

(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2006-312017  
(P2006-312017A)

(43) 公開日 平成18年11月16日(2006.11.16)

(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	4 C 0 6 1
A 6 1 M 25/01 (2006.01)	A 6 1 M 25/00 3 0 9 B	4 C 1 6 7
A 6 1 M 25/00 (2006.01)	A 6 1 M 25/00 3 1 4	

審査請求 未請求 請求項の数 21 O L (全 30 頁)

(21) 出願番号	特願2006-6782 (P2006-6782)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成18年1月13日 (2006.1.13)		オリンパス株式会社
(31) 優先権主張番号	特願2005-109096 (P2005-109096)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(32) 優先日	平成17年4月5日 (2005.4.5)	(71) 出願人	304050923
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		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	藤本 隆平
			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
		(72) 発明者	倉 康人
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

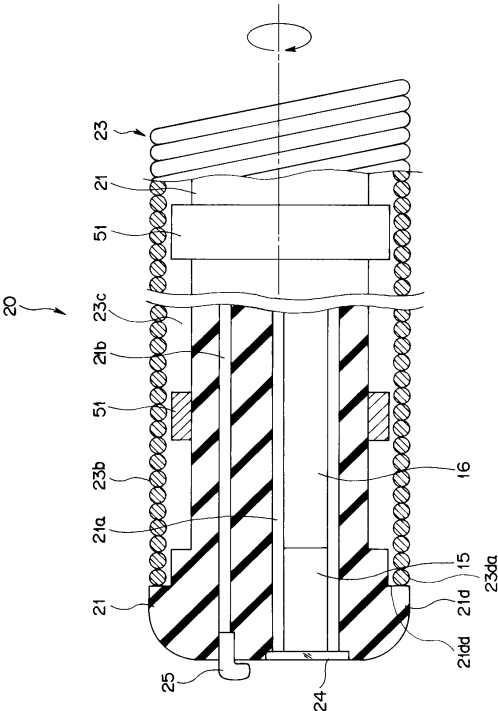
(54) 【発明の名称】 内視鏡用挿入部及び内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 推進力発生部と挿入部との間の摩擦を低減化して十分な推進機能を得ることが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、挿入部としての導尿管20と、この導尿管20の外周面側に配置して導尿管20の長手軸周りに回転する推進力発生部としての螺旋管23と、この螺旋管23と導尿管20（弾性カバースリーブ21）の外周面との間に設け、この導尿管20（弾性カバースリーブ21）の外周面と螺旋管23との接触抵抗を低減するための摩擦低減部として螺旋管23の内周面と弾性カバースリーブ21との間に所定間隔で、この弾性カバースリーブ21の外周面に設けた複数のリング部材51とを具備して構成されている。

【選択図】 図6



**【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配置して前記挿入部の長手軸廻りに回転する推進力発生部と、  
前記推進力発生部と前記挿入部の外周面との間に設け、この外周面と前記推進力発生部との接触抵抗を低減するための摩擦低減部と、  
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し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】**

前記摩擦低減部は、前記挿入部の外周面に設けたリング部材である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 4】**

前記摩擦低減部は、前記挿入部の外周面に設けた突起部である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 5】**

前記摩擦低減部は、前記挿入部の外周面に形成した溝部である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 6】**

前記摩擦低減部は、前記挿入部の外周面に金属素線を巻回した巻回部であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用挿入部。

20

**【請求項 7】**

前記摩擦低減部は、前記挿入部の外周面を覆う被覆部である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 8】**

前記摩擦低減部は、前記推進力発生部の一部を内径方向に突出して前記推進力発生部と前記挿入部の外周面との間に形成した内側突起部である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 9】**

前記摩擦低減部は、前記螺旋形状部の内周面と前記挿入部の外周面との間に設けた潤滑剤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。

30

**【請求項 10】**

請求項 1 乃至請求項 9 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。

**【請求項 11】**

細長な可撓性を有する内視鏡挿入部と、  
前記内視鏡挿入部の外周側に配置され、外周面に回転自在な螺旋形状部を設けた可撓性を有する挿入部案内部材と、  
前記挿入部案内部材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、  
前記回転装置によって回転される前記螺旋形状部と前記挿入部案内部材の外周との間における接触抵抗を低減するための摩擦低減部と、  
を具備したことを特徴とする内視鏡システム。

40

**【請求項 12】**

前記摩擦低減部は、前記挿入部案内部材の外周に配置したリング部材であることを特徴とする請求項 11 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 13】**

前記摩擦低減部は、前記挿入部案内部材の外周に設けた突起部または前記挿入部案内部材の外周に形成した溝部であることを特徴とする請求項 11 に記載の内視鏡システム。

50

**【請求項 1 4】**

前記摩擦低減部は、前記挿入部案内部材の外周に巻回した巻回部であることを特徴とする請求項 1 1 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 1 5】**

前記摩擦低減部は、前記挿入部案内部材の外周を覆う被覆部であることを特徴とする請求項 1 1 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 1 6】**

前記摩擦低減部は、前記螺旋形状部の内周面と前記挿入部案内部材の外周との間に設けた潤滑剤であることを特徴とする請求項 1 1 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 1 7】**

前記摩擦低減部は、前記螺旋形状部の一部を内径方向に突出して前記螺旋形状部と前記挿入部案内部材の外周との間に形成した内側突起部であることを特徴とする請求項 1 1 に記載の内視鏡用挿入部。

**【請求項 1 8】**

被検体に挿入可能な挿入部と、

前記挿入部に当該挿入部の長手軸廻りに回転可能に外嵌し、回転することにより体腔内に挿入された挿入部を自走させる推進力発生部と、

前記推進力発生部の内周面と前記挿入部の外周面との距離が一定とはならないようにし、前記推進力発生部の内周面と前記挿入部の外周面との接触抵抗を低減するための摩擦低減部と、

を具備したことを特徴とする内視鏡用挿入部。

**【請求項 1 9】**

前記摩擦低減部は、前記推進力発生部の内周面、または前記挿入部の外周面に複数の凹凸を形成して構成したことを特徴とする請求項 1 8 に記載の内視鏡用挿入部。

**【請求項 2 0】**

前記摩擦低減部は、前記複数の凹凸を長手軸方向に連続して連ねて形成したことを特徴とする請求項 1 9 に記載の内視鏡用挿入部。

**【請求項 2 1】**

前記推進力発生部は、その基端部を回転させることにより、当該基端部の回転力を先端側に伝達して全体として前記挿入部に対して回転するようにし、前記複数の凹凸を先端から基端側に亘って形成したことを特徴とする請求項 1 9 または 2 0 に記載の内視鏡用挿入部。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、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】****【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。前記内視鏡は、前記内視鏡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、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内視鏡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内視鏡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。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 0 4 】

経験の浅い術者においては、前記内視鏡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。このため、従来より、前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 1 0 - 1 1 3 3 9 6 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、回転部材に推進力発生部として斜めのリブが回転軸方向に設けてある。このため、前記公報に記載の推進装置は、前記回転部材を回転動作することにより、この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、前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。

10

【特許文献 1】特開平 1 0 - 1 1 3 3 9 6 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

## 【 0 0 0 5 】

前記特開平 1 0 - 1 1 3 3 9 6 号公報に記載の医療機器の推進装置は、先端部に前記回転部材を設けた中空円筒体を有し、この中空円筒体を内視鏡挿入部の内周面に摺動可能に構成している。しかしながら、前記公報に記載の医療機器の推進装置は、前記リブを設けた前記中空円筒体と前記内視鏡挿入部の内周面との間で摩擦が発生する。前記公報に記載の推進装置は、この摩擦により前記円筒体の回転が阻害されて十分に推進機能を果たすことができなくなる虞れが生じる。

