

(19) 日本国特許庁(JP)

再 公 表 特 許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/088496

発行日 平成29年4月27日(2017. 4. 27)

(43) 国際公開日 平成28年6月9日(2016. 6. 9)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/14

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 27 頁)

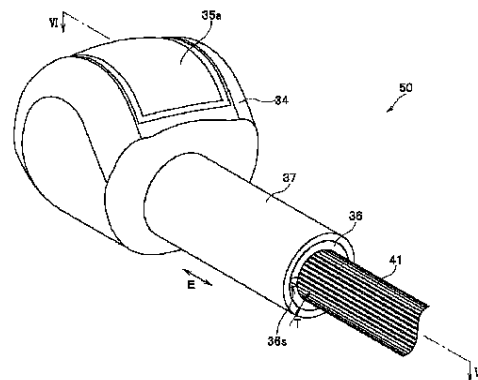
出願番号	特願2016-507324 (P2016-507324)	(71) 出願人	000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地
(21) 国際出願番号	PCT/JP2015/080897	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(22) 国際出願日	平成27年11月2日(2015. 11. 2)	(74) 代理人	100101661 弁理士 長谷川 靖
(11) 特許番号	特許第6013648号 (P6013648)	(74) 代理人	100135932 弁理士 篠浦 治
(45) 特許公報発行日	平成28年10月25日(2016. 10. 25)	(72) 発明者	北原 俊弘 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパス株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2014-243427 (P2014-243427)	Fターム(参考)	4C601 BB22 EE13 EE14 FE02 GA02
(32) 優先日	平成26年12月1日(2014. 12. 1)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡

(57) 【要約】

先端側にハウジング部(34)が設けられた挿入部と、ハウジング部(34)内に設けられるとともに観察部位に対して超音波を送受信する超音波送受信部と、超音波送受信部に入出力される電気信号を伝送するケーブル(41)と、ハウジング部(34)内からケーブル(41)を延出させる、その外周側部に延在方向Eに沿ったスリット(36s)が形成された挿通部(36)と、挿通部(36)の外周側部の外面(36g)に対し、延在方向Eに沿った少なくとも一部を被覆するよう嵌合された嵌合部材(37)と、を具備する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

観察部位に挿入されるとともに、延在方向の先端側にハウジング部が設けられた挿入部と、
前記ハウジング部内に設けられるとともに前記観察部位に対して超音波を送受信する超音波送受信部と、
前記超音波送受信部から前記延在方向の後方に延出された、前記超音波送受信部に入出力される電気信号を伝送するケーブルと、
前記ハウジング部から前記延在方向の後方に略円筒状を有して延出され、外周側部に前記延在方向に沿ったスリットが形成された、前記ハウジング部内から前記ケーブルを延出させる挿通部と、
前記挿通部の前記外周側部の外面に対し、前記延在方向に沿った少なくとも一部を被覆するように嵌合された嵌合部材と、
を具備することを特徴とする超音波内視鏡。

10

【請求項 2】

前記挿通部は、前記ハウジング部から楕円の円筒形状を有して延出されていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 3】

前記嵌合部材の内面に、前記挿通部の前記スリットに嵌合する突起部が設けられていることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波内視鏡。

20

【請求項 4】

前記挿通部の前記外周側部において、前記ハウジング部に接する部位における周方向の少なくとも一部に、前記挿通部の他の部位よりも薄肉な薄肉部が形成されていることを特徴とする請求項 1～3 のいずれか 1 項に記載の超音波内視鏡。

【請求項 5】

前記薄肉部は、前記挿通部の前記外周側部における前記外面に周状に形成された溝を有し、
前記溝に前記嵌合部材との水密部材が嵌入されていることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波内視鏡。

30

【請求項 6】

前記挿通部の前記外周側部における前記外面に、前記嵌合部材の抜け止め突起が設けられていることを特徴とする請求項 1～5 のいずれか 1 項に記載の超音波内視鏡。

【請求項 7】

前記嵌合部材は、前記挿入部の前記延在方向の先端側に位置する先端部を構成する先端硬質部材であることを特徴とする請求項 1～6 のいずれか 1 項に記載の超音波内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、挿入部の先端側に設けられたハウジング部内に位置する超音波送受信部から、挿通部を介してハウジング部外にケーブルが延出された超音波内視鏡に関する。

40

【背景技術】

【0002】

観察部位に対して超音波を送受信することによって超音波画像を得る超音波内視鏡は、超音波プローブを具備している。

【0003】

超音波プローブは、超音波内視鏡の挿入部の延在方向の先端側（以下、単に先端側と称す）に設けられた絶縁性のハウジング部内に位置する超音波を送受信する超音波送受信部と、該超音波送受信部から延出されたケーブルとを具備している。

【0004】

ハウジング部は、超音波送受信部の超音波送受信面がハウジング部外に露出されるよう内

50

部に超音波送受信部を保持している。

【0005】

また、ケーブルは、該ケーブルの電気安全性を確保するためケーブルの外周が絶縁チューブ等によって覆われており、超音波内視鏡における挿入部、操作部、ユニバーサルコード、内視鏡コネクタ内に挿通され、ケーブルの延出端側に設けられたコネクタが、内視鏡コネクタ内において、超音波観測装置との接続基板に電氣的に接続されている。

【0006】

ここで、日本国特開2014-18282号公報には、ハウジング部から該ハウジング部の延在方向の後方（以下、単に後方と称す）に円筒状に延出された挿通部が設けられた構成が開示されている。

10

【0007】

挿通部は、絶縁チューブの先端側が固定されるとともに、ハウジング部内からケーブルを延出させ、ハウジング部外のケーブルの先端側を覆うことにより内部に挿通されたケーブルの先端側の折れを防止する。

【0008】

ここで、超音波プローブを組み立てる際、挿通部に対してハウジング部側から、即ち、延在方向の前方（以下、単に前方と称す）から後方にケーブルを挿通させる作業を行うが、ケーブルの本数が多い場合、挿通部の内径が小さいと作業性が悪いといった問題があった。

20

【0009】

尚、このような問題は、挿通部の内径を大径化すれば、ケーブルと挿通部における外周側部の内面とのクリアランスが大きくなるため解決できる。

【0010】

ところが、挿通部を大径化してしまうと、超音波内視鏡の挿入部の先端側内は、高密度に様々な部材が設けられているため、挿通部の大径化に伴い挿通部が設けられる挿入部の先端側までもが大径化してしまうといった問題があった。

【0011】

尚、超音波内視鏡の挿入部は観察部位内に挿通されるため、挿入部の先端側は、0.1mm単位で小径化を追及していることから、挿入部の先端側の大径化は好ましくない。

【0012】

また、挿通部の外周側部の肉厚を薄肉化することによってもケーブルと挿通部における外周側部の内面とのクリアランスを大きくできるが、ケーブルの耐電圧を確保する電気安全規格の観点からケーブルを被覆する部材の最小肉厚は規定されているため、規定肉厚以下に挿通部の外周側部を薄肉化することはできない。

30

【0013】

さらに、超音波内視鏡の高画質化を図るためには、超音波送受信部を構成する超音波振動子数を増やせば良いが、超音波振動子数が増えてしまうと、超音波振動子に電氣的に接続されるケーブル数も増えてしまうため、ケーブルと挿通部の外周側部の内面とのクリアランスがより小さくなり、挿通部に対してケーブルを挿通させる際の作業性がさらに悪くなってしまうといった問題もあった。

40

【0014】

本発明は、上記問題点及び事情に鑑みてなされたものであり、挿通部に対してケーブルを挿通させる際の作業性を損なうことなく、挿通部におけるケーブルの電気安全規格を確保して、挿入部の先端側の小径化を実現できる構成を具備する超音波内視鏡を提供することを目的とする。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0015】

本発明の一態様による超音波プローブは、観察部位に挿入されるとともに、延在方向の先端側にハウジング部が設けられた挿入部と、前記ハウジング部内に設けられるとともに前

50

記観察部位に対して超音波を送受信する超音波送受信部と、前記超音波送受信部から前記延在方向の後方に延出された、前記超音波送受信部に入出力される電気信号を伝送するケーブルと、前記ハウジング部から前記延在方向の後方に略円筒状を有して延出され、外周側部に前記延在方向に沿ったスリットが形成された、前記ハウジング部内から前記ケーブルを延出させる挿通部と、前記挿通部の前記外周側部の外面に対し、前記延在方向に沿った少なくとも一部を被覆するよう嵌合された嵌合部材と、を具備する。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】第1実施の形態の超音波内視鏡を具備した超音波内視鏡装置を示す図

