在に接続されるプローブ用電気的接続部(以下プローブ用接続部と略記する)15が設けられている。このプローブ用接続部15にコネクタ部21を接続することにより、顕微鏡下プローブ4とプローブ駆動ユニット10とが機械的且つ電気的に接続される。

【0020】なお、前記アームスタンド14には前記プローブ用接続部15の他に各手術装置に電源を供給する複数の電気的接続部や滅菌されたプローブホルダ(図7の符号11aに示す)が着脱自在に取り付けられるようになっている。そして、このプローブホルダ11aに前記顕微鏡下プローブ4のハンドル部(図3の符号33に示す)が着脱自在に取り付け可能になっている。また、前記支柱13内には電圧変換を行う電気回路部が設けられ、この電気回路部と各電気的接続部とが電気ケーブルによって電気的に接続されている。

【0021】以下、図を参照しながら顕微鏡下プローブ4の構成を具体的に説明する。まず、図2を参照して超音波プローブ本体2を説明する。

【0022】図2(a)に示すように前記プローブ駆動ユニット10に機械的かつ電気的に接続されるコネクタ部21を有する超音波プローブ本体2は、前記コネクタ部21を介して前記プローブ駆動ユニット10内の図示しないモータの回転駆動力を伝達する細長なフレキシブルシャフト22と、このフレキシブルシャフト22の先端側に配置された振動子部23と、前記コネクタ部21に基端部を配置し、前記フレキシブルシャフト22の中途部までを被覆する柔軟なチューブ体24と、このチューブ体24の先端部に固設され前記観察用本体3との連結部を構成する例えば金属製パイプで形成した口金部材である段付口金25とで主に構成されている。

【0023】なお、前記コネクタ部21には、前記プローブ駆動ユニット10からの駆動力をフレキシブルシャフト22に伝達する伝達部になる電気コネクタ部を兼ねた接続筒26及びこのコネクタ部21を保持するピン27等が設けられている。また、前記フレキシブルシャフト22は前記チューブ体24内で回転自在に保持されている。

【0024】図2(b)に示すように前記フレキシブルシャフト22の先端部に配置された振動子部23は、前記フレキシブルシャフト22の先端に固定されるハウジング28と、このハウジング28に保持された超音波振動子29とで構成されている。そして、前記フレキシブルシャフト22内には前記超音波振動子29から前記プローブ駆動ユニット10の超音波発信受信回路等とを電気的に接続する信号線29aが挿通している。つまり、本実施形態の顕微鏡下プローブ4は挿入軸に対して直交方向を走査面にしたいわゆるラジアル画像を得る構成になっている。図2(c)に示すように前記段付口金25の先端部外周には前記観察用本体3の後述する口金配置孔との水密を図るOリング51が配置されている。

【0025】次に、図3を参照して観察用本体3を説明する。図3(a)に示すように観察用本体3は、細長で例えば硬質な樹脂製部材で形成された接続パイプであるストレート形状のストレートパイプ31と、このストレ

ートパイプ31の先端部に取り付けられた前記ハウジング28を配置するための空間部を設けた超音波透過性を有するポリエチレンやポリメチルペンテン等の樹脂部材で形成した超音波透過性キャップ(以下先端キャップとも記載する)32と、前記ストレートパイプ31の基端部に配置される屈曲形状で内部に前記超音波プローブ本体2を構成するハウジング28及びフレキシブルシャフト22が挿通する貫通孔34を備えた例えは透明樹脂部材で形成したハンドル部33とで構成されている。

【0026】前記先端キャップ32は、前記ストレートパイプ31に接着或いは糸巻き接着等で一体的に固定されているか、或いは、図4(a)に示すようにストレートパイプ31の先端部外周面に配置したOリング等の弾性部材52を前記先端キャップ32の基端部が覆い包むことによって水密でかつ着脱自在な取付けを可能にして配置される。

【0027】図4(b)に示すように前記ストレートパイプ31の端部には、外径寸法の異なる例えは寸胴に構成した先端キャップ32や、観察部位を細径に形成した細径先端キャップ32a、観察部位を太径に形成した太径先端キャップ32b等を選択的に取り付けることが可能である。

【0028】このことにより、図4(c)、図4(d)に示すように観察部位の管腔の大きさに応じた先端キャップ32、32a、32bを使用することによって、管腔と先端キャップ32、32a、32bとの間のクリアランスを小さくして観察中に先端キャップ32、32a、32bがふらつくことが防止されて、良好な超音波観察画像を得られる。

【0029】前記図3(a)に示すように屈曲形状のハンドル部33は、前記ストレートパイプ31が配置されるパイプ配置部35と、前記段付口金25が配置される把持部を兼ねる口金配置部36と、この口金配置部36と前記パイプ配置部35とを連結するオフセット連結部37とで構成されている。

【0030】前記ハンドル部33の貫通孔34は、前記パイプ配置部35に形成された前記ストレートパイプ31の基端部が係入配置されるパイプ配置孔(図3(b)参照)34cと、前記口金配置部36に形成された前記段付口金25が挿通配置される口金配置孔34aと、前記オフセット連結部37に形成された前記パイプ配置孔34cと前記口金配置孔34aとを連通する傾斜孔34bとで滑らかに構成されている。つまり、前記ハンドル部33に形成されている前記パイプ配置孔34cの中心軸と、前記口金配置孔34aの中心軸とがオフセットした位置関係になるように形成してある。

【0031】したがって、前記パイプ配置孔34cにストレートパイプ31を固設した状態のとき、このストレートパイプ31と、前記ハンドル部33の口金配置部(把持部)36とは寸法aで示す距離だけオフセットし

た位置関係になっている。

【0032】ここで、前記観察用本体3の長さ関係の構成及び重量について説明する。手術用顕微鏡1を使用して手術を行うとき、対物レンズから観察対象部位までの距離(ワーキングレンジともいう)は、300mm前後である。このため、本実施形態の観察用本体3の全長寸法Lを、そのワーキングレンジ以下に構成している。

【0033】具体的に本実施形態においては、前記先端キャップ32と前記硬性パイプ31とを合わせた前記ハンドル部33の先端面から先端キャップ32の先端面までの距離L1を120mmに設定し、前記ハンドル部33の長さ寸法L2を130mmに設定している。つまり、全長寸法Lを250mmとしている。そして、前記寸法aで示した前記ストレートパイプ31と、前記ハンドル部33の口金配置部36とのオフセット量を20mmに設定している。

【0034】一方、観察用本体3の重量は、先端キャップ32の一部が万一患部に接触したとき、その接触状態を的確に術者に伝えること及び操作のための重量バランスを考慮して50g以下、10g以上の範囲に設定される。

【0035】上述したハンドル部33のオフセット量及び重量は1例であり、各術者毎に保持バランス・操作性・顕微鏡視野確保量を考慮し、かつ操作性と基本機能の両立を図って設定される。

【0036】なお、符号38は前記傾斜孔34b、パイプ配置孔34c、ストレートパイプ31の透孔を介して先端キャップ32の空間部内に超音波伝達媒体である音響的に生体の音響インピーダンスに近い例えは脱気水や生理食塩水、滅菌水、超音波ゼリーなどの液体を注入するための注液ポートであり、符号39は口金配置孔34a内に配置された段付口金25を固定保持する固定部材としての本体固定ネジである。

【0037】また、前記口金配置孔34aの内孔は、前記段付口金25の先端部に配置したOリング51によって水密が保持され、且つ配置のために摺動可能な孔径に形成されている。このことにより、前記注液ポート38から注入された超音波伝達媒体が口金配置孔34aの内周面と段付口金25の外周面との間を通過して口金配置部36の基端部開口33cから術者の手元に流れ出ることを防止している。

【0038】さらに、前記ハンドル部33の口金配置部36の基端側外周面には後述する滅菌カバー(図5(a)参照)を装着するための周溝33a及びプローブ本体の配置位置を検出するためのプローブ本体位置確認センサ(後述する図41の符号135参照)を取り付けたセンサ取付け部33bが形成してある。このセンサ取付け部33bにプローブ本体位置確認センサを取り付けることによって、この位置センサによって超音波プローブ

ブの位置情報を検出して、前記顕微鏡の視野内に超音波画像とともにプローブ位置を表示させることを可能にするものである。

【0039】図5(a)に示すように滅菌カバー55は柔軟部材で細長に形成され、前記周溝33aに配置される略Oリング状に形成した弹性固定部56と、伸縮自在な蛇腹部57と、畳み込まれた状態の蛇腹部57を引き伸ばす際に使用するツマミ部58とで構成されている。

【0040】図5(b)に示すように滅菌状態の滅菌カバー55は、弹性固定部56を周溝33aに配置して蛇腹部57を畳み込んだ状態でつまみ部58を先端キャップ32側に配置してハンドル部33に装着される。そして、このハンドル部33に破線で示すように前記超音波プローブ本体2が配置されたとき、前記滅菌カバー55のツマミ部58を矢印に示すように手元側に引っ張っていくことにより、蛇腹部57の内周面側が外表面になるようにひっくり返って二点鎖線に示すようにチューブ体24を覆うようになっている。

【0041】つまり、顕微鏡下プローブ4の使用状態においては、前記超音波プローブ本体2の振動子部23が配置された先端側からチューブ体24の中途部までが観察用本体3内に配置され、このチューブ体24の中途部から基端部までが前記滅菌カバー55の蛇腹部57によって覆われる。したがって、前記超音波プローブ本体2は、術毎に滅菌或いは洗滌する必要はなく、たとえ一度使用された状態であっても、前記滅菌カバー55が取り付けられている滅菌済みの観察用本体3を超音波プローブ本体2に装着することによって、顕微鏡下プローブ4を滅菌状態で使用することが可能になっている。

【0042】本実施形態においては前記ストレートパイプ31、先端キャップ32、ハンドル部33を滅菌ディスポーザル仕様としている。つまり、観察用本体3を使い捨てタイプとしている。

【0043】なお、前記ハンドル部33と前記ストレートパイプ31とを樹脂部材で一体的に構成するようにしてもよい。また、前記先端キャップ32をストレートパイプ31に対して取り外し可能にすることによって、ストレートパイプ31及びハンドル部33の孔内の使用後の洗滌、滅菌作業性を大幅に向上させることができるので、この構成の場合には前記ハンドル部33と前記ストレートパイプ31とをオートクレーブ耐性を有するリユースタイプにしてもよい。

【0044】上述のように構成した顕微鏡下プローブ4の作用を説明する。図6に示すように超音波プローブ本体2と観察用本体3とを一体にして顕微鏡下プローブ4を構成する。

【0045】このとき、まず、前記超音波プローブ本体2を構成するフレキシブルシャフト22の先端部に固定されているハウジング28を、前記ハンドル部33に形成した基端部開口33cから貫通孔34を構成する口金

配置孔34a、傾斜孔34b、パイプ配置孔34c及びストレートパイプ31の透孔を通して、先端キャップ32の空間部まで挿通する。この状態のとき、口金配置孔34内に段付口金25が配置される。

【0046】上述において、前記ハンドル部33が透明樹脂部材で形成されることにより、前記ハウジング28が口金配置孔34a、傾斜孔34b、パイプ配置孔34cを通過する様子を目視にて確認することができる。このため、挿入する際の力量や方向を適宜調整して、ハウジング28を貫通孔34の内壁に大きな力で当接させることなくスムーズに前進させて容易に配置することができる。

【0047】次に、口金配置孔34a内に挿通された段付口金25をOリング51の付勢力に抗して押し込んでいく。そして、前記超音波振動子29が先端キャップの空間部所定位置に到達したなら、本体固定ネジ39を段付口金25に向けて締めつけていく。このことによって、ハンドル部33に対して前記段付口金25が一体的に固定されて、超音波プローブ本体2と観察用本体3とが一体になった顕微鏡下プローブ4が構成される。

【0048】次いで、周溝33aに装着されている滅菌状態の滅菌カバー55のツマミ部58を手元側に引っ張って、チューブ体24を一点鎖線に示すように蛇腹部57によって被覆する。

【0049】次に、脱気水を半分ほど満たした注射器59を注水ポート38に接続し、一旦貫通孔34内、ストレートパイプ31の透孔内及び先端キャップ32の空間部内の空気を吸引する。そして、観察用本体3内の空気を十分に吸引した後、この注射器59によって脱気水を貫通孔34内に注入していく。

【0050】なお、このとき、先端キャップ32の空間部内まで十分に脱気水が行き渡らない場合には先端キャップ32側を数回軽く振る。すると、遠心力が作用して脱気水が先端キャップ32内に集結する。

【0051】そして、術者は、図7に示すように手術用顕微鏡1の接眼部11の観察視野範囲内に位置する管腔の所定箇所に破線に示す顕微鏡下プローブ4の先端キャップ32を配置する。図に示すように前記顕微鏡下プローブ4は、先端キャップ32を鉛直下方に向けた状態でプローブホルダ11aに保持されるようになっており、検査中も常に前記先端キャップ32を鉛直下方に向けて使用する。このため、一度先端キャップ32の空間部内に水が集結すれば検査中に先端キャップ32内に気泡が発生することがない。

