

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4891560号  
(P4891560)

(45) 発行日 平成24年3月7日(2012.3.7)

(24) 登録日 平成23年12月22日(2011.12.22)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

請求項の数 11 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2005-109095 (P2005-109095)	(73) 特許権者	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
(65) 公開番号	特開2006-288433 (P2006-288433A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(43) 公開日	平成18年10月26日(2006.10.26)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成20年2月8日(2008.2.8)		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4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4番2号 オリンパス株式会社内
		審査官	門田 宏

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用挿入部及び内視鏡システム

(57) 【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前記挿入部の長手方向に所定の長さを有するように、素線を螺旋状に密状に巻回した、間欠的に複数設けられた螺旋形状部からなる、前記挿入部の長手方向周りに回転されることにより前記各螺旋形状部が体腔壁に接触して前記挿入部に推進力を発生させる推進力発生部と、

前記挿入部の外周面に前記挿入部の長手方向に所定の長さを有するように設けられた、前記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、

前記推進力発生部と、前記推進力低下手段とが、前記挿入部の長手方向に交互に配置されるように、それぞれ複数ずつ設けられ、前記挿入部の長手軸周りに回転する案内管と、  
を具備することを特徴とする内視鏡用挿入部。

10

【請求項 2】

前記複数の推進力低下手段のそれぞれが前記挿入部先端側の前記複数の推進力発生部の各前記螺旋形状部で発生する前記挿入部の推進力を低下するよう、前記挿入部の先端側を前記推進力発生部として、前記挿入部の先端側から基端側に向けて順に前記推進力発生部と前記推進力低下手段とを交互に設けたことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用挿入部。

【請求項 3】

前記推進力低下手段は、前記挿入部の外周面側に設けた、表面が滑面の柔軟性を有する

20

チューブ体から形成された非螺旋形状部であることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の内視鏡用挿入部。

【請求項 4】

前記複数の推進力発生部と前記複数の推進力低下手段は、前記挿入部の長手方向に沿った長さを同じに構成した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挿入部。

【請求項 5】

前記複数の推進力発生部は、前記挿入部の基端側に向かって、前記螺旋形状部の構成比率が少なくなるように、前記挿入部の長手方向に沿った長さを短く構成し、

前記複数の推進力低下手段は、前記挿入部の基端側に向かって前記挿入部の長手方向に沿った長さを長く構成した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挿入部。

【請求項 6】

前記挿入部先端側の前記螺旋形状部の前記挿入部の長手方向に沿った長さを、先端側の前記推進力低下手段の前記挿入部の長手方向に沿った長さの略 2 倍とし、

前記挿入部基端側の前記螺旋形状部の前記挿入部の長手方向に沿った長さを、基端側の前記推進力低下手段の前記挿入部の長手方向に沿った長さの略 1/3 倍としたことを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡用挿入部。

【請求項 7】

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られ、前記挿入部の長手方向に所定の長さを有するように素線を螺旋状に密状に巻回することで表面に螺旋形状部が形成されており、前記挿入部の長手方向周りに回転されることで、体腔壁に接触する前記螺旋形状部によって前記挿入部に推進力を発生させる推進力発生部と、

を備え、

前記推進力発生部は、前記挿入部の基端側に向かって、所定間隔毎に前記螺旋形状部を構成している前記素線を扁平して形成し、前記挿入部の基端側に向けて螺旋のピッチ幅を広くして、前記挿入部の推進力を先端側で得易くして基端側で低下するようにしたことを特徴とする内視鏡用挿入部。

【請求項 8】

前記螺旋形状部は、先端側の前記ピッチ幅を基準に、基端に向けて順に略 3 . 5 倍、略 7 倍となるように前記所定間隔毎に前記螺旋のピッチ幅を広くしたことを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡用挿入部。

【請求項 9】

前記螺旋形状部は、前記基準の前記ピッチ幅の部分における前記挿入部の長手方向に沿った長さに対して、前記略 3 . 5 倍の前記ピッチ幅の部分が前記挿入部の長手方向に沿った長さが 2 倍であり、前記略 7 倍の前記ピッチ幅の部分が前記挿入部の長手方向に沿った長さが 4 倍であることを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡用挿入部。

