

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4217485号
(P4217485)

(45) 発行日 平成21年2月4日(2009.2.4)

(24) 登録日 平成20年11月14日(2008.11.14)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12

請求項の数 1 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2003-619 (P2003-619)	(73) 特許権者	000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(22) 出願日	平成15年1月6日(2003.1.6)	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(65) 公開番号	特開2004-209044 (P2004-209044A)	(72) 発明者	仁科 研一 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内
(43) 公開日	平成16年7月29日(2004.7.29)	審査官	右▲高▼ 孝幸
審査請求日	平成17年12月22日(2005.12.22)	(56) 参考文献	特開昭62-275438 (J P, A) 実開昭63-176416 (J P, U) 特開2002-345818 (J P, A)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡挿入部の先端部を構成する先端硬性部に形成したホルダ配置孔に挿入配置されるホルダーに、複数の圧電素子を配列して構成した超音波振動子を設けた超音波内視鏡において、

前記ホルダーに前記超音波振動子を覆い包むバルーン内に液体を供給するバルーン用注液路を設け、前記ホルダーの外周所定位置に前記先端硬性部の先端面に対向してバルーン取り付け用の溝を形成する周方向凸部を設けたことを特徴とする超音波内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、内視鏡挿入部の先端硬性部の先端側に、複数の圧電素子を配列して構成した超音波振動子を有するホルダーが配置される電子走査式の超音波内視鏡に関する。

【0002】

【従来の技術】

近年、体腔内に挿入可能な内視鏡挿入部の先端に超音波振動子を設け、内視鏡の処置具挿通用チャンネルを通して体腔内に処置具を導出して、病変部の組織を採取する等の診断や処置を行えるとともに、前記超音波振動子によって超音波断層画像を得られるようにした電子走査式或いは機械走査式の超音波内視鏡が実用化されている。

【0003】

10

20

前記電子走査式の超音波内視鏡においては、ハウジング（本実施形態ではホルダーと記載）に多数の圧電素子を整列配置させており、これら圧電素子から延出する素線（信号線）が超音波装置に接続されている。したがって、この超音波装置によって前記圧電素子を適宜駆動させることによって所望の超音波画像を得られるようになっている。そして、前記ハウジングにできるだけ多くの圧電素子を配列することによって優れた分解能の超音波画像を得られる。

【0004】

例えば、特開2001-170054号公報に開示されている超音波内視鏡では、超音波振動子部を構成する振動子アレイを配列したハウジングを、先端硬性部に形成した振動子用透孔に配置する構成であった。

10

【0005】

この超音波内視鏡では、例えば図10(a)、(b)に示すように先端硬性部100の先端部に、バルーン取付け用溝101及び図示しないバルーン内に超音波伝達媒体を供給するための注入口102を形成した注液路103を有する、環状部104が設けられていた。

【特許文献1】

特開2001-170054号公報（頁3、図3(b)）

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、挿入可能部位の拡大や患者の苦痛低減等の目的で超音波内視鏡の挿入部の細径化が求められており、前記図10(a)、(b)に示した構成の超音波内視鏡では、この構成のままで細径化を図ったとき、先端硬性部の振動子用透孔に挿入配置されるハウジングの基端部を構成するパイプ部分の厚みが薄肉になって所望の強度が得られず、細径化を断念せざるを得なかった。

20

【0006】

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、先端硬性部に挿入配置される超音波振動子部のパイプ部分の強度を低下させることなく、細径化を図った超音波内視鏡を提供することを目的としている。

【0007】

【課題を解決するための手段】

本発明の一態様による超音波内視鏡は、内視鏡挿入部の先端部を構成する先端硬性部に形成したホルダ配置孔に挿入配置されるホルダーに、複数の圧電素子を配列して構成した超音波振動子を設けた超音波内視鏡において、

30

前記ホルダーに前記超音波振動子を覆い包むバルーン内に液体を供給するバルーン用注液路を設け、前記ホルダーの外周所定位置に前記先端硬性部の先端面に対向してバルーン取り付け用の溝を形成する周方向凸部を設けている。

この構成で、先端硬性部の先端部に環状部を形成するために要していた肉部がホルダー側に設けられて、先端硬性部の細径化とホルダーの強度の維持が図れる。

【0009】

【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。

40

図1ないし図7は本発明の第1実施形態に係り、図1は超音波内視鏡の概略構成を説明する図、図2は超音波振動子部の先端部分を説明する図、図3は超音波内視鏡の先端部分の内部構造を説明する断面図、図4は図3(a)のE-E線断面図、図5は図4のG-G線断面図、図6は図3(a)のF-F線断面図、図7は超音波振動子部の先端部分の他の構成を説明する図である。