【0052】検査終了後は、前記本体固定ジ39を緩め、ハンドル部33から段付口金25を取り外し、観察用本体3から超音波プローブ本体2のフレキシブルシャフト22、振動子部23を抜去する。そして、使用済みの観察用本体3を廃棄する一方、前記超音波プローブ本体2に滅菌済みの観察用本体3を装着して、次の検査の

準備を行う。

【0053】このように、観察用本体を構成するハンドル部を硬性な部材で屈曲形状に形成し、このハンドル部に形成されるパイプ配置孔の中心軸と、口金配置孔の中心軸とをオフセットした位置関係に設定したことにより、パイプ配置孔に接続パイプを固設したとき、この接続パイプの先端部に固設された先端キャップと、前記ハンドル部の口金配置部とが所定の距離だけオフセットした位置関係になって手術用顕微鏡の接眼部の視野を妨げることなく、顕微鏡下プローブの振動子部の配置されている超音波キャップを目的部位の最適な位置に容易に配置することができる。

【0054】このことによって、術者の所望するとき、簡単に振動子部の配置されている超音波キャップを目的部位の最適な位置に配置して瞬時のうちに高分解能の超音波画像を得られる。

【0055】なお、本実施形態では超音波プローブ本体と、観察用本体とを別体に設けた構成であるが、一体的な構成であっても、基本的な機能は達成可能である。

【0056】また、前記観察用本体3の先端キャップ32内に配置されたハウジング28は、前記フレキシブルシャフト22が回転することによって回転する構成になっている。つまり、前記手術用顕微鏡1のアームスタンダード14内に設けられているプローブ駆動ユニット10のモータの回転駆動力をフレキシブルシャフト22が伝達してハウジング28を回転させる構成である。このため、回転位置検出を正確に行なうことが難しく、モニタ画面上に表示される超音波画像を一見して位置関係を把握することは難しい。

【0057】そこで、以下の構成にすることにより、振動子部23の回転位置検出を行ってモニタ画面上に位置関係を把握することが容易な超音波画像を表示するようにしている。

【0058】図8(a)、(b)に示すように先端キャップ32の肉厚を、均一に形成するのではなく、一部を厚肉部53として構成若しくはキャップ内径中心位置とキャップ外形中心位置とを偏心させて偏肉構成にしている。

【0059】このことにより、先端キャップ32内で振動子部23が回転すると、厚肉部で多重工コーが検出される。このため、同図(c)に示すように超音波画像上に多重工コーが表示される。このため、多重工コーの出ている方向が、常に一定方向(図では上方向)になるように回転方向補正手段を超音波発信受信回路等を備えたプローブ駆動ユニット10に設けるようにする。

【0060】そして、先端キャップ32を観察用本体3のストレートパイプに31に取り付け固定する際、厚肉部を特定方向である例えはオフセット連結部37に合わせて装着する。

【0061】このことによって、図8(c)に示すよう

にモニタ画面上には常に多重工コー部分が上方向になって超音波画像が表示される。このことにより、術者はハンドル部33の位置関係と超音波画像の位置関係とを容易に把握しながら観察を行うことができる。

【0062】このように、多重工コーを利用するように先端キャップを構成することにより、フレキシブルシャフトによる回転方向のズレを補正することを可能にして、画像のオリエンテーション付けを容易に行なうことができる。

【0063】さらに、図9に示すように超音波振動子29の放射面に対して突没在にリフレクター61を配置するようにしてもよい。このことよって、必要に応じてリフレクター61を超音波振動子29の放射面前面に配置させることによって画像上にリフレクター61の超音波画像を表示させてオリエンテーション付けを容易に行なうことができる。なお、前記リフレクター61の進退手段としては図に示すようにリニアモータ62を配置してスイッチ63の手元操作によって進退移動する機構や手動で移動させる機構等である。

【0064】図10及び図11は本発明の第2実施形態に係り、図10は観察用本体の他の構成を説明する図、図11は図10の観察用本体の応用例を説明する図である。図10(a)は観察用本体の具体的な構成を示す図、図10(b)は観察用本体の作用を説明する図、図10(c)は観察用本体の応用例を説明する図、図10(d)は図10(c)のB-B線断面図、図10(e)は図10(c)に示した観察用本体の作用を説明する図、図11(a)は湾曲部材を設けた観察用本体を説明する図、図11(b)は湾曲部材の構成例を説明する図である。

【0065】図10(a)に示すように本実施形態においては、先端キャップ32とハンドル部33との間に配置した硬質な樹脂製部材でストレート形状のストレートパイプ31の代わりに、内孔を確保し、かつ図10(b)に示すように屈曲自在でかつ屈曲形状を保持することが可能な蛇腹パイプ54を接続パイプにして観察用本体3Aを構成している。その他の構成は前記第1実施形態と同様であり、同部材には同符号を付して説明を省略する。

【0066】なお、前記観察用本体3Aの蛇腹パイプ54は、初期状態においては図10(a)に示すように直線形状であり、この状態で前記超音波プローブ2の振動子部23、フレキシブルシャフト22を挿入し、所定位挿入後、本体固定ネジ39によって観察用本体3Aと超音波プローブ本体2とを一体的に固定して顕微鏡下プローブ4を構成する。そして、前記注射器59で超音波伝達媒体を注入した後、図10(b)に示すように患部の管腔位置に合わせて蛇腹パイプ54の屈曲形状を変化させる。

【0067】このように、観察用本体の接続パイプを屈

曲自在でかつ屈曲形状を保持することが可能な蛇腹パイプで構成することによって、患部の管腔位置に合わせて蛇腹パイプの屈曲形状を変化させて様々な角度方向の超音波画像を得ることができる。その他の作用及び効果は前記第1実施形態と同様である。

【0068】なお、図10(c), (e)に示すように前記蛇腹パイプ54を屈曲させて、挿入方向に直交するように先端キャップ32を配置させて、挿入部延長方向の超音波画像を得られるように調整し、且つ同図(d)に示すようにハンドル部33のパイプ配置部35に挿入軸に沿わせて穿刺針40の針部41を設置可能な針溝45を設けることによって、超音波ガイド下で穿刺針40の針部41を刺入して、患部に薬剤の注入若しくは患部の組織の採取を行える。

【0069】このように、観察用本体の接続パイプを曲自在でかつ屈曲形状を保持することが可能な蛇腹パイプで構成したことによって、超音波ガイド下で安全に穿刺を行うことができる。

【0070】なお、前記ストレートパイプ31の代わり又はこのストレートパイプ31の一部に図11(a), 図11(b)に示すように湾曲駒65同士をリベット66によって回動自在に連接し、所定の位置に設けた例えればスライド式の湾曲レバー67によって牽引操作される湾曲操作ワイヤ68を先端の湾曲駒65に配置して例えれば図中破線に示すように上下方向やそれに加えて図示しない左右方向に湾曲するように構成した湾曲部材64を設けて観察用本体3Bを構成するようにしてもよい。

【0071】このことによって、患部の管腔位置に合わせて湾曲レバー67を操作して湾曲部材64を湾曲させて様々な方向の超音波画像を得られる。前記湾曲部材64は連接された湾曲駒65, ..., 65に図示しないゴム製の湾曲チューブを被覆して構成される。

【0072】図12及び図13は本発明の第3実施形態に係り、図12は観察用本体の構成が異なる顕微鏡下プローブの構成を説明する図、図13は顕微鏡下プローブの作用を説明する図である。

【0073】図12に示すように本実施形態の観察用本体3Cは、ハンドル部33の側面から前記第1実施形態及び第2実施形態で設けられていた注水ポート38を排除している。そして、ハンドル部33の基端部開口33cを注水ポートと兼用した構成にしている。

【0074】また、プローブ固定ネジ39を滅菌カバー55の装着部である周溝33aよりも基端側に設けている。なお、本図において構成を明確にするため滅菌カバーの図示を省略している。

【0075】さらに、観察用本体3Cを構成するハンドル部33の側面部には例えば超音波画像のフリーズを作成するためのリモートスイッチ46や超音波画像のプリントアウトなどのコントロールを行うリモートスイッチ47等が設けてある。

【0076】そして、観察用本体3Cを構成するハンドル部33を硬性な部材で屈曲形状に構成する際、ストレートパイプ31と口金配置部(把持部)36の中心軸とが角度で交叉する構成にして、ストレートパイプ31の先端部に固設された先端キャップ32と前記ハンドル部33の口金配置部36とをオフセットした位置関係にしている。なお、ハンドル部33のオフセット量は、各術者毎に保持バランス・操作性・顕微鏡視野確保量を考慮し、かつ操作性と基本機能の両立を図って設定される。

【0077】本実施形態においては、先端キャップ32の空間部に脱気水を注水する際、図13に示すように注射器59に装着された細径チューブ59aを貫通孔34内に配置して注水を行うものであり、前記注射器59内に脱気水が入っている。

【0078】そして、前記注射器59の細径チューブ59aを貫通孔34内に挿通し、この細径チューブ59aの先端を前記先端キャップ32の空間部内に到達させてから注水を行う。このときの注入量は、観察用本体3C内の内部空間の体積より若干少なくなるように行う。

【0079】脱気水注入終了後、超音波プローブ本体2の振動子部23、フレキシブルシャフト22を一旦、水で濡らし、それから前記ハンドル部33の基端部開口33cから貫通孔34内に挿入していく。このフレキシブルシャフト22を水で濡らすことにより、観察用本体3C内の内部空間に注入されている脱気水に空気が混入し難くなっている。

【0080】前記フレキシブルシャフト22を挿入後、口金配置孔34a内に挿通された段付口金25をOリング51の付勢力に抗して押し込み、この段付口金25が所定位置に到達したなら、本体固定ネジ39を締めつけて超音波プローブ本体2と観察用本体3Cとが一体にした顕微鏡下プローブ4が構成される。その他の構成は上述した実施形態と同様であり、同部材には同符号を付して説明を省略する。

【0081】このように、ハンドル部から注水ポートを排除する一方で、ハンドル部に各種操作を行うリモートスイッチを設けたことによって操作性が大幅に向上する。その他の作用及び効果は上述した実施形態と同様である。

【0082】図14を参照して前記図12及び図13で示した観察用本体の応用例を説明する。ここで、図14(a)はハンドル本体を説明する図、図14(b)はプローブ挿通本体を説明する図、図14(c)は観察用本体を説明する図、図14(d)は観察用本体の断面図、図14(e)は口金配置部に配置されたフレキシブルシャフトの構成を説明する図である。

【0083】図14(c)に示すように観察用本体3Dは、図14(a)に示すハンドル本体33Aと、図14(b)に示す前記ハンドル本体33に着脱自在なプローブ

ブ挿通本体50とで構成され、前記ハンドル本体33Aに前記プローブ挿通本体50を一体にして構成される。

【0084】図14(a)に示すようにハンドル本体33Aには前記プローブ挿通本体50を着脱自在に保持する取付機構と後述する角度調整機構とを兼ねる調整用ノブ33cが設けてある。また、ハンドル本体33Aの側周面に例えば前記リモートスイッチ46、47が配置されている。符号48は前記ハンドル本体33Aの基端部から延出する電気ケーブル48であり、この電気ケーブル48には前記リモートスイッチ46、47から延出する信号線が挿通している。一方、図14(b)に示すようにプローブ挿通本体50は、前記ストレートパイプ31と、前記先端キャップ32と、前記取付け部36bを設けた口金配置部36aとで構成されている。

【0085】したがって、前記取付け部36bをハンドル本体33Aの所定位置に配置して前記調整用ノブ33cを適宜締め付け操作することによって、前記ハンドル本体33Aから延出するストレートパイプ31の延出方向が図14(c)に示す実線或いは破線の位置等に変化して、ハンドル本体33Aの長手方方向軸とストレートパイプ31の長手方向軸とが形成する交差角度を術者の所望する状態に設定することができる。

【0086】なお、図14(d)に示すように前記ハンドル本体33Aには前記口金配置部36aを配置するための配置凹部49が形成されており、この配置凹部49の内周面所定位置には磁力を検知するホール素子49aが配置されている。一方、図14(e)に示すように前記口金配置部36a内に挿通配置されるフレキシブルシャフト22の所定位置には前記ホール素子49aに検知される磁石22aを配置した検知部材22bが設けられている。

【0087】このことにより、前記ホール素子49aが前記フレキシブルシャフト22に配置されている検知部材22bの磁石22aを検知することによって、前記図8(c)と同様にホール素子49aによって検知される磁石22aの方向が常に一定方向(図では上方向)になるように補正して画面上に超音波画像を表示させることによって術者はハンドル部33Aの位置関係と超音波画像の位置関係とを容易に把握しながら観察を行うことができる。

