(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7545892号
(P7545892)

(45)発行日　令和6年9月5日(2024.9.5)

(24)登録日　令和6年8月28日(2024.8.28)

(51)国際特許分類

		FI		
Ａ６１Ｂ	*1/005(2006.01)*	Ａ６１Ｂ	1/005	５１１
Ａ６１Ｂ	*1/00 (2006.01)*	Ａ６１Ｂ	1/005	５１３
Ｇ０２Ｂ	*23/24 (2006.01)*	Ａ６１Ｂ	1/00	６３２
		Ｇ０２Ｂ	23/24	Ａ

請求項の数　13　（全36頁）

(21)出願番号　特願2020-528789(P2020-528789)
(86)(22)出願日　令和1年6月20日(2019.6.20)
(86)国際出願番号　PCT/JP2019/024525
(87)国際公開番号　WO2020/008900
(87)国際公開日　令和2年1月9日(2020.1.9)
審査請求日　令和2年9月25日(2020.9.25)
審判番号　不服2023-9452(P2023-9452/J1)
審判請求日　令和5年6月7日(2023.6.7)
(31)優先権主張番号　特願2018-129478(P2018-129478)
(32)優先日　平成30年7月6日(2018.7.6)
(33)優先権主張国・地域又は機関
日本国(JP)

(73)特許権者　000113263
ＨＯＹＡ株式会社
東京都新宿区西新宿六丁目１０番１号
(74)代理人　100114557
弁理士　河野 英仁
(74)代理人　100078868
弁理士　河野 登夫
(74)代理人　100184549
弁理士　水沼 明子
(72)発明者　森島 登祥
東京都新宿区西新宿六丁目１０番１号
ＨＯＹＡ株式会社内
(72)発明者　伊藤 慶時
東京都新宿区西新宿六丁目１０番１号
ＨＯＹＡ株式会社内

最終頁に続く

(54)【発明の名称】　内視鏡

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

挿入部と、前記挿入部の一端に接続された操作部とを有する内視鏡であって、

前記挿入部は、

長手方向に貫通する複数の管路が設けられたチューブと、

前記チューブの他端を覆い、複数の前記管路の一部と滑らかに連通する貫通孔を有する先端部と、

前記チューブと前記先端部との接合部を覆うチューブ状であり、破断した場合に前記先端部を破損することなく前記先端部と前記チューブとが分離する破断部と

を備え、

前記操作部は、前記チューブの一端に接続されており、

前記挿入部は、

１回使用された後に廃棄されるシングルユース部と、

前記シングルユース部から取り外されて再使用されるリユース部とを有し、

前記シングルユース部は前記チューブを含み、

前記リユース部は前記先端部を含み、

前記破断部は、前記シングルユース部と前記リユース部とを分離する際に破断される

内視鏡。

【請求項２】

前記先端部は、撮像素子を有し、

前記挿入部は、複数の前記管路の一つに挿通されており、前記撮像素子に電源を供給する電源ケーブルを有する
請求項１に記載の内視鏡。
【請求項３】
前記先端部は、撮像素子を有し、
前記挿入部は、複数の前記管路の一つに挿通されており、前記撮像素子との間で信号を伝達する信号ケーブルを有する
請求項１に記載の内視鏡。
【請求項４】
前記信号ケーブルは、前記撮像素子に電源を供給する電源ケーブルと同じ管路に挿通されている
請求項３に記載の内視鏡。
【請求項５】
前記挿入部は、
複数の前記管路の一部に挿通されており、前記操作部に対して固定されたワイヤシースと、
前記ワイヤシースを貫通し、前記先端部の側の端部が前記ワイヤシースから突出して前記チューブの先端に固定されたアングルワイヤとを備え、
前記先端部は、前記ワイヤシースが挿通された管路の端部を覆い、
前記操作部は、
前記アングルワイヤの他端に接続されており、前記アングルワイヤを押し引き可能な湾曲機構を有する
請求項１から請求項４のいずれか一つに記載の内視鏡。
【請求項６】
前記挿入部は、
前記アングルワイヤが押し引きされることにより湾曲する湾曲部に隣接する第１領域と、
前記第１領域に隣接し、前記第１領域よりも曲げ剛性の大きい第２領域とを有する
請求項５に記載の内視鏡。
【請求項７】
前記第１領域は、前記湾曲部よりも長い
請求項６に記載の内視鏡。
【請求項８】
前記第２領域は、前記第１領域よりも長い
請求項６または請求項７に記載の内視鏡。
【請求項９】
前記第２領域は、長手方向に沿って一様な曲げ剛性を有する
請求項６から請求項８のいずれか一つに記載の内視鏡。
【請求項１０】
前記第１領域は、長手方向に沿って一様な曲げ剛性を有する
請求項６から請求項９のいずれか一つに記載の内視鏡。
【請求項１１】
前記挿入部は、前記第２領域に隣接して、前記第２領域よりも曲げ剛性の大きい第３領域を有する
請求項６から請求項１０のいずれか一つに記載の内視鏡。
【請求項１２】
前記第３領域は、前記第２領域よりも長い
請求項１１に記載の内視鏡。
【請求項１３】
前記第３領域は、長手方向に沿って一様な曲げ剛性を有する

請求項１１から請求項１２のいずれか一つに記載の内視鏡。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本開示は、内視鏡に関する。
【背景技術】
【０００２】
従来からオートクレーブ滅菌に対する優れた耐性を有する内視鏡用可撓管に関する発明が知られている（特許文献１参照）。特許文献１に記載された内視鏡用可撓管は、螺旋管と、この螺旋管上に被せた網状管と、この網状管の外周に被覆した外皮とを備えている。この内視鏡用可撓管において、外皮の少なくとも外表面は、０．５～５０重量％のフラーレン化合物を配合した熱可塑性エラストマーを含む（同文献、請求項１等を参照）。
【先行技術文献】
【特許文献】
【０００３】
【文献】特開２００６－１１６１２８号公報
【発明の概要】
【発明が解決しようとする課題】
【０００４】
特許文献１に記載の内視鏡用可撓管を用いた内視鏡の挿入部は、螺旋管、網状管および外皮を積層した内視鏡用可撓管の内部に、送気チューブ、送水チューブ、アングルワイヤ、ケーブルおよび光ファイバ等の種々の内蔵物を収容した構成を有する。
【０００５】
内視鏡用可撓管と、各内蔵物とを組み付ける部品または接着剤も必要であるため、挿入部は複雑な構成を有する。そのため、組み立てに手間が掛かり高価である上、使用後の洗浄等の再処理にも手間が掛かる。
【０００６】
一つの側面では、シンプルな構成の挿入部を有する内視鏡を提供することを目的とする。
【課題を解決するための手段】
【０００７】
内視鏡は、挿入部と、前記挿入部の一端に接続された操作部とを有する内視鏡であって、前記挿入部は、長手方向に貫通する複数の管路が設けられたチューブと、前記チューブの他端を覆い、複数の前記管路の一部と滑らかに連通する貫通孔を有する先端部と、前記チューブと前記先端部との接合部を覆うチューブ状であり、破断した場合に前記先端部を破損することなく前記先端部と前記チューブとが分離する破断部とを備え、前記操作部は、前記チューブの一端に接続されており、前記挿入部は、１回使用された後に廃棄されるシングルユース部と、前記シングルユース部から取り外されて再使用されるリユース部とを有し、前記シングルユース部は前記チューブを含み、前記リユース部は前記先端部を含み、前記破断部は、前記シングルユース部と前記リユース部とを分離する際に破断される。
【発明の効果】
【０００８】
一つの側面では、シンプルな構成の挿入部を有する内視鏡を提供できる。
【図面の簡単な説明】
【０００９】
【図１】本開示の実施形態に係る内視鏡システムを示す概略構成図。
【図２】図１に示す内視鏡の全体構成を示す模式的な斜視図。
【図３Ａ】図２に示す挿入部を構成するチューブの曲げ剛性の例を示すグラフ。
【図３Ｂ】図２に示す挿入部を構成するチューブの曲げ剛性の例を示すグラフ。
【図３Ｃ】図２に示す挿入部を構成するチューブの曲げ剛性の例を示すグラフ。
【図３Ｄ】図２に示す挿入部を構成するチューブの曲げ剛性の例を示すグラフ。

【図３Ｅ】図２に示す挿入部を構成するチューブの曲げ剛性の例を示すグラフ。
【図３Ｆ】図２に示す挿入部の曲げ剛性の例を示すグラフ。
【図４】曲げ剛性の測定方法の一例を示す図。
【図５】図１および図２に示す内視鏡の撮像部の一例を示す拡大図。
【図６】図５に示す撮像部の構成の一例を示す模式的な断面図。
【図７Ａ】図１および図２に示す内視鏡の変形例１を示す拡大断面図。
【図７Ｂ】図１および図２に示す内視鏡の変形例１を示す拡大斜視図。
【図８Ａ】図１および図２に示す内視鏡の変形例２を示す拡大断面図。
【図８Ｂ】図１および図２に示す内視鏡の変形例２を示す拡大斜視図。
【図９Ａ】図１および図２に示す内視鏡の変形例３を示す拡大断面図。
【図９Ｂ】図１および図２に示す内視鏡の変形例３を示す拡大断面図。
【図９Ｃ】図１および図２に示す内視鏡の変形例３を示す拡大断面図。
【図９Ｄ】図１および図２に示す内視鏡の変形例３を示す拡大断面図。
【図１０Ａ】図１および図２に示す内視鏡の変形例４を示す拡大断面図。
【図１０Ｂ】図１および図２に示す内視鏡の変形例４を示す拡大断面図。
【図１１】図１および図２に示す内視鏡の変形例５を示す拡大断面図。
【図１２】実施の形態２の内視鏡の挿入部の構成を説明する説明図である。
【図１３】実施の形態２の挿入部先端の外観図である。
【図１４】図１２におけるＸＩＶ－ＸＩＶ線による断面図である。
【図１５】図１３におけるＸＶ－ＸＶ線による断面の模式図である。
【図１６】チューブの断面図である。
【図１７】実施の形態２の湾曲部および軟性部の曲げ剛性を説明するグラフである。
【図１８】実施の形態２の挿入部の変形例２－１を説明する模式図である。
【図１９】実施の形態２の挿入部の変形例２－２を説明する模式図である。
【図２０】実施の形態２の挿入部の変形例２－３を説明する模式図である。
【図２１】実施の形態２の挿入部の変形例２－４を説明する模式図である。
【図２２】実施の形態３の内視鏡の挿入部の構成を説明する説明図である。
【図２３】実施の形態３の湾曲部および軟性部の曲げ剛性を説明するグラフである。
【図２４】実施の形態４の内視鏡の挿入部の構成を説明する説明図である。
【図２５】実施の形態４の湾曲部および軟性部の曲げ剛性を説明するグラフである。
【発明を実施するための形態】
【００１０】
以下、図面を参照して本開示の実施形態について説明する。添付の図面では、機能的に同じ要素は、同じ番号で表示される場合がある。以下の説明において、「軸方向」は内視鏡の挿入部の軸方向、「前側」は被検体側、「後側」は内視鏡の操作部側をそれぞれ示す。
【００１１】
［実施の形態１］
＜内視鏡システムの構成＞
図１は、本実施形態に係る内視鏡システム１を示す概略構成図である。図１では、図面を簡潔に示す便宜上、装置同士の接続を矢印で示している。
【００１２】
本実施形態の内視鏡システム１は、たとえば、モニタ２と、プロセッサ３と、内視鏡１００と、を備えている。
【００１３】
内視鏡１００は、被検体に挿入される挿入部１１０と、この挿入部１１０の一部を湾曲させる操作部１３０とを備えている。詳細については後述するが、本実施形態の内視鏡１００は、挿入部１１０の少なくとも一部が、樹脂製のチューブ１１０ａによって構成されている。また、チューブ１１０ａは、このチューブ１１０ａを構成する樹脂によって形成された複数の管路１１０ｂを有している。
【００１４】

より具体的には、挿入部１１０は、たとえば、撮像部１２０を含む先端部１１１と、操作部１３０によって湾曲される湾曲部１１２と、この湾曲部１１２と操作部１３０との間の軟性部１１３とを有している。そして、湾曲部１１２と軟性部１１３の少なくとも一部が、チューブ１１０ａによって構成されている。チューブ１１０ａを構成する樹脂のショアＡ硬度は、たとえば、ポリウレタン（ウレタンゴム）であれば、Ａ３０以上、Ａ９５以下の範囲であり、第１の部分をＡ３０とし、第２の部分をＡ９０とするなど、材料の混合比を変えることで複数の異なる硬度を採用することができる。

【００１５】

内視鏡１００の挿入部１１０を構成するチューブ１１０ａの複数の管路１１０ｂは、たとえば、撮像用の信号ケーブルを挿通させるケーブル管路３６（図１６参照）を含んでいる。また、チューブ１１０ａの複数の管路１１０ｂは、たとえば、鉗子などの処置具を挿通させるための処置具管路３１（図１６参照）、送気を行うための送気管路３２（図１６参照）、送水を行うための送水管路３３（図１６参照）および副送水管路３４（図１６参照）を含んでいる。また、チューブ１１０ａの複数の管路１１０ｂは、たとえば、照明用のライトガイドファイババンドルを挿通させる照明管路を含むこともできる。

【００１６】

また、図示を省略するが、内視鏡１００は、たとえば、挿入部１１０を構成するチューブ１１０ａの管路１１０ｂに挿通された剛性材と、剛性材に挿通されて湾曲部１１２の湾曲機構に接続されたアングルワイヤ４１（図１５参照）とを備えている。剛性材としては、たとえば、ガイドチューブや、金属製の密巻コイル等により構成されたワイヤシース４２（図１５参照）を用いることができる。操作部１３０は、アングルワイヤ４１を操作可能に設けられている。なお、湾曲機構としては、たとえば、公知の内視鏡１００の挿入部を湾曲させる公知の湾曲機構を適用することができる。

【００１７】

また、内視鏡１００は、操作部１３０から延出するコネクタケーブル１４０と、このコネクタケーブル１４０の端部に設けられたコネクタ部１５０とを備えている。コネクタ部１５０は、プロセッサ３に接続される。プロセッサ３は、内視鏡１００から入力された画像データを処理し、映像信号を生成するための装置である。モニタ２は、プロセッサ３に接続されている。モニタ２は、内視鏡１００によって撮像され、プロセッサ３によって生成された被検体の内部画像を表示する。

【００１８】

＜内視鏡＞

図２は、図１に示す内視鏡１００の全体構成を示す模式的な斜視図である。以下、前述の内視鏡１００の構成について、図２を参照してより詳細に説明する。なお、内視鏡１００における操作部１３０の位置や形状は、図示の都合上、実際の位置や形状と異なる場合がある。

【００１９】

内視鏡１００は、前述のように、挿入部１１０と、この挿入部１１０の一部を湾曲させる操作部１３０と、を備えている。挿入部１１０は、たとえば、撮像部１２０を含む先端部１１１と、操作部１３０によって湾曲される湾曲部１１２と、この湾曲部１１２と操作部１３０の間の軟性部１１３と、を備えている。

