

(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2002 - 11009

(P2002 - 11009A)

(43)公開日 平成14年1月15日 (2002.1.15)

(51) Int. Cl⁷

識別記号

F I

テ-マ-コ-ト* (参考)

A 6 1 B 8/12

A 6 1 B 8/12

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 7 数)

(21)出願番号 特願2000 - 195589(P2000 - 195589)

(71)出願人 000005430

富士写真光機株式会社

埼玉県さいたま市植竹町1丁目324番地

(22)出願日 平成12年6月29日(2000.6.29)

(72)発明者 坂本 利男

埼玉県大宮市植竹町1丁目324番地 富士写

真光機株式会社内

(74)代理人 100089749

弁理士 影井 俊次

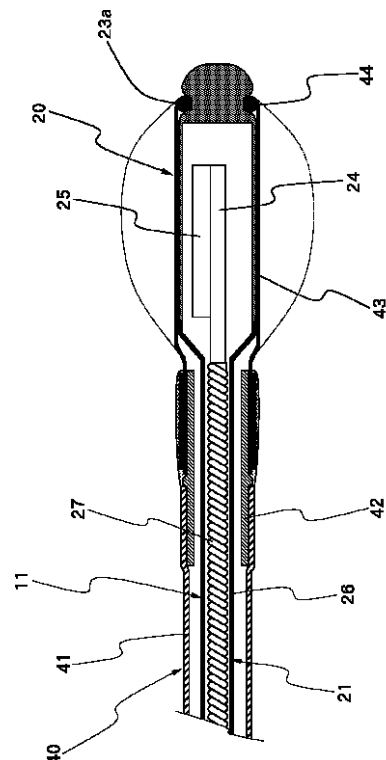
Fターム(参考) 4C301 FF09 FF15 GA20

(54)【発明の名称】 超音波検査装置

(57)【要約】

【課題】 両端を固定する筒状のバルーンを超音波プローブに容易に装着でき、かつ超音波伝達媒体の供給経路の構成を簡略化できるようにする。

【解決手段】 超音波プローブ11はバルーンユニット40内に挿通した状態で処置具挿通チャンネル5内に挿通されるようになっており、バルーンユニット40は、軟性チューブ41の先端に硬質リング42を連結して設け、この硬質リング42にバルーン43の基端部が固定され、バルーン43の先端には、断面が円形の止着リング44となっており、この止着リング44は、超音波走査部20におけるキャップ23の先端部分に設けた円環状の凹溝23aに嵌合される。止着リング44の自然状態での内径D₁は、超音波プローブ11における可撓性コード21(コネクタ22も同様)の外径D₂よりも大きく、凹溝23aの溝底の直径D₃より十分小さくなっている。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 軟性チューブの先端に硬質リングを連結し、この硬質リングに筒状可撓膜からなるバルーンを連結して設け、このバルーン先端に止着リングを設けたバルーンユニットと、

先端に超音波走査部を有し、この超音波走査部に可撓性コードを連結した超音波プローブとを備え、前記超音波走査部の先端に前記バルーンの止着リングが嵌合・固定される円環状の凹溝を形成する構成としたことを特徴とする超音波検査装置。

【請求項2】 前記止着リングの自然状態での内径は、前記超音波プローブの可撓性コードの外径より大きく、前記凹溝の溝底の直径より小さくなるように設定する構成としたことを特徴とする請求項1記載の超音波検査装置。

【請求項3】 前記軟性チューブの基端部は、超音波伝達媒体を供給する給液アダプタに着脱可能に連結され、また前記超音波プローブの基端部は、この給液アダプタを貫通させて、前記超音波走査部の走査駆動部に着脱可能に接続されるコネクタ部を設ける構成としたことを特徴とする請求項2記載の超音波検査装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、体腔内等に挿入されて超音波走査を行うための超音波検査装置に関するものであり、特に超音波振動子により送受信される超音波の減衰を抑制するために設けられるバルーンを超音波プローブに着脱可能に連結される超音波検査装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】超音波検査装置は、超音波振動子を備えた超音波プローブと、超音波観測装置とから大略構成されるものであり、超音波プローブを操作して検査を行うべき部位に超音波振動子を対面させるように配置し、この超音波振動子を駆動して超音波パルスを送信して、体内等からの反射エコーを受信することによって超音波走査が行われる。そして、超音波振動子で得た反射エコー信号は超音波観測装置に取り込まれて、所定の信号処理を行うことによりモニタ画面に超音波画像が表示される。

