

(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2006-218231

(P2006-218231A)

(43) 公開日 平成18年8月24日(2006.8.24)

(51) Int.Cl.	F I	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 A	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 1 0 B	4 C 0 6 1
	A 6 1 B 1/00 3 1 0 D	
	G 0 2 B 23/24 A	

審査請求 有 請求項の数 19 O L (全 32 頁)

(21) 出願番号 特願2005-36969 (P2005-36969)
 (22) 出願日 平成17年2月14日 (2005.2.14)

(71) 出願人 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 松尾 茂樹
 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
 Fターム(参考) 2H040 DA14 DA15 DA17
 4C061 DD03 FF25 FF26 FF28 FF29
 JJ06 JJ11

(54) 【発明の名称】 内視鏡用可撓管及び内視鏡装置

(57) 【要約】

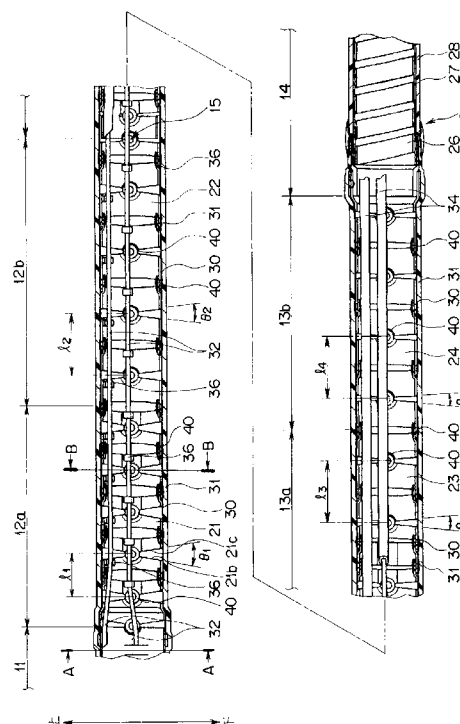
【課題】

挿入部が体腔の屈曲部を通過する際の抵抗を抑え、挿入部の挿入性を向上させると共に、患者への負担及び苦痛を軽減する内視鏡用可撓管及び内視鏡装置の提供。

【解決手段】

本発明の内視鏡用可撓管及び内視鏡装置は、体腔内に挿入され、可撓性を有する内視鏡用可撓管であって、先端側に配設される湾曲部と、該湾曲部の基端に連設される第1の可撓管部と、該第1の可撓管部の基端に連設される第2の可撓管部と、を具備し、前記湾曲部及び前記第1の可撓管部が前記体腔の屈曲部を通過する際、所定の力量により受動的に湾曲される前記第1の可撓管部の曲率半径は、湾曲される前記湾曲部の曲率半径よりも大きくなるように設定されている。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔内に挿入され、可撓性を有する内視鏡用可撓管であって、
先端側に配設される湾曲部と、
該湾曲部の基端に連設される第 1 の可撓管部と、
該第 1 の可撓管部の基端に連設される第 2 の可撓管部と、
を具備し、
前記湾曲部及び前記第 1 の可撓管部が前記体腔の屈曲部を通過する際、所定の力量により受動的に湾曲される前記第 1 の可撓管部の曲率半径は、湾曲される前記湾曲部の曲率半径よりも大きくなるように設定されていることを特徴とする内視鏡用可撓管。

10

【請求項 2】

前記第 1 の可撓管部は、前記体腔の屈曲部を通過する際、前記所定の力量により受動的に湾曲される基端側の部分が先端側の部分よりも曲率半径が大きくなるように設定されていることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 3】

前記第 1 の可撓管部は、先端が前記湾曲部と略同一の曲率半径で最大湾曲するように設定されていることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 4】

前記第 1 の可撓管部は、先端側から基端側に向かって、段階若しくは略無段階に湾曲半径が大きく変化するように設定されていることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

20

【請求項 5】

前記第 1 の可撓管部は、前記所定の力量下において、基端が前記第 2 の可撓管部と略同一の曲率半径で最大湾曲するように設定されていることを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 6】

前記第 1 の可撓管部は、管状硬質部材からなる複数の曲率規制体を内部に有し、
隣接する前記曲率規制体の夫々が回動自在に枢支され、前記複数の曲率規制体の周端部が夫々当接することにより、最大に湾曲される曲率半径が規制されていることを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

30

【請求項 7】

前記第 1 の可撓管部は、内部に螺旋状に形成された帯状部材からなる螺旋管が挿通され、
前記帯状部材の側面が夫々当接することにより、最大に湾曲される曲率半径が規制されていることを特徴とする請求項 1 から請求項 6 のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 8】

前記第 1 の可撓管部の外周には、前記湾曲部の外周に被覆されている管状の第 1 の外装部材の曲げ剛性と略同一以下の曲げ剛性を有する外皮が被覆されていることを特徴とする請求項 1 から請求項 7 のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 9】

前記第 1 の可撓管部は、前記外皮の曲げ剛性により、曲率半径が規制されていることを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡用可撓管。

40

【請求項 10】

前記第 1 の可撓管部は、前記外皮の曲げ剛性により、最大に湾曲される曲率半径が規制されていることを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 11】

前記第 1 の可撓管部は、前記第 1 の可撓管部内に挿通される長尺な棒状部材の曲げ剛性により設定されていることを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 12】

前記所定の力量は、2 kgであることを特徴とする請求項 1 から請求項 11 のいずれか

50

に記載の内視鏡。

【請求項 1 3】

体腔内に挿入され、可撓性を有する内視鏡用可撓管であって、
先端側に配設され、第 1 の曲率半径で最大湾曲する湾曲部と、
該湾曲部の基端に連設され、第 2 の曲率半径で最大湾曲する第 1 の可撓管部と、
該第 1 の可撓管部の基端に連設される第 2 の可撓管部と、
を具備し、

前記第 2 の曲率半径が前記第 1 の曲率半径よりも大きくなるように設定されていることを特徴とする内視鏡用可撓管。

【請求項 1 4】

体腔内に挿入され、可撓性を有する内視鏡用可撓管であって、
先端側に配設され、第 1 の曲率半径で最大湾曲する湾曲部と、
該湾曲部の基端に連設され、前記第 1 の曲率半径よりも大きい第 2 の曲率半径で最大湾曲する第 1 の可撓管部と、
該第 1 の可撓管部の基端に連設され、前記第 2 の曲率半径よりも大きい第 3 の曲率半径で最大湾曲する第 2 の可撓管部と、
を具備することを特徴とする内視鏡用可撓管。

【請求項 1 5】

体腔内に挿入され、可撓性を有する内視鏡用可撓管であって、
先端側に配設され、第 1 の曲率半径で最大湾曲する湾曲部と、
該湾曲部の基端側に配設された湾曲自在な第 1 の可撓管部と、
該第 1 の可撓管部の基端に連設され、前記第 1 の曲率半径よりも大きい第 2 の曲率半径で最大湾曲する第 2 の可撓管部と、
を具備し、

前記第 1 の可撓管部は、先端が前記第 1 の曲率半径と略同一の曲率半径で最大湾曲し、基端が前記第 2 の曲率半径と略同一の曲率半径で最大湾曲するように設定されていることを特徴とする内視鏡用可撓管。

【請求項 1 6】

前記第 1 の可撓管部は、先端から基端にかけて曲率半径が段階若しくは無段階に大きくなるように設定されていることを特徴とする請求項 1 5 に記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 1 7】

請求項 1 から請求項 1 6 のいずれかに記載の内視鏡用可撓管を具備することを特徴とする内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、可撓性を有する内視鏡用可撓管及び内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、医療分野の内視鏡は、例えば、体腔内に細長い挿入部を挿入することによって、例えば、大腸などの体腔内の臓器等を観察したり、必要に応じて処置具挿通チャンネル内に挿入した処置具を用いて各種処置をするために用いられる。この内視鏡挿入部には、先端から順に、先端部、湾曲部及び可撓管部が配設されている。

【0003】

内視鏡の挿入部を体腔内へ挿入する際、術者などのユーザは、可撓管部を把持して、体腔内へ押し込みながら、内視鏡の操作部に配設される操作ノブを所定操作することにより湾曲部を所望の方向へ湾曲させる。このような、内視鏡の挿入部は、屈曲する体腔内への挿入性を良くするため種々の工夫がなされている。

【0004】

例えば、特許文献 1（特開昭 58 - 49132 号公報）に記載される内視鏡は、挿入部の先端部分に先端側から順に、第 1 の湾曲部及び第 2 の湾曲部が連設されている。この第 1 の湾曲部は、内部に複数の湾曲駒が連設されており、操作部の所定操作によって湾曲される。

【0005】

また、特許文献 2（実公平 1 - 22641 号公報）に記載される内視鏡の挿入部では、先端側から順に、外部から四方向へ湾曲操作可能な第 1 の湾曲部と、ステーコイル及び節輪が配設され、四方向へ湾曲自在な構造からなる非常に曲がり易い第 2 の湾曲部とが連設されている。

【特許文献 1】特開昭 58 - 49132 号公報

10

【特許文献 2】実公平 1 - 22641 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上述した特許文献 1 及び特許文献 2 に記載される内視鏡の挿入部が体腔内の屈曲部分を通過する際、第 2 の湾曲部は、体腔壁に沿って湾曲操作された第 1 の湾曲部の湾曲状態に追従しながら湾曲される。しかしながら、内視鏡の第 2 の湾曲部は、挿入の条件によっては第 1 の湾曲部よりも小さい曲率半径で曲がることのあるため、術者による挿入部の押し込み力量に対応して体腔壁と当接し、局所的に大きな曲折状態となる場合がある。

【0007】

20

この曲折状態にされた第 2 の湾曲部は、操作者により押し込まれる力量に合わせて、屈曲する体腔壁を押圧し、更に、体腔を急峻に屈曲させてしまい、急峻に屈曲した体腔壁に引っ掛かってしまうという問題がある。そのため、体腔が急峻に屈曲させられた状態において、第 2 の湾曲部と体腔壁との抵抗が大きくなり、挿入部は、却って屈曲部分の体腔内に挿入し難くなるという不具合が生じる。

【0008】

このとき、体腔には、無理な負荷が与えられて、必要以上に延伸してしまう。その結果、患者は、内視鏡検査時の負担が大きくなり、苦痛が与えられる問題がある。

【0009】

そこで、本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、内視鏡検査時において、挿入部が体腔の屈曲部を通過する際の抵抗を抑え、挿入部の挿入性を向上させると共に、患者への負担及び苦痛を軽減する内視鏡を提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の内視鏡用可撓管及び内視鏡装置は、体腔内に挿入され、可撓性を有する内視鏡用可撓管であって、先端側に配設される湾曲部と、該湾曲部の基端に連設される第 1 の可撓管部と、該第 1 の可撓管部の基端に連設される第 2 の可撓管部と、を具備し、前記湾曲部及び前記第 1 の可撓管部が前記体腔の屈曲部を通過する際、所定の力量により受動的に湾曲される前記第 1 の可撓管部の曲率半径は、湾曲される前記湾曲部の曲率半径よりも大きくなるように設定されている。

40

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、挿入部が体腔の屈曲部を通過する際の抵抗を抑え、挿入部の挿入性を向上させると共に、患者への負担及び苦痛を軽減する内視鏡用可撓管及び内視鏡装置を実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

（第 1 の実施の形態）

以下、図面に基づいて、本発明の第 1 の実施の形態を説明する。

図 1 は内視鏡を備えた内視鏡装置の全体構成図である。

50

図 1 に示すように、内視鏡装置 1 は、図示しない撮像手段を備えた電子内視鏡（以下、内視鏡と略記）2 と、照明光を供給する光源装置 3 と、内視鏡 2 の撮像手段から伝送された電気信号により映像信号を生成するプロセッサ 4 と、この映像信号を受けて内視鏡画像を表示する表示装置であるモニタ 5 とから構成される。

【 0 0 1 3 】

本実施形態の内視鏡 2 は、体腔内に挿入される長尺の内視鏡用可撓管である挿入部 6 と、この挿入部 6 の基端側に位置する操作部 7 と、この操作部 7 の一側部から延出するユニバーサルコード 8 とによって主に構成される。

【 0 0 1 4 】

操作部 7 は、把持部 7 a と、湾曲操作ノブ 7 b と、撮像手段のリリースの指示などをするための各種スイッチ 7 c と、送気送水ボタンなどの各種ボタン 7 d を備えている。 10

ユニバーサルコード 8 は、延出側の先端部に外部装置である光源装置 3 に脱着自在に接続される内視鏡コネクタ 8 a が設けられている。この内視鏡コネクタ 8 a からは、外部装置であるプロセッサ 4 に接続される電気コネクタ 9 a を有する電気ケーブル 9 が延出している。

【 0 0 1 5 】

内視鏡 2 の挿入部 6 は、先端側から順に、先端構成部 1 1、湾曲部 1 2、第 1 の可撓管部である曲率移行部 1 3、第 2 の可撓管部である力量伝達部 1 4 及び後述する連結部とから構成されている。

【 0 0 1 6 】

なお、曲率移行部 1 3 は、後に詳述するように、挿入部 6 が体腔内に挿入されるとき、力量伝達部 1 4 に加えられる所定の押し込み力量が伝えられる。この力量を受けて体腔内に挿入される曲率移行部 1 3 は、屈曲する体腔壁に当接したときに受動的に湾曲される。 20

【 0 0 1 7 】

曲率移行部 1 3 は、湾曲部 1 2 が湾曲操作又は受動的に湾曲される最大湾曲時の曲率半径よりも最大湾曲状態における曲率半径が大きく設定されている。また、力量伝達部 1 4 も所定の押し込み力量により受動的に湾曲される。

【 0 0 1 8 】

さらに、曲率移行部 1 3 は、力量伝達部 1 4 が所定の押し込み力量により受動的に湾曲される最大湾曲状態よりも最大湾曲状態における曲率半径が小さく設定されている。 30

【 0 0 1 9 】

つまり、挿入部 6 は、最大に湾曲される際、段階的に湾曲半径 / 曲率が移行するように先端から順に湾曲部 1 2、曲率移行部 1 3 及び力量伝達部 1 4 が配接されている。なお、挿入部 6 における、上述の湾曲状態については、後に詳述する。

【 0 0 2 0 】

先端構成部 1 1 内には、撮像手段として CCD、CMOS などの撮像素子、この撮像素子を駆動するための回路基板、観察光学系などから構成される図示しない撮像ユニットが内蔵されている。また、先端構成部 1 1 には、体腔内の観察対象部位を照明するための照明光が通るライトガイドの先端部分が配設され、このライトガイド、照明光学系などから構成される照明ユニットが内蔵されている。 40

【 0 0 2 1 】

次に、図 2 から図 6 に基づいて、挿入部の先端構成部、湾曲部、曲率移行部及び可撓管部の構成について説明する。図 2 は、挿入部の先端部分を説明するための図、図 3 は挿入部の先端部分を長手方向に沿って切断した断面図、図 4 は各駒を説明するための斜視図、図 5 は図 3 の A - A 線に沿う先端部の断面図、図 6 は図 3 の B - B 線に沿う第 1 の湾曲部の断面図である。