【図2】図1の超音波プローブを示す図

10

【図3】図2の超音波プローブの先端側を、絶縁チューブを除いて示す部分斜視図

【図4】図3の超音波プローブの先端側から嵌合部材を除いて示す部分斜視図

【図5】図3の超音波プローブの先端側におけるハウジング部及び挿通部のみを抽出して示す斜視図

【図6】図3中のVI-VI線に沿う超音波プローブの先端側の部分断面図

【図7】図6の超音波プローブの先端側の挿通部の外周側部の外面に対し、嵌合部材を被覆する前の状態を示す部分断面図

【図8】図3の嵌合部材が図3よりも短い形状を有する超音波プローブの先端側の変形例を示す部分斜視図

【図9】図5のハウジング部及び挿通部において、スリット形成位置の変形例を示す斜視図

20

【図10】図5のハウジング部及び挿通部において、スリット形成本数の変形例を示す斜視図

【図11】図3の嵌合部材が先端硬質部材から構成された超音波プローブの先端側の変形例を示す部分斜視図

【図12】第2実施の形態の超音波内視鏡における超音波プローブの先端側を、絶縁チューブを除いて示す部分斜視図

【図13】図12の超音波プローブの先端側を、図12中のXIII方向から見た図

【図14】図12の超音波プローブの先端側から嵌合部材を除いて示す部分斜視図

【図15】図14の超音波プローブの先端側を、図14中のXV方向から見た図

30

【図16】図12の超音波プローブの先端側におけるハウジング部及び挿通部のみを抽出して示す斜視図

【図17】第3実施の形態の超音波内視鏡における超音波プローブの先端側を、絶縁チューブを除いて示す部分斜視図

【図18】図17の超音波プローブの先端側において、挿通部の外周側部の外面から嵌合部材を引き抜いた状態を示す部分斜視図

【図19】第4実施の形態の超音波内視鏡における超音波プローブの先端側を、ハウジング部及び挿通部のみを抽出して示す部分斜視図

【図20】図19の挿通部の溝に水密部材が嵌合された状態を示す部分斜視図

【図21】図20の挿通部の外周側部の外面に先端硬質部材が嵌合された際の超音波プローブの先端側の部分断面図

40

【図22】第5実施の形態の超音波内視鏡における超音波プローブの先端側を、絶縁チューブを除いて示す部分斜視図

【図23】図22の超音波プローブの先端側から嵌合部材を除いて示す部分斜視図

【図24】図22の超音波プローブの先端側からのハウジング部及び挿通部のみを抽出して示す部分斜視図

【図25】図9のハウジング部及び挿通部に対して、ケーブル及びコネクタを前方から近接させた状態を示す部分斜視図

【図26】図25のケーブル及びコネクタを、ハウジング部及び挿通部に挿通させた状態を示す部分斜視図

50

【図 2 7】図 2 6 中の IIXVII-IXVII 線に沿うハウジング部及び挿通部の断面を、ケーブル及びコネクタとともに示す図

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。尚、図面は模式的なものであり、各部材の厚みと幅との関係、それぞれの部材の厚みの比率などは現実のものとは異なることに留意すべきであり、図面の相互間においても互いの寸法の関係や比率が異なる部分が含まれていることは勿論である。

(第 1 実施の形態)

図 1 は、本実施の形態の超音波内視鏡を具備した超音波内視鏡装置を示す図である。

10

【0018】

図 1 に示すように、超音波内視鏡装置 100 は、超音波内視鏡 1 と、光源装置 11 と、ビデオプロセッサ 12 と、超音波観測装置 14 と、吸引ポンプ 15 と、送水タンク 16 とにより主要部が構成されている。

【0019】

超音波内視鏡 1 は、観察部位に挿入されるとともに先端側にハウジング部 34 が設けられた細長な挿入部 2 と、該挿入部 2 の延在方向 E の基端（以下、単に基端と称す）に設けられた操作部 3 と、操作部 3 から延出されたユニバーサルコード 4 と、該ユニバーサルコード 4 の延出端に設けられた内視鏡コネクタ 5 とにより主要部が構成されている。

【0020】

内視鏡コネクタ 5 に、光源コネクタ 6 と、電気コネクタ 7 と、超音波コネクタ 8 と、吸引口金 9 と、送気送水口金 10 とが設けられている。

20

【0021】

光源コネクタ 6 に、照明光を供給する光源装置 11 が着脱自在な構成となっている。また、電気コネクタ 7 に、図示しない信号ケーブルを介して各種の信号処理等を行うビデオプロセッサ 12 が着脱自在な構成となっている。

【0022】

超音波コネクタ 8 に、超音波ケーブル 13 を介して超音波観測装置 14 が着脱自在な構成となっている。

【0023】

また、吸引口金 9 に、図示しない吸引チューブを介して吸引ポンプ 15 が着脱自在な構成となっている。さらに、送気送水口金 10 に、図示しない送気・送水チューブを介して送水タンク 16 が着脱自在な構成となっている。

30

【0024】

超音波観測装置 14 は、超音波ケーブル 13、後述するケーブル 41（図 2 参照）を介して電気信号を、後述する超音波送受信部 35 に対して送信するとともに、電気信号が超音波ケーブル 13、ケーブル 41 を介して超音波送受信部 35 から入力されるものであって、例えば後述する超音波振動子 35b（図 6 参照）の駆動制御や、該超音波振動子 35b の駆動制御によって取得した電気信号の信号処理を行って映像信号を生成する動作を行う。

40

【0025】

尚、超音波観測装置 14 で生成された映像信号は、図示しない表示装置に出力される。その結果、この映像信号を受けた表示装置の画面上には超音波画像が表示される。

【0026】

超音波内視鏡 1 の挿入部 2 は、先端側から順に、内部に図示しない撮像ユニットや照明ユニット等が設けられた先端部 21 と、例えば上下方向及び左右方向に湾曲自在に構成された湾曲部 22 と、長尺でかつ可撓性を有する可撓管部 23 とが連設されて構成されている。尚、先端部 21 の先端側に、ハウジング部 34 の少なくとも一部が露出されている。

【0027】

操作部 3 に、湾曲部 22 の湾曲操作を行う湾曲操作ノブ 25、26 が設けられている。ま

50

た、操作部 3 の挿入部 2 側の位置には、処置具を挿入部 2、操作部 3 内に設けられた図示しない処置具挿通管路を介して体内に導入する処置具挿入口 27 が設けられている。

【0028】

ビデオプロセッサ 12 は、先端部 21 内に設けられた図示しない撮像ユニットから伝送された電気信号に対して信号処理を行うことにより、標準的な映像信号を生成し、その映像信号を図示しない表示装置に出力し、表示装置の画面上に内視鏡観察画像を表示させるものである。

【0029】

また、超音波内視鏡 1 は、ハウジング部 34 を有する超音波プローブ 50 を具備している。

10

【0030】

次に、図 2 を参照して超音波プローブ 50 の構成を説明する。図 2 は、図 1 の超音波プローブを示す図である。

【0031】

図 2 に示すように、超音波プローブ 50 は、ハウジング部 34 と、該ハウジング部 34 内に設けられた超音波送受信部 35 と、挿通部 36 と、嵌合部材 37 と、超音波振動子ケーブル 40 を具備している。

【0032】

超音波振動子ケーブル 40 は、複数本の信号線から構成されるとともに超音波送受信部 35 に入出力される電気信号を伝送するケーブル 41 と、ケーブル 41 の外周を被覆する絶縁チューブ 42 とから主要部が構成されており、絶縁チューブ 42 により、複数本の信号線から構成されたケーブル 41 は、超音波振動子ケーブル 40 として 1 本に束ねられている。

20

【0033】

尚、絶縁チューブ 42 は、ケーブル 41 における規定の耐電圧性を確保するとともに、超音波プローブ 50 を超音波内視鏡 1 に設けた際、挿入部 2 の可撓性を妨げることがないように、耐電圧性を有するとともに薄くて柔軟性を有するゴム等から形成された、例えば熱収縮チューブから構成されている。

【0034】

さらに、絶縁チューブ 42 は、超音波プローブ 50 を、超音波内視鏡 1 に設けた際、挿入部 2 内に設けられた図示しないライトガイドやバルーン管路、鉗子チャンネル等の金属部材にケーブル 41 が接触してしまうことを防止する機能を有している。即ち、ケーブル 41 を他の金属部材に対して絶縁する機能を有している。

30

【0035】

また、超音波振動子ケーブル 40 の延在方向 E の基端側（以下、単に基端側と称す）においては、ケーブル 41 の外周に絶縁チューブ 42 が被覆されていないことから、ケーブル 41 が露出されており、ケーブル 41 の露出部位に、ケーブル 41 を、内視鏡コネクタ 5 内に設けられた超音波コネクタ 8 の図示しない基板に電氣的に接続するためのフレキシブル基板等から構成されたコネクタ 45 が複数設けられている。

【0036】

ケーブル 41 の延在方向 E の先端（以下、単に先端と称す）は、挿通部 36 を介してハウジング部 34 内まで導入されており、ハウジング部 34 内において、超音波送受信部 35 に電氣的に接続されている。即ち、ケーブル 41 は、ハウジング部 34 内の超音波送受信部 35 から挿通部 36 を介して後方に延出されている。

40

【0037】

尚、絶縁チューブ 42 の先端側は、嵌合部材 37 の外周に被覆されて位置していても構わないし、挿通部 36 及び嵌合部材 37 の外周を被覆せずに、挿通部 36 の基端と同じ位置に位置していても構わない。

【0038】

但し、この場合、ケーブル 41 における規定の耐電圧性を確保するため、絶縁チューブ 4

50

2は、ケーブル41に対して隙間無く、即ケーブル41が露出されることなく、ケーブル41を被覆している必要がある。

【0039】

次に、超音波プローブ50の先端側の構成について、図2とともに、図3～図7を用いて説明する。

【0040】

図3は、図2の超音波プローブの先端側を、絶縁チューブを除いて示す部分斜視図、図4は、図3の超音波プローブの先端側から嵌合部材を除いて示す部分斜視図、図5は、図3の超音波プローブの先端側におけるハウジング部及び挿通部のみを抽出して示す斜視図である。

10

【0041】

また、図6は、図3中のVI-VI線に沿う超音波プローブの先端側の部分断面図、図7は、図6の超音波プローブの先端側の挿通部の外周側部の外面に対し、嵌合部材を被覆する前の状態を示す部分断面図である。

【0042】

図2、図6、図7に示すように、ハウジング部34内に、観察部位に対して超音波を送受信する超音波送受信部35が設けられている。尚、ハウジング部34は、図6、図7に示すように、超音波送受信部35の超音波送受信面となる後述する音響レンズ35aが露出されるよう、超音波送受信部35を保持している。

【0043】

また、ハウジング部34は、絶縁チューブ42と同様に、ケーブル41の規定の耐電圧性を確保するため、耐電圧性を有する部材、例えばポリサルホン、ポリイミド、またはPET等の樹脂から構成されている。

20

【0044】

超音波送受信部35は、図6、図7に示すように、音響レンズ35aと、超音波振動子35bと、基板35cとを具備している。

【0045】

超音波振動子35bは、観察部位に対して音響レンズ35aを介して超音波を放射するとともに、放射後、観察部位からはね返った超音波を、音響レンズ35aを介して受信して電気信号に変換するものである。

30

【0046】

音響レンズ35aは、超音波振動子35bから放射された超音波が拡散しないよう、観察部位に集音させて放射する機能を有するものである。

【0047】

基板35cは、超音波振動子35bに電氣的に接続されているとともに、超音波振動子ケーブル40の先端側において、絶縁チューブ42が被覆されていない、即ち露出されたケーブル41の先端が電氣的に接続されている。