20

## 【 0 0 0 6 】

本発明は、前記事情に鑑みてなされたものであり、推進力発生部と挿入部との間の摩擦を低減化して十分な推進機能を得ることが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とする。

【課題を解決するための手段】

## 【 0 0 0 7 】

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配置して前記挿入部の長手軸廻りに回転する推進力発生部と、前記推進力発生部と前記挿入部の外周面との間に設け、この外周面と前記推進力発生部との接触抵抗を低減するための摩擦低減部と、を具備している。

30

また、本発明の別の態様による内視鏡用挿入部は、被検体に挿入可能な挿入部と、前記挿入部に当該挿入部の長手軸廻りに回転可能に外嵌し、回転することにより体腔内に挿入された挿入部を自走させる推進力発生部と、前記推進力発生部の内周面と前記挿入部の外周面との距離が一定とはならないようにし、前記推進力発生部の内周面と前記挿入部の外周面との接触抵抗を低減するための摩擦低減部と、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挿入部と、前記挿入部の外周面側に配置して前記挿入部の長手軸廻りに回転する推進力発生部と、前記推進力発生部と前記挿入部の外周面との間に設け、この外周面と前記推進力発生部との接触抵抗を低減するための摩擦低減部と、を備えた内視鏡用挿入部と、前記内視鏡用挿入部の前記推進力発生部を長手軸廻りに回転させる回転装置と、を具備している。

40

さらに、本発明の別の態様による内視鏡システムは、細長な可撓性を有する内視鏡挿入部と、前記内視鏡挿入部の外周側に配置され、外周面に回転自在な螺旋形状部を設けた可撓性を有する挿入部案内材と、前記挿入部案内材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、前記回転装置によって回転される前記螺旋形状部と前記挿入部案内材の外周との間における接触抵抗を低減するための摩擦低減部と、を具備している。

【発明の効果】

## 【 0 0 0 8 】

本発明による内視鏡用挿入部及び内視鏡システムは、推進力発生部と挿入部との間の摩

50

擦を低減化して十分な推進機能を得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】

【0009】

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】

【0010】

図1ないし図12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の導入管の先端部近傍を示す外観図、図3は、図1の導入管及び内視鏡を示す説明図、図4は、図3のA-A線断面図、図5は、回転機構部の構成を示す説明図、図6は、図2の導入管の先端部近傍を示す要部説明図、図7は、内視鏡挿入部が挿通配置された導入管を肛門から挿入した状態を示す説明図、図8は、内視鏡挿入部が挿通配置された導入管の先端部を盲腸部近傍まで挿入した状態を示す説明図、図9は、図6の第1の変形例の導入管の先端部近傍を示す要部説明図、図10は、図9の要部拡大図、図11は、図6の第2の変形例の導入管の先端部近傍を示す要部説明図、図12は、図6の第3の変形例の導入管の先端部近傍を示す要部説明図である。

10

【0011】

図1乃至図3に示すように本実施例の内視鏡システム1は、内視鏡2と、内視鏡用挿入補助具3とで構成されている。前記内視鏡2は、外部装置である照明光を供給する光源装置4、ビデオプロセッサ5、モニタ6などに接続されるようになっている。前記内視鏡2は、前記光源装置4から照明光が供給され、この照明光により被写体を照明する。前記内視鏡2は、照明された被写体像を図示しない対物光学系から取り込み前記撮像素子により光電変換して得た撮像信号を前記ビデオプロセッサ5に出力する。前記ビデオプロセッサ5は、前記撮像素子からの撮像信号を信号処理して映像信号を生成し、この映像信号を前記モニタ6に出力して内視鏡画像を表示させる。

20

【0012】

前記内視鏡2は、細長な可撓性を有する内視鏡挿入部11と、この内視鏡挿入部11の基端側に設けられた操作部12と、この操作部12側部から延出するユニバーサルコード13とを有している。前記内視鏡挿入部11は、先端側から順に硬質の先端部15、湾曲自在な湾曲部16及び長尺で可撓性を有する可撓管部17を連設して構成されている。

【0013】

前記操作部12には、前記湾曲部16を湾曲動作させるための図示しない湾曲操作ノブが設けられている。前記内視鏡2は、前記湾曲操作ノブが操作されることにより、前記湾曲部16が湾曲自在に湾曲動作するようになっている。なお、この内視鏡2を挿通配置する後述の導入管20は、前記内視鏡2の湾曲部16の湾曲動作に追従して湾曲するようになっている。

30

【0014】

前記内視鏡用挿入補助具3は、前記内視鏡挿入部11を挿通配置してこの内視鏡挿入部11を体腔内の深部方向へ導く挿入部としての導入管20と、この導入管20の後述する螺旋管23を回転させる回転装置40とで構成されている。

【0015】

前記回転装置40は、検査室の天井に一端部が取り付けられたアーム部41と、このアーム部41の他端部に取り付けられた回転機構部42とで構成されている。前記アーム部41は、複数の例えば長さの異なるアーム部材41aと、隣り合う各アーム部材41aを回動自在に連結する関節部41bとで構成されている。これにより、前記回転装置40は、前記回転機構部42の位置を、僅かな力量で任意の位置に移動させることが可能になっている。なお、前記回転機構部42の詳細構成は、後述する。

40

【0016】

図2ないし図4に示すように前記導入管20は、観察窓部材24と弾性カバークューブ21とから形成される挿入部カバー10と、この挿入部カバー10に連設される基端側構成部材22と、前記挿入部カバー10の外周側に配置され、推進力を発生させる推進力発

50

生部として回転筒体である螺旋管 2 3 とを備えている。すなわち、挿入部としての前記導入管 2 0 は、この外周面側に配置して長手軸廻りに回転する推進力発生部として回転筒体である前記螺旋管 2 3 を備えて構成されている。

【 0 0 1 7 】

前記弾性カバークューブ 2 1 は、摩擦抵抗の小さな部材、例えば P T F E ( 四フッ化エチレン樹脂 ) 等のフッ素系樹脂などにより細長いチューブ形状に形成されている。前記弾性カバークューブ 2 1 は、前記内視鏡挿入部 1 1 を挿通配設する貫通孔 2 1 a が軸方向に貫通して形成されている。また、この弾性カバークューブ 2 1 は、送気送水チャンネルとしての貫通孔 2 1 b が軸方向に貫通して形成されている。さらに前記弾性カバークューブ 2 1 には、図 4 に示すように処置具挿通用チャンネルまたは吸引用チャンネルとしての貫通孔 2 1 c が軸方向に貫通して形成されている。

10

【 0 0 1 8 】

前記弾性カバークューブ 2 1 の先端側の前面には、前記貫通孔 2 1 a の先端側開口に観察窓部材 2 4 が接着等により前記弾性カバークューブ 2 1 と一体に配設されている。前記貫通孔 2 1 a の基端側は、前記基端側構成部材 2 2 に形成した後述の透孔 2 2 a に連通している。

【 0 0 1 9 】

前記観察窓部材 2 4 は、光学特性を有する透明な樹脂部材、例えばポリカーボネートなどによって形成されている。前記観察窓部材 2 4 の内側面には、前記貫通孔 2 1 a に前記内視鏡挿入部 1 1 が挿通配設されたとき、前記内視鏡挿入部 1 1 の一部を構成する前記先端部 1 5 の前面が当接するようになっている。前記観察窓部材 2 4 は、前記弾性カバークューブ 2 1 の前面の開口を水密的に閉塞すると共に、前記内視鏡 2 の観察窓の役目をしている。