【００２０】

本実施形態の内視鏡１００は、前述のように、挿入部１１０の少なくとも一部が、複数の管路１１０ｂを有する樹脂製のチューブ１１０ａ、たとえば、柔軟性および可撓性を有するマルチルーメンチューブによって構成されていることを特徴としている。より具体的には、湾曲部１１２と軟性部１１３の少なくとも一部は、複数の管路１１０ｂを有する樹脂製のチューブ１１０ａによって構成され、チューブ１１０ａを構成する樹脂のショアＡ硬度は、たとえばＡ３０以上、Ａ９５以下である。

【００２１】

なお、湾曲部１１２の樹脂のショアＡ硬度は、たとえば、軟性部１１３の樹脂のショア

Ａ硬度よりも低くてもよい。また、湾曲部１１２の長さと、湾曲部１１２および軟性部１１３を含む挿入部１１０の長さは、内視鏡１００の用途に応じた長さにすることができる。たとえば、上部消化管用の場合、湾曲部１１２の長さと、挿入部１１０の長さは、それぞれ、４０mmから６０mm程度と、１０００mmから１１００mm程度である。大腸用の場合、湾曲部１１２の長さと、挿入部１１０の長さは、それぞれ、８０mmから１００mm程度と、１１００mmから１７００mm程度である。十二指腸用の場合、湾曲部１１２の長さと、挿入部１１０の長さは、それぞれ、３０mmから４０mm程度と、１２００mmから１３００mm程度である。

【００２２】

図１および図２に示す例において、挿入部１１０の先端部１１１は、撮像部１２０によって構成されている。しかし、挿入部１１０の先端部１１１をチューブ１１０ａによって構成し、先端部１１１のチューブ１１０ａ内に撮像部１２０を配置するようにしてもよい。

【００２３】

また、本実施形態の内視鏡１００は、たとえば、シングルユース部Ｓと、リユース部Ｒとを備えるシングルユース型の内視鏡である。シングルユース部Ｓは、たとえば挿入部１１０の少なくとも一部を構成するチューブ１１０ａを含み、内視鏡１００の一回の使用毎に交換される。リユース部Ｒは、たとえば、撮像部１２０を含み、内視鏡１００の一回の使用毎に回収され、洗浄および滅菌消毒されて再使用される。

【００２４】

シングルユース部Ｓは、挿入部１１０を構成するチューブ１１０ａのみであってもよいが、チューブ１１０ａを含む挿入部１１０全体であってもよく、チューブ１１０ａを含む挿入部１１０の一部であってもよい。また、シングルユース部Ｓは、操作部１３０、コネクタケーブル１４０、及びコネクタ部１５０を含んでもよい。また、湾曲部１１２は、軟性部１１３と一体に一本のチューブ１１０ａによって構成されていてもよいが、軟性部１１３を構成するチューブ１１０ａと別のチューブ１１０ａによって構成されていてもよい。シングルユース部Ｓの各部は、コストを低減する観点から、可能な限り樹脂製であることが好ましい。

【００２５】

リユース部Ｒは、撮像部１２０のみであってもよいが、チューブ１１０ａを除く挿入部１１０の一部を含んでもよい。たとえば、リユース部Ｒは、湾曲部１１２を含んでもよい。また、リユース部Ｒは、操作部１３０、コネクタケーブル１４０、およびコネクタ部１５０の一部または全部を含んでもよい。

【００２６】

チューブ１１０ａを構成する樹脂は、全体が非多孔質樹脂、すなわち多孔質樹脂ではないソリッド樹脂であってもよいが、少なくとも一部が多孔質樹脂であってもよい。チューブ１１０ａは、たとえば、樹脂材料の押出成形によって製作することができる。

【００２７】

チューブ１１０ａを構成する樹脂としては、たとえば、ＰＴＦＥ（ポリテトラフルオロエチレン：Polytetrafluoroethylene）、ｅＰＴＦＥ（expanded PTFE）、ＰＥ（ポリエチレン：Polyethylene）、ＨＤＰＥ（高密度ポリエチレン：High Density Polyethylene）、ＰＰ（ポリプロピレン：Polypropylene）などを用いることができる。チューブ１１０ａを構成する非多孔質樹脂としては、たとえば、ＰＵ（ポリウレタン：Polyurethane）、ＰＰ（ポリプロピレン：Polypropylene）、ＰＥ（ポリエチレン：Polyethylene）、ポリアミド（Polyamide）などを用いることができる。

【００２８】

チューブ１１０ａを構成する樹脂のショアＡ硬度は、たとえば、Ａ３０からＡ９５までの範囲にすることができる。樹脂のショアＡ硬度は、たとえば材料の混合比を変化させることで、前記した範囲で調節することができる。たとえば、湾曲部１１２と軟性部１１３の境界部近傍でチューブ１１０ａを構成する樹脂の材料の混合比を変化させ、湾曲部１１２のショアＡ硬度と、軟性部１１３のショアＡ硬度を異ならせることができる。

【００２９】
より具体的には、湾曲部１１２における樹脂のショアＡ硬度は、たとえば、最も柔軟なＡ３０とすることができる。軟性部１１３における樹脂のショアＡ硬度は、たとえば、湾曲部１１２における樹脂のショアＡ硬度よりも高く、Ａ４０以上、Ａ７０以下、またはＡ４５以上、Ａ７０以下の範囲である。また、軟性部１１３における樹脂のショアＡ硬度は、軟性部１１３を構成するチューブ１１０ａの外径に応じて、たとえば、以下の表１のように設定することができる。ここで、樹脂の材質は、ＰＵであるとする。これにより、湾曲部１１２の柔軟性および可撓性を向上させ、湾曲部１１２を湾曲操作に適した曲げ剛性にすることができる。
【００３０】
【表１】

チューブの外径	樹脂のショアＡ硬度
φ１０ｍｍ以下	Ａ６０以上、Ａ７０以下
φ１０ｍｍ以上、φ１２ｍｍ以下	Ａ５０以上、Ａ６０以下
φ１２ｍｍ以上、φ１４ｍｍ以下	Ａ４０以上、Ａ５０以下

【００３１】
挿入部１１０を構成するチューブ１１０ａは、たとえば、撮像部１２０と操作部１３０との間で、常時、軸方向に圧縮された状態であってもよい。これにより、チューブ１１０ａの密度を向上させ、挿入部１１０の曲げ剛性を向上させることができる。
【００３２】
また、挿入部１１０を構成するチューブ１１０ａは、チューブ１１０ａの軸方向または径方向において、樹脂のショアＡ硬度が変化していてもよい。たとえば、挿入部１１０を構成するチューブ１１０ａは、チューブ１１０ａの径方向において、樹脂のショアＡ硬度が変化していてもよい。より具体的には、チューブ１１０ａの径方向において、チューブ１１０ａの外表面のショアＡ硬度は、チューブ１１０ａの中心のショアＡ硬度より高くてもよい。
【００３３】
また、チューブ１１０ａの径方向において、中心から外表面へ向けてショアＡ硬度を連続的または段階的に低下させてもよい。なお、チューブ１１０ａの径方向において、外表面から中心へ向けてショアＡ硬度を連続的または段階的に低下させてもよい。なお、段階的なショアＡ硬度の変化は、ショアＡ硬度の非連続的な変化を含む。ここで、ショアＡ硬度の非連続的な変化は、ショアＡ硬度が変化している部分の間にショアＡ硬度が変化していない部分を有することや、ショアＡ硬度がステップ状に変化することを含む。
【００３４】
また、チューブ１１０ａは、径方向外側の外表面およびその近傍の部分に、空孔率が０％の非多孔質樹脂層を有してもよい。これにより、挿入部１１０の外表面から液体が浸透するのを防止することができる。また、チューブ１１０ａは、管路１１０ｂの内壁面およびその近傍の部分に、空孔率が０％の非多孔質樹脂層を有してもよい。これにより、挿入部１１０の管路１１０ｂの内壁面から液体が浸透するのを防止することができる。
【００３５】
また、挿入部１１０の基端部である操作部１３０側の端部から挿入部１１０の先端部１１１へ向けたチューブ１１０ａの軸方向において、チューブ１１０ａを構成する樹脂のショアＡ硬度を、連続的または段階的に変化させてもよい。たとえば、前述のように、チューブ１１０ａの軸方向において、湾曲部１１２の樹脂のショアＡ硬度を、軟性部１１３の樹脂のショアＡ硬度よりも低くしてもよい。
【００３６】

なお、軸方向における段階的なショアＡ硬度の変化は、径方向における場合と同様に、ショアＡ硬度の非連続的な変化を含む。ここで、ショアＡ硬度の非連続的な変化は、ショアＡ硬度が変化している部分の間にショアＡ硬度が変化していない部分を有することや、ショアＡ硬度がステップ状に変化することを含む。また、挿入部１１０の操作部１３０に接続される部分のチューブ１１０ａの材質は、たとえば、空孔率が０％の非多孔質樹脂にしてもよい。

【００３７】

図３Ａから図３Ｅは、図２に示す挿入部１１０を構成するチューブ１１０ａの曲げ剛性の例を示すグラフである。図３Ｆは、図２に示す挿入部１１０の曲げ剛性の例を示すグラフである。図３Ａから図３Ｆに示すグラフにおいて、縦軸は、チューブ１１０ａまたは挿入部１１０の曲げ剛性であり、横軸は、挿入部１１０の先端からの距離である。

【００３８】

図３Ａに示す例では、チューブ１１０ａの樹脂のショアＡ硬度を、湾曲部１１２が設けられた先端から操作部１３０に接続された基端まで、ほぼ一定の割合で連続的に増加させている。これにより、挿入部１１０を構成するチューブ１１０ａ単体の曲げ剛性が、先端から基端まで、ほぼ一定の割合で増加している。

【００３９】

また、前述のように、挿入部１１０を構成するチューブ１１０ａの管路１１０ｂにアングルワイヤ４１を挿通させるガイドチューブが挿入されている場合、ガイドチューブは、チューブ１１０ａよりも高い曲げ剛性を有してもよい。この場合、ガイドチューブは、挿入部１１０の湾曲部１１２よりも基端側、すなわち湾曲部１１２よりも操作部１３０側で、チューブ１１０ａの管路１１０ｂに挿入されていてもよい。

【００４０】

図３Ｂに示す例では、チューブ１１０ａは、図３Ａに示す例と同様に、樹脂のショアＡ硬度が先端から基端までほぼ一定の割合で連続的に増加しているが、挿入部１１０の湾曲部１１２よりも基端側の軟性部１１３で、管路１１０ｂに４本のガイドチューブが挿入されている。ガイドチューブの曲げ剛性は、チューブ１１０ａの曲げ剛性よりも高い。そのため、図３Ｂに示す例では、挿入部１１０の湾曲部１１２よりも基端側の部分において、図３Ａに示す例よりもチューブ１１０ａの曲げ剛性が高くなっている。

【００４１】

ガイドチューブとしては、たとえば、フッ素樹脂（ＰＴＦＥ、ＰＦＡ、ＦＥＰなど）やポリイミドを素材とする硬質チューブを用いることができる。なお、チューブ１１０ａの曲げ剛性を向上させることを目的として、ガイドチューブ以外に、チューブ１１０ａよりも曲げ剛性が高い剛性材を、チューブ１１０ａの管路１１０ｂに挿入してもよい。剛性材としては、たとえば、ばね用ステンレス材（ＳＵＳ３０４－ＷＰＢ）などの金属を素材とする密着コイル（ステーコイル）を用いることができる。このような硬質チューブや金属製密着コイルは、軟性部１１３の全長にわたって、チューブ１１０ａのアングルワイヤ４１挿通用の管路１１０ｂに挿通させることができる。

【００４２】

図３Ｃに示す例では、チューブ１１０ａは、樹脂のショアＡ硬度を、湾曲部１１２が設けられる先端部１１１側において相対的に低い一定の値とし、湾曲部１１２よりも基端側の軟性部１１３で、先端側から基端側まで連続的に増加させている。これにより、チューブ１１０ａ単体の曲げ剛性が、湾曲部１１２において相対的に低い一定の値となり、湾曲部１１２よりも基端側の軟性部１１３で先端側から基端側まで、連続的に増加している。

【００４３】

図３Ｄに示す例では、チューブ１１０ａは、樹脂のショアＡ硬度が先端から基端まで、二段階にわたって段階的に増加している。これにより、挿入部１１０を構成するチューブ１１０ａ単体の曲げ剛性が、先端から基端まで、二段階にわたって段階的に増加している。なお、チューブ１１０ａを構成する樹脂のショアＡ硬度は、先端から基端まで、三段階以上にわたって段階的に増加させてもよいし、湾曲部１１２と軟性部１１３との間の一段

階の増加に留めてもよい。

【００４４】

図３Ｄに示す例において、湾曲部１１２を含む最も曲げ剛性が低い部分を柔軟部、挿入部１１０の最も曲げ剛性が高い操作部１３０側の部分を硬質部、その硬質部と柔軟部との間の曲げ剛性が一定の部分を中間部とする。この場合、チューブ１１０ａを構成する樹脂のショアＡ硬度は、軟性部１１３を構成するチューブ１１０ａの外径に応じて、たとえば、以下の表２のように設定することができる。なお、柔軟部のショアＡ硬度は、たとえばチューブ１１０ａの外径によらず、Ａ３０である。柔軟部の長さは、たとえば、４００ｍｍ程度である。

【００４５】

【表２】

チューブの外径	樹脂のショアＡ硬度	
	中間部	硬質部
φ１０ｍｍ以下	Ａ３０以上、Ａ４５以下	Ａ６０以上、Ａ７０以下
φ１０ｍｍ以上、φ１２ｍｍ以下	Ａ３０以上、Ａ４０以下	Ａ５５以上、Ａ６５以下
φ１２ｍｍ以上、φ１４ｍｍ以下	Ａ３０以上、Ａ３５以下	Ａ４５以上、Ａ５５以下

【００４６】

内視鏡１００の軟性部１１３は、手元の操作が挿入部１１０の先端まで伝わることが求められる。具体的には、大腸内で軟性部１１３がループした状態で、ねじりや押し引きなどの手元の操作が直接的に挿入部１１０の先端に伝わることが重要である。また、挿入部１１０を被検体に挿入するときに、穿孔などを防止する観点から、挿入部１１０の先端における粘膜などからの反発力が軟性部１１３を把持した術者の手指に伝わることも重要である。

【００４７】

また、大腸用の内視鏡１００の場合、Ｓ状結腸、脾湾曲および肝湾曲への挿入部１１０の挿入が困難である。そのため、たとえば、柔軟部の長さを４００ｍｍ程度とし、上記のように外径に応じてチューブ１１０ａを構成する樹脂のショアＡ硬度を段階的に変化させることで、Ｓ状結腸、脾湾曲および肝湾曲への挿入が容易になる。また、手元の操作が先端に伝わりやすくなり、被検体からの反発力が術者の手指に伝わりやすくなる。なお、硬質部のショアＡ硬度は、操作部１３０側へ向けて連続的に増加させるようにしてもよい。

【００４８】

図３Ｅに示す例では、チューブ１１０ａは、先端から基端まで樹脂のショアＡ硬度が一定である。そのため、挿入部１１０を構成するチューブ１１０ａ単体の曲げ剛性は、先端から基端まで一定である。

