

(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2007-185383

(P2007-185383A)

(43) 公開日 平成19年7月26日(2007.7.26)

(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 2 0 B	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 A	4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2006-6783 (P2006-6783)
 (22) 出願日 平成18年1月13日 (2006.1.13)

(71) 出願人 304050923
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
 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 外山 隆一
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 Fターム(参考) 2H040 DA15 DA16 DA42 DA55
 4C061 AA04 BB01 CC06 DD03 FF11
 FF25 JJ06

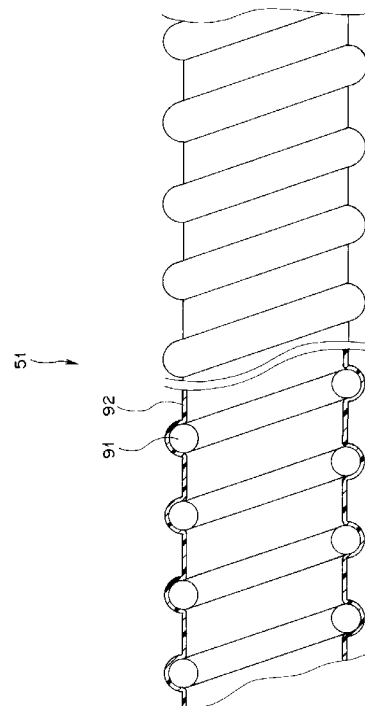
(54) 【発明の名称】 内視鏡及び内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】被検体に挿入可能な可撓性を有する細長なチューブの外周に螺旋形状部を配置したものにおいて、低コストで螺旋角度等の設計の自由度が高く、かつ挿入部の操作性が向上可能な内視鏡及び内視鏡システムを実現する。

【解決手段】内視鏡は、挿入部本体を備えて構成されている。この挿入部本体は、被検体に挿入可能な可撓性を有する内層チューブ49aと、内層チューブ49aの外周にこの内層チューブ49aを軸中心として回転自在に配置する、疎に巻いた金属製コイル91及びこのコイル間を連設する樹脂薄膜92により形成した推進力発生部としての螺旋形状部51と、を具備して構成されている。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に挿入可能な可撓性を有する細長なチューブと、
前記チューブの外周にこのチューブを軸中心として回転自在に配置する、疎に巻いた金属製コイル及びこのコイル間を連設する樹脂薄膜により形成した推進力発生部としての螺旋形状部と、
を具備したことを特徴とする内視鏡。

【請求項 2】

前記螺旋形状部は、前記疎に巻いた前記金属製コイルの外周または内周を前記樹脂薄膜により被覆して前記金属製コイルのコイル間を連設したことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

10

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の内視鏡と、
前記内視鏡の前記螺旋形状部を長手軸廻りに回転させる回転装置と、
を具備したことを特徴とする内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体に挿入可能な可撓性を有する細長なチューブの外周に螺旋形状部を配置した内視鏡及び内視鏡システムに関する。

20

【背景技術】

【0002】

従来より、医療用の内視鏡は、広く用いられている。前記内視鏡は、細長な挿入部を体腔内に挿入することによって体腔内の患部等を観察したり、必要に応じて処置具を鉗子チャンネル内に挿通して治療処置を行うことができるようになっている。前記内視鏡は、前記挿入部の先端側に湾曲自在な湾曲部を備えている。前記内視鏡は、湾曲操作ノブが操作されることにより前記湾曲部が上下または左右方向に湾曲動作される。

【0003】

前記内視鏡は、入り組んだ体腔内管路、例えば大腸などのように 360° のループを描く管腔に挿入される際、前記湾曲操作ノブの操作により前記湾曲部が湾曲動作されるとともに、捻り操作が行われて前記挿入部が観察目的部位に向けて挿入されていく。しかしながら、前記内視鏡操作は、複雑に入り組んだ大腸内の深部まで前記挿入部を短時間でスムーズに挿入することができるようになるまでに熟練を要する。経験の浅い術者においては、前記挿入部を大腸内の深部まで挿入していく際に、挿入方向を見失うことによって手間取ったり、腸の走行状態を大きく変化させてしまう虞れがあった。

30

【0004】

このため、従来より、前記挿入部の挿入性を向上させるための提案が各種なされている。例えば、特開平 10 - 113396 号公報には、体腔内管路の深部まで容易にかつ低侵襲で医療機器を誘導し得る医療機器の推進装置が示されている。この推進装置では、回転部材に、この回転部材の軸方向に対して推進力発生部として斜めのリブが設けてある。このため、上記公報に記載の推進装置は、回転部材を回転動作させることにより、回転部材の回転力がリブによって推進力に変換され、推進装置に連結されている医療機器が前記推進力によって体腔内管路の深部方向に向かって移動される。これにより、上記公報に記載の推進装置は、低侵襲で、患者に身体的負担をかけることなく、医療機器を体腔内へと挿入することができる。

40

【0005】

しかしながら、前記公報に記載の推進装置は、内視鏡等の医療機器の先端側に観察視野を遮るように前記回転部材を設けて構成しているので、内視鏡により観察しながら屈曲する体腔内管路の深部へ前記挿入部を導いていくことが困難である。このため、術者は、大腸等の体腔内管路の屈曲部に前記回転部材が当接などして体腔内管路の深部への前記医療

50

機器の挿入が阻止されてしまった場合、その対処法に対しての判断が遅れる場合がある。さらに、術者は、例えば、盲腸部の近傍まで医療機器の先端部分が到達しているにも係わらず、前記回転部材を回転動作し続けてしまう場合がある。これらの理由により、前記公報に記載の推進装置は、医療機器の挿入に必要以上の時間を要したり、前記回転部材が腸壁に必要以上の負荷を与えてしまうという問題がある。

【0006】

このため、内視鏡等の医療装置は、前記リブのような推進力を得るための螺旋形状部を密に巻回して細長なチューブ外周に設け、被検体から離れた位置に配設される回転装置により前記螺旋形状部を回転するように構成することも考えられる。このチューブ外周に前記螺旋形状部を有する医療装置は、前記螺旋形状部を金属により形成した場合、前記回転装置からの回転力が基端側から先端側へ効率よく伝達されることにより追従性がよくなり、体腔内管路深部への挿入性が向上すると考えられる。

10

【特許文献1】特開平10-113396号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、チューブ外周に推進力を得るための螺旋形状部を設けた医療装置は、前記螺旋形状部を金属によって密に巻回して形成した場合、推進力を強くするために螺旋の角度を大きくしようとするとう巻回する金属素線の外径を大きくせざるを得なくなるため、挿入部が硬くなり可撓性が損なわれるなどの理由により設計の自由度が制限される。また、この医療装置は、前記螺旋形状部を金属によって密に巻回して形成した場合、前記挿入部全体が重くなるため、体腔内への推進性を劣らせるとともに、運搬、セッティングなどの労力を増大させることもある。さらに、前記医療装置は、前記螺旋形状部を金属によって密に巻回して形成した場合、高価となり、生産コストが高くなる。

20

【0008】

本発明は前記事情に鑑みてなされたものであり、被検体に挿入可能な可撓性を有する細長なチューブの外周に螺旋形状部を配置したものにおいて、低コストで螺旋角度等の設計のが高く、かつ挿入部の操作性が向上可能な内視鏡及び内視鏡システムを提供することを目的にしている。

【課題を解決するための手段】

30

【0009】

上記課題を解決するために本発明の一態様による内視鏡は、被検体に挿入可能な可撓性を有する細長なチューブと、前記チューブの外周にこのチューブを軸中心として回転自在に配置する、疎に巻いた金属製コイル及びこのコイル間を連設する樹脂薄膜により形成した推進力発生部としての螺旋形状部と、を具備している。