20

【 0 0 2 0 】

前記貫通孔 2 1 b は、前記弾性カバークューブ 2 1 の先端部近傍に配置される送気送水ノズル 2 5 に一端側が連通している。この送気送水ノズル 2 5 の開口は、前記観察窓部材 2 4 に対向している。また、前記貫通孔 2 1 b の他端側には、前記基端側構成部材 2 2 の外周に突設するように口金部 2 6 が設けられている。この口金部 2 6 には、送気送水チューブ 2 7 a の一端が連結されている。この送気送水チューブ 2 7 a の他端側には、送気送水装置 2 7 が接続されている。前記送気送水装置 2 7 は、送気送水用押し釦スイッチ 2 8 の押下操作によって駆動制御を行うことができる。

30

【 0 0 2 1 】

前記送気送水装置 2 7 は、前記送気送水用押し釦スイッチ 2 8 の押下操作により駆動され、空気または液体などの流体を前記貫通孔 2 1 b に供給して前記送気送水ノズル 2 5 の開口から矢印に示すように前記観察窓部材 2 4 の表面に向けて噴出させることができる。これにより、前記導入管 2 0 は、前記観察窓部材 2 4 の表面に例えば汚物等が付着した際、前記送気送水ノズル 2 5 の開口から水を噴出させて付着した汚物を洗い流せる。さらに、前記導入管 2 0 は、前記送気送水ノズル 2 5 の開口から空気を送気されることにより、前記観察窓部材 2 4 の表面に付着している水滴の除去を行える。

【 0 0 2 2 】

前記貫通孔 2 1 c は、前記基端側構成部材 2 2 の所定部位に形成されるチャンネル開口部に連通している。前記貫通孔 2 1 c は、処置具挿通用チャンネルとして用いる場合、前記チャンネル開口部に例えば生検針、生検鉗子等の処置具が挿入される。前記処置具は、前記貫通孔 2 1 c 内に挿通されて前記弾性カバークューブ 2 1 の先端開口から突出され、所定の処置を行うことができる。前記貫通孔 2 1 c は、吸引用チャンネルとして用いる場合、前記チャンネル開口部に管路接続部材の一端が配設され、この管路接続部材の他端が例えば吸引装置 ( 図示せず ) から延出される吸引管路 ( 図示せず ) に連結される。

40

【 0 0 2 3 】

前記吸引装置は、吸引用押し釦スイッチ 2 9 の押下操作によって駆動制御を行うことができる。これにより、前記導入管 2 0 は、前記吸引装置の吸引動作により、前記弾性カバ

50

ーチューブ 2 1 の先端開口から体腔内の体液等を吸引することができる。

【 0 0 2 4 】

したがって、前記内視鏡 2 は、前記内視鏡挿入部 1 1 の先端面に観察光学系を構成する前記観察窓 1 8 及び照明光学系を構成する前記照明窓 1 9 のみ設けて、前記内視鏡挿入部 1 1 の細径化が図られている。

【 0 0 2 5 】

前記螺旋管 2 3 は、所定の径寸法の金属素線を螺旋状に巻回して所定の可撓性を有するように形成されている。前記金属素線は、例えばステンレスにより形成されている。したがって、前記螺旋管 2 3 の外表面には、前記金属素線の表面によって螺旋形状部 2 3 b が形成される。

【 0 0 2 6 】

この螺旋管 2 3 は、前記螺旋形状部 2 3 b の内周面と前記弾性カバートューブ 2 1 の外周面との間に隙間 2 3 c を形成して前記弾性カバートューブ 2 1 の外周面を覆い、この弾性カバートューブ 2 1 の外周面に対して周方向（軸廻り）に回動自在に配置されている。なお、前記螺旋管 2 3 は、後述するように前記回転装置 4 0 の前記回転機構部 4 2 により周方向（軸廻り）に回転するようになっている。

【 0 0 2 7 】

前記螺旋管 2 3 は、一条の構成に限定されるものではなく、例えば 2 条、4 条等の多条に巻回して形成してもよい。また、前記螺旋管 2 3 は、前記金属素線を螺旋状に巻回する際に、同金属素線間の密着度を変化させたり、螺旋の角度を種々設定することにより、その推進力、進行速度等を調整することができる。

【 0 0 2 8 】

前記弾性カバートューブ 2 1 の外周面の先端部には、前記螺旋管 2 3 が脱落することを防止するための凸部 2 1 d が設けられている。前記螺旋管 2 3 は、前端部 2 3 d a が前記凸部 2 1 d の後面部 2 1 d d に当接してこの後面部 2 1 d d に係止されることで前方への移動が規制されるようになっている。

【 0 0 2 9 】

また、前記螺旋管 2 3 は、後端部 2 3 d b が前記基端側構成部材 2 2 の前面部 2 2 e に当接し、この前面部 2 2 e に係止されることで後方への移動が規制されるようになっている。したがって、前記螺旋管 2 3 は、前端側では前記凸部 2 1 d の前記後面部 2 1 d d により、後端側では前記基端側構成部材 2 2 の前記前面部 2 2 e により、前記前端部 2 3 d a 及び前記後端部 2 3 d b のそれぞれが係止されることで、前記弾性カバートューブ 2 1 の外面側を覆う状態を常に維持するようになっている。

【 0 0 3 0 】

一方、前記挿入部カバート 1 0 の前記基端側構成部材 2 2 は、前記弾性カバートューブ 2 1 よりも太径の管状部材であって撓動性の良好な樹脂部材、例えばポリアセタール等によって形成されている。この基端側構成部材 2 2 の内部には、前記内視鏡 2 の前記操作部 1 2 の先端側の一部（折れ止め部 1 2 a の一部）が挿入配置されるように透孔 2 2 a が穿設されている。前記透孔 2 2 a の後端側の内周面には、内側に突出するように複数の係止用凸部 2 2 b が突設されている。前記複数の係止用凸部 2 2 b は、内視鏡 2 の前記操作部 1 2 の前記折れ止め部 1 2 a に形成される周溝 1 2 b に嵌合するようになっている。

【 0 0 3 1 】

これにより、前記導入管 2 0 は、前記内視鏡挿入部 1 1 が前記弾性カバートューブ 2 1 の内部に挿通され、かつ前記操作部 1 2 の先端側の一部が前記基端側構成部材 2 2 の内部に配置されたとき、前記複数の係止用凸部 2 2 b が前記周溝 1 2 b に嵌合することで、前記内視鏡 2 を固定保持する。

【 0 0 3 2 】

また、前記基端側構成部材 2 2 の前記前面部 2 2 e には、前記弾性カバートューブ 2 1 の基端部 2 1 e の一部が嵌合するようになっている。これにより、前記弾性カバートューブ 2 1 は、前記基端側構成部材 2 2 と一体となるように形成されている。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 3 】

図 5 に示すように前記回転機構部 4 2 は、筐体である回転部本体 4 3 と、モータ 4 4 と、回転力伝達部材 4 5 と、案内管保持部 4 6 とを有している。前記モータ 4 4 は、前記螺旋管 2 3 を長手軸廻り（以下、軸廻りと略記する）に回転させる駆動力を発生する。このモータ 4 4 は、前記回転部本体 4 3 の例えば側壁に固設されている。

