

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔内に挿入され、少なくとも 1 つのチャンネルが形成された挿入部と、
超音波振動子が発した超音波を伝達する伝達部材の先端に処置部を有し、前記処置部が
前記伝達部材と共にチャンネル内に挿通される超音波処置装置と
を備え、前記処置部をチャンネルから体腔内へ突出させて処置を行う内視鏡であって、
前記超音波処置装置は、前記処置部の先端が、当該内視鏡の視野内に位置決めされて前
記チャンネル内に配置されることを特徴とする内視鏡。

【請求項 2】

前記処置部の先端を当該内視鏡の視野内に位置決めする位置決め手段を備えていること 10
を特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 3】

前記伝達部材は、前記超音波振動における節の位置に、前記チャンネル内面と当接する
防振部材が設けられていることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡。

【請求項 4】

前記超音波処置装置は、前記伝達部材を収容するシースを有し、当該シースと共に、前
記チャンネル内に挿通されることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡。

【請求項 5】

前記伝達部材は、前記超音波振動における節の位置に、前記シース内面と当接する防振
部材が設けられていることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡。 20

【請求項 6】

前記シースは、前記超音波振動における節と対応する位置に、前記伝達部材及び前記チ
ャンネル内面と当接する防振突起が設けられていることを特徴とする請求項 4 に記載の内
視鏡。

【請求項 7】

前記シースは、外皮と内皮とによって内部に空間が形成される二重構造の筒体であり、
前記空間に供給する流体によって膨張して筒体となると共に、前記超音波振動における節
と対応する位置に、前記伝達部材及び前記チャンネル内面と当接する防振突起が形成され
ることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】**【0001】**

本発明は、挿入部に超音波処置装置を挿通するチャンネルを有する内視鏡に関するもの
である。

【背景技術】**【0002】**

従来、体腔内に挿入して体腔内を観察したり、チャンネルを通じて体腔内に処置具を挿
入することにより、患部に対して各種治療や処置を行ったりする内視鏡が用いられている
(例えば、特許文献 1 参照。)。特許文献 1 に開示された内視鏡においては、体腔内に挿
入した内視鏡の鉗子口から超音波処置装置の超音波伝達部材を挿入し、内視鏡先端から超
音波伝達部材先端を突出させた状態で、内視鏡先端部を湾曲操作することで超音波伝達部
材先端を結石に接触させる。この状態で、超音波処置装置の超音波振動子を作動させるこ
とで、結石を破砕させている。 40

【0003】

【特許文献 1】 特開昭 62 - 299251 号公報

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

ところで、一般に、超音波伝達部材は超音波振動における振幅が最大の部分を利用する
。このため、特許文献 1 の超音波伝達部材は、先端が伝送する超音波振動の腹となるよう 50

に、予め所定長さに設定すると共に、先端の処置部を内視鏡の視野内に位置決めする必要がある。しかし、特許文献１の超音波伝達部材には、先端の処置部を内視鏡の視野内に位置決めする手段がない。このため、特許文献１の超音波伝達部材は、使用の際に処置部を適切な位置に位置決めすることが難しく、使い勝手が必ずしも良いとは言えず、設計時の性能を常に安定して発揮することが難しかった。

【０００５】

また、上記超音波処置装置は、超音波伝達部材が長尺の部材であり、この超音波伝達部材によって超音波振動を伝達する。このため、上記超音波処置装置においては、伝達する超音波振動に起因して超音波振動とは異なるノイズ振動が超音波伝達部材に発生する。このノイズ振動が発生すると、上記内視鏡においては、超音波伝達部材がチャンネルと干渉して、びびり音と呼ばれる不快音が発生するうえ、超音波振動の安定した伝達が妨げられるという問題があった。

10

【０００６】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、超音波処置装置の性能を安定して発揮することが可能で、使い勝手に優れた内視鏡を提供することを第１の目的とする。また、本発明は、上記第１の目的に加え、超音波伝達部材のノイズ振動の発生を抑え、超音波振動を安定して伝達することが可能な内視鏡を提供することを第２の目的とする。

【課題を解決するための手段】

【０００７】

上述した課題を解決し、第１の目的を達成するために、請求項１に係る内視鏡は、体腔内に挿入され、少なくとも１つのチャンネルが形成された挿入部と、超音波振動子が発した超音波を伝達する伝達部材の先端に処置部を有し、前記処置部が前記伝達部材と共にチャンネル内に挿通される超音波処置装置とを備え、前記処置部をチャンネルから体腔内へ突出させて処置を行う内視鏡であって、前記超音波処置装置は、前記処置部の先端が、当該内視鏡の視野内に位置決めされて前記チャンネル内に配置されることを特徴とする。

20

【０００８】

請求項１の内視鏡によれば、使用の際に処置部を適切な位置に位置決めすることにより、超音波処置装置の性能を安定して発揮することが可能で、使い勝手に優れている。

【０００９】

ここで、本発明の内視鏡は、医療用内視鏡であって、体腔内に挿入される挿入部に金属シースを有するいわゆる硬性内視鏡（例えば、特開２０００－２３７１１８号公報参照。）及び体腔内に挿入される挿入部が湾曲自在に構成されたいわゆる軟性内視鏡（例えば、特開平７－３２５２５７号公報参照）の双方を言うものとする。