【0003】超音波プローブは、体表皮から超音波の送受信を行うタイプのものに加えて、超音波プローブを体内に挿入して、体腔内壁から超音波の送受信を行うようにしたものも実用化されている。このためには、体腔内に挿入される可撓性コードの先端に超音波振動子を内装した超音波走査部を連結する構成とする。また、可撓性コードの基端部は、直接または超音波振動子の走査駆動部を介して、超音波観測装置に接続される。このために、可撓性コードの基端部には超音波観測装置への接続コネクタが設けられる。

【0004】体腔内壁から直接超音波の送受信を行うように構成すると、患部等の超音波検査を行うべき部位の至近位置で超音波の送受信を行うことができ、また超音波を減衰させる体内脂肪層等の影響を排除できる等の利点がある。超音波プローブを体内に挿入するに当たっては、超音波プローブ自体を直接体腔内に挿入するように構成したものに加えて、ガイド手段を体腔内に挿入しておき、超音波プローブをこのガイド手段にガイドさせて体腔内に導くように構成したものもある。ガイド手段として内視鏡を用いると、体腔内の内視鏡検査を行って患部等が発見された時に、この内視鏡による観察下で超音波プローブによる走査操作を行える等のことから、体腔内の総合的な検査、診断を行える等の点で有利である。この内視鏡をガイド手段として超音波プローブを体腔内に挿入するに当たっては、通常、鉗子等の処置具を挿通するための処置具挿通チャンネルが利用される。

【0005】体腔内に直接挿入するタイプのものであれ、また内視鏡等をガイド手段として体腔内に挿入されるタイプのものであれ、超音波走査を行う際に、超音波振動子から体腔内壁に至るまでの超音波の送受信経路に空気が介在していると送受信した超音波が著しく減衰するために、超音波伝達媒体を保持するバルーンが超音波プローブに装着する構成としたものは従来から広く用いられている。

【0006】バルーンはラテックス等のように伸縮性の高い可撓膜からなり、このバルーンは袋状または筒状に形成した可撓膜を有するものである。このバルーンは超音波プローブにおける超音波振動子を設けた超音波走査部を囲繞するように装着され、内部に脱気水等の超音波伝達媒体を供給して膨出させることができる。バルーンを超音波走査部に固定するために、その開口側端部、即ち袋状のバルーンの場合には開口端が1箇所であるからこの部位に、また筒状に形成されている場合には、両端の開口部の位置に、それぞれ止着リングを連結して設ける。この止着リングはその弾性力により超音波走査部に固定的に保持させる。このために、止着リングが止着される円環状の凹溝を超音波走査部を構成するケーシングに設けて、この凹溝に止着リングを嵌合させるようにする。

【0007】バルーンの内部に超音波伝達媒体を供給して可撓膜を膨出させることから、バルーンには外向きの圧力が作用する。従って、止着リングに締め付け力が作用するようにして超音波走査部に固定しなければ、バルーンが超音波走査部から脱落してしまう。このために、止着リングの内径をそれが装着される凹溝の溝底の直径より小さくして、その径差により所定の締め付け力を作用させるようになし、もってバルーンを安定した状態に保持するようにしている。ここで、止着リングは、通常、バルーンの本体部分を構成する可撓膜と同じ部材により一体的に形成されることから、その材質自体は伸

縮性が大きいものである。従って、止着リングの断面形状を大きくして、伸縮性をある程度低下させるようになり、もって凹溝に対する固定性及び気密性を高めるようにしている。