【0048】

このことにより、超音波振動子35bによって超音波から変換された電気信号は、基板35cを介して、ケーブル41に伝達される。

40

【0049】

また、図6、図7に示すように、ハウジング部34の基端側には、先端が基板35cに電氣的に接続されたケーブル41を、ハウジング部34内からハウジング部34外へと導出する孔部34hが形成されている。

【0050】

ここで、図2～図7に示すように、ハウジング部34の基端面に、孔部34hに連通するとともに、後方に円筒状を有して延出された挿通部36が設けられている。

【0051】

尚、図6、図7においては、挿通部36は、ハウジング部34と一体的に形成されている場合を例に挙げて示しているが、挿通部36は、ハウジング部34の基端面に対して固定

50

されるハウジング部 3 4 とは別部材であっても構わない。

【0052】

挿通部 3 6 は、ハウジング部 3 4 からケーブル 4 1 を延出させるものであり、先端部 2 1 内に挿通され、ハウジング部 3 4 b と同様に、ケーブル 4 1 の規定の耐電圧性を確保するため、耐電圧性を有する部材、例えばポリサルホン、ポリイミド、P E T 等の樹脂から構成されているとともに、図 3 に示すように、ケーブル 4 1 の電気安全規格を確保する最小限の肉厚 T を有しており、他の金属部材がケーブル 4 1 に接触してしまうことを防ぐ機能を有している。

【0053】

尚、電気安全規格を確保する肉厚 T としては、例えば 0.4 mm ~ 0.5 mm 程度の肉厚が挙げられる。

10

【0054】

また、図 4、図 5 に示すように、挿通部 3 6 の外周側部に、延在方向 E に沿ったスリット 3 6 s が、例えば 2 本、挿通部 3 6 の先端から基端まで超音波振動子 3 5 b の配列方向に直交する方向（以下、横方向と称す）R 1 において対向して形成されている。尚、スリット 3 6 s は 1 本でも構わない。

【0055】

また、挿通部 3 6 の外周側部に 2 本のスリット 3 6 s が形成されていることにより、挿通部 3 6 の外周側部は、2 つの部分円弧状の小片 3 6 a、3 6 b に分離されている。小片 3 6 a、3 6 b は、2 本のスリット 3 6 s により、径方向の内側及び外側に弾性可能となっている。

20

【0056】

図 3、図 6、図 7 に示すように、挿通部 3 6 の小片 3 6 a、3 6 b の各外面 3 6 g に対し、挿通部 3 6 の先端から基端まで延在方向 E に沿って、先端部 2 1 内に挿通された円筒状の嵌合部材 3 7 が被覆されて嵌合されている。

【0057】

嵌合部材 3 7 は、図 6 に示すように、スリット 3 6 s を介して小片 3 6 a、3 6 b を径方向の内側に弾性変形させることにより、図 6 に示すように、ケーブル 4 1 の外周と小片 3 6 a、3 6 b の各内面 3 6 n との間に生じていたクリアランス S を無くすまたは最小限にするものである。

30

【0058】

また、嵌合部材 3 7 は、挿通部 3 6 と同様に、ケーブル 4 1 の規定の耐電圧性を確保するため、耐電圧性を有する部材、例えばポリサルホン、ポリイミド、P E T 等の樹脂から構成されているとともに、挿通部 3 6 やクリアランス S よりも薄肉に、例えば 0.1 mm 程度の厚みに形成されている。

【0059】

よって、嵌合部材 3 7 を、挿通部 3 6 ととともに、ケーブル 4 1 の規定の耐電圧を確保する部材として機能させても良い。

【0060】

尚、その他の超音波プローブ 5 0 の構成は、既知の超音波プローブと同じであるため、その説明は省略する。

40

【0061】

次に、本実施の形態の作用について説明する。

【0062】

超音波プローブ 5 0 を組み立てる際は、先ず作業者は、図 5 に示すハウジング部 3 4 及び挿通部 3 6 に対して、ケーブル 4 1 の基端側を、ハウジング部 3 4 の前方から挿通させ、ケーブル 4 1 を先端まで挿通させた後、音響レンズ 3 5 a をハウジング部 3 4 に固定する。

【0063】

この作業において、挿通部 3 6 に対してケーブル 4 1 を通過させる際、上述したように

50

、ケーブル 4 1 の本数が多いとケーブル 4 1 の外周と挿通部 3 6 の外周側部の内面 3 6 n との間のクリアランス S が小さく作業し難い。

【0064】

しかしながら、本実施の形態においては、挿通部 3 6 の外周側部に、スリット 3 6 s が形成されているため、作業者は、スリット 3 6 s を介して小片 3 6 a、3 6 b を径方向の外側に弾性変形させて広げることによりクリアランス S が大きくなることから、挿通部 3 6 に対するケーブル 4 1 の挿通性が向上される。

【0065】

ハウジング部 3 4 に対して音響レンズ 3 5 a を固定後、作業者は、図 6、図 7 に示すように、後方から小片 3 6 a、3 6 b の外面 3 6 g に対して嵌合部材 3 7 を被覆する。

10

【0066】

その結果、スリット 3 6 s を介して小片 3 6 a、3 6 b が径方向の内側に弾性変形することにより、図 6 に示すように、ケーブル 4 1 の外周と小片 3 6 a、3 6 b の各内面 3 6 n との間に生じていたクリアランス S が無くなるまたは最小限となるため、挿通部 3 6 が小径化する。

【0067】

尚、その他の超音波プローブ 5 0 の組み立て作業は周知であるため、その説明は省略する。

【0068】

このように、本実施の形態においては、挿通部 3 6 の外周側部において、挿通部 3 6 の先端から基端まで延在方向 E に沿ってスリット 3 6 s が形成されていると示した。また、挿通部 3 6 の外周側部の外面 3 6 g に、嵌合部材 3 7 が嵌合されていると示した。

20

【0069】

このことによれば、挿通部 3 6 内に対してケーブル 4 1 を挿通する作業を行う際、作業者は、スリット 3 6 s によって形成された挿通部 3 6 の外周側部の小片 3 6 a、3 6 b を径方向の外側に弾性変形させることにより、ケーブル 4 1 の本数が増えてもケーブル 4 1 の外周と挿通部 3 6 の内面 3 6 n とのクリアランス S を広げることができるため、挿通部 3 6 に対するケーブル 4 1 の挿通性が向上される。

【0070】

また、挿通部 3 6 に対してケーブル 4 1 が挿通された後は、挿通部 3 6 の外周側部の外面 3 6 g に嵌合部材 3 7 が嵌合されることにより、スリット 3 6 s を介して小片 3 6 a、3 6 b は、径方向の内側に弾性変形することから、ケーブル 4 1 の外周と挿通部 3 6 の内面 3 6 n とのクリアランス S がなくなるまたは最小限となる。

30

【0071】

このため、挿通部 3 6 は、クリアランス S を殆ど無視できることから、ケーブル 4 1 の電気安全規格を確保する外周側部の最小限の肉厚よりも大径化してしまうことが無い。併せて、嵌合部材 3 7 もクリアランス S よりも薄肉であることから、挿通部 3 6 が設けられる先端部 2 1 の小径化も実現することができる。

【0072】

さらには、クリアランス S が殆どなくなるため、挿通部 3 6 内における延在方向 E のケーブル 4 1 の位置ずれを、ケーブル 4 1 の外周に当接する挿通部 3 6 の外周側部の内面 3 6 n により防ぐことができる。

40

【0073】

以上から、挿通部 3 6 に対してケーブル 4 1 を挿通させる際の作業性を損なうことなく、挿通部 3 6 におけるケーブル 4 1 の電気安全規格を確保して、挿入部 2 の先端側の小径化を実現できる構成を具備する超音波内視鏡 1 を提供することができる。

【0074】

尚、以下、変形例を、図 8 を用いて示す。図 8 は、図 3 の嵌合部材が図 3 よりも短い形状を有する超音波プローブの先端側の変形例を示す部分斜視図である。

【0075】

50

上述した本実施の形態においては、嵌合部材 37 は、挿通部 36 の外周側部の外面 36g に対し、先端から基端まで延在方向 E に沿って被覆されて嵌合されていると示した。

【0076】

これに限らず、嵌合部材 37 は、挿通部 36 の小片 36a、36b を径方向の内側に弾性変形させることができれば、図 8 に示すように、挿通部 36 の外周側部の外面 36g に対し、ハウジング部 34 に接する部位側のみに嵌合される図 3 よりも短い形状を有していても構わない。

【0077】

即ち、嵌合部材 37 は、挿通部 36 の外周側部の外面に対し、延在方向 E に沿った少なくとも一部に被覆されるよう嵌合されていれば良い。

10

【0078】

このような構成によっても、本実施の形態と同様の効果を得ることができる。

【0079】

また、以下、別の変形例を、図 9 を用いて示す。図 9 は、図 5 のハウジング部及び挿通部において、スリット形成位置の変形例を示す斜視図である。

【0080】

上述した本実施の形態においては、2 本のスリット 36s は、挿通部 36 の外周側部に対し、横方向 R1 において対向して形成されて小片 36a、36b が形成されていると示した。

【0081】

20

これに限らず、図 9 に示すように、2 本のスリット 36s は、挿通部 36 の外周側部に対し、超音波振動子 35b の配列方向（以下、縦方向と称す）R2 に対向して形成されて小片 36a、36b が形成されていても構わない。

【0082】

このように、縦方向 R2 に 2 本のスリット 36s が形成されていたとしても、上述した本実施の形態と同様の効果を得ることができる。

【0083】

さらに、以下、別の変形例を、図 10 を用いて示す。図 10 は、図 5 のハウジング部及び挿通部において、スリット形成本数の変形例を示す斜視図である。

【0084】

30

上述した本実施の形態においては、2 本のスリット 36s は、挿通部 36 の外周側部に対し、横方向 R1 において対向して形成され、2 つの小片 36a、36b が形成されていると示した。

【0085】

また、図 9 においては、2 本のスリット 36s は、挿通部 36 の外周側部に対し、縦方向 R2 において対向して形成され、2 つの小片 36a、36b が形成されていると示した。

