

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4618397号
(P4618397)

(45) 発行日 平成23年1月26日 (2011. 1. 26)

(24) 登録日 平成22年11月5日 (2010. 11. 5)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/12 (2006. 01)

A 6 1 B 8/12

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 F

A 6 1 B 1/00 3 3 4 Z

請求項の数 3 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2001-30818 (P2001-30818)
 (22) 出願日 平成13年2月7日 (2001. 2. 7)
 (65) 公開番号 特開2002-224120 (P2002-224120A)
 (43) 公開日 平成14年8月13日 (2002. 8. 13)
 審査請求日 平成19年10月22日 (2007. 10. 22)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100089749
 弁理士 影井 俊次
 (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

審査官 東 治企

(56) 参考文献 特開平10-099335 (JP, A)
 実開平01-080103 (JP, U)
 特開平11-178827 (JP, A)
 特表平08-503629 (JP, A)
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波プローブガイド装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波振動子を設けたヘッド部に、基端部がコネクタ部となった可撓性のコードを連結し、内視鏡の処置具挿通チャンネルの内径に対して、コード及びコネクタ部はそれより細く、ヘッド部はそれより太い外径寸法を持たせた超音波プローブを、コネクタ部を処置具挿通チャンネルの先端側から挿入して、処置具導入部に挿通させるものにおいて、

前記処置具導入部側から挿脱可能に挿入され、前記超音波プローブのコネクタ部を前記処置具挿通チャンネルと吸引通路との分岐位置で、処置具導入部側に導くためのガイド部材と、

前記処置具導入部の開口端に装着され、前記ガイド部材と摩擦係合して、このガイド部材が処置具導入部の開口端から押し出される方向に押動された時に、この押動力に対する抵抗を生じさせる保持部材と

を有する構成としたことを特徴とする超音波プローブガイド装置。

【請求項 2】

前記ガイド部材は前記超音波プローブのコネクタ部より太径に形成したことを特徴とする請求項 1 記載の超音波プローブガイド装置。

【請求項 3】

前記保持部材は前記処置具導入部の開口端に着脱可能に装着され、中央に挿通孔を備えた高摩擦部材からなることを特徴とする請求項 1 記載の超音波プローブガイド装置。

【発明の詳細な説明】

10

20

【 0 0 0 1 】

【 発明の属する技術分野 】

本発明は、内視鏡の処置具挿通チャンネルを介して体腔内に導かれる超音波プローブを有する超音波検査装置において、特に超音波振動子を装着したヘッド部が処置具挿通チャンネルの内径より大きいために、このヘッド部に連設した可撓性のあるコードの基端部に連結したコネクタ部を処置具挿通チャンネルの先端側から導入するようになし、このコネクタ部を処置具挿通チャンネルの吸引通路との分岐位置から確実に処置具導入部側に導くことができるようにした超音波プローブガイド装置に関するものである。

【 0 0 0 2 】

【 従来技術 】

体腔内に挿入されて、体腔内壁から超音波の送受信を行うようにした体腔内挿入型の超音波検査装置は、直接体腔内に挿入されるものの他、内視鏡の処置具挿通チャンネルを介して体腔内に挿入するように構成した、所謂経内視鏡的に挿入される超音波検査装置がある。この種の超音波検査装置としては、図 10 に示した構成のものが従来から用いられている。

【 0 0 0 3 】

図中において、1 は内視鏡を示し、内視鏡 1 は、本体操作部 2 に体腔内への挿入部 3 を連設して設けると共に、光源装置等に接続されるユニバーサルコード 4 を引き出してなるものであり、図示した直視型の内視鏡にあっては、挿入部 3 の先端面に照明窓及び観察窓が形成されている（側視型の内視鏡にあっては、照明窓及び観察窓は挿入部の先端側面部に形成される）。内視鏡 1 は体腔内を観察するために用いられるが、必要に応じて検査用の組織細胞のサンプリングや、患部の摘出、注射液の注入等の処置を行うために、鉗子や高周波処置具等の処置具が用いられる。このために、内視鏡 1 の挿入部 3 の先端側に処置具を導出する開口を備えた処置具挿通チャンネル 5 が設けられ、この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、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。

【 0 0 0 4 】

10 は超音波プローブ、11 は走査操作ユニットをそれぞれ示し、超音波プローブ 10 は、ヘッド部 12 に可撓性を有する長尺のコード 13 を連設し、このコード 13 の基端部は走査操作ユニット 11 に着脱可能に連結されるコネクタ部 14 となっている。ヘッド部 12 内には超音波の送受信を行うための超音波振動子が設けられるが、超音波の体内への伝達距離を長くするためには、低い周波数の超音波を送信しなければならない。このためには、超音波振動子のアパーチャ径を大きくする必要があり、そうすると超音波振動子の直径が大きくなり、大型の超音波振動子装着したヘッド部 12 の外径は、図示の通り、処置具挿通チャンネル 5 の内径より大きくなってしまふ。ただし、ヘッド部 12 が太径化されても、コード 13 及びコネクタ部 14 は処置具挿通チャンネル 5 の内径より細くすることは可能である。

【 0 0 0 5 】

従って、以上のような構成を有する超音波プローブ 10 は、そのコネクタ部 14 を処置具挿通チャンネル 5 の先端側の開口部から挿入して、処置具導入部 6 から導出するようにして装着される。従って、ヘッド部 12 は内視鏡 1 の挿入部 3 から突出した状態にして、挿入部 3 が体腔内に挿入される。

【 0 0 0 6 】

而して、処置具挿通チャンネル 5 は、処置具等を挿通するためのものだけでなく、体腔内の体液等を吸引するための吸引通路としても利用される。このために、図 10 に示されているように、処置具挿通チャンネル 5 には、その処置具導入部 6 の近傍位置に負圧源に接続した吸引通路 7 が接続されて、処置具挿通チャンネル 5 と吸引通路 7 との間には分岐部が存在する。前述したように、ヘッド部 12 が太径となった超音波プローブ 10 は、そのコネクタ部 14 を処置具挿通チャンネル 5 の先端側から挿入されることから、コネクタ部 14 が処置具挿通チャンネル 5 内を進行して分岐部に至ると、吸引通路 7 側に入り込むお

