

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第6013648号
(P6013648)

(45) 発行日 平成28年10月25日(2016.10.25)

(24) 登録日 平成28年9月30日(2016.9.30)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

請求項の数 8 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2016-507324 (P2016-507324)
 (86) (22) 出願日 平成27年11月2日(2015.11.2)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2015/080897
 審査請求日 平成28年2月10日(2016.2.10)
 (31) 優先権主張番号 特願2014-243427 (P2014-243427)
 (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)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都八王子市石川町2951番地
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (74) 代理人 100101661
 弁理士 長谷川 靖
 (74) 代理人 100135932
 弁理士 篠浦 治
 (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

審査官 門田 宏

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】

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。

10

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 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。

【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。

【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。

【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、

10

20

30

40

50

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。

【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。

【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。

【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。

【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

【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

10

20

30

40

50

【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

【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

10

【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

【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

20

【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

【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

30

【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

【図 27】図 26 中のIIIXVII-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。

40

(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。

【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

50

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。

【 0 0 2 0 】

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 1 0 とが設けられている。

【 0 0 2 1 】

光源コネクタ 6 に、照明光を供給する光源装置 1 1 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 1 2 が着脱自在な構成となっている。

【 0 0 2 2 】

超音波コネクタ 8 に、超音波ケーブル 1 3 を介して超音波観測装置 1 4 が着脱自在な構成となっている。

【 0 0 2 3 】

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 1 5 が着脱自在な構成となっている。さらに、送気送水口金 1 0 に、図示しない送気・送水チューブを介して送水タンク 1 6 が着脱自在な構成となっている。

【 0 0 2 4 】

超音波観測装置 1 4 は、超音波ケーブル 1 3、後述するケーブル 4 1 (図 2 参照) を介して電気信号を、後述する超音波送受信部 3 5 に対して送信するとともに、電気信号が超音波ケーブル 1 3、ケーブル 4 1 を介して超音波送受信部 3 5 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 3 5 b (図 6 参照) の駆動制御や、該超音波振動子 3 5 b 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。

【 0 0 2 5 】

尚、超音波観測装置 1 4 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。

【 0 0 2 6 】

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 2 1 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 2 2 と、長尺でかつ可撓性を有する可撓管部 2 3 とが連設されて構成されている。尚、先端部 2 1 の先端側に、ハウジング部 3 4 の少なくとも一部が露出されている。

【 0 0 2 7 】

操作部 3 に、湾曲部 2 2 の湾曲操作を行う湾曲操作ノブ 2 5、2 6 が設けられている。また、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 2 7 が設けられている。

【 0 0 2 8 】

ビデオプロセッサ 1 2 は、先端部 2 1 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。

【 0 0 2 9 】

また、超音波内視鏡 1 は、ハウジング部 3 4 を有する超音波プローブ 5 0 を具備している。

【 0 0 3 0 】

次に、図 2 を参照して超音波プローブ 5 0 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。

【 0 0 3 1 】

図 2 に示すように、超音波プローブ 5 0 は、ハウジング部 3 4 と、該ハウジング部 3 4 内に設けられた超音波送受信部 3 5 と、挿通部 3 6 と、嵌合部材 3 7 と、超音波振動子ケーブル 4 0 を具備している。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 2 】

超音波振動子ケーブル 4 0 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 3 5 に入出力される電気信号を伝送するケーブル 4 1 と、ケーブル 4 1 の外周を被覆する絶縁チューブ 4 2 とから主要部が構成されており、絶縁チューブ 4 2 により、複数本の信号線から構成されたケーブル 4 1 は、超音波振動子ケーブル 4 0 として 1 本に束ねられている。

【 0 0 3 3 】

尚、絶縁チューブ 4 2 は、ケーブル 4 1 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 5 0 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、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。

10

【 0 0 3 4 】

さらに、絶縁チューブ 4 2 は、超音波プローブ 5 0 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 4 1 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 4 1 を他の金属部材に対して絶縁する機能を有している。

【 0 0 3 5 】

また、超音波振動子ケーブル 4 0 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 4 1 の外周に絶縁チューブ 4 2 が被覆されていないことから、ケーブル 4 1 が露出されており、ケーブル 4 1 の露出部位に、ケーブル 4 1 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 4 5 が複数設けられている。

20

【 0 0 3 6 】

ケーブル 4 1 の延在方向 E の先端（以下、単に先端と称す）は、挿通部 3 6 を介してハウジング部 3 4 内まで導入されており、ハウジング部 3 4 内において、超音波送受信部 3 5 に電氣的に接続されている。即ち、ケーブル 4 1 は、ハウジング部 3 4 内の超音波送受信部 3 5 から挿通部 3 6 を介して後方に延出されている。

【 0 0 3 7 】

尚、絶縁チューブ 4 2 の先端側は、嵌合部材 3 7 の外周に被覆されて位置していても構わないし、挿通部 3 6 及び嵌合部材 3 7 の外周を被覆せずに、挿通部 3 6 の基端と同じ位置に位置していても構わない。

30

【 0 0 3 8 】

但し、この場合、ケーブル 4 1 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 2 は、ケーブル 4 1 に対して隙間無く、即ケーブル 4 1 が露出されることなく、ケーブル 4 1 を被覆している必要がある。

【 0 0 3 9 】

次に、超音波プローブ 5 0 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。

【 0 0 4 0 】

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。

40

【 0 0 4 1 】

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。

【 0 0 4 2 】

図 2、図 6、図 7 に示すように、ハウジング部 3 4 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 3 5 が設けられている。尚、ハウジング部 3 4 は、図 6、図 7 に示

50

すように、超音波送受信部 3 5 の超音波送受信面となる後述する音響レンズ 3 5 a が露出されるよう、超音波送受信部 3 5 を保持している。

【 0 0 4 3 】

また、ハウジング部 3 4 は、絶縁チューブ 4 2 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、または P E T 等の樹脂から構成されている。

【 0 0 4 4 】

超音波送受信部 3 5 は、図 6、図 7 に示すように、音響レンズ 3 5 a と、超音波振動子 3 5 b と、基板 3 5 c とを具備している。

【 0 0 4 5 】

超音波振動子 3 5 b は、観察部位に対して音響レンズ 3 5 a 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 3 5 a を介して受信して電気信号に変換するものである。

【 0 0 4 6 】

音響レンズ 3 5 a は、超音波振動子 3 5 b 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。

【 0 0 4 7 】

基板 3 5 c は、超音波振動子 3 5 b 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 4 0 の先端側において、絶縁チューブ 4 2 が被覆されていない、即ち露出されたケーブル 4 1 の先端が電氣的に接続されている。