【0010】

なお、図2(a)は超音波内視鏡の先端部分を説明する側面図、図2(b)は超音波内視鏡の先端部分を図2(a)の矢印A方向から見たときの図、図2(c)は超音波内視鏡の先端部分を図2(a)の矢印B方向から見たときの図、図3(a)は図2(b)のD-D線に沿った説明断面図、図3(b)は図2(a)のC-C線に沿った説明断面図である。

50

【 0 0 1 1 】

図 1 に示すように本実施形態の超音波内視鏡 1 は、例えば気管に挿入される細長な挿入部 2 と、この挿入部 2 の基端に位置する操作部 3 と、この操作部 3 の側部から延出するユニバーサルコード 4 とで主に構成されており、前記操作部 3 の基端部には接眼部 5 が設けられている。

【 0 0 1 2 】

前記ユニバーサルコード 4 の基端部には図示しない光源装置に接続される内視鏡コネクタ 4 a が設けられている。この内視鏡コネクタ 4 a からは図示しない超音波観測装置に超音波コネクタ 6 a を介して着脱自在に接続される超音波ケーブル 6 が延出している。

【 0 0 1 3 】

前記挿入部 2 は、先端側から順に硬質な樹脂部材で形成した硬性部材 7 A に傾斜面 7 a を有する先端硬性部 7、この先端硬性部 7 の後端に位置する湾曲操作自在な湾曲部 8、この湾曲部 8 の後端に位置して前記操作部 3 の先端部に至る細径かつ長尺で可撓性を有する可撓管部 9 を連設して構成されている。前記先端硬性部 7 の先端側には超音波を送受する複数の圧電素子を配列して構成した超音波振動子を備えた超音波振動子部 2 0 が設けられている。

【 0 0 1 4 】

なお、前記硬性部材 7 A の材質としては、耐薬品性や生体適合性が良好なポリスルフォンが用いられる。また、前記操作部 3 には前記湾曲部 8 を所望の方向に湾曲操作するためのアングルノブ 1 1、体腔内に図示しない処置具挿通用チャンネルを介して導入される処置具の入り口となる処置具挿入口 1 2 等が設けられている。

【 0 0 1 5 】

図 2 (a) ないし図 2 (c) に示すように前記先端硬性部 7 には観察光学系を構成する観察窓 1 3 と、照明光学系を構成する照明窓 1 4 と、処置具挿通用チャンネルの出口側開口部 (以下、開口部と略記する) 1 5 と、後述する固定ピン (図 4 の符号 4 1) が挿通配置されるピン孔 1 6 とが設けられている。なお、前記観察窓 1 3 及び照明窓 1 4 の両者を開口部 1 5 に対して一方の側にまとめて配置している。また、前記開口部 1 5 は一部分が前記傾斜面 7 a にかかるように形成されている。

【 0 0 1 6 】

前記超音波振動子部 2 0 の長手方向中心軸は、観察光学系の観察視野及び照明光学系の照明範囲がこの超音波振動子部 2 0 によって大きく遮られることを防止するため、先端硬性部 7 の長手方向中心軸に対して下方に芯ずれさせて、前記観察窓 1 3 及び照明窓 1 4 を傾斜面 7 a の所定位置に配置させている。

【 0 0 1 7 】

前記超音波振動子部 2 0 は、硬性部材 7 A の先端面 7 b から突出するホルダー 2 0 A を有している。このホルダー 2 0 A は、図示しない数十個の圧電素子を例えば円弧状に配列して構成した超音波走査面 2 1 a を有する超音波振動子 2 1 が配設された振動子配置部 2 2 と、この振動子配置部 2 2 の基端面から突出して前記硬性部材 7 A の先端面 7 b に形成されている振動子用透孔である後述するホルダ配置孔 (図 3 の符号 7 c 参照) に挿入配置されるパイプ部 2 3 とで主に構成されている。

【 0 0 1 8 】

前記パイプ部 2 3 の振動子配置部側所定位置である先端側には全周に渡って突出した周状凸部 2 4 a が設けられている。また、この周状凸部 2 4 a の先端側面と前記振動子配置部 2 2 の基端面との間には後述する流体管路の先端側開口である注液口 2 5 a が形成されている。