また、本発明の他の態様による内視鏡システムは、被検体に挿入可能な可撓性を有する細長なチューブと、前記チューブの外周にこのチューブを軸中心として回転自在に配置する、疎に巻いた金属製コイル及びこのコイル間を連設する樹脂薄膜により形成した推進力発生部としての螺旋形状部と、を備えた内視鏡と、前記内視鏡の前記螺旋形状部を長手軸廻りに回転させる回転装置と、を具備している。

40

【発明の効果】

【0010】

本発明による内視鏡及び内視鏡システムは、被検体に挿入可能な可撓性を有する細長なチューブの外周に螺旋形状部を配置したものにおいて、低コストで螺旋角度等の設計の自由度が高く、かつ挿入部の軽量化により推進性が良好で運搬、セッティングの労力を軽減することができるという効果を有する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

以下、図面を参照して本発明の一実施例を説明する。

【実施例1】

50

【0012】

図1乃至図10は、本発明の実施例1に係り、図1は本発明の構成を備えた回転自走式内視鏡システムの全体構成を示す外観図、図2は内視鏡の先端部、湾曲部、及び螺旋形状部の一部を示す断面図、図3は操作部側案内管が接続されたコネクタカバーの一部を示す断面図、図4は図3のA矢視図を示す説明図、図5は図2の螺旋形状部を示す説明図、図6は図1の収納ケースを示す上面図、図7は挿入補助具が患者の肛門から直腸へ挿入された状態を示す説明図、図8は大腸内に挿入された挿入部本体がS字状結腸に到達した際の状態を示す説明図、図9は大腸内に挿入された挿入部本体が盲腸近傍に到達した際の状態を示す説明図、図10は図5の螺旋形状部の変形例を示す説明図である。

【0013】

まず、図1に基づいて、回転自走式内視鏡システム1の全体構成について説明する。

図1に示すように、回転自走式内視鏡システム1は、回転自走式内視鏡(以下、単に内視鏡と略記する)2と、制御装置3と、モニタ4と、吸引器5とで構成されている。

【0014】

前記内視鏡2は、内視鏡挿入部(以下、単に挿入部と略記する)6及び操作部7で構成されている。前記挿入部6は、先端から順に先端硬性部(以下、単に先端部と略記する)8と、湾曲部9と、挿入部本体10と、挿入補助具11と、挿入部収納ケース(以下、単に収納ケースと略記する)12と、前記挿入補助具11と前記収納ケース12との間において介装されるコルゲート状のチューブである先端側案内管13と、前記操作部7と前記収納ケース12との間に介装されるコルゲート状のチューブである操作部側案内管14と、この操作部側案内管14の一端が連結されたコネクタカバー15とで構成されている。

【0015】

前記操作部7は、回転装置としてのモータボックス16と、把持部17と、主操作部18とから構成されている。なお、前記モータボックス16は、前記挿入部6の一部を構成している。

【0016】

前記主操作部18には、前記挿入部6の前記湾曲部9を4方向(内視鏡2が捉える内視鏡画像に対応する上下左右方向)に湾曲させる湾曲操作ノブ19と、流体を送出操作、或いは吸引操作するボタン類20と、各種撮像、照明などの光学系を操作するスイッチ類21とが配設されている。

【0017】

前記湾曲操作ノブ19は、略円盤状の2つのノブが前記操作部7の前記主操作部18の一面に同軸上に重ねられて回動自在に配設されている。これらの2つのノブは、内視鏡画像の上下方向に前記湾曲部9を操作するための上下用湾曲操作ノブ19aと、内視鏡画像の左右方向に前記湾曲部9を操作するための左右用湾曲操作ノブ19bとである。

【0018】

前記上下用湾曲操作ノブ19aは、前記主操作部18の表面側に配置されている。前記左右用湾曲操作ノブ19bは、前記上下用湾曲操作ノブ19aと同軸上に、且つこの上下用湾曲操作ノブ19aよりも前記主操作部18の表面側に対して外側に配置されている。つまり、前記上下用湾曲操作ノブ19aは、前記左右用湾曲操作ノブ19bよりも主操作部18寄りに配置されている。このことにより、前記内視鏡2は、通常の内視鏡操作において、良く使用される上下用湾曲操作ノブ19aの上下湾曲操作を行い易くなっている。

【0019】

前記主操作部18の一側面からは、電気ケーブルであるユニバーサルコード18aが延設されている。また、前記主操作部18には、前記ユニバーサルコード18aが延出する根元部分に折れ止め部18bが設けられている。このユニバーサルコード18aの延出端には、コネクタ部22が配設されている。このコネクタ部22は、制御装置3に接続されている。

【0020】

また、前記主操作部18の一側面に配設されている前記ボタン類20は、前記内視鏡2

10

20

30

40

50

の前記先端部 8 から被検体内へ気体を送気、或いは液体を送水する際に操作する送気 / 送水ボタン 20 a と、前記内視鏡 2 の前記先端部 8 から被検体内の体液等を吸引する際に操作する吸引ボタン 20 b とである。

【0021】

前記コネクタカバー 15 からは、前記挿入部 6 内に挿通された 3 本のチューブ 23 が延出されている。これらの 3 本のチューブ 23 は、送気用チューブ 23 a、送水用チューブ 23 b、及び吸引用チューブ 23 c である。これらの 3 本のチューブ 23 の延出端は、夫々、着脱自在なコネクタを介して、前記制御装置 3 の前面部の所定位置で接続されている。前記制御装置 3 には、送水タンク 24 が着脱自在に取り付けられている。この送水タンク 24 内には、蒸留水、または生理的食塩水が貯留されている。

10

【0022】

前記内視鏡 2 は、前記主操作部 18 の前記送気 / 送水ボタン 20 a が所定操作されると、前記制御装置 3 の制御により図示しないコンプレッサ、バルブ類の動作によって、前記送水タンク 24 からの蒸留水、または生理的食塩水が前記送水用チューブ 23 b に送液され、前記先端部 8 に形成されたチャンネル開口から噴出するようになっている。

【0023】

また、前記内視鏡 2 は、前記主操作部 18 の前記送気 / 送水ボタン 20 a が所定操作されると、前記制御装置 3 の制御により図示しないコンプレッサ、バルブ類の動作によって、コンプレッサからの空気が前記送気用チューブ 23 a に送気され、前記先端部 8 に形成されたチャンネル開口から噴出するようになっている。さらに、前記内視鏡 2 は、前記吸引ボタン 20 b が操作されると、同様に前記制御装置 3 の制御により図示しないコンプレッサ、バルブ類の動作によって前記先端部 8 の吸引チャンネル開口から被検体内の体液等が吸引される。この吸引された体液等は、前記吸引用チューブ 23 c を介して前記制御装置 3 から前記吸引器 5 に送り込まれる。なお、本実施例の回転自走式内視鏡システム 1 においては、前記吸引器 5 を使用しているが、病院に備え付けの吸引システムを利用しても構わない。

20

【0024】

前記制御装置 3 には、前記内視鏡 2 の前記挿入部本体 10 を所定の方向へ回動 / 停止操作するためのフットスイッチ 25 が電気ケーブル 25 a を介して接続されている。なお、前記挿入部本体 10 の回転方向を操作、及び停止操作する進退スイッチは、図示しないが前記操作部 7 の前記主操作部 18 にも配設されている。

30

【0025】

また、前記制御装置 3 の前面部には、電源スイッチ、内視鏡 2 の挿入部本体 10 の回転速度を可変するダイヤルなどが配設されている。なお、前記操作部 7 の前記モータボックス 16 には、前記挿入部本体 10 に回転力を付与する図示しないモータが内蔵されている。また、前記制御装置 3 は、前記モニタ 4 と電氣的に接続されている。前記モニタ 4 は、前記内視鏡 2 が捉えた内視鏡画像を表示する。

【0026】

次に、図 2 を用いて、前記内視鏡 2 の前記挿入部 6 の一部を構成する前記先端部 8、前記湾曲部 9、及び前記挿入部本体 10 について説明する。まず、前記先端部 8 について、説明する。