【００４９】

図３Ｆに示す例では、チューブ１１０ａは、図３Ｅに示す例と同様に、先端から基端まで樹脂のショアＡ硬度が一定であり、図３Ｂに示す例と同様に、管路１１０ｂにアングルワイヤ４１のガイドチューブが挿入されている。また、図３Ｆに示す例では、ガイドチューブ以外にも、挿入部１１０を構成するその他の部材が管路１１０ｂに挿通および配置され、挿入部１１０が構成されている。そのため、図３Ｆに示す例では、挿入部１１０の湾曲部１１２よりも基端側の部分において、図３Ｅに示す例よりも、チューブ１１０ａの曲げ剛性が高くなっている。

【００５０】

図４は、曲げ剛性の測定方法の一例を示す図である。挿入部１１０を構成するチューブ１１０ａ単体、チューブ１１０ａおよびその管路１１０ｂに挿入された剛性材、またはチューブ１１０ａおよびその他の部材によって構成された挿入部１１０の曲げ剛性は、たとえば、以下の手順で測定することができる。まず、チューブ１１０ａを、真っ直ぐに伸ば

した状態で２対のローラＷ１、Ｗ２の間に配置する。これにより、チューブ１１０ａは、軸方向に離隔する２対のローラＷ１、Ｗ２によって、径方向両側から支持された状態になる。

【００５１】

次に、チューブ１１０ａの軸方向における２対のローラＷ１、Ｗ２の中間で、チューブ１１０ａの径方向片側に配置されたローラＷ３を、測定器Ｍの測定ロッドＬによって、チューブ１１０ａの径方向に所定の押し込み量Ｄ１で押し込み、２対のローラＷ１、Ｗ２の間に支持されたチューブ１１０ａを曲げる。この状態で、測定器Ｍによって測定ロッドＬに作用する反力を測定し、この反力をチューブ１１０ａ単体または挿入部１１０の曲げ剛性とする。たとえば、チューブ１１０ａの外径がφ８ｍｍである場合、チューブ１１０ａの軸方向に離隔するローラＷ１の間隔Ｄ２を２００ｍｍ、押し込み量Ｄ１を２０ｍｍにすることができる。

【００５２】

図２に示すように、内視鏡１００の操作部１３０は、把持部を構成する操作部本体１３１と、操作部本体１３１の挿入部１１０側に設けられた処置具挿通口１３２と、を有する。処置具挿通口１３２は、操作部１３０に設けられた開口であり、前述の処置具管路３１に連通する。また、操作部本体１３１には、湾曲部１１２の湾曲を操作するための湾曲操作ノブ１３３、および内視鏡１００の各操作に関するスイッチ類１３４などが設けられている。挿入部１１０を構成するチューブ１１０ａの基端部は、たとえば、操作部本体１３１に接続されている。

【００５３】

図５は、図１および図２に示す内視鏡１００の撮像部１２０の一例を示す拡大図である。図５に示す例において、挿入部１１０は、チューブ１１０ａによって構成された湾曲部１１２の先端に、処置具管路３１の開口１１２ａ、送気管路３２の開口１１２ｂ、送水管路３３の開口１１２ｃ、および副送水管路３４の開口１１２ｄを有している。

【００５４】

また、挿入部１１０は、チューブ１１０ａの先端に、有接点方式の電源コネクタ１１０ｃと信号コネクタ１１０ｄを有している。電源コネクタ１１０ｃは、たとえば、チューブ１１０ａのケーブル管路３６に通された電源ケーブルを介してコネクタ部１５０の電源端子に接続されている。信号コネクタ１１０ｄは、たとえば、挿入部１１０を構成するチューブ１１０ａのケーブル管路３６に通された信号ケーブルを介してコネクタ部１５０の信号端子に接続されている。

【００５５】

撮像部１２０は、たとえば、円柱形の本体部１２１と、本体部１２１に設けられた鉗子口１２１ａ、送気口１２１ｂ、送水口１２１ｃ、副送水口１２１ｄを備えている。鉗子口１２１ａ、送気口１２１ｂ、送水口１２１ｃ、副送水口１２１ｄは、それぞれ、本体部１２１に設けられた処置具管路、送気管路、送水管路、および副送水管路の開口であり、チューブ１１０ａの開口１１２ａ、１１２ｂ、１１２ｃ、１１２ｄを介してチューブ１１０ａに設けられた処置具管路３１、送気管路３２、送水管路３３、および副送水管路３４に連通している。また、撮像部１２０は、チューブ１１０ａの先端に接続される本体部１２１の後端部に、電源ピン１２２と信号ピン１２３を有している。

【００５６】

撮像部１２０と挿入部１１０との接合部は、チューブ状の破断部１１４によって覆われている。破断部１１４の素材としては、たとえば、挿入部１１０を構成するチューブ１１０ａと同様に、柔軟性および可撓性を有する樹脂を用いることができる。破断部１１４は、撮像部１２０と挿入部１１０との接合部だけでなく、たとえば、接合部に隣接する撮像部１２０の後端部と湾曲部１１２の先端部を覆っている。破断部１１４は、たとえば、撮像部１２０の後端部と湾曲部１１２の先端部に接着または接合され、挿入部１１０の先端部１１１を構成する撮像部１２０を挿入部１１０から取り外すときに破断される。

【００５７】

図６は、図５に示す撮像部１２０の構成の一例を示す模式的な断面図である。撮像部１２０は、少なくともＣＭＯＳやＣＣＤなどの撮像素子１２４を含んでいる。本実施形態において、撮像部１２０は、たとえば、撮像素子１２４と、対物レンズ１２５と、レンズ１２６を含む小型ＬＥＤ（Light Emitting Diode）照明１２７とを備えている。本体部１２１は、たとえば、撮像素子１２４を含む撮像部１２０の各部を密閉および封止している。撮像部１２０は、本体部１２１の後端部に、電源ピン１２２と信号ピン１２３とを備えている。なお、撮像部１２０は、図６に示す各構成をすべて含む必要はなく、たとえば撮像素子１２４の再利用を可能にする最小限の構成要素を含むものでもよい。

【００５８】

電源ピン１２２は、たとえば、撮像素子１２４および小型ＬＥＤ照明１２７に接続されている。電源ピン１２２をチューブ１１０ａの先端部の電源コネクタ１１０ｃに挿入して接続することで、撮像素子１２４および小型ＬＥＤ照明１２７に対して電力の供給が可能になる。また、信号ピン１２３は、たとえば、撮像素子１２４および小型ＬＥＤ照明１２７に接続されている。信号ピン１２３をチューブ１１０ａの先端部の信号コネクタ１１０ｄに挿入して接続することで、撮像素子１２４の画像信号をコネクタ部１５０の信号端子へ信号ケーブルを介して出力することが可能になる。なお、撮像素子１２４の画像信号を出力するための接続は、ピンとコネクタによる有接点方式に限定されず、たとえば、Bluetooth（登録商標）などの無線方式の接続に変更することも可能である。

【００５９】

本体部１２１は、例えば、チューブ１１０ａを構成する柔軟性を有する樹脂とは異なる硬質の樹脂によって構成されている。本体部１２１は、たとえば、一部または全部が透明であってもよい。この場合、対物レンズ１２５および照明用のレンズ１２６などのレンズを本体部１２１と一体に成形してもよい。なお、撮像部１２０を撮像素子１２４単体で構成する場合には、撮像部１２０は、本体部１２１を有しなくてもよい。この場合、撮像部１２０は、樹脂等によって封止された撮像素子１２４によって構成され、挿入部１１０の先端部１１１を構成するチューブ１１０ａの先端部に埋め込むように配置することができる。

【００６０】

以下、本実施形態の内視鏡１００の作用について説明する。

【００６１】

本実施形態の内視鏡１００は、前述のように、撮像部１２０を含む挿入部１１０と、この挿入部１１０の一部を湾曲させる操作部１３０とを備えている。そして、挿入部１１０の少なくとも一部は、樹脂製のチューブ１１０ａによって構成されている。また、チューブ１１０ａは、このチューブ１１０ａを構成する樹脂によって形成された複数の管路１１０ｂを有している。

【００６２】

このように、内視鏡１００の挿入部１１０の少なくとも一部を樹脂製のチューブ１１０ａによって構成することにより、チューブ１１０ａの可撓性、柔軟性、外表面の平滑性などの特性によって、挿入部１１０を患者の体内に挿入するときの操作性や挿入性の低下を防止できる。また、チューブ１１０ａが、チューブ１１０ａ自身を構成する樹脂によって形成された複数の管路１１０ｂを有すること、すなわち、複数の管路１１０ｂを有する樹脂製のチューブ１１０ａであること、たとえば、マルチルーメンチューブであることによって、挿入部１１０を比較的に安価な材料で容易に製造することが可能になり、内視鏡１００のコストを低減することができる。

【００６３】

また、本実施形態の内視鏡１００は、前述のように、挿入部１１０と、この挿入部１１０の一部を湾曲させる操作部１３０と、を備える。そして、挿入部１１０は、撮像部１２０を含む先端部１１１と、操作部１３０によって湾曲される湾曲部１１２と、この湾曲部１１２と操作部１３０との間の軟性部１１３とを有している。さらに、湾曲部１１２および軟性部１１３の少なくとも一部は、複数の管路１１０ｂを有する樹脂製のチューブ１１

０ａによって構成されている。また、チューブ１１０ａを構成する樹脂のショアＡ硬度は、Ａ３０以上、Ａ９５以下である。

【００６４】

このように、湾曲部１１２および軟性部１１３の少なくとも一部を樹脂製のチューブ１１０ａによって構成することにより、チューブ１１０ａの可撓性、柔軟性、外表面の平滑性などの特性によって、湾曲部１１２および軟性部１１３を患者の体内に挿入するときの操作性や挿入性の低下を防止できる。また、チューブ１１０ａを構成する樹脂のショアＡ硬度がＡ３０以上、Ａ９５以下であることで、チューブ１１０ａのショアＡ硬度に応じた曲げ剛性を、湾曲部１１２および軟性部１１３に付与することができる。

【００６５】

たとえば、湾曲部１１２の樹脂のショアＡ硬度が、軟性部１１３の樹脂のショアＡ硬度よりも低い場合には、湾曲部１１２におけるチューブ１１０ａの曲げ剛性を軟性部１１３におけるチューブ１１０ａの曲げ剛性よりも低下させることができる。これにより、湾曲部１１２を湾曲させる操作が容易になり、内視鏡１００の操作性をより向上させることができる。

【００６６】

また、本実施形態の内視鏡１００は、使用毎に交換されるチューブ１１０ａを含むシングルユース部Ｓと、使用毎に回収されて再使用される撮像部１２０を含むリユース部Ｒと、を備えている。これにより、比較的に安価なチューブ１１０ａを含むシングルユース部Ｓを使い捨てにして、常に高いレベルの清浄度を維持した内視鏡検査を行うことができる。

【００６７】

また、チューブ１１０ａを含むシングルユース部Ｓを、使用毎に新品に交換して使い捨てにすることで、挿入部１１０の洗浄、滅菌、消毒などの手間を省くことができ、挿入部１１０の経時的な損傷や故障のリスクを低下させることができる。また、比較的に高価な撮像部１２０を含むリユース部Ｒを、使用毎に回収して、洗浄、滅菌、消毒を行って再使用することで、リユース部Ｒ以外を使い捨てにするシングルユース型の内視鏡１００の維持管理コストを低減することができる。

【００６８】

また、本実施形態の内視鏡１００において、挿入部１１０は、撮像部１２０を取り外すときに破断される破断部１１４を有している。これにより、たとえば、内視鏡１００の使用後に、シングルユース部Ｓの交換を行う権限を有しない第三者が撮像部１２０を取り外すと、破断部１１４が破断して内視鏡１００の再構成が不可能になる。そのため、チューブ１１０ａを含むシングルユース部Ｓの再使用や、撮像部１２０の不正な取り外しを防止することができる。したがって、内視鏡１００のトレーサビリティーを向上させ、より安全性および信頼性を向上させることができる。

【００６９】

なお、前述のように、撮像部１２０が挿入部１１０の先端部１１１を構成するチューブ１１０ａの先端部に埋設されている場合には、チューブ１１０ａが破断部１１４としての役割を果たす。すなわち、撮像部１２０を含むリユース部Ｒを回収するには、チューブ１１０ａを破断して、チューブ１１０ａ内の撮像部１２０を取り出す必要がある。

【００７０】

これにより、内視鏡１００の使用後に、シングルユース部Ｓの交換を行う権限を有しない第三者が撮像部１２０を取り外すと、チューブ１１０ａが破断して内視鏡１００の再構成が不可能になる。そのため、チューブ１１０ａを含むシングルユース部Ｓの再使用や、撮像部１２０の不正な取り外しを防止することができる。したがって、内視鏡１００のトレーサビリティーを向上させ、より安全性および信頼性を向上させることができる。

【００７１】

したがって、本実施形態の内視鏡１００によれば、権限を有しない第三者による撮像部１２０の取り外しを、破断部１１４またはチューブ１１０ａによって防止することができる。仮に、撮像部１２０が取り外された場合にも、破断部１１４またはチューブ１１０ａ