【 0 0 1 9 】

図 3 (a) 及び図 3 (b) を参照して超音波振動子部 2 0 及び先端硬性部 7 の構成を説明する。

図に示すように前記ホルダー 2 0 A のパイプ部 2 3 は、前記硬性部材 7 A の先端面 7 b に開口を形成したホルダ配置孔 7 c に配置される。そして、このホルダ配置孔 7 c の所定位置

10

20

30

40

50

置に前記パイプ部 23 を配置することによって、この周状凸部 24 a の基端面側が前記先端面 7 b に対向して、バルーンを取り付けるための溝が構成される。

【0020】

前記ホルダ配置孔 7 c に挿通配置されるパイプ部 23 は、振動子配置部側である先端側を構成する大径管部 23 a と、基端側を構成してこの大径管部 23 a より小さく形成した小径管部 23 b とで構成されている。この小径管部 23 b の基端部には前記超音波振動子 21 を構成する各圧電素子から延出する複数の信号線 21 b をひとまとめにした超音波ケーブル 31 が挿通する絶縁チューブ 32 の先端部が連通固定されている。この絶縁チューブ 32 は、挿入部 2 内を挿通して操作部 3 まで延出している。

【0021】

前記パイプ部 23 を構成する大径管部 23 a には前記周状凸部 24 a の他に、この大径管部 23 a と前記ホルダ配置孔 7 c の後述する係入孔との間の水密を図る Oリング 33 が配置される周溝 24 b が、所定位置に全周に渡って形成されている。

【0022】

また、前記大径管部 23 a には前記注液口 25 a に連通する流体管路 25 が形成されている。この流体管路 25 の基端側開口 25 b は、前記大径管部 23 a と小径管部 23 b との段面（図 3（b）参照）に形成されており、この基端側開口 25 b にはチューブ接続口金 34 が配設されている。このチューブ接続口金 34 には注液チューブ 35 の先端部が連通固定されている。

【0023】

一方、図に示すように前記先端硬性部 7 には前記ホルダ配置孔 7 c 及び前記開口部 15 を有する処置具挿通用チャンネル孔 17 が形成されている。また、前記先端硬性部 7 の基端部には前記湾曲部 8 を構成する湾曲駒 8 a が接続固定されるとともに、この湾曲駒 8 a 等を被覆する湾曲ゴム 8 b の先端部が糸巻き接着部 8 c によって一体的に固定されている。

【0024】

前記ホルダ配置孔 7 c は、内視鏡長手軸に対して略平行に形成されている。このホルダ配置孔 7 c は、先端側を形成して前記パイプ部 23 を構成する大径管部 23 a の基端側部が係入配置される係入孔 7 d 及び、基端側を形成して、前記小径管部 23 b の外形寸法より所定寸法だけ大きく形成した遊嵌孔 7 e とで構成されている。

【0025】

前記遊嵌孔 7 e 内には前記小径管部 23 b、絶縁チューブ 32 及び前記注液チューブ 35 が挿通配置され、前記係入孔 7 d には大径管部 23 a が配置される。つまり、ホルダ配置孔 7 c の所定位置に前記パイプ部 23 が配置されるとき、この大径管部 23 a の周溝 24 b に配置されている Oリング 33 が前記係入孔 7 d の内周面に密着して水密を確保する状態になる。

【0026】

前記開口部 15 は、前記先端硬性部 7 の側面及び前記傾斜面 7 a に渡って形成されている。具体的には、前記開口部 15 の大部分を前記硬性部材 7 A の側面に形成して、この開口部 15 の一部分を前記傾斜面 7 a に形成している。

このことによって、吸引状態のとき、硬性部材 7 A の側面が体壁に密着状態になることが防止される。また、超音波ガイド下穿刺のときには、この開口部 15 から突出する例えば一点鎖線に示す穿刺針 36 の突出角度 θ_1 を大きくして、この穿刺針 36 をできるだけ超音波振動子 21 の超音波走査面 21 a から遠く離れた観察部位への穿刺が可能になっている。

【0027】

前記処置具挿通用チャンネル孔 17 は内視鏡長手軸に対して傾いて形成されている。具体的に、前記処置具挿通用チャンネル孔 17 は、開口部 15 側を構成する先端側チャンネル孔 17 a と基端開口側を構成する基端側チャンネル孔 17 b とを有しており、前記先端側チャンネル孔 17 a の傾斜角度は前記突出角度 θ_1 ができるだけ大きくなるように可能な限り大きく設定される。また、前記基端側チャンネル孔 17 b も所定量（ θ_2 ）だけ傾斜