【 0 0 2 2 】

図 2 に示すように、挿入部 6 の先端に配設される先端構成部 1 1 は、先端面に観察用レンズなどを備える観察窓 1 1 a、照明用レンズ等を備える、例えば、2 つの照明窓 1 1 b 及び処置具である鉗子等が挿通される鉗子チャンネルの開口部 1 1 c が配設されている。 50

【0023】

この先端構成部11の基端側に連設される湾曲部12は、先端側から順に、第1の湾曲部12a及び第2の湾曲部12bの2部分から構成されている。なお、第1の湾曲部12aは、例えば、30～35mm程度の挿入軸方向の長さを有し、第2の湾曲部12bは、例えば、40～45mm程度の挿入軸方向の長さを有している。

【0024】

曲率移行部13は、先端側から順に、第1の曲率移行部13a及び第2の曲率移行部13bの2部分から構成されている。なお、第1の曲率移行部13aは、例えば、30～40mm程度の挿入軸方向の長さを有し、第2の曲率移行部13bは、例えば、30～40mmの挿入軸方向の長さを有している。

10

図3に示すように、湾曲部12は、後述する複数の湾曲駒（湾曲節輪とも言う）がそれぞれ回動自在に連設して構成されている。また、曲率移行部13は、後述する複数の曲率規制駒（曲率規制節輪とも言う）がそれぞれ回動自在に連設して構成されている。

本実施の形態において、後述するワイヤガイドを備えた駒を湾曲駒と称し、前記ワイヤガイドを備えていない駒を曲率規制駒と称する。つまり、湾曲部12内の複数の湾曲駒は、ワイヤガイドを有し、曲率移行部13内の複数の曲率規制駒はワイヤガイドを有していない。

【0025】

また、湾曲部12と曲率移行部13との連結は、夫々の境界部分の内部において、各湾曲駒及び各曲率規制駒の相互の回動方向が一致するように回動自在に連結されている。詳述すると、本実施の形態の内視鏡2の挿入部6における湾曲部12と曲率移行部13との間で、図3に示す上下方向の湾曲のために回動する湾曲駒及び曲率規制駒が連結された部分を連結部15と称する。尚、本実施の形態の内視鏡2は、湾曲部12及び曲率移行部13が上下左右の4方向に湾曲自在であるため、前記上下方向と略直交する左右方向の湾曲のために回動する各湾曲駒及び各曲率規制駒が連結された部分も連結部となる。つまり、本実施の形態の内視鏡2は、各湾曲駒及び各曲率規制駒が連結された連結部（15）を2つ有して構成されている。

20

また、本実施の形態において、湾曲部12と曲率移行部13との境界にある各湾曲駒及び各曲率規制駒は、回動自在ではなく固定するように連結されていても良い。

【0026】

30

上述の複数の湾曲駒及び曲率規制駒には、細線のワイヤなどを筒状に編み込んだ湾曲ブレード30が被せられるとともに、この湾曲ブレード30上に水密を保つように第1の外装管体である外皮31が被せられることによって、湾曲部12及び曲率移行部13が形成されている。

【0027】

なお、湾曲ブレード30及び外皮31は、湾曲部12及び曲率移行部13を夫々合わせた全長に渡って一体となるように被覆しても良く、湾曲部12及び曲率移行部13に対して夫々別々に被覆しても良い。従って、湾曲部12及び曲率移行部13は、夫々の曲げ剛性が等しくなるように、所定の曲げ剛性を有する外皮31が被せられている。

【0028】

40

また、この外皮31は、湾曲部12を被覆している部分の肉厚が、曲率移行部13を被覆している部分よりも厚く形成されていても良い。換言すると、曲率移行部13を被覆している外皮31の部分は、湾曲部12を被覆している部分よりも肉厚が薄く形成されていても良い。従って、外皮31は、湾曲部12を被覆している部分の曲げ剛性に対して、曲率移行部13を被覆している部分の曲げ剛性が低く設定されていても良い。

【0029】

逆に、曲率移行部13を被覆している外皮31の部分は、湾曲部12を被覆している部分よりも肉厚が厚く形成されていても良い。従って、外皮31は、湾曲部12を被覆している部分の曲げ剛性に対して、曲率移行部13を被覆している部分の曲げ剛性が高く設定されていても良い。

50

【 0 0 3 0 】

第 1 の湾曲部 1 2 a 内には、複数の第 1 の湾曲駒 2 1 が連設されている。一方、第 2 の湾曲部 1 2 b 内には、複数の第 2 の湾曲駒 2 2 が連設されている。なお、最先端の第 1 の湾曲駒 2 1 は、先端構成部 1 1 の基端側に配設されている。

また、第 1 の曲率移行部 1 3 a 内には、複数の第 1 の曲率規制駒 2 3 が連接されている。一方、第 2 の曲率移行部 1 3 b 内には、複数の第 2 の曲率規制駒 2 4 が連設されている。

【 0 0 3 1 】

図 4 に示すように、各湾曲駒 2 1 , 2 2 及び各曲率規制駒 2 3 , 2 4 は、夫々が略円筒状の短い管によって形成されている。各湾曲駒 2 1 , 2 2 及び各曲率規制駒 2 3 , 2 4 の夫々の一端側、ここでは先端側には、隣接する駒に対して回動自在に連結するための一対の枢支部 4 0 A が配設されている。これら一対の枢支部 4 0 A は、各湾曲駒 2 1 , 2 2 及び各曲率規制駒 2 3 , 2 4 の円周を 2 等分する位置、すなわち、挿入軸周り方向に 1 8 0 度に互いにずれた位置に配設されている。

10

【 0 0 3 2 】

また、各湾曲駒 2 1 , 2 2 及び各曲率規制駒 2 3 , 2 4 の夫々の他端側、ここでは基端側にも、一端側と同様に一対の枢支部 4 0 B がそれらの板厚分だけ内周側にずらされて配設されている。すなわち、各湾曲駒 2 1 , 2 2 及び各曲率規制駒 2 3 , 2 4 は、一端側と他端側の夫々の枢支部 4 0 A , 4 0 B が互いに重なり、枢支部 4 0 A , 4 0 B に穿設されている孔部 4 1 にリベットなどの枢軸部材 4 2 が挿通して軸支されている。

20

【 0 0 3 3 】

また、1つの各湾曲駒 2 1 , 2 2 及び各曲率規制駒 2 3 , 2 4 において、一端側の一対の枢支部 4 0 A は、他端側の一対の枢支部 4 0 B に対して挿入軸周りに 9 0 度回転した、互い違いにずらされた位置に配設される。すなわち、1つの各湾曲駒 2 1 , 2 2 及び各曲率規制駒 2 3 , 2 4 において、一端側の一対の枢支部 4 0 A は、夫々の枢軸部材 4 2 の枢軸を結んだ線と他端側の一対の枢支部 4 0 B を結んだ線及び挿入軸とに対して直交する方向の位置に配設されている。

【 0 0 3 4 】

従って、連結された各湾曲駒 2 1 , 2 2 及び各曲率規制駒 2 3 , 2 4 は、一端側が枢支部 4 0 A の夫々の枢軸部材 4 2 の軸周り 2 方向と他端面側が前記 2 方向と挿入軸とに対して直交する枢支部 4 0 B の枢軸部材 4 2 の軸周り方向の 2 方向へ回動できるように接続されている。なお、本実施の形態の説明において、枢支部 4 0 A , 4 0 B と枢軸部材 4 2 によって構成された部分を関節部 4 0 という。

30

【 0 0 3 5 】

各湾曲駒 2 1 , 2 2 及び各曲率規制駒 2 3 , 2 4 は、隣接する駒と関節部 4 0 を介して連結されている円環部材である。これら、各湾曲駒 2 1 , 2 2 及び各曲率規制駒 2 3 , 2 4 は、夫々の両端面から上述したように、いわゆる耳である枢支部 4 0 A , 4 0 B が対向する面を有するように突出しており、これら枢支部 4 0 A , 4 0 B を頂点として、軸方向の長さが短くなるように山切り状に加工された円環部材である。

【 0 0 3 6 】

また、各湾曲駒 2 1 , 2 2 及び各曲率規制駒 2 3 , 2 4 は、一端側又は他端側の各端面が枢支部 4 0 A , 4 0 B によって回動する際、各端面（例えば、図 3 に示す第 1 の湾曲駒 2 1 の端面 2 1 b）の一部分が隣接する駒の各対向面（例えば、図 3 に示す第 1 の湾曲駒 2 1 の端面 2 1 c）の一部分と当接するように、夫々が連結されている。

40

【 0 0 3 7 】

尚、以下の説明において、各駒 2 1 , 2 2 , 2 3 , 2 4 の回動に伴って、前記端面と隣接する駒の各対向面とが当接する部分を当接部 A（図 4 参照）とする。この当接部 A は、連結された各駒 2 1 , 2 2 , 2 3 , 2 4 の 2 つの関節部 4 0 に対して、挿入軸周り方向に略 9 0 ° ずれた位置となる各駒 2 1 , 2 2 , 2 3 , 2 4 の両端面に存在する。そして、各駒 2 1 , 2 2 , 2 3 , 2 4 は、その当接部 A と隣接する駒の各当接部 A とが所定の距離だ

50

け離れるように、両端面が外形の中央部側に向かって山切り状に切り欠かれている。

【0038】

つまり、湾曲部12及び曲率移行部13が略直線状態の各湾曲駒21, 22及び各曲率規制駒23, 24は、上述の対応して当接する当接部A間に所定の隙間が設けられるように夫々連結される。尚、上述したように、本実施の形態の各湾曲駒21, 22及び各曲率規制駒23, 24は、両端面が外形の中央部側に向かって山切り状に加工された形状に限りことなく、夫々が連結された状態において、各当接部A間に所定の隙間が設けられるような形状であれば良い。

【0039】

これより、図3を使って、以下に各湾曲駒21, 22及び各曲率規制駒23, 24の連結状態について説明する。 10

第1の湾曲部12aの挿入軸が直線状態においては、回動して当接する2つの第1の湾曲駒21が共通する回動軸中心を頂点とし、各当接部A(図4参照)を前記頂点と結んだ線の挟み角は、所定の角度1に設定されている。また、第1の湾曲部12a内において、平行な軸方向の枢軸部材42を有する一对の関節部40は、第1の湾曲部12aの長手方向に対して、それらの枢軸部材42の軸間が互いに所定の距離11だけ離されて構成されている。

【0040】

第2の湾曲部12bの挿入軸が直線状態においては、回動して当接する2つの第2の湾曲駒22が共通する回動軸中心を頂点とし、各当接部A(図4参照)を前記頂点と結んだ線の挟み角は、所定の角度2に設定されている。また、第2の湾曲部12b内における平行な軸方向の枢軸部材42を有する一对の関節部40は、第2の湾曲部12bの長手方向に対して、それらの枢軸部材42の軸間が互いに所定の距離12だけ離されて構成されている。 20

【0041】

第1の曲率移行部13aの挿入軸が直線状態においては、回動して当接する2つの第1の曲率規制駒が共通する回動軸中心を頂点とし、各当接部A(図4参照)を前記頂点と結んだ線の挟み角は、所定の角度3に設定されている。また、第1の曲率移行部13a内において、平行な軸方向の枢軸部材42を有する一对の関節部40は、第1の曲率移行部13aの長手方向に対して、それらの枢軸部材42の軸間が互いに所定の距離13だけ離されて構成されている。 30

【0042】

第2の曲率移行部13bの挿入軸が直線状態においては、回動して当接する2つの第2の曲率規制駒24が共通する回動軸中心を頂点とし、各当接部A(図4参照)を前記頂点と結んだ線の挟み角は、所定の角度4に設定されている。また、第2の曲率移行部13b内における平行な軸方向の枢軸部材42を有する一对の関節部40は、第2の曲率移行部13の長手方向に対して、それらの枢軸部材42の軸間が互いに所定の距離14だけ離されている。

【0043】

なお、第1の湾曲部12a及び第2の湾曲部12bの連結部分は、最基端の第1の湾曲駒21の一对の関節部40と最先端の第2の湾曲駒22の一对の関節部40とによって回動自在に連結されている。さらに、第1の曲率移行部13a及び第2の曲率移行部13bの連結部分は、最基端の第1の曲率規制駒23の一对の関節部40と最先端の第2の曲率規制駒24の一对の関節部40とによって回動自在に連結されている。 40

【0044】

また、上述したように、最基端の第2の湾曲駒22及び最先端の第1の曲率規制駒23は、第2の湾曲部12bと第1の曲率移行部13aとの境界部分において、最基端の第2の湾曲駒22の一对の関節部40及び最先端の第1の曲率規制駒23の一对の関節部40によって回動自在に連結されている。

【0045】

力量伝達部 1 4 内には、螺旋管であるフレックス管 2 6 が挿通されている。このフレックス管 2 6 の外周には、湾曲部 1 2 及び曲率移行部 1 3 と同様に、ブレード 2 7 が被せられている。さらに、ブレード 2 7 の外周には、外皮 3 1 よりも可撓性の低い、すなわち、曲げ剛性の高い第 2 の外装管体となる外皮 2 8 が被せられている。

【 0 0 4 6 】

従って、力量伝達部 1 4 は、基端側の押し込み力量が十分に挿入部 6 の先端部分に伝達するために、湾曲部 1 2 及び曲率移行部 1 3 に比べて、可撓性が低く、つまり、曲げ剛性が高く設定されている。なお、曲率移行部 1 3 と力量伝達部 1 4 の間には、外皮 3 1 と外皮 2 8 を糸巻きによって接着している糸巻接着部 2 9 が設けられている。

【 0 0 4 7 】

また、挿入部 6 内には、湾曲部 1 2 の第 1 の湾曲部 1 2 a 及び第 2 の湾曲部 1 2 b が先端側より牽引弛緩されて湾曲操作されるための 4 本の湾曲操作ワイヤ 3 2 (アングルワイヤとも言う) が挿通している。これら湾曲操作ワイヤ 3 2 は、湾曲部 1 2 内のワイヤガイド 3 6 に挿通保持され、第 2 の湾曲部 1 2 b と第 1 の曲率移行部 1 3 a との境界部分から基端側がコイルシース 3 4 内に夫々挿通されている。なお、本実施の形態で用いられるコイルシース 3 4 は、ワイヤをパイプ状に密着巻きした非圧縮性の構造を有している。

【 0 0 4 8 】

これら湾曲操作ワイヤ 3 2 は、図 5 に示すように、それぞれの先端部分が先端構成部 1 1 の基端側において、図 5 の紙面に向かって略上下左右方向に離間した 4 点において固定部材 3 5 によって保持固定されている。

【 0 0 4 9 】

また、これら湾曲操作ワイヤ 3 2 は、基端部が操作部 7 (図 1 参照) 内に設けられた図示しない湾曲操作機構に連結されて交互に牽引又は弛緩されるようになっている。なお、湾曲操作機構は、操作部 7 に配設される湾曲操作ノブ 7 b に連結されている。