30

【００１０】

また、請求項２に係る内視鏡は、上記の発明において、前記処置部の先端を当該内視鏡の視野内に位置決めする位置決め手段を備えていることを特徴とする。

【００１１】

また、請求項３に係る内視鏡は、上記の発明において、前記伝達部材は、前記超音波振動における節の位置に、前記チャンネル内面と当接する防振部材が設けられていることを特徴とする。

40

【００１２】

また、請求項４に係る内視鏡は、上記の発明において、前記超音波処置装置は、前記伝達部材を収容するシースを有し、当該シースと共に、前記チャンネル内に挿通されることを特徴とする。

【００１３】

また、請求項５に係る内視鏡は、上記の発明において、前記伝達部材は、前記超音波振動における節の位置に、前記シース内面と当接する防振部材が設けられていることを特徴とする。

【００１４】

また、請求項６に係る内視鏡は、上記の発明において、前記シースは、前記超音波振動

50

における節と対応する位置に、前記伝達部材及び前記チャンネル内面と当接する防振突起が設けられていることを特徴とする。

【 0 0 1 5 】

また、請求項 7 に係る内視鏡は、上記の発明において、前記シースは、外皮と内皮によって内部に筒状の空間を形成し、前記空間に供給する流体によって膨張して筒体となると共に、前記超音波振動における節と対応する位置に、前記伝達部材及び前記チャンネル内面と当接する防振突起が形成されることを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 1 6 】

本発明にかかる内視鏡は、超音波処置装置の性能を安定して発揮することが可能で、使い勝手に優れた内視鏡を提供するという第 1 の目的を達成することができる。また、本発明にかかる内視鏡は、上記第 1 の目的に加え、超音波伝達部材のノイズ振動の発生を抑え、超音波振動を安定して伝達することが可能な内視鏡を提供するという第 2 の目的を達成することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 7 】

以下に、本発明に係る内視鏡の実施の形態を図面に基づいて詳細に説明する。

【 0 0 1 8 】

(実施の形態 1)

図 1 は、実施の形態 1 に係る内視鏡の概略構成図である。図 2 は、図 1 に示す内視鏡の A 部拡大断面図である。図 3 は、図 1 に示す内視鏡の B 部拡大断面図である。

【 0 0 1 9 】

内視鏡 1 は、図 1 に示すように、操作部 2 と、操作部 2 に連結された挿入部 3 と、超音波処置装置 10 とを備え、体腔内に挿入される挿入部 3 が湾曲自在な軟性内視鏡である。

【 0 0 2 0 】

操作部 2 は、内視鏡 1 を把持して操作する部分で、端部に接眼レンズ 2 a が設けられると共に、側面には操作ダイヤル 2 b が設けられている。操作ダイヤル 2 b は、図示しないアングルワイヤを介して挿入部 3 の後述する湾曲駒 3 b と連結され、回動操作によって挿入部 3 を所望の方向に湾曲させる。また、操作部 2 には、図示しない光源から体腔内を観察する光を挿入部 3 へ導入するライトガイドケーブル 4 が接続され、挿入部 3 に形成されたチャンネル 3 e へ超音波処置装置 10 を挿入する口金 2 c が設けられている。

【 0 0 2 1 】

挿入部 3 は、図 2 に示すように、先端金物 3 a と、先端金物 3 a の後部に連結される湾曲駒 3 b を有し、湾曲駒 3 b を複数連結することにより湾曲自在に組み上げられている。挿入部 3 は、前端外周が絶縁カバー 3 c によって覆われると共に、絶縁カバー 3 c の後部側はゴムチューブ 3 d で被覆されている。また、挿入部 3 は、内部に超音波処置装置 10 の可撓性プローブ 13 を挿入するチャンネル 3 e が形成され、先端金物 3 a と一体に組み上げられた撮像装置 5 が収納されている。ここで、挿入部 3 には、ライトガイドケーブル 4 から導入される観察用の照明光を先端へ伝送するライトガイド（図示せず）が収納配置されている。

【 0 0 2 2 】

撮像装置 5 は、対物レンズ系 5 a、CCD 5 b 及び回路基板を介して延出する電装ケーブル 5 c を有し、取付枠 5 d を介して先端金物 3 a と一体化されている。

【 0 0 2 3 】

超音波処置装置 10 は、図 1 及び図 3 に示すように、超音波振動子 11 及び長尺の可撓性プローブ 13 を有している。超音波振動子 11 は、ホーン 12 を有するボルト締めランジュバン型の振動子であり、電源ケーブル 14 によって電源 15 と接続されている。そして、超音波処置装置 10 は、ホーン 12 のフランジ部 12 a を固定することで、超音波振動子 11 及びホーン 12 の部分がケーシング 16 に収納固定されている。可撓性プローブ 13 は、超音波振動子 11 が発した超音波を伝達する可撓性を有する伝達部材であり、チ