10

20

30

40

50

している。

【0028】

所定量傾斜した前記基端側チャンネル孔17bにはチューブ連結パイプ37を介して処置具挿通用チャンネルを構成する処置具挿通用チャンネルチューブ38が連通配置される。

【0029】

これらのことにより、この処置具挿通用チャンネルチューブ38内を導かれた穿刺針36は、基端側チャンネル孔17b内及び先端側チャンネル孔17a内をスムーズに移動して開口部15から突出する。

【0030】

前記超音波振動子部20を構成するパイプ部23は、前記先端硬性部7のホルダ配置孔7cに挿通され、大径管部23aと小径管部23bとの段面と係入孔7dと遊嵌孔7eとが当接した状態で、図4に示すように固定ピン41によって位置決めされる。このことによって、前記周状凸部24aと前記先端面7bとでバルーン取付け用の溝が形成される。また、前記超音波振動子部20の超音波走査面21aが所定方向を向いた状態になる。

10

【0031】

前記固定ピン41は、前記先端硬性部7に形成されたピン孔16に挿入配置され、接着剤42によって、この先端硬性部7に一体的に接着固定される。この接着状態とき、前記固定ピン41の両端部が先端硬性部7側に位置して、この固定ピン41の中央部分が前記大径管部23aに形成されている孔23c内に位置した状態になる。

【0032】

このことによって、先端硬性部7に配置させた超音波振動子部20の長手方向位置が変化することや、たとえ大径管部23aの断面形状を円形に形成した場合でもこの大径管部23aが係入孔7d内で回転移動して超音波走査面21aが位置ずれすることが防止される。ただし、大径管部23aの断面形状を非円形とした場合などは固定ピン41の一片端が先端硬性部7側に、他片端が大径管部23a内に位置してもよい。

20

【0033】

なお、前記先端硬性部7には前記ピン孔16より細径でこのピン孔16に連通する作業用透孔43が形成してある。この作業用透孔43を設けたことによって、予め接着剤42を塗布した状態のピン孔16に固定ピン41を挿入していくとき、余分な接着剤42をこの作業用透孔43に排除しながら前記固定ピン41をピン孔16の所定位置にスムーズに配置させられる。また、この接着剤42によって先端硬性部7に接着固定されている固定ピン41を取り外す際には、まず、この作業用透孔43及び前記ピン孔16に充填されている接着剤42を除去し、その後、図示しない棒部材を作業用透孔43に挿通配置させることにより、前記固定ピン41の叩き出しを行える。

30

【0034】

なお、符号44は前記観察光学系を構成する前記観察窓13に臨むイメージガイドであり、符号45は前記照明光学系を構成する前記照明窓14に臨むライトガイドである。

【0035】

図4及び図5に示すように前記硬性部材7Aに配置されているイメージガイド44及びライトガイド45は、内視鏡長手軸方向に対して所定量傾斜している。そして、この硬性部材7Aの基端下方側には、前記イメージガイド44及びライトガイド45の屈曲部を形成するための、屈曲部形成穴46が形成されている。この屈曲部形成穴46を設けたことによって、前記イメージガイド44及びライトガイド45をこの屈曲部形成穴46で余裕を持たせて屈曲させて、ファイバ折れが防止される。なお、実際には図4のA-A線の断面図にあってはイメージガイド44の一部しか示されないが、説明を明瞭にするためにイメージガイド44の先端付近を全体的に示した。

40

【0036】

このことによって、光を屈折させるための小型の光学プリズムを製作することなく、イメージガイド44及びライトガイド45を直接、硬性部材7Aに傾斜配置させて、傾斜面7aの所定位置に観察窓13及び照明窓14が配置される。

50

【 0 0 3 7 】

なお、前記屈曲部形成穴 4 6 を加工する際に、硬性部材 7 A の外表面に露出する切り欠き部が形成されてしまう場合がある。このときは、所定寸法に形成した蓋部材 4 7 を配置して前記切り欠き部を塞いだ状態にした後、前記湾曲駒 8 a 及び湾曲ゴム 8 b を配置して接着部 8 c を設けて、前記切り欠き部による不具合の発生を防止する。