10

20

30

40

50

それがある等という問題点がある。

【 0 0 0 7 】

このような不都合を除き、超音波プローブを処置具挿通チャンネルから吸引通路の分岐位置を確実に処置具挿通導入部側に導くようにするために、超音波プローブの基端部を迎える、つまりガイド部材を処置具導入部内に設ける構成としたものは、例えば特開平 1 0 - 9 9 3 3 5 号公報に開示されている。

【 0 0 0 8 】

この公知のガイド部材の構成は、図 1 1 に示したようになっている。即ち、同図において、ガイド部材 8 は、超音波プローブ 1 0 の基端部、即ちコネクタ部 1 4 の端部が挿入される凹部からなる受け部 9 が形成されており、この受け部 9 の開口端部には所定の角度を有するテーパ面 9 a が形成されている。ガイド部材 8 は曲げ方向に可撓性を有するものであり、処置具導入部 6 側から処置具挿通チャンネル 5 内に挿入されて、この処置具挿通チャンネル 5 における吸引通路 7 への分岐部を通過する位置にまで挿入される。

【 0 0 0 9 】

処置具挿通チャンネル 5 の処置具導入部 6 に通じる通路の部分は滑らかな曲線形状に連なっており、処置具導入部 6 側から見れば、吸引通路 7 の方向は鋭角をなすものであり、処置具挿通チャンネル 5 から処置具導入部 6 方向に部材を送り込むと、吸引通路 7 側に移行する可能性はあるが、処置具導入部 6 側から部材を挿入した場合には、この部材の先端が吸引通路 7 側に入り込むおそれはない。従って、ガイド部材 8 は、処置具挿通チャンネル 5 における吸引通路 7 への分岐部を確実に通過させることができる。ここで、ガイド部材 8 の外径寸法は、できるだけ処置具挿通チャンネル 5 の内径に近い寸法とする。

【 0 0 1 0 】

以上のように構成することによって、まずガイド部材 8 を処置具導入部 6 側から挿入して、その先端を処置具挿通チャンネル 5 における吸引通路 7 を通過した位置に配置する。ガイド部材 8 が装着されると、超音波プローブ 1 0 のコード部 1 3 の基端部に設けたコネクタ部 1 4 を挿入部 3 における処置具挿通チャンネル 5 の開口部から挿入して、コード部 1 3 を送り込むように操作する。これによって、コネクタ部 2 3 は処置具挿通チャンネル 5 内を進行して、ガイド部材 8 と対面する位置に至る。コネクタ部 1 4 の先端は尖った形になっているから、ガイド部材 8 における受け部 9 のテーパ部 9 a に沿って凹状に形成した受け部 9 内に押し込まれて、両者は連結状態になる。この状態からコード部 1 3 をさらに処置具挿通チャンネル 5 内に向けて送り込むように操作すると、超音波プローブ 1 0 のコネクタ部 1 4 と連結状態を保ったまま、ガイド部材 8 が押動されて、処置具導入部 6 から外部に押し出されるようになる。この結果、超音波プローブ 1 0 のコネクタ部 1 4 は、確実に処置具導入部 6 から引き出すことができる。

【 0 0 1 1 】

【 発明が解決しようとする課題 】

ところで、内視鏡 1 の挿入部 3 は 1 . 5 m ~ 2 m というように長尺のものであり、超音波プローブ 1 0 の処置具挿通チャンネル 5 への挿通は、挿入部 3 の先端部から行われ、この超音波プローブ 1 0 の基端部が引き出されるのは、本体操作部 2 に設けた処置具導入部 6 である。従って、一方では超音波プローブ 1 0 の処置具挿通チャンネル 5 への押し込み操作を行い、また他方では本体操作部 2 側でガイド部材 8 を処置具導入部 6 に対して所定の深さだけ挿入し、かつこのようにして挿入した状態で、みだりに動かないように安定させなければならない。内視鏡 1 の挿入部 3 は、その大半の長さが曲げ方向に可撓性を有するものであるから、この操作を一人で行えない訳ではないが、そうすると、挿入部 3 をほぼ U 字状に湾曲させた状態で超音波プローブ 1 0 を処置具挿通チャンネル 5 内に押し込まなければならない、超音波プローブ 1 0 は途中で折り返すように急激に曲がるようになることから、この方向転換位置を越えたところから、この超音波プローブ 1 0 の押し込みは極めて困難になる。従って、通常は 2 人の共同作業で超音波プローブ 1 0 の処置具挿通チャンネル 5 への挿入操作を行わなければならないことになり、その操作性が悪いという欠点がある。

【 0 0 1 2 】

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、超音波プローブを処置具挿通チャンネルの先端側の開口から挿入して処置具導入部に導く操作を簡略化できるようにすることにある。

【 0 0 1 3 】**【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、超音波振動子を設けたヘッド部に、基端部がコネクタ部となった可撓性のコードを連設し、内視鏡の処置具挿通チャンネルの内径に対して、コード及びコネクタ部はそれより細く、ヘッド部はそれより太い外径寸法を持たせた超音波プローブを、コネクタ部を処置具挿通チャンネルの先端側から挿入して、処置具導入部に挿通させるものであって、前記処置具導入部側から挿脱可能に挿入され、前記超音波プローブのコネクタ部を前記処置具挿通チャンネルと吸引通路との分岐位置で、処置具導入部側に導くためのガイド部材と、前記処置具導入部の開口端に装着され、前記ガイド部材と摩擦係合して、このガイド部材が処置具導入部の開口端から押し出される方向に押動された時に、この押動力に対する抵抗を生じさせる保持部材とを有する構成としたことをその特徴とするものである。

【 0 0 1 4 】**【発明の実施の形態】**

以下、図面に基づいて本発明の実施の形態について説明する。まず、図 1 及び図 2 に超音波プローブの全体構成を示す。ここで、図 1 には、超音波プローブの先端側の断面を、また図 2 には基端側の断面が示されている。

