

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2009-279292

(P2009-279292A)

(43) 公開日 平成21年12月3日(2009.12.3)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 1 0 D 4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2008-136242 (P2008-136242)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成20年5月26日 (2008. 5. 26)		H O Y A 株式会社
			東京都新宿区中落合2丁目7番5号
		(74) 代理人	100083286
			弁理士 三浦 邦夫
		(74) 代理人	100135493
			弁理士 安藤 大介
		(72) 発明者	小林 元起
			東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
			Y A 株式会社内
		Fターム(参考)	4C061 DD03 FF22 FF30 JJ03

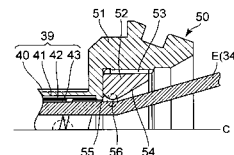
(54) 【発明の名称】 内視鏡

(57) 【要約】

【目的】 拡張接続環と可撓内視鏡要素の摩擦を軽減し、可撓内視鏡要素の破損及び故障を防止可能な内視鏡を提供する。

【構成】 操作部先端に可撓性のある挿入部を備え、該挿入部内に位置する可撓管の操作部側端部に、操作部内空間に向けて拡張するテーパ穴を有する拡張接続環を固定し、操作部内空間、拡張接続環及び可撓管内に連続した可撓内視鏡要素を挿通した内視鏡において、拡張接続環は、可撓管端部に固定される金属製の外環と、この金属製外環の内側に位置して可撓内視鏡要素と接触する合成樹脂製の内環とから構成する。そして、内環に、上記テーパ穴の少なくとも可撓管側の小径テーパ穴部分を形成する

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

大径の操作部の先端に、該操作部より小径で可撓性のある挿入部を備え、上記挿入部内には可撓管が位置していて、この可撓管の操作部側端部に、該操作部の内部空間に向けて拡張するテーパ穴を有する拡張接続環が固定され、

上記操作部内空間、拡張接続環及び可撓管内に、連続した可撓内視鏡要素を挿通した内視鏡において、

上記拡張接続環を、可撓管端部に固定される金属製の外環と、この金属製外環の内側に位置して可撓内視鏡要素と接触する合成樹脂製の内環とから構成し、

この内環に上記テーパ穴の少なくとも可撓管側の小径テーパ穴部分を形成したことを特徴とする内視鏡。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の内視鏡において、金属製の外環には、上記テーパ穴のうち、操作部側の大径テーパ穴部分が形成されている内視鏡。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 記載の内視鏡において、合成樹脂製の内環は、可撓管の軸線を中心とするねじによって、金属製の外環にねじ結合されている内視鏡。

【請求項 4】

請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 項記載の内視鏡において、合成樹脂製の内環には、上記小径テーパ穴部分より可撓管側に位置させて、該可撓管側に向けて径を拡張する逆テーパ穴が形成されており、上記小径テーパ穴部分と逆テーパ穴とが滑らかな断面円弧面によって接続されている内視鏡。

20

【請求項 5】

請求項 4 項記載の内視鏡において、上記断面円弧面の内径は、可撓管の内径と同径以上である内視鏡。

【請求項 6】

請求項 1 ないし 5 のいずれか 1 項記載の内視鏡において、上記拡張接続環の内環を構成する合成樹脂は、四フッ化エチレン樹脂、ポリアセタール、ポリアミドまたはポリオレフィンである内視鏡。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】

【0001】

本発明は、挿入部内に可撓性を有する可撓管を備えた内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

医療用や工業用の内視鏡は、屈曲した経路の観察対象内への挿入を容易にするべく、操作部の先端に、該操作部より小径で可撓性のある挿入部を備えている。一般的に、挿入部内には可撓管が位置しており、この可撓管の操作部側端部に、操作部の内部空間に向けて拡張するテーパ穴を有する金属製の拡張接続環が固定されて、上記操作部の内部空間、拡張接続環及び可撓管内を、送気・送水チューブや CCD 信号ケーブル等の連続した可撓内視鏡要素が挿通している。このような内視鏡は、例えば特許文献 1～3 に記載されている。