【 0 0 5 0 】

これらの湾曲操作ワイヤ 3 2 は、湾曲操作ノブ 7 b の所定の操作によって牽引弛緩される。従って、4 本の湾曲操作ワイヤ 3 2 が夫々、牽引弛緩されることによって、湾曲部 1 2 が 4 方向へ湾曲操作される。

【 0 0 5 1 】

また、図 6 を参考にして、湾曲部 1 2 内の第 1、第 2 の湾曲駒 2 1 , 2 2 は、湾曲操作ワイヤ 3 2 が挿通保持される 2 つのワイヤガイド 3 6 が基端面側近傍の内周面に溶着などの手段によって固設されている。

これら 2 つのワイヤガイド 3 6 は、各湾曲駒 2 1 , 2 2 の円周を 2 等分する挿入軸周方向の略 1 8 0 度に互いにずれた内周面の位置であって、一对の関節部 4 0 に対して挿入軸周方向に夫々略 9 0 度ずれた位置に設けられている。つまり、2 つのワイヤガイド 3 6 は、互いを結ぶ線が各湾曲駒 2 1 , 2 2 を挿入軸方に略 2 等分し、一对の関節部 4 0 を結ぶ線に対して略直交する各湾曲駒 2 1 , 2 2 の内周面の位置に配設されている。

【 0 0 5 2 】

なお、図 6 は、第 1 の湾曲部 1 2 a を輪切りにした断面図であって、第 1 の湾曲駒 2 1 を基端側から見た図となる。

【 0 0 5 3 】

また、本実施の形態における説明においては、図 5 及び図 6 の紙面に向かって上下方向を図 3 の挿入部 6 の挿入軸に直交する垂直方向とし、そして図 5 及び図 6 の紙面に向かって左右方向とはその上下方向に直交し、且つ、図 3 の挿入部 6 の挿入軸に対しても直交する水平方向となっている。

【 0 0 5 4 】

従って、上述の構成により、湾曲部 1 2、曲率移行部 1 3 及び力量伝達部 1 4 は、図 3 の紙面に向かって垂直方向及び水平方向となる図 5 及び図 6 の紙面に向かって上下方向及び左右方向の 4 方向に湾曲可能となっている。なお、曲率移行部 1 3 及び力量伝達部 1 4 は、能動的に湾曲されるため、上下左右の 4 方向に限らず、挿入軸周りの 3 6 0 ° に湾曲

10

20

30

40

50

自在となっている。

【 0 0 5 5 】

次に、湾曲部 1 2 及び曲率移行部 1 3 の最大湾曲時における各曲率及び各曲率半径について図 7 ~ 図 1 0 に基づいて説明する。なお、ここでの各曲率及び各曲率半径の説明においては、湾曲部 1 2 の第 2 の湾曲部 1 2 b の長手方向の断面図を使って説明する。

図 7 は、略直線状態の第 2 の湾曲部を長手方向に沿って切断した断面図、図 8 は、図 3 に示す第 2 の湾曲部を下方に最大湾曲させた状態の拡大図、図 9 は湾曲部、曲率移行部及び可撓管部の挿入軸における曲率及び曲率半径の変化を表したグラフ、図 1 0 は最大湾曲時の湾曲部、曲率移行部及び可撓管部を側面から見た図である。

【 0 0 5 6 】

前述したように、第 2 の湾曲部 1 2 b の挿入軸が直線状態において、回動して当接する 2 つの第 2 の湾曲駒 2 2 が共通する回動軸中心を頂点とし、各当接部 A (図 4 参照) を前記頂点と結んだ線の挟み角は、所定の角度 2 に設定されている。また、第 2 の湾曲部 1 2 b 内における平行な軸方向の枢軸部材 4 2 を有する一対の関節部 4 0 は、第 2 の湾曲部 1 2 b の長手方向に対して、それらの枢軸部材 4 2 の軸間が互いに所定の距離 1 2 だけ離されて構成されている。

【 0 0 5 7 】

図 8 に示すように、第 2 の湾曲部 1 2 b は、隣接する各第 2 の湾曲駒 2 2 の湾曲する方向側の周端部 (当接部 A) が当接した状態において、最大の湾曲状態となる。詳しくは、各第 2 の湾曲駒 2 2 は、湾曲方向に対して、回動軸となる関節部 4 0 の枢軸部材 4 2 の軸 20 周り方向に、第 2 の湾曲部 1 2 b の湾曲により弧を描く挿入軸よりも内側の周端部 (当接部 A) が夫々近づくように移動される。そして、各第 2 の湾曲駒 2 2 は、弧を描く挿入軸よりも内側の夫々の周端部 (当接部 A) が当接し関節部 4 0 の軸廻り方向の回動が制止される。

【 0 0 5 8 】

従って、第 2 の湾曲部 1 2 b は、第 2 の湾曲駒 2 2 の各周端部 (当接部 A) が当接することによってストッパの代わりとなり、関節部 4 0 の軸廻り方向の回動が制止された状態が第 2 の湾曲部 1 2 b の最大湾曲状態となる。

【 0 0 5 9 】

この最大に湾曲された第 2 の湾曲部 1 2 b の曲率半径 R 2 は、第 2 の湾曲部 1 2 b の挿入軸が直線状態において、隣接する 2 つの第 2 の湾曲駒 2 2 の対向面がなす角である所定の角度 2 と枢軸部材 4 2 の軸方向が平行である夫々の軸間の距離 1 2 との関係によって 30 設定されている。つまり、最大に湾曲された第 2 の湾曲部 1 2 b の挿入軸における曲率半径 R 2 の逆数となる曲率 C 2 も、第 2 の湾曲部 1 2 b の挿入軸が直線状態において、隣接する 2 つの第 2 の湾曲駒 2 2 が共通する回動軸中心を頂点とし、各当接部 A (図 4 参照) を前記頂点と結んだ線の挟み角である所定の角度 2 及び、第 2 の湾曲部 1 2 b の長手方向に対して、平行な軸方向の枢軸部材 4 2 の軸間の距離 1 2 との関係によって設定されている。

【 0 0 6 0 】

この第 2 の湾曲部 1 2 b が最大湾曲時の挿入軸における曲率 C 2 及び曲率半径 R 2 は、 40 次の式 (1) により算出することができる。

$$C 2 = 1 / R 2 \quad (2 \tan 2 / 2) / 1 2 \cdots (1)$$

なお、第 2 の湾曲部 1 2 b は、最大湾曲時の曲率 C 2 が、例えば、 $1 / 3 3 (1 / \text{mm})$ 程度、すなわち、最大湾曲時の曲率半径 R 2 が 3 3 m m 程度に設定されている。

【 0 0 6 1 】

同様にして、第 1 の湾曲部 1 2 a、第 1 の曲率移行部 1 3 a 及び第 2 の曲率移行部 1 3 b についても上述のように夫々の最大湾曲時の各曲率及び各曲率半径が設定されている。

【 0 0 6 2 】

先ず、第 1 の湾曲部 1 2 a は、隣接する各第 1 の湾曲駒 2 1 の湾曲する方向側の周端部 (当接部 A) が当接した状態において、最大の湾曲状態となる。詳しくは、各第 1 の湾曲 50

10

20

30

40

50

駒 2 1 は、湾曲方向に対して、回動軸となる関節部 4 0 の枢軸部材 4 2 の軸周り方向に、第 1 の湾曲部 1 2 a の湾曲により弧を描く挿入軸よりも内側の周端部（当接部 A）が夫々近づくように移動される。そして、各第 1 の湾曲駒 2 1 は、弧を描く挿入軸よりも内側の夫々の周端部（当接部 A）が当接し関節部 4 0 の軸廻り方向の回動が制止される。

【 0 0 6 3 】

従って、第 1 の湾曲部 1 2 a は、第 1 の湾曲駒 2 1 の各周端部（当接部 A）が当接することによってストッパの代わりとなり、関節部 4 0 の軸廻り方向の回動が制止された状態が第 1 の湾曲部 1 2 a の最大湾曲状態となる。

【 0 0 6 4 】

第 1 の湾曲部 1 2 a が最大湾曲時の挿入軸における曲率 C_1 及び曲率半径 R_1 は、第 1 の湾曲部 1 2 a の挿入軸が直線状態において、隣接する 2 つの第 1 の湾曲駒 2 1 が共通する回動軸中心を頂点とし、各当接部 A（図 4 参照）を前記頂点と結んだ線の挟み角である所定の角度 θ_1 及び、第 1 の湾曲部 1 2 a の長手方向に対して、平行な軸方向の枢軸部材 4 2 の軸間の距離 L_1 との関係によって設定される。

この第 1 の湾曲部 1 2 a が最大湾曲時の挿入軸における曲率 C_1 及び曲率半径 R_1 は、次の式（2）により算出することができる。

$$C_1 = 1 / R_1 \quad (2 \tan \theta_1 / 2) / L_1 \cdots (2)$$

なお、第 1 の湾曲部 1 2 a は、最大湾曲時の曲率 C_1 が、例えば、 $1 / 16.5 (1 / \text{mm})$ 程度、すなわち、最大湾曲時の曲率半径 R_1 が 16.5 mm 程度に設定されている。

【 0 0 6 5 】

また、第 1 の曲率移行部 1 3 a は、隣接する各第 1 の曲率規制駒 2 3 の湾曲する方向側の周端部（当接部 A）が当接した状態において、最大の湾曲状態となる。詳しくは、各第 1 の曲率規制駒 2 3 は、湾曲方向に対して、回動軸となる関節部 4 0 の枢軸部材 4 2 の軸周り方向に、曲率移行部 1 3 a の湾曲により弧を描く挿入軸よりも内側の周端部（当接部 A）が夫々近づくように移動される。そして、各第 1 の曲率規制駒 2 3 は、弧を描く挿入軸よりも内側の夫々の周端部（当接部 A）が当接し関節部 4 0 の軸廻り方向の回動が制止される。

【 0 0 6 6 】

従って、第 1 の曲率移行部 1 3 a は、第 1 の曲率規制駒 2 3 の各周端部（当接部 A）が当接することによってストッパの代わりとなり、関節部 4 0 の軸廻り方向の回動が制止された状態が第 1 の曲率移行部 1 3 a の最大湾曲状態となる。

【 0 0 6 7 】

第 1 の曲率移行部 1 3 a が最大湾曲時の挿入軸における曲率 C_3 及び曲率半径 R_3 は、第 1 の曲率移行部 1 3 a の挿入軸が直線状態において、隣接する 2 つの第 1 の曲率規制駒 2 3 が共通する回動軸中心を頂点とし、各当接部 A（図 4 参照）を前記頂点と結んだ線の挟み角である所定の角度 θ_3 及び、第 1 の曲率移行部 1 3 a の長手方向に対して、平行な軸方向の枢軸部材 4 2 の軸間の距離 L_3 との関係によって設定される。

この第 1 の曲率移行部 1 3 a が最大湾曲時の挿入軸における曲率 C_3 及び曲率半径 R_3 は、次の式（3）により算出することができる。

$$C_3 = 1 / R_3 \quad (2 \tan \theta_3 / 2) / L_3 \cdots (3)$$

なお、第 1 の曲率移行部 1 3 a は、最大湾曲時の曲率 C_3 が、例えば、 $1 / 43 (1 / \text{mm})$ 程度、すなわち、最大湾曲時の曲率半径 R_3 が 43 mm 程度に設定されている。

【 0 0 6 8 】

さらに、第 2 の曲率移行部 1 3 b は、隣接する各第 2 の曲率規制駒 2 4 の湾曲する方向側の周端部（当接部 A）が当接した状態において、最大の湾曲状態となる。詳しくは、各第 2 の曲率規制駒 2 4 は、湾曲方向に対して、回動軸となる関節部 4 0 の枢軸部材 4 2 の軸周り方向に、曲率移行部 1 3 b の湾曲により弧を描く挿入軸よりも内側の周端部（当接部 A）が夫々近づくように移動される。そして、各第 2 の曲率規制駒 2 4 は、弧を描く挿入軸よりも内側の夫々の周端部（当接部 A）が当接し関節部 4 0 の軸廻り方向の回動が制

10

20

30

40

50

止される。

【0069】

従って、第2の曲率移行部13bは、第2の曲率規制駒24の各周端部（当接部A）が当接することによってストッパの代わりとなり、関節部40の軸廻り方向の回動が制止された状態が第2の曲率移行部13bの最大湾曲状態となる。

【0070】

第2の曲率移行部13bが最大湾曲時の挿入軸における曲率C4及び曲率半径R4は、第2の曲率移行部13bの挿入軸が直線状態において、隣接する2つの第2の曲率規制駒24が共通する回動軸中心を頂点とし、各当接部A（図4参照）を前記頂点と結んだ線の挟み角である所定の角度 θ_4 及び、第2の曲率移行部13bの長手方向に対して、平行な軸方向の枢軸部材42の軸間の距離L3との関係によって設定される。 10

この第2の曲率移行部13bが最大湾曲時の挿入軸における曲率C4及び曲率半径R4は、次の式（4）により算出することができる。

$$C_4 = 1 / R_4 \quad (2 \tan \theta_4 / 2) / L_4 \cdots (4)$$

第2の曲率移行部13bは、最大湾曲時の曲率C4が、例えば、 $1 / 54$ （ $1 / \text{mm}$ ）程度、すなわち、最大湾曲時の曲率半径R4が54mm程度に設定されている。

【0071】

以上のように、本実施形態の第1の湾曲部12a、第2の湾曲部12b、第1の曲率移行部13a及び第2の曲率移行部13bは、各最大湾曲時の各挿入軸における夫々の曲率の関係が $C_1 > C_2 > C_3 > C_4$ となるように、前記各角度 $\theta_1 \sim \theta_4$ 及び前記各距離 $L_1 \sim L_4$ が設定されている。 20

【0072】

換言すれば、第1の湾曲部12a、第2の湾曲部12b、第1の曲率移行部13a及び第2の曲率移行部13bは、各最大湾曲時の各挿入軸における夫々の曲率半径の関係が $R_1 < R_2 < R_3 < R_4$ となるように、前記各角度 $\theta_1 \sim \theta_4$ 及び前記各距離 $L_1 \sim L_4$ が設定されている。

【0073】

従って、内視鏡2の挿入部6は、図9に示すように、第1の湾曲部12aから第2の曲率移行部13bにかけて段階的に最大湾曲時の曲率が小さくなるように設定されて構成されている。換言すると、内視鏡2の挿入部6は、図9に示すように、第1の湾曲部12aから第2の曲率移行部13bにかけて段階的に最大湾曲時の曲率半径が大きくなるように設定されている。つまり、図10に示すように、挿入部6は、第1の湾曲部12aから第2の曲率移行部13bにおいて、各部12a, 12b, 13a, 13bの最大湾曲時の各曲率半径が4つの段階に大きくなるように設定されている。 30

【0074】

尚、本実施の形態においては、第1、第2の湾曲部12a, 12b及び第1、第2の曲率移行部13a, 13bの4段階に連続して最大湾曲時の曲率半径が大きくなるように設定しているが、2段階、6段階などの複数の段階にして最大湾曲時の曲率半径が大きくなるように変化するようにしても良い。