前記モータ 4 4 のモータ軸 4 4 a は、前記回転力伝達部材 4 5 が一体的に固定されている。この回転力伝達部材 4 5 は、弾性を有する樹脂部材により形成されている。前記案内管保持部 4 6 は、前記モータ軸 4 4 a に固定された前記回転力伝達部材 4 5 に対向して配置されている。

## 【 0 0 3 4 】

前記案内管保持部 4 6 は、前記回転部本体 4 3 の例えば底部に固設されている。前記案内管保持部 4 6 の前記回転力伝達部材 4 5 に対向する平面部には、前記螺旋管 2 3 または前記基端側構成部材 2 2 の外形形状に略一致する半円形状の凹部（不図示）が形成されている。前記回転機構部 4 2 には、前記回転力伝達部材 4 5 と前記案内管保持部 4 6 の凹部との間において、前記導入管 2 0 を構成する前記螺旋管 2 3 が挟持される形態で配設されるようになっている。

## 【 0 0 3 5 】

したがって、前記導入管 2 0 は、前記回転力伝達部材 4 5 と前記案内管保持部 4 6 との間に前記螺旋管 2 3 を配置させて前記モータ 4 4 を駆動させると、前記モータ軸 4 4 a に固設される前記回転力伝達部材 4 5 が回転し、その回転駆動力が前記回転力伝達部材 4 5 を介して前記螺旋管 2 3 へと伝達される。この回転力を伝達された螺旋管 2 3 は、前記螺旋形状部 2 3 b の内周面と前記弾性カバークューブ 2 1 との間に形成された前記隙間 2 3 c において、前記弾性カバークューブ 2 1 に対して軸廻りに回転する。

## 【 0 0 3 6 】

前記導入管 2 0 は、体腔内に挿入された際に前記螺旋管 2 3 の回転により前記螺旋形状部 2 3 b と腸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推進力が発生する。これにより、前記螺旋管 2 3 は、回転しながら前記導入管 2 0 の軸方向に移動しようとする。このとき、前記螺旋管 2 3 の一端（前端部 2 3 d a）は、前記弾性カバークューブ 2 1 の前記凸部 2 1 d に当接する位置で、他端（後端部 2 3 d b）は前記基端側構成部材 2 2 の前面部 2 2 e に当接する位置で、それぞれ位置規制がなされる。これにより、前記螺旋管 2 3 と前記弾性カバークューブ 2 1 とは、一体となっている。したがって、前記弾性カバークューブ 2 1 は、前記螺旋管 2 3 が移動するのに伴ってこの螺旋管 2 3 の移動方向と同方向に移動するようになっている。

## 【 0 0 3 7 】

また、このとき、前記導入管 2 0 は、図 3 に示す状態、すなわち前記内視鏡挿入部 1 1 が前記弾性カバークューブ 2 1 内に挿通され、前記係止用凸部 2 2 b が前記周溝 1 2 b に嵌合された状態において、前記弾性カバークューブ 2 1 と前記内視鏡 2 とが前記係止用凸部 2 2 b と前記周溝 1 2 b との嵌合によって一体となっている。したがって、前記内視鏡 2 は、前記螺旋管 2 3 及び前記弾性カバークューブ 2 1 から構成される前記導入管 2 0 の移動方向と同方向に移動し、体腔内管路の深部に向かって進められていくようになっている。これにより、推進力発生部としての前記螺旋管 2 3 は、回転することにより体腔内に挿入された挿入部としての導入管 2 0 を自走させることができる。

## 【 0 0 3 8 】

前記導入管 2 0 は、体腔内に挿入される際、曲りくねった体腔内管路を湾曲しながら挿入される。このため、前記導入管 2 0 は、曲りくねった体腔内管路において、回転している前記螺旋管 2 3 が挟れてしまいこの螺旋管 2 3 の内周面と挿入部案内材の外周である前記弾性カバークューブ 2 1 が接触してしまう虞れが生じる。この場合、前記螺旋管 2 3 は、前記螺旋管 2 3 の内周面と前記弾性カバークューブ 2 1 の外周面との接触した部位において摩擦が発生し、この発生した摩擦により軸廻りの回転が阻害されてしまう。さらに、前記螺旋管 2 3 は、前記螺旋管 2 3 の内周面と前記弾性カバークューブ 2 1 の外周面と

10

20

30

40

50



の接触した部位から先端部分へ前記回転装置 40 からの回転力が伝達されにくくなる。

【0039】

このため、前記導入管 20 は、前記螺旋形状部 23b と腸壁との接触部分において所定の推進力を得られず十分に推進機能を果たすことができなくなってしまう虞れが生じる。そこで、本実施例では、前記螺旋管 23 の内周面と前記弾性カバークューブ 21 の外周面（非回転部分）との間に、この外周面と前記螺旋管 23 との接触抵抗を低減するための摩擦低減部を設けるように構成している。

【0040】

図 6 に示すように前記螺旋管 23 の内周面と前記弾性カバークューブ 21 の外周面（非回転部分）との間には、摩擦低減部として凹凸となる複数のリング部材 51 を所定間隔で、例えば固定手段である接着剤により、前記弾性カバークューブ 21 の外周面の例えば先端から基端側に亘って接着固定して設けている。なお、必ずしも先端から基端に摩擦低減部を亘って設ける必要はない。また、これらリング部材 51 は、生体適合性を有し、滑り性がよい材質、例えば PTFE 等のフッ素系樹脂、ポリエチレン、ステンレスにより形成されている。さらに、前記リング部材 51 は、前記螺旋管 23 の金属素線よりも柔らかい材質により形成されていることが有効である。

【0041】

これにより、前記導入管 20 は、前記複数のリング部材 51 を所定間隔で前記弾性カバークューブ 21 の外周面に先端から基端側に亘って設けることによって、曲りくねった体腔内管路において、回転している前記螺旋管 23 が挟れてしまっても、前記螺旋管 23 の内周面が前記複数のリング部材 51 と当接することにより、前記螺旋管 23 の内周面と前記弾性カバークューブ 21 の外周面とが全長に亘って接触することを防止できるとともに、前記螺旋管 23 の内周面と前記弾性カバークューブ 21 の外周面との距離が先端から基端側に亘って一定とはならないようにしている。

【0042】

このため、前記導入管 20 は、前記螺旋管 23 の内周面と前記弾性カバークューブ 21 との接触面積が減ることになり、これらの間に生じる接触抵抗を低減することができる。なお、前記リング部材 51 は、滑り性向上のために PTFE 等のフッ素系樹脂コーティングを施して構成してもよい。一方、前記弾性カバークューブ 21 の外周面にも、滑り性のよい例えば、PTFE 等のフッ素系樹脂、ポリエチレン、ゴアチューブ等を設けて構成してもよい。

【0043】

上述のように構成した内視鏡システム 1 の作用を説明する。

まず、医療関係者（スタッフと略記する）は、前記内視鏡 2 と前記内視鏡用挿入補助具 3 を構成する前記導入管 20 を用意する。スタッフは、前記内視鏡用挿入補助具 3 を構成する前記回転装置 40 の前記アーム部 41 を移動させて、前記回転機構部 42 を所望の位置に配置する。次に、スタッフは、前記導入管 20 を構成する前記螺旋管 23 の所望の部位を、前記回転機構部 42 を構成する前記案内管保持部 46 と前記回転力伝達部材 45 との間に配置する。このことによって、前記導入管 20 の基端部側が前記回転機構部 42 によって保持された状態になる。このとき、前記導入管 20 の先端部側は、例えばベッド 7 の上に配置される。