が破断することで、撮像部１２０が取り外されたことを容易に判別することができる。
【００７２】
一方、内視鏡１００を管理する正当な管理者が、撮像部１２０を含むリユース部Ｒを回収するときには、破断部１１４またはチューブ１１０ａを破断させ、撮像部１２０や小型ＬＥＤ照明１２７を容易に取り出すことができる。そして、取り出した撮像部１２０を含むリユース部Ｒを洗浄・滅菌し、これらを再度の利用に供することができる。
【００７３】
なお、撮像部１２０の撮像素子１２４や小型ＬＥＤ照明１２７は、通常のリユース式の内視鏡の撮像部に用いられる撮像素子や小型ＬＥＤ照明と同等の性能を有している。このような高性能の撮像素子１２４や小型ＬＥＤ照明１２７を含む撮像部１２０は高価であるため、ユーザから使用済みの内視鏡１００を回収した後、内視鏡１００の管理者によって取り外され、洗浄され、滅菌消毒されて、再利用に供される。
【００７４】
また、チューブ１１０ａを含む安価なシングルユース部Ｓは、たとえば、廃棄されて焼却される。なお、シングルユース部Ｓを構成する樹脂は、たとえば、溶解させるなどして原料として再利用してもよい。つまり、洗浄され、滅菌消毒された撮像部１２０を含むリユース部Ｒと、全く新規のチューブ１１０ａを含むシングルユース部Ｓとによって、新たな内視鏡１００が製造され、再度、ユーザに提供される。
【００７５】
また、チューブ１１０ａの少なくとも一部が、多孔質樹脂によって構成されている場合、多孔質樹脂部の可撓性および柔軟性を、多孔質樹脂によって構成されていない非多孔質部の可撓性および柔軟性よりも向上させることができる。したがって、挿入部１１０の操作性や挿入性を向上させることができる。
【００７６】
また、前述のように、チューブ１１０ａの軸方向または径方向において、樹脂のショアＡ硬度が変化していてもよい。樹脂は、ショアＡ硬度が低下すると、可撓性および柔軟性が向上する。一方、樹脂は、ショアＡ硬度が増加すると、可撓性および柔軟性は低下する。
【００７７】
そのため、たとえば、挿入部１１０の軸方向すなわち長手方向において、チューブ１１０ａを構成する樹脂のショアＡ硬度を変化させることで、可撓性および柔軟性を変化させることができる。また、挿入部１１０の径方向において、チューブ１１０ａを構成する樹脂のショアＡ硬度を変化させることで、挿入部１１０の可撓性および柔軟性を向上させることが可能になる。
【００７８】
具体的には、たとえば、挿入部１１０の径方向内側から外側へ向けて、チューブ１１０ａを構成する樹脂のショアＡ硬度を増加させたり、挿入部１１０の径方向外側から内側へ向けて、チューブ１１０ａを構成する樹脂のショアＡ硬度を増加させたりすることができる。
【００７９】
また、本実施形態の内視鏡１００は、前述のように、チューブ１１０ａの管路１１０ｂに挿通された剛性材と、この剛性材に挿通されて湾曲部１１２の湾曲機構に接続されたアングルワイヤ４１とを備えている。そして、操作部１３０は、アングルワイヤ４１を操作可能に設けられている。これにより、操作部１３０によってアングルワイヤ４１を操作して、アングルワイヤ４１によって湾曲機構を湾曲させることができる。したがって、操作部１３０の操作によって湾曲部１１２を自在に湾曲させることができる。
【００８０】
また、チューブ１１０ａの管路１１０ｂに挿通された剛性材は、前述のように、たとえば、チューブ１１０ａよりも高い曲げ剛性を有し、湾曲部１１２よりも基端側の軟性部１１３において管路１１０ｂに挿通されている。この剛性材により、湾曲部１１２よりも基端側の軟性部１１３で管路１１０ｂを保護し、ガイドワイヤによる管路１１０ｂの損傷を

防止することができる。また、軟性部１１３の曲げ剛性を、チューブ１１０ａの管路１１０ｂに挿入された剛性材によって向上させ、挿入部１１０を患者の体内に挿入するときの操作性や挿入性を向上させることができる。

【００８１】

以上説明したように、本実施形態によれば、操作性や挿入性を低下させることなく、コストを抑制することができる内視鏡１００および内視鏡システム１を提供することができる。

【００８２】

＜内視鏡の変形例１＞

図７Ａは、図１および図２に示す内視鏡１００の変形例１を示す拡大断面図である。図７Ｂは、図１および図２に示す内視鏡１００の変形例１を示す拡大斜視図である。変形例１の内視鏡１００は、撮像部１２０に電力を電界結合方式で伝送する場合の一例である。

【００８３】

＜内視鏡の変形例２＞

図８Ａは、図１および図２に示す内視鏡１００の変形例２を示す拡大断面図である。図８Ｂは、図１および図２に示す内視鏡１００の変形例２を示す拡大斜視図である。変形例２の内視鏡１００は、撮像部１２０に電力を二次元通信方式（エバネッセント波方式）で伝送する場合の一例である。

【００８４】

＜内視鏡の変形例３＞

図９Ａから図９Ｄは、図１および図２に示す内視鏡１００の変形例３を示す断面図である。変形例３の内視鏡１００は、撮像部１２０に電力を電磁誘導方式で伝送する場合の例である。本変形例の内視鏡１００によれば、湾曲部１１２の送電コイルから撮像部１２０の受電コイルへ電力を電磁誘導方式で伝送することができる。

【００８５】

＜内視鏡の変形例４＞

図１０Ａおよび図１０Ｂは、図１および図２に示す内視鏡１００の変形例４を示す拡大断面図である。変形例４の内視鏡１００は、光伝送方式で電力または信号を伝送する場合の例である。

【００８６】

＜内視鏡の変形例５＞

図１１は、図１および図２に示す内視鏡１００の変形例５を示す拡大断面図である。変形例５の内視鏡１００は、無線伝送方式で電力または信号を伝送してもよい。

【００８７】

［実施の形態２］

本実施の形態は、軟性部１１３の途中の一箇所に設けられた剛性変化位置Ｐ１で曲げ剛性が変化する内視鏡１００に関する。実施の形態１と共通する部分については、説明を省略する。

【００８８】

図１２は、実施の形態２の内視鏡１００の挿入部１１０の構成を説明する説明図である。図１２においては、コネクタケーブル１４０およびコネクタ部１５０は図示を省略する。

【００８９】

前述のとおり、挿入部１１０は、樹脂製のチューブ１１０ａを含む。チューブ１１０ａは、長手方向に貫通する複数の貫通孔が設けられた、マルチルーメンチューブである。チューブ１１０ａの一方の端は、先端部１１１で覆われている。チューブ１１０ａの他方の端は、折止部１３５を介して操作部本体１３１の内部に取り付けられている。

【００９０】

以後の説明において、挿入部１１０の先端から、先端部１１１と湾曲部１１２との境界までの距離を距離Ｌ０と記載する。同様に、挿入部１１０の先端から、湾曲部１１２と軟性部１１３との境界までの距離を距離Ｌ１と記載する。挿入部１１０の先端から、挿入部

１１０の曲げ剛性が変化する剛性変化位置Ｐ１までの距離をＬ２と記載する。挿入部１１０の先端から折止部１３５の先端までの距離、すなわち内視鏡１００の有効長をＬeffと記載する。

【００９１】

図１３は、実施の形態２の挿入部１１０先端の外観図である。先端部１１１は、チューブ１１０ａとほぼ同一の外径を有する円柱形である。先端部１１１は、チューブ１１０ａの端面を覆っている。

【００９２】

先端部１１１には、鉗子口１２１ａ、送気口１２１ｂ、送水口１２１ｃ、副送水口１２１ｄ、観察窓２４および２個の照明窓２７が配置されている。観察窓２４は、２個の照明窓２７の間に配置されている。観察窓２４の奥側には、撮像素子１２４を含む撮像部１２０が配置されている。照明窓２７の奥側には、小型ＬＥＤ照明１２７が配置されている。

【００９３】

鉗子口１２１ａ、送気口１２１ｂ、送水口１２１ｃおよび副送水口１２１ｄは、先端部１１１に設けられた貫通孔である。送気口１２１ｂ、送水口１２１ｃ、副送水口１２１ｄは、鉗子口１２１ａの周囲に配置されている。送気口１２１ｂおよび送水口１２１ｃには、噴出する水および空気を観察窓２４側に向けるノズルが設けられていても良い。

【００９４】

図１４は、図１２におけるＸＩＶ－ＸＩＶ線による断面図である。図１４は、湾曲部１１２の前側の端面を示す。湾曲部１１２を構成するチューブ１１０ａの外周に近い位置に、４本のアングルワイヤ４１の先端にそれぞれ設けられた抜止部４１１がほぼ等分に埋設されている。

【００９５】

図１４における上側の抜止部４１１よりもチューブ１１０ａの中心軸側に、２個の電源コネクタ１１０ｃおよび２個の信号コネクタ１１０ｄを保持する保持ブロック１１０ｅが埋設されている。電源コネクタ１１０ｃは、図５を使用して説明した電源ピン１２２に対応する位置に配置されている。信号コネクタ１１０ｄ、図５を使用して説明した信号ピン１２３対応する位置に配置されている。

【００９６】

湾曲部１１２の端面に、開口１１２ａから開口１１２ｄまでの４個の開口が配置されている。開口１１２ａは、鉗子口１２１ａに対応する位置に設けられており、鉗子口１２１ａとほぼ等しい内径を有する。開口１１２ｂは、送気口１２１ｂに対応する位置に設けられており、送気口１２１ｂとほぼ等しい内径を有する。

【００９７】

開口１１２ｃは、送水口１２１ｃに対応する位置に設けられており、送水口１２１ｃとほぼ等しい内径を有する。開口１１２ｄは、副送水口１２１ｄに対応する位置に設けられており、副送水口１２１ｄとほぼ等しい内径を有する。

【００９８】

図１５は、図１３におけるＸＶ－ＸＶ線による断面の模式図である。図１５においては、挿入部１１０の長手方向を縮小して、構造を模式的に示す。また、撮像部１２０の断面および撮像部１２０の表面を覆う観察窓２４の図示を省略する。

【００９９】

チューブ１１０ａの端面に、先端部１１１が配置されている。先端部１１１から突出する信号ピン１２３が、保持ブロック１１０ｅに保持された信号コネクタ１１０ｄに挿入されている。同様に、電源ピン１２２が、電源コネクタ１１０ｃに挿入されている。電源ピン１２２と電源コネクタ１１０ｃ、および、信号ピン１２３と信号コネクタ１１０ｄは、それぞれ図示を省略する接触子により、導通すると同時に容易に抜けないように保持されている。

【０１００】

チューブ１１０ａと先端部１１１との接合部は、破断部１１４によって覆われている。

破断部１１４は、たとえば熱収縮チューブ、粘着材付きテープ、または所定の範囲に塗布した後に硬化させた接着剤等により形成されている。チューブ１１０ａの端面と先端部１１１とが接着固定されていても良い。このようにする場合、チューブ１１０ａと先端部１１１との間に介在する接着層も破断部１１４を構成する。

【０１０１】

チューブ１１０ａと先端部１１１とが十分な強度で接着可能である場合には、チューブ１１０ａと先端部１１１との接合部を覆う破断部１１４を設けなくても良い。このようにする場合には、チューブ１１０ａと先端部１１１との間に介在する接着層のみが破断部１１４を構成する。

【０１０２】

破断部１１４を破断することにより、先端部１１１を破損せずに内視鏡１００から分離できる。分離された先端部１１１は、新たな内視鏡１００を組み立てる際に再使用できる。すなわち、先端部１１１が再使用されるリユース部Ｒの機能を、他の部分が１回使用された後に破棄されるシングルユース部Ｓの機能をそれぞれ果たす。

【０１０３】

なお、チューブ１１０ａの端面と先端部１１１とが接着固定される場合、所定の温度にするか、または所定の溶剤等を使用することにより、容易に剥がせる接着剤を使用することが望ましい。所定の温度または所定の溶剤等は、内視鏡検査時に医療機関で使用しない温度または溶剤である。このようにすることにより、先端部１１１を破損せずに取り外せる内視鏡１００を提供できる。

【０１０４】

図１６は、チューブ１１０ａの断面図である。チューブ１１０ａは、樹脂の押出成形により製造されたマルチルーメンチューブであり、全長にわたって同じ断面形状を有する。チューブ１１０ａは、処置具管路３１、送気管路３２、送水管路３３、副送水管路３４、４本のワイヤ管路３５およびケーブル管路３６を有する。それぞれの管路は、実施の形態１で説明した管路１１０ｂの例示である。

【０１０５】

処置具管路３１、送気管路３２、送水管路３３、副送水管路３４およびワイヤ管路３５は、円形断面を有する。処置具管路３１の端部は、鉗子口１２１ａを形成する。送気管路３２の端部は、送気口１２１ｂを形成する。送水管路３３の端部は、送水口１２１ｃを形成する。副送水管路３４の端部は、副送水口１２１ｄを形成する。

【０１０６】

図１５および図１６を使用して説明を続ける。ワイヤ管路３５に、ワイヤシース４２が挿通されている。ワイヤシース４２に、アングルワイヤ４１が挿通されている。アングルワイヤ４１の先端は、ワイヤシース４２から突出している。アングルワイヤ４１がワイヤシース４２に覆われていない部分が湾曲部１１２を構成し、アングルワイヤ４１がワイヤシース４２に覆われている部分が軟性部１１３を構成する。

【０１０７】

ワイヤシース４２は、たとえば密着コイルまたは軟性のチューブである。ワイヤシース４２は、実施の形態１で説明した剛性材の一例である。ワイヤシース４２の一端は、操作部本体１３１に固定されている。ワイヤシース４２は、軟性部１１３の全長にわたってワイヤ管路３５の内壁に固定されていても良い。

【０１０８】

アングルワイヤ４１の一端には、太径の抜止部４１１が設けられている。抜止部４１１は、ワイヤ管路３５の端部に嵌め込まれている。アングルワイヤ４１の他端は、操作部本体１３１の内部で図示を省略する湾曲機構に接続されている。

【０１０９】

ユーザが湾曲機構を操作することにより、アングルワイヤ４１はワイヤシース４２の内部を長手方向に進退する。アングルワイヤ４１が操作部側に引き込まれることにより、アングルワイヤ４１がワイヤシース４２から突出している部分が短くなる。これにより、湾

曲部１１２が引き込まれたアングルワイヤ４１の側に向けて湾曲する。
【０１１０】
鉗子口１２１ａの内面と、処置具管路３１の内面とは、滑らかに連通して処置具の通路であるチャンネルを形成している。ユーザが処置具挿通口１３２から挿入した処置具は、処置具管路３１および鉗子口１２１ａを介して、挿入部１１０の先端から突出する。
【０１１１】
図示を省略するが、送気口１２１ｂの内面と、送気管路３２の内面とは、滑らかに連通している。送水口１２１ｃの内面と、送水管路３３の内面とは、滑らかに連通している。副送水口１２１ｄの内面と、副送水管路３４の内面とは、滑らかに連通している。
【０１１２】
ケーブル管路３６は、略長円形状断面を有する。ケーブル管路３６に、ケーブル４４が挿通されている。ケーブル４４の端部は、電源コネクタ１１０ｃおよび信号コネクタ１１０ｄに接続されている。ケーブル管路３６の端部に、電源コネクタ１１０ｃおよび信号コネクタ１１０ｄを保持ブロック１１０ｅが埋め込まれている。
【０１１３】
電源コネクタ１１０ｃには、撮像素子１２４に電源を供給する電源ケーブルが接続されている。信号コネクタ１１０ｄには、撮像素子１２４とプロセッサ３との間で信号を伝達する信号ケーブルが接続されている。以下の説明においては、電源ケーブルと信号ケーブルとをまとめてケーブル４４と記載する場合がある。
【０１１４】
なお、ケーブル４４と電源コネクタ１１０ｃおよび信号コネクタ１１０ｄとの間に、ドライバＩＣおよびマルチプレクサ等が配置されていても良い。ケーブル４４、電源コネクタ１１０ｃおよび信号コネクタ１１０ｄの数は任意である。１本のケーブル４４に対して、円形断面のケーブル管路３６が１本設けられていても良い。電源用のケーブル４４用のケーブル管路３６と、信号用のケーブル４４用のケーブル管路３６とが分けて設けられていても良い。
【０１１５】
先端部１１１は、ワイヤ管路３５およびケーブル管路３６に対応する場所に開口を有さない。先端部１１１は、ワイヤ管路３５およびケーブル管路３６の端部を覆っている。
【０１１６】
挿入部１１０の操作部側は、外皮５１により覆われている。外皮５１は、たとえば熱収縮チューブまたは弾性のある樹脂製チューブである。外皮５１は、粘着テープをチューブ１１０ａの外側に螺旋状に巻き付けて形成した層であっても良い。外皮５１は、樹脂製テープをチューブ１１０ａの外側に螺旋状に巻き付けた後に、加熱して、融着させた層であっても良い。外皮５１は、チューブ１１０ａの外周面に液状の樹脂材料を塗布して、硬化させた層であっても良い。
【０１１７】
軟性部１１３のうち外皮５１で覆われている部分の曲げ剛性は、外皮５１で覆われていない部分の曲げ剛性よりも高い。したがって、外皮５１で覆われている部分と外皮５１で覆われていない部分との境界が、図１２を使用して説明した剛性変化位置Ｐ１を形成する。軟性部１１３のうち外皮５１で覆われていない部分が第１領域１１３１を、覆われている部分が第２領域１１３２を構成する。
【０１１８】
なお、図１２から図１６を使用して説明した内視鏡１００の構成は例示である。内視鏡１００は、鉗子口１２１ａ、送気口１２１ｂ、送水口１２１ｃおよび副送水口１２１ｄの一部または全部を有さなくても良い。内視鏡１００は、複数の鉗子口１２１ａを有しても良い。アングルワイヤ４１は、２本または１本であっても良い。小型ＬＥＤ照明１２７は、１個または３個以上であっても良い。
【０１１９】
図１７は、実施の形態２の湾曲部１１２および軟性部１１３の曲げ剛性を説明するグラ