【請求項 10】

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られ、前記挿入部の長手方向に所定の長さを有するように素線を螺旋状に密状に巻回することで表面に螺旋形状部が形成されており、前記挿入部の長手方向周りに回転されることで、体腔壁に接触する前記螺旋形状部によって前記挿入部に推進力を発生させる推進力発生部と、

を備え、

前記推進力発生部は、前記挿入部の基端側に向かって、所定間隔毎に前記螺旋形状部を構成している前記素線の素線径を細く形成し、前記挿入部の基端側に向けて螺旋溝の深さが浅くなるようにして、前記挿入部の推進力を先端側で得易くして基端側で低下するようにしたことを特徴とする内視鏡用挿入部。

【請求項 11】

請求項 1 から請求項 10 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案内管または前記推進力発生部を長手方向周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。

【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動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、その対処法に対する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】

本発明の一態様の内視鏡用挿入部は、被検体に挿入可能な挿入部と、前記挿入部の外周面側に前記挿入部の長手方向に所定の長さを有するように、素線を螺旋状に密状に巻回した、間欠的に複数設けられた螺旋形状部からなる、前記挿入部の長手方向周りに回転されることにより前記各螺旋形状部が体腔壁に接触して前記挿入部に推進力を発生させる推進力発生部と、前記挿入部の外周面に前記挿入部の長手方向に所定の長さを有するように設けられた、前記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、前記推進力発生部と、前記推進力低下手段とが、前記挿入部の長手方向に交互に配置されるように、それぞれ複数ずつ設けられ、前記挿入部の長手軸周りに回転する案内管と、を具備する。

10

また、本発明の他の態様の内視鏡用挿入部は、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られ、前記挿入部の長手方向に所定の長さを有するように素線を螺旋状に密状に巻回することで表面に螺旋形状部が形成されており、前記挿入部の長手方向周りに回転されることで、体腔壁に接触する前記螺旋形状部によって前記挿入部に推進力を発生させる推進力発生部と、を備え、前記推進力発生部は、前記挿入部の基端側に向かって、所定間隔毎に前記螺旋形状部を構成している前記素線を扁平して形成し、前記挿入部の基端側に向けて螺旋のピッチ幅を広くして、前記挿入部の推進力を先端側で得易くして基端側で低下するようにした。

20

さらに、本発明の他の態様の内視鏡用挿入部は、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られ、前記挿入部の長手方向に所定の長さを有するように素線を螺旋状に密状に巻回することで表面に螺旋形状部が形成されており、前記挿入部の長手方向周りに回転されることで、体腔壁に接触する前記螺旋形状部によって前記挿入部に推進力を発生させる推進力発生部と、を備え、前記推進力発生部は、前記挿入部の基端側に向かって、所定間隔毎に前記螺旋形状部を構成している前記素線の素線径を細く形成し、前記挿入部の基端側に向けて螺旋溝の深さが浅くなるようにして、前記挿入部の推進力を先端側で得易くして基端側で低下するようにした。

30

また、本発明による内視鏡システムは、いずれか一つの上記内視鏡用挿入部と、前記内視鏡用挿入部の前記案内管または前記推進力発生部を、長手方向廻りの所定方向に回転させる回転装置と、を具備する。

【発明の効果】

【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。

40

【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状結腸部をループを描きなが

50

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。

【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。

10

【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管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。

20

【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。

【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。

30

【0017】

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。

40

【0018】

また、カメラユニット 11 の基端側からは、CCD 16 に接続される画像信号ケーブルと、LED 17 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 CCD 16 及び LED 17 の損傷が防止される。

【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

50

孔 5 b を形成している。この挿入部本体 5 は、先端部 5 a 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 5 a 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 3 A 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。

【 0 0 2 0 】

なお、この案内管 3 は、金属素線 3 A 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 3 A 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 3 A の表面が形成する螺旋形状部 3 a が設けられる。さらに、この金属素線 3 A 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 3 A 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。

【 0 0 2 1 】

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。

【 0 0 2 2 】

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。

【 0 0 2 3 】

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。

【 0 0 2 4 】

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。

【 0 0 2 5 】

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。

【 0 0 2 6 】

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。

【 0 0 2 7 】

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。

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。

【 0 0 2 8 】

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  $\mu$  が例えば 0.015 ~ 0.020 となっている。なお、摩擦係数  $\mu$  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。

