

(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2006-288433

(P2006-288433A)

(43) 公開日 平成18年10月26日(2006.10.26)

(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 O O P	4 C O 6 1
	A 6 1 B 1/00 3 2 O Z	

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2005-109095 (P2005-109095)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成17年4月5日(2005.4.5)		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	倉 康人
			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
		(72) 発明者	安達 勝貴
			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)	4C061 AA04 BB02 CC06 DD03 FF24
			FF45 GG22 HH60

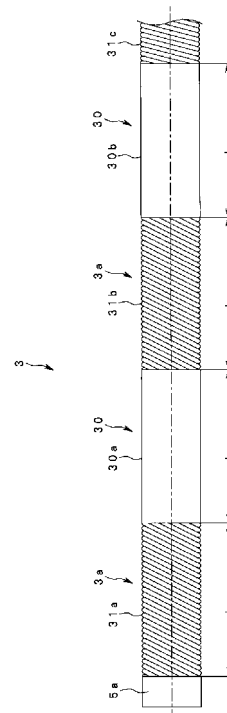
(54) 【発明の名称】 内視鏡用挿入部及び内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】容易に大腸などの体腔内へ内視鏡挿入部を挿入でき、患者に苦痛を与えることなく、内視鏡挿入部の体腔内への挿入性が向上可能な内視鏡用挿入部及び内視鏡システムを実現する。

【解決手段】内視鏡用挿入部は、被検体に挿入可能な内視鏡挿入部と、この内視鏡挿入部の外周面側に設けて内視鏡挿入部の長手軸周りに回転する推進力発生部としての案内管3と、この案内管3に設けてこの案内管3で発生する推進力を低下させる推進力低下手段としての接続体30とを具備して構成されている。さらに好ましくは、案内管3は螺旋形状部3a(31a、31b、31c、...)により構成されている。

【選択図】図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に挿入可能な挿入部と、
前記挿入部の外周面側に設けて前記挿入部の長手軸周りに回転する推進力発生部と、
前記推進力発生部に設けてこの推進力発生部で発生する推進力を低下させる推進力低下手段と、
を具備したことを特徴とする内視鏡用挿入部。

【請求項 2】

前記推進力発生部は、螺旋形状部により構成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用挿入部。

10

【請求項 3】

前記推進力低下手段は、前記螺旋形状部の基端側に設けたことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡用挿入部。

【請求項 4】

前記推進力低下手段は、前記螺旋形状部の外周面に設けた非螺旋形状部であることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡用挿入部。

【請求項 5】

前記推進力低下手段は、前記挿入部の基端側に向かって前記螺旋形状部を少なく構成したことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡用挿入部。

【請求項 6】

前記推進力低下手段は、前記挿入部の基端側に向かって前記螺旋形状部を構成している螺旋の中心同士を結んだ距離を大きく形成したことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡用挿入部。

20

【請求項 7】

前記推進力低下手段は、前記挿入部の基端側に向かって前記螺旋形状部を構成している素線径を太く形成したことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡用挿入部。

【請求項 8】

請求項 1 乃至請求項 7 のいずれか一つに記載の内視鏡用挿入部と、
前記内視鏡用挿入部の前記推進力発生部を長手軸廻り所定方向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。

30

【請求項 9】

細長な可撓性を有する挿入部と、
前記挿入部の外周側に配置し、体腔内壁に当接して回転されることにより推進力を発生する螺旋形状部を外周面に形成して可撓性を有する挿入部案内内部と、
前記挿入部案内内部を長手軸廻り所定方向に回転させる案内内部回転装置と、
前記挿入部案内内部に設け、この挿入部案内内部の推進力を低下させる推進力低下手段と、
を具備したことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 10】

前記推進力低下手段は、前記挿入部案内内部に設けた非螺旋形状部であることを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡システム。

40

【請求項 11】

前記推進力低下手段は、前記螺旋形状部の基端側に設けたことを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

前記推進力低下手段は、前記挿入部案内内部の基端側に向かって前記螺旋形状部を少なく構成したことを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡システム。

【請求項 13】

前記推進力低下手段は、前記挿入部案内内部の基端側に向かって前記螺旋形状部を構成している螺旋の中心同士を結んだ距離を大きく形成したことを特徴とする請求項 9 に記載の

50

内視鏡システム。

【請求項 14】

前記推進力低下手段は、前記挿入部案内部の基端側に向かって前記螺旋形状部を構成している素線径を太く形成したことを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡用挿入部及び内視鏡システム、特に内視鏡挿入部を体腔内に導入するための内視鏡用挿入部及び内視鏡システムに関する。

【背景技術】

10

【0002】

従来より、内視鏡は、医療用に広く用いられている。上記内視鏡は、内視鏡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。

一般的に内視鏡挿入部では、先端側に湾曲部が設けられている。上記湾曲部は、複数の湾曲駒により構成されている。上記湾曲部は、上記湾曲駒に接続されている操作ワイヤを牽引させることによって、例えば上下方向／左右方向に湾曲動作する。操作ワイヤの牽引は、術者が操作部に設けられている例えば湾曲ノブを回転操作することによって行える。

【0003】

術者は、上記内視鏡挿入部を複雑に入り組んだ体腔内、例えば大腸などのように 360° のループを描く管腔に挿入する際、湾曲ノブを操作して湾曲部を湾曲動作させるとともに、挿入部を捻り操作しながら、内視鏡挿入部の先端部を観察目的部位に向けて挿入していく。しかしながら、上記内視鏡操作は、スムーズに短時間で複雑に入り組んだ大腸内の深部まで挿入部を挿入することができるようになるまでに熟練を要する。

20

【0004】

経験の浅い術者においては、内視鏡挿入部を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。このため、従来では、上記内視鏡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、生体管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というものである。

30

【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】

【0005】

40

しかしながら、上記特開平 10 - 113396 号公報に記載されている医療機器の推進装置は、大腸内部を観察しながら大腸などの屈曲する体腔内へ挿入することができない。そのため、上記公報に記載の医療機器の推進装置は、例えば大腸の各屈曲部に医療機器が到達した際、回転部材が大腸の屈曲部に当接などして、医療機器の大腸内への挿入が困難となる場合が生じる。