【0075】

これに加えて、図11に示すように、各駒21～24の回動範囲を最先端側の第1の湾曲駒21の回動範囲を最も大きく設定し、最基端側の第2の曲率規制駒24の回動範囲が最も小さくなるようにすることで、第1の湾曲部12aから第2の曲率移行部13bにかけて、各部分の最大湾曲時の曲率半径が滑らかな変化となるように、徐々に大きくしても良い。つまり、内視鏡2の挿入部6は、第1の湾曲部12aから第2の曲率移行部13bにかけて略無段階の曲率変化に最大湾曲時の曲率が小さくなるように設定されて構成されていても良い。

【0076】

詳述すると、第1の湾曲部12aから第2の曲率移行部13bにかけて、隣接する各駒が共通する回動軸中心を頂点とし、各当接部A（図4参照）を前記頂点と結んだ線の挟み 40 50

角である所定の角度 1 ~ 4、枢軸部材 4 2 の軸間の各距離 1 1 ~ 1 4 の長さなどを更に細分し、段階的に大きくなるように分けても良く、第 1 の湾曲部 1 2 a から第 2 の曲率移行部 1 3 b にかけて略無段階の曲率変化に最大湾曲時の曲率が小さくなるように設定しても良い。また、第 1 の湾曲部 1 2 a から第 2 の曲率移行部 1 3 b にかけて、徐々に曲率半径を大きくするように設定する構成は、湾曲駒 2 1 , 2 2 及び曲率規制駒 2 3 , 2 4 に限定されるものではない。

【 0 0 7 7 】

尚、前述したように、挿入部 6 の力量伝達部 1 4 は、湾曲部 1 2 及び曲率移行部 1 3 の曲げ剛性よりも高い曲げ剛性を有している。つまり、挿入部 6 の力量伝達部 1 4 は、湾曲部 1 2 及び曲率移行部 1 3 の可撓性よりも低い可撓性を有している。

10

【 0 0 7 8 】

ここで、図 1 2 ~ 図 1 4 に基づいて、従来の内視鏡を使用して、体腔内、例えば、大腸内へ挿入部が挿入される状態を説明する。

【 0 0 7 9 】

前述したように、従来の内視鏡（特許文献 1 及び特許文献 2 参照）は、第 2 の湾曲部を有している。これらの内視鏡が提案される以前は、第 2 の湾曲部を有しない内視鏡が広く利用されていた。

【 0 0 8 0 】

この第 2 の湾曲部を持たない内視鏡の挿入部は、例えば、先端構成部、湾曲部及び可撓管部の 3 部分を有して構成されている。湾曲部は、柔軟で能動的に湾曲自在であり、可撓管部は術者による押し込み力量を先端側に伝達するために所定の剛性を有している。

20

【 0 0 8 1 】

湾曲部の長手方向の長さに対して、可撓管部は、長手方向が長尺に形成されており、湾曲部の剛性に比して高い剛性を有している。これにより、挿入部は、体腔の屈曲部を通過する際、湾曲部と可撓管部の剛性の違いなどにより、挿入軸全体の中で湾曲部だけが局所的に曲がったようになる、すなわち、挿入軸における曲率半径に大きな差が生じるため、可撓管部が湾曲部に追従し難い問題があった。

【 0 0 8 2 】

その結果、術者にとっては、体腔の屈曲部にさしかかった挿入部をスムーズに通過させることが困難であり、湾曲部と可撓管部の連結部分が体腔の屈曲部に引っ掛かってしまうという問題がある。

30

【 0 0 8 3 】

そこで、例えば、特許文献 1 又は特許文献 2 に記載の内視鏡が提案されている。この従来の内視鏡の挿入部 6 ' は、図 1 2 に示すように、先端から順に、先端構成部 1 1 '、第 1 の湾曲部 1 2 a '、第 2 の湾曲部 1 2 b ' 及び可撓管部 1 4 ' からなる。従来の内視鏡の第 1 の湾曲部 1 2 a ' は、第 2 の湾曲部 1 2 b ' よりも高い剛性、つまり、可撓性が低く設定されて構成されている。

【 0 0 8 4 】

まず、術者は、従来の内視鏡の挿入部 6 ' を先端構成部 1 1 ' 側から患者の肛門を介して大腸内へ挿入する。この時、術者は、挿入部 6 ' の可撓管部 1 4 ' を把持して、捻り操作などして、挿入部 6 ' の先端部分を患者の大腸内へ向けて押し込み挿入する。

40

【 0 0 8 5 】

そして、術者は、先端構成部 1 1 ' が腸管屈曲部に到達したら、第 1 の湾曲部 1 2 a ' を腸管屈曲の状態にに合わせて湾曲させ、更に、把持している可撓管部 1 4 ' を大腸内部へと押し込む。このとき、図 1 3 に示すように、第 2 の湾曲部 1 2 b ' は、第 1 の湾曲部 1 2 a ' よりも可撓性が高い、つまり、コシが無いため、腸管屈曲部の腸壁との当接及び基端側の可撓管部 1 4 ' から伝達される押し込み力に伴って、コシが砕けたように鋭角的に湾曲される。

【 0 0 8 6 】

この鋭角的に湾曲された第 2 の湾曲部 1 2 b ' は、腸壁に引っ掛かり、腸壁を突き上げ

50

てしまう。この腸管屈曲部に対して第2の湾曲部12b'が大腸を突き上げている状態のまま、更に、術者が把持している可撓管部14'を大腸深部方向へと押し込むと、図14に示すように、腸管が過剰に伸張されてしまう。

【0087】

その結果、患者は、苦痛が与えられてしまう。また、第2の湾曲部12b'が腸管屈曲部との当接により抵抗を受けるため、術者は、目的部位への挿入部6'の挿入に時間がかかってしまう。

【0088】

そこで、本実施形態の前述のように構成された内視鏡2の挿入部6が体腔内、例えば、大腸内へ挿入される際の作用について、図15～図17に基づいて説明する。

先ず、術者は、従来の内視鏡と同様にして、本実施形態の内視鏡2の挿入部6を先端構成部11側から患者の肛門を介して力量伝達部14を把持して、捻り操作などして押し込むように大腸内へ挿入する。このとき、力量伝達部14は、所定の剛性を有しているため、術者からの押し込み力が挿入部6の先端部分、つまり、湾曲部12及び曲率移行部13に十分に伝えられる。

【0089】

そして、図15に示すように、大腸内の屈曲部に到達した内視鏡2の挿入部6は、先端構成部11が所望の挿入方向、つまり、大腸の屈曲部に沿った方向へ向くように湾曲部12が湾曲操作される。すなわち、術者は、モニタ5に映し出される内視鏡画像に基づいて、内視鏡2の操作部7の湾曲操作ノブ7bを所定に操作することによって、湾曲部12を構成する第1の湾曲部12a及び第2の湾曲部12bを大腸の屈曲部に沿った方向へ湾曲させる。

【0090】

更に、術者が把持している力量伝達部14を大腸深部方向へ押し込むと、湾曲部12は、腸壁に押し当てられ、最大に湾曲させられる。

この最大に湾曲された湾曲部12は、第1の湾曲部12aの挿入軸における曲率半径R1と第2の湾曲部12bの挿入軸における曲率半径R2が異なるため段階的な曲率変化を行う。つまり、湾曲部12は、最大に湾曲された状態において、第1の湾曲部12aの湾曲状態に対して、第2の湾曲部12bの方が段階的に緩やかな湾曲状態となる。

【0091】

また、図16に示すように、曲率移行部13は、湾曲部12に追従して腸管屈曲部に沿って湾曲される。このときも、術者が把持している力量伝達部14を大腸深部方向へ押し込むと、曲率移行部13は、腸壁に押し当てられ、最大に湾曲させられる。

【0092】

その際、曲率移行部13は、湾曲部12よりも挿入軸における曲率が小さく維持されるため、腸管屈曲部を鋭角的、つまり、急峻な状態にすることなくスムーズに腸管屈曲部を通過することができる。すなわち、第1の曲率移行部13aは、その最大湾曲状態が湾曲部12の第2の湾曲部12bよりも挿入軸における曲率が小さくなり、つまり、大きい曲率半径R3に湾曲が規制される。

【0093】

また、第2の曲率移行部13bは、その最大湾曲状態が第1の曲率移行部13aよりも挿入軸における曲率が小さく、つまり、大きい曲率半径R4に湾曲が規制される。

【0094】

そして、湾曲部12が腸管屈曲部を通過後、術者は、湾曲部12の湾曲状態を直線状態又は腸管の屈曲状態に合わせながら、さらに、把持している力量伝達部14を大腸深部方向へ押し込む。曲率移行部13が腸管屈曲部を通過した後、図17に示すように、力量伝達部14は、腸壁からの当接力を受けて、滑らかに湾曲しながら曲率移行部13に追従してスムーズに腸管屈曲部を通過する。なお、術者による挿入部6を大腸深部へ押し込む力は、最大でおおよそ2Kg程度の力量である。

【0095】

以上の結果、本実施形態の内視鏡 2 は、第 1 の湾曲部 1 2 a から第 2 の曲率移行部 1 3 b にかけて、徐々に最大湾曲時の曲率の値が小さくなるように設定されているため、緩やかな曲率変化となり、湾曲部 1 2 及び曲率移行部 1 3 が腸管屈曲部を急峻な状態にすることなくスムーズに腸管屈曲部を通過して体腔である大腸深部に向けて容易に挿入することができる。

【0096】

また、湾曲部 1 2 が腸管屈曲部を通過する際の抵抗が抑えられるため、本実施形態の内視鏡 2 を使用して内視鏡検査を受ける患者は、負担及び苦痛が軽減される。

【0097】

なお、以上のように構成した内視鏡 2 の第 1 の湾曲部 1 2 a、第 2 の湾曲部 1 2 b、第 1 の曲率移行部 1 3 a、第 2 の曲率移行部 1 3 b の各部における最大湾曲時の曲率の値を $C_1 > C_2 > C_3 > C_4$ となる、つまり、最小曲率半径の値を $R_1 < R_2 < R_3 < R_4$ となる関係にすることによって、挿入部 6 の先端部分が腸管屈曲部を通過するための挿入力量は、従来の内視鏡に比べて、おおよそ 30% ~ 40% 程度に削減できるという結果を得ることができる。

10

【0098】

従って、本実施形態の内視鏡 2 は、その挿入部 6 を屈曲する体腔内へ挿入する際の挿入性が格段に向上するという結果を得ることができる。

【0099】

(第 2 の実施の形態)

20

以下、図面に基づいて、本発明の第 2 の実施の形態を説明する。

図 1 8 は、挿入部 6 の先端部分を長手方向に沿って切断した断面図、図 1 9 は図 1 8 中の C - C 線に沿う挿入部の断面図、図 2 0 は図 1 8 中の D - D 線に沿う挿入部の第 1 の曲率移行部の断面図である。なお、本実施の形態の説明において、第 1 の実施の形態にて既に記述した内視鏡と同じ構成、作用、効果については、同じ符号を付して説明を省略し、異なる構成、作用、効果のみを主に説明する。

【0100】

図 1 8 に示すように、本実施の形態の挿入部 6 内には、第 1 の実施の形態において説明した湾曲部 1 2 を湾曲操作するための 4 本の湾曲操作ワイヤ 3 2 の他に、曲率移行部 1 3 の第 1 の曲率移行部 1 3 a 及び第 2 の曲率移行部 1 3 b が先端側より牽引弛緩されて湾曲操作されるための 2 本の曲率移行操作ワイヤ 3 3 が挿通されている。

30

【0101】

これら曲率移行操作ワイヤ 3 3 は、曲率移行部 1 3 内の後述するワイヤガイド 3 7 に挿通保持され、力量伝達部 1 4 から基端にかけてコイルシース 3 4 a 内に夫々挿通されている。これら曲率移行操作ワイヤ 3 3 は、図 1 9 に示すように、それぞれの先端部分が最先端の第 1 の曲率規制駒 1 3 a において、図 1 9 の紙面に向かって略上下方向の 2 点で固定部材 3 5 a によって保持固定されている。

【0102】

また、これら曲率移行操作ワイヤ 3 3 は、湾曲操作ワイヤ 3 2 と同様に、基端部が操作部 7 (図 1 参照) 内に設けられた図示しない湾曲操作機構に連結されて交互に牽引又は弛緩されるようになっている。なお、湾曲操作機構は、操作部 7 に配設される図示しない曲率移行操作ノブに連結されている。

40

【0103】

従って、これらの曲率移行操作ワイヤ 3 3 は、図示しない曲率移行部操作ノブの所定の操作によって牽引弛緩される。そして、これら曲率移行操作ワイヤ 3 3 が牽引弛緩されることによって、曲率移行部 1 3 が上下 2 方向へ湾曲操作される。

【0104】

また、図 2 0 に示すように、曲率移行部 1 3 内の第 1、第 2 の曲率規制駒 2 3, 2 4 には、1 つの駒置きに曲率移行操作ワイヤ 3 3 が挿通保持される 2 つのワイヤガイド 3 7 が基端面側近傍の内周面に溶着などの手段によって固着されている。これら 2 つのワイヤガ

50

イド 36 は、各曲率規制駒 23, 24 の円周を 2 等分する挿入軸周り方向の 180 度に互いにずれた内周面の位置であって、一对の関節部 40 に対して挿入軸周りに夫々 90 度ずれた位置に設けられている。

【0105】

従って、本実施の形態の内視鏡 2 を使用する術者は、曲率移行部 13 の第 1 の曲率移行部 13a 及び第 2 の曲率移行部 13b が体腔である大腸などの腸管屈曲部を通過する際、各部の最大湾曲時の各曲率（各最大曲率半径 R_3 , R_4 ）まで、曲率移行部 13 を腸壁に押し当てて湾曲させることなく、曲率移行部 13 のみを所望の上下 2 方向へ湾曲操作することができる。

その結果、第 1 の実施の形態の効果に加え、挿入部 6 の先端部分、特に、曲率移行部 13 は、体腔屈曲部の通過がより一層、スムーズとなる。 10

【0106】

なお、曲率移行部 13 の第 1 の曲率移行部 13a 及び第 2 の曲率移行部 13b が左右方向に対しても湾曲操作できるように曲率移行操作ワイヤを 4 本にしても良い。

【0107】

（第 3 の実施の形態）

以下、図面に基づいて、本発明の第 3 の実施の形態を説明する。

図 21 は、挿入部 6 の先端部分を長手方向に沿って切断した断面図、図 22 は略直線状態の曲率移行部を長手方向に沿って切断した断面図、図 23 は、最大湾曲させた状態の曲率移行部を長手方向に沿って切断した断面図である。 20

【0108】

なお、本実施の形態の説明においても、第 1、第 2 の実施の形態にて既に記述した内視鏡と同じ構成、作用、効果については、同じ符号を付して説明を省略し、異なる構成、作用、効果のみを主に説明する。

【0109】

図 21 に示すように、本実施の形態の曲率移行部 13 内には、曲率規制駒に代えて帯状の部材が空隙を空けて螺旋形状に形成されたフレックス管である曲率規制管 50 が挿通されている。この曲率規制管 50 は、曲率移行部 13 内において、一層でもよく、2 層、3 層など複数層に設けても良い。