10

20

30

40

50

タン合金，ニッケル合金，ステンレス，ジュラルミン等の金属や石英ファイバ等が使用される。

【0024】

このとき、可撓性プローブ13は、可撓性を発揮するうえで、例えば、90°以上曲げたときに弾性変形により略元の形の戻る伝達部材を言うものとする。また、可撓性プローブ13は、チャンネル3eから先端の処置部13aを体腔内へ所定長さ突出させて医療処置を行う。このため、可撓性プローブ13は、処置部13a先端が超音波振動の腹となるように、超音波振動の節となるフランジ部12aを基準として、超音波振動子11の振動数に基づいて長さが決められる。

【0025】

このとき、超音波処置装置10は、可撓性プローブ13の処置部13a先端が、内視鏡1の視野内に位置決めされてチャンネル3e内に配置される。このため、内視鏡1においては、口金2cとケーシング16とによって超音波処置装置10の位置決め手段を構成している。即ち、内視鏡1は、図1に示すように、可撓性プローブ13を口金2cからチャンネル3e内へ挿入したとき、ケーシング16の前端が口金2cに突き当たるときに処置部13a先端が内視鏡1の視野内に納まるように設計されている。従って、内視鏡1は、性能を安定して発揮することが可能で、使い勝手に優れている。

【0026】

ここにおいて、内視鏡1は、挿入部3先端の模式図である図4に示すように、対物レンズ系5aの視野角を θ 、挿入部3先端のレンズ直径をD1、対物レンズ系5aの光軸と可撓性プローブ13の軸との距離をd、処置部13aの挿入部3先端からの突出長さをLとしたとき、処置部13a先端が、内視鏡1の視野内にあるためには次式を満たす必要がある。

$$L > (d - D1/2) / \tan(\theta/2)$$

【0027】

このとき、可撓性プローブ13は、伝達する超音波振動に起因して発生するノイズ振動を抑制するため、図2に示すように、超音波振動における節の位置にチャンネル3e内面に当接する防振部材17を設ける。防振部材17は、耐熱性を有するフッ素樹脂、ポリイミド、ゴム等からなる素材を使用し、図5に示すように、可撓性プローブ13に周方向に形成した凹部13bに取り付けるとよい。このような防振部材17を取り付けると、内視鏡1は、可撓性プローブ13におけるノイズ振動の発生が抑えられ、可撓性プローブ13によって超音波振動を安定して伝達することができる。しかも、内視鏡1は、チャンネル3eと防振部材17は接触するが、チャンネル3e内部での可撓性プローブ13の動作を妨げないため、チャンネル3e内において可撓性プローブ13を進退させることができる。このとき、可撓性プローブ13においては、超音波振動の節は点であるが、防振部材17は、図6-1に示すように、凹部13bを長手方向に沿って延びる長手状の溝とし、この凹部13bに取り付けることによって、節の位置を含む前後数mmの範囲に位置するように設けてもよい。また、防振部材17は、図6-2に示すように、可撓性プローブ13の外周に周方向に間隔をおいて設けてもよい。

【0028】

このように、内視鏡1は、挿入部3を被処置者の口から、例えば、胃や小腸等の体腔内へ挿入し、接眼レンズ2aで処置すべき部位を確認したら、口金2cから可撓性プローブ13を挿通し、ケーシング16を口金2cに突き当てる。これにより、内視鏡1は、処置部13aが挿入部3の先端から内視鏡1の視野内へ突出した状態となる。この状態で、接眼レンズ2aで処置すべき部位を確認しながら処置部13aの位置を調節し、処置部13aによって所定の医療処置を行う。このように、内視鏡1は、可撓性プローブ13が内視鏡1の視野内における適切な位置に位置決めされることから、超音波処置装置10が所期の性能を安定して発揮することが可能であり、使い勝手の点でも従来の内視鏡に比べて格段に優れたものとなる。

【0029】

ここで、内視鏡 1 は、チャンネル 3 e 内面にフッ素樹脂等の保護コーティングを先端側から超音波振動の波長 λ に関して $\lambda/4 \sim \lambda/2$ の長さの範囲に亘って施すとよい。このようなコーティングを施すと、内視鏡 1 は、チャンネル 3 e 内面との干渉による可撓性プローブ 1 3 先端の折損が防止されたり、チャンネル 3 e 内面が傷付くことが防止されて可撓性プローブ 1 3 が挿通し易くなったりして、使い勝手が向上する。また、保護コーティングに代えて、図 7 に示すように、先端金物 3 a のチャンネル 3 e 先端側を半径方向に拡径し、この部分にフッ素樹脂やポリイミド等の筒体からなる保護部材 6 を取り付けるとよい。

【0030】

(実施の形態 2)

次に、実施の形態 2 に係る内視鏡を図 8 ~ 図 15 に基づいて説明する。実施の形態 2 に係る内視鏡は、超音波処置装置 10 が可撓性プローブ 1 3 を覆うシース 1 8 を有し、可撓性プローブ 1 3 がシース 1 8 と共にチャンネル 3 e に挿通される点で、実施の形態 1 に係る内視鏡 1 と異なっている。図 8 は、実施の形態 2 に係る内視鏡 20 の概略構成図である。図 9 は、図 8 に示す内視鏡の A 部拡大断面図である。図 10 は、図 8 に示す内視鏡の B 部拡大断面図である。