【 0 0 4 8 】

このことにより、超音波振動子 3 5 b によって超音波から変換された電気信号は、基板 3 5 c を介して、ケーブル 4 1 に伝達される。

【 0 0 4 9 】

また、図 6、図 7 に示すように、ハウジング部 3 4 の基端側には、先端が基板 3 5 c に電氣的に接続されたケーブル 4 1 を、ハウジング部 3 4 内からハウジング部 3 4 外へと導出する孔部 3 4 h が形成されている。

【 0 0 5 0 】

ここで、図 2 ~ 図 7 に示すように、ハウジング部 3 4 の基端面に、孔部 3 4 h 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 3 6 が設けられている。

【 0 0 5 1 】

尚、図 6、図 7 においては、挿通部 3 6 は、ハウジング部 3 4 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 3 6 は、ハウジング部 3 4 の基端面に対して固定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。

【 0 0 5 2 】

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。

【 0 0 5 3 】

尚、電気安全規格を確保する肉厚 T としては、例えば 0 . 4 m m ~ 0 . 5 m m 程度の肉厚が挙げられる。

【 0 0 5 4 】

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。

【 0 0 5 5 】

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 5 6 】

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。

【 0 0 5 7 】

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。

10

【 0 0 5 8 】

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。

【 0 0 5 9 】

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。

20

【 0 0 6 0 】

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。

【 0 0 6 1 】

次に、本実施の形態の作用について説明する。

【 0 0 6 2 】

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。

30

【 0 0 6 3 】

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、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。

【 0 0 6 4 】

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。

40

【 0 0 6 5 】

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。

【 0 0 6 6 】

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。

【 0 0 6 7 】

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

50

る。

【0068】

このように、本実施の形態においては、挿通部36の外周側部において、挿通部36の先端から基端まで延在方向Eに沿ってスリット36sが形成されていると示した。また、挿通部36の外周側部の外面36gに、嵌合部材37が嵌合されていると示した。

【0069】

このことによれば、挿通部36内に対してケーブル41を挿通する作業を行う際、作業者は、スリット36sによって形成された挿通部36の外周側部の小片36a、36bを径方向の外側に弾性変形させることにより、ケーブル41の本数が増えてもケーブル41の外周と挿通部36の内面36nとのクリアランスSを広げることができるため、挿通部36に対するケーブル41の挿通性が向上される。

10

【0070】

また、挿通部36に対してケーブル41が挿通された後は、挿通部36の外周側部の外面36gに嵌合部材37が嵌合されることにより、スリット36sを介して小片36a、36bは、径方向の内側に弾性変形することから、ケーブル41の外周と挿通部36の内面36nとのクリアランスSがなくなるまたは最小限となる。

【0071】

このため、挿通部36は、クリアランスSを殆ど無視できることから、ケーブル41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37もクリアランスSよりも薄肉であることから、挿通部36が設けられる先端部21の小径化も実現することができる。

20

【0072】

さらには、クリアランスSが殆どなくなるため、挿通部36内における延在方向Eのケーブル41の位置ずれを、ケーブル41の外周に当接する挿通部36の外周側部の内面36nにより防ぐことができる。

【0073】

以上から、挿通部36に対してケーブル41を挿通させる際の作業性を損なうことなく、挿通部36におけるケーブル41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。

30

【0075】

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。

40

【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。

【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

50

し、横方向 R 1 において対向して形成されて小片 3 6 a、3 6 b が形成されていると示した。

【 0 0 8 1 】

これに限らず、図 9 に示すように、2 本のスリット 3 6 s は、挿通部 3 6 の外周側部に対し、超音波振動子 3 5 b の配列方向（以下、縦方向と称す）R 2 に対向して形成されて小片 3 6 a、3 6 b が形成されていても構わない。

【 0 0 8 2 】

このように、縦方向 R 2 に 2 本のスリット 3 6 s 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。

【 0 0 8 3 】

さらに、以下、別の変形例を、図 1 0 を用いて示す。図 1 0 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。

【 0 0 8 4 】

上述した本実施の形態においては、2 本のスリット 3 6 s は、挿通部 3 6 の外周側部に対し、横方向 R 1 において対向して形成され、2 つの小片 3 6 a、3 6 b が形成されていると示した。

【 0 0 8 5 】

また、図 9 においては、2 本のスリット 3 6 s は、挿通部 3 6 の外周側部に対し、縦方向 R 2 において対向して形成され、2 つの小片 3 6 a、3 6 b が形成されていると示した。

【 0 0 8 6 】

これに限らず、図 1 0 に示すように、スリット 3 6 s は、挿通部 3 6 の外周側部に対し、横方向 R 1 に対向して 2 本形成されるとともに、縦方向 R 2 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 3 6 a、3 6 b、3 6 c、3 6 d が形成されていても構わない。

【 0 0 8 7 】

このように、4 本のスリット 3 6 s 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。

【 0 0 8 8 】

尚、スリット 3 6 s の本数は、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。

【 0 0 8 9 】

また、以下、別の変形例を、図 1 1 を用いて示す。図 1 1 は、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である。

【 0 0 9 0 】

図 1 1 に示すように、嵌合部材 3 7 は、先端部 2 1 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 1 2 1 から構成されていても構わない。即ち、図 1 1 においては、先端硬質部材 1 2 1 が嵌合部材 3 7 を兼ねている。

【 0 0 9 1 】

この場合、先端硬質部材 1 2 1 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 1 2 1 h の内周面が挿通部 3 6 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。

【 0 0 9 2 】

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 3 7 は、図示しないが、先端硬質部材 1 2 1 のチャンネル 1 2 1 h 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 3 6 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 3 7 を設けなくても良い。

【 0 0 9 3 】

よって、嵌合部材 3 7 の厚み分だけ、上述した本実施の形態よりも先端部 2 1 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。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 4 】

(第 2 実施の形態)

図 1 2 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 1 3 は、図 1 2 の超音波プローブの先端側を、図 1 2 中のXIII方向から見た図である。

【 0 0 9 5 】

また、図 1 4 は、図 1 2 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 1 5 は、図 1 4 の超音波プローブの先端側を、図 1 4 中のXV方向から見た図、図 1 6 は、図 1 2 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

【 0 0 9 6 】

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 1 1 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。

【 0 0 9 7 】

図 1 2 ~ 図 1 6 に示すように、本実施の形態においては、挿通部 3 6 は、ハウジング部 3 4 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。

【 0 0 9 8 】

より具体的には、図 1 3、図 1 5 に示すように、横方向 R 1 の径 A が、縦方向 R 2 の径 B よりも大きな ($A > B$) 横方向 R 1 に細長な楕円の円筒形状を有して延出されている。

20

【 0 0 9 9 】

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 3 6 s の形成位置は、上述した図 9 に示す縦方向 R 2 でも構わないし、スリット 3 6 s の形成本数も何本でも構わないし、嵌合部材 3 7 も上述した図 1 1 に示すように、先端硬質部材 1 2 1 が兼ねていても構わない。