フである。横軸は、挿入部１１０の先端からの長さを示す。縦軸は、湾曲部１１２および軟性部１１３の曲げ剛性を示す。先端部１１１は剛性であるため、曲げ剛性は定義されない。

【０１２０】

Ｌ０、Ｌ１、Ｌ２およびＬeffは、それぞれ図１２を使用して説明した挿入部１１０の先端からの長さを示す。Ｎ１は、湾曲部１１２の曲げ剛性を示す。Ｎ２は、第１領域１１３１の曲げ剛性を示す。Ｎ３は、第２領域１１３２の曲げ剛性を示す。Ｎ１、Ｎ２、およびＮ３は、（１）式の関係を満たす。

Ｎ１＜Ｎ２＜Ｎ３ ‥‥‥ （１）

【０１２１】

湾曲部１１２および軟性部１１３の曲げ剛性を測定する方法を説明する。測定に使用する測定器は、図４を使用して説明した測定器と同一である。ローラＷ１およびローラＷ２は、測定器Ｍの測定ロッドＬの押し込み方向を対称軸として線対称に配置される。ローラＷ３の中心軸は、この対称軸上に配置される。

【０１２２】

図４中の、押し込み量Ｄ１およびローラＷ１同士の間隔Ｄ２は、表３に示す値に定める。

【０１２３】

【表３】

挿入部の外径	Ｄ１	Ｄ２
７．０ｍｍ以下	２５ｍｍ	１００ｍｍ
７．０ｍｍを越える	２０ｍｍ	２００ｍｍ

【０１２４】

ローラＷ２は、測定ロッドＬを押し込んだ際に、ローラＷ１の外側の被測定物が押し込み方向と反対向きに動くことを防止するように配置される。この機能を果たす限り、ローラＷ２同士の距離は任意である。ローラＷ２同士の間隔は、被測定物の直径外径をｄで示す場合に、Ｄ２＋２ｄからｄ２＋４ｄ程度に設定することにより前記機能を実現できる。

【０１２５】

なお、１本の内視鏡１００の挿入部１１０に外径が７．０mm以下である部分と７．０mmを越える部分とが混在する場合、いずれの部分も外径が７．０mm以下である場合の条件を用いて測定する。

【０１２６】

湾曲部１１２の曲げ剛性Ｎ１を測定する場合について説明する。ローラＷ２同士の距離よりも十分に長いチューブ１１０ａを用意する。チューブ１１０ａに、チューブ１１０ａよりも長いアングルワイヤ４１およびケーブル４４を挿通する。以上により、測定用サンプルが完成する。

【０１２７】

測定用サンプルを、図４を使用して説明したとおり真っ直ぐに伸ばした状態で、ローラＷ１とローラＷ２との間に配置する。ローラＷ３を所定の押し込み量Ｄ１押し込んだ際の反力が、湾曲部１１２の曲げ剛性である。

【０１２８】

第１領域１１３１の曲げ剛性Ｎ２を測定する場合について説明する。第１領域１１３１を真っ直ぐに伸ばす。第１領域１１３１が十分に長い場合には、ローラＷ２同士の間に第１領域１１３１が位置するように配置する。第１領域１１３１がローラＷ２同士の間隔よりも短く、ローラＷ１同士の間隔よりも長い場合、第１領域１１３１の中央部が、ローラＷ１同士の中央部に位置するように配置する。ローラＷ３を所定の押し込み量Ｄ１押し込んだ際の反力が、第１領域１１３１の曲げ剛性である。

【０１２９】

第１領域１１３１がローラＷ１同士の間隔よりも短い場合、ローラＷ２同士の距離よりも十分に長いチューブ１１０ａを用意する。チューブ１１０ａに、チューブ１１０ａより

も長いワイヤシース４２、アングルワイヤ４１およびケーブル４４を挿通する。以上により、測定用サンプルが完成する。

【０１３０】

測定用サンプルを、図４を使用して説明したとおり真っ直ぐに伸ばした状態で、ローラＷ１とローラＷ２との間に配置する。ローラＷ３を所定の押し込み量Ｄ１押し込んだ際の反力が、第１領域１１３１の曲げ剛性である。

【０１３１】

第２領域１１３２の曲げ剛性Ｎ３を測定する場合について説明する。一般的に、第２領域１１３２は、ローラＷ２同士の距離よりも長い。第２領域１１３２を真っ直ぐに伸ばす。ローラＷ２同士の間に第２領域１１３２が位置するように配置する。ローラＷ３を所定の押し込み量Ｄ１押し込んだ際の反力が、第２領域１１３２の曲げ剛性である。

【０１３２】

測定のために内視鏡１００を分解できる場合には、以下の手順で測定を行う。最初に、第２領域１１３２の曲げ剛性を測定する。第１領域１１３１がローラＷ１同士の間隔よりも長い場合、前述に手順で第１領域１１３１の曲げ剛性を測定する。

【０１３３】

第１領域１１３１がローラＷ１同士の間隔よりも短い場合、第１領域１１３１に近い側から外皮５１を除去し、第１領域１１３１と同じ構成の部分を増やす。第１領域１１３１と同じ構成の部分を十分な長さ確保した後に、第１領域１１３１の曲げ剛性を測定する。

【０１３４】

その後、挿入部１１０を操作部１３０から取り外すか、または操作部１３０に近い位置で挿入部１１０を切断する。ワイヤシース４２を抜去して、湾曲部１１２と同じ構成の部分を十分な長さ確保する。その後、前述の第１領域１１３１と同様の手順で湾曲部１１２の曲げ剛性を測定する。

【０１３５】

表４および表５は、好適な内視鏡１００の例を示す。チューブ外径、Ｌ１、Ｌ２およびＬeffの単位はmmである。Ｎ１、Ｎ２およびＮ３の単位はニュートンである。なお、Ｌ０は１０mmから２０mm程度である。

【０１３６】

【表４】

Ｎｏ．	１	２	３
チューブ外径	５．５	９	１１．５
Ｌ１	７００	７４	８６
Ｌ２	２００	２００	２００
Ｌeff	１０５０	１０５０	１０５０
Ｎ１	１．２５	２	２．５
Ｎ２	２．８	４．５	６
Ｎ３	３．５	５．５	８

【０１３７】

表４は、上部消化管用の内視鏡１００を示す。Ｎｏ．１は、経鼻挿入および小児用に適した上部消化管用の内視鏡１００を示す。Ｎｏ２は、一般的な上部内視鏡検査に好適な内視鏡１００を示す。Ｎｏ３は、内視鏡下治療等に適した内視鏡１００を示す。

【０１３８】

【表５】

Ｎｏ．	４	５	６
チューブ外径	５．１	５．１	３．３
Ｌ１	５０	５０	２５
Ｌ２	８０	８０	５１
Ｌeff	６００	４００	１９００
Ｎ１	１．５	１．５	１．２５
Ｎ２	２．２５	２．２５	１．７５
Ｎ３	５	５	２．５

【０１３９】
表５は、呼吸器用の内視鏡１００および泌尿器用の内視鏡１００を示す。Ｎｏ．４は、呼吸器用の内視鏡１００を示す。Ｎｏ．１からＮｏ．３に示した上部消化管用の内視鏡１００に比べて細径で有効長Ｌeffが短く、曲げ剛性が小さい。曲げ剛性が小さいため、肺の上葉に向かう気管支に挿入される場合であっても、気管支に沿ってスムーズに屈曲する内視鏡１００を提供できる。
【０１４０】
Ｎｏ．５は、泌尿器用の内視鏡１００を示す。Ｎｏ．４に示した呼吸器用の内視鏡１００に比べてさらに有効長Ｌeffが短い。Ｎｏ．６は、いわゆるベビースコープ用の内視鏡１００を示す。十二指腸用の内視鏡１００のチャンネルを経由して膵胆管に挿入するために、外径が細く、有効長Ｌeffが長い。
【０１４１】
なお、Ｎｏ．１からＮｏ．６は、いずれも例示であり、内視鏡１００の仕様および用途はこれらに限定されない。
【０１４２】
＜内視鏡の変形例２－１＞
実施の形態２の変形例２－１は、外皮５１が破断部１１４の機能を有する内視鏡１００に関する。実施の形態２と共通する部分については、説明を省略する。
【０１４３】
図１８は、実施の形態２の挿入部１１０の変形例２－１を説明する模式図である。図１８は図１５と同様の断面を示す。
【０１４４】
本変形例の外皮５１は、第１外皮５１１と第２外皮５１２とを含む。第１外皮５１１は、先端部１１１の外周面のうち、操作部側の約半分と、チューブ１１０ａの外周面とを連続して覆う。第２外皮５１２は、挿入部１１０の操作部側の第１外皮５１１を覆う。
【０１４５】
第１外皮５１１および第２外皮５１２は、実施の形態２の外皮５１と同様の材料および製法により作成される。第１外皮５１１と第２外皮５１２との材質および製法は、同一であっても異なっていても良い。
【０１４６】
第１外皮５１１のうち、チューブ１１０ａと先端部１１１との接合部を覆う部分が、本変形例の破断部１１４の機能を果たす。軟性部１１３のうち第１外皮５１１と第２外皮５１２の２層で覆われている部分の曲げ剛性は、第１外皮５１１のみで覆われている部分の曲げ剛性よりも高い。したがって、第２外皮５１２で覆われている部分と第２外皮５１２で覆われていない部分との境界が、図１２を使用して説明した剛性変化位置Ｐ１を形成する。
【０１４７】
同様に、軟性部１１３のうち第１外皮５１１のみで覆われている部分が第１領域１１３１を、第１外皮５１１と第２外皮５１２の２層で覆われている部分が第２領域１１３２を構成する。

【０１４８】
本変形例によると、第１外皮５１１により、湾曲部１１２および第１領域１１３１の曲げ剛性を高めた内視鏡１００を提供できる。
【０１４９】
＜内視鏡の変形例２－２＞
実施の形態２の変形例２－２は、外皮５１が破断部１１４の機能を有する内視鏡１００に関する。実施の形態２と共通する部分については、説明を省略する。
【０１５０】
図１９は、実施の形態２の挿入部の変形例２－２を説明する模式図である。図１９は図１５と同様の断面を示す。
【０１５１】
本変形例の外皮５１は、薄肉領域５１６と厚肉領域５１７とを含む。薄肉領域５１６は、チューブ１１０ａの外周面のうち、先端側の部分を覆う。薄肉領域５１６よりも厚い厚肉領域５１７は、チューブ１１０ａの外周面のうち、薄肉領域５１６で覆われていない部分を覆う。薄肉領域５１６と、厚肉領域５１７とは、一体に形成されている。
【０１５２】
軟性部１１３のうち厚肉領域５１７で覆われている部分の曲げ剛性は薄肉領域５１６で覆われている部分の曲げ剛性よりも高い。したがって、薄肉領域５１６と厚肉領域５１７との境界が、図１２を使用して説明した剛性変化位置Ｐ１を形成する。同様に、軟性部１１３のうち薄肉領域５１６で覆われている部分が第１領域１１３１を、厚肉領域５１７で覆われている部分が第２領域１１３２を構成する。
【０１５３】
本変形例によると、剛性変化位置Ｐ１の前後で挿入部１１０表面の材質が変化しない。ユーザである医師が患者に挿入部１１０を挿入する際に、表面の滑り性の変化等の違和感を覚えにくい内視鏡１００を提供できる。
【０１５４】
＜内視鏡の変形例２－３＞
実施の形態２の変形例２－３は、外皮５１が破断部１１４の機能を有する内視鏡１００に関する。実施の形態２と共通する部分については、説明を省略する。
【０１５５】
図２０は、実施の形態２の挿入部１１０の変形例２－３を説明する模式図である。図２０は図１５と同様の断面を示す。
【０１５６】
本変形例の外皮５１は、第１外皮５１１と第２外皮５１２とを含む。第１外皮５１１は、チューブ１１０ａの外周面のうち、先端側の部分を覆う。第２外皮５１２は、チューブ１１０ａの外周面のうち、第１外皮５１１で覆われていない部分を覆う。第２外皮５１２は、第１外皮５１１よりも硬い材質により形成されている。第１外皮５１１と第２外皮５１２とは、ほぼ同じ厚さである。
【０１５７】
軟性部１１３のうち第２外皮５１２で覆われている部分の曲げ剛性は、第１外皮５１１で覆われている部分の曲げ剛性よりも高い。したがって、第１外皮５１１で覆われている部分と第２外皮５１２で覆われている部分との境界が、図１２を使用して説明した剛性変化位置Ｐ１を形成する。軟性部１１３のうち第１外皮５１１で覆われている部分が第１領域１１３１を、第２外皮５１２で覆われている部分が第２領域１１３２を構成する。
【０１５８】
本変形例によると、剛性変化位置Ｐ１の前後で挿入部１１０の太さがほとんど変化しない。ユーザである医師が患者に挿入部１１０を挿入する際に、挿入部１１０の太さ変化による違和感を覚えにくい内視鏡１００を提供できる。
【０１５９】
＜内視鏡の変形例２－４＞

実施の形態２の変形例２－４は、先端部１１１が固定突起５４を備える内視鏡１００に関する。実施の形態２と共通する部分については、説明を省略する。

【０１６０】

図２１は、実施の形態２の挿入部の変形例２－４を説明する模式図である。図２１は、図１３におけるＸＸ１－ＸＸＩ線による断面に相当する断面を示す。

【０１６１】

先端部１１１は、チューブ１１０ａ側の面から突出する固定突起５４を備える。固定突起５４は、先端が鋭利であり、抜け止めを有する。固定突起５４は、チューブ１１０ａの端面に突き刺さり、先端部１１１をチューブ１１０ａに固定している。

【０１６２】

なお、図２１では固定突起５４が１個である場合を例示するが、先端部１１１は複数の固定突起５４を備えても良い。本実施の形態によると、先端部１１１とチューブ１１０ａとが強固に接合された内視鏡１００を提供できる。