40

【特許文献 1】特開平 08-187221 号公報

【特許文献 2】特開平 11-178783 号公報

【特許文献 3】特開 2002-345741 号公報

【0003】

しかしながら、例えば経鼻内視鏡に代表される、挿入部すなわち可撓管を細径化した内視鏡では、細径であるほど操作部内部での可動スペースが増えるため、挿入部が湾曲したときに可撓管から操作部内部に至る拡張接続環で可撓内視鏡要素が擦れ、可撓内視鏡要素の破損や故障が生じるおそれがあった。図 5 は、従来構造の内視鏡であって、金属製の拡張

50

径接続環 50' と可撓内視鏡要素 E' の接触部分を破線で示している。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明は、拡張接続環と可撓内視鏡要素の摩擦を軽減し、可撓内視鏡要素の破損及び故障を防止可能な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】

【0005】

本発明は、拡張接続環の可撓内視鏡要素と接触する部分を合成樹脂製とし、かつ、同部分に操作部の内部空間に向けて拡張するテーパ穴の少なくとも一部を形成して可撓内視鏡要素との接触面積を減らせば、拡張接続環と可撓内視鏡要素の摩擦を軽減できることに着目して完成されたものである。

【0006】

すなわち、本発明は、大径の操作部の先端に、該操作部より小径で可撓性のある挿入部を備え、上記挿入部内には可撓管が位置していて、この可撓管の操作部側端部に、該操作部の内部空間に向けて拡張するテーパ穴を有する拡張接続環が固定され、上記操作部内空間、拡張接続環及び可撓管内に、連続した可撓内視鏡要素を挿通した内視鏡において、上記拡張接続環を、可撓管端部に固定される金属製の外環と、この金属製外環の内側に位置して可撓内視鏡要素と接触する合成樹脂製の内環とから構成し、この内環に上記テーパ穴の少なくとも可撓管側の小径テーパ穴部分を形成したことを特徴としている。

【0007】

上記テーパ穴は、すべて内環に形成することができる。あるいは、内環に可撓管側の小径テーパ部分を形成し、かつ、外環に側の大径テーパ穴部分を形成することができる。

【0008】

合成樹脂製の内環は、可撓管の軸線を中心とするねじによって、金属製の外環にねじ結合されていることが好ましい。

【0009】

合成樹脂製の内環には、上記小径テーパ穴部分より可撓管側に位置させて、該可撓管側に向けて径を拡張する逆テーパ穴が形成されており、上記小径テーパ穴部分と逆テーパ穴とが滑らかな断面円弧面によって接続されているとより好ましい。この態様によれば、逆テーパ穴により内環の可撓管側は可撓内視鏡要素に接触せず、内環の断面円弧面で可撓内視鏡要素に局所的に接触するので、挿入部が湾曲したときに可撓内視鏡要素へかかる負担（応力）を軽減できる。断面円弧面の内径は、可撓管の内径と同径以上であることが实际的である。

【0010】

拡張接続環の内環を構成する合成樹脂は、例えば四フッ化エチレン樹脂、ポリアセタール、ポリアミドまたはポリオレフィンとすることができる。これら合成樹脂材料を用いれば、同内環を金属材料で構成した場合に比べて摩擦係数が小さくなり、可撓内視鏡要素との間に生じる摩擦を抑えることができる。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、拡張接続環の可撓内視鏡要素に接触する内環が金属材料よりも摩擦係数の小さい合成樹脂からなり、かつ、操作部の内部空間に向けて拡張するテーパ穴の少なくとも可撓管側の小径テーパ穴部分を有しているので、拡張接続環と可撓内視鏡要素の摩擦が軽減され、可撓内視鏡要素の破損及び故障を防止可能な内視鏡を提供できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

図1ないし図4を参照して、本発明による内視鏡の一実施形態を説明する。図1に示す電子内視鏡10は医療用の内視鏡であり、体腔内に挿入される挿入部11とその基部側に接続された操作部12を有している。