【 0 1 0 0 】

このような構成によれば、嵌合部材 3 7 が嵌合される前のケーブル 4 1 の外周と挿通部 3 6 の外周側部の内面 3 6 n とのクリアランス S を、横方向 R 1 に大きく確保できるため、挿通部 3 6 内に対するケーブル 4 1 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 3 7 が嵌合される前の縦方向 R 2 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 3 6 の縦方向 R 2 における小径化を図ることができる。

30

【 0 1 0 1 】

尚、本実施の形態の構成は、超音波プローブ 5 0 の先端側を先端硬質部材 1 2 1 内に設けた際、先端硬質部材 1 2 1 内において、縦方向 R 2 における外径寸法に余裕がなく、横方向 R 1 における外径寸法に余裕がある場合に特に有効である。

【 0 1 0 2 】

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。

【 0 1 0 3 】

(第 3 実施の形態)

40

図 1 7 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 1 8 は、図 1 7 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。

【 0 1 0 4 】

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 1 1 に示した第 1 実施の形態の超音波内視鏡、図 1 2 ~ 図 1 6 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。

【 0 1 0 5 】

図 1 7、図 1 8 に示すように、本実施の形態においては、嵌合部材 3 7 の内面 3 7 n に

50

において、挿通部 3 6 のスリット 3 6 s に嵌合する突起部 3 7 t が、延在方向 E におけるスリット 3 6 s の形成範囲に相当する長さ形成されている。また、突起部 3 7 t は、スリット 3 6 s の本数と同数が内面 3 7 n に形成されている。

【 0 1 0 6 】

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 3 6 s の形成位置は、上述した図 9 に示す縦方向 R 2 でも構わないし、スリット 3 6 s の形成本数も何本でも構わない。

【 0 1 0 7 】

さらに、嵌合部材 3 7 も上述した図 1 1 に示すように、先端硬質部材 1 2 1 が兼ねていても構わないし、挿通部 3 6 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。

10

【 0 1 0 8 】

このような構成によれば、挿通部 3 6 の外周側部の肉厚 T が、ケーブル 4 1 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 3 6 の外周側部の外面 3 6 g に嵌合部材 3 7 が嵌合された際、スリット 3 6 s に突起部 3 7 t が嵌合しスリット 3 6 s を塞ぐ。

【 0 1 0 9 】

このことから、嵌合部材 3 7 も挿通部 3 6 とともにケーブル 4 1 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 3 6 の外周側部の肉厚 T + 嵌合部材 3 7 の肉厚が、ケーブル 4 1 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 3 6 の外周側部の肉厚 T が薄くてもケーブル 4 1 の電気安全規格を十分確保することができる。

20

【 0 1 1 0 】

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。

【 0 1 1 1 】

(第 4 実施の形態)

図 1 9 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 2 0 は、図 1 9 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 2 1 は、図 2 0 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。

30

【 0 1 1 2 】

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 1 1 に示した第 1 実施の形態の超音波内視鏡、図 1 2 ~ 図 1 6 に示した第 2 実施の形態の超音波内視鏡、図 1 7、図 1 8 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。

【 0 1 1 3 】

図 1 9 に示すように、挿通部 3 6 の外周側部における 4 つの小片 3 6 a ~ 3 6 d において、ハウジング部 3 4 に接する部位 3 6 f に、挿通部 3 6 の外周側部の他の部位よりも薄肉な薄肉部 3 6 u がそれぞれ形成されている。

40

【 0 1 1 4 】

各薄肉部 3 6 u は、弾性変形する各小片 3 6 a ~ 3 6 d の各部位 3 6 f に集中する応力を緩和するものであり、図 1 9 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。

【 0 1 1 5 】

溝 M には、図 2 0、図 2 1 に示すように、リング等の水密部材 3 9 が嵌合されている。水密部材 3 9 は、図 2 1 に示すように、嵌合部材 3 7 が先端硬質部材 1 2 1 を兼ねている場合、挿通部 3 6 と先端硬質部材 1 2 1 との間の水密性を確保する。

【 0 1 1 6 】

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 3 6 s の形

50

成本数も何本でも構わないし、挿通部 3 6 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 1 2 1 に、スリット 3 6 s に嵌合される突起部が設けられていても構わない。

【 0 1 1 7 】

このような構成によれば、挿通部 3 6 の外周側部の外面 3 6 g に先端硬質部材 1 2 1 が嵌合された際、各小片 3 6 a ~ 3 6 d の弾性変形に伴う各部位 3 6 f に付加される応力を薄肉部 3 6 u によって緩和できる他、挿通部 3 6 と先端硬質部材 1 2 1 との水密を、薄肉部 3 6 u の溝 M に嵌合された水密部材 3 9 によって確保することができる。即ち、薄肉部 3 6 u は、各小片 3 6 a ~ 3 6 d の応力の緩和機能と、水密部材 3 9 の配置位置とを兼ねることができる。

10

【 0 1 1 8 】

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。

【 0 1 1 9 】

(第 5 実施の形態)

図 2 2 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 2 3 は、図 2 2 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 2 4 は、図 2 2 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。

【 0 1 2 0 】

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 1 1 に示した第 1 実施の形態の超音波内視鏡、図 1 2 ~ 図 1 6 に示した第 2 実施の形態の超音波内視鏡、図 1 7、図 1 8 に示した第 3 実施の形態の超音波内視鏡、図 1 9 ~ 図 2 1 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。

20

【 0 1 2 1 】

図 2 3、図 2 4 に示すように、挿通部 3 6 の外周側部の各小片 3 6 a ~ 3 6 d の外面 3 6 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 3 7 の抜け止め突起 3 6 t がそれぞれ設けられていても構わない。

【 0 1 2 2 】

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 3 6 s の形成数も何本でも構わないし、さらに、嵌合部材 3 7 も図 1 1 に示すように、先端硬質部材 1 2 1 が兼ねていても構わない。

30

【 0 1 2 3 】

また、挿通部 3 6 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 3 7 の内面 3 7 n に突起部 3 7 t が形成されていても構わないし、各小片部 3 6 a ~ 3 6 d の各部位 3 6 f に、上述した第 4 実施の形態のように薄肉部 3 6 u がそれぞれ形成されていても構わない。

【 0 1 2 4 】

このような構成によれば、図 2 2 に示すように、挿通部 3 6 の外周側部の外面 3 6 g に嵌合部材 3 7 が嵌合された際、抜け止め突起 3 6 t により、嵌合部材 3 7 が後方に抜けてしまうことがない。

40

【 0 1 2 5 】

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。

【 0 1 2 6 】

ところで、上述した図 2 に示したように、ケーブル 4 1 の基端側には、複数のコネクタ 4 5 が設けられている。尚、コネクタ 4 5 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。