【０１６３】

［実施の形態３］

本実施の形態は、軟性部１１３の途中に設けられた剛性変化位置Ｐ１および剛性変化位置Ｐ２の二箇所で曲げ剛性が変化する内視鏡１００に関する。実施の形態２と共通する部分については、説明を省略する。

【０１６４】

図２２は、実施の形態３の内視鏡１００の挿入部１１０の構成を説明する説明図である。図２２においては、コネクタケーブル１４０およびコネクタ部１５０は図示を省略する。

【０１６５】

挿入部１１０は、剛性変化位置Ｐ１および剛性変化位置Ｐ２の周辺において、実施の形態２またはその変形例の剛性変化位置Ｐ１の周辺と同様の構造を有する。剛性変化位置Ｐ１周辺の構造と、剛性変化位置Ｐ２周辺の構造とは、同一であっても、異なっていてもよい。

【０１６６】

軟性部１１３のうち、先端側から剛性変化位置Ｐ１までの部分が第１領域１１３１を構成する。同様に、剛性変化位置Ｐ１から剛性変化位置Ｐ２までの部分が第２領域１１３２を構成する。剛性変化位置Ｐ２から折止部１３５の先端までの部分が第３領域１１３３を構成する。

【０１６７】

距離Ｌ０から距離Ｌ１まで、および有効長Ｌeffは実施の形態２と同様であるため説明を省略する。挿入部１１０の先端から、剛性変化位置Ｐ１までの距離をＬ２と記載する。挿入部１１０の先端から、剛性変化位置Ｐ２までの距離をＬ３と記載する。Ｌ３はＬ２よりも長い。

【０１６８】

図２３は、実施の形態３の湾曲部１１２および軟性部１１３の曲げ剛性を説明するグラフである。横軸は、挿入部１１０の先端からの長さを示す。縦軸は、湾曲部１１２および軟性部１１３の曲げ剛性を示す。先端部１１１は剛性であるため、曲げ剛性は定義されない。

【０１６９】

Ｌ０、Ｌ１、Ｌ２、Ｌ３およびＬeffは、それぞれ図２２を使用して説明した挿入部１１０の先端からの長さを示す。Ｎ１は、湾曲部１１２の曲げ剛性を示す。Ｎ２は、第１領域１１３１の曲げ剛性を示す。Ｎ３は、第２領域１１３２の曲げ剛性を示す。Ｎ４は、第３領域１１３３の曲げ剛性を示す。Ｎ１、Ｎ２、Ｎ３、およびＮ４は、（２）式の関係を満たす。

$$N1 < N2 < N3 < N4 \quad \cdots\cdots \quad (2)$$

【０１７０】

第３領域１１３３の曲げ剛性Ｎ４の測定方法は、実施の形態２で説明した第２領域１１

３２の曲げ剛性Ｎ３の測定方法と同様であるため、説明を省略する。

【０１７１】

表６は、好適な内視鏡１００の例を示す。チューブ外径、Ｌ１、Ｌ２、Ｌ３およびＬeffの単位はｍｍである。Ｎ１、Ｎ２、Ｎ３およびＮ４の単位はニュートンである。

【０１７２】

【表６】

Ｎｏ．	７	８	９
チューブ外径	１１．５	１１．５	１２．８
Ｌ１	６２	１０４	１０８
Ｌ２	２００	３００	３００
Ｌ３	３５０	１０００	１０００
Ｌeff	１２５０	Ｌｃ	
Ｎ１	５	２．２５	２．５
Ｎ２	９	５．５	５．７５
Ｎ３	１０．５	９．５	８．５
Ｎ４	１３	１１	１０．５

Ｌｃは、１３００、１５００または１７００である。

【０１７３】

Ｎｏ．７は、十二指腸用の内視鏡１００の例を示す。十二指腸用の内視鏡１００には、先端部１１１の側面に観察窓２４、照明窓２７、鉗子口１２１ａ等を有する、いわゆる側視型の構成が採用される場合が多い。側視型の内視鏡１００は従来から使用されているため、先端部１１１の構成の図示を省略する。Ｎｏ．７の、Ｌ０は約３１ｍｍである。

【０１７４】

Ｎｏ．８およびＮｏ．９は、大腸用の内視鏡１００の例を示す。表６の下に示すように、Ｎｏ．８とＮｏ．９のそれぞれについて、有効長Ｌeffが１３００ｍｍ、１５００ｍｍおよび１７００ｍｍの３通りのバリエーションが存在する。Ｎｏ．８およびＮｏ．９のＬ０は１０ｍｍから２０ｍｍ程度である。

【０１７５】

本実施の形態によると、２箇所で曲げ剛性が変化することにより、たとえばＳ状結腸、脾湾曲および肝湾曲等の、挿入が難しい部位であってもユーザが患者に挿入しやすい内視鏡１００を提供できる。なお、曲げ剛性は３箇所以上で変化しても良い。

【０１７６】

なお、Ｎｏ．７からＮｏ．９は、いずれも例示であり、内視鏡１００の仕様および用途はこれらに限定されない。

【０１７７】

［実施の形態４］

本実施の形態は、軟性部１１３の曲げ剛性が一様である内視鏡１００に関する。実施の形態２と共通する部分については、説明を省略する。

【０１７８】

図２４は、実施の形態４の内視鏡１００の挿入部１１０の構成を説明する説明図である。図２４においては、コネクタケーブル１４０およびコネクタ部１５０は図示を省略する。本実施の形態の内視鏡１００は、剛性変化位置Ｐ１を有さない。距離Ｌ０から距離Ｌ１まで、および有効長Ｌeffは実施の形態２と同様であるため説明を省略する。

【０１７９】

図２５は、実施の形態４の湾曲部１１２および軟性部１１３の曲げ剛性を説明するグラフである。横軸は、挿入部１１０の先端からの長さを示す。縦軸は、湾曲部１１２および軟性部１１３の曲げ剛性を示す。先端部１１１は剛性であるため、曲げ剛性は定義されない。

【０１８０】

Ｌ０、Ｌ１およびＬeffは、それぞれ図２２を使用して説明した挿入部１１０の先端からの長さを示す。Ｎ１は、湾曲部１１２の曲げ剛性を示す。Ｎ２は、軟性部１１３の曲げ剛性を示す。Ｎ１とＮ２とは、（３）式の関係を満たす。

Ｎ１＜Ｎ２ ‥‥‥ （３）

【０１８１】

表７は、好適な内視鏡１００の例を示す。チューブ外径、Ｌ１およびＬeffの単位はｍｍである。Ｎ１およびＮ２の単位はニュートンである。なお、Ｌ０は１０ｍｍから２０ｍｍ程度である。

【０１８２】

【表７】

Ｎｏ.	１０	１１	１２
チューブ外径	３．７	２．７	３．３
Ｌ１	３１	２５	３０
Ｌeff	３００	１９００	６００
Ｎ１	０．８	１	１．２５
Ｎ２	２	２．２５	５

【０１８３】

Ｎｏ．１０は、呼吸器用の内視鏡１００を示す。Ｎｏ．４に示した呼吸器用の内視鏡１００に比べてさらに細径で有効長Ｌeffが短く、曲げ剛性が小さい。小児等の気管が細い患者に対しても挿入しやすい内視鏡１００を提供できる。

【０１８４】

Ｎｏ．１１は、いわゆるベビースコープ用の内視鏡１００を示す。Ｎｏ．６に示したベビースコープ用の内視鏡１００に比べてさらに細径で、曲げ剛性が小さい。Ｎｏ．６に比べてチャンネル径の小さい十二指腸用の内視鏡１００と組合せ可能なベビースコープ用の内視鏡１００を提供できる。

【０１８５】

Ｎｏ．１２は、全身麻酔を行う際の気管チューブ挿入に用いられる気管挿管用の内視鏡１００を示す。気管挿管には、たとえばＮｏ．４で説明した呼吸器用の内視鏡１００が流用される場合がある。しかしながら、気管挿管においては、気管支まで内視鏡１００を挿入する必要はない。したがって、気管挿管ではＮｏ．１２に示すように、挿入部１１０全体の曲げ剛性が一様な内視鏡１００を使用できる。

【０１８６】

なお、Ｎｏ．１０からＮｏ．１２は、いずれも例示であり、内視鏡１００の仕様および用途はこれらに限定されない。

【０１８７】

各実施例で記載されている技術的特徴（構成要件）はお互いに組合せ可能であり、組み合わせすることにより、新しい技術的特徴を形成することができる。

今回開示された実施の形態はすべての点で例示であって、制限的なものでは無いと考えられるべきである。本発明の範囲は、上記した意味では無く、請求の範囲によって示され、請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更が含まれることが意図される。

【０１８８】

（付記１）

撮像部を含む挿入部と、該挿入部の一部を湾曲させる操作部と、を備える内視鏡であって、

前記挿入部の少なくとも一部は、樹脂製のチューブによって構成され、

前記チューブは、該チューブを構成する樹脂によって形成された複数の管路を有し、

前記挿入部は、前記撮像部を含む先端部と、前記操作部によって湾曲される湾曲部と、該湾曲部と前記操作部との間の軟性部とを有し、

前記湾曲部および前記軟性部の少なくとも一部は、前記チューブによって構成され、

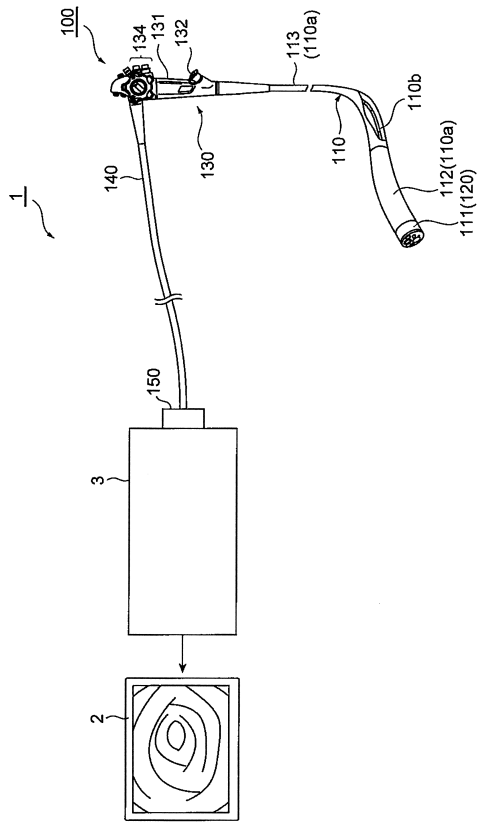
前記樹脂のショアＡ硬度は、Ａ３０以上、Ａ９５以下であり、
前記管路に挿通された剛性材と、該剛性材に挿通されて前記湾曲部の湾曲機構に接続されたアングルワイヤとを備え、
前記操作部は、前記アングルワイヤを操作可能に設けられている、内視鏡。
【０１８９】
（付記２）
前記湾曲部の前記樹脂のショアＡ硬度は、前記軟性部の前記樹脂のショアＡ硬度よりも低い、付記１に記載の内視鏡。
【０１９０】
（付記３）
前記チューブの軸方向または径方向において、前記樹脂のショアＡ硬度が変化している、付記１または付記２に記載の内視鏡。
【０１９１】
（付記４）
前記剛性材は、前記チューブよりも高い曲げ剛性を有し、前記軟性部において前記管路に挿入されている、付記１に記載の内視鏡。
【０１９２】
（付記５）
前記挿入部は、前記撮像部を取り外すときに破断される破断部を有する、付記１から付記４のいずれか一項に記載の内視鏡。
【０１９３】
（付記６）
撮像部を含む挿入部と、該挿入部の一部を湾曲させる操作部と、を備える内視鏡であって、
前記挿入部の少なくとも一部は、樹脂製のチューブによって構成され、
前記チューブは、該チューブを構成する樹脂によって形成された複数の管路を有し、
前記挿入部は、前記撮像部を含む先端部と、前記操作部によって湾曲される湾曲部と、該湾曲部と前記操作部との間の軟性部とを有し、
前記湾曲部および前記軟性部の少なくとも一部は、前記チューブによって構成され、
前記樹脂のショアＡ硬度は、Ａ３０以上、Ａ９５以下であり、
使用毎に交換される前記チューブを含むシングルユース部と、
使用毎に回収されて再使用される前記撮像部を含むリユース部と、を備える、内視鏡。
【０１９４】
（付記７）
前記チューブの軸方向または径方向において、前記樹脂のショアＡ硬度が変化している、付記６に記載の内視鏡。
【０１９５】
（付記８）
前記湾曲部の前記樹脂のショアＡ硬度は、前記軟性部の前記樹脂のショアＡ硬度よりも低い、付記６または付記７に記載の内視鏡。
【０１９６】
（付記９）
前記管路に挿通された剛性材と、該剛性材に挿通されて前記湾曲部の湾曲機構に接続されたアングルワイヤとを備え、
前記操作部は、前記アングルワイヤを操作可能に設けられている、付記６から付記８のいずれか一項に記載の内視鏡。
【０１９７】
（付記１０）
前記剛性材は、前記チューブよりも高い曲げ剛性を有し、前記軟性部において前記管路に挿入されている、付記９に記載の内視鏡。

【０１９８】
（付記１１）
前記挿入部は、前記撮像部を取り外すときに破断される破断部を有する、付記６から付記１０のいずれか一項に記載の内視鏡。
【符号の説明】
【０１９９】
１　内視鏡システム
２　モニタ
３　プロセッサ
２４　観察窓
２７　照明窓
３１　処置具管路
３２　送気管路
３３　送水管路
３４　副送水管路
３５　ワイヤ管路
３６　ケーブル管路
４１　アングルワイヤ
４１１　抜止部
４２　ワイヤシース（剛性材）
４４　ケーブル
５１　外皮
５１１　第１外皮
５１２　第２外皮
５１６　薄肉領域
５１７　厚肉領域
５４　固定突起
１００　内視鏡
１１０　挿入部
１１０ａ　チューブ
１１０ｂ　管路
１１０ｃ　電源コネクタ
１１０ｄ　信号コネクタ
１１０ｅ　保持ブロック
１１１　先端部
１１２　湾曲部
１１２ａ　開口
１１２ｂ　開口
１１２ｃ　開口
１１２ｄ　開口
１１３　軟性部
１１３１　第１領域
１１３２　第２領域
１１３３　第３領域
１１４　破断部
１２０　撮像部
１２１　本体部
１２１ａ　鉗子口
１２１ｂ　送気口
１２１ｃ　送水口