【0008】また、超音波振動子を回転駆動することによりラジアル超音波走査を行う場合には、スタンドオフの均一化等を図るために、超音波振動子からバルーンまでの距離はできるだけ一定となっているのが望ましい。このためには、超音波伝達媒体によりバルーンが膨出する部分は、超音波振動子の配設位置とその前後における所定の長さ分に限定する必要がある。従って、バルーンを筒状に形成し、この筒部の前後の両端に止着リングを設けるようになり、また超音波プローブにおける超音波走査部には、超音波振動子を挟んだ前後の位置に凹溝を設けて、これら各凹溝にバルーンの両止着リングを嵌合させるように構成する方がバルーンの構成として望ましいものとなる。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】以上のように、特にラジアル超音波走査を行う際等においては、両端に止着リングを設けた筒状のバルーンを用いるのが望ましいが、これら2箇所設けられる止着リングのうち、少なくとも一方の止着リングは超音波走査部の先端から走査領域を越える位置まで移動させた上で凹溝に嵌合しなければならない。従って、バルーンを超音波走査部に装着する操作は著しく面倒になる。また、超音波プローブを体腔内に挿入した状態でバルーン内に超音波伝達媒体を供給しなければならない。このために、バルーン内に開口する超音波伝達媒体の供給経路を設ける必要がある。この超音波伝達媒体の供給経路は、超音波プローブの可撓性コード内を通り、超音波走査部の位置で外部に開口させるようにしなければならない。従って、この超音波伝達媒体の供給経路を設ける分だけ超音波プローブの構成が複雑になるという問題点がある。

【0010】本発明は以上の点に鑑みてなされたものであって、その目的とするところは、両端を固定する筒状のバルーンを超音波プローブに容易に装着でき、かつ超音波伝達媒体の供給経路の構成を簡略化できるようにすることにある。

【0011】

【課題を解決するための手段】前述した目的を達成するために、本発明は、軟性チューブの先端に硬質リングを連結し、この硬質リングに筒状可撓膜からなるバルーンを連結して設け、このバルーンの前部に止着リングを設けたバルーンユニットと、先端に超音波走査部を有し、この超音波走査部に可撓性コードを連結した超音波プローブとを備え、前記超音波走査部の先端位置に前記バルーンの止着リングが嵌合・固定される円環状の凹溝を形成する構成としたことをその特徴とするものである。

【0012】ここで、止着リングの自然状態での内径を

超音波プローブの可撓性コードの外径より大きく、前記凹溝の溝底の直径より小さくなるように設定すると、超音波プローブにバルーンユニットに組み込むための操作がより容易になる。また、軟性チューブの基端部は、超音波伝達媒体を供給する給液アダプタに着脱可能に連結され、また超音波プローブの基端部は、この給液アダプタを貫通させて、走査駆動部に着脱可能に接続されるコネクタ部を設けるようにするのが望ましい。

【0013】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を図面に基ついで詳細に説明する。まず、図1に内視鏡をガイドとして患者の体腔内に挿入される超音波検査装置として構成したものを示す。図中において、1は内視鏡、10は超音波検査装置である。

【0014】内視鏡1は、術者が手で把持して操作を行う本体操作部2に体腔内への挿入部3を連設し、また本体操作部2からユニバーサルコード4が引き出されている。挿入部3は、本体操作部2への連設部から大半の長さ部分は挿入経路に沿って任意の方向に曲がる軟性部3aであり、この軟性部3aにはアングル部3b及び先端硬質部3cが順次連設されている。また、ユニバーサルコード4は光源装置やプロセッサ等に着脱可能に接続されるものであり、少なくとも光源装置からの照明光を伝送するライトガイドが挿通されている。先端硬質部3cの先端面(または先端側面)には、図示は省略するが照明部及び観察部からなる内視鏡観察手段が装着されており、また鉗子その他の処置具を挿通するための処置具挿通チャンネル5の先端が開口している。処置具挿通チャンネル5は挿入部3から本体操作部2にまで延在されており、この本体操作部2に設けた処置具導入部6に接続されている。

【0015】超音波検査装置10は、超音波プローブ11と、超音波信号処理を行って、超音波画像信号を生成する超音波観測装置12とから大略構成され、超音波観測装置12には超音波画像を表示するモニタ13が付設される。超音波プローブ11は超音波観測装置12に中継手段14を介して着脱可能に接続される。この中継手段14は、走査駆動部14aとコード14b及び接続コネクタ14cとから構成され、接続コネクタ14cは超音波観測装置12に着脱可能に接続されるようになっている。走査駆動部14aは、超音波プローブ11の基端部が着脱可能に接続されるものであり、超音波プローブ11によりラジアル超音波走査を行うためのモータ及びエンコーダを内蔵させている。また、走査駆動部14aは、超音波観測装置12及びモニタ13が装着されているラック15に連結したアーム16に支持されており、このアーム16は外力を加えることによって任意の方向に動くようになっている。