【 0 0 1 5 】

超音波プローブ 2 0 は、その最先端部はヘッド部 2 1 となっており、このヘッド部 2 1 には可撓性のあるコード部 2 2 が連結されている。また、コード部 2 2 の基端部にはコネクタ部 2 3 が設けられている。ヘッド部 2 1 は、キャップ 2 4 内に超音波振動子 2 5 を設けた基台 2 6 を装着してなるものである。キャップ 2 4 は、超音波の透過性に優れたキャップ本体 2 4 a を基部 2 4 b に螺合して設けたものであり、この螺合部の外周には補強リング 2 4 c が設けられている。また、基台 2 6 と基部 2 4 b との間には軸受 2 7 が設けられており、これによって超音波振動子 2 5 を設けた基台 2 6 は回転自在となっている。

【 0 0 1 6 】

コード部 2 2 は、可撓性チューブ 2 8 内にフレキシブルシャフト 2 9 を挿通させてなるものである。フレキシブルシャフト 2 9 は、例えば金属線材を密着コイル状に巻回したものであり、内部の中空の部位には後述する同軸ケーブル 3 5 が挿通されている。可撓性チューブ 2 8 の先端はキャップ 2 4 の基部 2 4 b に連結され、またフレキシブルシャフト 2 9 の先端は基台 2 6 に連結して設けている。これによって、フレキシブルシャフト 2 9 を可撓性チューブ 2 8 内で軸回りに回転させると、それに連結され、超音波振動子 2 5 を装着した基台 2 6 が回転することになる結果、ラジアル超音波走査を行うことができる。

【 0 0 1 7 】

図 2 及び図 3 にコネクタ部 2 3 の構成を示す。これらの図から明らかなように、コード部 2 2 における可撓性チューブ 2 8 の基端部には保持リング 3 0 が挿嵌されている。この保持リング 3 0 は可撓性チューブ 2 8 から突出しており、この突出部分には、外面にスプラインを形成した連結リング 3 1 が連結して設けられている。一方、フレキシブルシャフト 2 9 の基端部には保持リング 3 0 に対して相対回転可能な筒体 3 2 が連結されており、この筒体 3 2 にはフレキシブルシャフト 2 9 の連結部より先端側の部位にシール部材 3 3 が装着されて、筒体 3 2 と保持リング 3 0 との間をシールしている。

【 0 0 1 8 】

筒体 3 2 からは電極部材 3 4 が嵌合されており、その先端側は所定の長さ分だけ筒体 3 2 から突出している。フレキシブルシャフト 2 6 内には同軸ケーブル 3 5 が挿通されており、この同軸ケーブル 3 5 の先端部は筒体 3 2 内に導かれて、その芯線 3 5 a 及びシールド線 3 5 b が導出されている。芯線 3 5 a は電極部材 3 4 に設けた電気絶縁部材 3 6 に固定

的に保持された上で、先端部がこの電極部材 3 4 の先端に形成した空間部に臨んでいる。また、電極部材 3 4 は、その中間部分が導電部 3 4 a で、この導電部 3 4 a の前後の部位は絶縁部 3 4 b となっており、シールド線 3 5 b は導電部 3 4 a に接続されている。

【 0 0 1 9 】

図 3 から明らかなように、外面にスプラインを設けた連結リング 3 1 は円形となっているが、この連結リング 3 1 から突出する電極部材 3 4 は基端側が四角柱の形状で、先端部分は裁頭四角錐形状をしている。このような形状を採用しているのは、図 4 に示した走査操作ユニット 4 0 にコネクタ部 2 3 を連結した時に、電極部材 3 4 が走査操作ユニット 4 0 により回転駆動され、連結リング 3 1 は非回転状態に保持するためである。

【 0 0 2 0 】

即ち、図 4 に示したように、走査操作ユニット 4 0 の本体筐体 4 1 には筒状のソケット部 4 2 が突設されており、このソケット部 4 2 は円環状に形成されており、その内周面にはスプラインが形成されている。このソケット部 4 2 のスプラインは連結リング 3 1 のスプラインと係合する。また、ソケット部 4 2 の内部には回転軸 4 3 が軸受 4 4 を介して回転自在に装着されており、この回転軸 4 3 は外周面が円形となっており、その内部には電極部材 3 4 の外形に対応する四角形状の装着孔 4 3 a が形成され、この装着孔 4 3 a に電極部材 3 4 が嵌入されることになる。そして、回転軸 4 3 には同軸ケーブル 4 5 が挿通されている。同軸ケーブル 4 5 の芯線 4 5 a は先端に割り形成され、また装着孔 4 3 a には溝 4 6 が軸線方向に形成されており、この溝 4 6 にはばね状電極 4 7 が所定量だけ装着孔 4 3 a 内に突出する状態に設けられており、このばね状電極 4 7 に同軸ケーブル 4 5 のシールド線 4 5 b が接続されている。

【 0 0 2 1 】

電極部材 3 4 が装着孔 4 3 a に嵌入されると、芯線 4 5 a は超音波プローブ 2 0 側の同軸ケーブル 3 5 の芯線 3 5 a と電氣的に接続され、かつばね状電極 4 7 が電極部材 3 4 の外面により撓められて、シールド線 3 5 b に接続した導電部 3 4 a に圧接される。さらに、電極部材 3 4 を回転軸 4 3 に嵌入させた状態に保持するために、電極部材 3 4 の外面の所定の位置には凹溝 4 8 が形成され、また回転軸 4 3 側には、この凹溝 4 8 に係合するクリック部材 4 9 が設けられている。電極部材 3 4 は基端側が四角柱状で、先端部分を裁頭四角錐状に形成しているから、回転軸 4 3 の装着孔 4 3 a 内にばね状電極 4 7 が突出していても、電極部材 3 4 の裁頭四角錐状の部位から四角柱状の部位に移行するに応じて、このばね状電極 4 7 が撓められて、溝 4 6 内の方向に円滑に押し戻されるから、電極部材 3 4 は円滑に装着孔 4 3 a 内に挿入できる。