【 0 0 3 8 】

図 6 に示すように前記湾曲部 8 を構成する湾曲駒 8 a 内には、前記超音波振動子 2 1 から延出する複数の信号線 2 1 b が挿通する超音波ケーブル 3 1 を被覆する絶縁チューブ 3 2、前記処置具挿通用チャンネル孔 1 7 に連通する処置具挿通用チャンネルチューブ 3 8、前記観察窓 1 3 から延出するイメージガイド 4 4、前記照明窓 1 4 から延出するライトガイド 4 5 及び前記チューブ接続口金 3 4 に連通する注液チューブ 3 5 等が挿通している。なお、符号 8 u は湾曲部を上方に湾曲させるための上方向湾曲ワイヤであり、8 d は湾曲部を下方に湾曲させるための下方向湾曲ワイヤである。

10

【 0 0 3 9 】

そして、本実施形態においては、前記絶縁チューブ 3 2 及び処置具挿通用チャンネルチューブ 3 8 の互いの中心が湾曲駒 8 a の中心近傍を通過して一直線上に並ぶように配置し、この一直線上に配置した前記絶縁チューブ 3 2 及び処置具挿通用チャンネルチューブ 3 8 の両側に形成される空間にイメージガイド 4 4 及びライトガイド 4 5 と注液チューブ 3 5 を分けて配置している。このことによって、イメージガイド 4 4 及びライトガイド 4 5 と注液チューブ 3 5 とが離れた位置関係を保持して挿入部内に配置される。

20

【 0 0 4 0 】

このように、超音波振動子部を構成するホルダーの大径管部に周状凸部及び流体管路を設ける一方、硬性部材の先端面にバルーン取付け用の溝及び注液路を有する凸部を設けることなく、前記ホルダーの管部が挿通配置されるホルダ配置孔を設け、このホルダ配置孔にホルダーを配置固定することによって、バルーンを取り付けるための溝及び流体の供給が可能な流体管路を有する超音波内視鏡を構成することができる。

【 0 0 4 1 】

このことによって、硬性部材の先端面からバルーン取付け用の溝及び注液路を有する凸部がなくなって、硬性部材の細径化が実現される。

【 0 0 4 2 】

また、超音波ケーブルを被覆する絶縁チューブ及び処置具挿通用チャンネルチューブを湾曲駒内に各中心が略一直線上に並ぶように配置することによって、挿入部の細径化を図ることができる。

30

【 0 0 4 3 】

さらに、観察窓及び照明窓を前記処置具挿通用チャンネルの開口部の一方側に配置したことによって、処置具挿通用チャンネルの開口部から処置具を突出させたとき、この処置具によって照明窓から出射されている照明光が遮られて、観察部位が暗くなることを確実に防止することができる。

【 0 0 4 4 】

又、照明窓に臨むイメージガイドファイバとバルーン用注液路とを、処置具挿通用チャンネルチューブ及び超音波ケーブルを挟んで配置したことによって、イメージガイドファイバ近傍にバルーン用注液路が位置することをなくして、イメージガイドファイバがバルーン用注液路を流れる流体によって急冷されて生じる不具合を確実に防止することができる。

40

【 0 0 4 5 】

なお、本構成の超音波振動子部 2 0 を前記図 1 0 に示した太さ寸法の超音波内視鏡に適用すると、硬性部材 7 A の先端面からバルーン取付け用の溝及び注液路を有する凸部がなくなって、図 7 に示すように大径管部 2 3 a の肉厚 t を厚肉にして強度的に優れたホルダー 2 0 A の構成が可能になる。

【 0 0 4 6 】

50

図 8 及び図 9 は本発明の第 2 実施形態にかかり、図 8 は管部に設ける超音波ケーブルが挿通する透孔と流体管路との形成位置関係を説明する図、図 9 は絶縁チューブと注液チューブとの配置位置関係を説明する図である。

【 0 0 4 7 】

本実施形態においては前記パイプ部 2 3 の大径管部 2 3 a に形成される超音波ケーブル 3 1 を図 8 に示すように挿通配置するためのケーブル用透孔の形成位置を前記大径管部 2 3 a の中心から位置ずれさせるとともに、流体管路の位置を 2 3 c からのケーブル用透孔までの距離に合わせて移動させている。

【 0 0 4 8 】

このことによって、流体管路とケーブル用透孔との間隔が幅広になって、図 9 に示すように、チューブ接続口金 3 4 をストレート形状にして注液チューブ 3 5 を余裕を持って、このチューブ接続口金 3 4 に連通固定させられる。