【0016】図2に超音波プローブ11の内部構成を示す。超音波プローブ11は、先端に超音波走査部20が

設けられ、この超音波走査部 20 には可撓性コード 21 が連設されており、この可撓性コード 21 の基端部はコネクタ 22 (図 3 参照) となっている。超音波走査部 20 はキャップ 23 内に回転部材 24 を設け、この回転部材 24 に超音波振動子 25 を装着することにより構成される。また、可撓性コード 21 は、スリーブ 26 内にフレキシブルシャフト 27 を挿通させたものからなり、このフレキシブルシャフト 27 は密着コイルで構成される。

【0017】コネクタ 22 は、図 3 に示したように、スリーブ 26 の基端部に連結して設けた硬質パイプ 28 を有し、この硬質パイプ 28 内にはフレキシブルシャフト 27 の基端部が連結して設けられる回転駆動筒 29 が設けられている。回転駆動筒 29 には第 1 の絶縁筒 30 が、さらに第 1 の絶縁筒 30 には導電筒 31 が、さらに先端には第 2 の絶縁筒 32 がねじ結合等の手段でそれぞれ連結した設けられている。

【0018】超音波振動子 25 にはケーブル 33 が接続されており、このケーブル 33 は可撓性コード 21 内ではフレキシブルシャフト 27 内に挿通されており、コネクタ 22 に至ると、回転駆動筒 29、第 1 の絶縁筒 30 を貫通して導電筒 31 内に延在されて、この導電筒 31 内で芯線 33a とシールド線 33b とに分離されている。そして、第 2 の絶縁筒 32 には電極ピン 34 が設けられており、この電極ピン 34 には芯線 33a が接続され、またシールド線 33b は導電筒 31 に接続されている。従って、回転駆動筒 29、第 1 の絶縁筒 30、導電筒 31 及び第 2 の絶縁筒 32 は中継手段 14 の走査駆動部 14a における回転軸 (図示せず) とスプライン等により相対回転不能に連結され、電極ピン 34 及び導電筒 31 はこの回転軸に設けた一対の電極に接続される。

【0019】以上の構成を有する超音波プローブ 11 は、内視鏡 1 の本体操作部 2 に設けた処置具導入部 6 から処置具挿通チャンネル 5 内に挿通され、挿入部 3 における先端硬質部 3c から突出することにより超音波走査を行うが、この超音波プローブ 11 は単独で用いられるのではなく、図 4 に示したバルーンユニット 40 内に挿通した状態で処置具挿通チャンネル 5 内に挿通される。バルーンユニット 40 は、軟性チューブ 41 の先端に硬質リング 42 を連結して設け、この硬質リング 42 に糸巻き及び接着によりバルーン 43 の基端部が固定されている。また、このバルーン 43 の先端には、断面が円形の止着リング 44 となっており、この止着リング 44 は、超音波走査部 20 におけるキャップ 23 の先端部分に設けた円環状の凹溝 23a に嵌合するようになっている。

【0020】バルーンユニット 40 における軟性チューブ 41 の基端部は、図 5 に示した給液アダプタ 50 に連結して設けられる。給液アダプタ 50 は、本体部 51 を有し、この本体部 51 は概略筒状の部材からなり、その

内部には超音波プローブ 11 が挿通される挿通部 52 が設けられている。また、本体部 51 の周胴部には接続パイプ 53 が突出するようにして連設されており、ルーアロック機構等により超音波伝達媒体を供給するためのシリンジ等の供給源を着脱可能に接続できるように構成している。

【0021】本体部 51 の前方部には連結パイプ 54 が設けられており、軟性チューブ 41 は、この連結パイプ 54 に連結されるようになっている。連結パイプ 54 の中間位置の外周部には円環状突条 54a が設けられており、この円環状突条 54a の外周面にはねじが設けられている。そして、この円環状突条 54a のねじ部には第 1 のナット部材 55 が螺合しており、連結パイプ 54 は第 1 のナット部材 55 と実質的に一体化されている。第 1 のナット部材 55 は本体部 51 の前端部に設けたねじ部に螺合されている。従って、第 1 のナット部材 55 を螺回させると、この第 1 のナット部材 55 に連結した連結パイプ 54 が本体部 51 側に引き寄せられることになる。そして、この連結パイプ 54 の本体部 51 への対向面は押動部 54b となっており、この押動部 54b と本体部 51 の端面との間には第 1 の弾性リング 56 が装着され、この第 1 の弾性リング 56 の外周面は本体部 51 の壁部に覆われている。また、本体部 51 の後端部側にも第 2 の弾性リング 57 が装着されており、この第 2 の弾性リング 57 も、その外周面は本体部 51 により覆われており、かつその基端側には駆動筒 58 の先端が当接している。そして、この駆動筒 58 には第 2 のナット部材 59 が連結して設けられており、この第 2 のナット部材 59 は本体部 51 の後端側の外面に螺合されている。