【 0 1 2 7 】

しかしながら、図 2 に示すように、コネクタ 4 5 は、複数のケーブル 4 1 よりも外径が若

50

干大きいため、挿通部 3 6 を通過し難いといった問題があった。

【 0 1 2 8 】

以下、図 9 の挿通部 3 6 に対してケーブル 4 1 及びコネクタ 4 5 を通過させる手順を、図 2 5 ~ 図 2 7 を用いて示す。

【 0 1 2 9 】

図 2 5 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 2 6 は、図 2 5 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 2 7 は、図 2 6 中の IIXVII-IXV II 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。

10

【 0 1 3 0 】

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 及びコネクタ 4 5 を挿通させる場合には、先ず、作業者は、図 2 5 に示すように、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 及びコネクタ 4 5 の基端側を、ハウジング部 3 4 の前方から近接させる。

【 0 1 3 1 】

その後、図 2 6、図 2 7 に示すように、ケーブル 4 1 及びコネクタ 4 5 を、ハウジング部 3 4 及び挿通部 3 6 に対して通過させる。

【 0 1 3 2 】

この際、コネクタ 4 5 を挿通部 3 6 に形成されたスリット 3 6 s に沿って通過させれば、挿通部 3 6 の内径をコネクタ 4 5 の外径に合わせる必要がなく、作業性良くコネクタ 4 5 を、スリット 3 6 s を用いて通過させることができるため、挿通部 3 6 に対するコネクタ 4 5 の通過性を向上させることができる他、挿通部 3 6 の小径化を実現することができる。

20

【 0 1 3 3 】

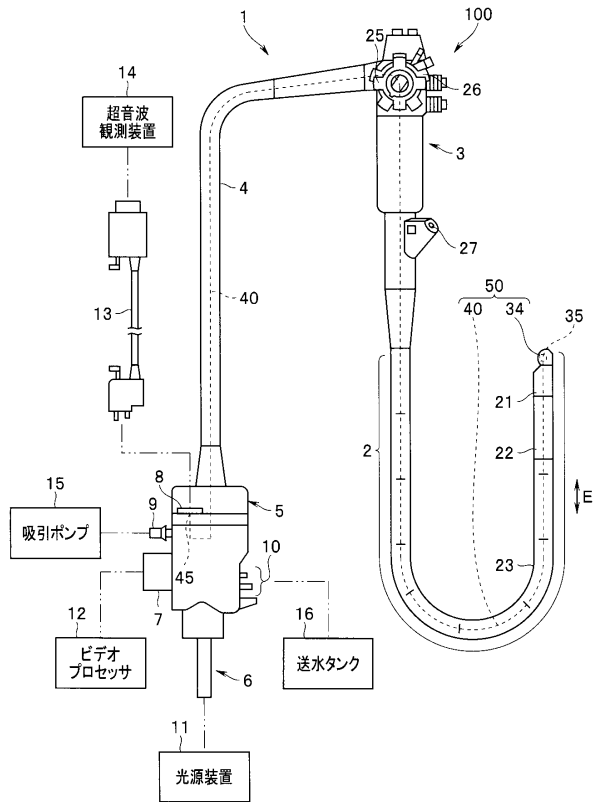
本出願は、2014 年 12 月 1 日に日本国に出願された特願 2014 - 243427 号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものである。

【要約】

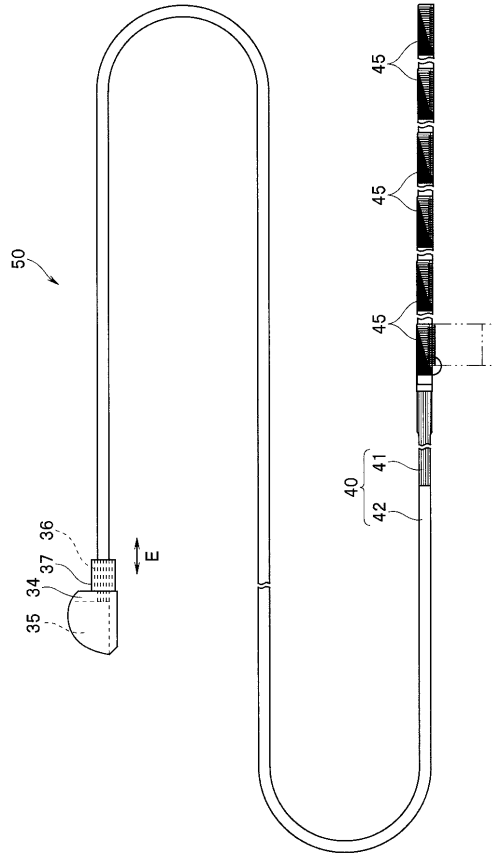
30

先端側にハウジング部 (3 4) が設けられた挿入部と、ハウジング部 (3 4) 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 (4 1) と、ハウジング部 (3 4) 内からケーブル (4 1) 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 (3 6 s) が形成された挿通部 (3 6) と、挿通部 (3 6) の外周側部の外面 (3 6 g) 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 (3 7) と、を具備する。