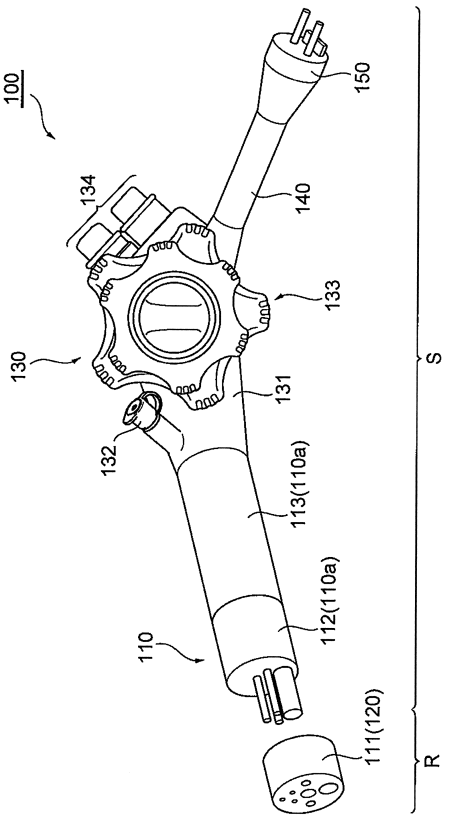
１２１ｄ　副送水口
１２２　電源ピン
１２３　信号ピン
１２４　撮像素子
１２５　対物レンズ
１２６　レンズ
１２７　小型ＬＥＤ照明
１３０　操作部
１３１　操作部本体
１３２　処置具挿通口
１３３　湾曲操作ノブ
１３４　スイッチ類
１３５　折止部
１４０　コネクタケーブル
１５０　コネクタ部
Ｒ　リユース部
Ｓ　シングルユース部
Ｐ１　剛性変化位置
Ｐ２　剛性変化位置

【図面】

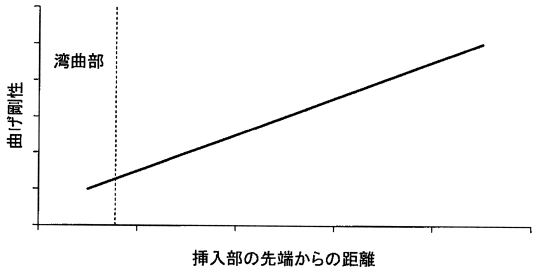
【図１】



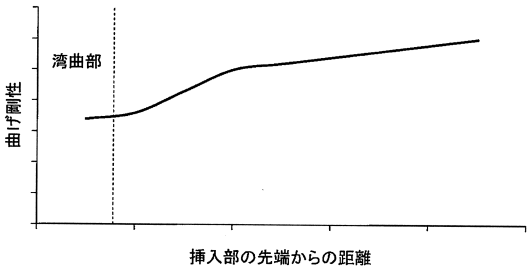
【図２】



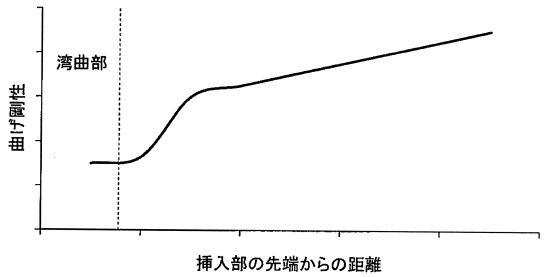
【図３Ａ】



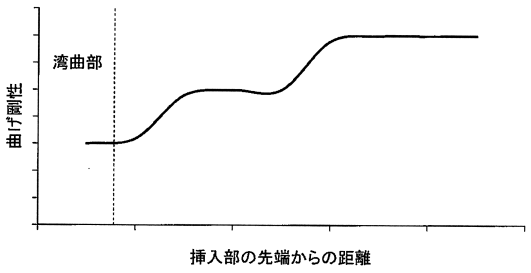
【図３Ｂ】



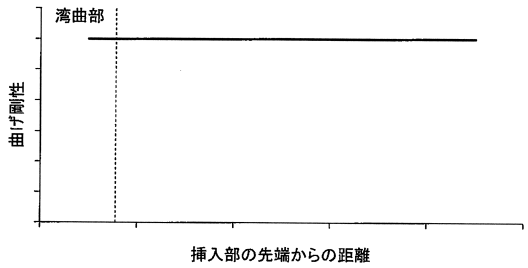
【図３Ｃ】



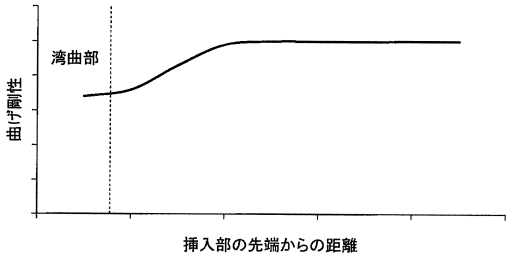
【図３Ｄ】



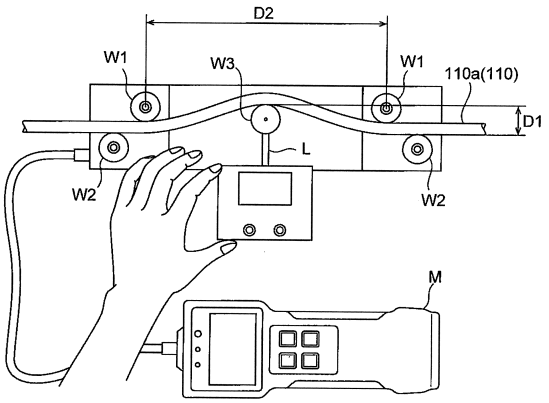
【図３Ｅ】



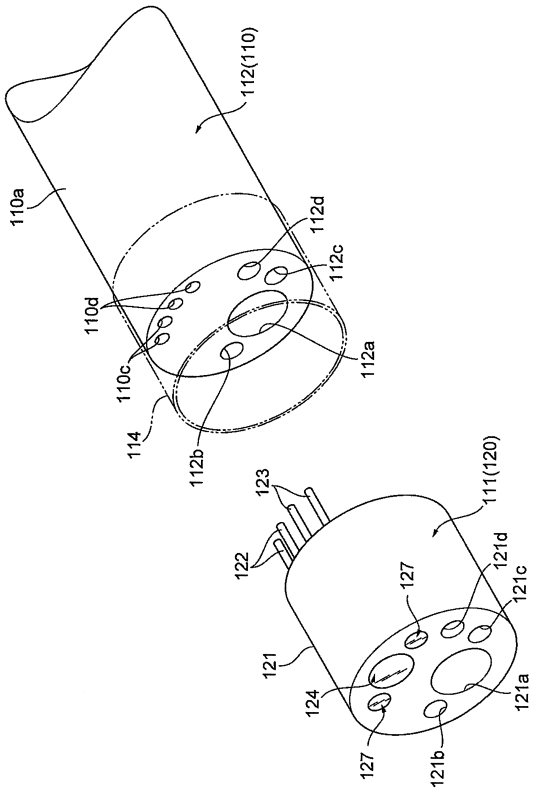
【図３Ｆ】



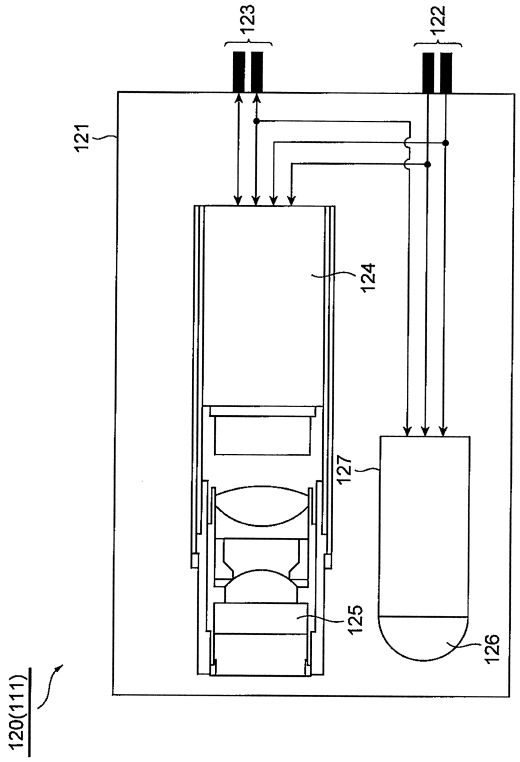
【図４】


D2
W1
W3
W1
110a(110)
D1
L
W2
W2
M

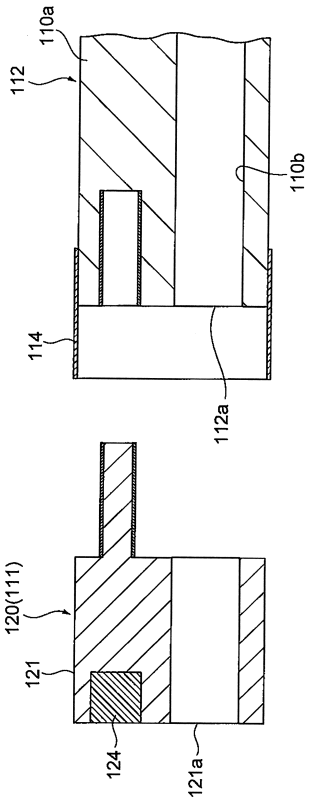
【図５】


112(110)
110a
112d
112c
110d
112a
110c
114
112b
123
111(120)
122
121d
127
121c
121
124
121a
127
121b

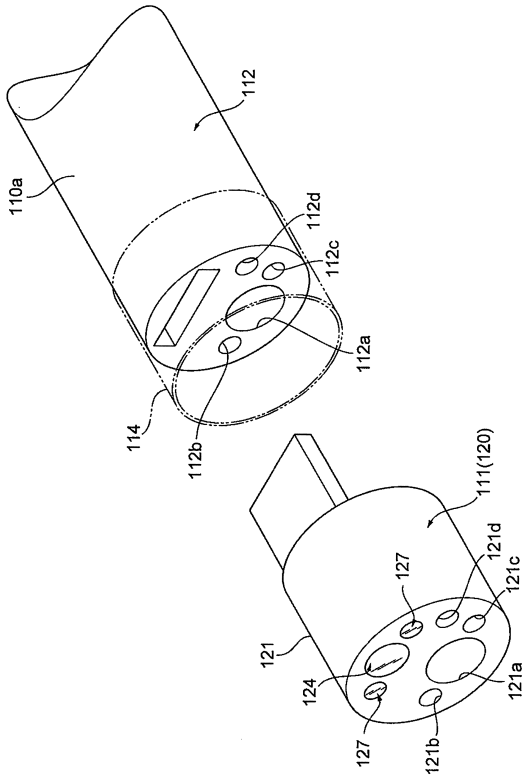
【図６】


123
122
121
124
127
125
126
120(111)