【0044】

次いで、スタッフは、前記導入管 20 を構成する前記基端側構成部材 22 の開口から前記内視鏡挿入部 11 を前記導入管 20 内部に挿通配置させる。このことによって、前記内視鏡 2 は、前記内視鏡挿入部 11 が前記導入管 20 に被覆された状態になって、例えば大腸内に挿入させるための準備が完了する。また、スタッフは、前記内視鏡 2、前記導入管 20 及び前記回転装置 40 の準備とともに、周辺装置である、前記光源装置 4、前記ビデオプロセッサ 5 及び前記モニタ 6 の準備も行う。

【0045】

次に、前記導入管 20 によって被覆された前記内視鏡 2 を大腸に挿入する手順を説明す

10

20

30

40

50

る。まず、術者（不図示）は、前記導入管 20 の先端側を保持して、ベッド 7 上に横たわっている患者 8 の肛門から前記導入管 20 の先端部を大腸内に挿入する。

【0046】

患者 8 の肛門に先端部が挿入された前記導入管 20 は、前記螺旋管 23 の外表面に形成されている前記螺旋形状部 23 b が腸壁に接触する。このとき、前記螺旋形状部 23 b は、腸壁との接触状態が雄ねじと雌ねじとの関係になる。また、前記モニタ 6 の画面上には、前記観察窓 18 を通して前記内視鏡 2 の撮像素子で撮像された内視鏡画像が表示される。

【0047】

術者は、前記螺旋形状部 23 b と腸壁とが接触した状態において、前記回転機構部 42 の前記モータ 44 を所定の操作によって回転駆動させる。前記回転機構部 42 は、前記モータ 44 が回転駆動すると、前記モータ軸 44 a を介して前記回転力伝達部材 45 が回転される。この回転力伝達部材 45 の回転駆動力は、前記回転力伝達部材 45 と前記案内管保持部 46 との間に配置されている前記螺旋管 23 へと伝達される。したがって、図 7 に示す矢印 R のように前記螺旋管 23 は、軸廻り方向への回転を開始する。

【0048】

このとき、回転する前記螺旋管 23 の前記螺旋形状部 23 b には、腸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関係、つまり、前記螺旋管 23 を前進させる推進力が発生する。上述したように前記螺旋管 23 は、一端（前端部 23 d a）が前記弾性力バーチューブ 21 の前記凸部 21 d に当接する位置で、他端（後端部 23 d b）が前記基端側構成部材 22 の前記前面部 22 e に当接する位置でそれぞれ位置規制されており、前記弾性力バーチューブ 21 と一体となっている。

【0049】

このため、前記螺旋管 23 は、前記弾性力バーチューブ 21 から抜け落ちることなく、前記弾性力バーチューブ 21 の前記凸部 21 d の後面部 21 d d に当接しこれを押しつつ前進する。このようにして、前記螺旋管 23 及び前記弾性力バーチューブ 21 から構成される前記導入管 20 は、発生した推進力によって大腸内の深部に向かって前進する。

【0050】

このとき、前記導入管 20 の前記基端側構成部材 22 には、前記係止用凸部 22 b に対して前記周溝 12 b が嵌合しているので、前記内視鏡 2 と一体となっている。したがって、前記内視鏡 2 は、前記導入管 20 が移動するのに伴って同方向へ移動し、被検者の体腔内の深部に向かって挿入されていく。この状態にあるとき、術者が前記導入管 20 を押し進めるような手元操作を行えば、前記内視鏡挿入部 11 を挿通した前記導入管 20 は、僅かな力量にて体腔内深部に向けて導入されることになる。つまり、肛門 71 から挿入された前記導入管 20 は、前記内視鏡挿入部 11 を挿通した状態で前記推進力及び術者の手元操作及び湾曲操作等によって、直腸 72 から S 字状結腸部 73 に向かって進んでいく。

【0051】

上述したように前記導入管 20 は、前記螺旋形状部 23 b の内周面と挿入部案内材の外周である前記弾性力バーチューブ 21 との間に摩擦低減部として凹凸となる前記複数のリング部材 51 を所定間隔で、弾性力バーチューブ 21 の外周面に先端から基端側に亘って設けている。このため、前記導入管 20 は、曲りくねった体腔内管路において、回転している前記螺旋管 23 が捩れてしまっても、この螺旋管 23 の内周面が前記複数のリング部材 51 と当接することにより、前記螺旋管 23 の内周面と前記弾性力バーチューブ 21 の外周面とが全長に亘って接触することを防止できるとともに、前記螺旋管 23 の内周面と前記弾性力バーチューブ 21 の外周面との距離が先端から基端側に亘って一定とはならない。

【0052】

したがって、前記導入管 20 は、前記螺旋管 23 の内周面と前記弾性力バーチューブ 21 との接触面積が減ることになり、これらの間に生じる接触抵抗を低減することができる。これにより、前記導入管 20 は、体腔内に挿入される際、十分な推進機能を発揮でき、

10

20

30

40

50

容易に前記内視鏡挿入部 11 を体腔内に挿入できる。

【0053】

なお、前記導入管 20 は、前記観察窓部材 24 に例えば汚物等が付着してしまうことがある。この場合、術者は、前記送気送水用押し釦スイッチ 28 を二度押し込み操作する。前記導入管 20 は、前記送気送水装置 27 が起動して送水し、前記貫通孔 21 b を介して前記送気送水ノズル 25 の開口から矢印に示すように例えば水を噴出させる。このことによって、前記導入管 20 は、前記観察窓部材 24 に付着した汚物等を洗い流せる。

【0054】

また、術者は、前記送気送水用押し釦スイッチ 28 を一度押し込み操作する。前記導入管 20 は、前記送気送水装置 27 が起動して送気し、前記貫通孔 21 b を介し前記送気送水ノズル 25 の開口から矢印に示すように例えば空気を噴出させる。このことによって、前記導入管 20 は、前記観察窓部材 24 の表面に付着している水滴の除去を行える。また、術者は、前記吸引用押し釦スイッチ 29 を押し込み操作する。前記導入管 20 は、吸引装置が起動して前記貫通孔 21 c の開口から体液等を吸引する。

10

【0055】

その後、回転状態の前記導入管 20 は、S 字状結腸部 73 を通過し、S 字状結腸部 73 と可動性に乏しい下行結腸部 74 との境界である屈曲部、下行結腸部 74 と可動性に富む横行結腸部 75 との境界である脾湾曲 76、横行結腸 75 と上行結腸 78 との境界である肝湾曲 77 を通過して、図 8 に示すように、目的部位である盲腸部 79 近傍に到達する。

【0056】

20

術者は、前記モニタ 6 の画面に表示されている内視鏡画像から前記導入管 20 の先端部が盲腸部 79 近傍まで到達したと判断したなら、例えばスタッフに指示を行って前記モータ 44 の駆動を停止させる。術者は、大腸内の内視鏡検査を行うため、前記内視鏡挿入部 11 の引き戻しに移行して検査を行う。検査終了後、術者は、前記内視鏡挿入部 11 を前記導入管 20 から抜去し、この導入管 20 を廃棄する一方、前記内視鏡挿入部 11 を使用前の新たな導入管 20 に挿入配置する。このことによって、前記内視鏡システム 1 は、前記内視鏡 2 の洗浄・消毒を行うことなく、次の検査を行うことが可能になる。

【0057】

この結果、前記導入管 20 は、前記螺旋管 23 の内周面と前記弾性カバークューブ 21 との間に生じる接触抵抗を低減でき、体腔内に挿入される際、十分な推進機能を発揮できて前記内視鏡挿入部 11 を容易に体腔内に挿入できる。