10

【0031】

シース 1 8 は、可撓性プローブ 1 3 が挿入部 3 先端から長さ L 突出するように設定され、図 8 及び図 10 に示すように、一端が超音波処置装置 10 のケーシング 16 に連結され、他端は挿入部 3 のチャンネル 3 e 内において開放端近傍に位置している。

【0032】

ここで、内視鏡 20 は、内視鏡 1 と同様に、処置部 1 3 a の突出長さ L が、 $L > (d - D)/2 \cdot \tan(\theta/2)$ の関係を満たすように設定されることによって、処置部 1 3 a 先端が、内視鏡 20 の視野内に配置されている。

20

【0033】

このとき、内視鏡 20 においては、図 11 に示すように、処置部 1 3 a 先端を、内視鏡 20 の視野内に配置するための位置決め手段として、ストッパ 21 が挿入部 3 の先端近傍に設けられている。ストッパ 21 は、操作部 2 に設けた操作レバー 22 と、一端がストッパ 21 に連結されると共に、他端が操作レバー 22 に連結されたワイヤ 23 とを有している。

【0034】

ストッパ 21 は、図 11 に示すように、先端と回動中心 C との間にワイヤ 23 が連結され、操作レバー 22 の下端を挿入部 3 先端側へ押すことによりワイヤ 23 を介して時計方向に回動して引き起こされる。これにより、内視鏡 20 においては、ストッパ 21 の先端がシース 1 8 に形成した凹部 18 a に係止し、可撓性プローブ 1 3、従って、処置部 1 3 a 先端が上記の位置に位置決めされる。ストッパ 21 先端の係止を解除するときは、操作レバー 22 の下端を引くと、ストッパ 21 が半時計方向に回動して倒される結果、凹部 18 a との係合が解かれる。そして、超音波処置装置 10 は、チャンネル 3 e 内において、可撓性プローブ 1 3 をシース 1 8 と共に進退させることができる。このように、内視鏡 20 は、内視鏡 1 と同様に、可撓性プローブ 1 3 先端が内視鏡 20 視野内の適切な位置に位置決めされることから、超音波処置装置 10 が所期の性能を安定して発揮することが可能であり、使い勝手の点でも従来の内視鏡に比べて格段に優れたものとなる。

30

【0035】

また、可撓性プローブ 1 3 は、伝達する超音波振動に起因して発生するノイズ振動を抑制するため、図 9 に示すように、超音波振動における節の位置にシース 1 8 内面に当接する防振部材 17 が長手方向に沿って設けられている。これにより、内視鏡 20 は、超音波処置装置 10 を使用しても可撓性プローブ 1 3 におけるノイズ振動の発生が抑えられ、可撓性プローブ 1 3 によって超音波振動を安定して伝達することができる。

【0036】

ここにおいて、超音波処置装置 10 は、図 12 に示すように、超音波振動子 11 及び可撓性プローブ 1 3 の夫々に全長に亘って吸引孔 11 a, 13 c を形成し、超音波振動子 1

40

1の吸引孔11a端部に吸引チューブT1を介してポンプP1を接続した構成としてもよい。このように構成すると、超音波処置装置10は、患部を処置しながら乳化、破碎された生体組織の破砕片を吸引除去することができ、患部が見易くなって更に使い勝手が増す。

【0037】

また、可撓性プローブ13を覆うシース18は、可撓性プローブ13に設ける防振部材17に代えて、図13に示すように、超音波振動における節と対応する位置の内外面に、チャンネル3e内面及び可撓性プローブ13に当接する防振突起18bを全周に沿って設ける。シース18は、防振突起18bによって可撓性プローブ13におけるノイズ振動の発生を抑える。このため、可撓性プローブ13は、超音波振動を安定して伝達することができる。このとき、防振突起18bは、可撓性プローブ13の振動抑制の点では、少なくともシース18の先端を含め2箇所以上に設けることが望ましい。

10

【0038】

更に、シースは、図14に示すシース19のように、外皮19aと内皮19bとによって内部に空間Sが形成される二重構造の筒体としてもよい。このとき、シース19は、超音波処置装置10のケーシング16に設けた空気パイプ16aから空間Sに供給する空気によって膨張して筒体となると共に、超音波振動における節と対応する位置の内外面に、可撓性プローブ13及びチャンネル3e内面と当接する防振突起19cが形成される。空気パイプ16aは、空間Sに空気を給排気するポンプP2とチューブT2を介して接続されている。

【0039】

このとき、シース19は、空気ポンプP2によって空間Sから空気を排気すると、図15に示すように収縮するので、内視鏡20のチャンネル3eに簡単に挿通することができる。また、シース19は、超音波処置装置10によって患部の処置を行うときには、空気ポンプP2によって空間Sへ空気を給気すると、図14に示すように膨張し、シース18と同様に、防振突起19cによって可撓性プローブ13におけるノイズ振動の発生を抑えることができる。

20

【0040】

(実施の形態3)