10

20

30

40

50

【0013】

挿入部11は、先端側から順に先端部13、湾曲部14及び可撓管部15を有し、可撓管部15を介して操作部12に接続している。先端部13は、硬性部材からなる先端部本体（不図示）を有し、この先端部本体に、図示しない対物レンズ保持孔、配光レンズ保持孔、送気送水チャンネル出口、処置具挿通チャンネル出口等が形成されている。対物レンズ保持孔と配光レンズ保持孔には結像用の対物レンズと照明用の配光レンズが保持され、さらに対物レンズの後方に、図示しないCCD（撮像素子）が配置されている。湾曲部14は、操作部12に設けた湾曲操作ノブ20A、20Bの回動操作によって任意に曲げられる。湾曲部14の湾曲状態は、操作部12に設けたロックノブ21A及びロックレバー21Bの操作によって固定可能である。ロックノブ21Aは湾曲部14を左右方向に湾曲させる湾曲操作ノブ20Aの回動を規制し、ロックレバー21Bは湾曲部14を上下方向に湾曲させる湾曲操作ノブ20Bの回動を規制する。可撓管部15は、図2に示されるように、可撓性を有する可撓管（外囲管）39によってその外形が構成されている。可撓管39の基端部側（挿入部12側）の一部領域は、円錐状の折れ止めゴム管44によって覆われており、該折れ止めゴム管44によって可撓管39が過度に曲がらないように規制される。この可撓管部15の折れ止めゴム管44で覆われる部分は、観察対象内に挿入されない。

10

【0014】

操作部12からはユニバーサルチューブ22が延出されており、該ユニバーサルチューブ22の端部には、不図示のプロセッサに接続するコネクタ部23が設けられている。コネクタ部23には、図2に示す信号伝送用ケーブル30やライトガイド31の端部、送気チャンネル32や送水チャンネル33の入口等が臨んでおり、コネクタ部23をプロセッサに接続することによって、信号伝送用ケーブル30、ライトガイド31、送気チャンネル32及び送水チャンネル33はそれぞれ、プロセッサ側の画像処理装置、光源、送気源及び送水源に接続される。先端部13の対物レンズからCCDの受光面に入った観察対象の像はCCDで光電変換され、該CCDからユニバーサルチューブ22末端のコネクタ部23まで配設された前述の信号伝送用ケーブル30を介して、電子画像としてプロセッサに送られる。プロセッサでは、電子画像をモニタ（不図示）に表示したり画像記録媒体に記録することができる。操作部12には、画像処理関連の遠隔操作を行うための複数のリモート操作ボタンスイッチ35が設けられている。また、先端部13の配光レンズには、ユニバーサルチューブ22のコネクタ部23から先端部13まで配設された前述のライトガイド31を介して、プロセッサに設けた光源からの照明光が与えられる。

20

30

【0015】

また操作部12には、送気送水ボタン36、処置具挿入口突起37及び吸引ボタン38が設けられている。送気送水ボタン36を押し込むと、プロセッサ側に設けた送水源と送水チャンネル33が連通し、該送水チャンネル33内に送水される。先端部13に設けた送水チャンネル33の出口には対物レンズに向けてノズルが設けられていて、送水チャンネル33に送られた洗浄水などの液体は、該ノズルから対物レンズへ向けて噴出され、対物レンズを洗浄する。また、送気送水ボタン36の上面には図示しない孔が設けられており、この孔を塞ぐと、プロセッサ側に設けた送気源の正圧が送気チャンネル32に作用して空気が送られる。送水チャンネル33と同様に、先端部13に設けた送気チャンネル32の出口には対物レンズに向けてノズルが設けられていて、送気チャンネル32に空気が送られると、該ノズルから対物レンズへ向けて空気が噴出し、対物レンズに付着した洗浄水の水滴や、体液などその他の液体の水滴を除去することができる。

40

【0016】

処置具挿入口突起37は、鉗子や高周波焼灼処置具といった処置具を挿入するためのもので、該処置具挿入口突起37から内視鏡内方に向けて、処置具挿通チャンネル34（図2）が延設されている。処置具挿通チャンネル34は、先端部13に形成した処置具挿通チャンネル出口に連通しており、処置具挿入口突起37から挿入された処置具は、処置具挿通チャンネル34を通して処置具挿通チャンネル出口から突出させることができる。処

50

置具挿通チャンネル 34 はまた、電子内視鏡 10 の外部に設けた図示されない負圧源（吸引源）にも接続されている。よって、処置具挿通チャンネル 34 に対しては、処置具挿入口突起 37 を介して鉗子等の処置具を挿入することと、負圧源を介して負圧をかけることが可能である。この処置具挿通チャンネル 34 を吸引用の管路として使用するときには、吸引ボタン 38 を押圧する。すると、負圧源側の管路と処置具挿通チャンネル 34 が連通されて、負圧が処置具挿通チャンネル 34 に作用し、処置具挿通チャンネル出口から体液等の流体を吸引することができる。