30

【0058】

また、前記導入管 20 は、前記内視鏡挿入部 11 を挿通配置させることによって、検査中において、前記内視鏡挿入部 11 が体壁等に直接接触することを確実に防止することができる。したがって、検査終了後、スタッフは、前記導入管 20 から抜去した内視鏡 2 を洗浄・消毒することなく、新たな導入管 20 と組み合わせて再使用することによって、検査終了毎に内視鏡 2 及び導入管 20 を洗浄・消毒する煩わしさから解消される。

【0059】

なお、本実施例においては、前記導入管 20 によって覆われた前記内視鏡挿入部 11 が挿入される管腔を大腸としているが、前記内視鏡挿入部 11 が挿入される管腔は大腸に限定されるものではなく、口腔から食道、胃及び小腸まで等の管腔等であってもよい。

40

【0060】

また、本実施例における前記導入管 20 の回転方向は、一方向（前進させる方向）のみとしてもよいし、左右回転を一定周期または任意の切替えで行うようにしてもよい。左右の回転を組み合わせることで、前記導入管 20 は、体腔内で前進と後退とを繰り返す。このことによって、前記導入管 20 は、前進時、先端が腸の壁の小さな凹み等に引っかかった場合、後退時にその引っかかりが解除される。前記導入管 20 は、再び、前進するとき、腸の位置に対して微妙に位置ずれされることによって、再び引っかかりが発生することなくスムーズに前進させることができる。

【0061】

50

また、摩擦低減部は、図 9 及び図 10 に示すように構成してもよい。

図 9 に示すように前記螺旋管 23 の内周面と前記弾性カバークューブ 21 との間には、所定間隔で配置されるリング部材 51B に対し、このリング部材 51B の両脇に 2 個一組で規制部を構成する規制リング 52 を固定して設けている。

【0062】

図 10 に示すように前記規制リング 52 は、前記リング部材 51B を前記弾性カバークューブ 21 から所定距離浮かせるようにこのリング部材 51B を挟持している。これにより、前記リング部材 51B は、前記規制リング 52 によって長手軸方向の移動を規制されると共に、前記弾性カバークューブ 21 に対して接触することなく、且つ前記螺旋管 23 の内周面に対して回転可能となる。

10

【0063】

したがって、前記リング部材 51B は、前記弾性カバークューブ 21 に対して摩擦を生じることなく、且つ前記螺旋管 23 の内周面に対して接触抵抗を低減することができる。これにより、前記導入管 20 は、上記実施例 1 よりも前記螺旋管 23 の内周面と前記弾性カバークューブ 21 との間に生じる接触抵抗を低減することができる。

【0064】

なお、前記リング部材 51B、前記規制リング 52 は、上記実施例 1 で説明したのと同様に生体適合性を有し、滑り性がよい材質、例えば、PTFE 等のフッ素系樹脂、ポリエチレン、ステンレスにより形成されている。また、前記リング部材 51B、前記規制リング 52 は、上記実施例 1 で説明したの同様に滑り性向上のために PTFE 等のフッ素系樹脂コーティングを施して構成してもよい。更に、前記リング部材 51B、前記規制リング 52 は、表材としてポリアセタール POM ( PolyOxyMethylene ) を用いて構成してもよい。

20

【0065】

これにより、前記導入管 20 は、前記複数のリング部材 51B、前記複数の規制リング 52 を所定間隔で設けることによって、曲りくねった体腔内管路において、回転している前記螺旋管 23 が挟れてしまっても、前記螺旋管 23 の内周面が前記リング部材 51B と当接することにより、前記螺旋管 23 の内周面と前記弾性カバークューブ 21 の外周面とが全長に亘って接触することを防止できるとともに、前記螺旋管 23 の内周面と前記弾性カバークューブ 21 の外周面との距離が先端から基端側に亘って一定とはならないようにしている。

30

【0066】

したがって、前記導入管 20 は、前記弾性カバークューブ 21 に対して摩擦を生じることなく、且つ前記螺旋管 23 の内周面に対して接触抵抗を低減することができる。

この結果、前記導入管 20 は、さらに前記螺旋管 23 の内周面と前記弾性カバークューブ 21 との接触面積が減ることになり、これらの間に生じる接触抵抗を低減することができる。

【0067】

また、摩擦低減部は、図 11 に示すように構成してもよい。

図 11 に示すように前記螺旋管 23 の内周面と前記弾性カバークューブ 21 との間には、摩擦低減部として凹凸となる、断面が円形のリング部材 53 を所定間隔で、例えば固定手段である接着剤により、前記弾性カバークューブ 21 の外周面の例えば先端から基端側に亘って接着固定して設けている。なお、必ずしも先端から基端に摩擦低減部を亘って設ける必要はない。

40

【0068】

前記リング部材 53 は、断面が円形なので、前記螺旋管 23 の内周面と前記弾性カバークューブ 21 との間において、線接触するようになっている。したがって、前記リング部材 53 は、前記リング部材 51B よりも前記螺旋管 23 の内周面と前記弾性カバークューブ 21 との間の接触抵抗を低減することができる。更に、前記リング部材 53 は、球面であるので、前記螺旋管 23 の内周面に対してエッジがたつことがなく、さらに前記螺旋管

50

23の内周面と前記弾性カバークューブ21との間の接触抵抗を低減することができる。

【0069】

なお、前記リング部材53は、上記実施例1で説明したの同様に生体適合性を有し、滑り性がよい材質、例えば、PTFE等のフッ素系樹脂、ポリエチレン、ステンレスにより形成されている。また、前記リング部材53は、上記実施例1で説明したの同様に滑り性向上のためにPTFE等のフッ素系樹脂コーティングを施して構成してもよい。更に、前記リング部材53は、表材としてポリアセタールPOM(PolyOxyMethylene)を用いて形成してもよい。また、前記リング部材53は、取り付け易くするためにリングのような伸縮性部材により形成してもよい。

【0070】

なお、前記リング部材53は、図示しないが上述したように前記規制リング52を両脇に2個一組で固定して設け、回転可能に構成してもよい。これにより、前記リング部材53は、更に前記螺旋管23の内周面と前記弾性カバークューブ21との間の接触抵抗を低減することができる。

【0071】

また、摩擦低減部は、図12に示すように構成してもよい。

図12に示すように前記螺旋管23の内周面と前記弾性カバークューブ21の間には、所定間隔で配置される前記リング部材53に対し、これらのリング部材53が配置される前記弾性カバークューブ21の位置に径方向に亘って配置部である溝部54を形成している。

【0072】

前記溝部54は、前記リング部材53を前記弾性カバークューブ21から所定距離浮かせるように嵌め込まれることで、このリング部材53の長手軸方向への移動を規制すると共に、前記リング部材53を回転可能に形成されている。これにより、前記リング部材53は、前記溝部54によって長手軸方向の移動を規制されると共に、前記弾性カバークューブ21に対して接触することなく、且つ前記螺旋管23の内周面に対して回転可能となる。したがって、前記リング部材53は、前記弾性カバークューブ21に対して摩擦を生じることなく、且つ前記螺旋管23の内周面に対して接触抵抗を低減することができる。

これにより、前記リング部材53は、更に前記螺旋管23の内周面と前記弾性カバークューブ21との間の接触抵抗を低減することができる。

【0073】

なお、本実施例では、前記モータ44の回転駆動力を回転筒体である螺旋管23の基端側に伝達して、螺旋管23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44の回転駆動力を螺旋管23の中間部に伝達させて螺旋管23全体を回動するようにしても構わないし、螺旋管23の先端部に伝達させて螺旋管23全体を回動するような構成であっても構わない。