40

前記先端部 8 は、生体適合性を有する樹脂により略円環状に形成された本体環 26 により構成されている。この本体環 26 内には、撮像ユニット 27 が設けられている。前記撮像ユニット 27 は、略円環状の保持環 28 a と、略円環状のカバー環 28 b と、ドーム状のカバー体 29 とによって外形が形成されている。

【0027】

前記保持環 28 a 及び前記カバー環 28 b は、生体適合性を有する金属により形成されている。前記カバー体 29 は、生体適合性を有する透明な合成樹脂により形成されている。前記保持環 28 a は、前記本体環 26 内に収容されている。前記カバー環 28 b は、前記保持環 28 a の基端側に嵌着されている。前記カバー体 29 は、前記保持環 28 a の先

50

端開口部を気密に封止するように嵌着されている。

【0028】

前記撮像ユニット27の空間内には、対物レンズ群30と、この対物レンズ群30の集光位置に配置されるCCD(Charge Coupled Device)、CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)などの撮像素子31と、フレキシブルプリント基板32とが配設されている。前記フレキシブルプリント基板32は、前記撮像素子31によって光電変換された画像信号が入力され、増幅等信号処理するようになっている。このフレキシブルプリント基板32には、信号ケーブル33が接続されている。この信号ケーブル33は、前記湾曲部9、及び前記挿入部本体10内に挿通され、前記コネクタカバー15(図1参照)に配設される図示しないコネクタに接続されている。

10

【0029】

また、前記対物レンズ群30を保持している対物レンズ枠30aは、保持体35に固定されている。前記対物レンズ枠30aの後方は、前記撮像素子31を保持している撮像枠31aと嵌合している。前記撮像素子31の裏面には、回路基板31bが取り付けられている。この回路基板31bには、前記フレキシブルプリント基板32が電氣的に接続されている。

【0030】

また、前記保持体35には、照明部である複数のLED34が前記対物レンズ群30を囲むように配設されている。なお、前記保持体35は、略円形に形成されており、前記対物レンズ群30が前記カバー体29の略中心軸上に配置されるようにこのカバー体29の基端側内周面に固着されている。すなわち、前記対物レンズ群30は、前記カバー体29の略中心軸上に光軸が通るように配置されている。

20

【0031】

このように構成されている前記撮像ユニット27は、前記本体環26の長手中心軸に対して偏芯する位置に配置され、この本体環26の先端側開口部に配設される先端キャップ36により前記本体環26に固定されている。前記撮像ユニット27の前記保持環28aと前記本体環26との間に形成される隙間には、前記吸引用チューブ23cの先端部分と、この吸引用チューブ23cが基端側に接続された吸引管37が配置されている。この吸引管37の先端部分は、前記先端キャップ36に固着されている。

【0032】

前記先端キャップ36には、チャンネル開口部38が形成されている。なお、図示していないが、前記保持環28aと前記本体環26との間に形成される隙間には、同様に前記送気用チューブ23a、及び前記送水用チューブ23bに連通する管路が配設され、それら管路のチャンネル開口部も前記先端キャップ36に形成されている。

30

【0033】

次に、前記湾曲部9について説明する。

前記湾曲部9には、前記先端部8を構成している前記本体環26の基端開口部に嵌着された硬質な先端湾曲駒39と、硬質な複数の湾曲駒40(湾曲節輪とも言う)とが枢支部40aによって回動自在に連設されている。これら湾曲駒39,40には、生体適合性を有するフッ素ゴムなどの弾性部材から形成される湾曲外皮41が被覆されている。前記湾曲外皮41の先端部分は、糸巻き接着部42により前記本体環26の基端部分と固着されている。

40

【0034】

前記複数の湾曲駒40には、前記挿入部本体10内に挿通された4本の湾曲操作ワイヤ44(図中、2本のみ記載)が延出されている。前記複数の湾曲駒40の内周面には、前記4本の湾曲操作ワイヤ44の先端側を保持するためのワイヤガイド43がそれぞれ突設されている。前記4本の湾曲操作ワイヤ44は、それぞれ前記ワイヤガイド43内に挿通して先端側が保持されている。前記4本の湾曲操作ワイヤ44の先端は、筒状の係止部材45が半田付けされており、この係止部材45が前記先端湾曲駒39に形成された係止孔部39aにそれぞれ係止されている。

50

【0035】

前記4つの係止孔部39aは、前記先端湾曲駒39の長手軸に直交する面において、略等間隔となる4等分した位置に形成されている。前記先端湾曲駒39は、内視鏡画像の上下左右に対応して、各係止孔部39aが位置するように軸回りの方向が決められている。このため、前記4本の湾曲操作ワイヤ44は、上下左右方向に略等間隔に離間した4点において保持固定されている。

【0036】

また、これらの湾曲操作ワイヤ44の他端は、図示しないコイルパイプに被覆されて前記挿入部本体10内に挿通し、前記コネクタカバー15まで延出している。なお、これら湾曲操作ワイヤ44の基端部分には、図示しないワイヤ留めが設けられている。各湾曲操作ワイヤ44のワイヤ留めは、前記コネクタカバー15が前記モータボックス16と一体となっている状態において、前記把持部17内に設けられた図示しないワイヤ接続部材に夫々に対応して連結されている。

10

【0037】

各ワイヤ接続部材は、前記主操作部18内に配設された前記湾曲操作ノブ19に連動する図示しない湾曲操作機構及び図示しないチェーンに連結されている。つまり、前記内視鏡2は、前記湾曲操作ノブ19が回動操作されると、湾曲操作機構により各ワイヤ接続部材が交互に牽引又は弛緩されることにより、各湾曲操作ワイヤ44が牽引又は弛緩されるようになっている。

【0038】

したがって、前記内視鏡2は、前記4本の湾曲操作ワイヤ44が夫々、牽引弛緩され、前記先端湾曲駒39が上下左右方向のいずれかの方向に向くことにより、この先端湾曲駒39に前記複数の湾曲駒40が従動し、結果として前記湾曲部9が上下左右方向のいずれかの方向に湾曲動作されるようになっている。

20

【0039】

前記湾曲部9の基端部分には、最基端にある湾曲駒40の外周側に嵌着された内層チューブ固定用の金属から形成される内層チューブ口金47と、この内層チューブ口金47の外周側に嵌着された後述の回転筒体である螺旋形状部(螺旋管)51を回動自在に係合するための金属から形成される螺旋管接続口金48とが配設されている。これらの口金は、接着剤などにより強固に固着されている。なお、前記湾曲外皮41は、前記螺旋管接続口金48に対して糸巻き接着部42により固着されている。また、前記螺旋形状部51は、前記挿入部本体10の全長に亘って設けられている。

30

【0040】

前記内層チューブ口金47の基端部分は、前記挿入部本体10内に挿通する軟性な内層チューブ49aの先端部分が固定されている。この内層チューブ49aは、細線のワイヤなどを筒状に編み込んで可撓性を持たせたチューブ体でも良い。なお、前記内層チューブ49aには、前記湾曲操作ワイヤ44、前記信号ケーブル33、前記LED34への電源ケーブル、前記送気用チューブ23a等のチューブ類23が挿通配置されている。

【0041】

前記螺旋管接続口金48の基端部分には、所謂スナップフィット状の突起部48aが設けられている。

40

【0042】

次に、前記挿入部本体10について説明する。

前記挿入部本体10は、先端部分に連結用の合成樹脂から形成される先端側口金50と、この先端側口金50と先端部分が接着剤52により固着された螺旋形状部51とから構成されている。この挿入部本体10内には、前記内層チューブ49aが配設されている。すなわち、前記内層チューブ49aは、内部の各構成要素を保護している。