次に、実施の形態3に係る内視鏡について説明する。実施の形態1, 2に係る内視鏡は、体腔内に挿入される挿入部3が湾曲自在な軟性内視鏡であったのに対し、実施の形態3に係る内視鏡は、体腔内に挿入される挿入部に金属シースを有するいわゆる硬性内視鏡である。図16は、実施の形態3に係る内視鏡30の概略構成を示す斜視図である。図17は、図16に示す内視鏡の挿入部に関する概略構成を示す縦断面図である。ここで、内視鏡30は、実施の形態1, 2で説明した内視鏡1, 20と同一の超音波処置装置10を用いている。

30

【0041】

内視鏡30は、図16に示すように、操作部31と、操作部31に連結された挿入部35と、超音波処置装置10とを備え、体腔内に挿入される挿入部35が剛性を有する硬性内視鏡である。

【0042】

操作部31は、図16に示すように、外装に電気絶縁処理が施され、挿入部35の湾曲部37を図示しない操作ワイヤを介して湾曲操作するアングル機構(図示せず)が内蔵されている。操作部31は、端部に接眼部31aが設けられると共に、略中央にライトガイドケーブル32が接続されている。ライトガイドケーブル32は、図示しない光源装置に接続されている。また、操作部31には、上記アングル機構を操作する操作レバー31bの軸が設けられ、操作レバー31bの近傍には操作釦部31cが配置されている。そして、操作部31は、操作レバー31bと近接する位置に超音波処置装置10の可撓性プローブ13をシース18と共に挿入部35のチャンネル35dへ挿通する挿入ポート31dが設けられている。

40

【0043】

50

挿入部 35 は、図 16 に示すように、長尺の硬性シース部 36 と硬性シース部 36 の先端側に連設された湾曲部 37 を備えている。硬性シース部 36 は、図 17 に示すように、金属シース 36a と、金属シース 36a を全長に亘って被覆する絶縁チューブ 36b を有している。湾曲部 37 は、複数の湾曲駒 37a が連結部 37b によって回動自在に連結され、複数の湾曲駒 37a がゴム等の絶縁材 37c によって被覆されて湾曲自在に構成されている。ここで、挿入部 35 は、先端の本体部材 35a が絶縁カバー 35b で被覆されている。また、挿入部 35 は、前面部分に対物レンズ 38 及び図示しない照明レンズが設けられ、対物レンズ 38 には一端が接眼部 31a に繋がるイメージガイドファイバ束 39 の他端が当接している。そして、挿入部 35 には、チューブ 41 が挿通されている。チューブ 41 は、操作部 31 の挿入ポート 31d と本体部材 35a に形成された開口 35c との間に超音波処置装置 10 を挿通するチャンネル 35d を形成する。 10

【0044】

超音波処置装置 10 は、挿入ポート 31d から可撓性プローブ 13 をシース 18 と共に挿通し、可撓性プローブ 13 の処置部 13a 先端を内視鏡 30 の視野内に位置決めして可撓性プローブ 13 がシース 18 と共にチャンネル 35d 内に配置される。このとき、内視鏡 30 においては、挿入ポート 31d とケーシング 16 とによって超音波処置装置 10 の位置決め手段を構成している。即ち、内視鏡 30 は、可撓性プローブ 13 を挿入ポート 31d からチャンネル 35d 内へ挿入したとき、ケーシング 16 の前端が挿入ポート 31d に突き当たることによって、この条件が満たされるように予め設計されている。

【0045】

このため、挿入ポート 31d とケーシング 16 とによって超音波処置装置 10 を位置決めすると、可撓性プローブ 13 は、図 18 に示すように、処置部 13a 先端が、内視鏡 30 の先端から長さ L 突出して視野内に位置決めされる。このとき、突出長さ L は、実施の形態 1, 2 と同様に、 $L > (d - D1/2) / \tan(\theta/2)$ の関係を満たすように設計されている。従って、内視鏡 30 は、性能を安定して発揮することが可能で、使い勝手に優れている。 20

【0046】

しかも、可撓性プローブ 13 は、伝送する超音波振動における節の位置にシース 18 内面に当接する防振部材 17 が長手方向に沿って設けられている。このため、内視鏡 30 は、超音波処置装置 10 を使用しても可撓性プローブ 13 におけるノイズ振動の発生が抑えられ、可撓性プローブ 13 によって超音波振動を安定して伝達することができる。 30

【産業上の利用可能性】

【0047】

以上のように、本発明にかかる内視鏡は、超音波処置装置の性能を安定して発揮することが可能で、使い勝手に優れており、特に、患部を観察しつつ医療処置を行う内視鏡に適している。また、本発明にかかる内視鏡は、超音波伝達部材のノイズ振動の発生を抑え、超音波振動を安定して伝達するのに適している。