【0006】

この場合、術者は、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、医療機器の回転部材を回転動作し続けてしまう虞れもある。また、医療機器を大腸などの体腔内に挿入した後、術者は、内視鏡挿入部を医療機器に沿わせながら大腸内に挿入する挿入動作を

50

行う場合もあるので、二度手間であり煩雑である。

【0007】

本発明は、上記問題に鑑みてなされたものであり、容易に大腸などの体腔内へ内視鏡挿入部を挿入でき、患者に苦痛を与えることなく、内視鏡挿入部の体腔内への挿入性が向上可能な内視鏡用挿入部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】

【0008】

本発明による内視鏡用挿入部は、被検体に挿入可能な挿入部と、前記挿入部の外周面側に設けて前記挿入部の長手軸周りに回転する推進力発生部と、前記推進力発生部に設けてこの推進力発生部で発生する推進力を低下させる推進力低下手段と、を具備したことを特徴としている。 10

また、本発明による内視鏡システムは、請求項1乃至請求項7のいずれか一つに記載の内視鏡用挿入部と、前記内視鏡用挿入部の前記推進力発生部を長手軸廻り所定方向に回転させる回転装置と、を具備したことを特徴としている。

また、本発明による内視鏡システムは、細長な可撓性を有する挿入部と、前記挿入部の外周側に配置し、体腔内壁に当接して回転されることにより推進力を発生する螺旋形状部を外周面に形成して可撓性を有する挿入部案内部と、前記挿入部案内部を長手軸廻り所定方向に回転させる案内部回転装置と、前記挿入部案内部に設け、この挿入部案内部の推進力を低下させる推進力低下手段と、を具備したことを特徴としている。

【発明の効果】 20

【0009】

本発明によれば、容易に大腸などの体腔内へ内視鏡挿入部を挿入でき、患者に苦痛を与えることなく、内視鏡挿入部の体腔内への挿入性が向上する内視鏡用挿入部及び内視鏡システムを提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例1】

【0011】

図1ないし図11は本発明の実施例1に係わり、図1は実施例1の内視鏡システムを示す全体構成図、図2は図1の内視鏡挿入部と内視鏡回転装置（以下、回転装置と略記する）との接続を示す説明図、図3は図2の内視鏡挿入部を長手方向に切断した部分断面図、図4は図3の案内管の外観図、図5は図4の案内管の構成を示す説明図、図6は大腸に挿入される内視鏡挿入部の説明図、図7は内視鏡挿入部がS状結腸部をαループを描きながら挿入されている説明図、図8は大腸深部に挿入されている内視鏡挿入部の説明図、図9は図4の変形例を示す案内管の外観図、図10は被覆手段として被覆テープを所定位置に設けて構成されている案内管の外観図、図11は螺旋形状部の構造的性質を示す説明図である。 30

【0012】

図1に示すように、内視鏡システム1は、細長な可撓性を有する内視鏡挿入部2と、内視鏡挿入部2を長手軸廻り所定の方向に回転させるための回転装置6と、内視鏡挿入部2の回転を保持する保護管10と、回転装置6とケーブル6aによって接続されるビデオプロセッサ7と、内視鏡挿入部2による撮像画像を表示するモニタ8とによって主に構成されている。 40

【0013】

ビデオプロセッサ7は、信号処理回路を有している。このビデオプロセッサ7は、内視鏡挿入部2に内蔵されている後述の撮像素子16を駆動させる駆動信号の供給と共に、撮像装置で光電変換されて伝送された電気信号を映像信号に生成してモニタ8へ出力するようになっている。モニタ8の画面上には、ビデオプロセッサ7から出力された映像信号を受けて内視鏡画像が表示される。

【0014】

内視鏡挿入部2は、内視鏡先端部（以下、先端部と略記する。）5aとコネクタ部4との間において挿入部案内部として推進力発生部である案内管3を有し、手術室内の床に触れるのを防止するための保護管10へ遊嵌状態に挿通される。このことによって、内視鏡挿入部2が床等に直接接触することが防止されている。また、内視鏡挿入部2のコネクタ部4は、回転装置6の一側面から突出する略筒体である挿入部保持部9と連結されている。

【0015】

図2に示すように、内視鏡挿入部2の先端部5aは、略円筒形状の穴部であるカメラユニット収納部5Aを有している。カメラユニット収納部5Aには、カメラユニット11が収納され、止着されるようになっている。カメラユニット11は、撮像ユニットとして観察光学系及び照明光学系が内蔵されている。

10

【0016】

また、回転装置6の挿入部保持部9は、先端面から突出した略円筒状の凸部15と複数のピン14（図中、2個）を有している。挿入部保持部9は、ピン14及び凸部15が内視鏡挿入部2のコネクタ部4と嵌合することによって、内視鏡挿入部2と連結されるようになっている。カメラユニット11は、先端面の略中央に観察窓12と、この観察窓12の近傍に照明窓13を有し、基端側から電気ケーブル11aが内視鏡挿入部2の内部に挿通されている。

【0017】

20

次に、図3を参照し、内視鏡挿入部2及び回転装置6について詳しく説明する。

図3に示すように、先端部5aに止着されるカメラユニット11には、観察窓12の後方に配設される観察光学系12aと、観察光学系12aの後方に配設される撮像素子（以下、CCDと称す。）16と、2つの照明窓13から後方に夫々配設される2つの照明光学系13aと、これら照明光学系13aの後方に夫々配設される2つの発光ダイオード（以下、LEDと称す。）17とを有している。

【0018】

また、カメラユニット11の基端側からは、CCD16に接続される画像信号ケーブルと、LED17に接続される電気ケーブル11aが延出している。なお、画像信号ケーブルとLED電源ケーブルとは略同じ電圧にしたほうが良く、夫々のケーブルが近接することによる各種損傷、例えば、電磁誘導などによるCCD16及びLED17の損傷が防止される。

30

【0019】

挿入部本体5は、カメラユニット11から延出する電気ケーブル11aが挿通する貫通孔5bを形成している。この挿入部本体5は、先端部5aが片つばとなり、可撓性を有する略筒体である。また、挿入部本体5は、基端がコネクタ部4に固着され、案内管3が外装されている。案内管3は、内視鏡挿入部2の先端部5aとコネクタ部4との間において、挿入部本体5の外周部に、例えばステンレス製であって、所定の径寸法の金属素線3Aを螺旋状に2層に巻回して所定の可撓性を有するように形成された管である。