【0043】

前記先端側口金50は、先端部分に前記螺旋管接続口金48の前記突起部48aと係合し、スナップフィット機能を有効にする係合部50aが形成されている。前記先端側口金

50

50は、前記螺旋管接続口金48の前記突起部48aに前記係合部50aが係合すると、前記螺旋管接続口金48に対して長手軸廻りに回動自在に接続されるようになっている。前記先端側口金50は、その外周側に隙間が形成されるように、前記湾曲外皮41に被覆されている。

【0044】

この先端側口金50と前記接着剤52により一体的に固着された前記螺旋形状部51は、挿入方向の長手軸回りに回動可能となるように構成されており、後述するように推進力発生部として機能するようになっている。なお、この螺旋形状部51の詳細構成は、後述する。

【0045】

前記螺旋形状部51は、前記操作部7の前記モータボックス16(図1参照)に配設された図示しないモータにより回転力が与えられるようになっている。前記螺旋形状部51は、前記モータにより回転力が与えられて回転すると、被検体の体腔内壁と接触して推進力を発生し、挿入方向へ進行しようとする。このとき、前記螺旋形状部51の先端部に固着されている前記先端側口金50が、前記螺旋管接続口金48に当接して前記湾曲部9を押圧し、前記先端部8を含めた前記挿入部本体10全体が体腔内の深部に向かって前進する推進力が付与される。

【0046】

次に、図3及び図4を用いて、前記螺旋形状部51の基端側について説明する。まず、前記操作部側案内管14と前記コネクタカバー15との接続について説明する。

前記操作部側案内管14には、略筒状の金属環(合成樹脂、プラスチックなどから形成される硬質な筒体でも良い)から形成される第5固定環78と、合成樹脂から形成される接続筒体79との螺着によって、その基端部分の外周を係止する留めリング81が内嵌保持される。

【0047】

前記第5固定環78は、中途部分が外径方向に突出した形状をしており、基端部分の外周に雄ねじ部78aが形成されている。また、前記接続筒体79は、先端部分が外径方向に突出した形状をしており、先端部分の内周面に雌ねじ部79aが形成され、略等間隔で円を描くように基端側に向かって延設され、コネクタカバー15と着脱自在とするための複数の係止部80を有している。

【0048】

すなわち、前記第5固定環78と前記接続筒体79とは、前記雄ねじ部78aと前記雌ねじ部79aとが螺合することで接続され、その接続部内に前記留めリング81を内嵌保持している。この状態において、前記操作部側案内管14は、基端部分が圧縮された状態となり、基端外周部が前記接続筒体79の当接する端面に押圧されている。これにより、前記操作部側案内管14は、前記第5固定環78と前記接続筒体79との水密が保持された状態で接続される。

【0049】

前記コネクタカバー15と接続された前記接続筒体79は、前記係止部80が前記コネクタカバー15に接続されている。詳述すると、前記コネクタカバー15は、先端と基端部分に外向フランジ82aが形成された筒体に接続部82を有している。前記接続部82には、前記接続筒体79の複数の前記係止部80が外嵌するように接続されている。前記複数の係止部80は、基端部に前記接続筒体79の内周方向に向かって突起する突部80aを有している。このため、前記接続筒体79と前記コネクタカバー15とは、前記突部80aを前記接続部82の基端部分の前記外向フランジ82aを掛止することで着脱自在に接続される。

【0050】

また、前記係止部80の前記突部80aは、それぞれ前記接続筒体79の前記外向フランジ82aを係止しているため、前記接続筒体79が前記コネクタカバー15に対して軸回りに回動自在となっている。したがって、前記接続筒体79と連結する前記操作部側案内

10

20

30

40

50

内管 14 も、前記コネクタカバー 15 に対して回動自在に接続されている。

【0051】

このような前記操作部側案内管 14 と前記コネクタカバー 15 との接続部分において、前記螺旋形状部 51 の基端部は、基端側口金 83 に接着剤 83a により固着されている。この基端側口金 83 は、スライド筒 84 内に嵌挿されている。前記スライド筒 84 には、雄ねじ 85 の頭部が嵌るような長孔 84a が上下に対称的に 2 つ形成されている。

【0052】

前記基端側口金 83 は、前記スライド筒 84 の前記長孔 84a に対応した位置に雌ねじ部 83b が形成されており、この雌ねじ部 83b に前記雄ねじ 85 が螺合されるようになっている。前記スライド筒 84 の基端側は、回転軸 86 の先端部分と固定ねじ 87 により

10

接続されている。

【0053】

前記スライド筒 84 の先端側には、前記基端側口金 83 が抜けないようにフランジ部 84b が形成されている。図 4 に示すように前記基端側口金 83 は、前記フランジ部 84b と前記回転軸 86 の先端側との間で長手方向にスライド可能となっている。これにより、前記螺旋形状部 51 は、回転時にトルクがかかっても前記基端側口金 83 がスライドすることにより、長手方向に伸縮自在となり硬化することがないので挿入性が落ちるのを防止することができる。また、前記回転軸 86 は、図示しないが前記コネクタカバー 15 内で回動支持されている。

【0054】

前記内視鏡 2 は、前記コネクタカバー 15 が前記モータボックス 16 (図 1 参照) と接続されると、前記回転軸 86 に設けられた図示しないギヤと、前記モータボックス 16 に設けられた図示しないギヤとが噛合し、前記モータの駆動力が各ギヤに伝達されて、前記回転軸 86、及び前記基端側口金 83 を介して、前記螺旋形状部 51 が長手軸回りに回転するようになっている。すなわち、前記螺旋形状部 51 は、前記モータボックス 16 からの回転駆動力を基端部から伝達されるようになっている。なお、前記螺旋形状部 51 内を挿通する前記内層チューブ 49a は、前記コネクタカバー 15 内から前記回転軸 86 を挿通して前記螺旋形状部 51 へ至るようになっている。

20

【0055】

次に、図 5 を参照して前記螺旋形状部 51 の詳細構成を説明する。

30

前記螺旋形状部 51 は、前記内層チューブ 49a の外周にこの内層チューブ 49a を軸中心として回動自在に配置され、推進力発生部として機能するようになっている。この螺旋形状部 51 は、疎に巻いた生体適合性を有する金属製コイル 91 と、この金属製コイル 91 のコイル間を連設する、生体適合性を有する樹脂薄膜 92 により形成して構成されている。

【0056】

前記金属製コイル 91 は、トルク追従性が良いように素線径が 0.6 ~ 2.0 mm であることが好ましい。また、前記金属製コイル 91 は、推進スピードが検査に好適となるように例えば、リード角 3 ~ 15° が有効である。なお、前記金属製コイル 91 は、Ni (ニッケル) フリーコイルが有効である。

40

【0057】

前記樹脂薄膜 92 は、前記金属製コイル 91 のコイル間をつなぐようにこの金属製コイル 91 の外周を被覆して前記金属製コイル 91 のコイル間を連設している。この樹脂薄膜 92 は、柔軟性と耐久性とのバランスが良いように樹脂硬度が 50 ~ 90 度で、かつ膜厚さ 0.03 ~ 0.2 mm に形成されている。この樹脂薄膜 92 を形成して樹脂は、滑り性、柔軟性、成形性が良く、さらに生体適合性を有する例えば、ウレタン、熱可塑樹脂、ポリエステルにより透明または半透明若しくは暗色に形成されている。

【0058】

これにより、前記螺旋形状部 51 は、前記樹脂薄膜 92 により前記金属製コイル 91 のコイル間をつなぐようにこの金属製コイル 91 の外周を被覆して前記金属製コイル 91 の

50

コイル間を連設して形成しているので、この螺旋形状部 5 1 の山部を高く形成できて、体腔内壁との引っかかりがよく、得られる推進力が強くなる。また、前記螺旋形状部 5 1 は、螺旋角度等の設計が自由にできて構成が簡単であり、また、疎に巻いた金属製コイル 9 1 を用いているので重くなることなく、前記挿入部本体 1 0 の操作性がよい。したがって、前記螺旋形状部 5 1 は、低コストで螺旋角度等の設計の自由度が高く、かつ前記挿入部本体 1 0 の操作性が向上する。