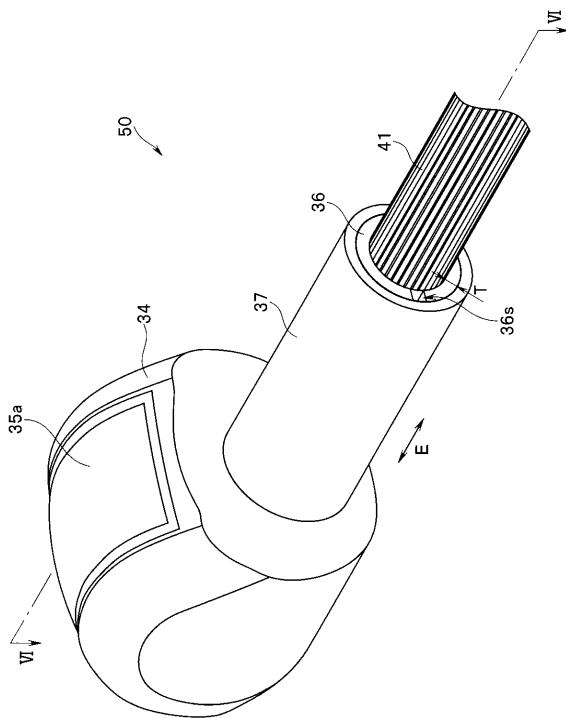
【図 1】



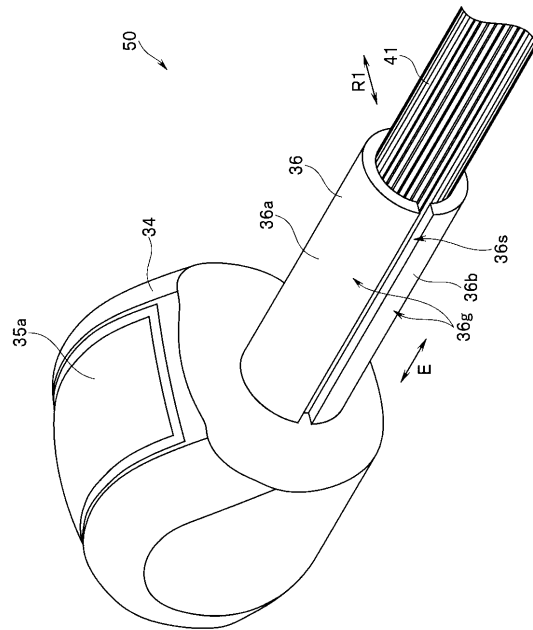
【図 2】



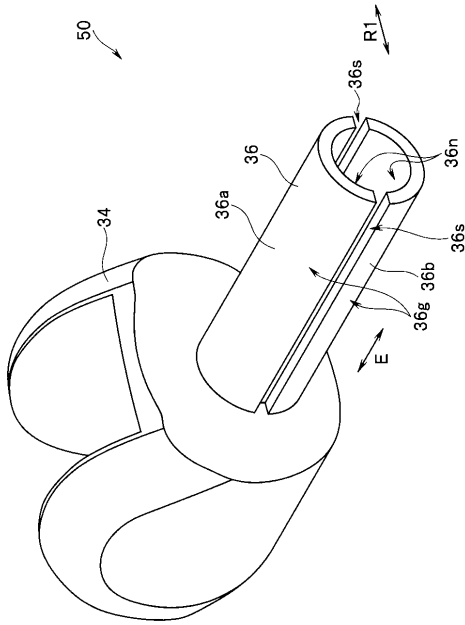
【図 3】



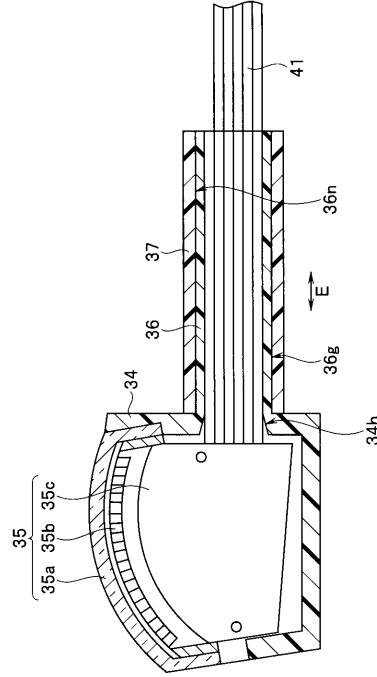
【図 4】



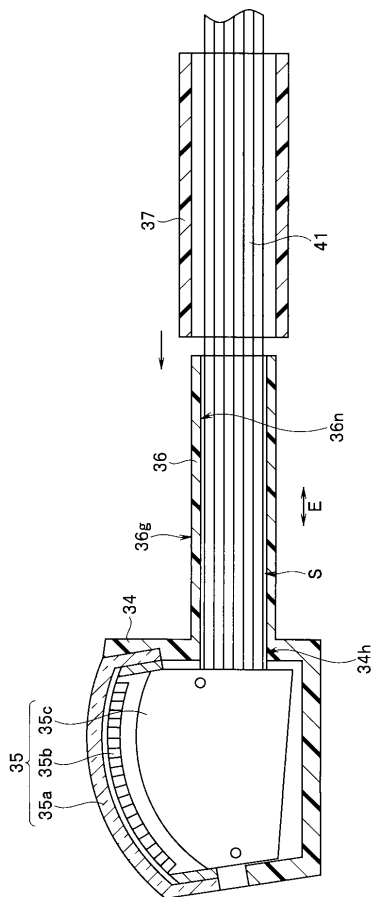
【図 5】



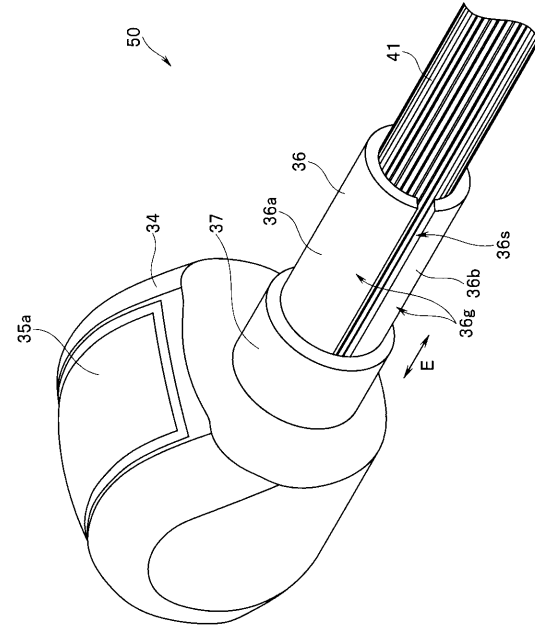
【図 6】



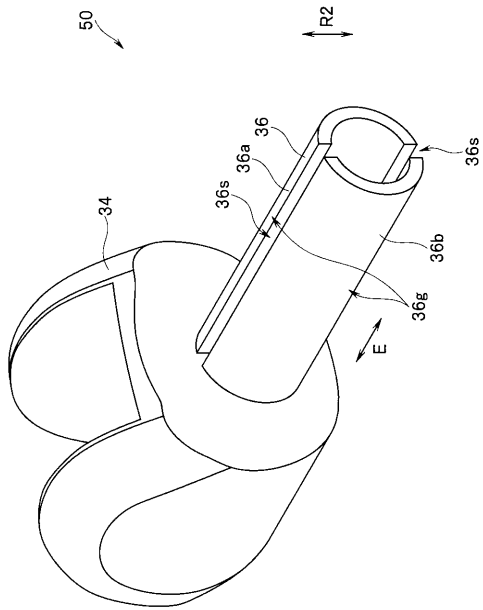
【図 7】



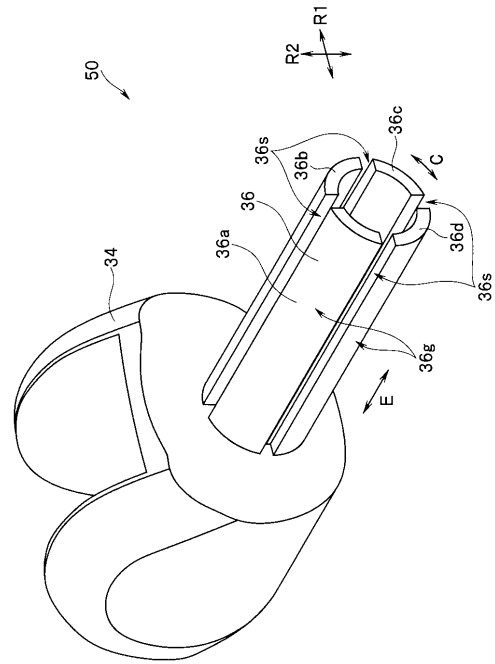
【図 8】



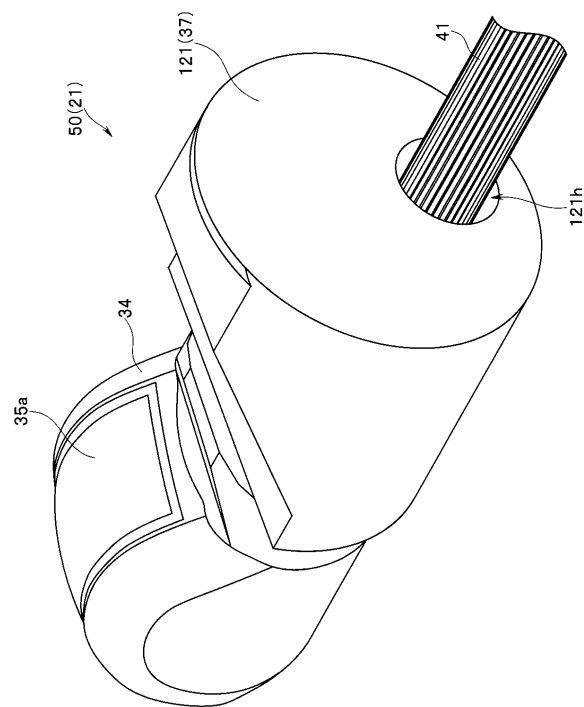
【図 9】



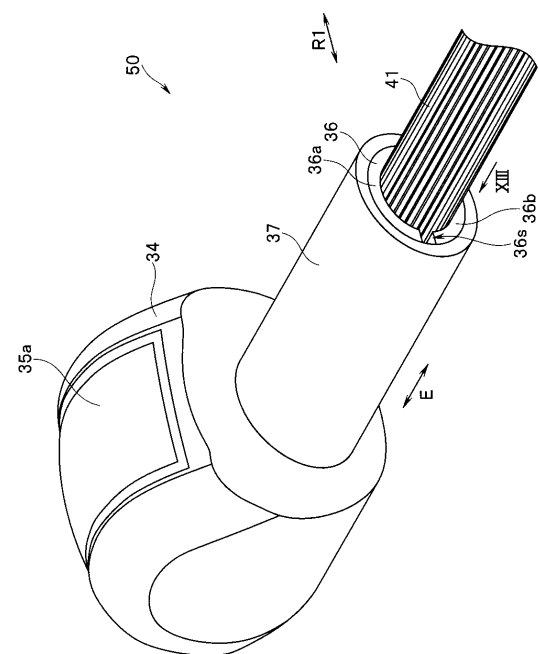
【図 10】



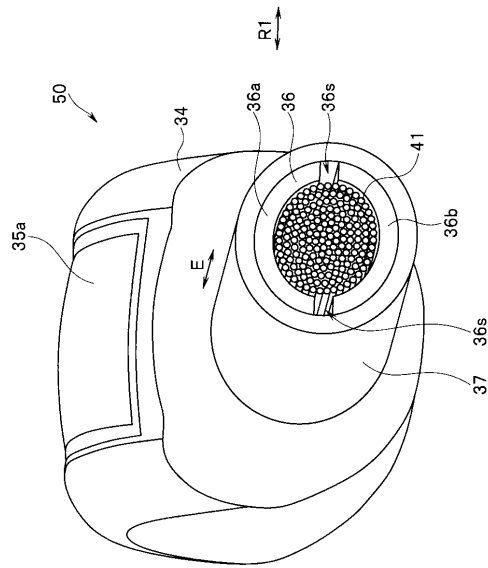