【0020】

40

なお、この案内管3は、金属素線3Aを螺旋状に多条（例えば4条）に巻いても良い。螺旋状に巻かれる金属素線3Aは、金属素線間の密着度を高めることができたり、螺旋の角度を種々設定される。したがって、案内管3の外表面には金属素線3Aの表面が形成する螺旋形状部3aが設けられる。さらに、この金属素線3Aは、先端から基端に向かって左巻きの螺旋状に巻回して形成されているほうが好ましい。言い換えれば、金属素線3Aは、左ネジのねじ溝と同じ方向の螺旋に巻回しているほうが好ましく、体腔内、特に大腸内への挿入時に回転装置6の挿入部保持部9を内視鏡挿入部2の長手軸廻り左方向へ回転させたほうが大腸内の腸壁への密着性が高くなり、内視鏡挿入部2の大腸内への挿入性が向上する。

【0021】

50

コネクタ部 4 は、基端面の略中央に略円柱形状の穴である嵌合穴 4 a と、この嵌合穴 4 a の周囲に 2 つのピン穴 4 b を有している。したがって、コネクタ部 4 は、嵌合穴 4 a に挿入部保持部 9 の凸部 1 5 が挿嵌され、2 つのピン穴 4 b に挿入部保持部 9 の 2 つのピン 1 4 が夫々に挿嵌され、挿入部保持部 9 に連結されるようになっている。

【0022】

嵌合穴 4 a は、端面に 3 つの接触端子 4 A を有し、これら接触端子 4 A と複数の電気ケーブル 1 1 a が夫々に接続されている。コネクタ部 4 と挿入部保持部 9 の連結時において、コネクタ部 4 の 3 つの接触端子 4 A が挿入部保持部 9 の凸部 1 5 の 3 つの接触ピン 1 5 a と夫々に接触することによって、C C D 1 6 及び L E D 1 7 が回転装置 6 と電氣的に接続される。

10

【0023】

挿入部保持部 9 は、回転軸上と同じ中心軸を有する集電装置（以下、スリップリングと称す。）1 8 を有し、回転装置 6 の側板と例えばベアリング 2 1 によって長手軸廻り方向に回転できるように保持されている。また、挿入部保持部 9 は、基端部分の外周に、例えば、平歯車形状のギア溝 9 a が形成されている。この挿入部保持部 9 は、基端部分のギア溝 9 a がモータ 2 0 のモータ軸の先端部分に設けられる円筒歯車 2 0 a と噛合され、モータ 2 0 によって所定の長手軸廻り方向、ここでは基端から先端に向かった左方向に回転されるようになっている。

【0024】

これにより、体腔内において、特に大腸内への挿入時に回転装置 6 により挿入部保持部 9 を回転されることで、案内管 3 は、螺旋形状部 3 a が大腸内の腸壁に密着して回転することで、雄ねじが雌ねじに対して作用するような推進力を得るようになっている。ここで、案内管 3 は、先端部 5 a の後端側からコネクタ部 4 までの全周に亘って前記螺旋形状部 3 a が内視鏡挿入部 2 の外周面に形成されているとする。

20

【0025】

この場合、体腔内に挿入された内視鏡挿入部 2 は、先端部 5 a の後端側から体腔内に挿入された所定部位に亘って螺旋形状部 3 a が大腸内の腸壁に密着して上記推進力を得てしまう可能性がある。すると、内視鏡挿入部 2 は、体腔内への挿入が深部になるにつれてこの大腸内の腸壁に密着して推進力を得る螺旋形状部 3 a の長さが増大し、この増大した分の螺旋形状部 3 a によってさらに体腔内への挿入に対して推進力が増加してしまう。そのため、案内管 3 は、術者が所望しているよりも過剰な推進力を得てしまい、必要以上に腸を進展してしまうことにより腸の走行状態を大きく変化させて体腔内への挿入性が悪くなったりする虞れが生じる。

30

【0026】

また、螺旋形状部 3 a は、上述したように密着巻きの積層多条コイル体であるので、加工（製作）が困難であり、特に長くなれば長くなるほど困難度合いが増して加工性が悪くなる虞れが生じる。そこで、本実施例では、案内管 3 に対してこの案内管 3 の推進力を低下させる推進力低下手段を設けるように構成している。

【0027】

すなわち、図 4 及び図 5 に示すように案内管 3 は、推進力低下手段として螺旋形状部 3 a を所定間隔毎に接続体 3 0（3 0 a、3 0 b、...）により繋いで構成されている。さらに具体的に説明すると、前記案内管 3 は、螺旋形状部 3 1 a、接続体 3 0 a、螺旋形状部 3 1 b、接続体 3 0 b、螺旋形状部 3 1 c、... とで構成されている。

40

前記接続体 3 0 a、3 0 b、... は、それぞれ両端の段部 3 2 に螺旋形状部 3 a（3 1 a、3 1 b、3 1 c、...）が接着固定され、これら螺旋形状部 3 a（3 1 a、3 1 b、3 1 c、...）と一体的に回転可能に構成されている。

【0028】

前記接続体 3 0 は、柔軟性を有する部材例えば、ポリウレタンチューブや P T F E（四フッ化エチレン樹脂）等のフッ素系樹脂により形成されている。この接続体 3 0（3 0 a、3 0 b、...）の表面は滑面であり、摩擦係数 μ が例えば 0.015 ~ 0.020 となっ

50

ている。なお、摩擦係数 μ とは、二つの物体の接触面に平行にはたらく摩擦力と、その面に直角にはたらく垂直抗力（圧力）との比である。

【0029】

また、前記螺旋形状部3aの構造的性質は図11に示すようになっている。

図11に示すように前記螺旋形状部3aは、螺旋ピッチ（以下、単にピッチ）P、ピッチ角度PA、素線径Dにより定義される。上記ピッチとは隣りあった螺旋の中心同士を結んだ距離であり、上記ピッチ角度とは長手中心軸に対する螺旋巻き角度（傾き角度）であり、上記線径とは螺旋を構成している金属素線の素線径であり、上記螺旋溝の深さとは隣りあった螺旋の間に形成される溝の角度である。