【0110】

曲率移行部 13 における曲率規制管 50 の外周には、第 1、第 2 の実施の形態と同様に湾曲ブレード 30 が被せられおり、湾曲ブレード 30 の外周に第 1 の外装管体となる外皮 31 が被せられている。また、曲率規制管 50 は、第 2 の湾曲部 12b と第 1 の曲率移行部 13a との境界部分において、その先端部分が第 2 の湾曲駒 22 と接続されている。 30

【0111】

尚、力量伝達部 14 には、外皮 28 が被せられている。曲率移行部 13 と力量伝達部 14 の連結部分には、曲率移行部 13 の外皮 31 と力量伝達部 14 の外皮 28 を糸巻きによって接着している糸巻接着部 29a が設けられている。

また、本実施の形態において、曲率移行部 13 は、1 部分であるが、第 1、第 2 の実施の形態と同様にして、先端側の第 1 の曲率移行部及び基端側の第 2 の曲率移行部の 2 部分から構成されていても良い。 40

【0112】

図 22 に示すように、曲率移行部 13 の挿入軸が直線状態において、曲率規制管 50 は、螺旋状に形成された帯状部材が前記挿入軸と平行となる方向に切断した切断面の長手方向の長さが所定の長さ L_5 となっており、前記切断面間の空隙の距離が所定の長さ L_6 となっている。また、曲率規制管 50 は、その外周径が所定の外径 d_1 となっている。

【0113】

ここで、図 23 に示すように、曲率移行部 13 は、内部の曲率規制管 50 の帯状部材が形成している湾曲方向の空隙が無くなり、湾曲内側の帯状部材の側面が夫々当接した状態において、最大の湾曲状態となる。詳しくは、曲率移行部 13 は、その湾曲により弧を描 50

く挿入軸よりも内側の帯状部材の側面が夫々当接し、曲率移行部 1 3 の湾曲を制止した状態が最大湾曲状態となる。

【 0 1 1 4 】

この曲率移行部 1 3 は、挿入軸が直線状態において、曲率規制管 5 0 の帯状部材が前記挿入軸と平行となる方向に切断した切断面の長手方向の所定の長さ 1 5 と、前記切断面間によって設けられる空隙の所定の長さ 1 6 と、曲率規制管 5 0 の外径 d_1 と、の関係によって最大湾曲時の曲率 C_5 及び曲率半径 R_5 が設定される。

【 0 1 1 5 】

この曲率移行部 1 3 が最大湾曲時の曲率 C_5 及び曲率半径 R_5 は、次の式 (5) により算出することができる。

$$C_5 = 1 / R_5 \quad 2 \times 16 / (15 + 16) \times d_1 \cdots (5)$$

本実施形態の曲率移行部 1 3 は、最大湾曲時の曲率 C_5 (最大曲率半径 R_5) が第 1 の実施形態にて記載した第 1 の湾曲部 1 2 a 及び第 2 の湾曲部 1 2 b の各最大湾曲時の各挿入軸における曲率 C_1 , C_2 (最小曲率半径 R_1 , R_2) との関係が $C_1 > C_2 > C_5$ ($R_1 < R_2 < R_5$) となるように、曲率規制管 5 0 の前記所定の長さ 1 5 , 1 6 及び所定の外径 d_1 が設定されている。

【 0 1 1 6 】

なお、曲率移行部 1 3 が 2 部分から構成される場合は、基端側の第 2 の曲率移行部の最大湾曲時の曲率が先端側の第 1 の曲率移行部の最大湾曲時の曲率に対して小さくなるように設定される。つまり、基端側の第 2 の曲率移行部の最大湾曲時の曲率半径が先端側の第 1 の曲率移行部の最大湾曲時の曲率半径に対して大きくなるように設定される。

【 0 1 1 7 】

さらに、曲率規制管 5 0 が曲率移行部 1 3 内において、2 層、3 層などの複数層に設けられた場合は、いずれか一層の曲率規制管 5 0 によって、曲率移行部 1 3 内の挿入軸が直線状態における曲率規制管 5 0 の帯状部材が挿入軸と平行となる方向に切断した切断面の長手方向の所定の長さ 1 5 と、前記切断面間に設けられる空隙の所定の長さ 1 6 と、曲率規制管 5 0 の外径 d_1 の関係によって最大湾曲時の曲率 C_5 及び曲率半径 R_5 が設定されていれば良い。

【 0 1 1 8 】

以上の結果、曲率移行部 1 3 内の曲率規制管 5 0 が帯状部材を螺旋形状に形成されたフレックス構造であるため、挿入軸を中心として 360° いずれの方向に曲げても同一の規制半径が得られる。そのため、本実施形態の内視鏡 2 は、第 1、第 2 の実施の形態の効果に加え、曲率移行部 1 3 が捻り追従性に優れ、より優れた操作性及び挿入性を得ることができる。

【 0 1 1 9 】

なお、図 2 4 に示すように、曲率規制管 5 0 a は、挿入部 6 内に挿通する鉗子チャンネル 5 2 の曲率移行部 1 3 の範囲に渡って外周を被覆するように外装されても良い。この鉗子チャンネル 5 2 は、先端構成部 1 1 の先端面に開口部 1 1 c (図 2 参照) を有し、処置具である鉗子等が挿通されるチューブ状の管である。また、この曲率規制管 5 0 a は、前述の曲率規制管 5 0 と同様な構成を有しているため、その詳細な説明は省略する。

【 0 1 2 0 】

さらに、曲率規制管 5 0 a は、鉗子チャンネル 5 2 に限ることなく、曲率移行部 1 3 の範囲に渡って、通信ケーブル、ライトガイドファイバ、送気送水チューブ、コイルシース等の内視鏡 2 の挿入部 6 に挿通される内蔵物を外装しても良い。

【 0 1 2 1 】

(第 4 の実施の形態)

以下、図面に基づいて、本発明の第 4 の実施の形態を説明する。

図 2 5 は、曲率規制体の構成を説明するための部分断面図、図 2 6 は曲率規制体が内視鏡の挿入部に外装される前の説明図、図 2 7 は挿入部の可撓管部に曲率規制体が外装された状態の内視鏡の挿入部の側面図、図 2 8 は挿入軸が直線状態の曲率規制体を長手方向に

10

20

30

40

50

沿って切断した断面図、図 29 は最大湾曲させた状態の曲率規制体を長手方向に沿って切断した断面図である。なお、本実施の形態の説明においても、前述の各実施の形態にて既に記述した内視鏡と同じ構成、作用、効果については、同じ符号を付して説明を省略し、異なる構成、作用、効果のみを主に説明する。

【0122】

図 25 から図 27 に示すように、内視鏡 2 の挿入部 6 に対して着脱自在な略円筒状の曲率規制体 60 によって、力量伝達部 14 の一部を曲率移行部 13 となるようにしても良い。詳しくは、この曲率規制体 60 は、図 25 に示すように、曲率規制管 50b と、この曲率規制管 50b の外周を被覆する外皮 51 とからなり、内視鏡 2 の挿入部 6 の外径と略同等或いは若干に小さい内径を有している。また、曲率規制管 50b は、第 3 の実施形態に

10

【0123】

図 26 に示すように、曲率規制体 60 は、内視鏡 2 の先端構成部 11 側から、挿入部 6 が挿入される。また、図 27 に示すように、曲率規制体 60 は、力量伝達部 14 の最先端、つまり、湾曲部 12 の最基端にその先端が位置するように力量伝達部 14 の一部に外装される。こうして、曲率規制体 60 に覆われた部分の力量伝達部 14 に曲率移行部 13 が形成される。

【0124】

この曲率規制体 60 によって形成される曲率移行部 13 は、最大湾曲状態の挿入軸における曲率及び最大曲率半径が第 3 の実施の形態の曲率規制管 50 と同様にして設定されている。すなわち、図 28 に示すように、曲率規制体 60 の挿入軸が直線状態において、曲率規制管 50b は、螺旋状に形成された帯状部材が前記挿入軸と平行となる方向に切断した切断面の長手方向の長さが所定の長さ 17 となっており、前記切断面間に設けられる空隙の距離が所定の長さ 18 となっている。また、曲率規制管 50b は、その外周径が所定の外径 d2 となっている。

20

【0125】

図 29 に示すように、曲率規制体 60 は、その湾曲により弧を描く挿入軸よりも内側の帯状部材の側面が夫々当接し、湾曲が制止された状態が最大湾曲状態となる。

【0126】

この曲率規制体 60 は、挿入軸が直線状態における、曲率規制管 50b の帯状部材が前記挿入軸と平行となる方向に切断した切断面の長手方向の所定の長さ 17 と、前記切断面間に空けられる空隙の所定の長さ 18 と、曲率規制管 50b の外径 d2 の関係によって最大湾曲時の曲率 C6 及び曲率半径 R6 が設定される。

30

【0127】

この曲率規制体 60 の最大湾曲時の曲率 C6 及び曲率半径 R6 は、次の式 (6) により算出することができる。

$$C6 = 1 / R6 \quad 2 \times 18 / (17 + 18) \times d2 \cdots (6)$$

この曲率規制体 60 は、最大湾曲時の曲率 C6 が湾曲部 12 の最大湾曲時の曲率に対して、小さくなるように、曲率規制管 50b の前記所定の長さ 17, 18 及び所定の外径 d2 が設定されている。つまり、曲率規制体 60 は、最大湾曲時の曲率半径 R6 が湾曲部 12 の最大湾曲時の曲率半径に対して、大きくなるように、曲率規制管 50b の前記所定の長さ 17, 18 及び所定の外径 d2 が設定されている。

40

【0128】

従って、曲率規制体 60 が外装される力量伝達部 14、つまり、本実施形態の曲率移行部 13 は、その最大湾曲時の曲率及び最小曲率半径が曲率規制体 60 の最大湾曲時の曲率 C6 及び曲率半径 R6 となる。

【0129】

以上の結果、本実施の形態においては、曲率規制体 60 が内視鏡 2 の挿入部 6 に対して着脱自在であるため、患者の体腔である腸管の屈曲状態に応じた挿入軸における曲率 C6

50

(曲率半径 R_6) に設定された曲率規制体 60 を使い分けることができる。

なお、曲率規制体 60 は、ディスポーザブルタイプでもリユースタイプでも良い。

【0130】

(第5の実施の形態)

以下、図面に基づいて、本発明の第5の実施の形態を説明する。

図30は、本実施の形態に係る挿入部の先端部分を長手方向に沿って切断した断面図である。なお、本実施の形態の説明においても、前述の各実施の形態にて既に記述した内視鏡と同じ構成、作用、効果については、同じ符号を付して説明を省略し、異なる構成、作用、効果のみを主に説明する。

【0131】

10

図30に示すように、本実施の形態の内視鏡2の挿入部は、先端から順に先端構成部11、湾曲部12、曲率規制部13及び力量伝達部14から構成されている。

湾曲部12は、複数の湾曲駒21aがそれぞれ回動自在に連設して構成されている。これら複数の湾曲駒21aには、湾曲ブレード30が被せられるとともに、この湾曲ブレード30上に第1の外挿管体である外皮70が被せられることによって、湾曲部12が形成されている。湾曲部12の外皮70は、その肉厚が先端側から基端にかけて徐々に厚くなっている。従って、外皮70の剛性が先端側から基端側にかけて徐々に高くなるため、湾曲部12の曲げ剛性が先端側から基端側にかけて徐々に高くなっている。

【0132】

また、曲率移行部13及び力量伝達部14内には、螺旋管であるフレックス管26が挿通されている。このフレックス管26の外周には、湾曲部12と同様に、ブレード27が被せられている。

20

【0133】

曲率移行部13の範囲におけるブレード27の外周には、第2の外装管体となる外皮71が被せられている。また、力量伝達部14の範囲におけるブレード27の外周には、第3の外装管体となる外皮72が被せられている。

【0134】

曲率移行部13の外皮71及び力量伝達部14の外皮72は、例えば、ポリウレタンなどの柔らかい樹脂と、例えば、ポリエステルなどの硬い樹脂が混合された所定の剛性を有する合成樹脂からなる。

30

【0135】

また、曲率移行部13の外皮71は、先端側の方が柔らかい樹脂の比率が高くなっており、基端側に向かって徐々に柔らかい樹脂の比率が低く、すなわち硬い樹脂の比率が高く配合された合成樹脂によって形成されている。従って、外皮70の剛性が先端側から基端側にかけて徐々に高くなるため、曲率移行部13の曲げ剛性は、先端側から基端側にかけて徐々に高く設定されている。

【0136】

また、曲率移行部13の先端側の曲げ剛性が湾曲部12の基端側の曲げ剛性と略同等になるように、外皮71の先端側は、柔らかい樹脂と硬い樹脂が所定に配合されて形成されている。なお、外皮71と外皮72は、曲率移行部13と可撓管部14の連結部分において、糸巻接着部29bによって連結されている。

40

【0137】

さらに、力量伝達部14の外皮72は、柔らかい樹脂と硬い樹脂の比率が全長に渡って均一に配合された合成樹脂によって形成されている。また、力量伝達部14の曲げ剛性が曲率移行部13の基端側の曲げ剛性と略同じとなるように、外皮72は、柔らかい樹脂と硬い樹脂が所定に配合されて形成されている。

【0138】

従って、図31のグラフに示すように、内視鏡2の挿入部6の曲げ剛性は、湾曲部12及び曲率移行部13の各部の先端から基端に向かって、一定の割合で連続的に高くなるように設定されている。つまり、湾曲部12の最先端の曲げ剛性が最も低く、一定の割合で

50

連続的に曲げ剛性が高くなり、曲率移行部 1 3 の最基端の曲げ剛性が最も高くなっている。なお、力量伝達部 1 4 は、その全長に渡って最基端の曲率移行部 1 3 の曲げ剛性と略同等な曲げ剛性となるように構成されている。

【 0 1 3 9 】

従って、図 3 2 のグラフに示すように、所定の押し込み力（例えば、最大でおおよそ 2 k g 程度の力量）によって屈曲する体腔壁との当接により湾曲される湾曲部 1 2 は、最先端の挿入軸における曲率が最も高く、一定の割合で連続的に挿入軸における曲率が低くなっている。

【 0 1 4 0 】

また、同じように湾曲される曲率移行部 1 3 においても、第 2 の湾曲部 1 2 b と第 1 の曲率移行部 1 3 a との境界部分から一定の割合で徐々に挿入軸における曲率が低くなり、最基端の挿入軸における曲率が最も低くなる。換言すると、所定の押し込み力（例えば、最大でおおよそ 2 k g 程度の力量）によって屈曲する体腔壁との当接により湾曲される湾曲部 1 2 の最先端の挿入軸における曲率半径が最も小さく、一定の割合で連続的に挿入軸における曲率半径が大きくなり、曲率移行部 1 3 の最基端の挿入軸における曲率半径が最も大きくなる。