【図 11】



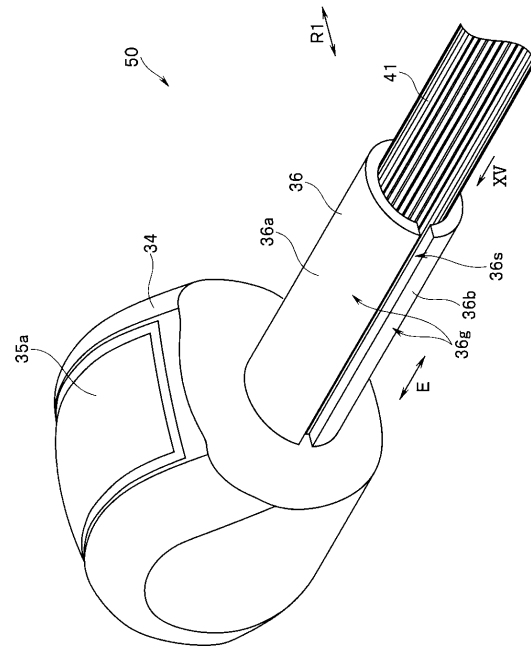
【図 12】



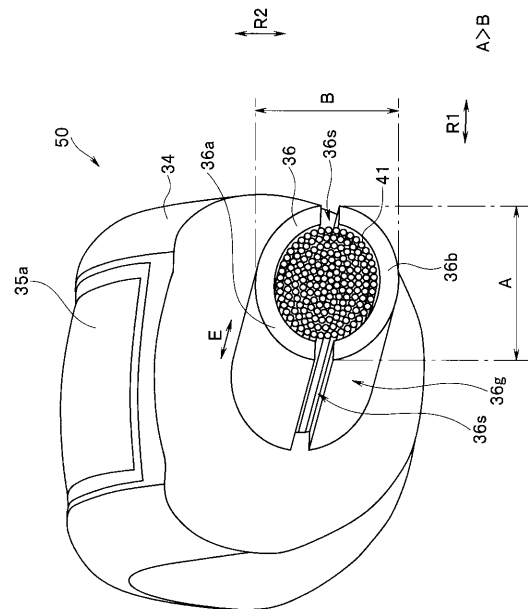
【図 13】



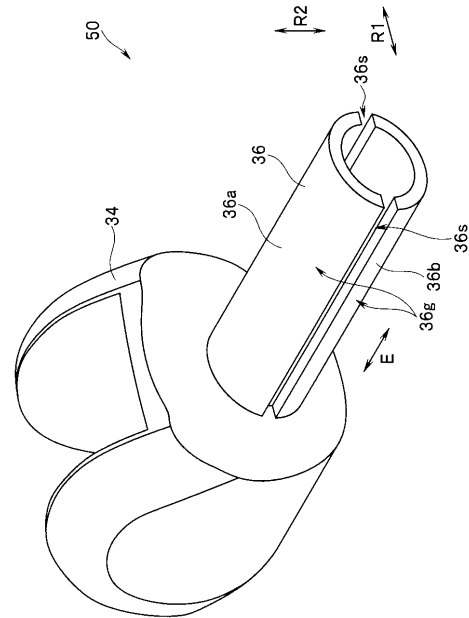
【図 14】



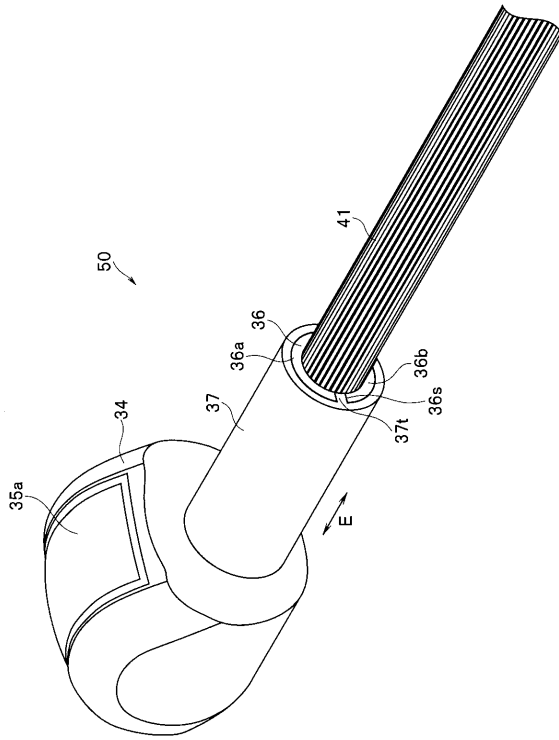
【図 15】



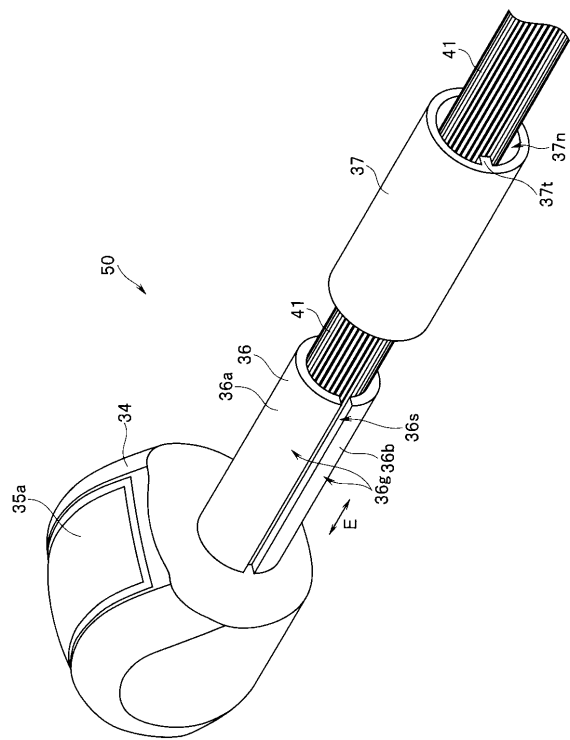
【図 16】



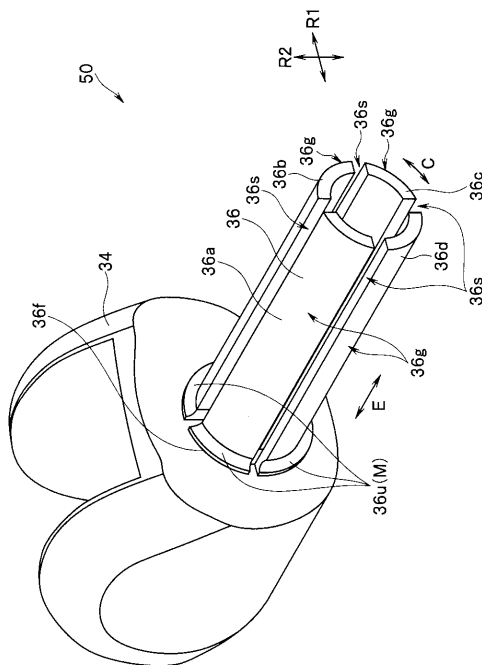
【図 17】



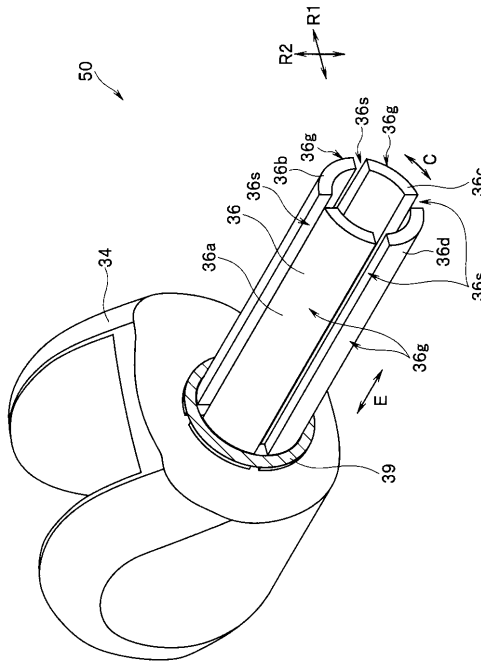
【図 18】



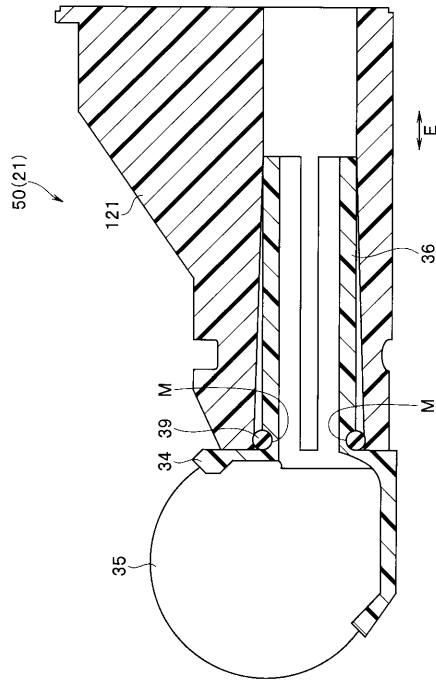
【図 19】



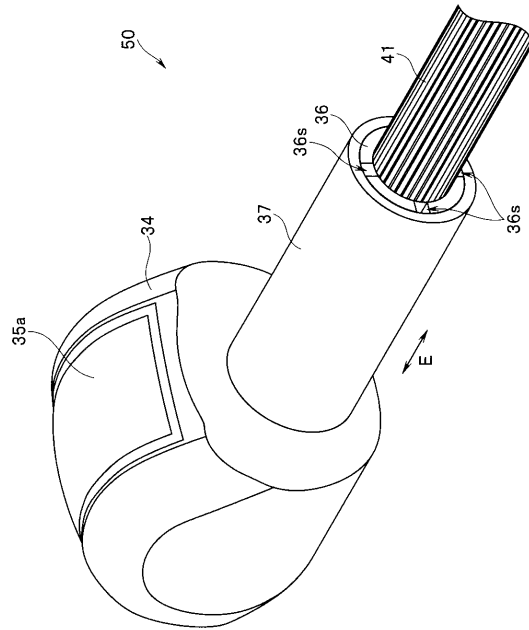
【図 20】



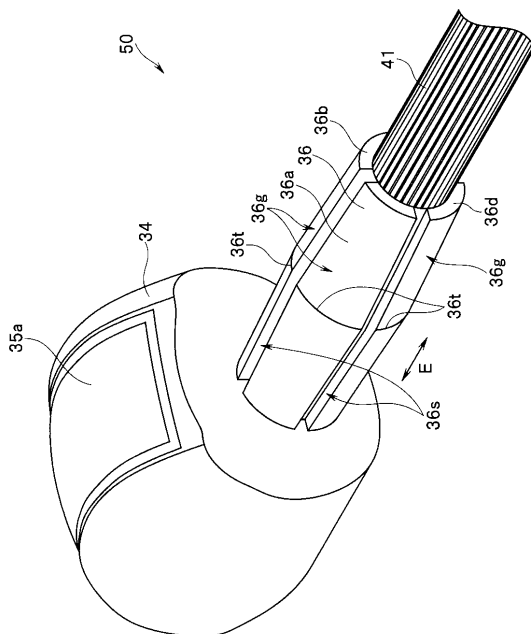