本実施例では、前記螺旋形状部31a、31b、31c、...のピッチP、ピッチ角度PA、素線径Dが全て同じに形成されている。 10

【0030】

また、前記案内管3は、前記螺旋形状部31a、31b、31c、...の長さ L_{31a} 、 L_{31b} 、 L_{31c} 、...及び前記接続体30a、30b、...の長さ L_{30a} 、 L_{30b} 、...をそれぞれ同じ長さとなるように形成している。つまり、前記案内管3は、前記螺旋形状部3aと接続体30とが交互に連設されて構成されており、これらの構成比率が半々となっている。このため、本実施例の案内管3は、螺旋形状部3aが先端部5aの後端側からコネクタ部4までの全周に亘って内視鏡挿入部2の外周面に形成されている場合に比べて、摩擦力が約1/2程度となり、得られる推進力も約1/2程度となる。

【0031】

また、本実施例の案内管3は、螺旋形状部3aが先端部5aの後端側からコネクタ部4までの全周に亘って内視鏡挿入部2の外周面に形成されている場合に比べて、螺旋形状部3aを半分に構成することができて、その分加工性良く重量も軽くできる。

【0032】

上述のように構成した本実施の形態の内視鏡システム1の動作の説明を行う。

内視鏡挿入部2を大腸に挿入するための準備手順を説明する。

内視鏡挿入部2を大腸の例えば盲腸部まで挿通するにあたり、先ず、医師又は看護師（以下、術者という。）は、保護管10の管内に内視鏡挿入部2を挿通する。そして、保護管10から突出させた内視鏡挿入部2のコネクタ部4を回転装置6の挿入部保持部9に連結させる。このとき、術者は、挿入部保持部9の2つのピン14をコネクタ部4の2つのピン穴4bに夫々挿嵌させ、挿入部保持部9の凸部15をコネクタ部4の嵌合穴4aに挿嵌させる。このことによって、内視鏡挿入部2を大腸内に挿通させるための準備が完了する。また、内視鏡挿入部2の準備とともに、ビデオプロセッサ7及びモニタ8の準備も行う。 30

【0033】

次に、内視鏡挿入部2を患者の大腸に挿入する手順について、図6及び図7を参照しながら説明する。

先ず、術者は、内視鏡挿入部2の先端部分を把持して、ベッドなどに横たわっている患者の肛門71（図6参照）から内視鏡挿入部2の先端部5aを大腸内に挿入する。すると、内視鏡挿入部2の外表面に形成されている螺旋形状部3a（31a、31b、31c、...）が患者の腸壁に接触する。このとき、内視鏡挿入部2に形成されている螺旋形状部3aと腸壁の壁との接触状態が、雄ねじと雌ねじとの関係になる。 40

【0034】

この接触状態において、術者は、回転装置6のモータ20を内視鏡挿入部2の軸廻り左回転方向の駆動状態にする。すると、内視鏡挿入部2が挿入方向に向かって軸廻り左方向に回転して、この挿入部保持部9に取り付けられている内視鏡挿入部2のコネクタ部4が挿入方向に向かって軸廻り左方向に回転する。この回転が内視鏡挿入部2の基端部から螺旋形状部3aと接続体30とに交互に伝達されて先端部5aに到り、内視鏡挿入部2は軸廻り左方向に回転した状態になる。

【0035】

このことによって、回転された内視鏡挿入部 2 の螺旋形状部 3 a と腸壁の壁との接触部分に、雄ねじが雌ねじに対して移動するような、内視鏡挿入部 2 を前進させる推進力が発生する。すると、内視鏡挿入部 2 は、推進力によって大腸内を深部に向かって進んでいく。このとき、術者は、把持している内視鏡挿入部 2 を押し進めるように手元操作してもよい。すると、図 6 に示すように、肛門 7 1 から挿入された内視鏡挿入部 2 は、推進力及び術者の手元操作によって、直腸 7 2 から S 状結腸部 7 3 に向かって進んでいく。そして、内視鏡挿入部 2 が S 状結腸部 7 3 に到達する。

【0036】

内視鏡挿入部 2 は、S 状結腸部 7 3 を通過する際、例えば図 7 に示すように S 状結腸部 7 3 を α ループ形状を形成しながら腸壁に沿って前進していく。このとき、螺旋形状部 3 a が先端部 5 a の後端側からコネクタ部 4 までの全周に亘って内視鏡挿入部 2 の外周面に形成されている場合、ループ状になった腸壁部分に対して接触している外周部分が全て螺旋形状部 3 a であるので、この接触している部分の全てが推進力に寄与してしまい、ループが大きくなって先端の推進を阻む虞れが生じる。

10

【0037】

しかしながら、本実施例では、上述したように螺旋形状部 3 a と接続体 3 0 とが交互に連設されているので、螺旋形状部 3 a が内視鏡挿入部 2 の全周に亘って形成されている場合に比べて螺旋形状部 3 a が半分に構成されているので、過剰な推進力を発生しない。したがって、案内管 3 は、必要以上に腸を進展して挿入性が悪くなったりすることがないので、患者に苦痛を与えることなく、内視鏡挿入部 2 の体腔内への挿入性が向上する。

20

【0038】

そして、内視鏡挿入部 2 は、S 状結腸部 7 3 を通過し、その後、S 状結腸部 7 3 と可動性に乏しい下行結腸部 7 4 との境界である屈曲部、下行結腸部 7 4 と可動性に富んだ横行結腸部 7 5 との境界である脾彎曲部 7 6、横行結腸 7 5 と上行結腸 7 8 との境界である肝彎曲部 7 7 の壁に沿うようにスムーズに前進して、図 8 に示すように大腸の状態を変化させることなく、例えば目的部位である盲腸部 7 9 近傍に到達する。

【0039】

この内視鏡挿入部 2 が患者の大腸内に挿入されている間において、術者は、モニタ 8 の画面上に映し出される大腸内の画像を確認しながら内視鏡挿入部 2 の推進力及び把持している内視鏡挿入部 2 を押し進める手元操作によって大腸の深部まで内視鏡挿入部 2 を挿入する。