【0086】

これに限らず、図 10 に示すように、スリット 36s は、挿通部 36 の外周側部に対し、横方向 R1 に対向して 2 本形成されるとともに、縦方向 R2 に対向して 2 本形成されて、即ち、周方向 C に等間隔に十字状に形成され、4 つの部分円弧状の小片 36a、36b、36c、36d が形成されていても構わない。

40

【0087】

このように、4 本のスリット 36s が形成されていたとしても、上述した本実施の形態と同様の効果を得ることができる。

【0088】

尚、スリット 36s の本数は、挿通部 36 の外周側部の外面 36g に嵌合部材 37 が嵌合された後、外周側部の小片を径方向の内側の弾性変形させることができる本数であれば、上述したように、1 本や 2 本、4 本その他、何本でも構わない。

【0089】

また、以下、別の変形例を、図 11 を用いて示す。図 11 は、図 3 の嵌合部材が先端硬

50

質部材から構成された超音波プローブの先端側の変形例を示す部分斜視図である。

【0090】

図11に示すように、嵌合部材37は、先端部21を構成するとともに、図示しない撮像ユニットや照明ユニット等が設けられた先端硬質部材121から構成されていても構わない。即ち、図11においては、先端硬質部材121が嵌合部材37を兼ねている。

【0091】

この場合、先端硬質部材121に対し延在方向Eに沿って貫通するよう形成されたチャンネル121hの内周面が挿通部36の外周側部に嵌合され、該外周側部を径方向の内側に弾性変形させる。

【0092】

このような構成によれば、上述した本実施の形態においても、嵌合部材37は、図示しないが、先端硬質部材121のチャンネル121h内に挿通される構成を有していることから、上述した本実施の形態のように、挿通部36の外周側部を径方向の内側に弾性変形させるため、別途嵌合部材37を設けなくても良い。

【0093】

よって、嵌合部材37の厚み分だけ、上述した本実施の形態よりも先端部21を小径化することができる。尚、その他の効果は、上述した本実施の形態と同じである。

【0094】

(第2実施の形態)

図12は、本実施の形態の超音波内視鏡における超音波プローブの先端側を、絶縁チューブを除いて示す部分斜視図、図13は、図12の超音波プローブの先端側を、図12中のXIII方向から見た図である。

【0095】

また、図14は、図12の超音波プローブの先端側から嵌合部材を除いて示す部分斜視図、図15は、図14の超音波プローブの先端側を、図14中のXV方向から見た図、図16は、図12の超音波プローブの先端側におけるハウジング部及び挿通部のみを抽出して示す斜視図である。

【0096】

この第2実施の形態の超音波内視鏡の構成は、上述した図1～図11に示した第1実施の形態の超音波内視鏡と比して、挿通部が楕円の円筒形状を有している点が異なる。よって、第1実施の形態と同様の構成には同じ符号を付し、その説明は省略する。

【0097】

図12～図16に示すように、本実施の形態においては、挿通部36は、ハウジング部34の基端面から、後方に楕円の円筒形状を有して延出されている。

【0098】

より具体的には、図13、図15に示すように、横方向R1の径Aが、縦方向R2の径Bよりも大きな($A > B$)横方向R1に細長な楕円の円筒形状を有して延出されている。

【0099】

尚、その他の構成は、上述した第1実施の形態と同じである。また、スリット36sの形成位置は、上述した図9に示す縦方向R2でも構わないし、スリット36sの形成本数も何本でも構わないし、嵌合部材37も上述した図11に示すように、先端硬質部材121が兼ねていても構わない。

【0100】

このような構成によれば、嵌合部材37が嵌合される前のケーブル41の外周と挿通部36の外周側部の内面36nとのクリアランスSを、横方向R1に大きく確保できるため、挿通部36内に対するケーブル41の挿通作業性が向上する他、上述した第1実施の形態よりも嵌合部材37が嵌合される前の縦方向R2におけるクリアランスSを小さくできるため、上述した第1実施の形態よりも挿通部36の縦方向R2における小径化を図ることができる。

【0101】

尚、本実施の形態の構成は、超音波プローブ50の先端側を先端硬質部材121内に設けた際、先端硬質部材121内において、縦方向R2における外径寸法に余裕がなく、横方向R1における外径寸法に余裕がある場合に特に有効である。

【0102】

尚、その他の効果は、上述した第1実施の形態と同様である。

【0103】

(第3実施の形態)

図17は、本実施の形態の超音波内視鏡における超音波プローブの先端側を、絶縁チューブを除いて示す部分斜視図、図18は、図17の超音波プローブの先端側において、挿通部の外周側部の外面から嵌合部材を引き抜いた状態を示す部分斜視図である。

10

【0104】

この第3実施の形態の超音波内視鏡の構成は、上述した図1～図11に示した第1実施の形態の超音波内視鏡、図12～図16に示した第2実施の形態の超音波内視鏡と比して、嵌合部材の内面に突起部が形成されている点が異なる。よって、第1、第2実施の形態と同様の構成には同じ符号を付し、その説明は省略する。

【0105】

図17、図18に示すように、本実施の形態においては、嵌合部材37の内面37nにおいて、挿通部36のスリット36sに嵌合する突起部37tが、延在方向Eにおけるスリット36sの形成範囲に相当する長さ形成されている。また、突起部37tは、スリット36sの本数と同数が内面37nに形成されている。

20

【0106】

尚、その他の構成は、上述した第1実施の形態と同じである。また、スリット36sの形成位置は、上述した図9に示す縦方向R2でも構わないし、スリット36sの形成本数も何本でも構わない。

【0107】

さらに、嵌合部材37も上述した図11に示すように、先端硬質部材121が兼ねていても構わないし、挿通部36は、上述した第2実施の形態のように、楕円の円筒形状を有して延出されていても構わない。

【0108】

このような構成によれば、挿通部36の外周側部の肉厚Tが、ケーブル41の規定の耐電圧性を確保できないような厚みであっても、挿通部36の外周側部の外面36gに嵌合部材37が嵌合された際、スリット36sに突起部37tが嵌合しスリット36sを塞ぐ。

30

【0109】

このことから、嵌合部材37も挿通部36とともにケーブル41の規定の耐電圧性を確保する部材として機能し得るため、挿通部36の外周側部の肉厚T+嵌合部材37の肉厚が、ケーブル41の電気安全規格を確保する最小限の肉厚となっていれば良くなることから、挿通部36の外周側部の肉厚Tが薄くてもケーブル41の電気安全規格を十分確保することができる。

【0110】

尚、その他の効果は、上述した第1、第2実施の形態と同様である。

40

【0111】

(第4実施の形態)

図19は、本実施の形態の超音波内視鏡における超音波プローブの先端側を、ハウジング部及び挿通部のみを抽出して示す部分斜視図、図20は、図19の挿通部の溝に水密部材が嵌合された状態を示す部分斜視図、図21は、図20の挿通部の外周側部の外面に先端硬質部材が嵌合された際の超音波プローブの先端側の部分断面図である。

【0112】

この第4実施の形態の超音波内視鏡の構成は、上述した図1～図11に示した第1実施の形態の超音波内視鏡、図12～図16に示した第2実施の形態の超音波内視鏡、図17

50

、図 18 に示した第 3 実施の形態の超音波内視鏡と比して、挿通部の各小片のハウジング部に接する部位に薄肉部がそれぞれ形成されている点が異なる。よって、第 1 ～ 第 3 実施の形態と同様の構成には同じ符号を付し、その説明は省略する。

【0113】

図 19 に示すように、挿通部 36 の外周側部における 4 つの小片 36 a ～ 36 d において、ハウジング部 34 に接する部位 36 f に、挿通部 36 の外周側部の他の部位よりも薄肉な薄肉部 36 u がそれぞれ形成されている。

【0114】

各薄肉部 36 u は、弾性変形する各小片 36 a ～ 36 d の各部位 36 f に集中する応力を緩和するものであり、図 19 に示すように、周方向 C に周状に形成された溝 M を有している。

【0115】

溝 M には、図 20、図 21 に示すように、リング等の水密部材 39 が嵌合されている。水密部材 39 は、図 21 に示すように、嵌合部材 37 が先端硬質部材 121 を兼ねている場合、挿通部 36 と先端硬質部材 121 との間の水密性を確保する。

【0116】

尚、その他の構成は、上述した第 1 実施の形態と同じである。また、スリット 36 s の形成本数も何本でも構わないし、挿通部 36 は、上述した第 2 実施の形態のように、楕円の円筒形状を有して延出されていても構わないし、先端硬質部材 121 に、スリット 36 s に嵌合される突起部が設けられていても構わない。

【0117】

このような構成によれば、挿通部 36 の外周側部の外面 36 g に先端硬質部材 121 が嵌合された際、各小片 36 a ～ 36 d の弾性変形に伴う各部位 36 f に付加される応力を薄肉部 36 u によって緩和できる他、挿通部 36 と先端硬質部材 121 との水密を、薄肉部 36 u の溝 M に嵌合された水密部材 39 によって確保することができる。即ち、薄肉部 36 u は、各小片 36 a ～ 36 d の応力の緩和機能と、水密部材 39 の配置位置とを兼ねることができる。

【0118】

尚、その他の効果は、上述した第 1 ～ 第 3 実施の形態と同じである。

【0119】

(第 5 実施の形態)

図 22 は、本実施の形態の超音波内視鏡における超音波プローブの先端側を、絶縁チューブを除いて示す部分斜視図、図 23 は、図 22 の超音波プローブの先端側から嵌合部材を除いて示す部分斜視図、図 24 は、図 22 の超音波プローブの先端側からのハウジング部及び挿通部のみを抽出して示す部分斜視図である。

【0120】

この第 5 実施の形態の超音波内視鏡の構成は、上述した図 1 ～ 図 11 に示した第 1 実施の形態の超音波内視鏡、図 12 ～ 図 16 に示した第 2 実施の形態の超音波内視鏡、図 17、図 18 に示した第 3 実施の形態の超音波内視鏡、図 19 ～ 図 21 に示した第 4 実施の形態の超音波内視鏡と比して、挿通部の外周側部の外面に嵌合部の抜け止め突起が設けられている点が異なる。よって、第 1 ～ 第 4 実施の形態と同様の構成には同じ符号を付し、その説明は省略する。