【0022】第 1 の弾性リング 56 は超音波伝達媒体の供給経路の開閉部材として機能し、また第 2 の弾性リング 57 は超音波伝達媒体の供給経路の端部シール部材として機能するものである。給液アダプタ 50 の挿通部 52 内に超音波プローブ 11 を挿通させた状態で、第 2 のナット部材 59 を本体部 51 側に追い込むように螺回すると、第 2 の弾性リング 57 の内径が縮小することになる結果、この第 2 の弾性リング 57 が超音波プローブ 11 における可撓性コード 21 の外面に圧接されて、その間がシールされる。また、第 1 の弾性リング 56 の内径は超音波プローブ 11 の外径より大きく、従って第 1 のナット部材 55 を本体部 51 から離間する方向に位置させていると、その間に円環状の隙間が形成されて、超音波伝達媒体の供給経路が確保される。そして、第 1 のナット部材 55 を本体部 51 側に近接する方向に螺回させると、第 1 の弾性リング 56 がその押圧力により弾性変形して内径が小さくなり、超音波プローブ 11 の可撓性コード 21 外面に圧接されて、超音波伝達媒体の供給経路が遮断されるようになる。

【0023】次に、超音波プローブ 11 にバルーンユニット 40 を組み込んだ状態を図 6 に示す。この図から明

らかなように、超音波プローブ11における可撓性コード21の部分はバルーンユニット40の軟性チューブ41から硬質リング42の内部に挿通されており、またバルーン43は超音波走査部20を囲繞している。そして、バルーン43の先端に設けた止着リング44は超音波走査部20におけるキャップ23に形成した円環状の凹溝23a内に嵌合される。さらに、軟性チューブ41の基端部は給液アダプタ50の連結パイプ54に連結されており、また超音波プローブ11の可撓性コード21は、この給液アダプタ50の挿通部52内を通過して、そのコネクタ22が中継手段14に接続される。

【0024】以上のようにして、超音波プローブ11にバルーンユニット40が組み込まれるが、バルーンユニット40における止着リング44の自然状態での内径 D_1 （図4参照）は、超音波プローブ11における可撓性コード21（コネクタ22も同様）の外径 D_2 （図2）よりも大きく、超音波走査部20を構成するキャップ23に設けた凹溝23aの溝底の直径 D_3 （図2）より十分小さくなっている。ここで、 D_1 と D_2 との径差は僅かなもので良く、一方 D_1 と D_3 との径差はできるだけ大きくする。

【0025】このような寸法関係を持たせることによって、超音波プローブ11にバルーンユニット40を組み込む際には、図4に矢印で示した方向から超音波プローブ11を挿入する。つまり、コネクタ22を止着リング44内に挿通させて、バルーン43の内部から軟性チューブ41内に挿通させる。この挿通経路において、最も小さくなっている止着リング44の内径よりコネクタ22及びそれに連設した可撓性コード21の外径が小さいことから、これらは円滑に止着リング44を通過する。超音波走査部20の外径は、この止着リング44の内径より大きいものであるが、この止着リング44を強制的に拡張させた状態で、超音波走査部20をバルーン43で覆うようにする。そして、止着リング44がキャップ23の凹溝23aの位置に至ると、この止着リング44に作用させた力を開放する。これによって、止着リング44は凹溝23a内に嵌合することになる結果、超音波プローブ11にバルーンユニット40が組み込まれる。従って、この超音波プローブ11に対するバルーンユニット40の組み込みは極めて容易に行えることになる。

【0026】給液アダプタ50における第2の弾性リング57で挿通部52の基端側を密閉し、第1の弾性リング56を可撓性コード21の外面から離間させた状態で、接続パイプ53にシリンジ等の給液手段を接続して、超音波伝達媒体を供給する。これによって、超音波伝達媒体は可撓性コード21と軟性チューブ41の間に形成される円環状の通路を先端側に向けて進行し、硬質リング42の内部からバルーン43の内部に流入して、図6に仮想線で示したように、バルーン43は外方に膨出する。つまり、バルーンユニット40内に超音波プロ