30

【0040】

このとき、ビデオプロセッサ 7 は、内視鏡挿入部 2 の回転によってモニタ 8 の画面上に映し出される画像も回転されて表示されないように画像処理している。すなわち、ビデオプロセッサ 7 は、内視鏡挿入部 2 の先端部 5 a の回転周期に同期させた所定の位相位置における静止画像のみがモニタ 8 の画面上に表示されるよう画像処理し、この画像処理した映像信号をモニタ 8 に供給してモニタ 8 の画面上に表示させている。

【0041】

術者は、モニタ 8 に表示される内視鏡画像から案内管 3 が盲腸部 7 9 近傍まで到達したと判断したなら、回転装置 6 のモータ 2 0 の回転を停止させる。このことによって、案内管 3 の前進が停止される。そして、盲腸部 7 9 近傍の内視鏡検査が行われる。

40

【0042】

この結果、実施例 1 の内視鏡システム 1 は、螺旋形状部 3 a が半分に構成されているので、螺旋形状部 3 a が内視鏡挿入部 2 の全周に亘って形成されている場合に比べて過剰な推進力を発生しない。したがって、実施例 1 の内視鏡システム 1 は、容易に大腸などの体腔内へ内視鏡挿入部を挿入でき、患者に苦痛を与えることなく、内視鏡挿入部 2 の体腔内への挿入性が向上する。また、実施例 1 の内視鏡システム 1 は、螺旋形状部 3 a が半分に構成されているので、その分加工性良く重量も軽くできる。

【0043】

なお、本実施例では、挿入部案内部として観察光学系（撮像ユニット 1 1）を備えて内

50

視鏡挿入部と一体的に形成されたフルディスポーサブルタイプの案内管 3 に本発明を適用して構成しているが、本発明はこれに限定されず、案内管 3 としてディスポーサブルシースに本発明を適用して構成してもよく、また、案内管 3 として内視鏡の可撓管部より硬めに形成された管状のチューブである所轄内視鏡用オーバーチューブに本発明を適用しても勿論構わない。

【0044】

また、案内管は、推進力低下手段として基端側に向かって螺旋形状部を少なく構成してもよい。

図 9 に示すように案内管 3 B は、先端部から所定距離までは螺旋形状部 3 a のみで所定距離から以降接続体 3 0 B (3 0 B a、3 0 B b、...) の部分を増やしていき、基端側で螺旋形状部 3 a が接続体 3 0 B よりも少なくなるように構成されている。 10

【0045】

さらに具体的に説明すると、前記案内管 3 B は、螺旋形状部 3 1 B a、接続体 3 0 B a、螺旋形状部 3 1 B b、接続体 3 0 B b、螺旋形状部 3 1 B c、接続体 3 0 B d、螺旋形状部 3 1 B d、接続体 3 0 B e、螺旋形状部 3 1 B e ... とで構成されている。前記接続体 3 0 B は、前記接続体 3 0 と同様に柔軟性を有する部材例えば、ポリウレタンチューブや P T F E (四フッ化エチレン樹脂) 等のフッ素系樹脂により形成されている。この接続体 3 0 (3 0 a、3 0 b、...) の表面は滑面であり、摩擦係数 μ が例えば 0 . 0 1 5 ~ 0 . 0 2 0 となっている。 20

【0046】

前記螺旋形状部 3 1 B a の長さ L_{31Ba} は、例えば前記螺旋形状部 3 1 a の長さ L_{31a} と前記接続体 3 0 a の長さ L_{30a} とを合計した長さである。また、前記螺旋形状部 3 1 B b、3 1 B c の長さ L_{31Bb} 、 L_{31Bc} は、例えば前記接続体 3 0 B a、3 0 B b の長さ L_{30Ba} 、 L_{30Bb} の略 2 倍である。また、前記螺旋形状部 3 1 B d、3 1 B e の長さ L_{31Bd} 、 L_{31Be} は、例えば前記接続体 3 0 B c、3 0 B d の長さ L_{30Bc} 、 L_{30Bd} の略 1 / 3 倍である。

【0047】

つまり、前記案内管 3 B は、先端側が所定の推進力を得て進み易いように螺旋形状部 3 a を所定距離長く形成し、螺旋形状部 3 a の構成比率が接続体 3 0 よりも高く、さらに基端側に向かって螺旋形状部 3 a の構成比率が接続体 3 0 よりも低くなるように構成されている。 30

【0048】

したがって、案内管 3 B は、前記案内管 3 に比べて先端側が体腔内深部へ進み易くなるとともに、基端側から得られる推進力が例えば 1 / 4 倍程度となり基端側に向かって推進力が低下する。これにより、案内管 3 B は、上記実施例 1 と同様な効果を得ることに加え、基端側が余計な推進力を得ること無く、先端側のみが推進力を得ることで、体腔内の深部に挿入されていくにしたがって、適切な推進力を得ることができる。

【0049】

なお、案内管は、推進力低下手段として螺旋形状部を被覆する被覆手段を用いて構成してもよい。 40

図 1 0 に示すように案内管 3 C は、被覆手段として被覆テープ 3 3 を所定位置に所定長さ設けて構成されている。

【0050】

この被覆テープ 3 3 は、前記接続体 3 0 と同様に柔軟性を有する部材例えば、ポリウレタンチューブや P T F E (四フッ化エチレン樹脂) 等のフッ素系樹脂により形成されている。この被覆テープ 3 3 の表面は滑面であり、摩擦係数 μ が例えば 0 . 0 1 5 ~ 0 . 0 2 0 となっている。なお、被覆テープ 3 3 は、潤滑性向上のためにコーティング処理を施して形成してもよい。

【0051】

なお、図 1 0 中において、被覆テープ 3 3 は、螺旋形状部 3 a の所定位置に例えば、接 50

着剤にて貼付して形成しているが、図示しないが螺旋形状部 3 a と同様に巻回して螺旋形状部 3 a の所定部分を覆うように構成してもよい。これにより、案内管 3 C は、上記実施例 1 と同様な効果を得ることに加え、被覆テープ 3 3 を貼付するのみなので簡易に構成できる。

【実施例 2】

【0052】

図 1 2 及び図 1 3 は本発明の実施例 2 に係わり、図 1 2 は実施例 2 の内視鏡システムを構成している案内管の外観図、図 1 3 は図 1 2 の変形例を示す案内管の外観図である。