【図面の簡単な説明】

【0048】

【図 1】実施の形態 1 に係る内視鏡の概略構成図である。 40

【図 2】図 1 に示す内視鏡の A 部拡大断面図である。

【図 3】図 1 に示す内視鏡の B 部拡大断面図である。

【図 4】実施の形態 1 に係る内視鏡 1 の挿入部先端の模式図である。

【図 5】可撓性プローブへの防振部材の取り付け方の一例を示す図である。

【図 6 - 1】可撓性プローブへ取り付ける防振部材の他の取り付け方を示すもので、防振部材を取り付ける凹部の形状を示す斜視図である。

【図 6 - 2】可撓性プローブへ取り付ける防振部材の更に他の取り付け方を示す斜視図である。

【図 7】先端金物に取り付ける保護部材の一例を示す図である。

【図 8】実施の形態 2 に係る内視鏡の概略構成図である。 50

【図 9】図 8 に示す内視鏡の A 部拡大断面図である。

【図 10】図 8 に示す内視鏡の B 部拡大断面図である。

【図 11】実施の形態 2 に係る内視鏡の可撓性プローブにおける処置部先端を位置決めする位置決め手段を要部破断して示す正面図である。

【図 12】実施の形態 2 に係る内視鏡で使用される超音波処置装置の変形例を、超音波処置装置の一部を破断して示した概略構成図である。

【図 13】図 12 の超音波処置装置で使用される可撓性プローブの変形例を示すもので、内視鏡の挿入部先端を部分的に破断して示した図である。

【図 14】可撓性プローブを覆うシースの変形例を示すもので、内視鏡を部分的に破断して示した図である。

10

【図 15】図 14 のシースを収縮させたときの内視鏡の挿入部先端を部分的に破断して示した図である。

【図 16】実施の形態 3 に係る内視鏡の概略構成図である。

【図 17】図 16 に示す内視鏡における挿入部を拡大した断面図である。

【図 18】図 16 に示す挿入部のチャンネルに可撓性プローブを挿通したときの挿入部先端部分の拡大図である。

【符号の説明】

【0049】

1 内視鏡

2 操作部

20

2 a 接眼レンズ

2 b 操作ダイヤル

2 c 口金

3 挿入部

3 a 先端金物

3 b 湾曲駒

3 c 絶縁カバー

3 d ゴムチューブ

3 e チャンネル

4 ライトガイドケーブル

30

5 撮像装置

5 a 対物レンズ系

5 b C C D

5 c 電装ケーブル

5 d 取付枠

6 保護部材

10 超音波処置装置

11 超音波振動子

11 a , 13 c 吸引孔

12 ホーン

40

12 a フランジ部

13 可撓性プローブ

13 a 処置部

13 b 凹部

14 電源ケーブル

15 電源

16 ケーシング

17 防振部材

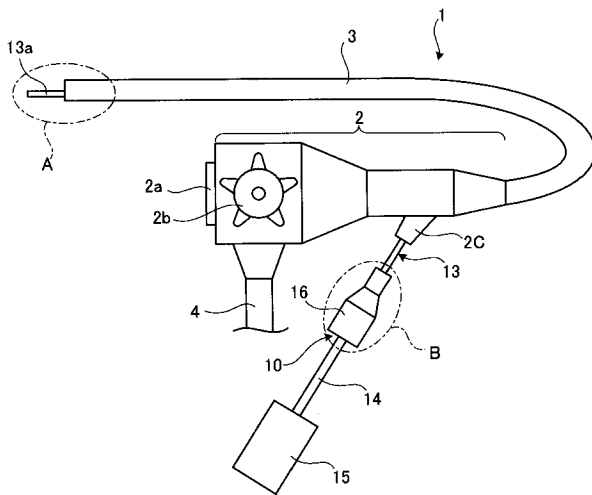
18 シース

18 a 凹部

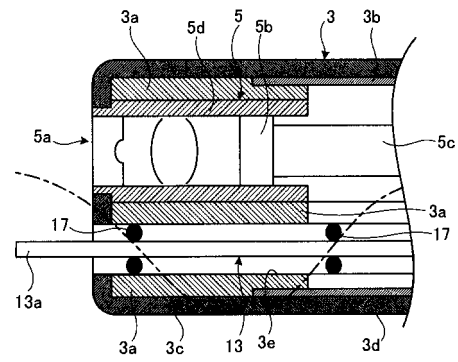
50

1 8 b	防振突起	
1 9	シース	
1 9 a	外皮	
1 9 b	内皮	
1 6 a	空気パイプ	
2 0	内視鏡	
2 1	ストッパ	
2 2	操作レバー	
2 3	ワイヤ	
3 0	内視鏡	10
3 1	操作部	
3 1 a	接眼部	
3 1 b	操作レバー	
3 1 c	操作釦部	
3 1 d	挿入ポート	
3 2	ライトガイドケーブル	
3 5	挿入部	
3 5 a	本体部材	
3 5 b	絶縁カバー	
3 5 c	開口	20
3 5 d	チャンネル	
3 6	硬性シース部	
3 6 a	金属シース	
3 6 b	絶縁チューブ	
3 7	湾曲部	
3 7 a	湾曲駒	
3 7 b	連結部	
3 7 c	絶縁材	
3 8	対物レンズ	
3 9	イメージガイドファイバ束	30
4 1	チューブ	
C	回動中心	
P 1 , P 2	ポンプ	
S	空間	
T 1	吸引チューブ	
T 2	チューブ	