10

【 0 1 4 1 】

つまり、術者が湾曲部 1 2 を大腸などの腸管屈曲部に沿って湾曲操作しながら、力量伝達部 1 4 を所定の力（例えば、最大でおおよそ 2 k g 程度の力量）によって大腸深部方向に押し込むと、湾曲部 1 2 及び曲率移行部 1 3 は、屈曲する体腔壁との当接により、体腔の屈曲に沿って湾曲される。このとき、曲率移行部 1 3 は、湾曲部 1 2 の湾曲状態に沿って先端側から基端側にかけてその湾曲状態の挿入軸における曲率半径が一定の割合で大きくなる。

20

【 0 1 4 2 】

従って、湾曲部 1 2 から曲率移行部 1 3 にかけて、挿入軸における曲率半径は、一定の割合で連続的に大きくなる。また、曲率移行部 1 3 の挿入軸における曲率半径は、湾曲部 1 2 の挿入軸における曲率半径よりも大きく維持されるため、力量伝達部 1 4 がスムーズに腸管屈曲部に進入される。

【 0 1 4 3 】

従って、腸管屈曲部を通過する湾曲部 1 2、曲率移行部 1 3 及び力量伝達部 1 4 は、屈曲する腸壁に引っ掛かることなく大腸深部へと挿入される。また、力量伝達部 1 4 の曲げ剛性が湾曲部 1 2 及び曲率移行部 1 3 の曲げ剛性よりも高いため、腰が砕けることなく、曲率移行部 1 3 側へ押し込み力量を確実に伝達することができる。

30

【 0 1 4 4 】

以上の結果、本実施の形態の内視鏡 2 の挿入部 6 は、湾曲部 1 2 から曲率移行部 1 3 にかけて、緩やかな曲率変化となり、湾曲部 1 2 及び曲率移行部 1 3 が腸管屈曲部を急峻な状態にすることなくスムーズに腸管屈曲部を通過する。また、湾曲部 1 2 が腸管屈曲部を通過する際の抵抗が抑えられるため、本実施形態の内視鏡 2 を使用して内視鏡検査を受ける患者は、負担及び苦痛が軽減される。

【 0 1 4 5 】

なお、図 3 3 に示すように、内視鏡 2 の挿入部 6 は、例えばニッケル / チタン合金等の金属からなる曲げ剛性調節棒 7 5 が配設されて、湾曲部 1 2 から曲率移行部 1 3 にかけて、緩やかな曲率変化が形成されても良い。

40

【 0 1 4 6 】

この曲げ剛性調節棒 7 5 は、挿入部 6 内に配設された状態において、湾曲部 1 2 から曲率移行部 1 3 の範囲にかけて外径が徐々に大きくなる円錐状に形成されており、力量伝達部 1 4 の範囲において外径が一定となっている棒である。

【 0 1 4 7 】

つまり、曲げ剛性調節棒 7 5 は、湾曲部 1 2 の最先端の位置において曲げ剛性が最も低く、一定の割合に曲げ剛性が高くなり、曲率移行部 1 3 の最基端の位置において曲げ剛性

50

が最も高くなっている。また、曲げ剛性調節棒 75 は、力量伝達部 14 内において、曲率移行部 13 の最基端の位置における曲げ剛性と略同等の曲げ剛性が均一となっている。

【0148】

従って、挿入部 6 は、湾曲部 12 の最先端の曲げ剛性が最も低く、一定の割合で連続的に曲げ剛性が高くなり、曲率移行部 13 の最基端及び力量伝達部 14 における曲げ剛性が最も高くなるように構成される。なお、ここでの外皮 70 ~ 72 の剛性は、同じである。

【0149】

また、曲げ剛性調節棒 75 の代わりに、鉗子チャンネル、コイルシース、各種内視鏡管路等を利用して、挿入部 6 の曲げ剛性が湾曲部 12 から曲率移行部 13 にかけて一定の割合で連続的に高くなるように構成しても良い。

10

【0150】

以上に述べた、各実施の形態において、挿入部 6 は、力量伝達部 14 が設けられず、先端構成部 11、湾曲部 12 及び曲率移行部 13 のみを有して構成されていても良い。

【0151】

本発明は、以上述べた実施の形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【図面の簡単な説明】

【0152】

【図 1】第 1 の実施の形態に係る内視鏡を備えた内視鏡装置の全体構成図である。

【図 2】挿入部の先端部分を説明するための図である。

20

【図 3】挿入部の先端部分を長手方向に沿って切断した断面図である。

【図 4】各駒を説明するための斜視図である。

【図 5】図 3 の A - A 線に沿う先端部の断面図である。

【図 6】図 3 の B - B 線に沿う第 1 の湾曲部の断面図である。

【図 7】挿入軸が直線状態の第 2 の湾曲部を長手方向に沿って切断した断面図である。

【図 8】図 3 に示す第 2 の湾曲部を下方に最大湾曲させた状態の拡大図である。

【図 9】湾曲部、曲率移行部及び可撓管部の挿入軸における曲率及び曲率半径の変化を表したグラフである。

【図 10】最大湾曲時の湾曲部、曲率移行部及び可撓管部を側面から見た図である。

【図 11】湾曲部、曲率移行部及び可撓管部の挿入軸における曲率及び曲率半径の変化を表したグラフである。

30

【図 12】従来の内視鏡の挿入部が大腸内に挿入された状態を示す説明図である。

【図 13】従来の内視鏡の挿入部が大腸内に挿入された状態を示す説明図である。

【図 14】従来の内視鏡の挿入部が大腸内に挿入された状態を示す説明図である。

【図 15】第 1 の実施の形態に係る内視鏡の挿入部が大腸内に挿入された状態を示す説明図である。

【図 16】第 1 の実施の形態に係る内視鏡の挿入部が大腸内に挿入された状態を示す説明図である。

【図 17】第 1 の実施の形態に係る内視鏡の挿入部が大腸内に挿入された状態を示す説明図である。

40

【図 18】第 2 の実施形態に係る内視鏡の挿入部の先端部分を長手方向に沿って切断した断面図である。

【図 19】図 18 中の C - C 線に沿う挿入部の断面図である。

【図 20】図 18 中の D - D 線に沿う挿入部の第 1 の曲率移行部の断面図である。

【図 21】第 3 の実施の形態に係る内視鏡の挿入部の先端部分を長手方向に沿って切断した断面図である。

【図 22】挿入軸が直線状態の曲率移行部を長手方向に沿って切断した断面図である。

【図 23】最大湾曲させた状態の曲率移行部を長手方向に沿って切断した断面図である。

【図 24】鉗子チャンネルに外装される曲率規制管を説明するための内視鏡の挿入部の先端部分を長手方向に沿って切断した断面図である。

50

【図 2 5】第 4 の実施の形態に係る曲率規制体の構成を説明するための部分断面図である。

【図 2 6】曲率規制体が内視鏡の挿入部に外装される前の説明図である。

【図 2 7】挿入部の可撓管部に曲率規制体が外装された状態の内視鏡の挿入部の側面図である。

【図 2 8】挿入軸が直線状態の曲率規制体を長手方向に沿って切断した断面図である。

【図 2 9】最大湾曲させた状態の曲率規制体を長手方向に沿って切断した断面図である

【図 3 0】第 4 の実施の形態に係る内視鏡の挿入部の先端部分を長手方向に沿って切断した断面図である。

【図 3 1】湾曲部、曲率移行部及び可撓管部の曲げ剛性の変化を表したグラフである。

10

【図 3 2】湾曲部、曲率移行部及び可撓管部の挿入軸における曲率及び曲率半径の変化を表したグラフである。

【図 3 3】剛性調節棒を説明するための内視鏡の挿入部の先端部分を長手方向に沿って切断した断面図である。

【符号の説明】

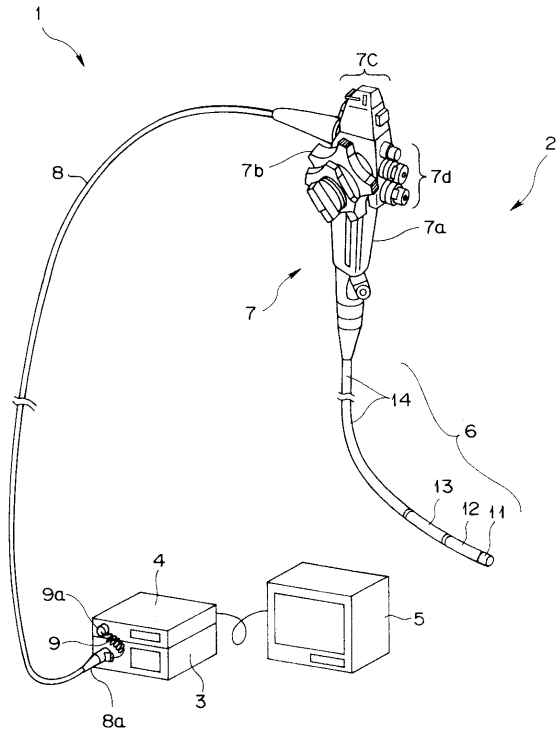
【 0 1 5 3 】

1・・・内視鏡装置、2・・・内視鏡、6・・・挿入部、7・・・操作部、7b・・・湾曲操作ノブ、8・・・ユニバーサルコード、8a・・・内視鏡コネクタ、11・・・先端構成部、12・・・湾曲部、12a・・・第1の湾曲部、12b・・・第2の湾曲部、13・・・曲率移行部、13a・・・第1の曲率移行部、13b・・・第2の曲率移行部、14・・・可撓管部、15・・・連結部、21・・・第1の湾曲駒、22・・・第2の湾曲駒、23・・・第1の曲率規制駒、24・・・第2の曲率規制駒、26・・・フレックス管、27・・・ブレード、28・・・外皮、29・・・糸巻接着部、30・・・湾曲ブレード、31・・・外皮、32・・・湾曲操作ワイヤ、34・・・コイルシース、35・・・固定部材、36・・・ワイヤガイド、40A、40B・・・枢支部、40・・・関節部、41・・・孔部、42・・・枢軸部材