【 0 0 5 9 】

また、前記螺旋形状部 5 1 は、前記樹脂薄膜 9 2 が前記金属コイル 9 1 の内周から内側に突出していないので、前記内層チューブ 4 9 a との共廻りがなく、また前記基端側口金 8 3 に確実に固定できる。

10

【 0 0 6 0 】

さらに、前記螺旋形状部 5 1 は、前記金属製コイル 9 1 を最大限曲げたとき、被覆である樹脂薄膜 9 2 が内側に突出しても、前記内層チューブ 4 9 a (内蔵物) を圧迫しないようクリアランスが設定できるので、前記内層チューブ 4 9 a との共廻りがない。

【 0 0 6 1 】

また、前記螺旋形状部 5 1 は、伸縮性を有する。これにより、挿入部の先端が腸壁に突き当たった際などに、先端が腸を押す力をゆるやかに変化させるため、腸への負荷を軽減する効果がある。

【 0 0 6 2 】

前記螺旋形状部 5 1 の製造方法としては、前記金属製コイル 9 1 に前記樹脂テープを巻回して被覆する。このとき、前記金属製コイル 9 1 は、図示しない芯部材に所定のピッチで巻回される。この芯部材に巻回された金属製コイル 9 1 は、のりしろとなる部分を重ねられて前記樹脂テープが外周に巻回され被覆される。

20

【 0 0 6 3 】

前記螺旋形状部 5 1 は、前記樹脂テープを被覆した後、連続炉により回転させながら熱溶着されて形成される。熱溶着後、前記螺旋形状部 5 1 は、芯部材を引き抜かれて完成する。これにより、前記螺旋形状部 5 1 は、樹脂テープ巻きにより山高さ確保と薄肉皮膜成型とが可能で、機能性がよく、熱溶着時の回転むらを防止できて厚さを均一にして前記樹脂薄膜 9 2 を形成できる。

【 0 0 6 4 】

30

なお、前記螺旋形状部 5 1 は、短く形成した金属製コイル 9 1 を図示しないパイプによりつないで形成してもよい。これにより、前記螺旋形状部 5 1 は、長尺炉が必要ないので、設備投資が抑えられ、原価低減できる。または、前記螺旋形状部 5 1 は、ディッピング(浸漬)により成型した後、回転させながら熱処理してもよい。これにより、前記螺旋形状部 5 1 は、生産性が良好で、樹脂肉厚のむらの発生を防止できる。もしくは、前記螺旋形状部 5 1 は、生産性が良好なコルゲート方式(連続型成型)、生産性及び機能性が良好な連続押し出し成型により形成してもよい。

【 0 0 6 5 】

なお、前記螺旋形状部 5 1 は、先端から途中まで前記樹脂薄膜 9 2 により被覆し、基端側は前記金属製コイル 9 1 を露出するようにして構成してもよい。これにより、前記螺旋形状部 5 1 は、長尺炉が必要ないので、設備投資が抑えられ、原価低減できる。

40

【 0 0 6 6 】

なお、前記螺旋形状部 5 1 は、前記金属製コイル 9 1 及び前記樹脂薄膜 9 2 の内周面に潤滑性を向上させる表面処理として例えば、固体・液体潤滑剤を塗布してもよい。これにより、前記螺旋形状部 5 1 は、前記内層チューブ 4 9 a との共廻りがない。また、前記螺旋形状部 5 1 は、外周面に潤滑性を向上させる表面処理を施してもよい。これにより、前記螺旋形状部 5 1 と腸との回転摩擦を低減でき、駆動するモータの負荷を低減できる。

【 0 0 6 7 】

このように構成された本実施例の回転自走式内視鏡システム 1 は、前記先端部 8、前記

50

湾曲部 9、及び前記挿入部本体 10 と、これらをカバーする前記挿入補助具 11 から前記コネクタカバー 15 までが前記挿入部 6 (図 1 参照) として構成されている。前記挿入部 6 は、使用毎に破棄されるディスポーザブルとして構成されている。なお、本実施例では、前記挿入部 6 をディスポーザブルとしたが、使用後に十分に滅菌消毒を行えば、リユースも可能である。

【0068】

次に、前記回転自走式内視鏡システム 1 の作用を説明する。なお、以下の説明において、図 6 ~ 図 9 を参照して大腸内視鏡検査を例に挙げて説明する。

まず、前記回転自走式内視鏡システム 1 は、図 1 で説明したように準備される。術者は、前記挿入補助具 11 を例えば、ベッド上に横たわっている患者の肛門から挿入する。なお、前記挿入部本体 10 は、前記収納ケース 12 内において、図 6 に示すようなループを描いた状態で収容されている。

10

【0069】

前記挿入補助具 11 は、図 7 に示すように、当接部 54 が患者の肛門 501 近傍の臀部 510 に当接することで、挿入管 53 のみが肛門 501 から直腸 502 内に挿入された状態となる。すなわち、前記挿入補助具 11 は、前記当接部 54 によって、その全体が直腸 502 内に挿入されることが防止される。このとき、術者は、前記当接部 54 をテープなどで患者の臀部 510 へ固定している。

【0070】

このような状態で、術者は、前記操作部 7 の前記把持部 17 を握持し、前記フットスイッチ 25 の足元操作、或いは前記主操作部 18 に設けた進退スイッチの手元操作により、前記挿入部本体 10 の前記螺旋形状部 51 を長手軸回りに回転させる。

20

【0071】

なお、前記収納ケース 12 の案内管固定部材 64 内には、図示しないが前記螺旋形状部 51 にゴム板等を嵌合させることで前記螺旋形状部 51 に与えられた回転力を利用してこの螺旋形状部 51 に推進力を与えるように構成されている。術者は、前記操作部 7 の前記モータボックス 16 内に配設されるモータを上述した足元操作、或いは手元操作によって、回転駆動状態にする。前記螺旋形状部 51 には、基端部分から先端側へ回転力が伝達され、その全体が図 7 の矢印に示すような軸回りに所定の方向へ回転し、前記収納ケース 12 の案内管固定部材 64 から推進力を与えられる。

30

【0072】

推進力を与えられた前記螺旋形状部 51 は、図 2 に示した前記先端側口金 50 が前記螺旋管接続口金 48 を押圧する。これにより、前記先端部 8 及び前記湾曲部 9 を含む前記挿入部本体 10 全体は、前記螺旋形状部 51 の推進力によって、前記先端側案内管 13 及び前記挿入補助具 11 を介して、大腸内の深部に向かって進んでいく。

【0073】

術者は、前記挿入部本体 10 を把持して押し進めることなく、前記挿入補助具 11 の保持管 55 を軽く把持し、前記案内管固定部材 64 内で与えられた推進力のみで前記挿入部本体 10 を大腸内の深部に向かって前進させることができる。

【0074】

このとき、前記螺旋形状部 51 は、腸壁の襞との接触状態が雄ねじと雌ねじとの関係になる。前記螺旋形状部 51 は、前記案内管固定部材 64 内で与えられた推進力と、腸壁の襞との接触により発生した推進力とによりスムーズに前進し、結果として前記挿入部本体 10 は直腸 502 から S 字状結腸 503 に向かって進んでいく。

40

【0075】

図 8 に示すように前記挿入部本体 10 は、前記先端部 8、及び前記湾曲部 9 が S 字状結腸 503 に到達する。このとき、術者は、前記モニタ 4 により映し出された内視鏡画像を見ながら、前記主操作部 18 の前記湾曲操作ノブ 19 (図 1 参照) を操作して、前記湾曲部 9 を S 字状結腸 503 の屈曲状態に合わせて、湾曲操作する。