【0088】図15ないし図17は本発明の第4実施形態に係り、図15は顕微鏡下プローブの先端部の構成を説明する図、図16は顕微鏡下プローブの先端部を示す斜視図、図17は顕微鏡下プローブの走査範囲を説明する図である。

【0089】本実施形態は、前記第1ないし第3実施形態の顕微鏡下プローブ4の超音波振動子29の走査方向が挿入軸に対して直交する、360度全周のラジアル画像を得る構成であったのに対し、挿入方向(挿入軸前方方向)の画像及びラジアル画像の両画像を得ることが可

能な顕微鏡下プローブの構成例を説明するものである。

【0090】図15及び図16に示すように本実施形態においては前記先端キャップ32が取り付けられるストレートパイプ31の代わりに、先端突出部となる例えば金属製の超音波反射ミラーを設けたミラー付きパイプ31aを設けて構成されている。

【0091】図15に示すようにミラー付きパイプ31aは、前記フレキシブルシャフト22が挿通されるシャフト配置孔9aと、このシャフト配置孔9aの突出部の先端側に略45度に傾斜して形成された前記超音波振動子29に対向するミラー反射面9bと、前記超音波プローブ本体2の振動子部23が通過する軽量化を図るために肉逃げ部を兼ねる挿通孔9cとで構成されている。

【0092】図15及び図16に示すように前記挿通孔9c及びシャフト配置孔9aを通過させて前記振動子部23を所定位置に配置することによって、前記ミラー反射面9bと前記振動子部23の超音波振動子29とが対向した位置関係になる。

【0093】したがって、図17に示すように回転する超音波振動子29から360度全周に向けて超音波が放射されたとき、放射された超音波の一部がミラー反射面9bで反射されて前方方向に向かって出射していく。

【0094】つまり、本実施形態においては振動子部23の超音波振動子29から360度全周に向けて超音波を放射することによって、前記ミラー反射面9bで反射される超音波による前方走査と、前記ミラー反射面9bで反射されることなく周方向に放射される超音波によるラジアル走査とを行って、前方画像及びラジアル画像の両画像を得られる。なお、このとき、前記ミラー反射面9bを形成するための先端突出部を設けたことによってラジアル画像の一部が欠けた画像になる。

【0095】このように、先端部に略45度傾斜して超音波振動子に対向するミラー反射面を有するミラー付きパイプを構成し、超音波振動子から360度全周に向けて超音波を放射させることによって、ミラー反射面に反射して放射されて得られる前方画像と、周方向に放射されて得られるラジアル画像との両画像を得て観察及び処置を行うことができる。

【0096】なお、図18の先端キャップの他の構成例を説明する図に示すように、突出部の先端部にミラー反射面を設ける代わりに、先端キャップ32の先端側に略45度に傾斜したミラー反射面9fを形成した超音波反射ミラーを構成する超音波反射ミラー部材9gを設けるようにしてもよい。このことによって、図19の前方画像及びラジアル画像の両画像を得る際の配置位置を説明する図に示すように振動子部23を先端側所定位置に配置することにより、前記超音波反射ミラー部材9gのミラー反射面9fの対向する位置に超音波振動子29が配置されて、上述したように前記ミラー反射面9fで反射した超音波によって得られる前方画像と、周方向に放

射されて得られるラジアル画像との両画像を得られる。
【0097】一方、図20の360度全周のラジアル画像を得る際の配置位置を説明する図に示すように超音波振動子29を基端側所定位置に配置することにより、前記ミラー反射面9dに対して超音波振動子29が対向しない位置関係にして360度のラジアル画像を得られる。

【0098】このように、術者が適宜、超音波振動子の配置位置を挿入軸方向に進退させて設定することにより、前方画像及びラジアル画像の両画像を得ての観察及び処置或いは、360度全周のラジアル画像を得ての観察及び処置を選択的に行うことができる。

【0099】なお、図21の顕微鏡下手術用超音波プローブの他の構成例を説明する図に示すようにミラー反射面9dの一部に例えば溝部9hを形成し、この溝部9hにイメージガイドファイバー等で構成した観察光学部69を配設することにより、顕微鏡視野に加えて前記観察光学部69でとらえた観察部位の光学像を観察して挿入位置の確認等を行える。

【0100】図22ないし図24は前記第4実施形態の応用例に係り、図22はアーチファクトを低減させる一構成例を説明する図、図23及び図24はアーチファクトを低減させる他の構成例を説明する図である。なお、図23は顕微鏡下プローブの外観図、図24(a)はミラー反射面の正面図、図24(b)はミラー反射面の側面図、図24(c)は図24(b)のc-c断面図である。

【0101】図22に示すように前記ミラー反射面9b近傍の超音波振動子29側の側面9dに例えばクロロプロレンゴム等の超音波を吸収する吸音材9eを配置する。このことによって、この超音波振動子29から出射された超音波が吸音材9eに吸収されるので、側面9dで反射して超音波振動子29に入射することによって発生するアーチファクトを低減させて、良好な超音波画像が得られる。

【0102】また、図24(a)、(b)、(c)に示すように超音波振動子29から出射された超音波が前記側面9dで反射されて再び超音波振動子29に入射することを防止するため、ミラー反射面9fを超音波振動子29の放射面全面に対向させている。このことによって、超音波振動子29に対向する側面9dをなくしてアーチファクトを低減させた良好な超音波画像を得られる。また、ミラー反射面を下膨れ形状に形成したことによって前方走査面を広画角にしている。

【0103】なお、全面反射面9f近傍の超音波振動子29側の側面9dに前記吸音材9eを配置することによって、乱反射した超音波を吸収してさらに効果的にアーチファクトを低減させた良好な超音波画像を得られる。

【0104】また、上述した実施形態においては、超音波振動子29の放射面全面に対向するように下膨れ形状

の全面反射面9fを形成したことによって、図23に示すように前記フレキシブルシャフト22の中心軸C1と、全面反射面9fの前方スキャン面中心軸C2との間に軸ずれdが生じる。このため、振動子部23を覆う先端キャップ32の表面所定位置に前方スキャン面の中心軸位置を一見して判断できる前方スキャン面指標32dを例えばレーザーマーキングによって形成している。このことによって、全面反射面9fの前方スキャン面中心軸C2を容易に管腔の目的部位に対向させて配置することができる。

【0105】さらに、先端キャップ32に挿入量を一見して使用者に知らしめるための深さ指標32e、32f、32g、32hをレーザーマーキングによって形成している。この深さ指標32e、32f、32g、32hを設けることによって顕微鏡を覗いた状態で瞬時に挿入量の把握を行なえる。又、顕微鏡下プローブ4を構成するストレートパイプ31の外表面にも深さ指標31b、31c、31d...を設ける構成にしてもよい。このことによって顕微鏡を覗いた状態で瞬時に挿入量の把握を行なえる。

【0106】また、ストレートパイプ31等外表面が金属の場合、その金属の外表面は梨地仕上げとし、顕微鏡下プローブを使用する際に必要以上にパイプ面がひからないようにしている。

【0107】図25ないし図31Bは本発明の第5実施形態に係り、図25は超音波プローブ本体の他の構成例を説明する図、図26は超音波プローブ本体に対応した観察用本体を説明する図、図27は顕微鏡下プローブの構成を説明する図、図28は固定口金の他の構成を説明する図、図29は振動子部の他の構成例を説明する図である。

【0108】なお、図26(a)はオフセット連結部の中心軸に対して略平行なパイプ部を有する超音波プローブ本体を示す図、図26(b)はオフセット連結部の中心軸に対して屈曲した位置関係になるパイプ部を有する超音波プローブ本体を示す図、図29(a)は振動子素子がコンベックス型の振動子部を示す図、図29(b)は振動子素子がリニア型の振動子部を示す図である。

【0109】上述した第1ないし第4実施形態においては顕微鏡下プローブ4の振動子部23を、フレキシブルシャフト22に固定されたハウジング28に超音波振動子29を設けた、プローブ駆動ユニット10のモータによってフレキシブルシャフト22を回転駆動させて走査を行なう機械式として説明したが、本実施形態においては超音波振動子を例えば図25に示すように複数の振動子素子71を先端部に例えば周状に規則的に配列配置させた振動子部62を備え、各振動子素子71を電気的に駆動させて走査を行なう電子ラジアルスキャン方式の超音波プローブ本体2Aとしている。

【0110】前記超音波プローブ本体2Aは、複数の振

動子素子71を例えれば周状に規則的に配置した振動子部72と、この振動子部72を構成する各振動子素子71から延出する信号線(不図示)が挿通する柔軟で細長な信号ケーブル73と、この信号ケーブル73の中途部に配置されて前記段付口金25と同様に後述する本体固定ネジが当接する固定口金74と、前記信号ケーブル73の基端部に配置されて前記振動子素子71を駆動させて超音波送受の処理を行う超音波送受波回路等を備えた超音波観測部に着脱自在に接続される着脱レバーを有するコネクタ75とで主に構成されている。

【0111】一方、前記超音波プローブ本体2Aが挿通される観察用本体76は、図26(a)に示すようにオフセット連結部76aと、先端が開口して前記オフセット連結部76aの中心軸に対して平行な位置関係で形成したストレートタイプのパイプ部76bとを一体にした構成或いは、図26(b)に示すように前記オフセット連結部76aの中心軸に対して屈曲した位置関係で形成した屈曲タイプのパイプ部76cと前記オフセット連結部76aとを一体にして構成され、前記オフセット連結部76aの所定位置には本体固定ネジ77が配置されている。

【0112】そして、図27に示すように前記観察用本体76に前記超音波プローブ本体2Aを挿通配置して、本体固定ネジ77を固定口金74に対して締めつけ固定することによって、前記超音波プローブ本体2Aの振動子部72が前記観察用本体76のパイプ部76bの開口から突出した状態で一体になって電子ラジアル式の顕微鏡下プローブ4が構成される。

【0113】このように、先端部に振動子素子を複数配列させた超音波プローブ本体を先端の開口した観察用本体の所定位置に配置することによって、電子式の顕微鏡下プローブを構成して上述した実施形態と同様の作用及び効果を得ることができる。

【0114】なお、図28に示すように前記固定口金74を電極パターン74bを備えた固定口金兼用ケーブルコネクタ74aとして構成する一方、この電極パターン74bに電気的かつ機械的に着脱自在な接続部となる電極パターン73bを設けた振動子部付信号ケーブル73aを構成することにより、オートクレーブ滅菌の高温高湿条件に対する耐性を有していない振動子部72を備えた振動子部付信号ケーブル73aを使い捨てにして外科手術に対応する超音波プローブ本体の低価格化を図ることができる。

【0115】また、電子式の前記振動子部72は、ラジアルスキャンタイプに限定されるものではなく、例えば図29(a)に示すように複数の振動子素子71を放射状に配列配置させて放射状の超音波観測領域を構成するコンベックスタイプの振動子部72aや、図29(b)に示すように複数の振動子素子71を挿入方向に配列配置させて挿入方向の超音波観測領域を構成するリニアタ

イプの振動子部72b等であってもよい。こうすることによって、用途に応じてスキャンヘッドを選択交換できるので観察効率を向上させることができる。

【0116】さらに、図30(a)に示すようにラジアルスキャンタイプの振動子部72にイメージガイドファイバー等で構成した観察光学部78を設ける構成や、図30(b)に示すようにコンベックスタイプの振動子部72aに前記観察光学部78を設ける構成、図30(c)に示すようにリニアタイプの振動子部72bに前記観察光学部78を設ける構成であってもよい。このことにより、顕微鏡視野に加えて前記観察光学部78でとられた観察部位の光学像を観察して挿入位置の確認等を行える。

【0117】又、図31(a)に示すように振動子素子71を配列した例えはリニアタイプの振動子部72bに加えて、治療用の振動子素子を配列した治療用振動子部72cを設ける構成にしたり、図31(b)に示すように先端部材70にコンベックスタイプの振動子部72aとリニアタイプ振動子部72bとを設け、この先端部材70を例えはモーターの回転駆動力を伝達するフレキシブルシャフト70aで回転させることによって、三次元の超音波観察画像を得る構成にしてもよい。符号79は治療用振動子部72cが配置されている位置を使用者に目視で知らしめる、つまり治療面側を告知するマーカーである。

【0118】また、図32の観察用本体の応用例を説明する図に示すように前記パイプ部76bの先端に、先端部に振動子部72を配置するための切欠部76cを形成した可撓性を有する湾曲シース部材76dを配置する一方、この切欠部76cの所定位置にアングルワイヤ76eを設けることによって、患部の管腔位置に合わせてアングルワイヤ76eを牽引操作して、湾曲シース部材76dを例えは破線に示す位置から実線に示す位置まで湾曲させて様々な方向の超音波画像を得られる。さらに、前記パイプ部76b、76cを前記湾曲部材64で構成することにより、この湾曲部材64を湾曲操作ワイヤ68の操作によって所望の方向に湾曲させて様々な方向の超音波画像を得られる。その他の作用及び効果は上述した実施形態と同様である。