【0074】

また、本実施例では、前記導入管20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いるが、本発明はこれに限定されず、導入管として内視鏡挿入部と一体的に形成されたタイプ、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いわゆる内視鏡用オーバーチューブ(以下、単にオーバーチューブ)に本発明を適用しても勿論構わない。前記摩擦低減部は、前記螺旋管23の内周面と非回転部分との接触抵抗を低減できて十分な推進機能を得られるのであればよい。

【実施例2】

【0075】

図13ないし図15は、本発明の実施例2に係わり、図13は、実施例2の内視鏡システムを構成している導入管の先端部近傍を示す要部説明図、図14は、図13の第1の変形例を示す要部拡大図、図15は、図13の第2の変形例を示す要部拡大図である。

【0076】

10

20

30

40

50

上記実施例 1 は、前記螺旋管 2 3 の内周面と前記弾性カバークューブ 2 1 との間に摩擦低減部として凹凸となるリング部材を設けてこれらの間の接触抵抗を低減するように構成しているが、実施例 2 は、摩擦低減部として凹凸となるように前記弾性カバークューブ 2 1 の形状を変えるように構成している。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。

【0077】

図 1 3 に示すように実施例 2 の導入管 2 0 は、前記弾性カバークューブ 2 1 に摩擦低減部として凹凸となるように長手軸方向に複数の突起部 5 5 を所定間隔で先端から基端側に亘って設けている。これにより、前記導入管 2 0 は、前記複数の突起部 5 5 を前記弾性カバークューブ 2 1 の外周面に所定間隔で先端から基端側に亘って設けることによって、曲

10

【0078】

したがって、前記導入管 2 0 は、上記実施例 1 と同様に前記螺旋管 2 3 の内周面と前記弾性カバークューブ 2 1 の外周面との間に生じる接触抵抗を低減することができる。また、前記突起部 5 5 は、前記リング部材 5 3 と同様に略球状に形成されているので、線接触するようになっており、更に接触抵抗を低減することができる。

20

【0079】

なお、前記突起部 5 5 は、長手軸方向に所定間隔で設けているが、図 1 4 に示すように、前記弾性カバークューブ 2 1 の表面に不均一に設けてもよい。また、図 1 5 に示すように前記弾性カバークューブ 2 1 の表面に前記突起部 5 5 でなく穴部 5 6 を不均一に形成してもよい。

【0080】

なお、本実施例では、前記導入管 2 0 としてディスポーザブルシース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、導入管として内視鏡挿入部と一体的に形成されたタイプ、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いわゆるオーバーチューブに本発明を適用しても勿論構わない。前記摩擦低減部は、前記螺旋管 2

30

【実施例 3】

【0081】

図 1 6 ないし図 1 9 は、本発明の実施例 3 に係わり、図 1 6 は、実施例 3 の内視鏡システムを構成している導入管の先端部近傍を示す要部説明図、図 1 7 は、図 1 6 の第 1 の変形例の導入管の先端部近傍を示す要部説明図、図 1 8 は、図 1 6 の第 2 の変形例の導入管の先端部近傍を示す要部説明図、図 1 9 は、図 1 8 の要部断面図である。

【0082】

上記実施例 1 は、前記螺旋管 2 3 の内周面と前記弾性カバークューブ 2 1 の外周面との間に摩擦低減部として凹凸となるリング部材を設けてこれらの間の接触抵抗を低減するように構成しているが、実施例 2 は、摩擦低減部として凹凸となるように前記弾性カバークューブ 2 1 に巻回部を設けて構成している。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。

40

【0083】

図 1 6 に示すように実施例 3 の導入管 2 0 は、前記弾性カバークューブ 2 1 に摩擦低減部として凹凸となるように巻回部 5 7 を先端から基端側に亘って設けている。更に具体的に説明すると、前記巻回部 5 7 は、前記螺旋形状部 2 3 b と同じ巻回方向で板状螺旋帯 5 8 を所定のピッチで前記弾性カバークューブ 2 1 に先端から基端側に亘って巻回固定して構成している。前記板状螺旋帯 5 8 は、生体適合性を有し、滑り性がよい材質、例えば、

50

P T F E 等のフッ素系樹脂、ポリエチレン、ステンレスにより形成されている。また、前記板状螺旋帯 5 8 は、滑り性向上のために P T F E 等のフッ素系樹脂コーティングを施して構成してもよい。

【 0 0 8 4 】

これにより、前記導入管 2 0 は、前記板状螺旋帯 5 8 を所定のピッチで前記弾性カバークューブ 2 1 に巻回固定して前記巻回部 5 7 を先端から基端側に亘って設けることによって、曲りくねった体腔内管路において、回転している前記螺旋管 2 3 が捩れてしまっても、前記螺旋管 2 3 の内周面が前記巻回部 5 7 と当接することにより、前記螺旋管 2 3 の内周面と前記弾性カバークューブ 2 1 の外周面とが全長に亘って接触することを防止できるとともに、前記螺旋管 2 3 の内周面と前記弾性カバークューブ 2 1 の外周面との距離が先端から基端側に亘って一定とはならないようにしている。

10

【 0 0 8 5 】

したがって、前記導入管 2 0 は、上記実施例 1 と同様に前記螺旋管 2 3 の内周面と前記弾性カバークューブ 2 1 の外周面との間に生じる接触抵抗を低減することができる。

【 0 0 8 6 】

なお、前記巻回部 5 7 としては、前記板状螺旋帯 5 8 ではなく、図 1 7 に示すように前記弾性カバークューブ 2 1 にチューブを螺旋状に巻回して構成してもよい。

図 1 7 に示すように前記巻回部 5 7 は、チューブ 5 9 a を前記螺旋形状部 2 3 b と同じ巻回方向で所定のピッチで前記弾性カバークューブ 2 1 に先端から基端側に亘って巻回固定して構成している。

20

【 0 0 8 7 】

前記チューブ 5 9 a は、生体適合性を有し、滑り性がよい材質、例えば、P T F E 等のフッ素系樹脂、ポリエチレン、ステンレスにより形成されている。また、前記チューブ 5 9 a は、滑り性向上のために P T F E 等のフッ素系樹脂コーティングを施して構成してもよい。

【 0 0 8 8 】

これにより、前記導入管 2 0 は、前記チューブ 5 9 a を所定のピッチで前記弾性カバークューブ 2 1 に巻回固定して前記巻回部 5 7 を先端から基端側に亘って設けることによって、前記螺旋管 2 3 の内周面と前記弾性カバークューブ 2 1 との接触面積が減ることになり、これらの間に生じる接触抵抗を低減することができる。

30

【 0 0 8 9 】

なお、前記チューブは、巻回固定するのでなく図 1 8 に示すように長手軸方向に亘って前記弾性カバークューブ 2 1 に配置固定するようにしてもよい。

図 1 8 に示すようにチューブ 5 9 b は、長手軸方向に亘って前記弾性カバークューブ 2 1 に先端から基端側に亘って配置固定されている。前記チューブ 5 9 b は、図 1 9 に示すように前記弾性カバークューブ 2 1 の径方向に複数設けられている。なお、図 1 9 中、前記チューブ 5 9 b は、4 本設けられているが、2 本以上であれば何本でもよい。これにより、前記導入管 2 0 は、前記チューブ 5 9 b を長手軸方向に亘って配置固定するのみなので、より製作し易い。