【図 2 1】



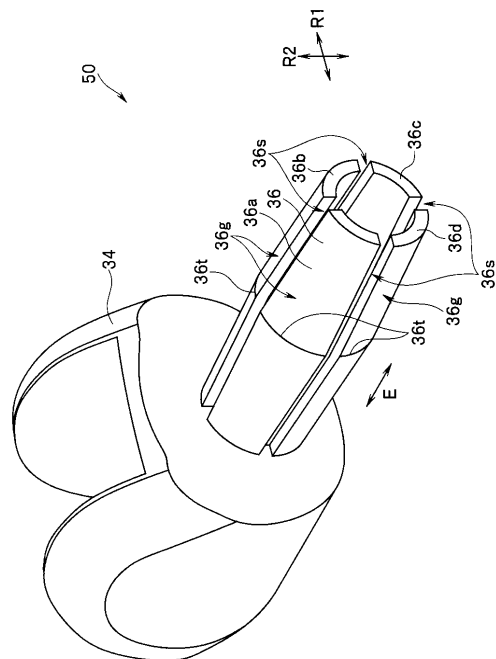
【図 2 2】



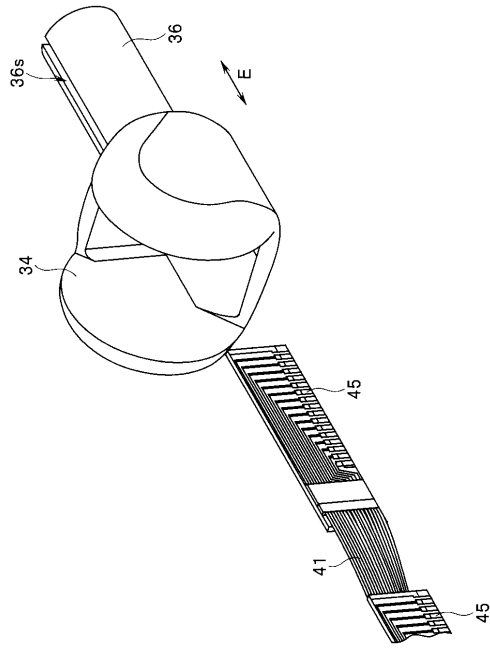
【図 2 3】



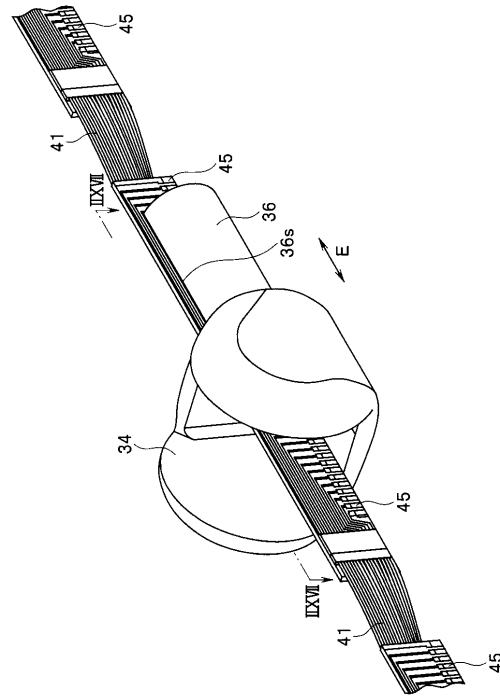
【図 2 4】



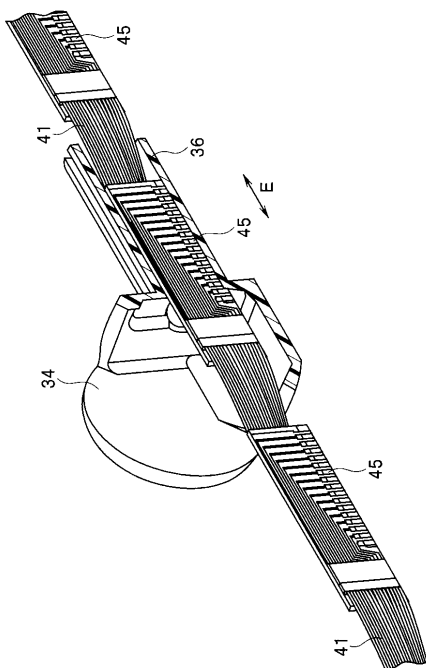
【図 25】



【図 26】



【図 27】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 1 0 - 0 1 1 9 8 9 (J P , A)
国際公開第 2 0 1 3 / 0 7 7 1 0 1 (W O , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 1 2

专利名称(译)	超音波内视镜		
公开(公告)号	JP6013648B1	公开(公告)日	2016-10-25
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		
当前申请(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	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B1/00073 A61B1/00114 A61B8/445		
FI分类号	A61B8/12		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
审查员(译)	门田弘		
优先权	2014243427 2014-12-01 JP		
其他公开文献	JPWO2016088496A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波内窥镜包括：插入部分，其在远端侧设置有容纳部分34；超声波发送/接收部分，设置在壳体部分34中，并配置成向观察站点发送超声波和从观察站点接收超声波；电缆41，用于传输入到超声波发送/接收部分和从超声波发送/接收部分输出的电信号；插入部分36，用于使电缆41从壳体部分34的内部延伸；装配件37装配在插入部分36的外周侧部分的外表面36g上，以便沿延伸方向E覆盖外表面36g的至少一部分。

【 图 4 】