【0121】

図 23、図 24 に示すように、挿通部 36 の外周側部の各小片 36 a ～ 36 d の外面 36 g において、延在方向 E の略中央部に、径方向の外側に膨らむ嵌合部材 37 の抜け止め突起 36 t がそれぞれ設けられていても構わない。

【0122】

尚、その他の構成は、上述した第 1 実施の形態と同じである。また、スリット 36 s の形成本数も何本でも構わないし、さらに、嵌合部材 37 も図 11 に示すように、先端硬質部材 121 が兼ねていても構わない。

【0123】

また、挿通部36は、上述した第2実施の形態のように、楕円の円筒形状を有して延出されていても構わないし、上述した第3実施の形態のように、嵌合部材37の内面37nに突起部37tが形成されていても構わないし、各小片部36a～36dの各部位36fに、上述した第4実施の形態のように薄肉部36uがそれぞれ形成されていても構わない。

【0124】

このような構成によれば、図22に示すように、挿通部36の外周側部の外面36gに嵌合部材37が嵌合された際、抜け止め突起36tにより、嵌合部材37が後方に抜けてしまうことがない。

【0125】

尚、その他の効果は、上述した第1～第4実施の形態と同じである。

【0126】

ところで、上述した図2に示したように、ケーブル41の基端側には、複数のコネクタ45が設けられている。尚、コネクタ45は、例えば薄板状のフレキシブル基板から構成されている。

【0127】

しかしながら、図2に示すように、コネクタ45は、複数のケーブル41よりも外径が若干大きいため、挿通部36を通過し難いといった問題があった。

【0128】

以下、図9の挿通部36に対してケーブル41及びコネクタ45を通過させる手順を、図25～図27を用いて示す。

【0129】

図25は、図9のハウジング部及び挿通部に対して、ケーブル及びコネクタを前方から近接させた状態を示す部分斜視図、図26は、図25のケーブル及びコネクタを、ハウジング部及び挿通部に挿通させた状態を示す部分斜視図、図27は、図26中のIIXVII-IXVII線に沿うハウジング部及び挿通部の断面を、ケーブル及びコネクタとともに示す図である。

【0130】

ハウジング部34及び挿通部36に対してケーブル41及びコネクタ45を挿通させる場合には、まず、作業者は、図25に示すように、ハウジング部34及び挿通部36に対してケーブル41及びコネクタ45の基端側を、ハウジング部34の前方から近接させる。

【0131】

その後、図26、図27に示すように、ケーブル41及びコネクタ45を、ハウジング部34及び挿通部36に対して通過させる。

【0132】

この際、コネクタ45を挿通部36に形成されたスリット36sに沿って通過させれば、挿通部36の内径をコネクタ45の外径に合わせる必要がなく、作業性良くコネクタ45を、スリット36sを用いて通過させることができるため、挿通部36に対するコネクタ45の通過性を向上させることができる他、挿通部36の小径化を実現することができる。

【0133】

本出願は、2014年12月1日に日本国に出願された特願2014-243427号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものである。