【 0 0 2 2 】

図示は省略するが、走査操作ユニット 4 0 内には、回転軸 4 3 を回転駆動するモータと、この回転軸 4 3 の回転角度を検出するエンコーダとが設けられており、超音波プローブ 2 0 のコネクタ部 2 3 を走査操作ユニット 4 0 に接続すると、コード部 2 2 における可撓性チューブ 2 8 に連結した連結リング 3 1 がソケット部 4 2 とスプライン係合し、またフレキシブルシャフト 2 9 に連結した電極部材 3 4 は回転軸 4 3 内に一体回転可能な状態にして嵌合される。しかも、コード部 2 2 側の同軸ケーブル 3 5 は、回転軸 4 3 側の同軸ケーブル 4 5 と電氣的に接続した状態になる。従って、モータを作動させて、回転軸 4 3 を回転駆動すると、その回転力は電極部材 3 4 から筒体 3 2 を介してフレキシブルシャフト 2 9 に伝達されて、フレキシブルシャフト 2 9 が軸回りに回転することになり、この結果基台 2 6 に装着した超音波振動子 2 5 が回転することになる。しかも、この超音波振動子 2 5 の回転角はエンコーダにより検出されるから、このエンコーダからの信号に基づいて、超音波振動子 2 5 が所定角度回転する毎に、超音波の送受信を行うことによって、ラジアル超音波走査が行われる。

【 0 0 2 3 】

ここで、超音波振動子 2 5 は単板振動子からなり、かなり小型のものではあるが、送信される超音波パルスを送信体内における深い位置まで届かせるには、アパーチャ径をできるだけ大きくする必要があり、このために超音波振動子 2 5 はある程度大型化する。この結果

10

20

30

40

50

、ヘッド部 2 1 の外径は、処置具挿通チャンネル 5 の内径より大きくなる。これに対して、コード部 2 2 は可撓性チューブ 2 8 内にフレキシブルシャフト 2 9 を挿通させ、さらにこのフレキシブルシャフト 2 9 内に同軸ケーブル 3 5 を挿通させる構成としたものであって、このコード部 2 2 及びその基端部に設けたコネクタ部 2 3 は比較的細径化できる。

【 0 0 2 4 】

内視鏡 1 の挿入部 3 は、患者の体内に挿入されることから、その外径をできるだけ細くする必要があり、処置具挿通チャンネル 5 の内径も必要以上大きくすることはできない。超音波プローブ 2 0 のヘッド部 2 1 が太径になると、それを処置具挿通チャンネル 5 に挿通できなくなる。ただし、コード部 2 2 及びコネクタ部 2 3 は、その構造から、処置具挿通チャンネル 5 の内径より細くするのは可能である。

10

【 0 0 2 5 】

ここで、前述した超音波プローブ 2 0 はラジアル超音波走査を行うようになっており、超音波振動子 2 5 を装着した基台 2 6 はヘッド部 2 2 のキャップ 2 4 の内部で回転するから、このヘッド部 2 2 は略円筒形状となる。ただし、超音波走査は、ラジアル方向だけでなく、例えばリニア超音波走査を行うものもある。リニア超音波走査専用の超音波プローブにあっては、超音波振動子を回転させる必要はなく、従ってキャップは円筒形にする必要はなく、扁平な形状であっても良い。ただし、ヘッド部を扁平にしても、大型の超音波振動子を用いる場合には、その幅寸法は処置具挿通チャンネルの内径より大きくなる。

【 0 0 2 6 】

以上のことから、超音波プローブ 2 0 は、そのコネクタ部 2 3 を処置具挿通チャンネル 5 の挿入部 3 の先端に開口部側から挿入して、処置具導入部 6 から引き出すようにすれば、ヘッド部 2 5 は処置具挿通チャンネル 5 内に挿入する必要がないから、ヘッド部 2 5 が処置具挿通チャンネル 5 の内径より太くなっている場合でも、超音波プローブ 2 0 を内視鏡 1 に装着するのは可能である。

20

【 0 0 2 7 】

処置具挿通チャンネル 5 は本体操作部 2 内で吸引通路 7 が分岐しているから、コネクタ部 2 3 から処置具挿通チャンネル 5 内に押し込むと、吸引通路 7 側に送り込まれるおそれがある。超音波プローブ 2 0 の基端部におけるコネクタ部 2 3 を処置具導入部 6 側に確実にガイドするために、図 5 に示したように、ガイド部材 5 0 が用いられる。ここで、図示した超音波プローブ 2 0 では、そのコネクタ部 2 3 には電極部材 3 4 が突出しており、しかもこの電極部材 3 4 は先端が鋭頭角錐形状となり、それに連なる角柱状の部位と連結リング 3 1 との間には段差が生じるように形成されているから、ガイド部材 5 0 は、可撓性があり、かつ所定の腰を持った部材で形成し、その先端部には、少なくとも電極部材 3 4 の突出長さ分の凹部乃至貫通孔からなる受け部 5 1 が形成される。しかも、この受け部 5 1 の開口端部には所定の角度を有するテーパ面 5 1 a が形成されている。なお、受け部 5 1 の形状としては、超音波プローブ 2 0 のコネクタ部 2 3 の形状に対応する形状とする。ただし、コネクタ部は一般的に金属で形成されることになるから、その外径形状に対して、確実に係合する形状の受け部を形成されておれば良く、従って受け部の形状は前述したものに限定されない。

30

【 0 0 2 8 】

ここで、ガイド部材 5 0 は曲げ方向に可撓性を有し、その外径寸法は、処置具導入部 6 の内径寸法より小さく、しかも超音波プローブ 2 0 におけるコネクタ部 2 3 の外径寸法と同じか、またはそれより大きくなっている。このガイド部材 5 0 は処置具導入部 6 側から処置具挿通チャンネル 5 内に挿入されて、この処置具挿通チャンネル 5 における吸引通路 7 への分岐部を通過する位置にまで挿入される。このようにして送り込まれたガイド部材 5 0 は、処置具挿通チャンネル 5 における吸引通路 7 への分岐部を確実に通過させて、処置具挿通チャンネル 5 に対面する位置に配置されることになる。また、ガイド部材 5 0 の長さ寸法は、このように処置具挿通チャンネル 5 内に所定の長さだけ送り込まれた時に、処置具導入部 6 の開口端からある程度の長さ外部に導出されるものとする。