*ーブ11を設けることによって、超音波伝達媒体の供給経路は超音波プローブ11の外側に位置することになり、超音波プローブ11自体には何等の改変も加える必要はない。従って、超音波伝達媒体の供給経路の構成を簡略化できるようになる。

【0027】そして、バルーン43は筒状となっており、その先端は止着リング44により超音波走査部20のキャップ23に固定され、またこのバルーン43の基端部は硬質リング42に連結されているので、この硬質リング42の先端から止着リング44までの位置が膨出することになる。従って、バルーン43が膨出すると、超音波走査部20における超音波振動子25の位置の前後には全周にわたってほぼ均一な超音波伝達媒体の層が形成される。従って、超音波振動子25によるラジアル走査を行うに当たって、全周にわたって超音波振動子25からバルーン43までの距離がほぼ等しくなり、ラジアル超音波走査を行う際におけるスタンドオフの均一化が図られる等の利点がある。

【0028】しかも、止着リング42の自然状態での内径とキャップ23の凹溝23aの溝底の直径との径差により強固に固定されているので、超音波プローブ11の先端側から液漏れが生じるおそれはない。また、給液アダプタ50には、超音波プローブ11の可撓性コード21を貫通させるように設けられているが、この可撓性コード21の外面と本体部51との間は第2の弾性リング57でシールされているので、超音波伝達媒体がこの方向に漏出するおそれもない。さらに、第1のナット部材55を本体部51側に近接する方向に螺回すると、第1の弾性リング56が弾性変形することになり、その結果、この第1の弾性リング56の内径が小さくなり、可撓性コード21に圧接されて、接続パイプ53側と超音波走査部20側との間の連通が遮断されて、バルーン43は所定量膨出した状態、つまり図6に仮想線で示した状態で安定的に保持される。

【0029】

【発明の効果】本発明は以上のように構成したので、両端を固定する筒状のバルーンを超音波プローブに容易に装着でき、かつ超音波伝達媒体の供給経路の構成を簡略化できる等の効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の一形態を示すものであって、超音波検査装置の超音波プローブを内視鏡に組み込んだ状態の外観図である。