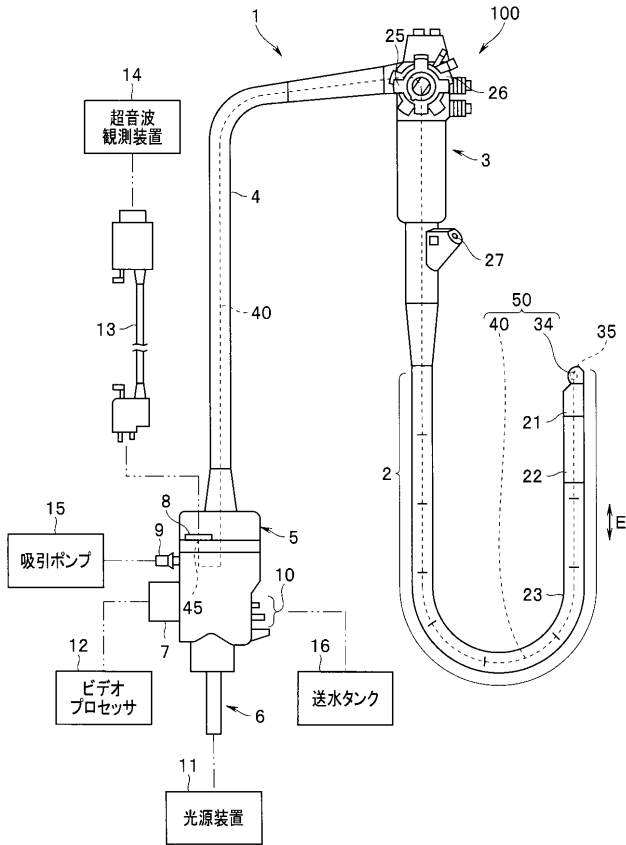
10

20

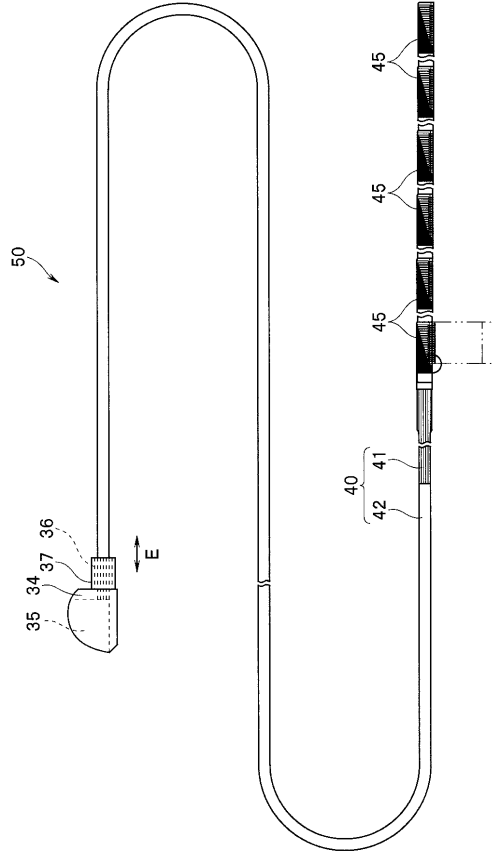
30

40

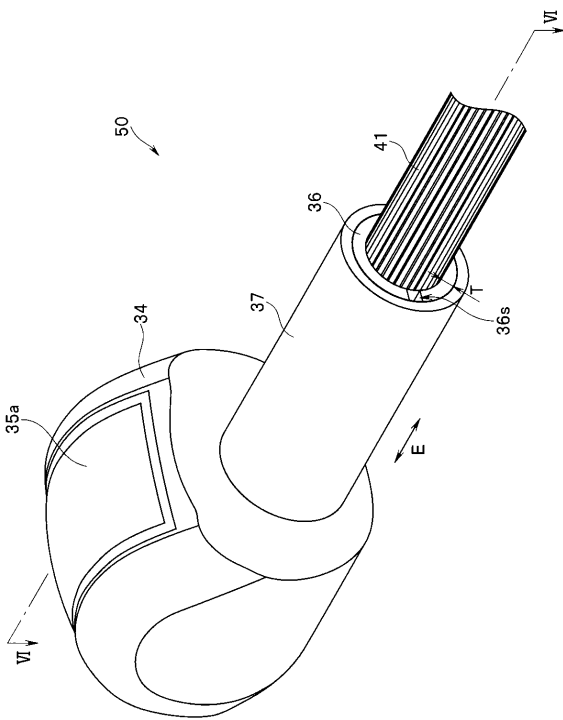
【図 1】



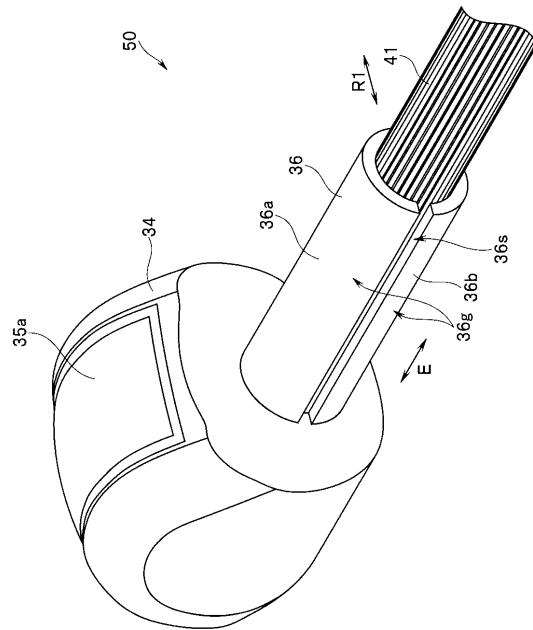
【図 2】



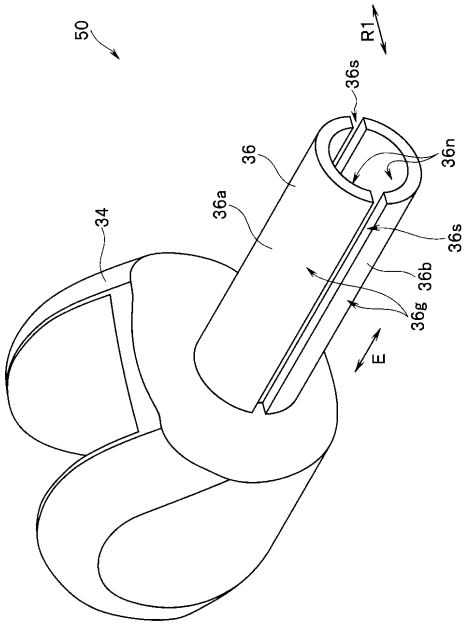
【図 3】



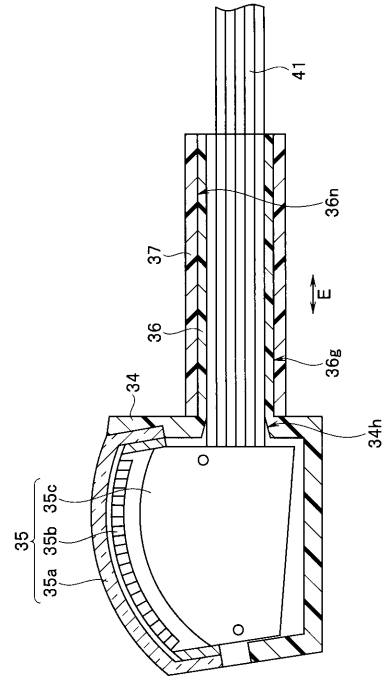
【図 4】



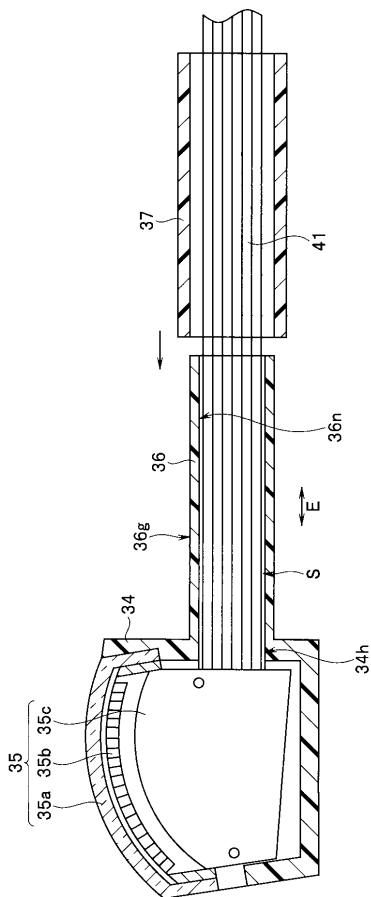
【図 5】



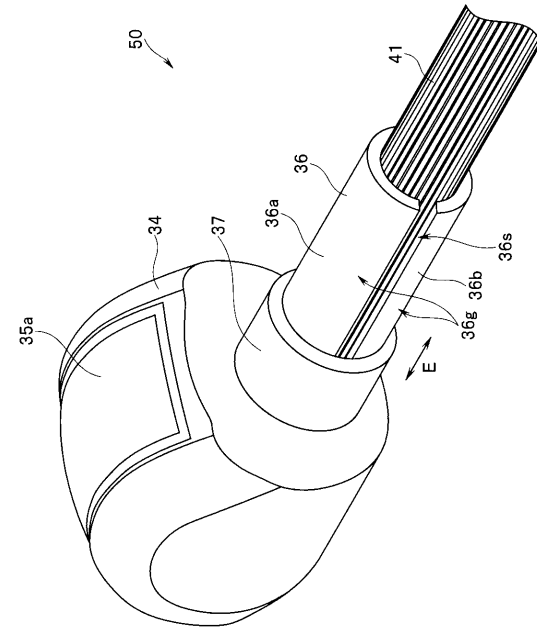
【図 6】



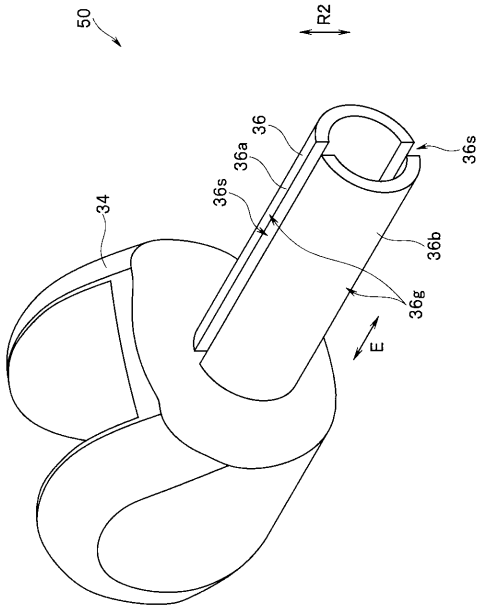
【図 7】



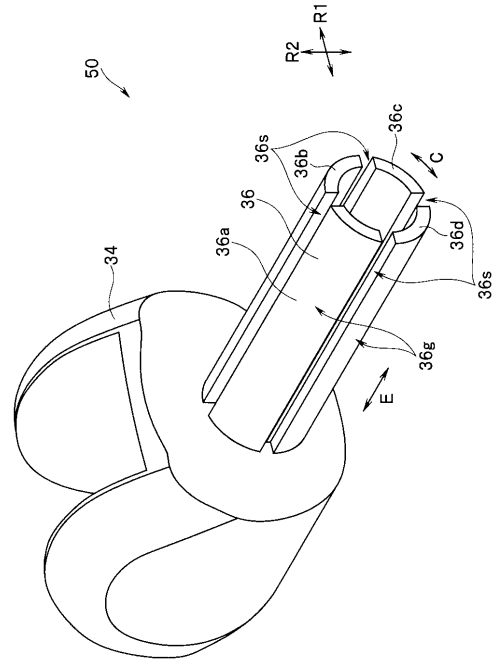
【図 8】



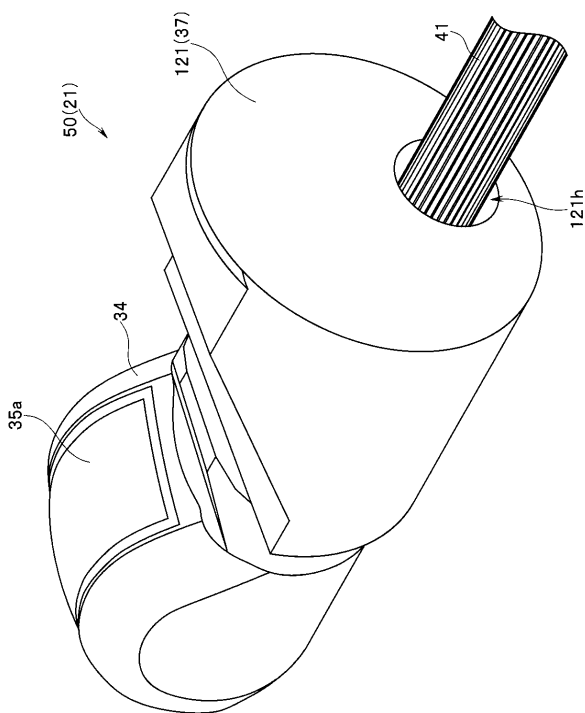
【図 9】



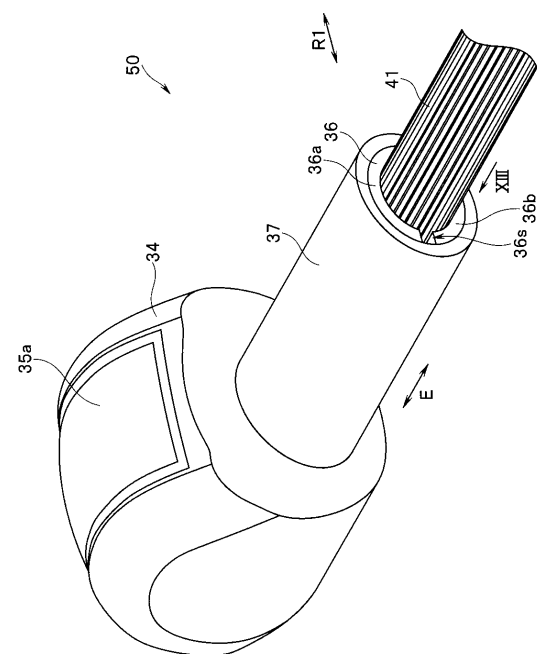
【図 10】



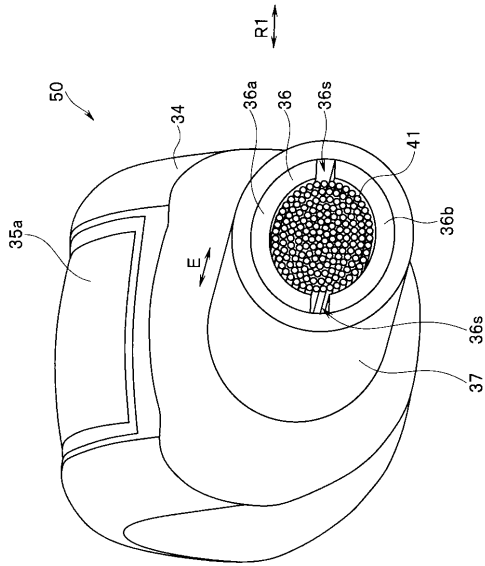
【図 11】



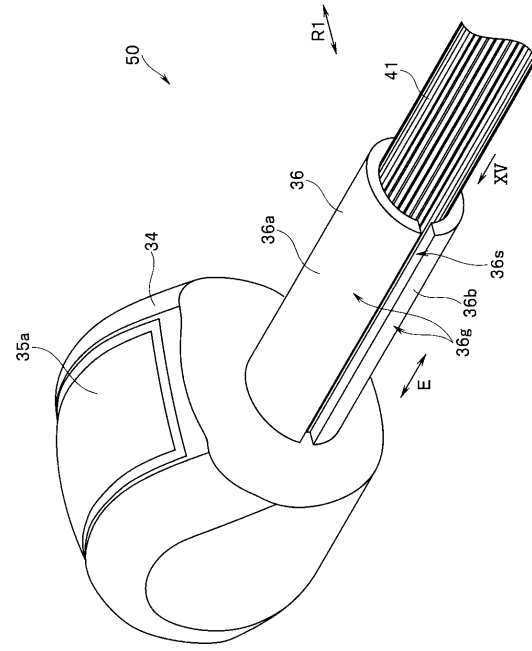
【図 12】



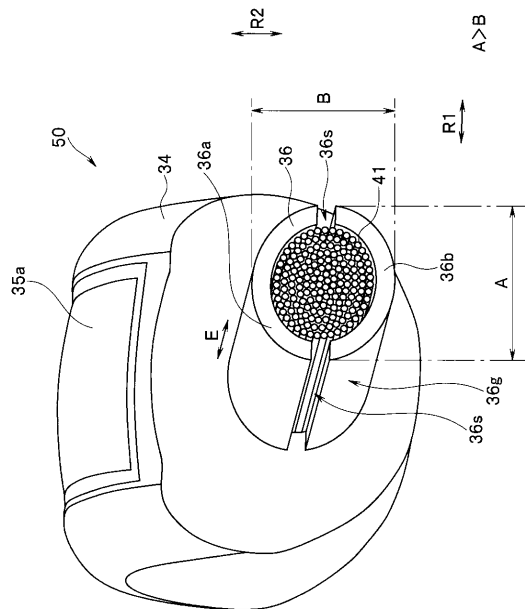
【図 13】



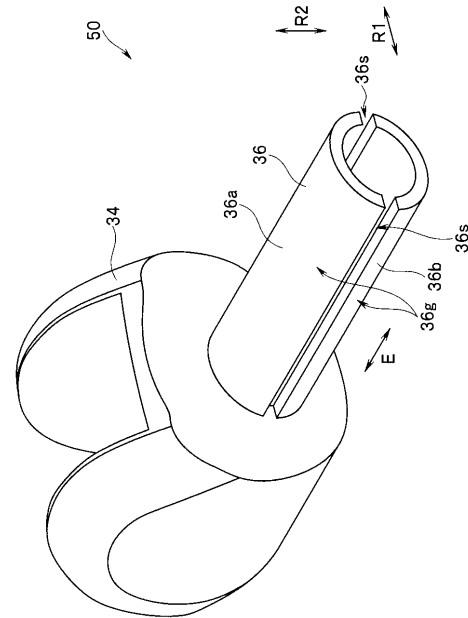
【図 14】



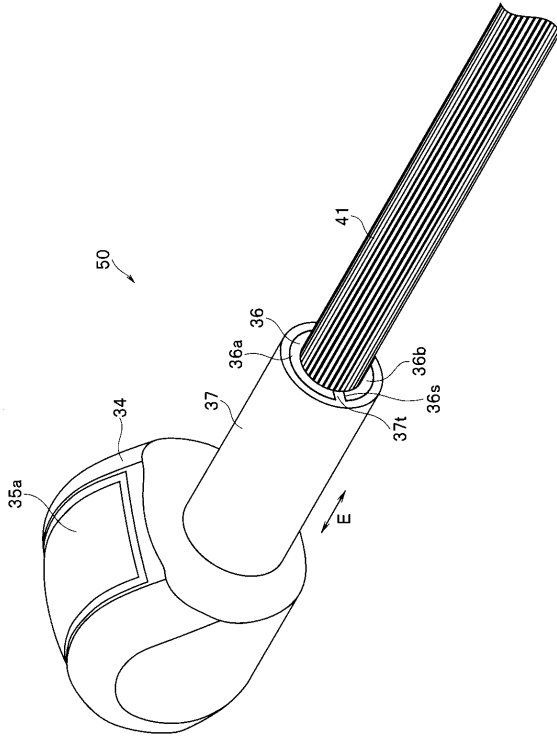
【図 15】



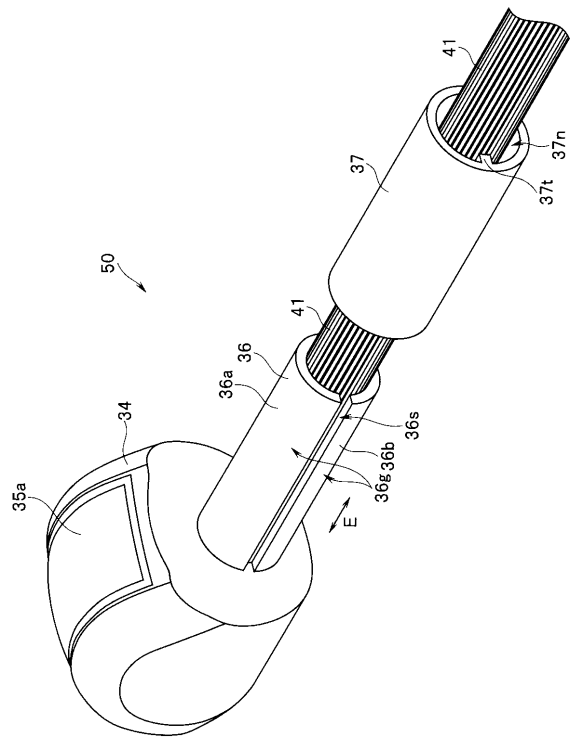
【図 16】



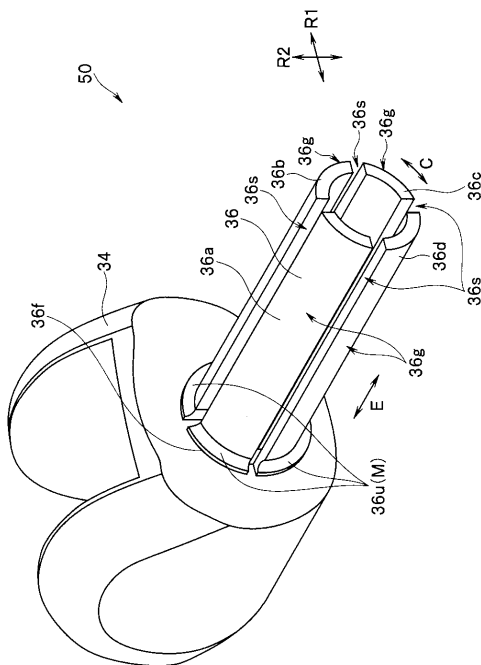
【図 17】



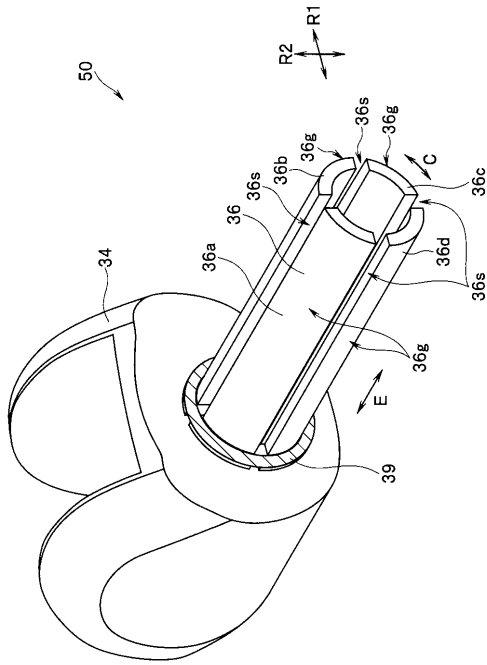
【図 18】



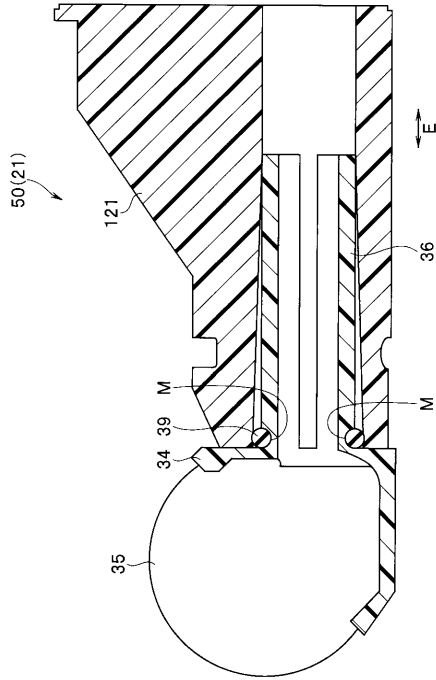
【図 19】



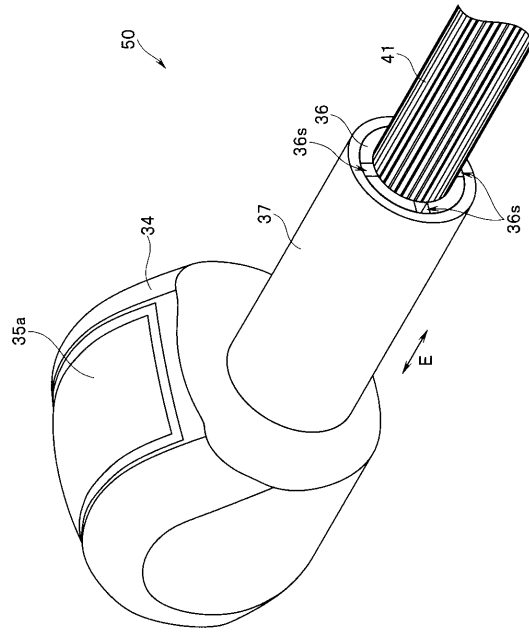
【図 20】



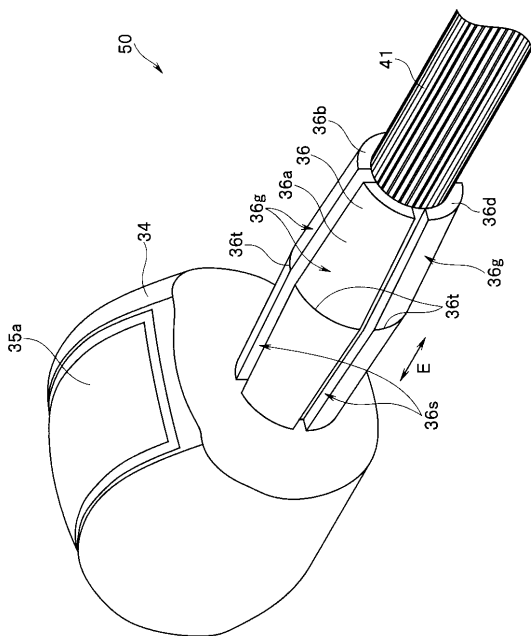
【図 2 1】



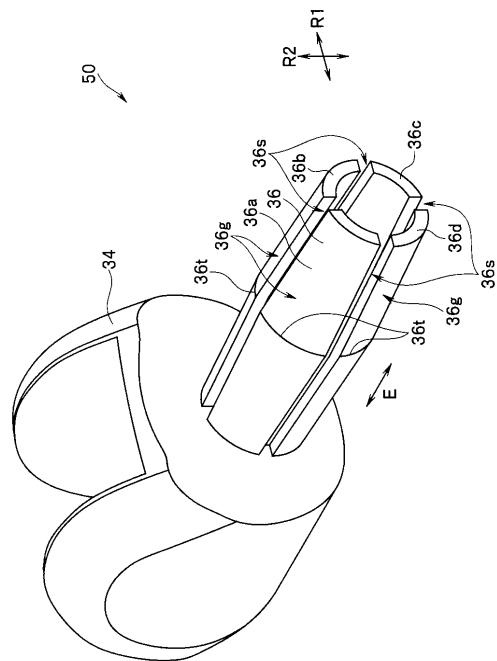
【図 2 2】



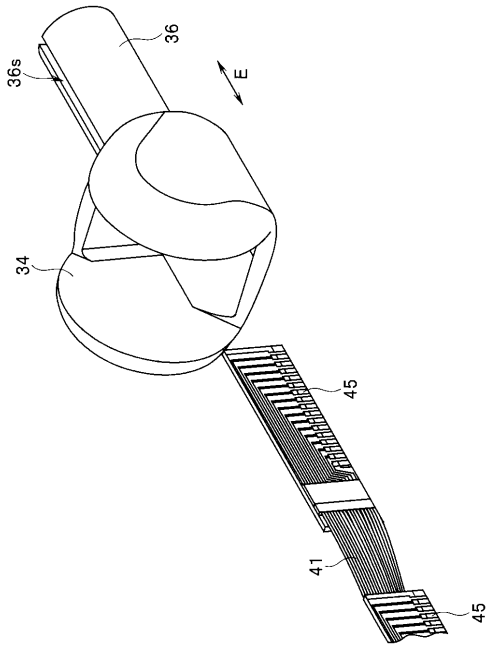
【図 2 3】



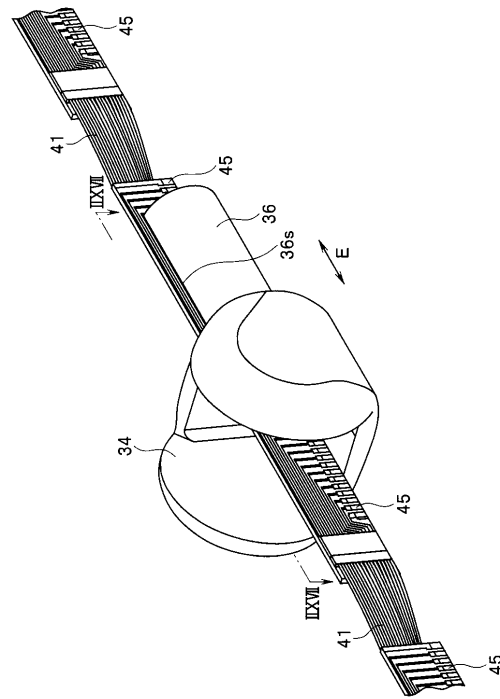
【図 2 4】



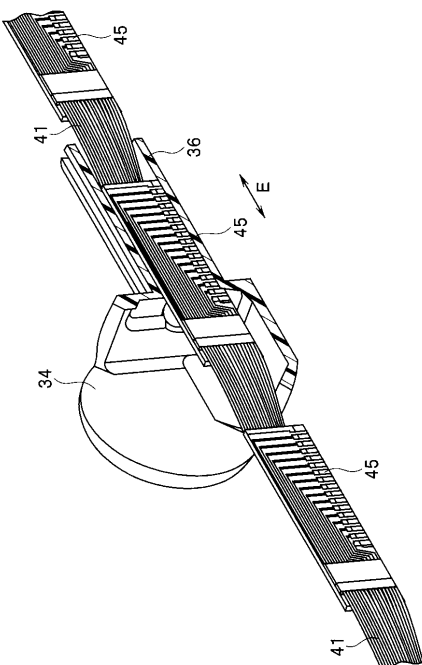
【図 25】



【図 26】



【図 27】



【手続補正書】

【提出日】平成28年2月10日(2016.2.10)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

観察部位に挿入されるとともに、延在方向の先端側にハウジング部が設けられた挿入部と、

前記ハウジング部内に設けられるとともに前記観察部位に対して超音波を送受信する超音波送受信部と、

前記超音波送受信部から前記延在方向の後方に延出された、前記超音波送受信部に入出力される電気信号を伝送するケーブルと、

前記ハウジング部から前記延在方向の後方に略円筒状を有して延出され、外周側部に前記延在方向に沿ったスリットが形成された、前記ハウジング部内から前記ケーブルを延出させる挿通部と、

前記挿通部の前記外周側部の外面に対し、前記延在方向に沿った少なくとも一部を被覆するよう嵌合された嵌合部材と、

を具備することを特徴とする超音波内視鏡。

【請求項 2】

前記挿通部は、前記ハウジング部から楕円の円筒形状を有して延出されていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 3】

前記嵌合部材の内面に、前記挿通部の前記スリットに嵌合する突起部が設けられていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 4】

前記挿通部の前記外周側部において、前記ハウジング部に接する部位における周方向の少なくとも一部に、前記挿通部の他の部位よりも薄肉な薄肉部が形成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 5】