40

【 0 0 2 9 】

50

そして、このガイド部材 5 0 は処置具導入部 6 から処置具挿通チャンネル 5 内に所定の長さだけ入り込んだ状態で、ある程度固定的に保持されるようになっている。このために、処置具導入部 6 の開口端部には保持部材 5 2 が着脱可能に装着されている。保持部材 5 2 は、ゴム等のように、弾性があり、しかも高い摩擦係数を有する部材から構成され、処置具導入部 6 に着脱可能に嵌合・固定される止着部 5 2 a と、中央部に自由状態ではガイド部材 5 0 の外径寸法より小さい寸法を有する挿通部 5 2 b とを有するものである。

【 0 0 3 0 】

ここで、処置具挿通チャンネル 5 は吸引通路 7 と連通しており、体内からの吸引を行う経路として利用される。従って、処置具導入部 6 が開口状態となっていると、この吸引作業を行えないことになる。このために、処置具導入部 6 には鉗子その他の処置具は挿入できるが、体内から体液等の逆流を防止する逆止弁を備えた鉗子栓が着脱可能に装着される。この鉗子栓が着脱され、しかも装着時に安定的に保持するために、処置具導入部 6 の開口端位置にはフランジ状に突出する取付部 6 a が形成されている。保持部材 5 2 の止着部 5 2 a はこの取付部 6 a に係着することにより固定される。ガイド部材 5 0 を保持するための保持部材 5 2 は、前述した鉗子栓とは異なる機能を有するものである。つまり、ガイド部材 5 0 を安定的に保持し、かつこのガイド部材 5 0 に対して押し出し方向に所定の力が加わると、保持部材 5 2 に対して摺動変位できるようにしたものである。

【 0 0 3 1 】

具体的には、保持部材 5 2 は処置具導入部 6 から処置具挿通チャンネル 5 内に挿入されたガイド部材 5 0 を超音波プローブ 2 0 のコネクタ部 2 3 が受け部 5 1 に確実に係合するまでは、ガイド部材 5 0 が処置具導入部 6 からみだりに押し出される方向に移動せず、しかもコネクタ部 2 3 がガイド部材 5 0 の受け部 5 1 に係合した後において、超音波プローブ 2 0 に対して処置具挿通チャンネル 5 内に押し込むように操作すると、このガイド部材 5 0 は保持部材 5 2 に対して摺動変位できる程度の保持力を発揮するものである。従って、保持部材 5 2 とガイド部材 5 0 との摩擦係数の関係で、挿通部 5 2 b の孔径とガイド部材 5 0 の外径との径差と、挿通部 5 2 b の厚みとを適宜設定することによって、内部にガイド部材 5 0 を挿通させた時に、このガイド部材 5 0 の軸線方向の動きに対する抵抗の度合いを適正な値に設定する。

【 0 0 3 2 】

本実施の形態は以上のように構成されるものである。内視鏡 1 に超音波プローブ 2 0 を組み込むに当たっては、まず保持部材 5 2 の止着部 5 2 a を処置具導入部 6 の取付部 6 a に係着させるようにして取り付ける。また、保持部材 5 2 の挿通部 5 2 b 内にガイド部材 5 0 を処置具導入部 6 側から挿入して、その先端を処置具挿通チャンネル 5 における吸引通路 7 を通過した位置に配置する。ここで、ガイド部材 5 0 の先端は処置具導入部 6 から処置具挿通チャンネル 5 への分岐位置を越して、確実に処置具挿通チャンネル 5 の内部に入り込んだ位置にまで延在させる必要がある。この操作をより確実に行えるようにするには、例えば、ガイド部材 5 0 の外面にマーク等を設けておけば良い。なお、まずガイド部材 5 0 を先に処置具挿通チャンネル 5 内に挿入した後に、保持部材 5 2 を装着するように構成しても良い。

【 0 0 3 3 】

ガイド部材 5 0 が装着されると、超音波プローブ 2 0 のコード部 2 2 の基端部に設けたコネクタ部 2 3 を挿入部 3 における処置具挿通チャンネル 5 の開口部から挿入して、コード部 2 2 を送り込む。この時には、ガイド部材 5 0 は保持部材 5 2 により固定的に保持されているので、このガイド部材 5 0 を手で持つ必要はなく、自由状態に放置することができる。コネクタ部 2 3 は処置具挿通チャンネル 5 内を進行して、ガイド部材 5 0 と対面する位置に至る（図 5 の状態）。コネクタ部 2 3 は先端が尖った形になっているから、ガイド部材 5 0 における受け部 5 1 のテーパ面 5 1 a に沿って受け部 5 1 内に押し込まれて、両者は連結状態になる。

【 0 0 3 4 】

ガイド部材 5 0 は保持部材 5 2 に対して摩擦係合しているから、超音波プローブ 2 0 のコ

10

20

30

40

50

ード部 2 2 をさらに押し込むと、ガイド部材 5 0 は保持部材 5 2 に対して摺動することになり、その結果、図 6 に示したように、ガイド部材 5 0 は処置具導入部 6 から押し出される。これによって、超音波プローブ 2 0 のコード部 2 2 の処置具挿通チャンネル 5 内への送り込み操作によりそのコネクタ部 2 3 は吸引通路 7 の分岐部を通過して、処置具導入部 6 側に円滑かつ確実に移行して、この処置具導入部 6 から外部に導出できる。従って、このコネクタ部 2 3 を所定長さ引き出すことができ、これを走査操作ユニット 4 0 に接続することによって、超音波プローブ 2 0 は、超音波走査を行える状態に、内視鏡 1 に装着できる。以上の作業は、内視鏡の挿入部 3 における先端側から超音波プローブ 2 0 を処置具挿通チャンネル 5 内に押し込むだけで良いことから、一人で作業を行えるようになり、しかも挿入部 3 を曲げる必要もないので、円滑かつ迅速に超音波プローブ 2 0 の押し込み操作を行える。