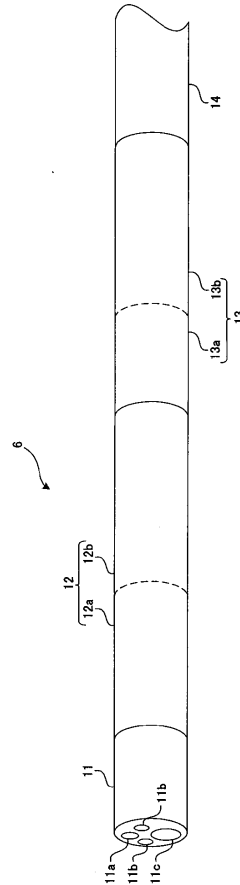
20

代理人 弁理士 伊 藤 進

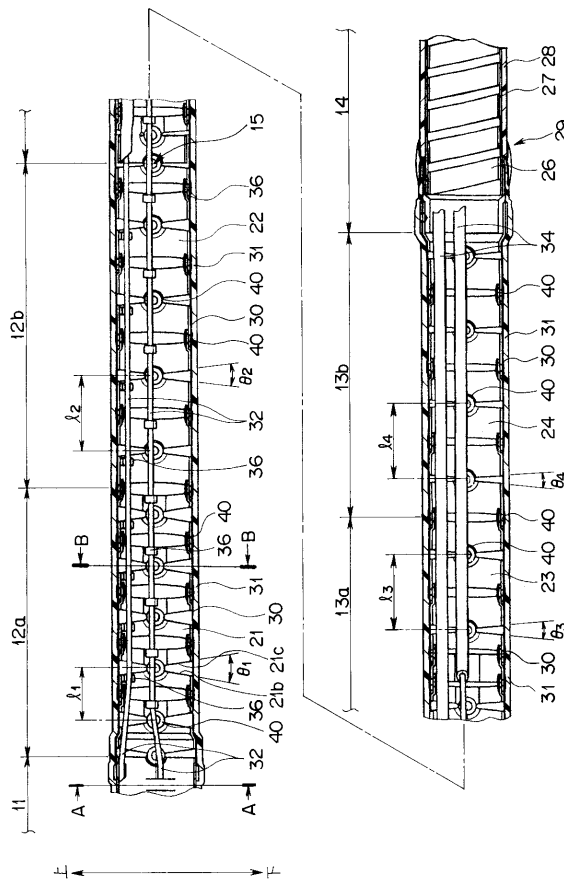
【図 1】



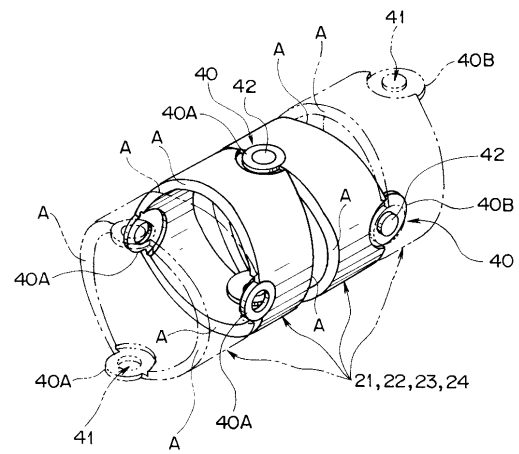
【図 2】



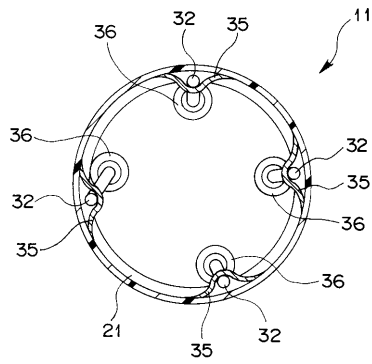
【図 3】



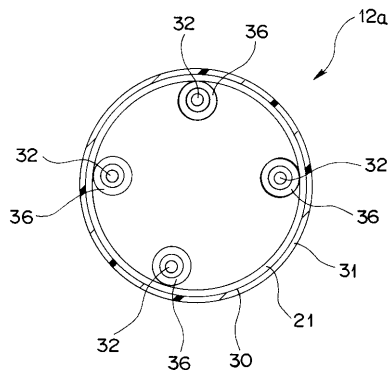
【図 4】



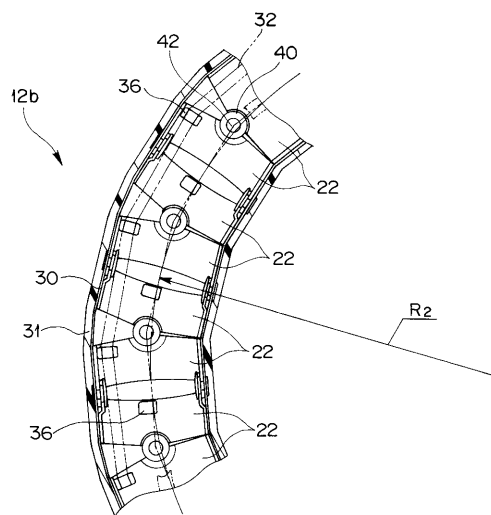
【図 5】



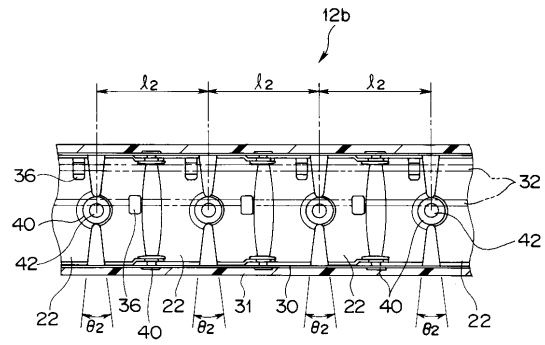
【図 6】



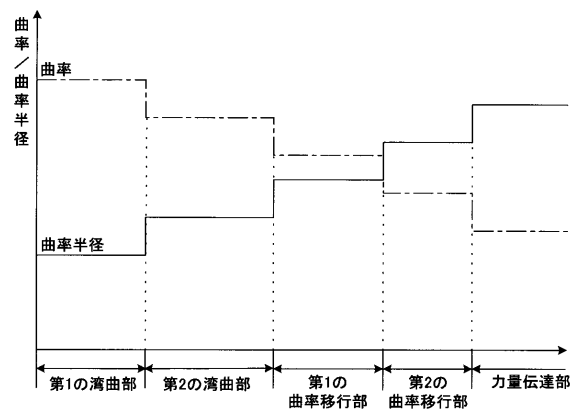
【図 8】



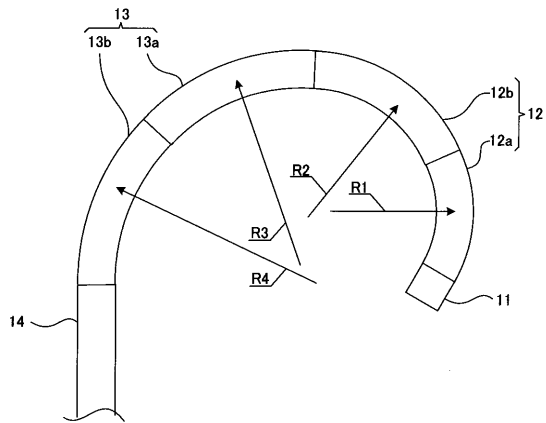
【図 7】



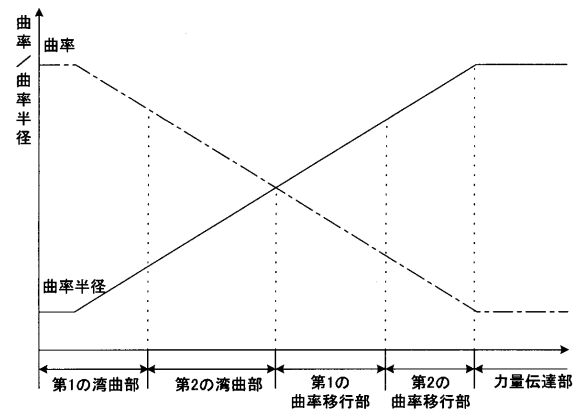
【図 9】



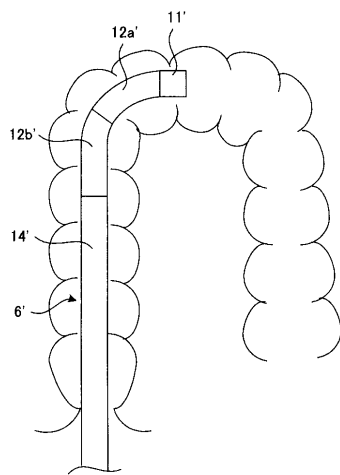
【図 10】



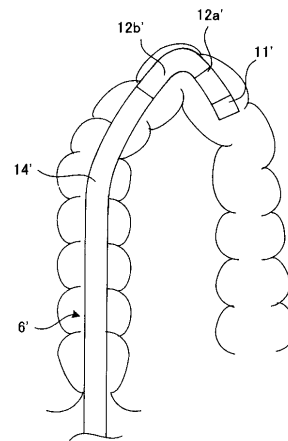
【図 11】



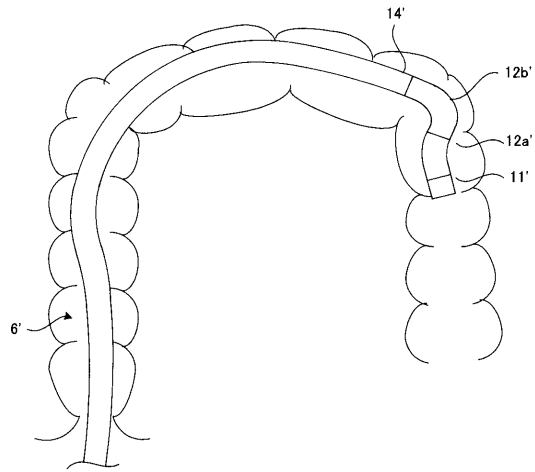
【図 12】



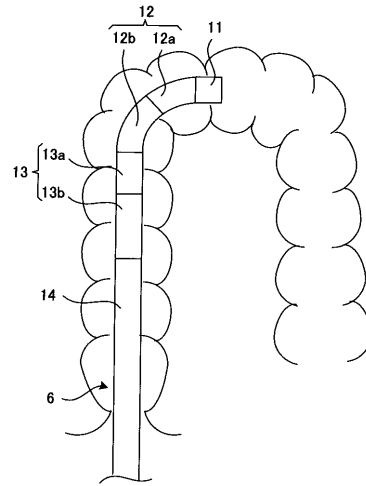
【図 13】



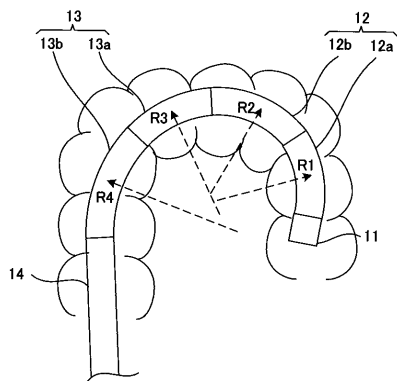
【図 14】



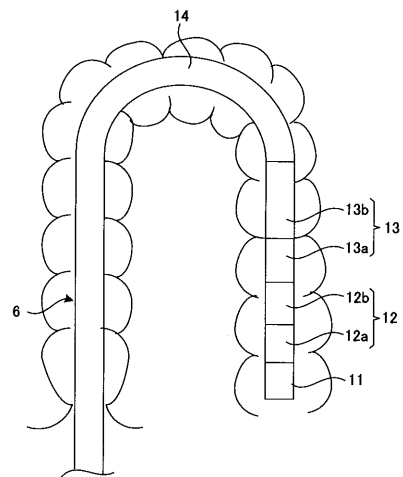
【図 15】



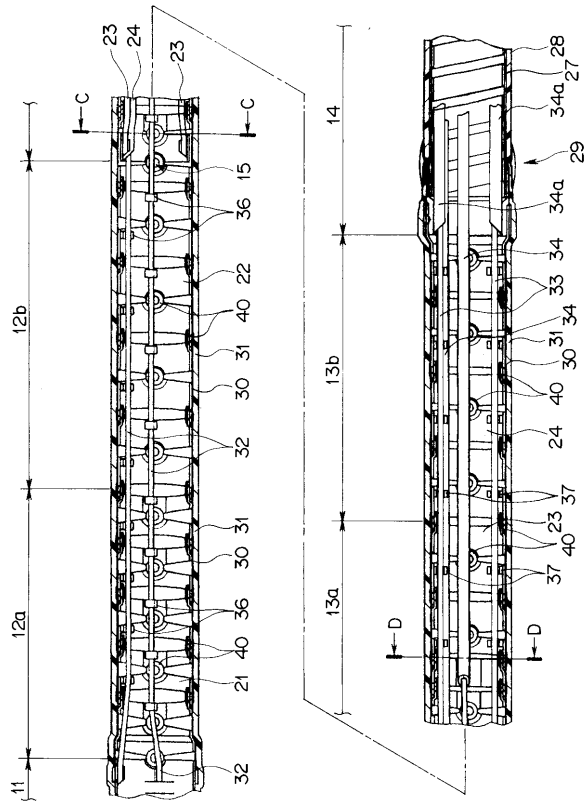
【図 16】



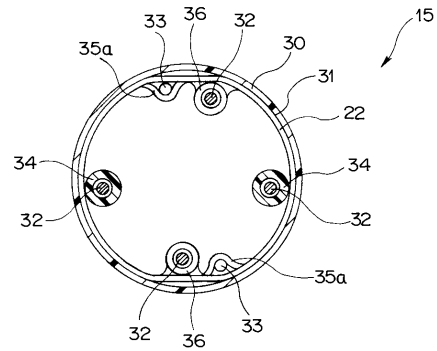
【図 17】



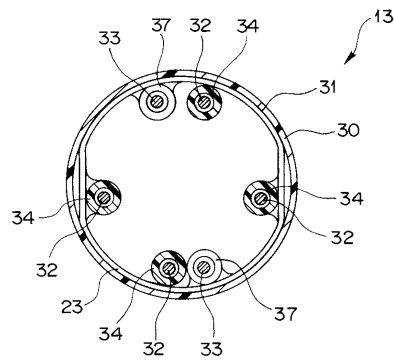
【図 18】



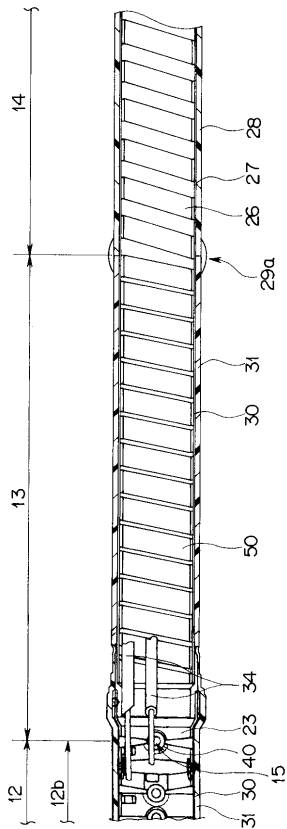
【図 19】



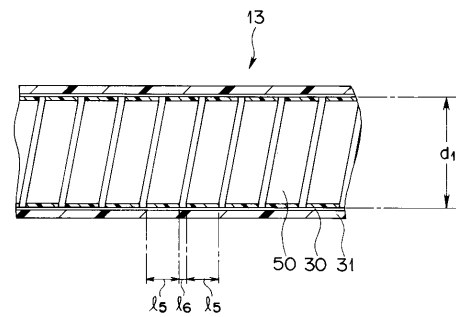
【図 20】



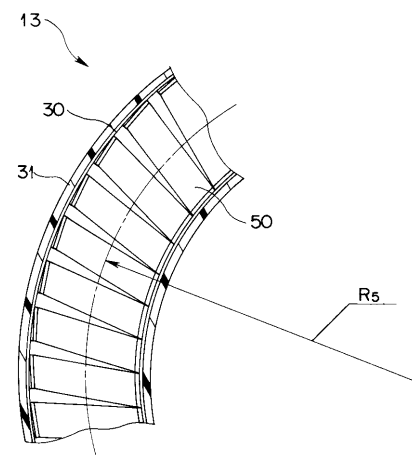
【図 21】



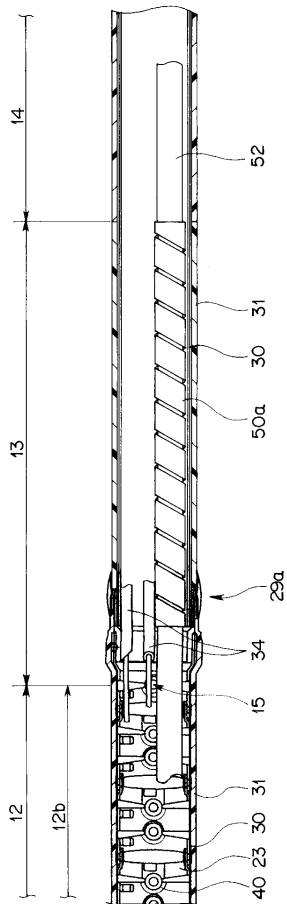
【図 22】



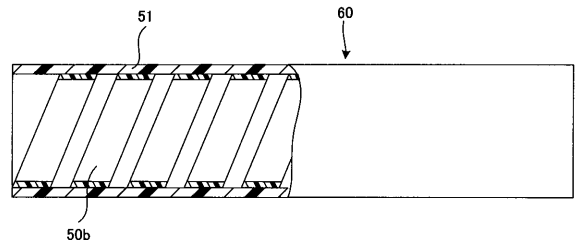
【図 23】



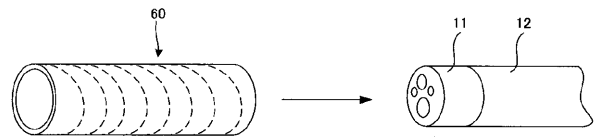
【 図 2 4 】



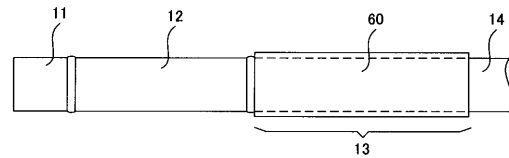
【 図 2 5 】



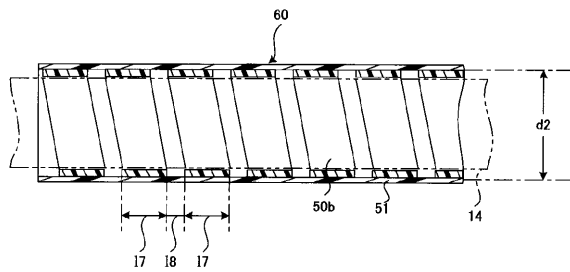
【 図 2 6 】



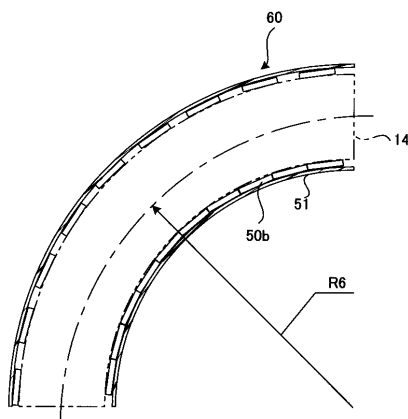
【 図 2 7 】



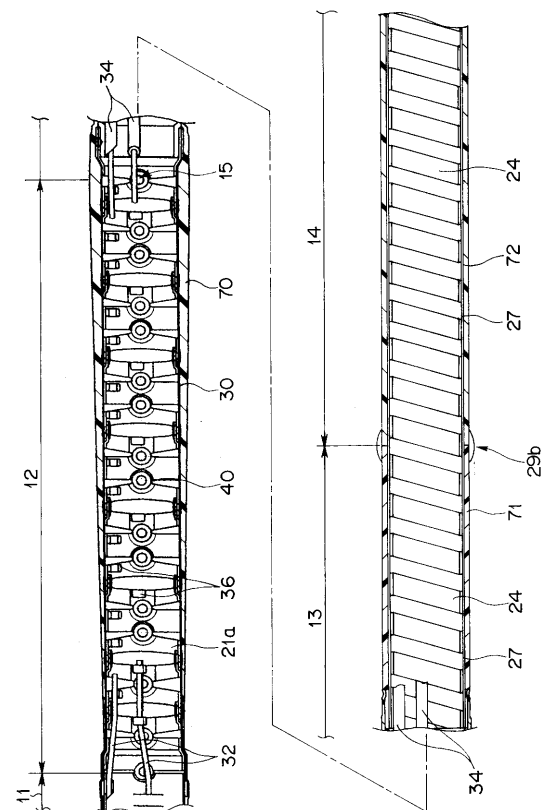
【 図 2 8 】



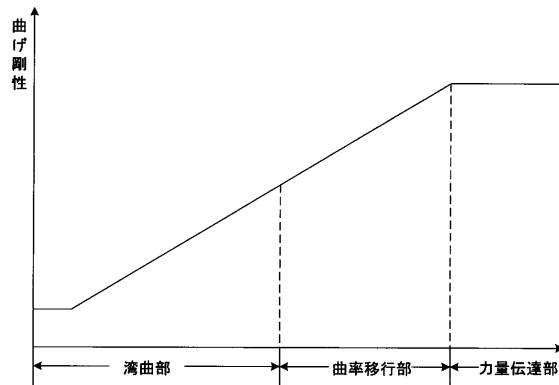
【 図 2 9 】



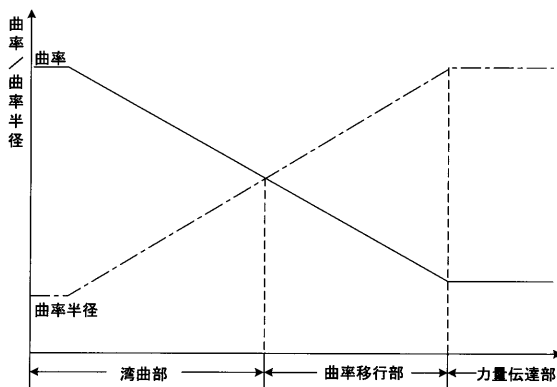
【 図 3 0 】



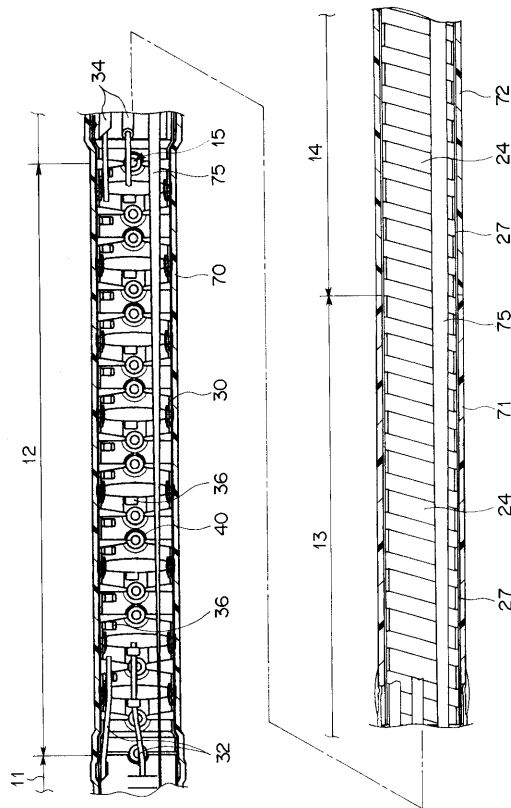
【図 3 1】



【図 3 2】



【図 3 3】



【手続補正書】

【提出日】平成18年2月28日(2006.2.28)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内に挿入され、可撓性を有する内視鏡用可撓管であって、
 先端側に配設される湾曲部と、
 該湾曲部の基端に連設される第 1 の可撓管部と、
 該第 1 の可撓管部の基端に連設される第 2 の可撓管部と、
 を具備し、

前記湾曲部及び前記第 1 の可撓管部が前記体腔の屈曲部を通過する際、所定の力量により受動的に湾曲される前記第 1 の可撓管部の曲率半径は、湾曲される前記湾曲部の曲率半径よりも大きくなるように設定されていることを特徴とする内視鏡用可撓管。

【請求項 2】

前記第 1 の可撓管部は、前記体腔の屈曲部を通過する際、前記所定の力量により受動的に湾曲される基端側の部分が先端側の部分よりも曲率半径が大きくなるように設定されていることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 3】

前記第 1 の可撓管部は、その曲率半径が先端側から基端側に向かって、段階若しくは略無段階に変化するように設定されていることを特徴とする請求項 1 から請求項 2 のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 4】

前記第 1 の可撓管部は、所定力量下で先端が前記湾曲部と略同一の曲率半径で湾曲するように設定されていることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 5】

前記第 1 の可撓管部は、前記所定の力量下において、基端が前記第 2 の可撓管部と略同一の曲率半径で最大湾曲するように設定されていることを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 6】

前記第 1 の可撓管部は、管状硬質部材からなる複数の曲率規制体を内部に有し、隣接する前記曲率規制体の夫々が回動自在に枢支され、前記複数の曲率規制体の周端部が夫々当接することにより、最大に湾曲される曲率半径が規制されていることを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 7】

前記第 1 の可撓管部は、内部に螺旋状に形成された帯状部材からなる螺旋管が挿通され、前記帯状部材の側面が夫々当接することにより、最大に湾曲される曲率半径が規制されていることを特徴とする請求項 1 から請求項 5のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 8】

前記第 1 の可撓管部の外周には、前記湾曲部の外周に被覆されている管状の第 1 の外装部材の曲げ剛性と略同一以下の曲げ剛性を有する外皮が被覆されていることを特徴とする請求項 6 または請求項 7に記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 9】

前記第 1 の可撓管部は、その曲げ剛性により、所定力量下の曲率半径が規制されていることを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 10】

前記第 1 の可撓管部の曲げ剛性は、前記外皮の曲げ剛性により設定されていることを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 11】

前記第 1 の可撓管部の曲げ剛性は、前記第 1 の可撓管部に挿通される長尺な棒状部材の曲げ剛性により設定されていることを特徴とする請求項 9に記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 12】

前記所定の力量は、2 kg であることを特徴とする請求項 1 から請求項 11 のいずれかに記載の内視鏡。

【請求項 13】

体腔内に挿入され、可撓性を有する内視鏡用可撓管であって、
先端側に配設され、第 1 の曲率半径で最大湾曲する湾曲部と、
該湾曲部の基端に連設され、第 2 の曲率半径で最大湾曲する第 1 の可撓管部と、
該第 1 の可撓管部の基端に連設される第 2 の可撓管部と、
を具備し、
前記第 2 の曲率半径が前記第 1 の曲率半径よりも大きくなるように設定されていることを特徴とする内視鏡用可撓管。

【請求項 14】

体腔内に挿入され、可撓性を有する内視鏡用可撓管であって、
先端側に配設され、第 1 の曲率半径で最大湾曲する湾曲部と、
該湾曲部の基端に連設され、前記第 1 の曲率半径よりも大きい第 2 の曲率半径で最大湾曲する第 1 の可撓管部と、
該第 1 の可撓管部の基端に連設され、前記第 2 の曲率半径よりも大きい第 3 の曲率半径で最大湾曲する第 2 の可撓管部と、
を具備することを特徴とする内視鏡用可撓管。

【請求項 15】

前記第 1 の可撓管部は、基端側の部分が先端側の部分よりも最大湾曲時の曲率半径が大きくなるように設定されていることを特徴とする請求項 13 または 14 に記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 16】