【図2】超音波プローブの先端部分の断面図である。

【図3】超音波プローブの基端部分の断面図である。

【図4】バルーンユニットの先端部分の断面図である。

【図5】バルーンユニットを組み込んだ状態での給液アダプタの断面図である。

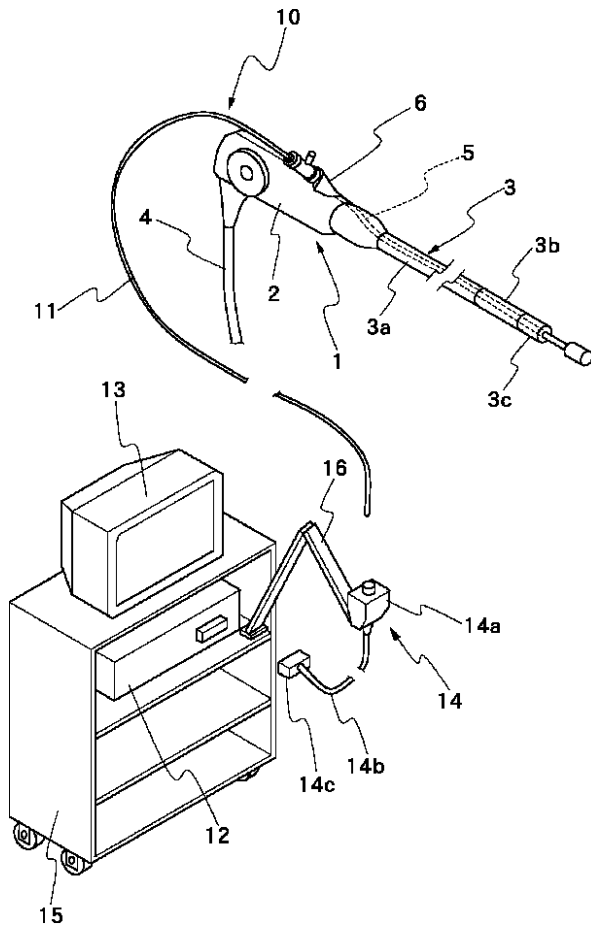
【図6】超音波プローブにバルーンユニットを組み込んだ状態の断面図である。

【符号の説明】

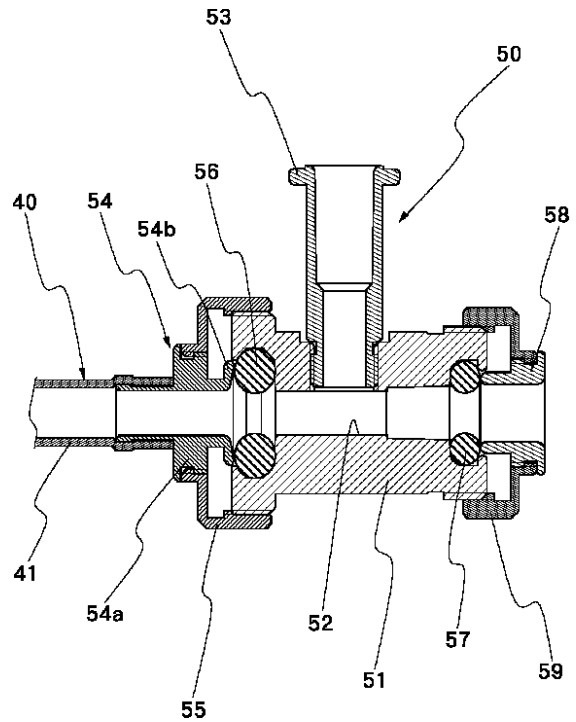
- 1 内視鏡
- 10 超音波検査装置
- 11 超音波プローブ
- 14 中継手段
- 14a 走査駆動部
- 20 超音波走査部
- 21 可撓性コード
- 22 コネクタ
- 23 キャップ
- 23a 凹溝

- * 24 回転部材
- 40 バルーンユニット
- 42 硬質リング
- 44 止着リング
- * 51 本体部
- 53 接続パイプ
- 25 超音波振動子
- 41 軟性チューブ
- 43 バルーン
- 50 給液アダプタ
- 52 挿通部