10

【 0 0 3 5 】

ガイド部材 5 0 の外径は、コネクタ部 2 3 の外径より大きくなっている。従って、保持部材 5 2 からガイド部材 5 0 が完全に押し出されて、コネクタ部 2 3 が挿通部 5 2 b 内に至ると、コード部 2 2 の押し込みに対する抵抗が急激に小さくなる。このために、必ずしも処置具導入部 6 を目視しなくても、超音波プローブ 2 0 の基端部が処置具導入部 6 から導出されたことを認識できる。

【 0 0 3 6 】

ところで、前述した実施の形態においては、保持部材 5 0 は超音波プローブ 2 0 を内視鏡 1 に組み込む際にのみ機能するものであるが、この保持部材 5 0 を超音波プローブ 2 0 が内視鏡 1 に組み込まれた後に、処置具導入部 6 の開口端をシールする機能を保持部材に発揮させるように構成することもできる。このためには、例えば図 7 及び図 8 に示した保持部材 1 5 2 を用いる。この保持部材 1 5 2 は、処置具導入部 6 の取付部 6 a に係合するようにして固定される止着部 1 5 2 a と、ガイド部材 5 0 が挿通される挿通部 1 5 2 b とを有するものであるが、挿通部 1 5 2 b の形状としては、処置具導入部 6 内に向けて細径化された円錐形状となっており、常時においては、図 7 に仮想線で示したように、先端部分の開口面積は小さくなっている。

20

【 0 0 3 7 】

このように、挿通部 1 5 2 b を円錐形状とすることによって、保持部材 1 5 2 を処置具導入部 6 に取り付けた状態でその内部にガイド部材 5 0 を挿入すると、挿通部 1 5 2 b の先端部分が強制的に拡開されるようになり、この挿通部 1 5 2 b がガイド部材 5 0 の外面に圧接される。その結果、ガイド部材 5 0 の保持力が生じることになり、またガイド部材 5 0 が超音波プローブ 2 0 のコネクタ部 2 3 と係合して、押し出される方向に力が加わると、この挿通部 1 5 2 b に対して摺動するように変位する。しかも、超音波プローブ 2 0 のコネクタ部 2 3 が処置具導入部 6 の外部にまで導出され、コード部 2 2 が挿通部 1 5 2 b の位置にまで変位した時にも、図 8 に示したように、なお挿通部 1 5 2 b はこのコード部 2 2 の外面に当接した状態となる。従って、超音波プローブ 2 0 のコード部 2 2 と処置具導入部 6 との間はシールされることになり、超音波プローブ 2 0 を処置具挿通チャンネル 5 内に挿通させた状態で、体液等の吸引操作を行うことができる。

30

【 0 0 3 8 】

また、図 9 に示したように、処置具導入部 1 6 0 には、その周胴部に補助送液部 1 6 1 が装着されているものもある。このタイプの処置具導入部 1 6 0 の場合には、補助送液部 1 6 1 を超音波伝達媒体の供給部として機能させることができる。即ち、同図に示したように、超音波伝達媒体の供給チューブ 1 6 2 の先端部に接続部 1 6 3 を設け、この接続部 1 6 3 を補助送液部 1 6 1 に装着することによって、処置具導入部 6 内に超音波伝達媒体を供給する。このようにして供給された超音波伝達媒体は処置具挿通チャンネル 5 から体内に供給されて、超音波プローブ 2 0 のヘッド部 2 1 を超音波伝達媒体の中に置くことができる。その結果、超音波振動子 2 5 と体腔内壁との間に超音波を著しく減衰させる空気が介在することがなくなり、超音波の送受信特性が著しく向上する。そして、超音波プローブ 2 0 のコード部 2 2 は処置具導入部 6 を通過して外部に導出されているが、このコード

40

50

部 2 2 の導出部における外面には、保持部材 1 5 2 の挿通部 1 5 2 b が密着してシールされているので、超音波伝達媒体が処置具導入部 6 の開口端から溢出するおそれはない。

【 0 0 3 9 】

【発明の効果】

本発明は以上のように構成したので、超音波プローブを処置具挿通チャンネルの先端側の開口から挿入して処置具導入部に導く操作が著しく簡略化でき、一人の操作で、長尺の挿入部を有する内視鏡に超音波プローブを円滑に装着することができる等の効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【図 1】超音波プローブの先端側の部位を示す断面図である。