上記実施例 1 は推進力低下手段として螺旋形状部 3 a を所定間隔毎に接続体 3 0 で繋いで構成しているが、実施例 2 は推進力低下手段として螺旋形状部自体を用いて構成する。それ以外の構成は上記実施例 1 と同様なので、説明を省略し、同じ構成には同じ符号を付して説明する。

10

【0053】

図 1 2 に示すように実施例 2 の内視鏡システムを構成している案内管 3 D は、推進力低下手段として基端側に向かって所定間隔毎に螺旋形状部 3 d のピッチを変えるようにしてこの螺旋形状部 3 d の基端側に推進力低下手段が構成されている。

【0054】

さらに具体的に説明すると前記螺旋形状部 3 d は螺旋形状部 3 1 D a、螺旋形状部 3 1 D b、螺旋形状部 3 1 D c とで構成されており、例えば前記螺旋形状部 3 1 D a の素線径 $D_{3\ 1\ D\ a}$ に対して前記螺旋形状部 3 1 D b が略 3 . 5 倍、前記螺旋形状部 3 1 D c が略 7 倍に幅が広くなるように金属素線が偏平して形成されており、これら金属素線を巻回して構成されている。すなわち、前記螺旋形状部 3 d は、ピッチ $P_{3\ 1\ D\ a}$ に対して前記螺旋形状部 3 1 D b のピッチ $P_{3\ 1\ D\ b}$ が略 3 . 5 倍、前記螺旋形状部 3 1 D c のピッチ $P_{3\ 1\ D\ c}$ が略 7 倍となっており、 $P_{3\ 1\ D\ a} < P_{3\ 1\ D\ b} < P_{3\ 1\ D\ c}$ の関係となっている。

20

【0055】

なお、前記螺旋形状部 3 1 D a の長さ $L_{3\ 1\ D\ a}$ は例えば上記実施例 1 で説明した前記螺旋形状部 3 1 a の長さ $L_{3\ 1\ a}$ と前記接続体 3 0 a の長さ $L_{3\ 0\ a}$ とを合計した長さであり、また前記螺旋形状部 3 1 D b の長さ $L_{3\ 1\ D\ b}$ は前記螺旋形状部 3 1 a の長さ $L_{3\ 1\ a}$ の 2 倍、前記螺旋形状部 3 1 D c の長さ $L_{3\ 1\ D\ c}$ は前記螺旋形状部 3 1 a の長さ $L_{3\ 1\ a}$ の 4 倍となっている。また、前記螺旋形状部 3 1 D a、螺旋形状部 3 1 D b、螺旋形状部 3 1 D c は、上記ピッチ及び素線径以外のピッチ角度 $P A$ が全て同じに形成されている。

30

【0056】

これにより、螺旋形状部 3 d は、先端側の螺旋形状部 3 1 D a のピッチ $P_{3\ 1\ D\ a}$ が前記螺旋形状部 3 1 D b のピッチ $P_{3\ 1\ D\ b}$ 、前記螺旋形状部 3 1 D c のピッチ $P_{3\ 1\ D\ c}$ に比べて小さいので一回転当たりの摩擦力が強くなり推進のための引っかかりが強い。

【0057】

このため、前記螺旋形状部 3 d は、前記螺旋形状部 3 1 D a を有する先端側では推進力を得易く、前記螺旋形状部 3 1 D b、3 1 D c と基端側になるにしたがってピッチが大きくなるので一回転当たりの摩擦力が弱くなり推進力が低下する。したがって、案内管 3 D は、体腔内への挿入長が長くなるほど推進力が低下する。この結果、実施例 2 の内視鏡システムは、上記実施例 1 と同様な効果を得る。

40

【0058】

なお、案内管は、推進力低下手段として基端側に向かって螺旋形状部の螺旋溝の深さが徐々に浅くなるように構成してもよい。

図 1 3 に示すように案内管 3 E は、推進力低下手段として基端側に向かって所定間隔毎に螺旋形状部 3 e の螺旋溝の深さが徐々に浅くなるようにしてこの螺旋形状部 3 e の基端側に推進力低下手段が構成されている。

【0059】

50

さらに具体的に説明すると前記螺旋形状部 3 e は螺旋形状部 3 1 E a、螺旋形状部 3 1 E b、螺旋形状部 3 1 E c とで構成されており、例えば前記螺旋形状部 3 1 E c の素線径 $D_{3\ 1\ E\ c}$ が前記螺旋形状部 3 1 E b の素線径 $D_{3\ 1\ E\ b}$ の略 3 . 5 倍、前記螺旋形状部 3 1 E a の素線径 $D_{3\ 1\ E\ a}$ が前記螺旋形状部 3 1 E b の素線径 $D_{3\ 1\ E\ b}$ の略 7 倍になるように金属素線の素線径が小径に形成されており、これら金属素線を巻回して構成されている。

【0060】

すなわち、前記螺旋形状部 3 e は、前記螺旋形状部 3 1 E a の螺旋溝の深さが前記螺旋形状部 3 1 E b、3 1 E c の螺旋溝の深さよりも深く、また前記螺旋形状部 3 1 E b の螺旋溝の深さが前記螺旋形状部 3 1 E c の螺旋溝の深さよりも深くなるようになっている。なお、前記螺旋形状部 3 1 E a の長さ $L_{3\ 1\ E\ a}$ は例えば上記実施例 1 で説明した前記螺旋形状部 3 1 a の長さ $L_{3\ 1\ a}$ と前記接続体 3 0 a の長さ $L_{3\ 0\ a}$ とを合計した長さであり、また前記螺旋形状部 3 1 E b の長さ $L_{3\ 1\ E\ b}$ は前記螺旋形状部 3 1 a の長さ $L_{3\ 1\ a}$ の 2 倍、前記螺旋形状部 3 1 E c の長さ $L_{3\ 1\ E\ c}$ は前記螺旋形状部 3 1 a の長さ $L_{3\ 1\ a}$ の 4 倍となっている。

10

【0061】

また、前記螺旋形状部 3 d は、ピッチ $P_{3\ 1\ E\ a}$ に対して前記螺旋形状部 3 1 E b のピッチ $P_{3\ 1\ E\ b}$ が略 3 . 5 倍、前記螺旋形状部 3 1 E c のピッチ $P_{3\ 1\ E\ c}$ が略 7 倍となっている。また、前記螺旋形状部 3 1 E a、螺旋形状部 3 1 E b、螺旋形状部 3 1 E c は、ピッチ及び素線径以外のピッチ角度 $P A$ が全て同じに形成されている。