【0119】なお、前記図23で説明したように先端キヤップ32やストレートパイプ31等に深さ指標32e、...、32h、31b、...、31hを設けることによって顕微鏡を覗いた状態で瞬時に挿入量の把握を行なうことができるようとした場合、観察部位である管腔に生理食塩水を注入して超音波検査を行なっているとき、この生理食塩水中に血液等が混じると、顕微鏡による先端部の確認が難しくなって観察に支障をきたすことがある。

【0120】このことを防止するため、図33の観察用本体の観察性能を向上させるための構成例を説明する図

に示すように観察用本体のストレートパイプ31や蛇腹パイプ54、パイプ部76b等の側面に生理食塩水を供給する送液管路81と、血液の混じった生理食塩水を吸引する吸引管路82とを配設する。そして、一方の管路である例えば吸引管路82の先端面を先端キャップ32の先端近傍に配置させる。

【0121】このことによって、生理食塩水中に血液等が混じて顕微鏡による視野の確保が難しくなったとき、血液の混じった生理食塩水を吸引管路82を介して吸引排出する一方、送液管路81を介して生理食塩水を供給して、生理食塩水の循環を行なうことによって、透明度が回復されて顕微鏡下での観察視野を確保することができる。

【0122】また、吸引管路82の先端を先端キャップ32の先端近傍に配置したことによって、吸引管路82の先端が超音波振動子の放射面前面に位置するので、超音波画像上に吸引管路82の超音波画像が表示されてオリエンテーション付けを容易に行なうことができる。なお、本図においては振動子部を機械式として示しているが振動子部は電子式であってもよい。

【0123】また、上述した実施形態では観察部位に生理食塩水を注入して超音波検査を行なうとしているが、振動子部を覆う膨縮自在なバルーンを設けることによって、生理食塩水等を供給して膨張させたバルーンを管腔表面に密着させて超音波観察を行なうことができる。

【0124】そのため、図34の観察用本体にバルーン部を設ける構成を説明する図に示すようにバルーン部85を構成するため、先端キャップ86に前記振動子部23が配置される空間部86a及びバルーン87の一部が着脱自在に配置される係入固定部になる所定の形状及び深さ寸法に形成した先端溝部86bを設ける。前記バルーン87は、先端キャップ86の側周面略全周を覆うように配置される伸縮自在で超音波透過性を有するラテックスやテフロン（登録商標）ゴム等の膨縮自在なバルーン部材で両端が開口した略チューブ状に形成されている。

【0125】前記バルーン87は、バルーン基端側を前記ストレートパイプ31の外周に糸巻き接着によって一体的に固定され、バルーン先端側に端部を丸めて形成したバルーンOリング部87aを先端側から前記先端溝部86b内に水密的かつ着脱自在に係入して先端キャップ86の側周面を覆っている。

【0126】また、前記先端キャップ86の先端側の側周面には前記空間部86aとこの先端キャップ86の外部とを連通する1つ又は複数の側孔86cが形成されており、注入された生理食塩水等の超音波伝達媒体がこの側孔86cを通ってバルーン87内に注入されるようになっている。

【0127】図35（a）に示すように超音波伝達媒体が注入されることによって、空間部86a内に貯溜され

ていた超音波伝達媒体が側孔86cを通過してバルーン87と先端キャップ86の側周面との間の隙間に流れ込む。このとき、バルーンOリング部87aが先端溝部86bに係入されているので、側孔86cを通って流れ込んでくる超音波伝達媒体によってバルーン87が膨張する。そして、膨張した状態に保持したバルーン87を観察目的部位に密着させて、超音波振動子29を回転させて目的部位の超音波観察画像の観察を行うことができる。

【0128】なお、前記バルーン87内に必要以上に多くの超音波伝達媒体を注入してしまった場合には、図35（b）に示すようにバルーン87が膨張して内圧が上昇する。すると、前記バルーンOリング部87aを長手方向先端側に押圧する力が働く。このことにより、このバルーン87が大きく膨らんで破裂する前に、前記バルーンOリング部87aが先端溝部86bから先端側に押し出されて抜け落ち、バルーン87内に送り込まれていた超音波伝達媒体がバルーン87の開口から溢れ出る。このとき、バルーン基端側はストレートパイプ31の外周に糸巻き接着によって一体的に固定しているのでバルーン87が脱落することはない。なお、本図においては振動子部を機械式として示しているが振動子部は電子式であってもよい。

【0129】なお、上述した内容から電子式の顕微鏡下プローブを構成する場合、図36に示すように構成することが望ましい。まず、ハンドル部33Bは、処置具挿通口91、湾曲操作ノブ67a、信号線やフレキシブルシャフトが挿通されるユニバーサルコード92、送液管路81、吸引管路82がそれぞれ延出される管路導出口93、94、オフセット連結部76aの基端部を着脱自在に固定する固定具95を備えた構成にする。このとき、前記ユニバーサルコード92、送液管路81、吸引管路82、処置具挿通口91から挿入された処置具が顕微鏡に当たることを防止するため、側部から延出させる。

【0130】次に、パイプ部76bの先端に湾曲部材64を設け、この湾曲部材64及びパイプ部76bの外表面には指標31b、31c、31d…を設けておく。そして、前記湾曲部材64の先端部にコンベックスタイプの振動子部72aを設けた振動子部ユニット96やリニアタイプの振動子部72b、ラジアルスキャンタイプの振動子部72や前記振動子部72aと前記振動子部72bとを組み合わせもの等を設けた様々な走査タイプの振動子部ユニット97、98、99を着脱自在に取り付けられるようにしておく。このとき、振動子部側及び湾曲部材側にそれぞれ電極パターン73b、電極パターン74bを設けておく。

【0131】なお、前記振動子部ユニットに処置具が突出する開口を設けておくことにより、前記処置具挿通口91から挿通された処置具100を破線に示すように導

出させることができる。また、この振動子部ユニットにバルーン 8 7 を装着するための先端溝部 8 6 b 等を設けておくようにしてもよい。符号 1 0 0 a はスキャン面指標を兼ねる処置具導出方向マークである。

【0132】ところで、上述した実施形態においては、プローブ駆動ユニット 1 0 に設けられているモータの回転駆動力を 1 つの細長なフレキシブルシャフト 2 2 によって伝達して振動子部 2 3 を回転させていた。このため、プローブ駆動ユニット 1 0 に設けられているモータの回転駆動力を安定した状態で振動子部 2 3 まで伝達させるためにはフレキシブルシャフトをある程度太径にする必要がある。しかし、微小な管腔に対応させるためにはできるだけフレキシブルシャフトを細径にする必要がある。このため、細径のフレキシブルシャフトに安定した駆動力を伝達させる構成が望まれていた。

【0133】図 3 7 に示すように本実施形態においては駆動力を伝達するフレキシブルシャフトを第 1 フレキシブルシャフト 1 0 1 と第 2 フレキシブルシャフト 1 0 2 とで主に構成している。

【0134】つまり、コネクタ部 2 1 から段付口金 2 5 基端までを回転力を伝達することを重視した太径な第 1 フレキシブルシャフト 1 0 1 とし、段付口金 2 5 先端からハウジング 2 8 基端までを観察用本体 3 内に挿通させる寸法に合わせた細径な第 2 フレキシブルシャフト 1 0 2 としている。そして、段付口金 2 5 内で前記第 1 フレキシブルシャフト 1 0 1 と第 2 フレキシブルシャフト 1 0 2 とをパイプ形状の中継シャフト 1 0 3 によって一体的に連結固定している。

【0135】このことによって、図示しないモータの回転駆動力は、第 1 フレキシブルシャフト 1 0 1 、中継シャフト 1 0 3 、第 2 フレキシブルシャフト 1 0 2 を介してハウジング 2 8 に伝達される。

【0136】なお、前記中継シャフト 1 0 3 の先端部には、口金内周面と中継シャフト外周面との水密を保持する O リング 1 0 4 が設けてある。また、この中継シャフト 1 0 3 の略中央部には透孔 1 0 5 に連通する側孔 1 0 6 が形成されており、この側孔 1 0 6 から透孔 1 0 5 内に接着剤 8 7 を流し込んで、前記信号線 2 9 を接着固定するとともに、この透孔 1 0 5 を先端側と基端側とに分断している。

【0137】このように、回転力を伝達するフレキシブルシャフトを太さの異なる 2 種類のフレキシブルシャフトを中継シャフトで一体的に連結して構成したことにより、所望の回転力を所望の径寸法に設定したフレキシブルシャフトに効率良く伝達することができる。このことによって、細径のフレキシブルシャフトであっても回転の安定性が増す。

【0138】また、中継シャフトの透孔に接着剤を流し込んで分断したことにより、フレキシブルシャフト内に汚物が入り込むことを確実に防止して、洗浄性を大幅に

向上させることができる。

【0139】ところで、一般的なプローブ駆動ユニットは、モータと、検出手段であるエンコーダ、信号伝達手段であるスリッピング、回転制御回路とで構成され、モータにはフレキシブルシャフトが接続され、このフレキシブルシャフトを介して超音波送受信部である超音波振動子を回転させていた。そして、超音波振動子の位置を検出するため、超音波振動子を回転駆動させるモータにエンコーダを設け、ここで検出された位置と、実際の振動子の位置（走査している位置）とが一致するように補正して超音波画像を得るようにしていた。しかし、フレキシブルシャフトが細径であるためモータの回転駆動力を安定した状態で超音波振動子まで伝達することが難しく、精度の良い超音波画像を得ることが難しい。

【0140】このため、本実施形態においては、図 3 8 に示すようにエンコーダを前記中継シャフト 1 0 3 が挿通する透孔を有する貫通孔付きエンコーダ 1 1 0 とし、ハンドル本体 3 3 内の所定位置に配置している。このエンコーダ 1 1 0 は、光学式或いは磁気式等で回転位置信号を信号ケーブル 1 1 1 を介して後述する回転制御回路 1 1 4 に出力されるようになっている。

【0141】したがって、本実施形態のプローブ駆動ユニット 1 0 A にはエンコーダを除いたモータ 1 1 2 、スリッピング 1 1 3 、回転制御回路 1 1 4 とで構成し、このプローブ駆動ユニット 1 0 A に超音波観測装置 1 1 5 の送受信回路 1 1 6 が接続される構成になっている。

【0142】また、前記ハンドル本体 3 3 には中継シャフト 1 0 3 を回転自在に保持するペアリング 1 1 7 を配置した屈曲形状のパイプ部材 1 1 8 が着脱自在に配置されるようにしている。

【0143】このように、貫通孔付きエンコーダをハンドル本体に設けたことによって、超音波振動子とエンコーダとの距離を近づけて、エンコーダの検出する回転位置信号と、実際の振動子の位置とが一致した高精度の超音波画像を得ることができる。また、パイプ部材をハンドル本体に対して着脱自在に構成したことによって、観察部位である管腔に挿入されるパイプ部材を使い捨て構造にすることができる。

【0144】ところで、顕微鏡下手術システムでは手に伝わる感触が非常に重要であり、術者もこの感覚を非常に大切にしている。しかしながら、前記ハンドル部 3 3 の把持部を兼ねる口金配置部 3 6 は一定形状であるため、術者によってはこの把持部の径寸法に違和感を感じていた。

【0145】本実施形態においては図 3 9 (a) に示すように把持部を兼ねる口金配置部 3 6 の外装に弾性部材 1 2 1 を配置している。そして、この弾性部材 1 2 1 を、配置部本体 1 2 2 と、この配置部本体 1 2 2 の端部に形成したネジ部 1 2 3 に沿って移動する調整つまみ 1 2 4 とで狭持する構成にしている。

【0146】このため、図39(b)に示すように調整つまみ124を締め込んでいくことによって弾性部材121がこの調整つまみ124と配置部本体122とによって押しつぶされて外径が膨らむように太径になっていく。そして、調整つまみ124を緩めることによって、弾性部材121が元に戻るようになっている。

【0147】つまり、調整つまみを配置部本体側に締め込んだり、緩めたりすることによって弾性部材の膨張状態を変化させて、操作者の手の大きさに合ったハンドル部を構成することができる。このことによって、優れた把持性を得て操作性の向上を図れる。

【0148】ところで、処置部位近傍の断層像を得ている場合、開頭に伴なうブレインシフトの問題が解決された場合には以下に示す構成をとることによって、術前のCTやMRIによる診断画像に、超音波画像を重ね合わせて処置を行なうことができる。

【0149】そのため、図40に示すように観察用本体3のハンドル部33に後述するマーカーを備えたマーカー部材を設ける一方、患者の横たわる手術ベッドの例えれば足元付近に前記マーカーを追尾する2つのカメラ134を備えたナビゲーション本体ヘッド（以下本体ヘッドと略記する）130をアーム部材131を介して配置する。なお、このアーム部材131には本体ヘッド130の向きを調整する位置調整機構部132が設けられている。