【図 2】超音波プローブの基端側の部位を示す断面図である。

10

【図 3】コネクタ部の外観図である。

【図 4】コネクタ部と走査操作ユニットとの接続状態の断面図である。

【図 5】本発明の第 1 の実施の形態を示すものであり、ガイド部材及び保持部材を処置具導入部に装着した状態での断面図である。

【図 6】図 5 とは異なる作動状態を示す断面図である。

【図 7】本発明の第 2 の実施の形態を示すものであり、ガイド部材及び保持部材を処置具導入部に装着した状態での断面図である。

【図 8】図 7 とは異なる作動状態を示す断面図である。

【図 9】本発明の第 3 の実施の形態を示すものであり、ガイド部材及び保持部材を処置具導入部に装着した状態での断面図である。

20

【図 10】超音波プローブを内視鏡に装着した状態を示す構成説明図である。

【図 11】従来技術によるガイド部材及び保持部材を処置具導入部に装着した状態を示す断面図である。

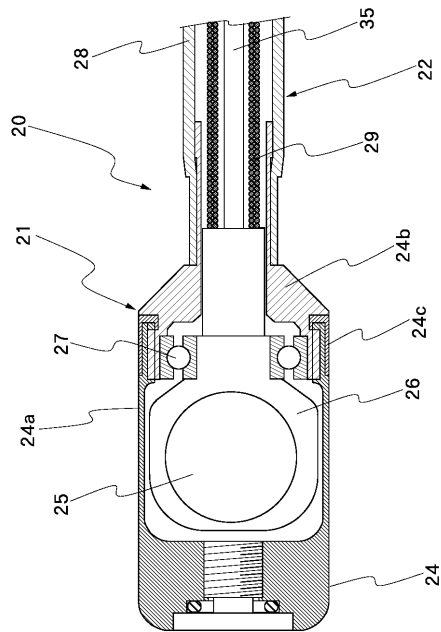
【符号の説明】

- 1 内視鏡
- 2 本体操作部
- 3 挿入部
- 5 処置具挿通チャンネル
- 6 , 1 6 0 処置具導入部
- 6 a 取付部
- 7 吸引通路
- 2 0 超音波プローブ
- 2 1 ヘッド部
- 2 2 コード
- 2 3 コネクタ部
- 2 5 超音波振動子
- 4 0 走査操作ユニット
- 5 0 ガイド部材
- 5 1 受け部
- 5 2 , 1 5 2 保持部材
- 5 2 a , 1 5 2 a 止着部
- 5 2 b , 1 5 2 b 挿通部
- 1 6 1 補助送液部