20

【0062】

これにより、螺旋形状部 3 e は、先端側の螺旋形状部 3 1 E a が螺旋形状部 3 1 E b、螺旋形状部 3 1 E c よりも太径に形成されることにより、前記螺旋形状部 3 1 E a のピッチ $P_{3\ 1\ E\ a}$ が前記螺旋形状部 3 1 E b のピッチ $P_{3\ 1\ E\ b}$ 、前記螺旋形状部 3 1 E c のピッチ $P_{3\ 1\ E\ c}$ に比べて大きい、前記螺旋形状部 3 1 E a の螺旋溝の深さが前記螺旋形状部 3 1 E b、前記螺旋形状部 3 1 E c よりも深いので一回転当たりの摩擦力が強くなり推進のための引っかかりが強い。

【0063】

このため、前記螺旋形状部 3 e は、前記螺旋形状部 3 1 E a を有する先端側では推進力を得易く、前記螺旋形状部 3 1 E b、3 1 E c と基端側になるにしたがって螺旋溝の深さが浅くなるので一回転当たりの摩擦力が弱くなり推進力が低下する。したがって、案内管 3 E は、上記実施例 2 と同様に体腔内への挿入長が長くなるほど推進力が低下して同様な結果を得る。

30

【0064】

なお、本発明は、以上述べた実施例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。

【産業上の利用可能性】

【0065】

本発明の内視鏡用挿入部及び内視鏡システムは、容易に大腸などの体腔内へ内視鏡挿入部を挿入でき、患者に苦痛を与えることなく、内視鏡挿入部の体腔内への挿入性が向上するので、複雑に入り組んだ体腔内への内視鏡挿入部の導入に適している。

40

【図面の簡単な説明】

【0066】

【図 1】実施例 1 の内視鏡システムを示す全体構成図である。

【図 2】図 1 の内視鏡挿入部と内視鏡回転装置（以下、回転装置と略記する）との接続を示す説明図である。

【図 3】図 2 の内視鏡挿入部を長手方向に切断した部分断面図である。

【図 4】図 3 の案内管の外観図である。

【図 5】図 4 の案内管の構成を示す説明図である。

【図 6】大腸に挿入される内視鏡挿入部の説明図である。

50

【図 7】内視鏡挿入部が S 状結腸部を α ループを描きながら挿入されている説明図である。

【図 8】腸深部に挿入されている内視鏡挿入部の説明図である。

【図 9】図 4 の変形例を示す案内管の外観図である。

【図 10】被覆手段として被覆テープを所定位置に設けて構成されている案内管の外観図である。

【図 11】螺旋形状部の構造的性質を示す説明図である。

【図 12】実施例 2 の内視鏡システムを構成している案内管の外観図である。

【図 13】図 12 の変形例を示す案内管の外観図である。

【符号の説明】

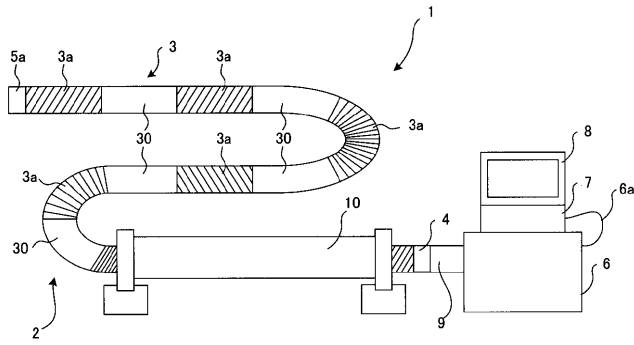
10

【0067】

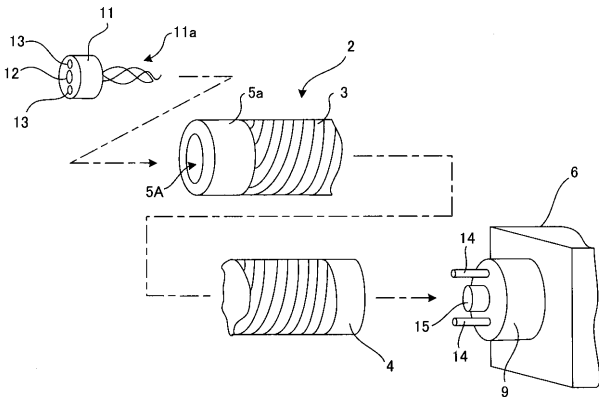
- 1 内視鏡システム
- 2 内視鏡挿入部
- 3 案内管
- 3 a (3 1 a , 3 1 b , 3 1 c) 螺旋形状部
- 3 A 金属素線
- 5 a 先端部
- 5 挿入部本体
- 6 回転装置
- 7 ビデオプロセッサ
- 8 モニタ
- 9 挿入部保持部
- 10 保護管
- 11 撮像ユニット
- 12 a 観察光学系
- 13 a 照明光学系
- 20 モータ
- 30 (30 a , 30 b) 接続体