【0150】図41に示すように前記ハンドル部33の基礎部には所定の位置に第1マーカ136、第2マーカ137、第3マーカ138を配置したマーカー部材135が例えれば固定ネジ139によって着脱自在に取り付けられるようになっている。

【0151】このことにより、前記ハンドル部33の動きに合わせて移動するマーカ136、137、138が前記カメラ134によって追尾される一方、このカメラ134で追尾されたマーカー136、137、138の座標位置を図示しない位置計測装置のCPUで演算処理して図42に示すようにモニタ画面140上に表示される例えはMRIによる診断画像141に超音波画像のスキャン面を表すスキャン面指標142とプローブの挿入方向を示すプローブ指標143とをスーパインポーズ表示した画像や超音波画像145を表示させる。

【0152】なお、本実施形態においては本体ヘッドにカメラを設けた光学式追尾システムによって計測するシステムとしているが、追尾システムは光学式に限定されるものではなく、磁気式、超音波式等であってもよい。

【0153】ところで、医師からは術中に観察表面より深部の確認を行うために超音波観察を行ないたいという要望とともに、簡単な処置を行ないたいという要望があった。

【0154】そのため、本実施形態においては図43(a)に示すように前記超音波振動子29が配設されて

いるハウジング28に回転駆動力を伝達するフレキシブルシャフト22の所定位置に第1の歯車151を固設する一方、一対のペアリング153に軸支された軸部材154に前記第1の歯車151に噛合する第2の歯車152を固設している。この軸部材154には第2の歯車152とともに腫瘍等を削って除去する目的のカッター155が固設されており、このカッター155の一部が外表面に突出している。

【0155】図43(b)に示すように前記カッター155による処置を行なう場合には前記フレキシブルシャフト22を基礎側に移動させて、前記第1の歯車151と前記第2の歯車152とを噛合させる。そして、この状態でフレキシブルシャフト22を回転させることによって、第1の歯車151から第2の歯車152に回転駆動力が伝達されてカッター155が回転して処置を行なえるようになっている。

【0156】したがって、前記超音波振動子29を回転させて超音波検査をして管腔表面に腫瘍等を発見した際には、前記フレキシブルシャフト22を手元操作で基礎側に移動させて、第1の歯車151を第2の歯車152に噛合させる。そして、フレキシブルシャフト22を回転させることによって第1の歯車151に噛合した第2の歯車152を回転させて軸部材154が回転することによってカッター155が回転して目的の腫瘍等を削る処置を行うことができる。

【0157】なお、符号156は前記フレキシブルシャフト22を保持するとともに水密を確保するOリングである。

【0158】尚、本発明は、以上述べた実施形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【0159】[付記]以上詳述したような本発明の上記実施形態によれば、以下の如き構成を得ることができる。

【0160】(1)超音波観測装置に接続されるコネクタ部から延出される柔軟で細長なチューブ体の先端部に振動子部を設け、このチューブ体に連結部を設置した超音波プローブ本体と、前記振動子部及びチューブ体が挿通される細長な管状部と、この管状部の基端部に連結し、前記連結部を着脱自在に連結する連結機構を具備した屈曲形状のハンドル部と、を具備する顕微鏡下手術用超音波プローブ。

【0161】(2)超音波観測装置に接続されるコネクタ部から延出する柔軟で細長なチューブ体の先端部に振動子部を設け、このチューブ体の中途部に連結部となる口金部材を配置した超音波プローブ本体と、前記振動子部及びチューブ体が挿通される接続パイプ及びこの接続パイプの基端部に前記口金部材を着脱自在に連結する連結機構を備えた把持部を兼ねる口金配置部を形成した屈曲形状のハンドル部を有する観察用本体と、を具備する

顕微鏡下手術用超音波プローブ。

【0162】(3)前記振動子部は、超音波振動子と、この超音波振動子を保持するハウジングと、このハウジングに一端が連結され、他端が前記超音波観測装置に接続されて回転駆動力を伝達するフレキシブルシャフトと、このフレキシブルシャフトを被覆する柔軟なチューブ体とで構成される機械式である付記1又は付記2記載の顕微鏡下手術用超音波プローブ。

【0163】(4)前記振動子部は、規則的に配列した複数の振動子素子と、これら複数の振動子素子から延出する前記超音波観測装置に接続されて電気信号の送受を行なう信号線に柔軟なチューブ体を被覆した信号ケーブルとで構成される電子式である付記1又は付記2記載の顕微鏡下手術用超音波プローブ。

【0164】(5)前記観察用本体は、前記フレキシブルシャフトの先端部に固定したハウジングが配置される空間部を有する超音波透過性キャップを先端部に配置した接続パイプ及びこの接続パイプの基端部が配置されるパイプ配置部を一端部に形成し、他端部に前記口金部材を配置する把持部を兼ねた口金配置部を備えた付記2又は付記3記載の顕微鏡下手術用超音波プローブ。

【0165】(6)前記観察用本体は、前記振動子部が突出する先端開口を有する接続パイプ及びこの接続パイプの基端部が配置されるパイプ配置部を一端部に形成し、他端部に前記口金部材を配置する把持部を兼ねた口金配置部を備えた付記2又は付記4記載の顕微鏡下手術用超音波プローブ。

【0166】(7)前記観察用本体は、パイプ配置部に形成した前記接続パイプの基端部が係入配置されるパイプ配置孔及び前記口金配置部に形成した前記口金部材が挿通配置される口金配置孔を有し、前記パイプ配置孔の中心軸と、前記口金配置孔の中心軸とをオフセットする位置関係に形成し、前記パイプ配置孔と前記口金配置孔とを傾斜孔で連通した付記5又は付記6記載の顕微鏡下手術用超音波プローブ。

【0167】(8)前記観察用本体に、前記口金配置孔に挿通配置された口金部材を所定の位置に着脱自在に固定する固定部材を設けた付記5又は付記6記載の顕微鏡下手術用超音波プローブ。

【0168】(9)少なくとも前記超音波透過性キャップ及びハンドル部は、内部が視認可能な透明度を有する付記5記載の顕微鏡下手術用超音波プローブ。

【0169】(10)前記観察用本体を構成する超音波透過性キャップは、前記接続パイプに着脱自在である付記5記載の顕微鏡下手術用超音波プローブ。

【0170】(11)前記超音波透過性キャップの形状を、観察部位毎に異なる形状で形成した付記10記載の顕微鏡下手術用超音波プローブ。

【0171】(12)前記観察用本体を構成する接続パイプは、一直線形状の硬性パイプである付記5又は付記*50

*6記載の顕微鏡下手術用超音波プローブ。

【0172】(13)前記接続パイプは、形状を変形させることができ自在で、かつ変形後の形状を保持する形状変化保持パイプである付記5又は付記6記載の顕微鏡下手術用超音波プローブ。

【0173】(14)前記一直線形状の硬性パイプが、口金配置部の中心軸と略平行である付記12記載の顕微鏡下手術用超音波プローブ。

【0174】(15)前記一直線形状の硬性パイプと口金配置部の中心軸とが角度で交叉する付記12記載の顕微鏡下手術用超音波プローブ。

【0175】(16)前記観察用本体の重量は10グラムないし50グラムである付記12又は付記13記載の顕微鏡下手術用超音波プローブ。

【0176】(17)前記観察用本体の全長寸法は、200mmないし270mmである付記12又は付記13記載の顕微鏡下手術用超音波プローブ。

【0177】(18)前記超音波透過性キャップ内に、超音波を反射させる超音波ミラーの略45度に傾斜したミラー反射面を、回転する超音波振動子の側方に対向させて設けた付記2又は付記3記載の顕微鏡下手術用超音波プローブ。

【0178】(19)前記観察用本体に流体を供給する送液管路及び流体を吸引する吸引管路を設けた付記2記載の顕微鏡下手術用超音波プローブ。

【0179】(20)前記観察用本体の外表面に使用者に挿入量を告知する深さ指標或いは前方スキャン面の位置等を告知するスキャン面指標等を設けた付記2記載の顕微鏡下手術用超音波プローブ。

【0180】(21)前記ハンドル部の先端部に先端キャップを配置するとき、この先端キャップの一部にオリエンテーション付けを可能にする厚肉部を設けた付記3記載の顕微鏡下手術用超音波プローブ。

【0181】(22)前記振動子部の放射面前面にオリエンテーション付けを可能にするリフレクタ-又は流体管路又は吸引管路を配置した付記3又は付記4記載の顕微鏡下手術用超音波プローブ。

【0182】(23)前記フレキシブルシャフトを径寸法の異なるフレキシブルシャフトで構成し、一方の細径なフレキシブルシャフトを観察用本体内に挿通配置した付記3記載の顕微鏡下手術用超音波プローブ。

【0183】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、滅菌を確保することが可能で、顕微鏡下での操作性に優れかつ高分解能の超音波画像を得られる顕微鏡下手術用超音波プローブを提供することができる。

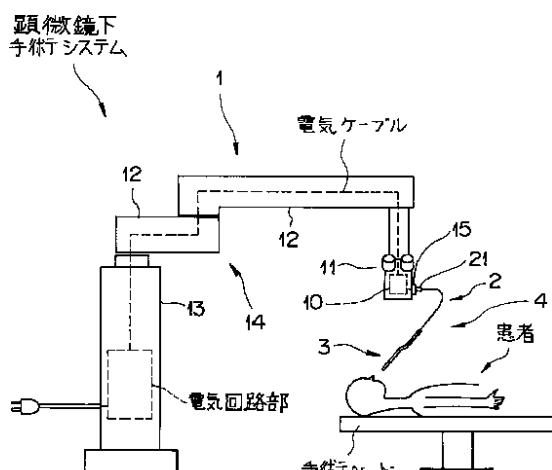
【図面の簡単な説明】

【図1】図1ないし図8は本発明の第1実施形態に係り、図1は顕微鏡下手術システムの概略構成を説明する図

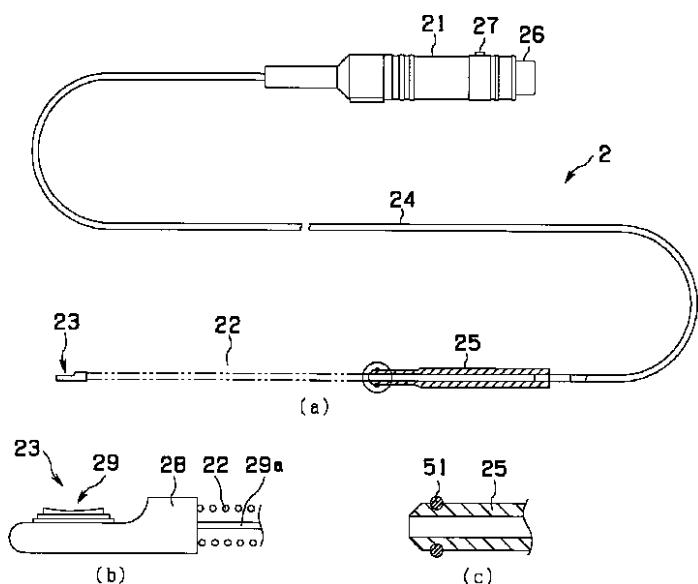
【図 2】超音波プローブ本体の構成を説明する図
 【図 3】観察用本体の構成を説明する図
 【図 4】先端キャップと接続パイプとの関係を説明する図
 【図 5】滅菌カバーを説明する図
 【図 6】顕微鏡下手術用超音波プローブを説明する図
 【図 7】検査状態を説明する図
 【図 8】超音波透過性キャップの変形例を説明する図
 【図 9】オリエンテーション付けを容易にする顕微鏡下手術用超音波プローブの構成例を説明する図
 【図 10】図 10 及び図 11 は本発明の第 2 実施形態に係り、図 10 は観察用本体の他の構成を説明する図
 【図 11】図 10 の観察用本体の応用例を説明する図
 【図 12】図 12 及び図 13 は本発明の第 3 実施形態に係り、図 12 は観察用本体の構成が異なる顕微鏡下プローブの構成を説明する図
 【図 13】顕微鏡下プローブの作用を説明する図
 【図 14】図 12 で示した観察用本体の応用例を説明する図
 【図 15】図 15 ないし図 17 は本発明の第 4 実施形態に係り、図 15 は顕微鏡下プローブの先端部の構成を説明する図
 【図 16】顕微鏡下プローブの先端部を示す斜視図
 【図 17】顕微鏡下プローブの走査範囲を説明する図
 【図 18】先端キャップの他の構成例を説明する図
 【図 19】前方画像及びラジアル画像の両画像を得る際の配置位置を説明する図
 【図 20】360 度周全のラジアル画像を得る際の配置位置を説明する図
 【図 21】顕微鏡下手術用超音波プローブの他の構成例を説明する図
 【図 22】図 22 ないし図 24 は前記第 4 実施形態の応用例に係り、図 22 はアーチフェクトを低減させる構成例を説明する図
 【図 23】図 23 及び図 24 はアーチフェクトを低減させる他の構成例を説明する図であり、図 23 は顕微鏡下プローブの外観図
 【図 24】アーチフェクトを低減させる他の構成例を説明する図
 【図 25】図 25 ないし図 29 は本発明の第 5 実施形態に係り、図 25 は超音波プローブ本体の他の構成例を説明する図
 【図 26】超音波プローブ本体に対応した観察用本体を説明する図
 【図 27】顕微鏡下プローブの構成を説明する図
 【図 28】固定口金の他の構成を説明する図、