【0017】

前述の湾曲部 14、可撓管部 15 及び操作部 12 内を挿通する内視鏡要素（内蔵物）、すなわち、信号伝送用ケーブル 30、ライトガイド 31、送気チャンネル 32、送水チャンネル 33 及び処置具挿通チャンネル 34 は、湾曲部 14 の湾曲操作や可撓管部 15 の変形に対応するように可撓性を有している。本実施形態の電子内視鏡 10 は、以下に説明するように、可撓管部 15 から操作部 12 の連結部分において、この可撓内視鏡要素に生じる摩擦を軽減することができる。

【0018】

図 2 は、可撓管部 15 と操作部 12 の連結部分を側方から見て示したものであり、図 3 及び図 4 は、可撓管部 15 の基端側（操作部側端部）を拡大して示したものである。

【0019】

可撓管 39 は、最も外側に位置する可撓管外皮 40、その内側に位置する網状管 41、螺旋管 42、及び樹脂製の内面チューブ 43 を重ねた形態となっている。可撓管外皮 40 はポリウレタン等のエラストマーで形成され、内面チューブ 43 は樹脂材料で形成されており、それぞれが非通気（及び非通水）性と非導電性を有している。この可撓管外皮 40 と内面チューブ 43 の間に配された螺旋管 42 は、可撓管 39 に一定の曲げ剛性を付与する。また、網状管 41 は、ステンレス金属素線を編組して形成されており、主として可撓管 39 の長手方向への伸びを防いでいる。可撓管 39 は、その径 ϕ が内視鏡の用途に応じて異なる。例えば経鼻用内視鏡に代表される細径内視鏡では、可撓管部 15 が $\phi = 5 \text{ mm} \sim 6 \text{ mm}$ 程度と非常に細径化されている。

【0020】

図 2 ないし図 4 に示すように、可撓管 39 の基端（操作部側端部）には、該可撓管 39 を操作部 12 に接続する拡張接続環 50 が固定されている。拡張接続環 50 は、操作部 12 の先端側内周面に接合する凹凸部 51a を外周面に形成した金属製の外環 51 と、該外環 51 の内側に位置して可撓内視鏡要素と接触する合成樹脂製の内環 52 とからなり、全体としては可撓性を有さず、可撓管 39 及び折れ止めゴム管 44 を支持している。内環 52 は、可撓管 39 の軸線 C を中心とするねじ 53 によって、外環 51 にねじ結合されている。

【0021】

拡張接続環 50 は、その内周面に、操作部 12 の内部空間に向けて拡張したテーパ穴 54 が設けられている。本実施形態のテーパ穴 54 は、可撓管 39 側の小径テーパ穴部から操作部 12 側の大径テーパ穴部まで、すべて内環 52 の内周面に連続形成されている。さらに内環 52 の内周面には、テーパ穴 54 の小径テーパ穴部分より可撓管 39 側に位置させて、該可撓管 39 に向けて拡張した逆テーパ穴 55 が設けられ、この逆テーパ穴 55 とテーパ穴 54 の小径テーパ穴部分が滑らかな断面円弧面 56 によって接続されている。逆テーパ穴 55 は、可撓管 39 との接続端で内視鏡要素に接触しないようにする逃げ空間を生じさせる。

【0022】

ここで、逆テーパ穴 55 の端部径（可撓管 39 側端部の内径） $\phi 2$ は、可撓管 39 の内径 ϕ より大きく、かつ、テーパ穴 54 の大径テーパ穴部分の内径 $\phi 3$ より小さく設定されている。また、断面円弧面 56 の内径 $\phi 4$ は、可撓管 39 の内径 ϕ と同径以上に設定されている。そして、テーパ穴 54 の小径テーパ穴部分の内径 $\phi 1$ は、大径テーパ穴部分の内径 $\phi 3$ より小さく、断面円弧面 56 の内径 $\phi 4$ と同程度である（ $\phi \leq \phi 1$ 、 $\phi 4 < \phi 3$ 、