【0076】

50

術者は、前記湾曲部 9 の湾曲操作により、挿入が困難である S 字状結腸 5 0 3 を推進力が与えられた前記挿入部本体 1 0 により、前進させながら前記先端部 8 をスムーズに通過させることができる。前記挿入部本体 1 0 は、大腸の深部に挿入されるにつれ、前記案内管固定部材 6 4 内で推進力が常に与えられている状態であり、且つ、前記螺旋形状部 5 1 と腸壁との接触長が長くなる。

【 0 0 7 7 】

このため、前記挿入部本体 1 0 は、前記螺旋形状部 5 1 の一部が S 字状結腸 5 0 3 の壁に接触している状態、挿入部本体 1 0 が複雑に屈曲している状態などでも安定した大腸深部方向への推進力が得られる。また、前記挿入部本体 1 0 は、十分な可撓性を有していることから、容易に位置が変化する S 字状結腸 5 0 3 の走行状態を変化させることなく、腸壁に沿ってスムーズに前進していく。

10

【 0 0 7 8 】

また、前記螺旋形状部 5 1 は、上述したように前記樹脂薄膜 9 2 により前記金属製コイル 9 1 のコイル間をつなぐようにこの金属製コイル 9 1 の外周を被覆して前記金属製コイル 9 1 のコイル間を連設して形成しているので例えば、密巻コイルによる構成に比べて重量が飛躍的に軽くなり、前記挿入部本体 1 0 の推進性が大幅に向上する。また、前記挿入部 6 全体の重量を軽減してそれを運搬、セッティングする際の労力を軽減する効果もある。また、前記螺旋形状部 5 1 の螺旋の角度について設計の自由度が高く、螺旋の角度を大きくして腸壁との接触により生じる推進力を大きくすることも容易である。

【 0 0 7 9 】

前記挿入部本体 1 0 は、S 字状結腸 5 0 3 を通過し、その後、S 字状結腸 5 0 3 と可動性に乏しい下行結腸 5 0 4 との境界である屈曲部、下行結腸 5 0 4 と可動性に富む横行結腸 5 0 5 との境界である脾湾曲 5 0 6、横行結腸 5 0 5 と上行結腸 5 0 8 との境界である肝湾曲 5 0 7 の壁に沿うようにスムーズに前進して、図 9 に示すように大腸の走行状態を変化させることなく、例えば目的部位である盲腸 5 0 9 近傍に到達する。

20

【 0 0 8 0 】

この挿入操作の際、術者は、前記先端部 8 が各屈曲部（脾湾曲 5 0 6、肝湾曲 5 0 7）に到達したとき、上述と同じように、前記モニタ 4 により映し出された内視鏡画像を見ながら、前記主操作部 1 8 の前記湾曲操作ノブ 1 9 を操作して、各部位の屈曲状態に合わせて、湾曲操作する。

30

【 0 0 8 1 】

術者は、前記モニタ 4 の内視鏡画像により、前記先端部 8 が盲腸 5 0 9 近傍まで到達したと判断した後、上述の足元操作、或いは手元操作により、一度、前記螺旋形状部 5 1 の回転を停止する。術者は、挿入時に回転させていた軸回りの回転方向とは逆の方向に、前記フットスイッチ 2 5 の足元操作、或いは前記主操作部 1 8 の進退スイッチの手元操作で前記螺旋形状部 5 1 を逆回転させる操作を行う。

【 0 0 8 2 】

つまり、術者は、前記螺旋形状部 5 1 を挿入時とは逆に反転させて、前記先端部 8 を大腸の深部、盲腸 5 0 9 の近傍から抜去する方向へと前記挿入部本体 1 0 を後進させながら大腸検査を行う。術者は、前記挿入部本体 1 0 に手を触れずとも、前記螺旋形状部 5 1 が前記案内管固定部材 6 4 内で与えられた後退力により、前記挿入部本体 1 0 を後退させることができる。また、前記挿入部本体 1 0 は、前記先端部 8 及び前記湾曲部 9 が前記スナッフフィット機能により、前記螺旋形状部 5 1 に引っ張られることで、全体が前記螺旋形状部 5 1 の推進力により後退する。

40

【 0 0 8 3 】

術者は、前記挿入部本体 1 0 の前記先端部 8 が前記挿入補助具 1 1 まで到達したら、この挿入補助具 1 1 と共に、前記挿入部本体 1 0 を患者の肛門 5 0 1 より抜去して、大腸検査を終了する。このとき、前記挿入部本体 1 0 は、前記案内管固定部材 6 4 内で後退力が与えられ、収納ケース 1 2 内に図 6 に示したような元の状態に湾曲しながら収納される。

【 0 0 8 4 】

50

以上に説明したように、本実施例の回転自走式内視鏡システム 1 は、前記挿入部本体 10 を大腸深部へと容易に挿入することができる、挿入性に優れた構成となっている。また、本実施例の内視鏡 2 は、前記収納ケース 12 と、前記挿入補助具 11、或いは前記操作部 7 とを連通するように連結する前記案内管 13, 14 が柔軟な可撓性を有している。このため、本実施例の内視鏡 2 は、前記収納ケース 12 を載置固定しても、術者による前記操作部 7 の把持位置、及び患者の肛門へアプローチする前記挿入補助具 11 の位置が限定されることが無く、所定の許容範囲で所望の位置に動かすことができる。

【0085】

つまり、本実施例の内視鏡 2 は、前記挿入補助具 11 と前記収納ケース 12 とを接続する前記先端側案内管 13 が柔軟なチューブ体であるので、患者の肛門と前記収納ケース 12 との位置関係を一定にする必要がない。また、本実施例の内視鏡 2 は、前記操作部 7 も前記操作部側案内管 14 の柔軟性により、その動きの自由度が制限されない。

10

【0086】

また、術者は、前記収納ケース 12 及び前記案内管 13, 14 が透明、若しくは半透明な材料で形成されるため、前記挿入部本体 10 の動き、特に前記螺旋形状部 51 の回転状態を目視確認することができる。さらに、本実施例の内視鏡 2 は、前記挿入補助具 11 から前記先端側案内管 13、前記収納ケース 12、及び前記操作部側案内管 14 にかけて、夫々の接続部が水密保持されている。このため、本実施例の内視鏡 2 は、例えば、大腸内の汚物などの液体が施術室内に飛び散ることが防止される。そのため、前記挿入部 6 は、衛生的に優れた構造となっている。

20

【0087】

また、前記挿入部本体 10 は、体腔内への挿入前において、前記挿入補助具 11 により患者の肛門 501 による締め付けなどの抵抗を受けることが無いため、撓みの発生を軽減できると共に、回転による擦れが防止される。さらに、前記挿入部本体 10 は、前記挿入補助具 11 により、大腸への導入時に、直接的に肛門 501 と接触しない。そのため、可撓性の高い前記挿入部本体 10 は、肛門 501 による締め付けなどの抵抗を受けることが無いため、大腸への導入性が向上する。

【0088】

この結果、本実施例の回転自走式内視鏡 2、及びその挿入部 6 は、被検部に挿入する前の挿入部本体 10、及び螺旋形状部 51 をスムーズに被検部内へ挿入可能で、操作性に大変優れた構成となっている。また、本実施例の螺旋形状部 51 は、前記樹脂薄膜 92 により疎に巻いた前記金属製コイル 91 のコイル間をつなぐようにこの金属製コイル 91 の外周を被覆して前記金属製コイル 91 のコイル間を連設して形成しているため、低コストで螺旋角度等の設計の自由度が高く、かつ挿入部の推進力にすぐれ、軽量化により運搬、セッティングなど取り回しにもすぐれている。

30

【0089】

なお、上記実施例 1 で説明した前記螺旋形状部 51 は、前記金属製コイル 91 のコイル間をつなぐようにこの金属製コイル 91 の外周を被覆して前記金属製コイル 91 のコイル間を連設しているが、図 10 に示すように形成してもよい。