20

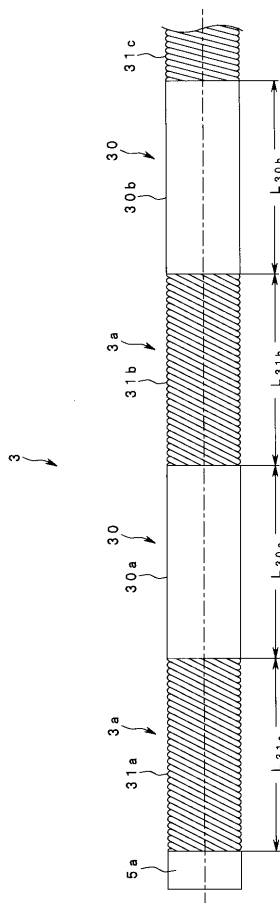
【図 1】



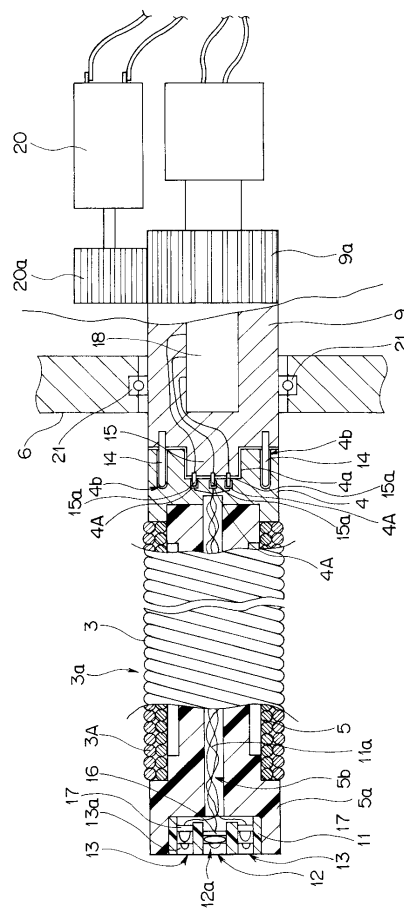
【図 2】



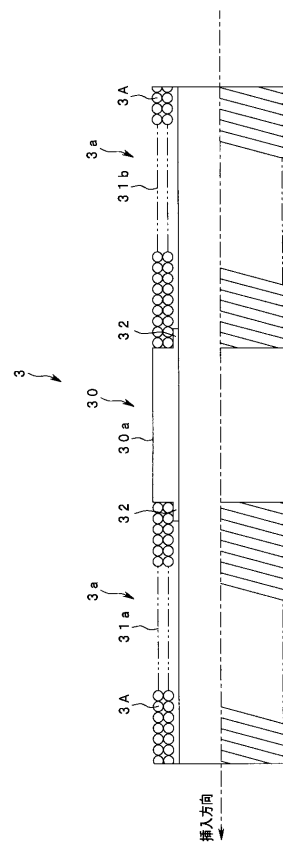
【図 4】



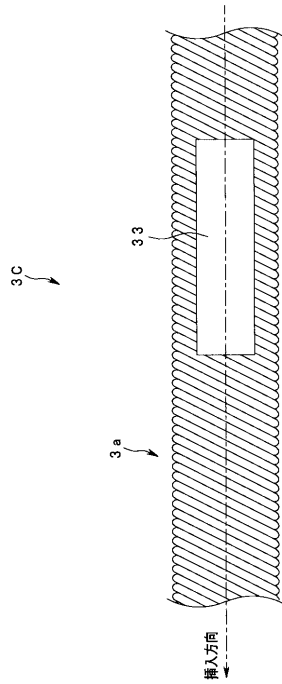
【図 3】



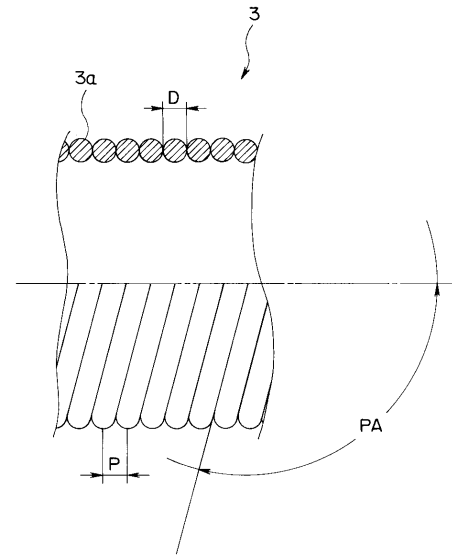
【図 5】



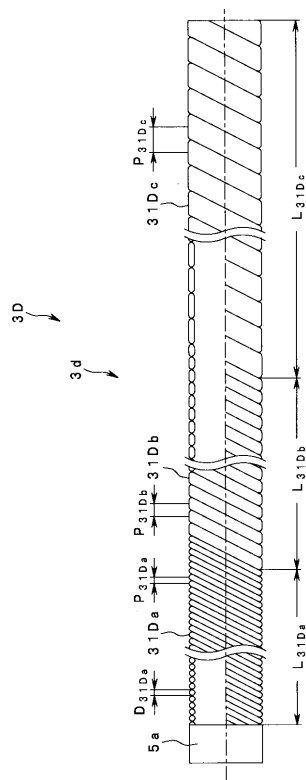
【図 1 0】



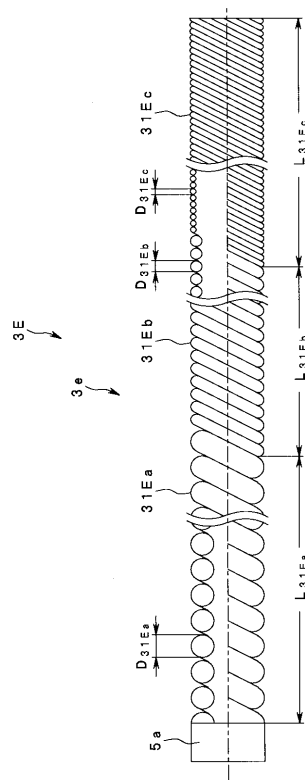
【図 1 1】



【図 1 2】



【図 1 3】



专利名称(译)	用于内窥镜和内窥镜系统的插入部件		
公开(公告)号	JP2006288433A	公开(公告)日	2006-10-26
申请号	JP2005109095	申请日	2005-04-05
[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	倉康人 安達勝貴		
发明人	倉 康人 安達 勝貴		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/0016		
FI分类号	A61B1/00.300.P A61B1/00.320.Z A61B1/00.320.B A61B1/00.610 A61B1/00.715 A61B1/01		
F-TERM分类号	4C061/AA04 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF24 4C061/FF45 4C061/GG22 4C061/HH60 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF24 4C161/FF45 4C161/GG22 4C161/HH60		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4891560B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：将内窥镜插入部分容易地插入诸如大肠的体腔中，并且改善内窥镜插入部分进入体腔的可插入性而不给患者带来疼痛并实现内窥镜系统。内窥镜插入部分包括可插入到对象中的内窥镜插入部分，并且设置在内窥镜插入部分的外周表面侧上并围绕内窥镜插入部分的纵向轴线旋转。它包括作为推进力产生部分的导管3和作为推进力减小装置的连接体30，该连接体30设置在导管3上以减小由导管3产生的推进力。更优选地，引导管3由螺旋形部分3a (31a , 31b , 31c ,) 构成。[选图]图4