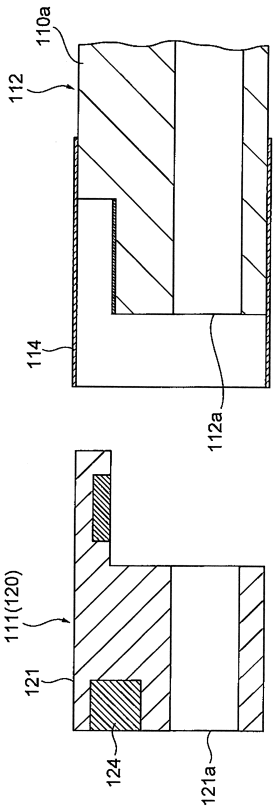
【図７Ａ】


110a
112
110b
114
112a
120(111)
121
124
121a

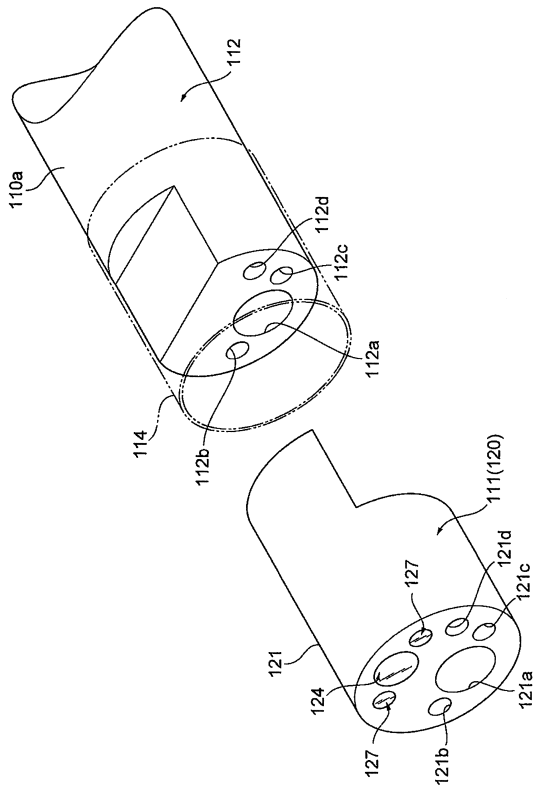
【図７Ｂ】



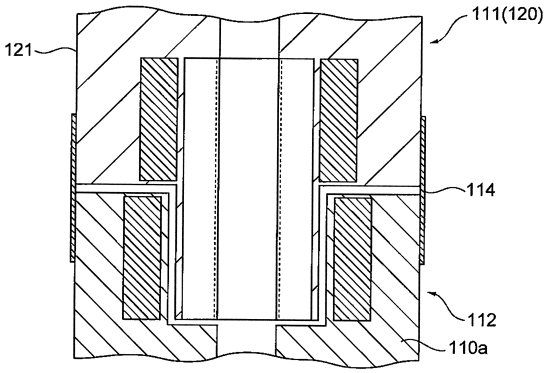
【図８Ａ】



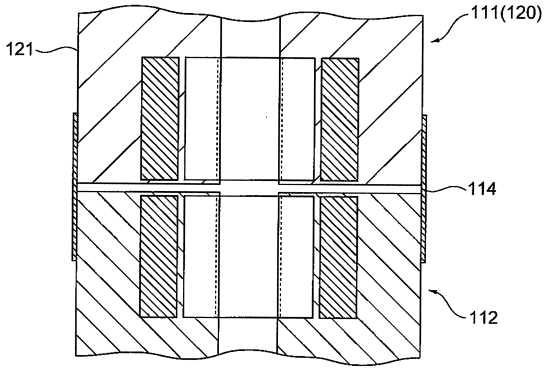
【図８Ｂ】



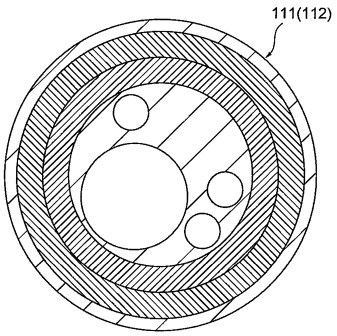
【図９Ａ】



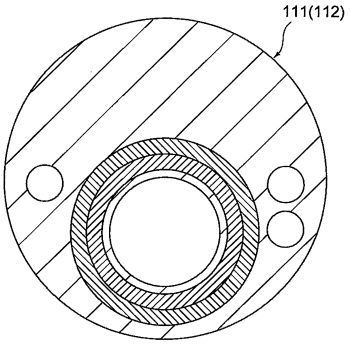
【図９Ｂ】



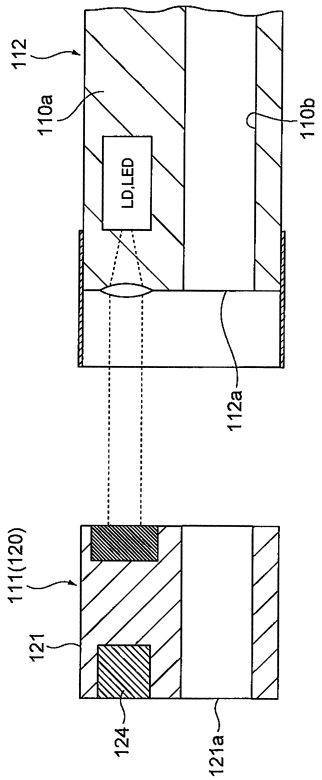
【図９Ｃ】



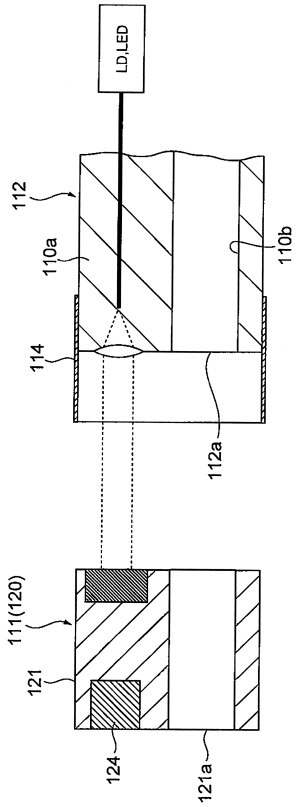
【図９Ｄ】



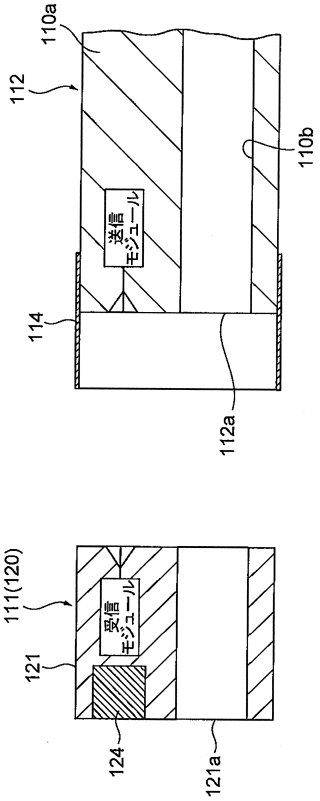
【図１０Ａ】



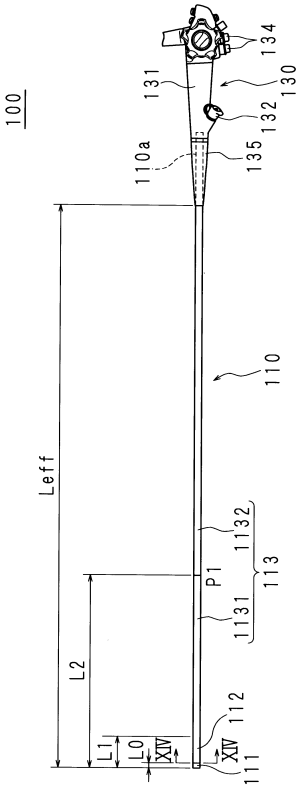
【図１０Ｂ】



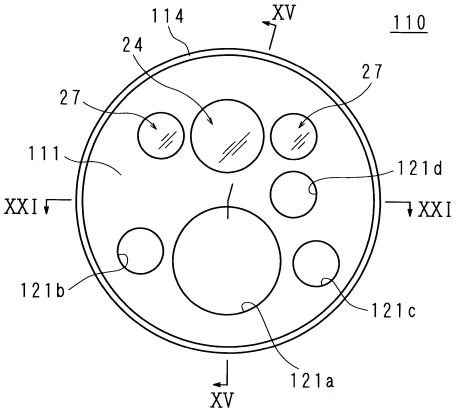
【図１１】



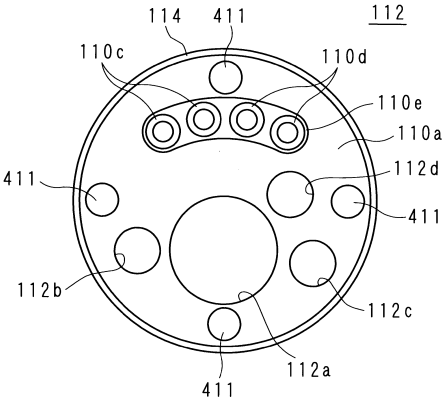
【図１２】



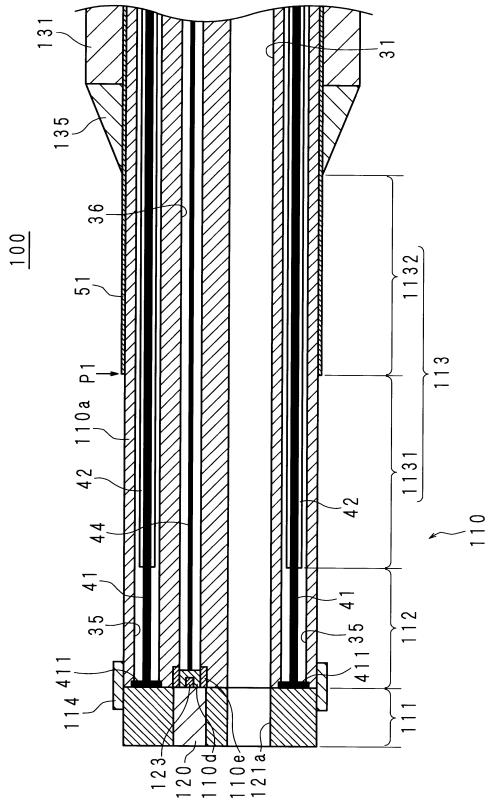
【図１３】



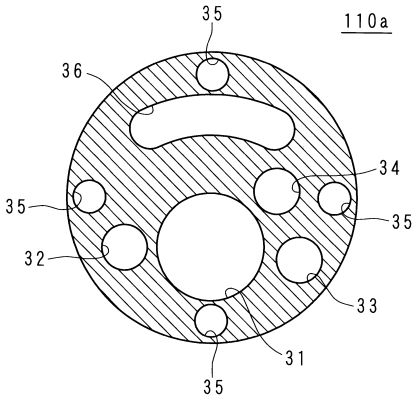
【図１４】



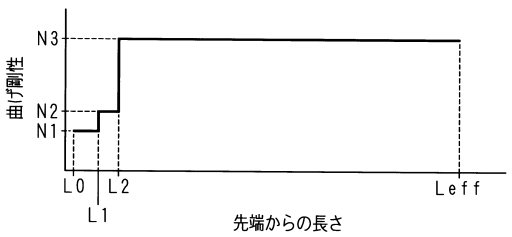
【図１５】



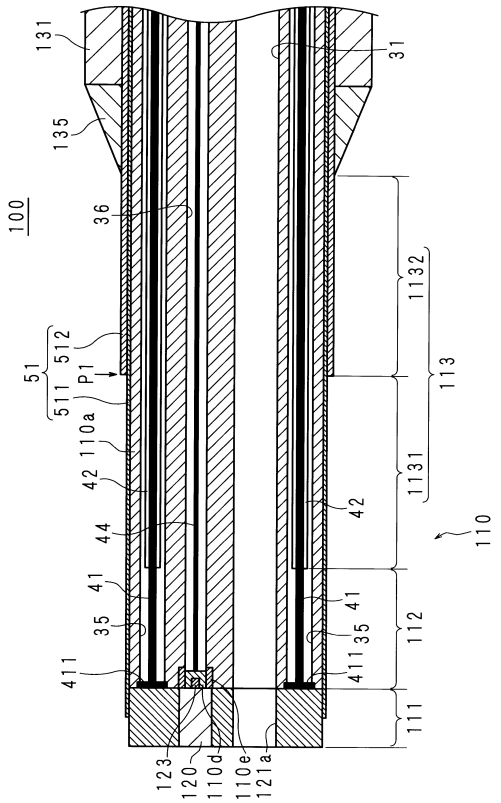
【図１６】



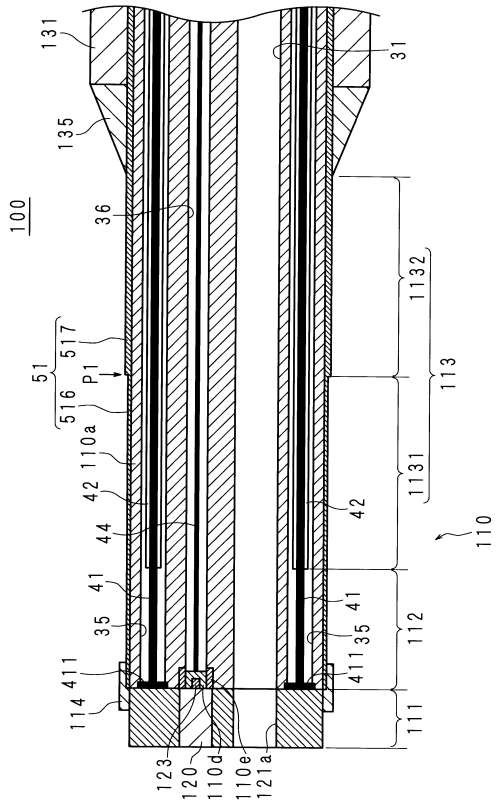
【図１７】



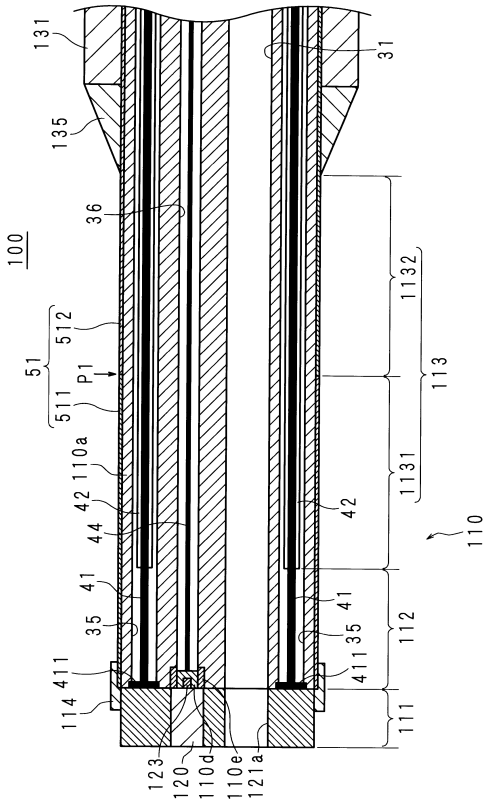
【図１８】



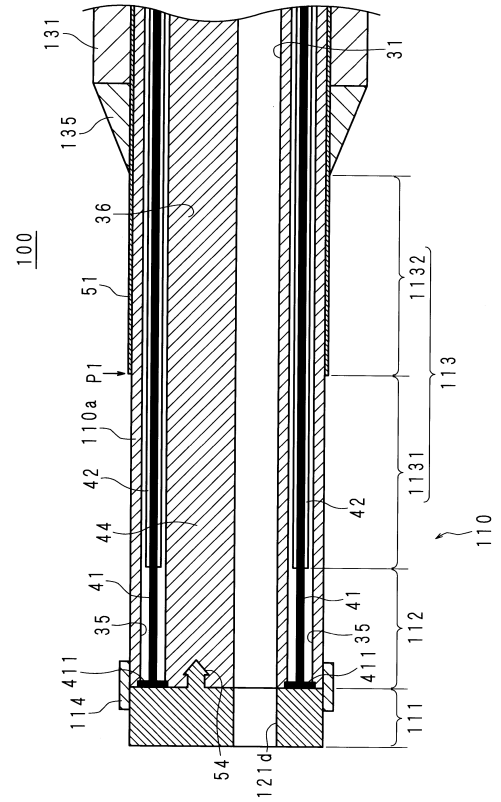
【図１９】



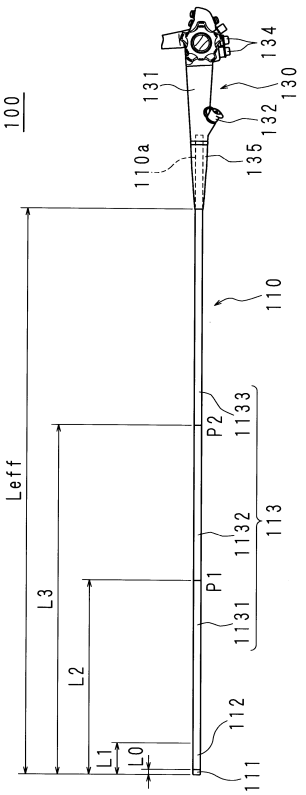
【図２０】



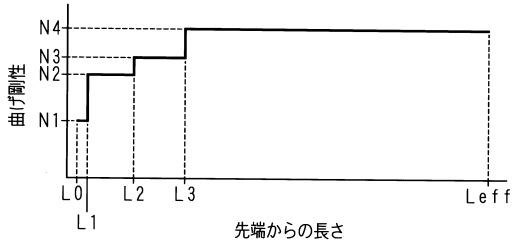
【図２１】



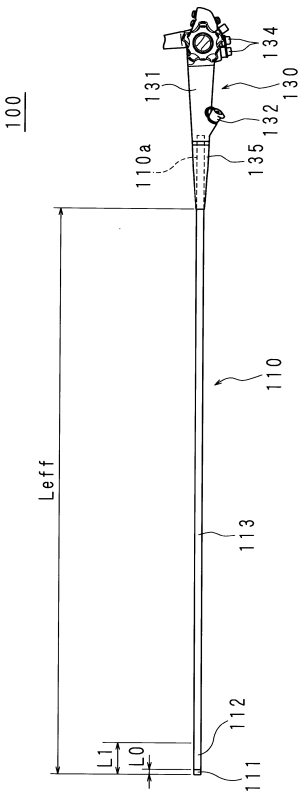
【図２２】



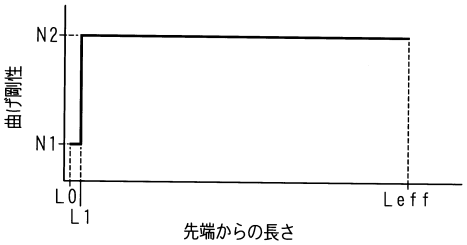
【図２３】



【図２４】



【図２５】



フロントページの続き

(72)発明者　池谷 浩平
東京都新宿区西新宿六丁目１０番１号 ＨＯＹＡ株式会社内

合議体
審判長　榎本 吉孝
審判官　伊藤 幸仙
審判官　萩田 裕介

(56)参考文献　特開２００６－１４９８４４（ＪＰ，Ａ）
特開２０１３－１２３６４７（ＪＰ，Ａ）
特開２００１－２９９９２３（ＪＰ，Ａ）
特開２００９－１４８４２０（ＪＰ，Ａ）
特開平１０－１９２２２２（ＪＰ，Ａ）
特開平８－５４３（ＪＰ，Ａ）
実公昭６３－１４８０６（ＪＰ，Ｙ２）
米国特許第１１７５９０９６（ＵＳ，Ｂ２）
欧州特許出願公開第３８１８９２１（ＥＰ，Ａ１）

(58)調査した分野　(Int.Cl.，ＤＢ名)
A61B 1/00 - 1/32