10

【 0 0 4 9 】

このように、管部に形成するケーブル用透孔及び流体管路の配置位置を適宜考慮することによって、使い勝手に優れたホルダーを構成することができる。

【 0 0 5 0 】

なお、上述した実施形態においては、管部の断面形状を円形としてしているが、管部の断面形状は円形に限定されるものではなく、例えば、1 つの弦部を有する略 D 字形や楕円形、或いは卵形等であってもよい。

【 0 0 5 1 】

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。

20

【 0 0 5 2 】

[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。

【 0 0 5 3 】

(1) 内視鏡挿入部の先端部を構成する先端硬性部に形成されたホルダ配置孔に挿入配置されるホルダーに複数の圧電素子を配列して形成した超音波振動子を設けた超音波内視鏡において、

30

前記ホルダーに、前記超音波振動子を覆い包むバルーン内に液体を供給するバルーン用注液路を設けるとともに、前記ホルダーの外周面所定位置に前記先端硬性部の先端面に対向してバルーン取付け用の溝を形成する周方向凸部を設けた超音波内視鏡。

【 0 0 5 4 】

(2) 超音波振動子を備え、バルーン用注液路を設けたホルダーが着脱自在に配置される先端硬性部に、観察窓、照明窓及び処置具挿通用チャンネル開口部を設けた超音波内視鏡において、

前記処置具挿通用チャンネル開口部に連通する処置具挿通用チャンネルチューブ及び、前記超音波振動子から延出する超音波ケーブルを、先端硬性部の配置位置関係にあわせて内視鏡挿入部内に一列に配置した超音波内視鏡。

40

【 0 0 5 5 】

(3) 前記観察窓と照明窓との配置位置関係を、前記処置具挿通用チャンネル開口部の位置を考慮して設定した付記 2 に記載の超音波内視鏡。

【 0 0 5 6 】

このことによって、処置具挿通用チャンネル開口部から例えば穿刺針を突出させたとき、この穿刺針によって照明窓から出射されている照明光が遮られて、観察窓でとらえる内視鏡像に穿刺針の影が映り込むこと不具合が防止される。

【 0 0 5 7 】

(4) 前記照明窓に臨むイメージガイドファイバ及びライトガイドファイバと、前記バルーン用注液路とを、前記処置具挿通用チャンネルチューブ及び超音波ケーブルを挟んで配

50

置した付記 2 又は付記 3 に記載の超音波内視鏡。

【 0 0 5 8 】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、先端硬性部に挿入配置される超音波振動子部のパイプ部分の強度を低下させることなく、細径化を図った超音波内視鏡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 7 は本発明の第 1 実施形態に係り、図 1 は超音波内視鏡の概略構成を説明する図