【0090】

図 10 に示すように螺旋形状部 51 B は、前記金属製コイル 91 のコイル間をつなぐようにこの金属製コイル 91 の内周を被覆して前記金属製コイル 91 のコイル間を連設して構成されている。これにより、変形例の螺旋形状部 51 B は、実施例 1 の螺旋形状部 51 に比べて、回転方向への滑り性がよくなり、回転駆動力を与えるモータの負荷を減じることができる。

40

【0091】

なお、本実施例では、前記モータボックス 16 に内蔵されるモータの回転駆動力を回転筒体である螺旋形状部 51 の基端側に伝達して、螺旋形状部 51 全体を回動するようにしているが、本発明はこれに限定されず、例えばモータの回転駆動力を螺旋形状部 51 の中間部に伝達させて螺旋形状部 51 全体を回動するようにしても構わないし、螺旋形状部 5

50

1の先端部に伝達させて螺旋形状部51全体を回転するような構成であっても構わない。

【0092】

以上の実施例に記載した発明は、その実施例に限ることなく、その他、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々の変形を実施し得ることが可能である。さらに、上記実施形態には、種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組合せにより種々の発明が抽出され得る。

【0093】

例えば、実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果で述べられている効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。

【産業上の利用可能性】

【0094】

本発明の内視鏡及び内視鏡システムは、被検体に挿入可能な可撓性を有する細長なチューブの外周に螺旋形状部を配置したものにおいて、低コストで螺旋角度等の設計の自由度が高く、かつ挿入部の軽量化により推進性が良好で運搬、セッティングの労力を軽減することができるので、複雑に入り組んだ体腔内への挿入部の導入に適している。

【図面の簡単な説明】

【0095】

【図1】本発明の構成を備えた回転自走式内視鏡システムの全体構成を示す外観図である。

【図2】内視鏡の先端部、湾曲部、及び螺旋形状部の一部を示す断面図である。

【図3】操作部側案内管が接続されたコネクタカバーの一部を示す断面図である。

【図4】図3のA矢視図を示す説明図である。

【図5】図2の螺旋形状部を示す説明図である。

【図6】図1の収納ケースを示す上面図である。

【図7】挿入補助具が患者の肛門から直腸へ挿入された状態を示す説明図である。

【図8】大腸内に挿入された挿入部本体がS字状結腸に到達した際の状態を示す説明図である。

【図9】大腸内に挿入された挿入部本体が盲腸近傍に到達した際の状態を示す説明図である。

【図10】図5の螺旋形状部の変形例を示す説明図である。

【符号の説明】

【0096】

- 1 回転自走式内視鏡システム
- 2 回転自走式内視鏡
- 6 内視鏡挿入部
- 7 操作部
- 8 先端硬性部
- 9 湾曲部
- 10 挿入部本体
- 11 挿入補助具
- 12 挿入部収納ケース
- 13 先端側案内管
- 14 操作部側案内管
- 15 コネクタカバー
- 16 モータボックス
- 49 a 内層チューブ
- 51 螺旋形状部
- 91 金属製コイル
- 92 樹脂薄膜