10

20

30

40

50

$\phi < \phi 2 < \phi 3$)。つまり、拡張接続環 50 (内環 52) の内周面は、その内径が断面円弧面 56 で最小径となる。

【0023】

よって、可撓管 39 から操作部 12 の内部空間に至る拡張接続環 50 は、断面円弧面 56 で、これらを挿通する可撓内視鏡要素と局所的に接触する。別言すれば、拡張接続環 50 と可撓内視鏡要素は、断面円弧面 56 で点接触することにより、その接触面積が抑えられている。さらに、接触部分となる拡張接続環 50 の内環 52 は合成樹脂製であるから、可撓内視鏡要素が金属製の拡張接続環と全面的に接触する場合に比べて、拡張接続環 50 (断面円弧面 56) と可撓内視鏡要素の間に生じる摩擦を軽減できる。これにより、挿入部 11 及び操作部 12 内を挿通する可撓内視鏡要素の動きはスムーズになる。内環 52 を構成する材料は、金属製の外環 51 よりも摩擦係数の小さい合成樹脂である。具体的には、四フッ化エチレン樹脂、POM (ポリアセタール)、PA (ポリアミド)、ポリオレフィンなどが用いられる。

10

【0024】

可撓内視鏡要素としては信号伝送用ケーブル 30、ライトガイド 31、送気チャンネル 32、送水チャンネル 33 及び処置具挿通チャンネル 34 が設けられているが、図 3 では可撓内視鏡要素を省略して可撓管部 39 を単体で表しており、図 4 では可撓内視鏡要素 E として処置具挿通チャンネル 34 を代表例として表してある。

【0025】

以上の電子内視鏡 10 は、次のように使用する。

20

患者の体腔内に電子内視鏡 10 の挿入部 11 を導入すると、挿入部 11 の先端部本体に設けた対物レンズの前方に位置する観察領域が CCD により電子画像化され、プロセッサを介して画像モニタ装置に映し出される。この映し出された内視鏡画像を観察しながら体腔内の観察を進めていき、所望の内視鏡画像が得られるようにまたは所望の位置で検査・処置が行えるように、必要に応じて湾曲操作ノブ 20A、20B、ロックノブ 21A 及びロックレバー 21B を操作し、湾曲部 14 を上下・左右方向に湾曲させる。前述したように電子内視鏡 10 の挿入部 11 及び操作部 12 内には、信号伝送用ケーブル 30、ライトガイド 31、送気チャンネル 32、送水チャンネル 33 及び処置具挿通チャンネル 34 の可撓内視鏡要素が挿通しており、この可撓内視鏡要素は、湾曲部 14 の湾曲操作に応じて挿入部 11 及び操作部 12 内を進退移動する。具体的に、湾曲部 14 が湾曲されると、該湾曲状態に連動して可撓内視鏡要素は内視鏡外部に向かって引っ張られ、湾曲部 14 が湾曲状態から元の直線状に復元すると、可撓内視鏡要素は内視鏡内部に押し込まれる。このように可撓内視鏡要素は移動するが、拡張接続環 50 と可撓内視鏡要素の接触は合成樹脂材料からなる内環 52 の断面円弧面 56 のみであるため、移動時に拡張接続環 50 と可撓内視鏡要素の間に生じる摩擦を良好に抑えられる。よって、可撓内視鏡要素に摩擦によりかかる負荷は軽減され、可撓内視鏡要素の破損や故障を防止できる。同時に、湾曲部 14 の湾曲操作時の可撓内視鏡要素の動きがスムーズになるので、湾曲操作性が向上する。

30

【0026】

本実施形態では、拡張接続環 50 のテーパ穴 54 をすべて内環 52 に形成してあるが、少なくとも可撓管 39 側の小径テーパ穴部を内環 52 に形成し、操作部 12 側の大径テーパ穴部を外環 51 に形成してもよい。

40

【0027】

図 5 は、従来構造の拡張接続環 50' を可撓管 39 の基端に備えた内視鏡を示している。拡張接続環 50' は、金属製であって、可撓管 39 から操作部 12 の内部空間に至る途中で拡張接続環 50' の内周面と全面的に接触する構造となっている。このため、湾曲部の湾曲操作に伴って可撓内視鏡要素が挿入部及び操作部内を進退移動しようとするときに、拡張接続環 50' との摩擦によって生じる負荷が可撓内視鏡要素にかかり、可撓内視鏡要素の破損や故障を引き起こしてしまう。特に、経鼻用内視鏡のような可撓管部が非常に細径化された細径内視鏡では、挿入部及び操作部内において可撓内視鏡要素の占めるスペースが少なく、可動スペースが増大するため、摩擦による負荷がよりかかりやすい。これ