【図 2】超音波振動子部の先端部分を説明する図

10

【図 3】超音波内視鏡の先端部分の内部構造を説明する断面図

【図 4】図 3 (a) の A - A 線断面図

【図 5】図 4 の A - A 線断面図

【図 6】図 3 (a) の B - B 線断面図

【図 7】超音波振動子部の先端部分の他の構成を説明する図

【図 8】図 8 及び図 9 は本発明の第 2 実施形態にかかり、図 8 は管部に設ける超音波ケーブルが挿通する透孔と流体管路との形成位置関係を説明する図

【図 9】絶縁チューブと注液チューブとの配置位置関係を説明する図

【図 10】先端硬性部の先端部に、バルーン取付け用溝及び超音波伝達媒体を供給するための注液路を有する凸部を設けた超音波内視鏡の構成を説明する図

20

【符号の説明】

1 ... 超音波内視鏡

7 ... 先端硬性部

7 A ... 硬性部材

7 b ... 先端面

7 c ... ホルダ配置孔

2 0 ... 超音波振動子部

2 0 A ... ホルダ

2 3 ... パイプ部

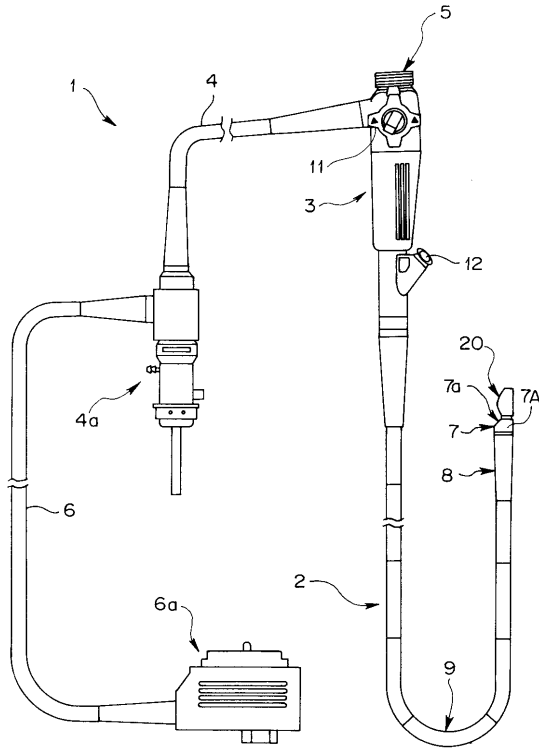
2 3 a ... 大径管部

2 4 a ... 周状凸部

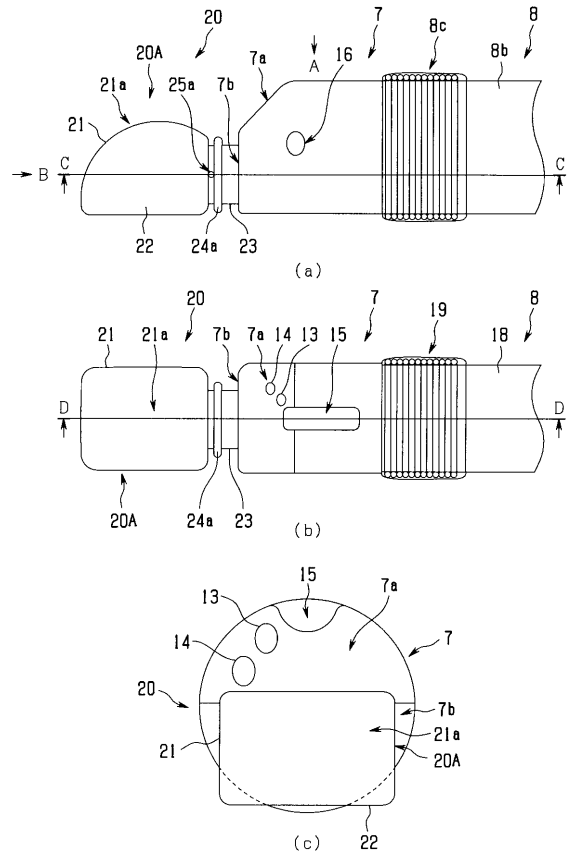
2 5 ... 流体管路

30

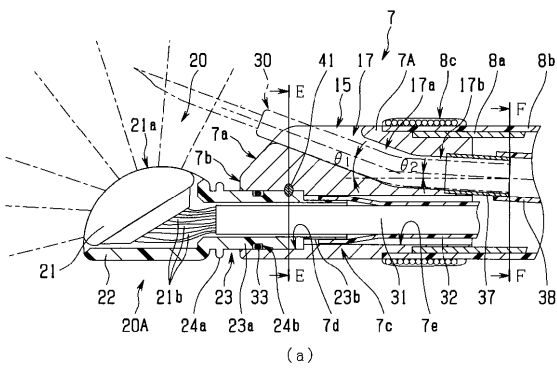
【図1】



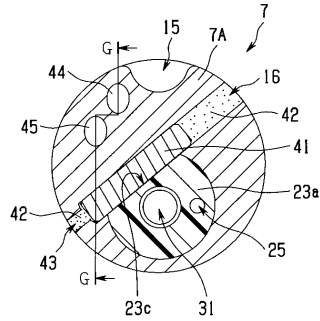
【図2】



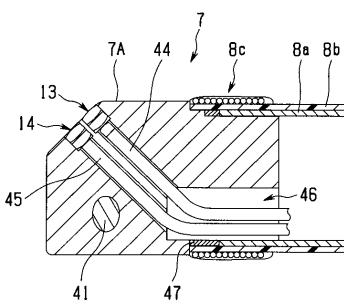
【図3】



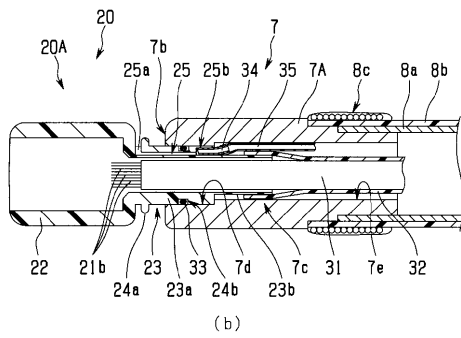
【図4】



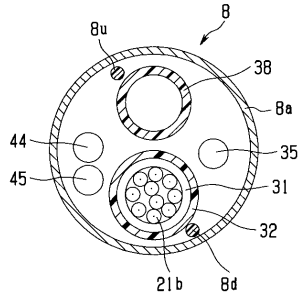
【図5】



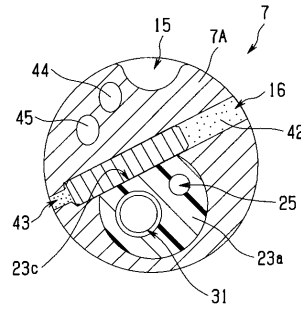
【図5】



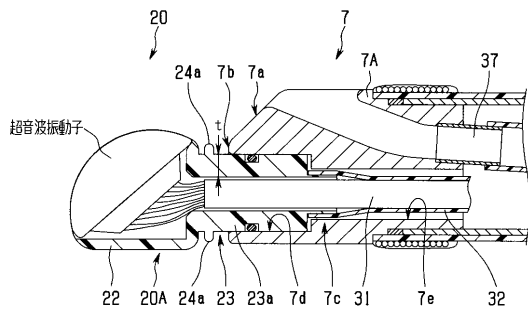