10

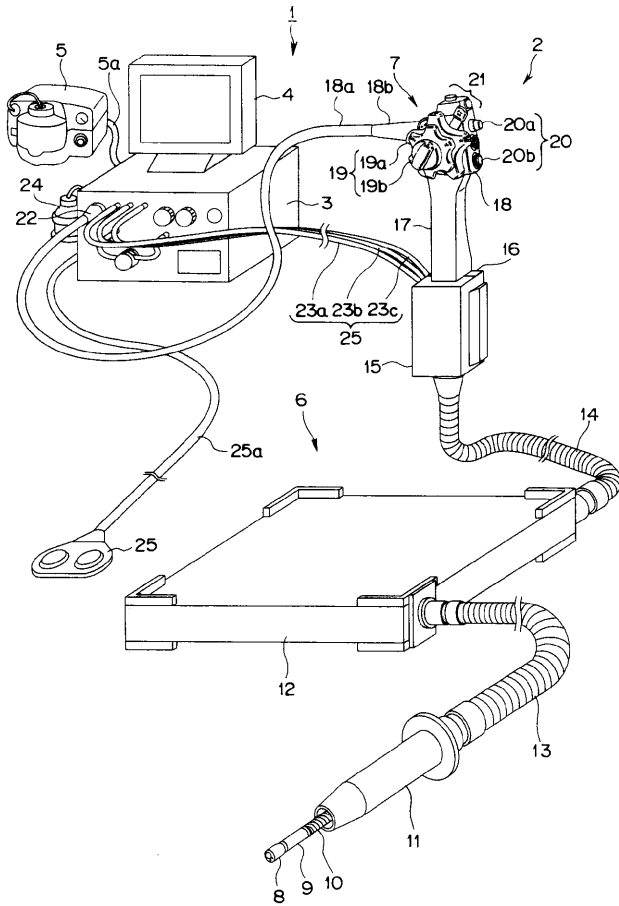
20

30

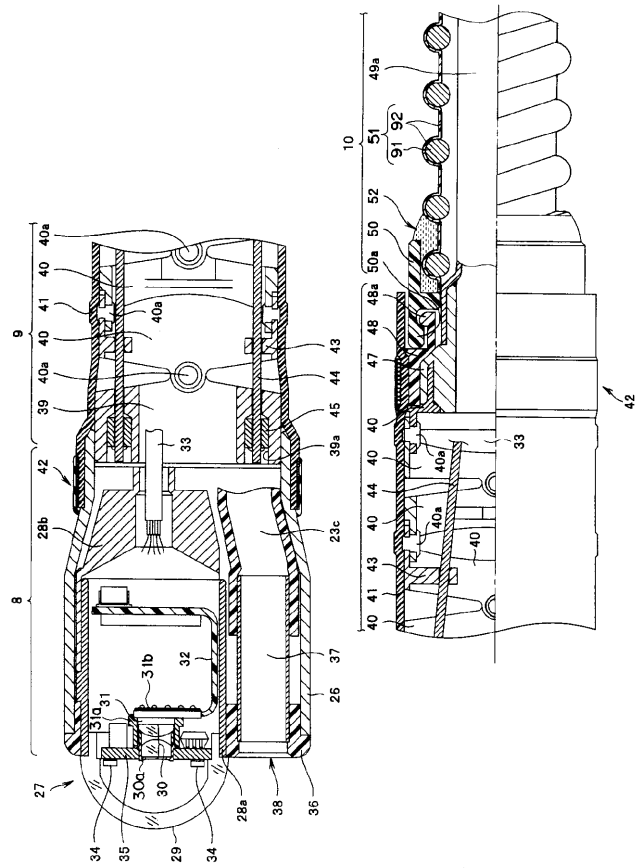
40

50

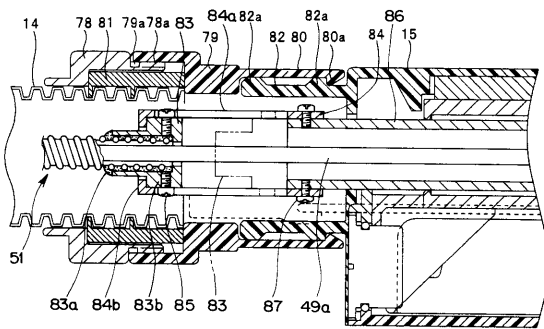
【 図 1 】



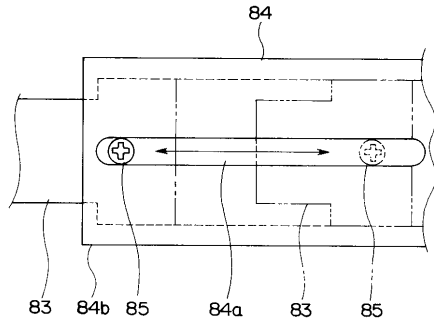
【 図 2 】



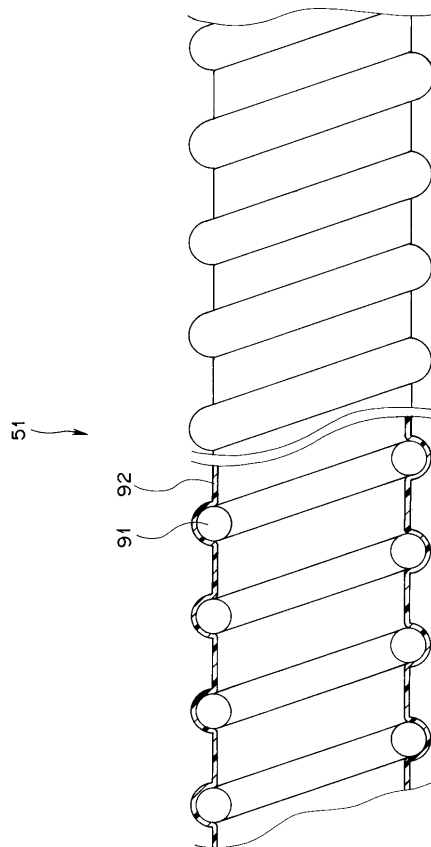
【 図 3 】



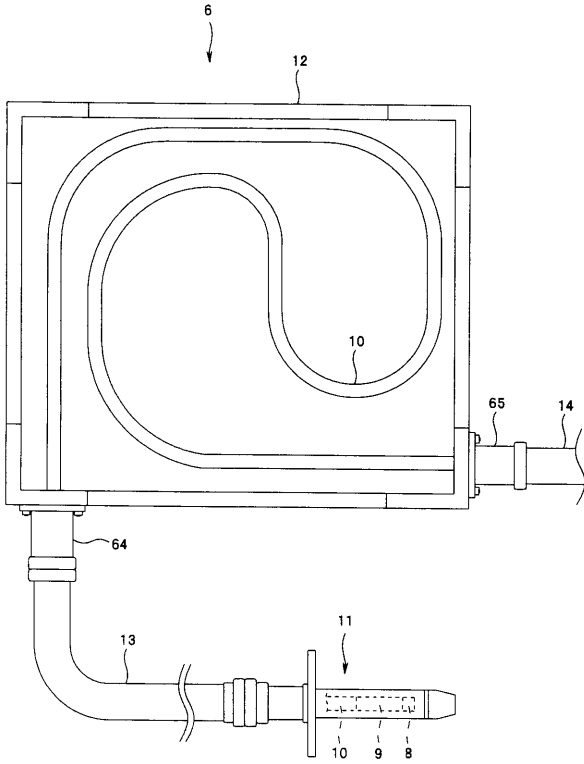
【 図 4 】



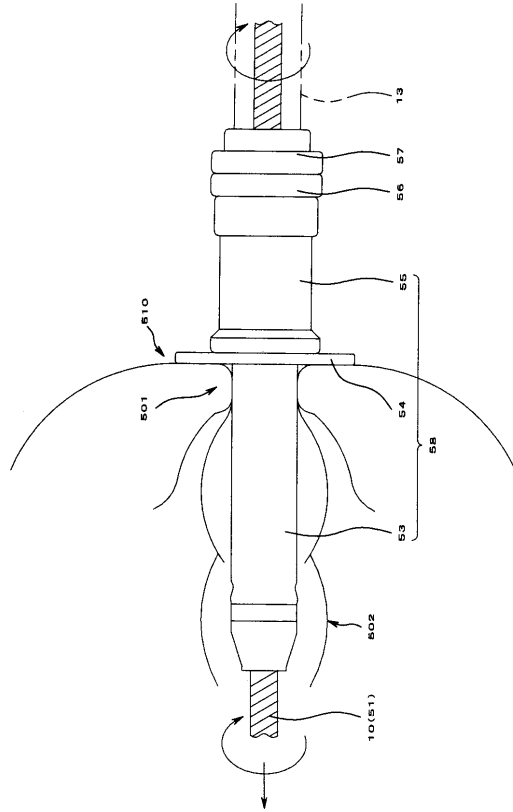
【 図 5 】



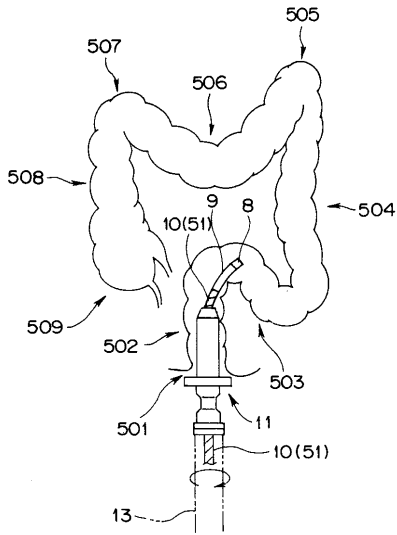
【 図 6 】



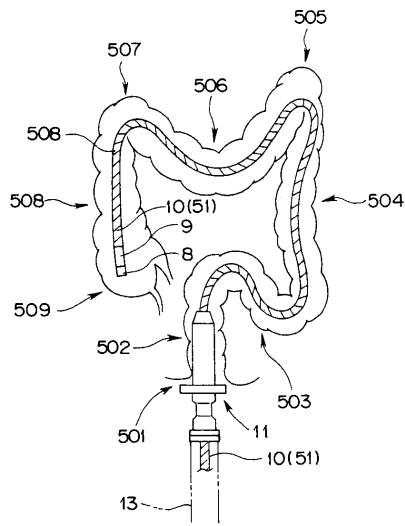
【 図 7 】



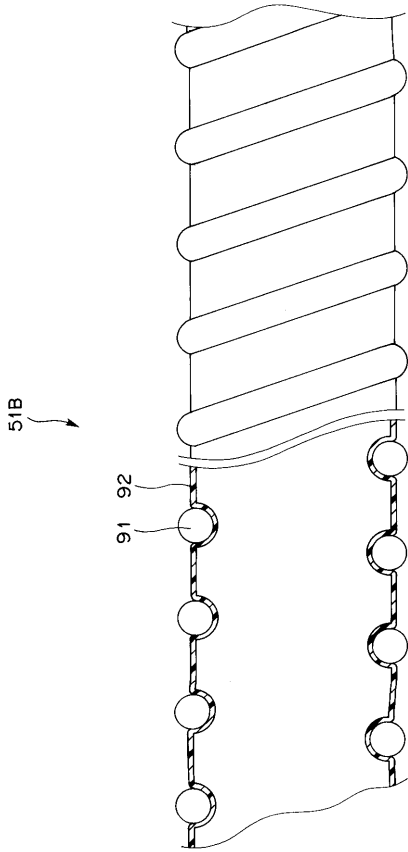
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



专利名称(译)	内窥镜和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2007185383A	公开(公告)日	2007-07-26
申请号	JP2006006783	申请日	2006-01-13
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	外山隆一		
发明人	外山 隆一		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/008 A61B1/00071 A61B1/0011 A61B1/00147 A61B1/0016 A61B1/31		
FI分类号	A61B1/00.320.B G02B23/24.A A61B1/00.610 A61B1/00.612 A61B1/005.511 A61B1/31		
F-TERM分类号	2H040/DA15 2H040/DA16 2H040/DA42 2H040/DA55 4C061/AA04 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF11 4C061/FF25 4C061/JJ06 4C161/AA04 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF11 4C161/FF25 4C161/JJ06		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4922618B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜，其中螺旋角等的设计自由度高，并且插入部分的可操作性可以以螺旋形状部分中的低成本提高在可插入受试者的柔软，细长管的外周上设置;并且还提供内窥镜系统。

ŽSOLUTION：内窥镜配有插入部分主体。插入部分主体包括：柔性内层管49a，其可插入到受试者体内;螺旋形状部分51作为驱动力产生部分，由稀疏缠绕的金属线圈91和连接线圈的树脂薄膜92形成，并设置在内层管49a的外周上，以便随内部自由旋转层管49a作为轴心。Ž