【図 29】振動子部の他の構成例を説明する図
 【図 30】電子式の顕微鏡下手術用超音波プローブの他の構成例を説明する図
 【図 31】電子式の顕微鏡下手術用超音波プローブの別の構成例を説明する図
 【図 32】電子式の顕微鏡下手術用超音波プローブの観察用本体の応用例を説明する図
 【図 33】観察用本体の観察性能を向上させるための構成例を説明する図
 10 【図 34】観察用本体にバルーン部を設ける構成を説明する図
 【図 35】バルーンの作用を説明する図
 【図 36】電子式の顕微鏡下プローブの一構成例を説明する図
 【図 37】フレキシブルシャフトの構成例を示す図
 【図 38】機械式の顕微鏡下手術用超音波プローブの観察性能を向上させる構成例を説明する図
 【図 39】術者の手の大きさに合わせて把持部の径を変化させることが可能なハンドル部を説明する図
 【図 40】電子式の顕微鏡下手術用超音波プローブの観察性能を向上させる構成例を説明する図
 【図 41】観察用本体に設けるマーカー部材を説明する図
 【図 42】モニタ画面上に表示される観察画像例を説明する図
 【図 43】処置部を有する顕微鏡下手術用超音波プローブの構成例を説明する図
 【符号の説明】
 2 ... 超音波プローブ本体
 3 ... 観察用本体
 4 ... 顕微鏡下手術用超音波プローブ
 2 2 ... フレキシブルシャフト
 2 3 ... 振動子部
 2 5 ... 段付口金
 2 8 ... ハウジング
 3 1 ... ストレートパイプ
 3 2 ... 超音波透過性キャップ
 3 3 ... ハンドル部
 3 4 ... 貫通孔
 3 4 a ... 口金配置孔
 3 4 b ... 傾斜孔
 3 4 c ... パイプ配置孔
 3 5 ... パイプ配置部
 3 6 ... 口金配置部
 3 7 ... オフセット連結部

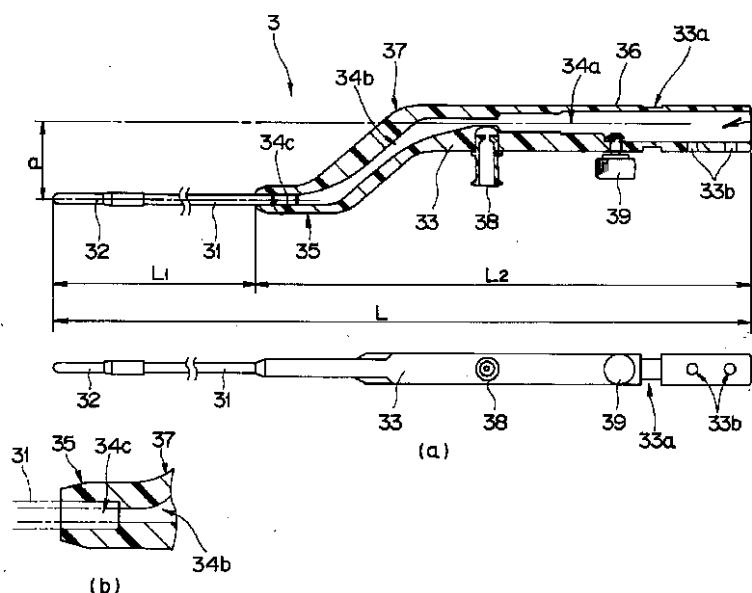
【図1】



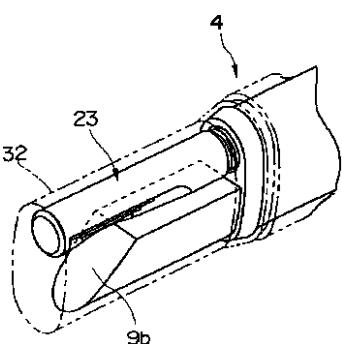
【図2】



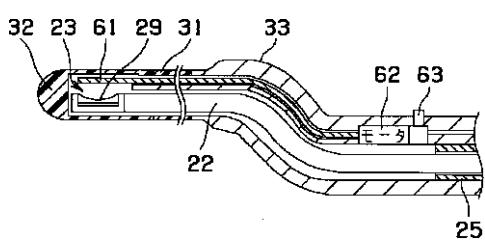
【図3】



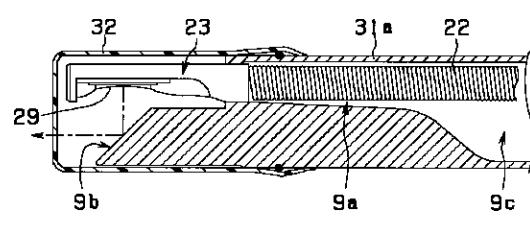
【図16】



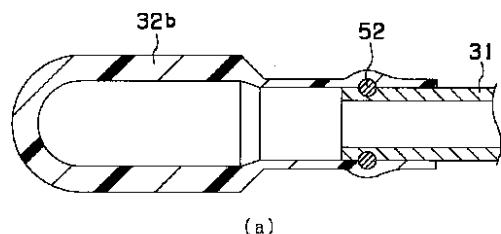
【図9】



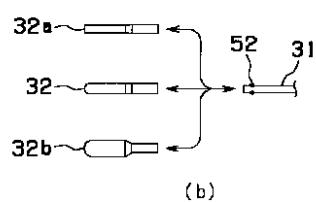
【図15】



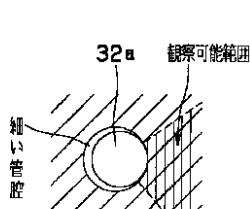
【図4】



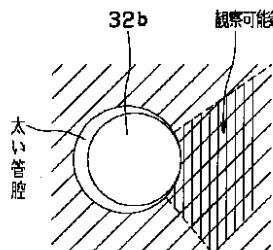
(a)



(b)

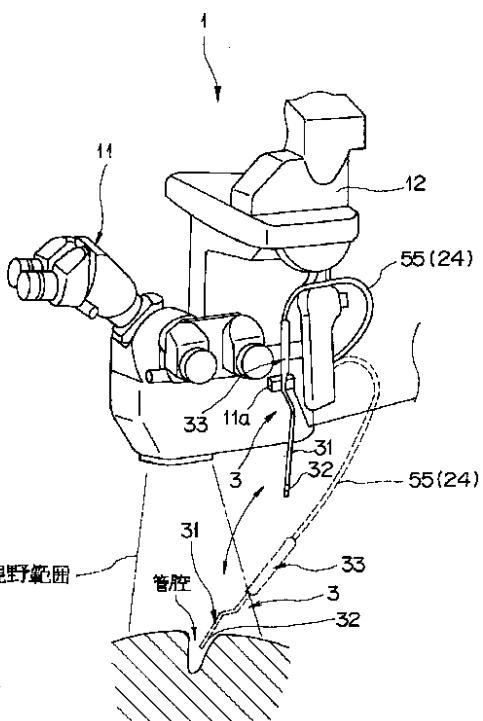


(c)

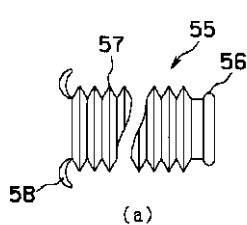


(d)

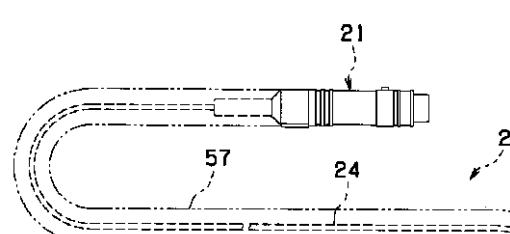
【図7】



【図5】



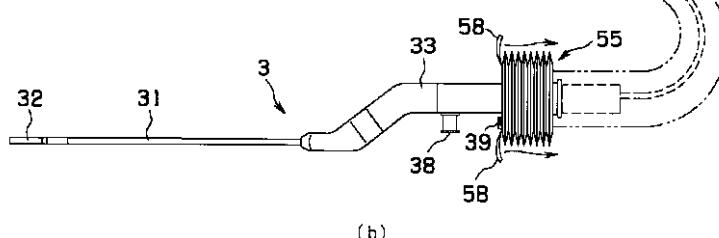
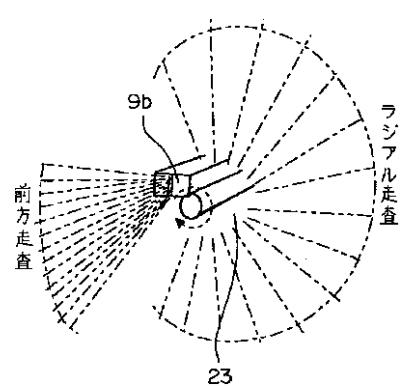
(a)



21

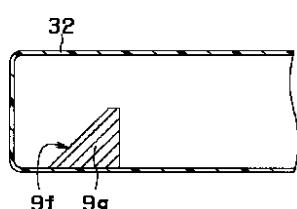
24

2

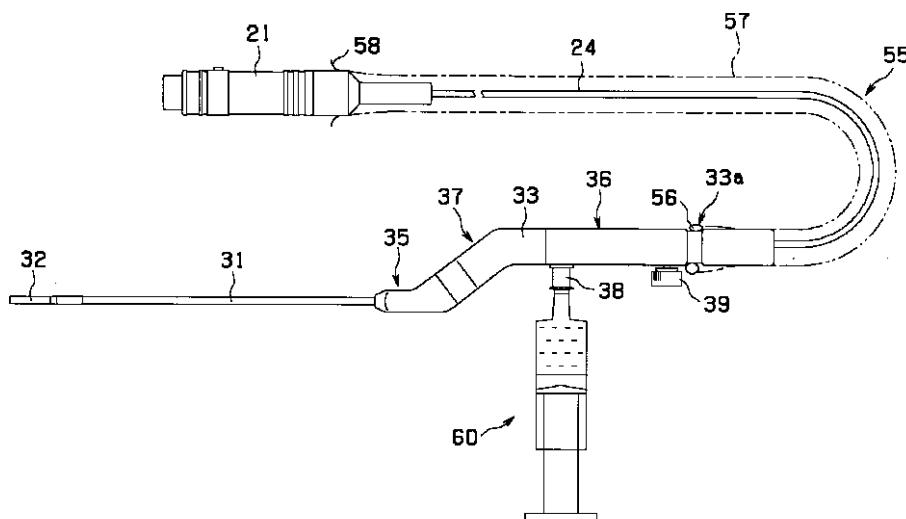


(b)

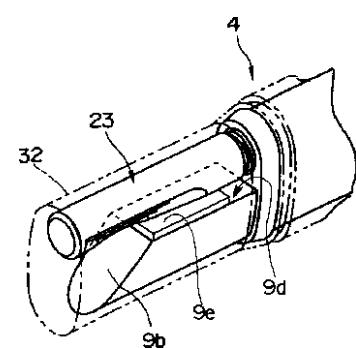
【図18】



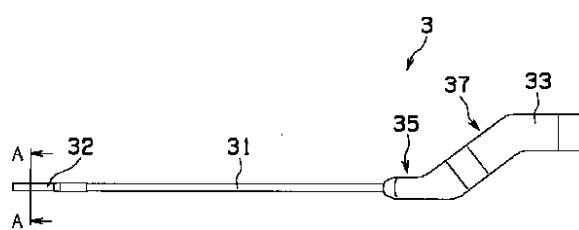
【図6】



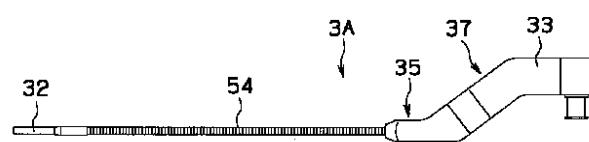
【図22】



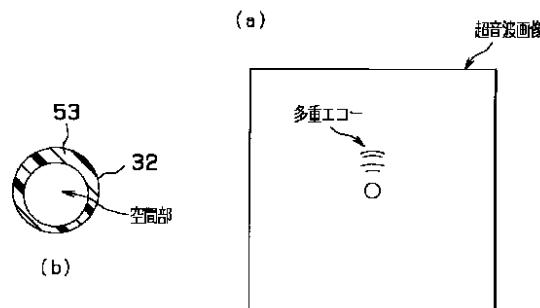
【図8】



(a)