【図6】



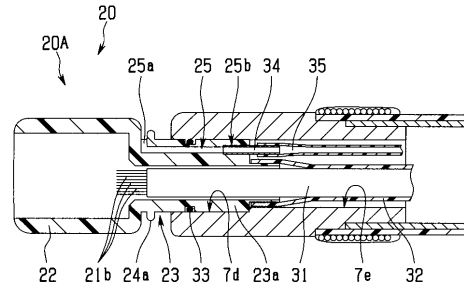
【図8】



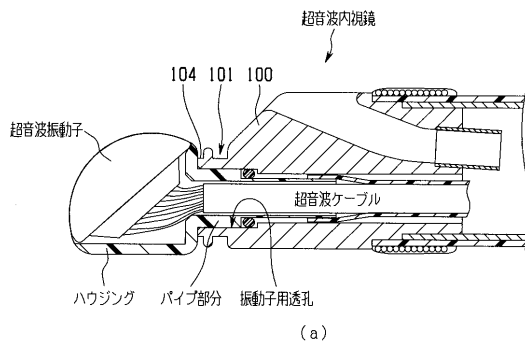
【図7】



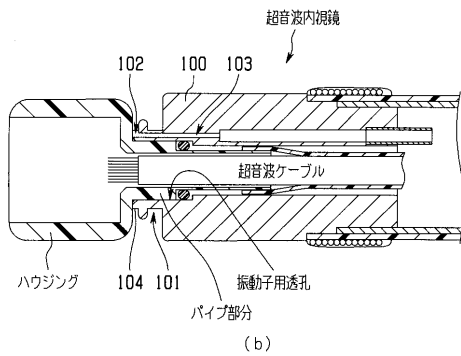
【図9】



【図10】



(a)



(b)

フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

A61B 8/12

专利名称(译)	超音波内视镜		
公开(公告)号	JP4217485B2	公开(公告)日	2009-02-04
申请号	JP2003000619	申请日	2003-01-06
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	仁科研一		
发明人	仁科研一		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/EE20 4C601/FE02 4C601/GB04 4C601/GC13		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2004209044A5 JP2004209044A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(经修改) 甲而不降低其插入在前端硬质部的超声波换能器单元的管部的强度, 提供一种获得直径变窄的超声波内窥镜。 解决方案: 支架20A的管部分23穿过刚性构件7A的支架布置孔7c插入。管部23由大直径管部23a和小直径管部23b组成。绝缘管32连接并固定到小直径管部分23b的基端部分。除了大径管部23a沿周向凸部24a, 周向槽的O型环33的24b的布置中, 流体管道25, 其与液体入口25A连通形成。管接口环34设置在流体管道25的基端侧开口25b中。液体注入管35连接并固定到管接口环34。然后, 通过将管部23在保持器布置孔7c的一个预定位置时, 周向突起24a的基端面侧设置有槽用于安装所述气囊面对远端面7b中, 超声波内窥镜镜子1构成。 点域