【 0 0 2 9 】

また、前記螺旋形状部 3 a の構造的性質は図 1 1 に示すようになっている。

図 1 1 に示すように前記螺旋形状部 3 a は、螺旋ピッチ（以下、単にピッチ）P、ピッチ角度 P A、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 3 1 a、3 1 b、3 1 c、...のピッチ P、ピッチ角度 P A、素線径 D が全て同じに形成されている。

【 0 0 3 0 】

また、前記案内管 3 は、前記螺旋形状部 3 1 a、3 1 b、3 1 c、...の長さ  $L_{31a}$ 、 $L_{31b}$ 、 $L_{31c}$ 、...及び前記接続体 3 0 a、3 0 b、...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 3 a と接続体 3 0 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 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。

【 0 0 3 1 】

また、本実施例の案内管 3 は、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に比べて、螺旋形状部 3 a 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。

【 0 0 3 2 】

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、まず、医師又は看護師（以下、術者という。）は、保護管 1 0 の管内に内視鏡挿入部 2 を挿通する。そして、保護管 1 0 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 1 4 をコネクタ部 4 の 2 つのピン穴 4 b に夫々挿嵌させ、挿入部保持部 9 の凸部 1 5 をコネクタ部 4 の嵌合穴 4 a 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。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 3 】

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。

まず、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 7 1 ( 図 6 参照 ) から内視鏡挿入部 2 の先端部 5 a 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 3 a ( 3 1 a、3 1 b、3 1 c、... ) 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 3 a 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。

## 【 0 0 3 4 】

この接触状態において、術者は、回転装置 6 のモータ 2 0 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 3 a と接続体 3 0 とに交互に伝達されて先端部 5 a 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。

10

## 【 0 0 3 5 】

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。

20

## 【 0 0 3 6 】

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 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。

30

## 【 0 0 3 7 】

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。

## 【 0 0 3 8 】

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。

40

## 【 0 0 3 9 】

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。

## 【 0 0 4 0 】

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

50

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。

【 0 0 4 1 】

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。

【 0 0 4 2 】

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。

10

【 0 0 4 3 】

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す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

20

【 0 0 4 4 】

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。

【 0 0 4 5 】

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  $\mu$  が例えば 0.015 ~ 0.020 となっている。

30

【 0 0 4 6 】

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。

40

【 0 0 4 7 】

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。

【 0 0 4 8 】

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

50

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。

【 0 0 4 9 】

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。

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。

【 0 0 5 0 】

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  $\mu$  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。

【 0 0 5 1 】

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 】

【 0 0 5 2 】

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。

【 0 0 5 3 】

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。

【 0 0 5 4 】

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  $D_{31Da}$  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 倍に幅が広が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  $P_{31Da}$  に対して前記螺旋形状部 3 1 D b のピッチ  $P_{31Db}$  が略 3 . 5 倍、前記螺旋形状部 3 1 D c のピッチ  $P_{31Dc}$  が略 7 倍となっており、ピッチ  $P_{31Da} < P_{31Db} < P_{31Dc}$  の関係となっている。

【 0 0 5 5 】

なお、前記螺旋形状部 3 1 D a の長さ  $L_{31Da}$  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  $L_{31a}$  と前記接続体 3 0 a の長さ  $L_{30a}$  とを合計した長さであり、また前記螺旋形状部 3 1 D b の長さ  $L_{31Db}$  は前記螺旋形状部 3 1 a の長さ  $L_{31a}$  の 2 倍、前記螺旋形状部 3 1 D c の長さ  $L_{31Dc}$  は前記螺旋形状部 3 1 a の長さ  $L_{31a}$  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。

【 0 0 5 6 】

10

20

30

40

50

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  $P_{31D a}$  が前記螺旋形状部 3 1 D b のピッチ  $P_{31D b}$ 、前記螺旋形状部 3 1 D c のピッチ  $P_{31D c}$  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。

【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 13 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】

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  $D_{31E c}$  が前記螺旋形状部 3 1 E b の素線径  $D_{31E b}$  の略 3.5 倍、前記螺旋形状部 3 1 E a の素線径  $D_{31E a}$  が前記螺旋形状部 3 1 E b の素線径  $D_{31E b}$  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  $L_{31E a}$  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  $L_{31a}$  と前記接続体 3 0 a の長さ  $L_{30a}$  とを合計した長さであり、また前記螺旋形状部 3 1 E b の長さ  $L_{31E b}$  は前記螺旋形状部 3 1 a の長さ  $L_{31a}$  の 2 倍、前記螺旋形状部 3 1 E c の長さ  $L_{31E c}$  は前記螺旋形状部 3 1 a の長さ  $L_{31a}$  の 4 倍となっている。