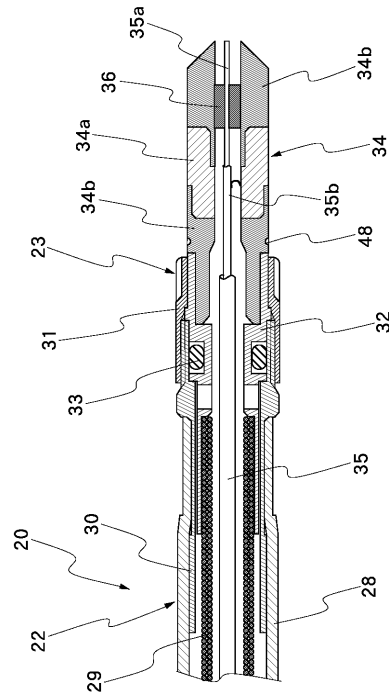
30

40

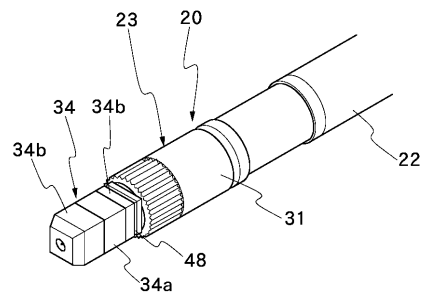
【図 1】



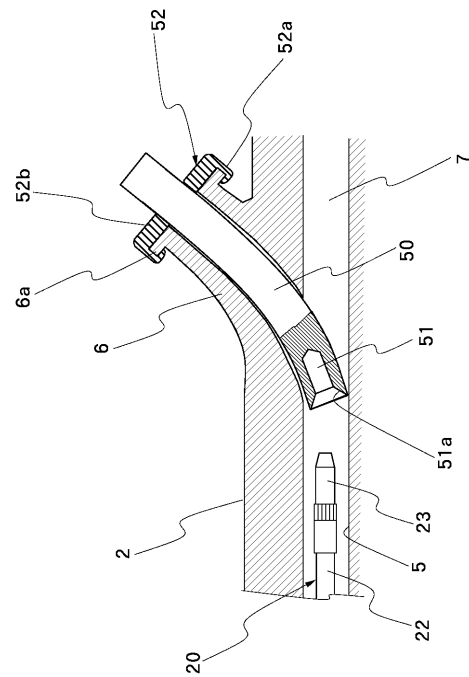
【図 2】



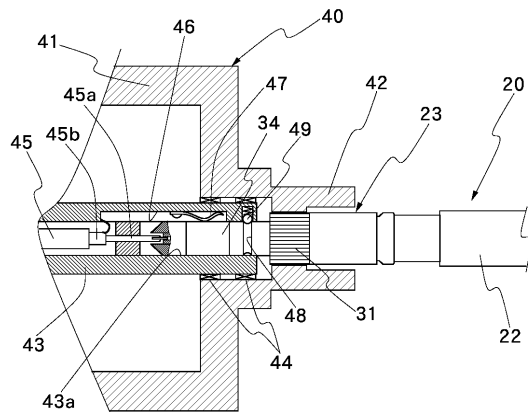
【図 3】



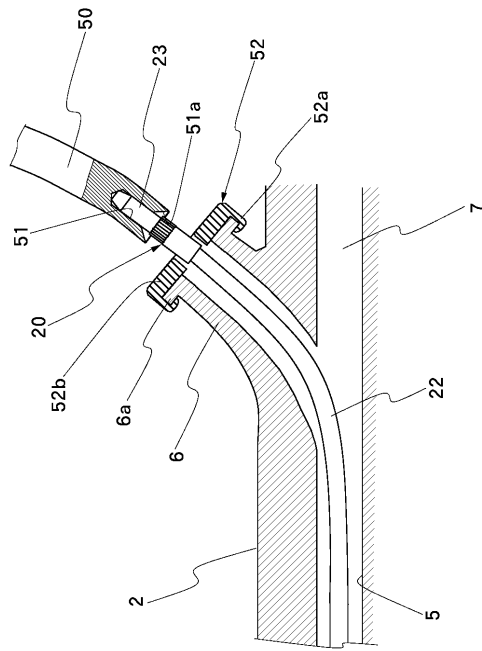
【図 5】



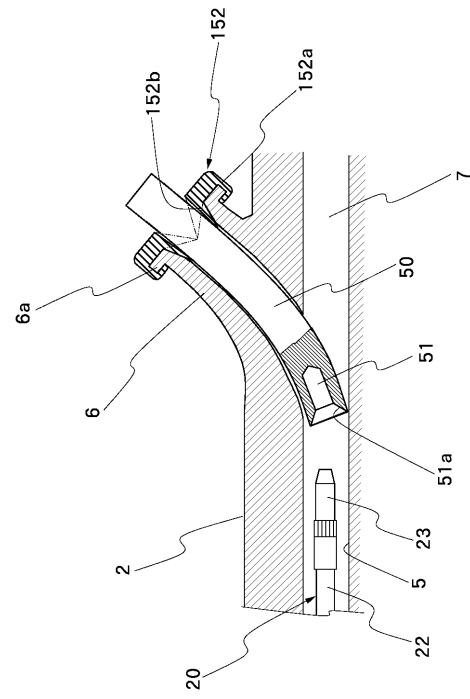
【図 4】



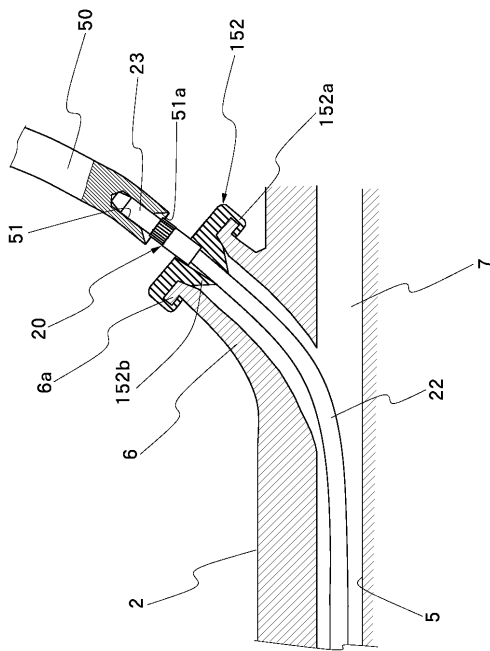
【図 6】



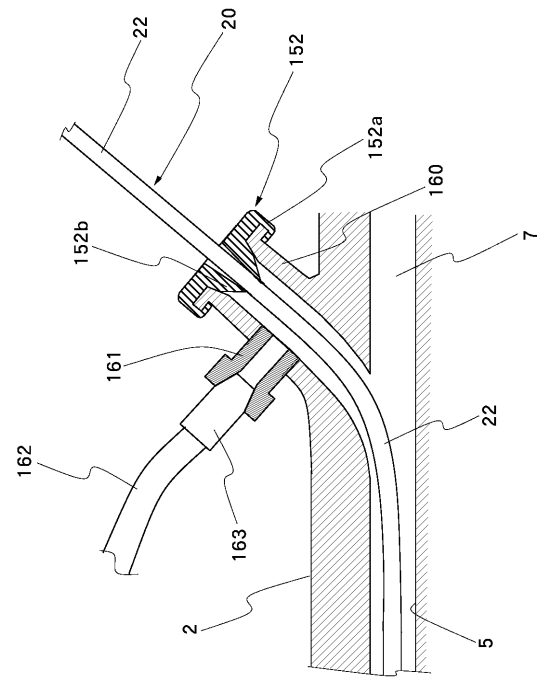
【図 7】



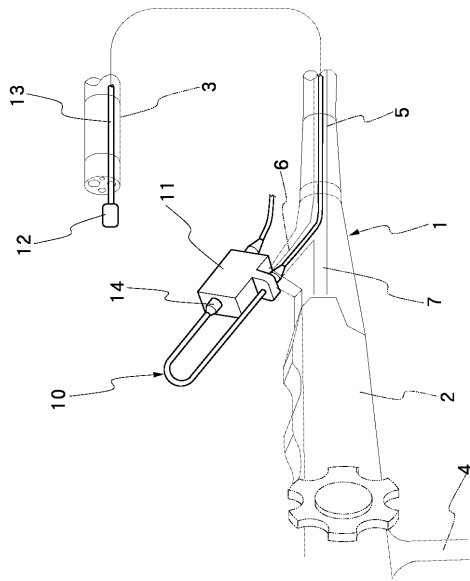
【図 8】



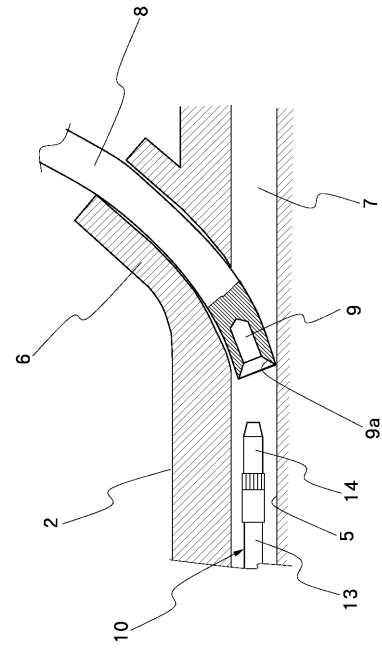
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 8/00

A61B 1/00

专利名称(译)	超声波探头导向装置		
公开(公告)号	JP4618397B2	公开(公告)日	2011-01-26
申请号	JP2001030818	申请日	2001-02-07
[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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	坂本利男		
发明人	坂本 利男		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.F A61B1/00.334.Z A61B1/00.530 A61B1/00.650 A61B1/018 A61B1/018.515		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB02 4C061/BB08 4C061/CC00 4C061/DD03 4C061/FF43 4C061/HH22 4C061/HH26 4C061/WW16 4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/BB08 4C161/CC00 4C161/DD03 4C161/FF43 4C161/HH22 4C161/HH26 4C161/WW16 4C301/EE13 4C301/FF05 4C301/GA20 4C601/EE11 4C601/FE01 4C601/FE02		
其他公开文献	JP2002224120A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过从处理器具的开口插入探针，使得能够显著简化引导处理器具引入部分的操作，使超声波探头能够平滑地安装在具有长尺寸插入部分的内窥镜上通过保持构件保持安装在引入部分处的引导构件，在其远端侧插入通道。解决方案：引导构件50插入到用于使分支单元从处理器具引入部分6侧的通道5中的处理器具插入通道5处通过吸入通道7的位置，使得超声波探头20的连接器23可以确定地将分支单元从通道5中的通道7引导到引入部分6中。为了保持构件50，保持构件52由具有弹性和高摩擦系数的构件制成，如橡胶，等等，通过其固定部分52a可拆卸地与引入部分6接合，并且部分52a与构件50的外表面摩擦接合。