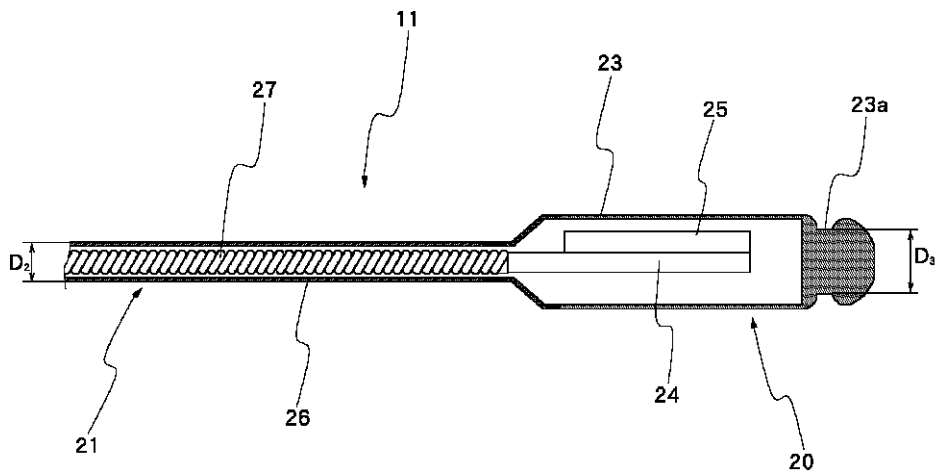
【図1】



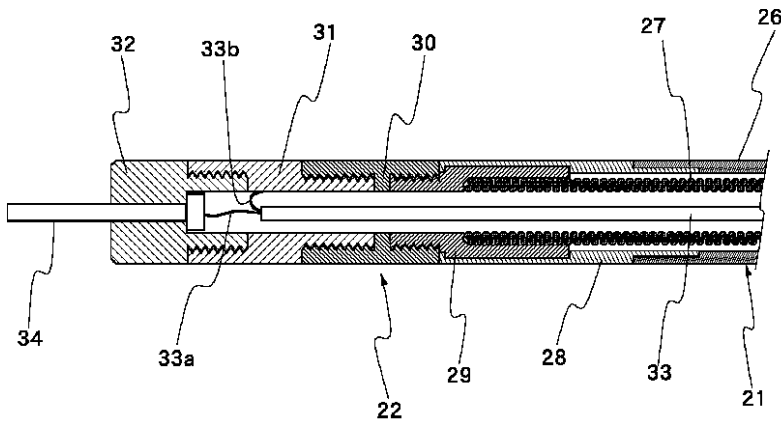
【図5】



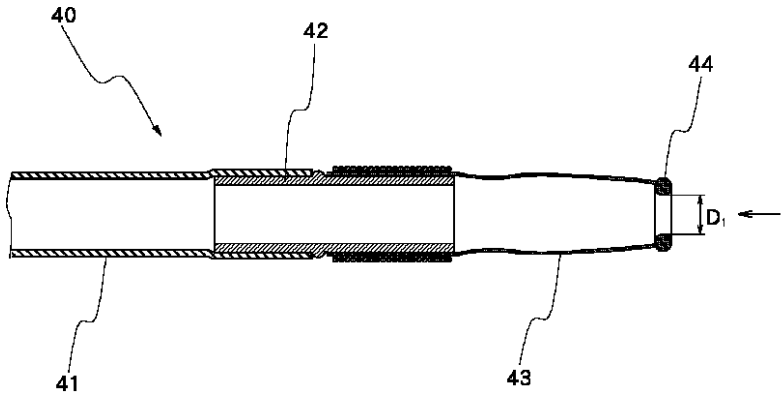
【図2】



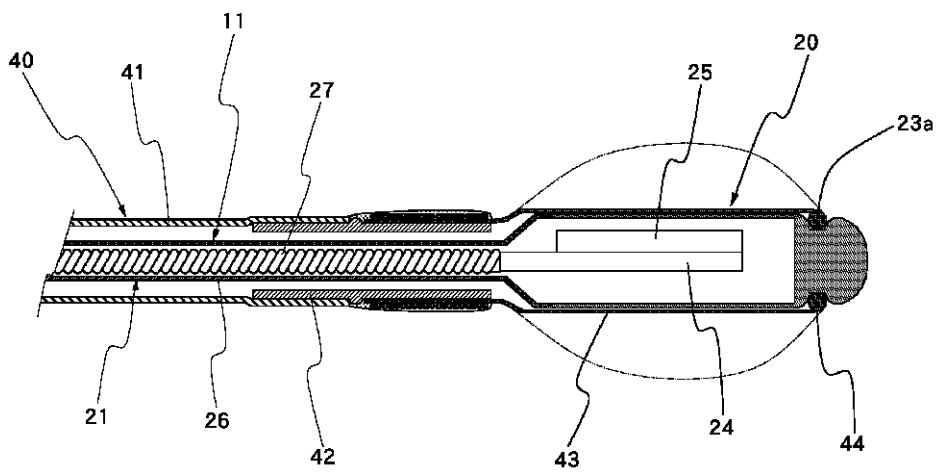
【図3】



【図4】



【図6】



| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声波检测设备 | | |
| 公开(公告)号 | JP2002011009A | 公开(公告)日 | 2002-01-15 |
| 申请号 | JP2000195589 | 申请日 | 2000-06-29 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 富士写真光机株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 富士摄影光学有限公司 | | |
| [标]发明人 | 坂本利男 | | |
| 发明人 | 坂本 利男 | | |
| IPC分类号 | A61B8/12 | | |
| FI分类号 | A61B8/12 | | |
| F-TERM分类号 | 4C301/FF09 4C301/FF15 4C301/GA20 4C601/FE03 4C601/GC13 4C601/GC17 4C601/LL27 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

解决的问题：容易将两端固定在圆筒形球囊上的圆筒形气球安装在超声波探头上，并简化超声波传输介质的供给路径的结构。超声波探头(11)在插入到气囊单元(40)中的状态下插入到处置器械插入通道(5)中，气囊单元(40)将硬环(42)连接于挠性管(41)的前端。球囊43的基端部固定在硬环42上，球囊43的顶端是截面为圆形的紧固环44，紧固环44是超声波扫描单元。它被装配到设置在盖23的尖端中的环形凹槽23a中。自然状态下的紧固环44的内径D1比超声波探头11中的柔性软线21(与连接器22类似)的外径D2大，并且比槽23a的外径D3小。它远小于直径D3。