前記第 1 の可撓管部は、最大湾曲時の曲率半径が先端から基端にかけて段階若しくは無段階に変化するように設定されていることを特徴とする請求項 13 から請求項 15 のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 17】

前記第 1 の可撓管部は、先端側の部分の最大湾曲時における曲率半径が前記第 1 の曲率半径と略同一であることを特徴とする請求項 13 から請求項 16 のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 18】

前記第 1 の可撓管部は、基端側の部分の最大湾曲時における曲率半径が前記第 3 の曲率半径と略同一であることを特徴とする請求項 13 から請求項 17 のいずれかに記載の内視鏡用可撓管。

【請求項 19】

請求項 1 から請求項 18 のいずれかに記載の内視鏡用可撓管を具備することを特徴とする内視鏡装置。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0010

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0010】

本発明の第 1 の態様における内視鏡用可撓管は、体腔内に挿入され、可撓性を有する内視鏡用可撓管であって、先端側に配設される湾曲部と、該湾曲部の基端に連設される第 1 の可撓管部と、該第 1 の可撓管部の基端に連設される第 2 の可撓管部とを具備し、前記湾曲部及び前記第 1 の可撓管部が前記体腔の屈曲部を通過する際、所定の力量により受動的に湾曲される前記第 1 の可撓管部の曲率半径は、湾曲される前記湾曲部の曲率半径よりも大きくなるように設定されている。

本発明の第 2 の態様における内視鏡用可撓管は、体腔内に挿入され、可撓性を有する内視鏡用可撓管であって、先端側に配設され、第 1 の曲率半径で最大湾曲する湾曲部と、該湾曲部の基端に連設され、第 2 の曲率半径で最大湾曲する第 1 の可撓管部と、該第 1 の可撓管部の基端に連設される第 2 の可撓管部とを具備し、前記第 2 の曲率半径が前記第 1 の曲率半径よりも大きくなるように設定されている。

本発明の第 3 の態様における内視鏡用可撓管は、体腔内に挿入され、可撓性を有する内視鏡用可撓管であって、先端側に配設され、第 1 の曲率半径で最大湾曲する湾曲部と、

該湾曲部の基端に連設され、前記第 1 の曲率半径よりも大きい第 2 の曲率半径で最大湾曲する第 1 の可撓管部と、該第 1 の可撓管部の基端に連設され、前記第 2 の曲率半径よりも大きい第 3 の曲率半径で最大湾曲する第 2 の可撓管部とを具備する。

本発明の第 4 の態様における内視鏡は、前記第 1 から第 3 の態様のいずれかに記載の内視鏡用可撓管を具備する。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0031

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0031】

図 4 に示すように、各湾曲駒 21, 22 及び各曲率規制駒 23, 24 は、夫々が略円筒状の短い管（管状硬質部材）によって形成されている複数の曲率規制体である。各湾曲駒

2 1, 2 2 及び各曲率規制駒 2 3, 2 4 の夫々の一端側、ここでは先端側には、隣接する駒に対して回動自在に連結するための一对の枢支部 4 0 A が配設されている。これら一对の枢支部 4 0 A は、各湾曲駒 2 1, 2 2 及び各曲率規制駒 2 3, 2 4 の円周を 2 等分する位置、すなわち、挿入軸周り方向に 1 8 0 度に互いにずれた位置に配設されている。

【手続補正 4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 7 6

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 7 6】

詳述すると、第 1 の湾曲部 1 2 a から第 2 の曲率移行部 1 3 b にかけて、隣接する各駒が共通する回動軸中心を頂点とし、各当接部 A (図 4 参照) を前記頂点と結んだ線の挟み角である所定の角度 1 ~ 4、枢軸部材 4 2 の軸間の各距離 1 1 ~ 1 4 の長さなどを更に細分し、段階的に大きくなるように分けても良く、第 1 の湾曲部 1 2 a から第 2 の曲率移行部 1 3 b にかけて略無段階の曲率変化に最大湾曲時の曲率が小さくなるように設定しても良い。また、第 1 の湾曲部 1 2 a から第 2 の曲率移行部 1 3 b にかけて、徐々に曲率半径を大きくするように設定する構成は、湾曲駒 2 1, 2 2 及び曲率規制駒 2 3, 2 4 に限定されるものではない。

第一の可撓管部である曲率移行部 1 3 は、その先端が所定力量下、あるいは、最大湾曲状態で湾曲部 1 2 の曲率半径と略同一の曲率半径で湾曲するように設定してもよい。さらに、曲率移行部 1 3 の基端が所定力量下、あるいは、最大湾曲状態で力量伝達部 1 4 の曲率半径と略同一の曲率半径で湾曲するように設定してもよい。なお、この曲率移行部 1 3 の先端および基端における曲率半径の設定は、以下に記載される各実施の形態についても同様に行うことができる。

【手続補正 5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 1 1 7

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 1 1 7】

さらに、曲率規制管 5 0 が曲率移行部 1 3 内において、2 層、3 層などの複数層に設けられた場合は、いずれか一層の曲率規制管 5 0 によって、次のように長さ、曲率半径が設定されていればよい。すなわち、曲率移行部 1 3 内の挿入軸が直線状態における曲率規制管 5 0 の帯状部材が挿入軸と平行となる方向に切断した切断面の長手方向の所定の長さ 1 5 と、前記切断面間に設けられる空隙の所定の長さ 1 6 と、曲率規制管 5 0 の外径 d 1 の関係によって最大湾曲時の曲率 C 5 及び曲率半径 R 5 が設定されていれば良い。

【手続補正 6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 1 4 5

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 1 4 5】

なお、図 3 3 に示すように、内視鏡 2 の挿入部 6 は、例えばニッケル / チタン合金等の金属からなる長尺の棒状部材である曲げ剛性調節棒 7 5 が配設されて、湾曲部 1 2 から曲率移行部 1 3 にかけて、緩やかな曲率変化が形成されても良い。

专利名称(译)	内视镜用可挠管及び内视镜装置		
公开(公告)号	JP2006218231A	公开(公告)日	2006-08-24
申请号	JP2005036969	申请日	2005-02-14
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	松尾茂樹		
发明人	松尾 茂樹		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/0055 A61B1/00071 A61B1/00078 A61B1/31 G02B23/2476 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.310.A A61B1/00.310.B A61B1/00.310.D G02B23/24.A A61B1/00.714 A61B1/005.511 A61B1/005.513 A61B1/005.521 A61B1/008.510		
F-TERM分类号	2H040/DA14 2H040/DA15 2H040/DA17 4C061/DD03 4C061/FF25 4C061/FF26 4C061/FF28 4C061/FF29 4C061/JJ06 4C061/JJ11 4C161/DD03 4C161/FF25 4C161/FF26 4C161/FF28 4C161/FF29 4C161/JJ06 4C161/JJ11		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4477519B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

亲切代码：本发明提供一种用于内窥镜的柔性管和内窥镜装置，其在插入部分穿过体腔的弯曲部分时抑制阻力，改善插入部分的插入性能，并减轻患者的负担和痛苦。一 根据本发明的用于内窥镜的柔性管和内窥镜设备是用于内窥镜的柔性管，其插入体腔并具有柔性，柔性管设置有设置在远端侧的弯曲部分，连接到弯曲部分的基端的第一柔性管部分和连接到第一柔性管部分的基端的第二柔性管部分，当弯曲部分和第一柔性管部分穿过体腔的弯曲部分时，被预定力被动弯曲的第一柔性管部分的曲率半径小于待弯曲的曲率。大于该部分的曲率半径。点域