【0061】

また、前記螺旋形状部 3 d は、ピッチ  $P_{31E a}$  に対して前記螺旋形状部 3 1 E b のピッチ  $P_{31E b}$  が略 3.5 倍、前記螺旋形状部 3 1 E c のピッチ  $P_{31E c}$  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  $PA$  が全て同じに形成されている。

【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  $P_{31E a}$  が前記螺旋形状部 3 1 E b のピッチ  $P_{31E b}$ 、前記螺旋形状部 3 1 E c のピッチ  $P_{31E c}$  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。

【0064】

10

20

30

40

50

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。

【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。

10

【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。

【図7】内視鏡挿入部がS状結腸部を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。

20

【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】

【0067】

1 内視鏡システム

2 内視鏡挿入部

3 案内管

30

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

40

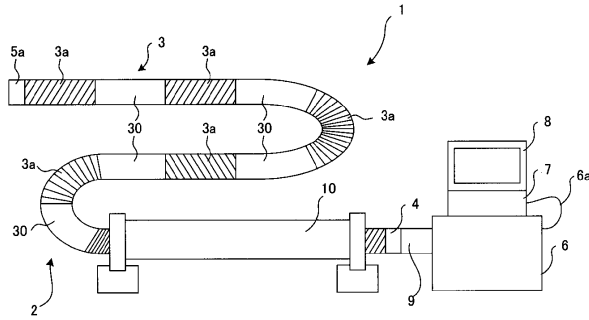
12 a 観察光学系

13 a 照明光学系

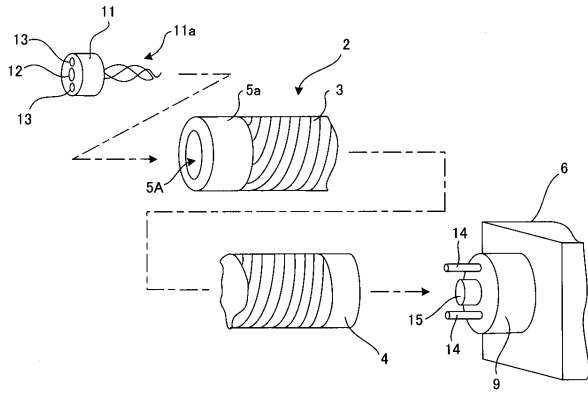
20 モータ

30 ( 3 0 a , 3 0 b ) 接続体

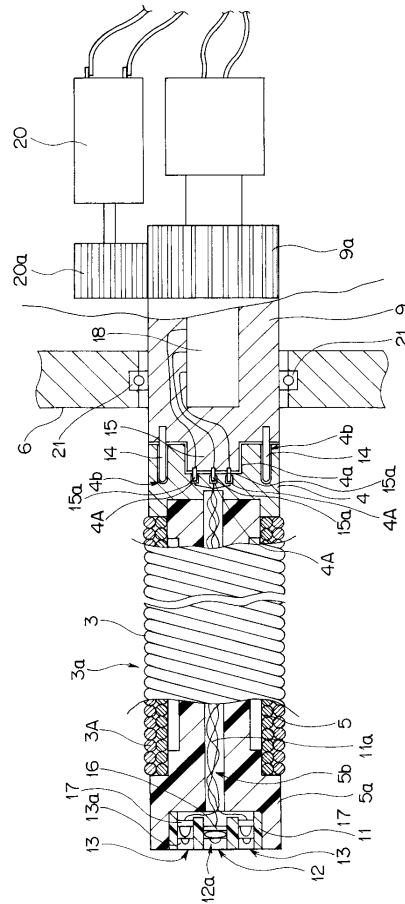
【図1】



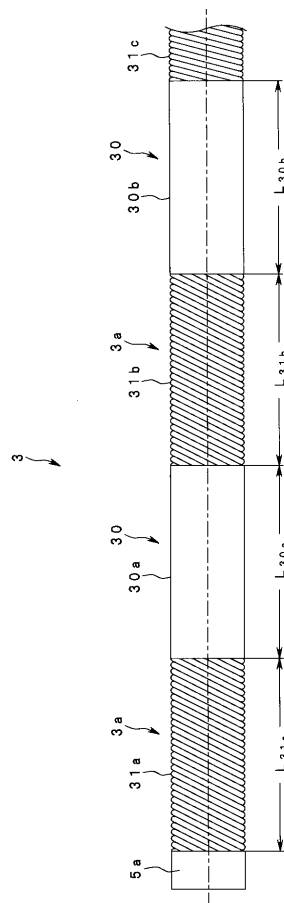
【図2】



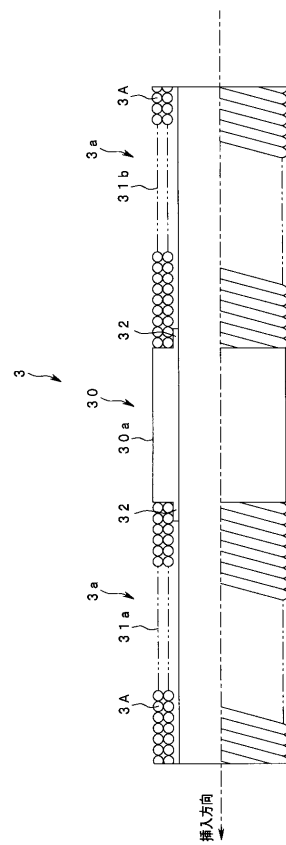
【図3】



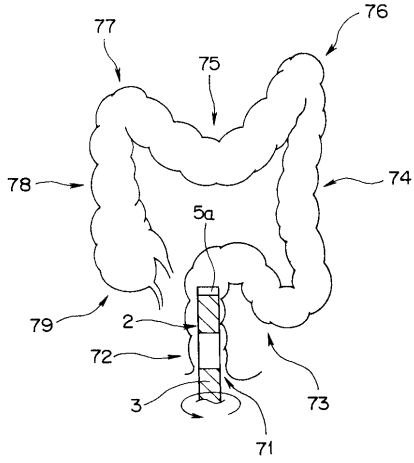
【図4】



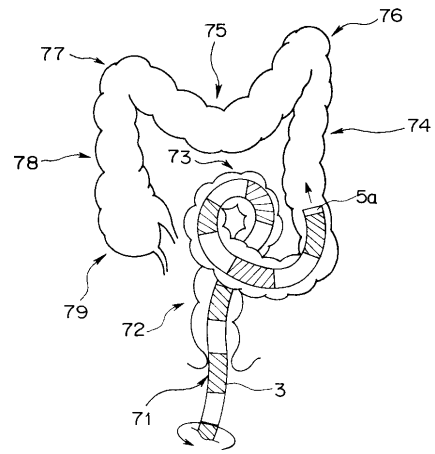
【図5】



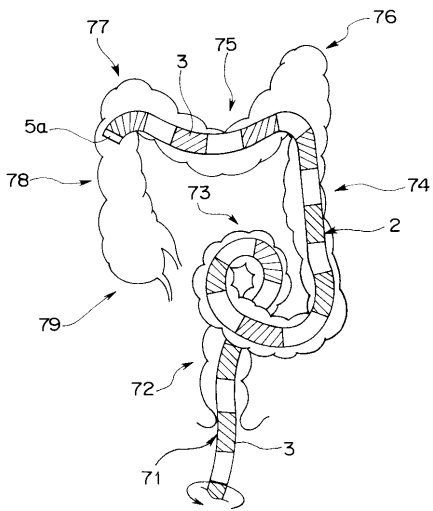
【図 6】



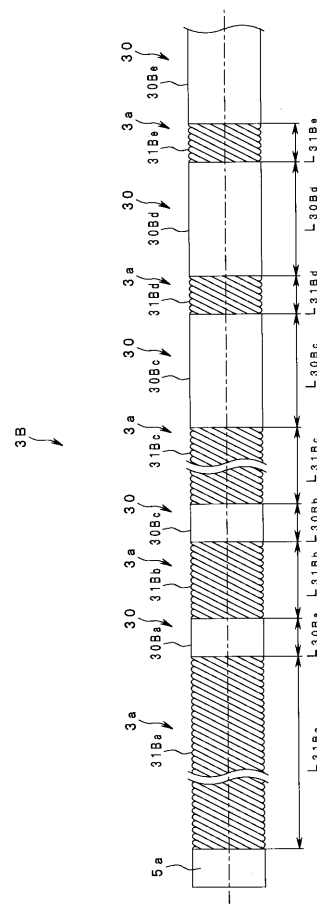
【図 7】



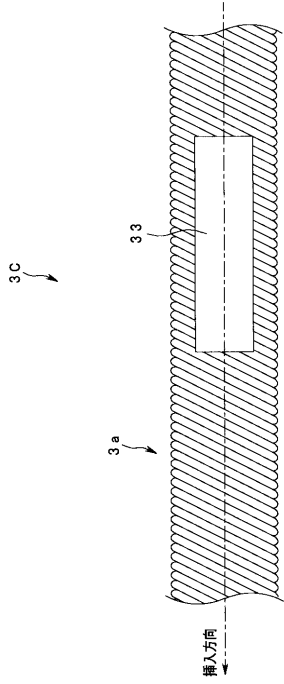
【図 8】



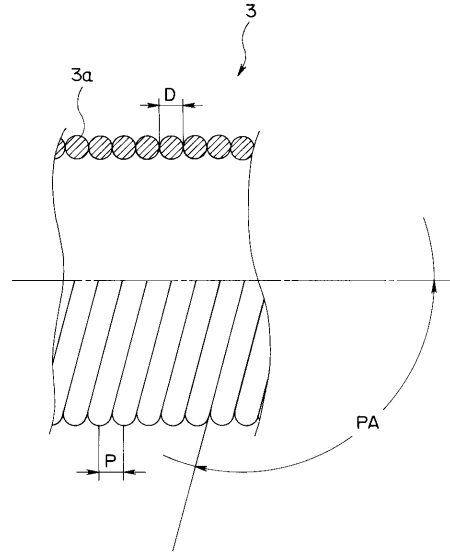
【図 9】



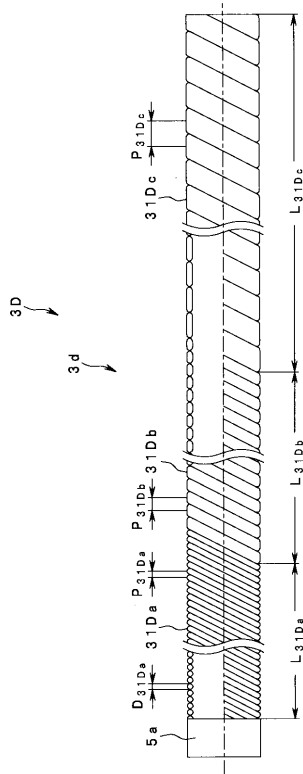
【図 10】



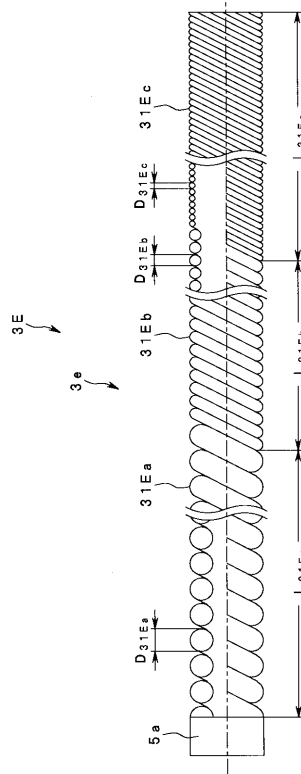
【図 11】



【図 12】



【図 13】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開昭55-042657(JP,A)  
特開昭54-160083(JP,A)  
特開2000-107123(JP,A)  
実開昭51-073884(JP,U)  
特開2003-005093(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32  
G02B 23/24 - 23/26

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	<a href="#">JP4891560B2</a>	公开(公告)日	2012-03-07
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		
当前申请(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	A61B1/00.320.B A61B1/00.300.P A61B1/00.320.Z 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		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2006288433A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供内窥镜插入管和内窥镜系统，其能够容易地将内窥镜插入管插入诸如大肠的体腔中，而不会给患者带来疼痛并且改善内窥镜插入管的插入性能。体腔。Z SOLUTION：该内窥镜插入管具有可插入对象的内窥镜插入管，设置在内窥镜插入管的外周侧的引导管3作为推进发生部并围绕内窥镜插入管的纵向轴线旋转，连接体30设置在引导管3中，作为用于降低引导管3中产生的推进力的推进降低装置。优选地，引导管包括螺旋形部分3a (31a, 31b, 31c等)。Z