前記薄肉部は、前記挿通部の前記外周側部における前記外面に周状に形成された溝を有し、

前記溝に前記嵌合部材との水密部材が嵌入されていることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 6】

前記挿通部の前記外周側部における前記外面に、前記嵌合部材の抜け止め突起が設けられていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 7】

前記嵌合部材は、前記挿入部の前記延在方向の先端側に位置する先端部を構成する先端硬質部材であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波内視鏡。

【手続補正書】

【提出日】平成28年8月5日(2016.8.5)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0015

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0015】

本発明の一態様による超音波プローブは、観察部位に挿入されるとともに、延在方向の先端側にハウジング部が設けられた挿入部と、前記ハウジング部内に設けられるとともに前記観察部位に対して超音波を送受信する超音波送受信部と、前記超音波送受信部から前記延在方向の後方に延出された、前記超音波送受信部に入出力される電気信号を伝送するケーブルと、前記ハウジング部から前記延在方向の後方に略円筒状を有して延出され、外周側部に前記延在方向に沿って基端に達するスリットが形成された、前記ハウジング部内から前記ケーブルを延出させる挿通部と、前記挿通部の前記外周側部の外面に対し、前記延在方向に沿った少なくとも一部を被覆するよう嵌合された嵌合部材と、を具備する。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

観察部位に挿入されるとともに、延在方向の先端側にハウジング部が設けられた挿入部と、

前記ハウジング部内に設けられるとともに前記観察部位に対して超音波を送受信する超音波送受信部と、

前記超音波送受信部から前記延在方向の後方に延出された、前記超音波送受信部に入出力される電気信号を伝送するケーブルと、

前記ハウジング部から前記延在方向の後方に略円筒状を有して延出され、外周側部に前記延在方向に沿って基端に達するスリットが形成された、前記ハウジング部内から前記ケーブルを延出させる挿通部と、

前記挿通部の前記外周側部の外面に対し、前記延在方向に沿った少なくとも一部を被覆するよう嵌合された嵌合部材と、

を具備することを特徴とする超音波内視鏡。

【請求項 2】

前記挿通部は、前記ハウジング部から楕円の円筒形状を有して延出されていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 3】

前記嵌合部材の内面に、前記挿通部の前記スリットに嵌合する突起部が設けられていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 4】

前記挿通部の前記外周側部において、前記ハウジング部に接する部位における周方向の少なくとも一部に、前記挿通部の他の部位よりも薄肉な薄肉部が形成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 5】

前記薄肉部は、前記挿通部の前記外周側部における前記外面に周状に形成された溝を有し、

前記溝に前記嵌合部材との水密部材が嵌入されていることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 6】

前記挿通部の前記外周側部における前記外面に、前記嵌合部材の抜け止め突起が設けられていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 7】

前記嵌合部材は、前記挿入部の前記延在方向の先端側に位置する先端部を構成する先端硬質部材であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 8】

前記スリットは、前記外周側部に対し前記延在方向に沿って先端から前記基端まで形成

されていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波内視鏡。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/080897

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/12 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/12