50

に対し、本実施形態によれば、拡張接続環 50 と可撓内視鏡要素の接触は合成樹脂材料からなる内環 52 の断面円弧面 56 のみであるから、可撓内視鏡要素に摩擦によりかかる負荷は軽減され、可撓内視鏡要素の破損や故障を防止できる。

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図 1】本発明を適用した内視鏡の全体図である。

【図 2】同内視鏡の可撓管部と操作部の連結部分を示す断面図である。

【図 3】可撓管部を構成する可撓管の基端側（操作部側端部）を、可撓管単体で示した断面図である。

【図 4】同可撓管の基端側を拡大して示す断面図である。

10

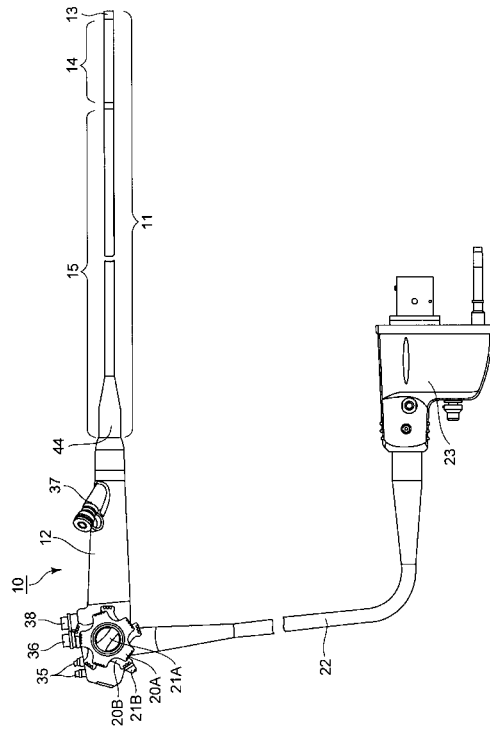
【図 5】従来構造の拡張接続環を備えた内視鏡であって、可撓管部と操作部の連結部分を示す断面図である。

【符号の説明】

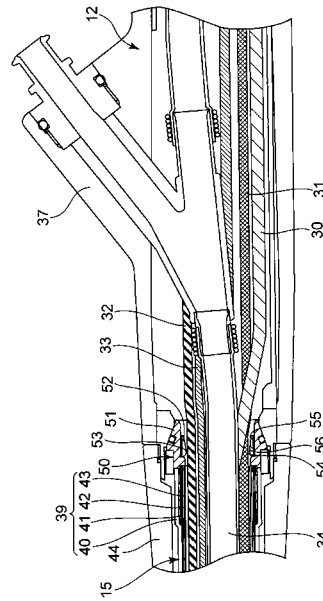
【0029】

10	電子内視鏡	
11	挿入部	
12	操作部	
13	先端部	
14	湾曲部	
15	可撓管部	20
20A	20B	湾曲操作ノブ
21A	ロックノブ	
21B	ロックレバー	
22	ユニバーサルチューブ	
23	コネクタ部	
30	信号伝送用ケーブル	
31	ライトガイド	
32	送気チャンネル	
33	送水チャンネル	
34	処置具挿通チャンネル	30
35	リモート操作ボタンスイッチ	
36	送気送水ボタン	
37	処置具挿入口突起	
38	吸引ボタン	
39	可撓管	
40	可撓管外皮	
41	網状管	
42	螺旋管	
43	内面チューブ	
44	折れ止めゴム管	40
50	拡張接続環	
51	外環	
52	内環	
53	ねじ	
54	テーパ穴	
55	逆テーパ穴	
56	断面円弧面	
E	可撓内視鏡要素（内蔵物）	

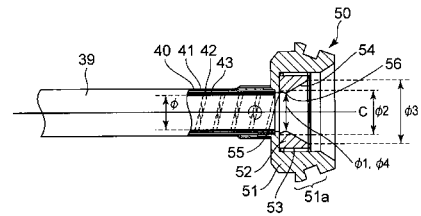
【図 1】



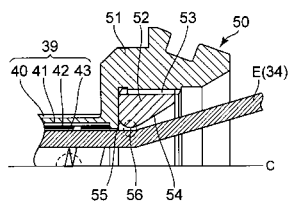
【図 2】



【図 3】



【図 4】



【図 5】