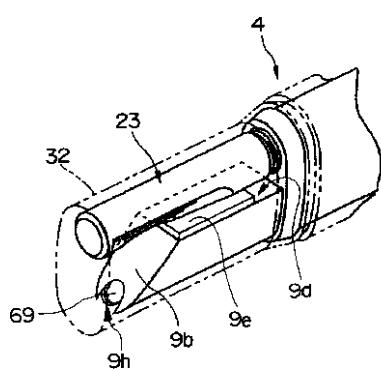
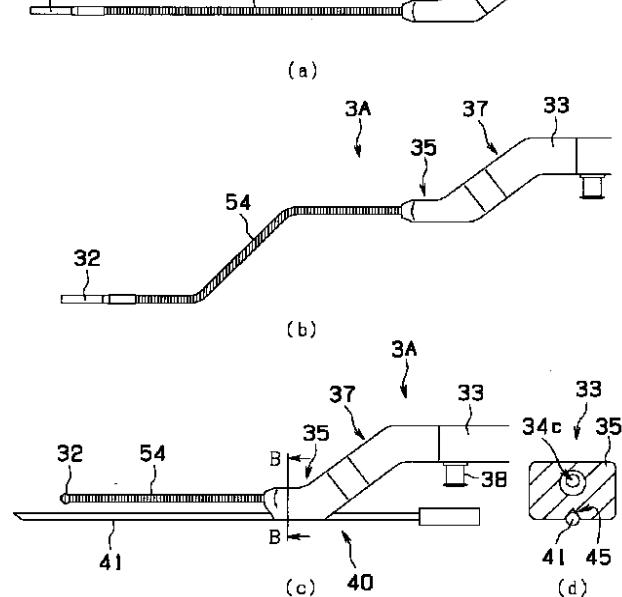
(b)



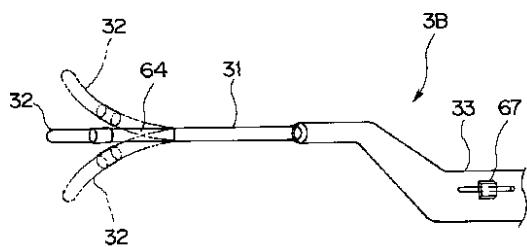
(b)

(c)

【図21】

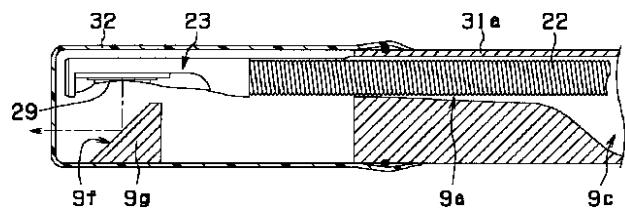


【図11】

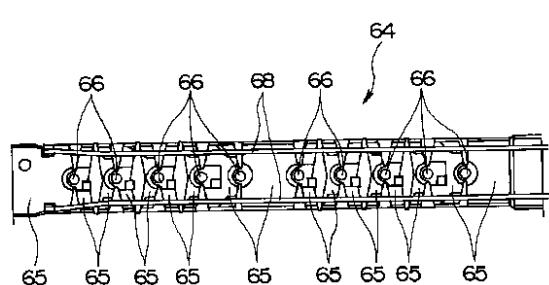


(a)

【図19】

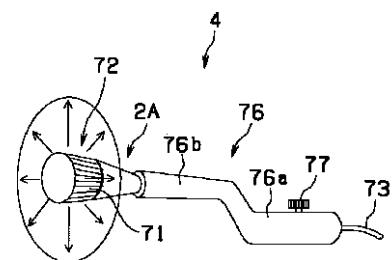
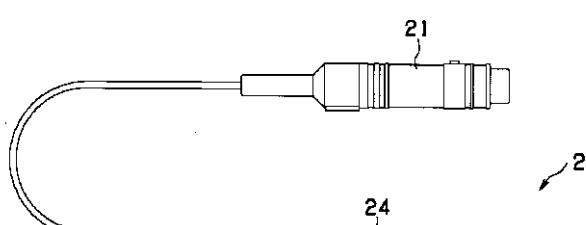


【図25】

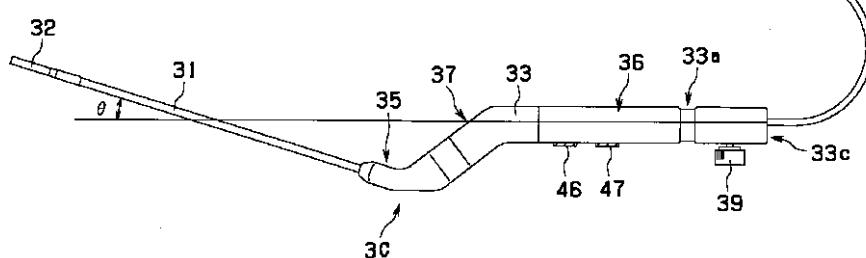


(b)