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2010-11989 A (Hoya Corp.), 21 January 2010 (21.01.2010), paragraphs [0019] to [0027]; fig. 1 to 4 (Family: none)	1-7
A	WO 2013/077101 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 30 May 2013 (30.05.2013), paragraphs [0011] to [0038], [0064] to [0066]; fig. 1 to 3, 6 & US 2013/0204140 A1 paragraphs [0018] to [0045], [0074] to [0076]; fig. 1 to 3, 6 & EP 2644103 A1 & CN 103281966 A	1-7

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
08 January 2016 (08.01.16)Date of mailing of the international search report
19 January 2016 (19.01.16)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 8 0 8 9 7	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/12(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/12			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2016年 日本国実用新案登録公報 1996-2016年 日本国登録実用新案公報 1994-2016年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 2010-11989 A (H O Y A株式会社) 2010.01.21, [0019]-[0027], 図 1-4 (ファミリーなし)	1-7	
A	WO 2013/077101 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2013.05.30, [0011]-[0038], [0064]-[0066], 図 1-3, 6 & US 2013/0204140 A1, [0018]-[0045], [0074]-[0076], Figs. 1-3, 6 & EP 2644103 A1 & CN 103281966 A	1-7	
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 08.01.2016		国際調査報告の発送日 19.01.2016	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 門田 宏	2Q 9224
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超音波内视镜		
公开(公告)号	JPWO2016088496A1	公开(公告)日	2017-04-27
申请号	JP2016507324	申请日	2015-11-02
[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	北原俊弘		
发明人	北原 俊弘		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/12 A61B1/00073 A61B1/00114 A61B8/445		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB22 4C601/EE13 4C601/EE14 4C601/FE02 4C601/GA02		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2014243427 2014-12-01 JP		
其他公开文献	JP6013648B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

设置在壳体单元中的超声波收发器单元，用于向观察区域发送超声波和从观察区域接收超声波；以及输入/输出单元用于从壳体部分（34）内部传输电信号的电缆（41），从壳体部分（34）延伸并具有沿其外周侧上的延伸方向E形成的狭缝（36s）的电缆（41）（36）和安装构件（37），其装配成沿着延伸方向E覆盖插入部分（36）的外周侧部分的外表面（36g）的至少一部分到。