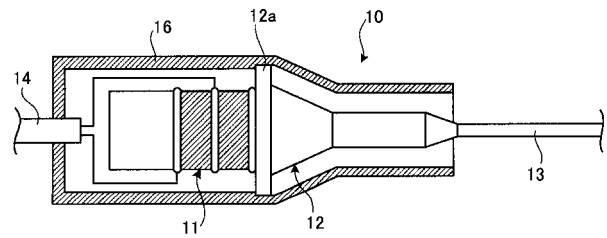
【図 1】



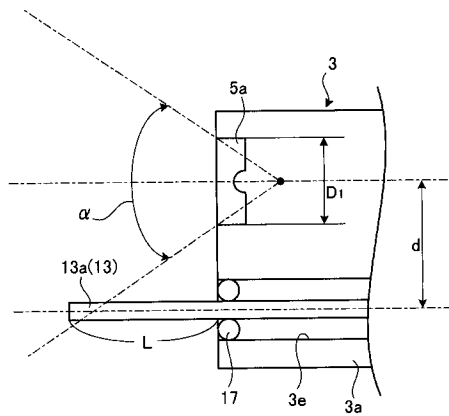
【図 2】



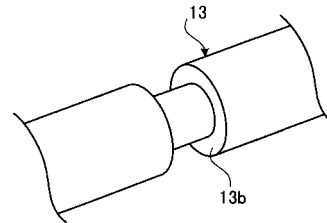
【図 3】



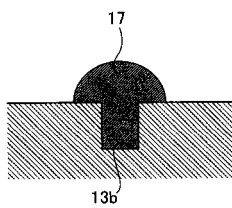
【図 4】



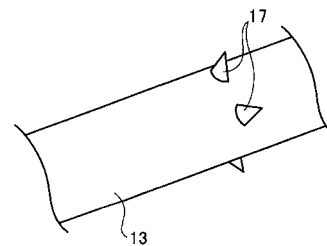
【図 6 - 1】



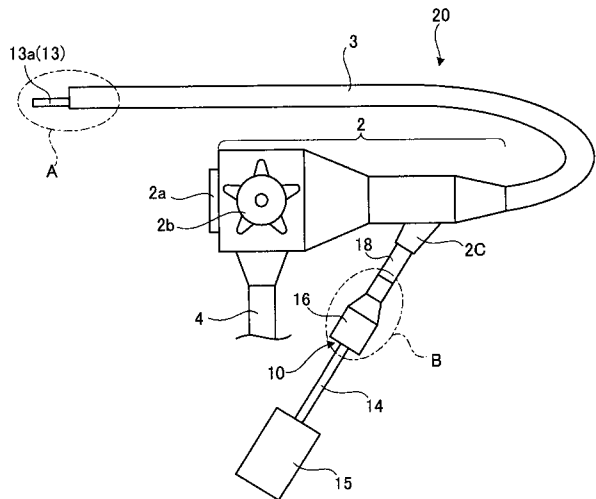
【図 5】



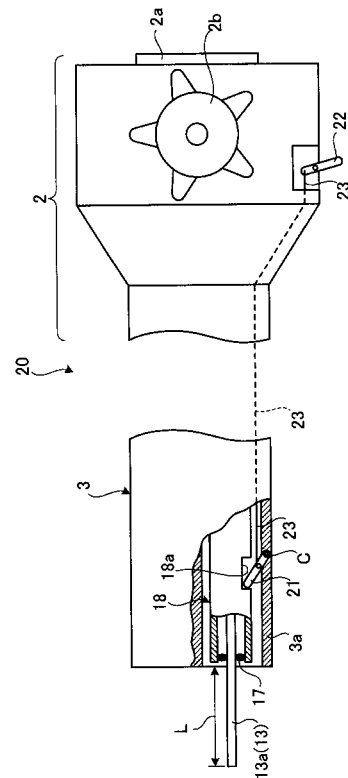
【図 6 - 2】



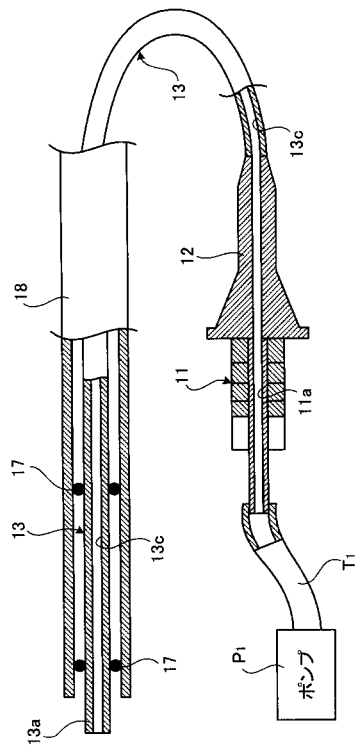
【 図 8 】



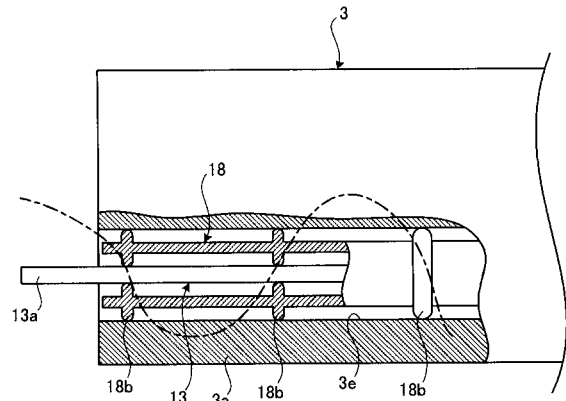
【 図 1 1 】



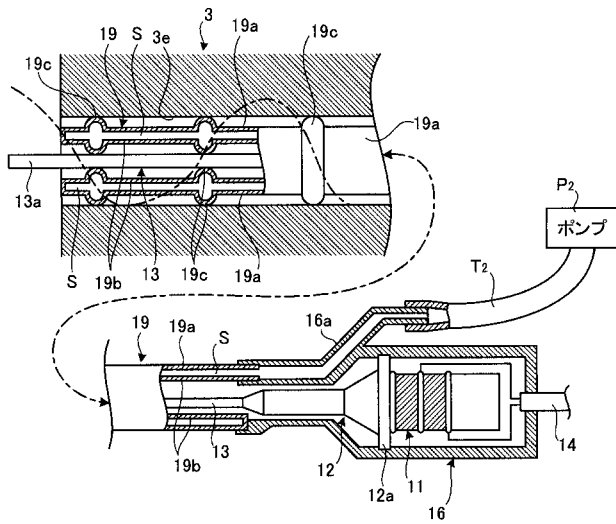
【図 1 2】



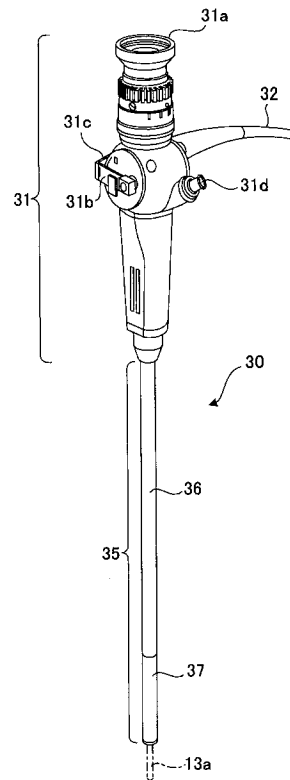
【図 1 3】



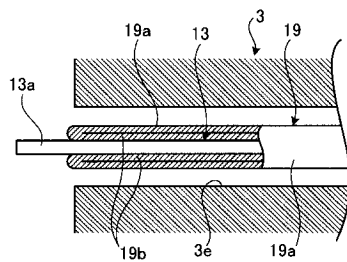
【図 1 4】



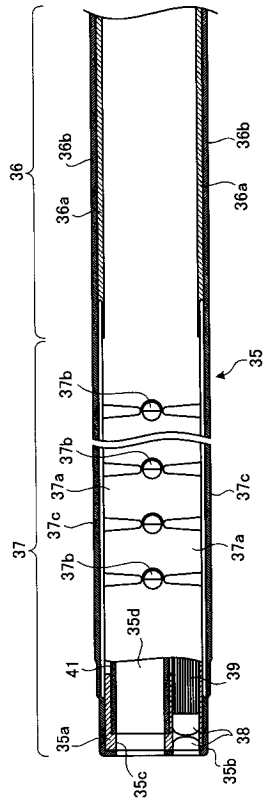
【図 1 6】



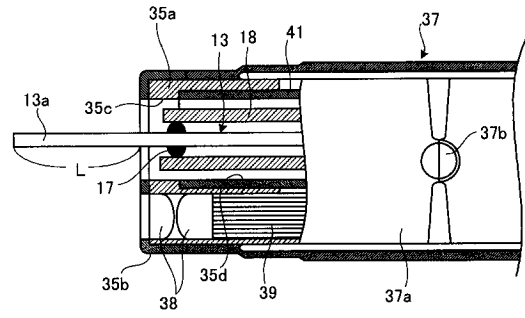
【図 1 5】



【図 17】



【図 18】



专利名称(译)	内视镜		
公开(公告)号	JP2005253615A	公开(公告)日	2005-09-22
申请号	JP2004067943	申请日	2004-03-10
[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		
[标]发明人	山田典弘 一村博信		
发明人	山田 典弘 一村 博信		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/018 A61B8/14 A61B17/22		
CPC分类号	A61B1/018 A61B17/22012		
FI分类号	A61B1/00.334.B A61B1/00.334.D A61B1/00.620 A61B1/00.715 A61B1/018.512 A61B1/018.515		
F-TERM分类号	4C061/FF43 4C061/GG15 4C061/HH22 4C061/HH56 4C061/JJ06 4C061/JJ11 4C161/FF43 4C161/GG15 4C161/HH22 4C161/HH56 4C161/JJ06 4C161/JJ11		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP4249064B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜，该内窥镜能够稳定地发挥超声波处理装置的性能，并且使用性优异。 解决方案：处理部分具有插入到体腔中并具有至少一个通道的插入部分3，以及在传输部件13的尖端处的处理部分13a，该传输部分传输由超声换能器发出的超声波。 内窥镜1包括：超声波处理装置10，该超声波处理装置10与传递部件一起插入到流路内；并且，通过从该流路将处理部向体腔内突出来进行处理。 在超声波处理装置10中，处理部的前端位于内窥镜的视野内，并配置在通道内。 [选型图]图1