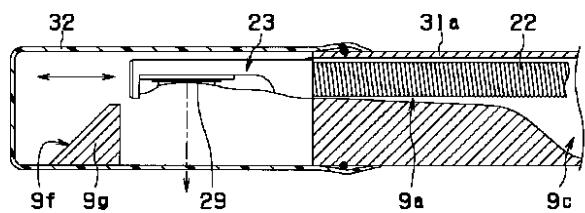
【図12】



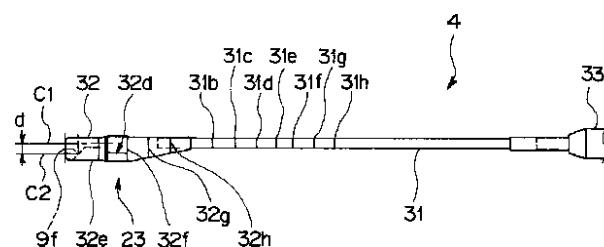
【図28】



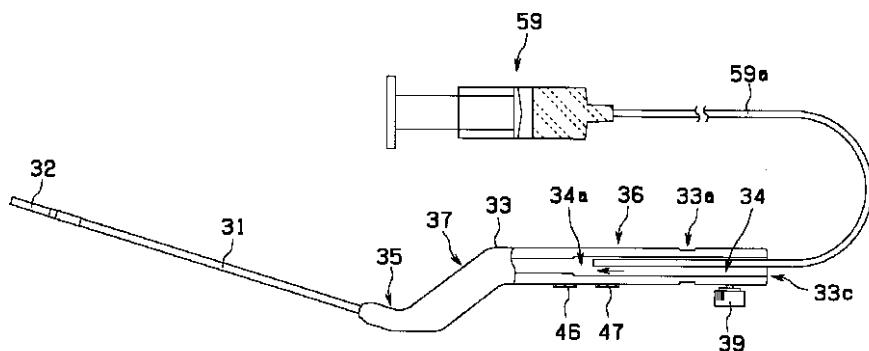
【図20】



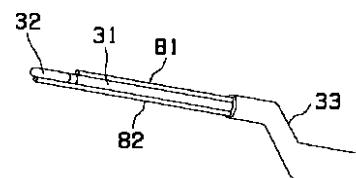
【図23】



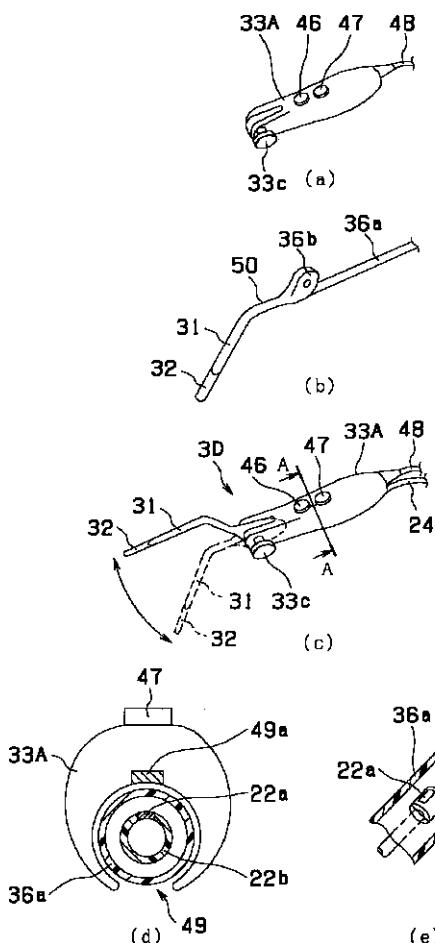
【図13】



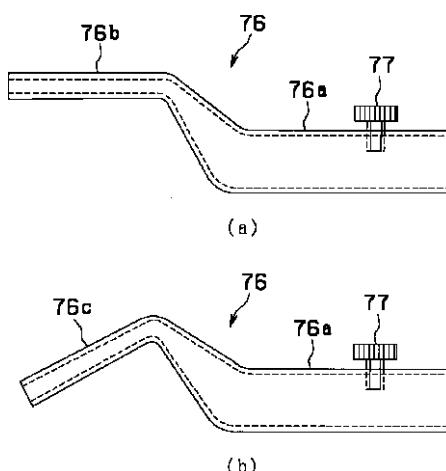
【図33】



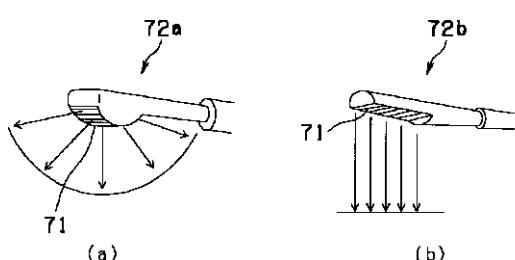
【図14】



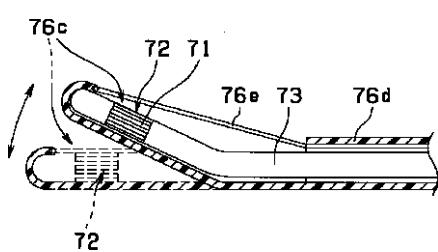
【図26】



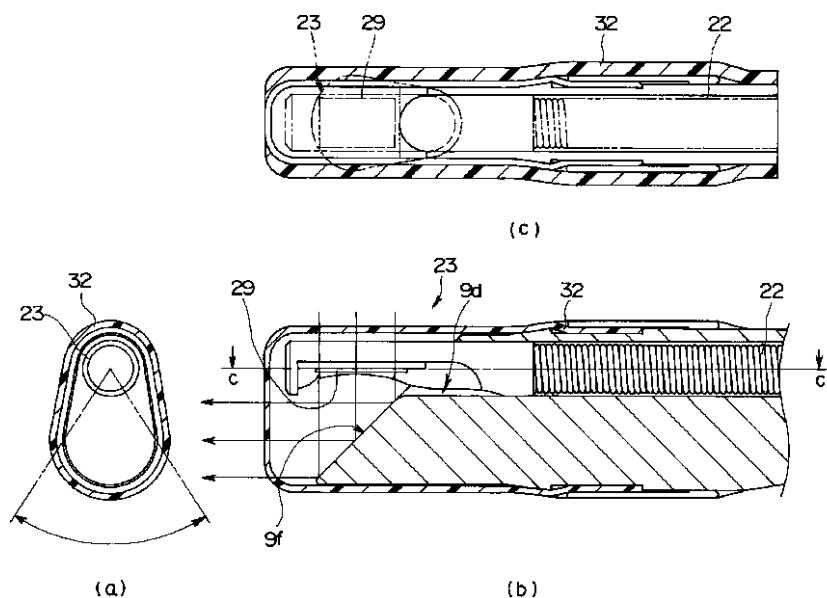
【図29】



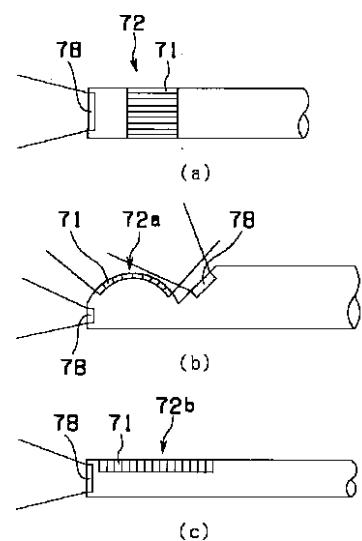
【図32】



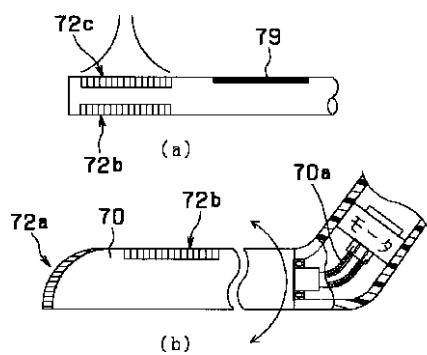
【図24】



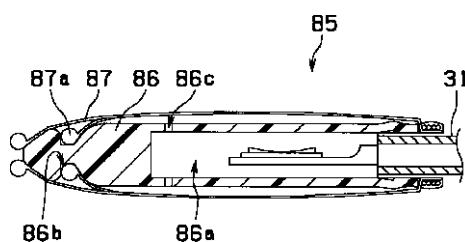
【図30】



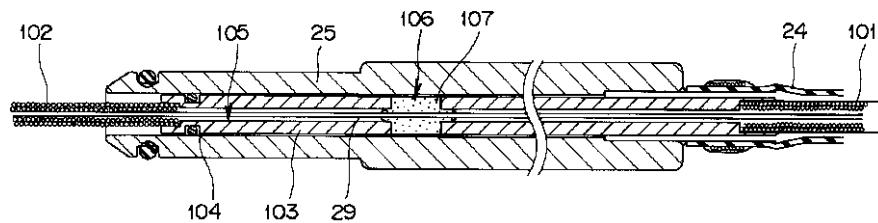
【図31】



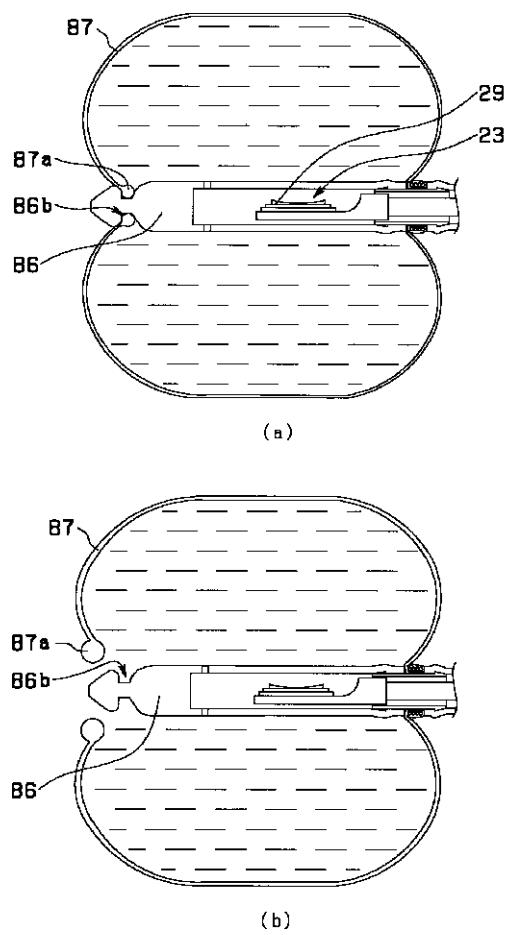
【図34】



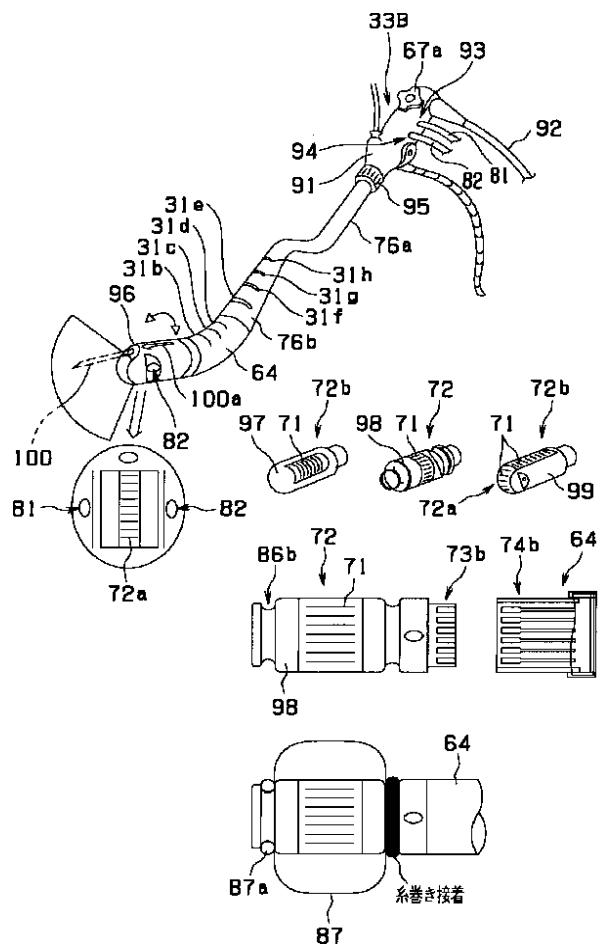
【図37】



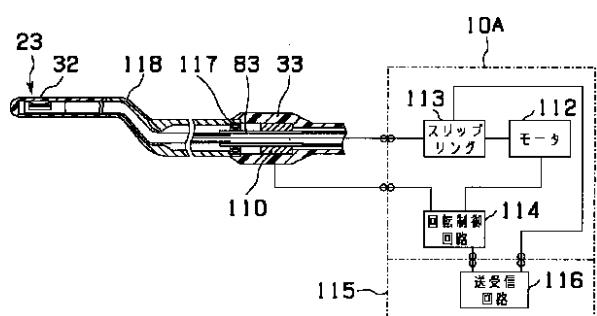
【図35】



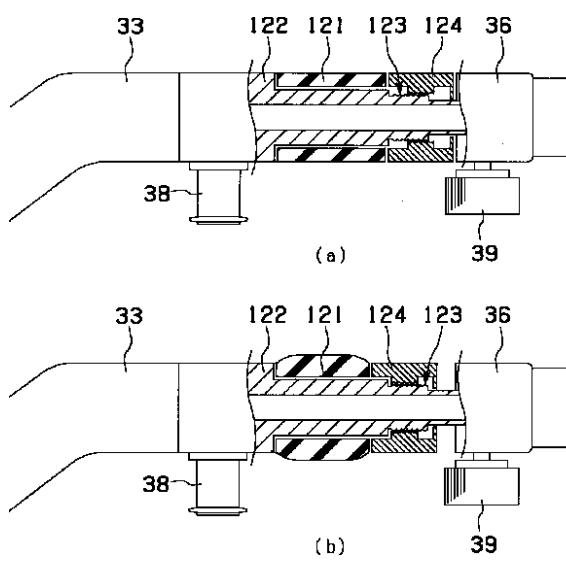
【図36】



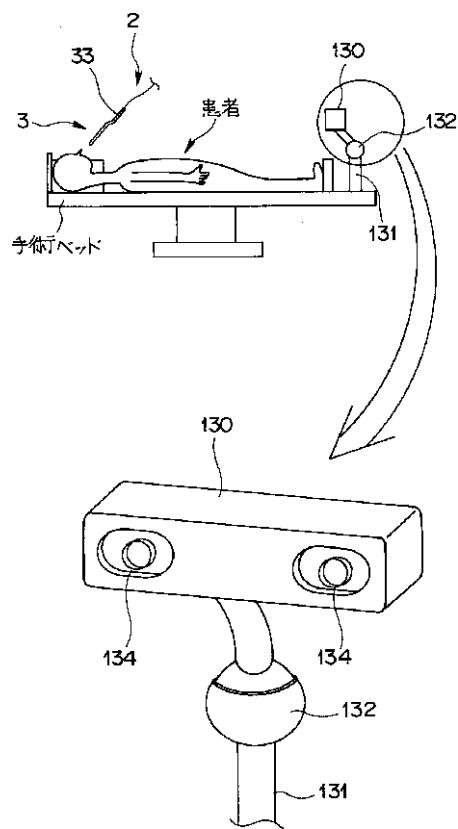
【図38】



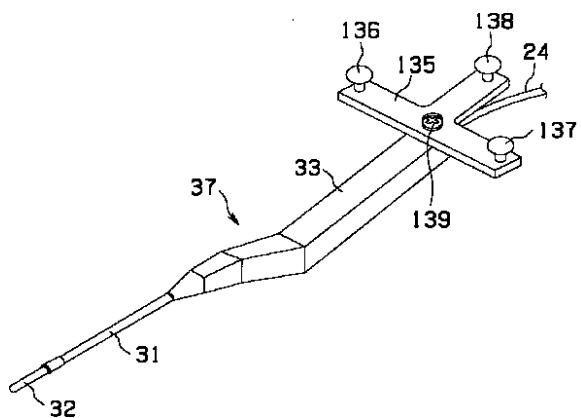
【図39】



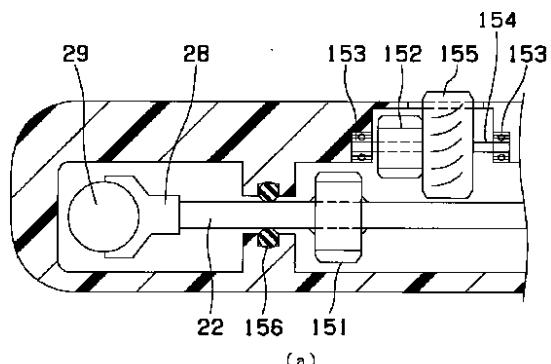
【図40】



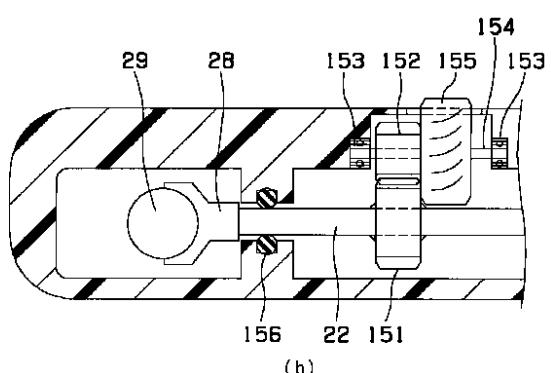
【図41】



【図43】

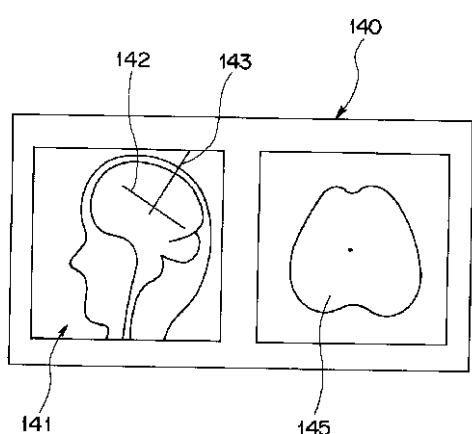


(a)



(b)

【図42】



专利名称(译)	超声探头在显微镜下操作		
公开(公告)号	JP2001224595A	公开(公告)日	2001-08-21
申请号	JP2000354846	申请日	2000-11-21
[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	廣岡 健児 大館一郎 葛木新一		
发明人	廣岡 健児 大館 一郎 葛木 新一		
IPC分类号	A61B8/12 A61B19/00 H04R17/00		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/0816 A61B8/0841 A61B8/145 A61B8/4245 A61B8/4422 A61B8/445 A61B8/4461 A61B8/4483 A61B8/463 A61B90/20 A61B90/36		
FI分类号	A61B8/12 H04R17/00.330.G		
F-TERM分类号	4C301/BB03 4C301/BB28 4C301/BB30 4C301/EE03 4C301/EE13 4C301/EE19 4C301/FF01 4C301 /FF15 4C301/FF26 4C301/GA01 4C301/GA15 4C301/GC15 4C301/GC16 4C301/GC23 4C601/BB05 4C601/BB09 4C601/BB11 4C601/BB12 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/EE01 4C601/EE11 4C601 /EE16 4C601/EE17 4C601/FE09 4C601/FF02 4C601/FF11 4C601/FF16 4C601/GA01 4C601/GA09 4C601/GA11 4C601/GA14 4C601/GC09 4C601/GC10 4C601/GC11 4C601/GC13 4C601/GC17 4C601 /GC21 4C601/GC23 5D019/AA01 5D019/AA25 5D019/BB20 5D019/CC06 5D019/EE02 5D019/FF04 5D019/GG08 5D019/GG11 5D019/HH03		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	1999349433 1999-12-08 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于微观操作的超声探头，其在显微镜下可靠地消毒并且可操作性优异，并且可以提供高分辨率的超声图像。解决方案：手柄部分33的通孔34由形成在管布置部分35中的管布置孔34c，形成在基部布置部分36中的基部布置孔34a和允许管布置孔的倾斜孔34b形成。34c与基座布置孔34a连通。通孔34形成为具有这样的位置关系：形成在把手部分33中的管布置孔34c的中心轴线偏离基部布置孔34a的中心轴线。因此，由于布置在位于固定到管布置孔34c的直管31的尖端处的尖端帽32上的振荡器部分23具有从手柄部分33的基部布置部分36偏移的位置关系。通过尺寸(a)示出的距离可以布置尖端帽32而不会干扰手术显微镜1的目镜部分11的视野。