【 0 0 9 0 】

40

なお、本実施例では、導入管 2 0 としてディスポーザブルシース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、導入管として内視鏡挿入部と一体的に形成されたタイプ、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いわゆるオーバーチューブに本発明を適用しても勿論構わない。前記摩擦低減部は、前記螺旋管 2 3 の内周面と非回転部分との接触抵抗を低減できて十分な推進機能を得られるのであればよい。

【 実施例 4 】

【 0 0 9 1 】

図 2 0 ないし図 2 2 は、本発明の実施例 4 に係わり、図 2 0 は、実施例 4 の内視鏡システムを構成している導入管の先端部近傍を示す要部説明図、図 2 1 は、図 2 0 の第 1 の変

50

形例の導入管の先端部近傍を示す要部説明図、図 2 2 は、図 2 0 の第 2 の変形例の導入管の先端部近傍を示す要部説明図である。

【 0 0 9 2 】

上記実施例 1 は、前記螺旋管 2 3 の内周面と前記弾性カバークューブ 2 1 の外周面との間に摩擦低減部として凹凸となるリング部材を設けてこれらの間の接触抵抗を低減するように構成しているが、実施例 4 は、摩擦低減部として凹凸となるように前記弾性カバークューブ 2 1 に被覆部を設けて構成している。それ以外の構成は、上記実施例 1 と同様のので、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 9 3 】

図 2 0 に示すように実施例 4 の導入管 2 0 は、前記弾性カバークューブ 2 1 に摩擦低減部として被覆部 6 1 を先端から基端側に亘って設けている。更に具体的に説明すると、前記被覆部 6 1 は、前記弾性カバークューブ 2 1 に設けた突部 6 2 に脱落を防止するように被覆チューブ 6 3 が長手軸廻りに回転自在に先端から基端側に亘って配設されている。

【 0 0 9 4 】

前記被覆チューブ 6 3 は、生体適合性を有し、滑り性がよい材質、例えば、P T F E 等のフッ素系樹脂、ポリエチレン、ステンレスにより形成されている。また、前記被覆チューブ 6 3 は、滑り性向上のために P T F E 等のフッ素系樹脂コーティングを施して構成してもよい。なお、前記螺旋形状部 2 3 b と前記被覆チューブ 6 3 と前記弾性カバークューブ 2 1 との回転関係は、例えば  $100 \text{ rpm} / \text{min} . > 20 \text{ rpm} / \text{min} . > 0 \text{ rpm} / \text{min} .$  となる。

【 0 0 9 5 】

これにより、前記導入管 2 0 は、前記弾性カバークューブ 2 1 に前記被覆部 6 1 として前記被覆チューブ 6 3 を先端から基端側に亘って設けることにより、前記螺旋管 2 3 の内周面と前記弾性カバークューブ 2 1 の外周面とが直接接することがなくなり、また、前記被覆チューブ 6 3 が接触抵抗を受けてもこの被覆チューブ 6 3 が回転されることにより接触抵抗を低減することができる。

【 0 0 9 6 】

この結果、前記導入管 2 0 は、曲りくねった体腔内管路において、回転している前記螺旋管 2 3 が挟れてしまっても、前記螺旋管 2 3 の内周面が前記被覆チューブ 6 3 と当接することにより、前記螺旋管 2 3 の内周面と前記弾性カバークューブ 2 1 の外周面とが全長に亘って接触することを防止できるとともに、前記螺旋管 2 3 の内周面と前記弾性カバークューブ 2 1 の外周面との距離が先端から基端側に亘って一定とはならないようにしている。したがって、前記導入管 2 0 は、上記実施例 1 と同様に前記螺旋管 2 3 の内周面と前記弾性カバークューブ 2 1 の外周面との間に生じる接触抵抗を低減することができる。

【 0 0 9 7 】

なお、前記被覆部 6 1 としては、図 2 1 に示すように回転自在ではない蛇腹状のカバー部材 6 4 を前記弾性カバークューブ 2 1 に設けて構成してもよい。

図 2 1 に示すように前記被覆部 6 1 は、カバー部材 6 4 を前記弾性カバークューブ 2 1 の外周面に先端から基端側に亘って取り付け構成されている。更に、前記被覆部 6 1 は、前記カバー部材 6 4 が弛んで前記弾性カバークューブ 2 1 に密着しないような所定間隔で弛み防止リング 6 5 を設けて構成されている。前記カバー部材 6 4 は、生体適合性を有し、滑り性がよい材質、例えば、P T F E 等のフッ素系樹脂、ポリエチレン、ステンレスにより形成されている。また、前記カバー部材 6 4 は、滑り性向上のために P T F E 等のフッ素系樹脂コーティングを施して構成してもよい。

【 0 0 9 8 】

これにより、前記導入管 2 0 は、前記弾性カバークューブ 2 1 の外周面に前記被覆部 6 1 として前記カバー部材 6 4 を先端から基端側に亘って設けることにより、前記螺旋管 2 3 の内周面と前記弾性カバークューブ 2 1 の外周面とが直接接することがなくなり、また、前記カバー部材 6 4 が前記弾性カバークューブ 2 1 に接触しない程度に弛んでいるため、前記螺旋管 2 3 の内周面による接触抵抗を低減することができる。



## 【 0 0 9 9 】

なお、前記カバー部材 6 4 は、図 2 2 に示すように前記螺旋形状部 2 3 b の内周との間に上述した前記突起部 5 5 を設けて構成してもよい。これにより、前記カバー部材 6 4 は、前記螺旋形状部 2 3 b の内周との間の接触抵抗を更に低減することができる。

## 【 0 1 0 0 】

なお、本実施例では、導入管 2 0 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いるが、本発明はこれに限定されず、導入管として内視鏡挿入部と一体的に形成されたタイプ、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いわゆるオーバーチューブに本発明を適用しても勿論構わない。前記摩擦低減部は、前記螺旋管 2 3 の内周面と非回転部分との接触抵抗を低減できて十分な推進機能を得られるのであればよい

10

## 【 実施例 5 】

## 【 0 1 0 1 】

図 2 3 及び図 2 4 は、本発明の実施例 5 に係わり、図 2 3 は、実施例 5 の内視鏡システムを構成している導入管の先端部近傍を示す要部説明図、図 2 4 は、図 2 3 の変形例の導入管の先端部近傍を示す要部説明図である。

## 【 0 1 0 2 】

上記実施例 1 は、前記螺旋管 2 3 の内周面と前記弾性カバーチューブ 2 1 の外周面との間に摩擦低減部として凹凸となるリング部材を設けてこれらの間の接触抵抗を低減するように構成しているが、実施例 5 は、前記螺旋管 2 3 の内周面と前記弾性カバーチューブ 2 1 の外周面との間に摩擦低減部として潤滑剤を注入するように構成している。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。

20

## 【 0 1 0 3 】

図 2 3 に示すように実施例 5 の導入管 2 0 は、前記螺旋管 2 3 の内周面と前記弾性カバーチューブ 2 1 の外周面との間に摩擦低減部として潤滑剤 6 6 を注入するように構成されている。更に具体的に説明すると、前記導入管 2 0 は、前記潤滑剤 6 6 を注入可能な潤滑剤注入口 6 7 を前記螺旋形状部 2 3 b に所定間隔で先端から基端側に亘って複数箇所形成している。なお、符号 6 8 は、前記潤滑剤注入口 6 7 に差し込み前記潤滑剤 6 6 を注入するための注入具である。

30

## 【 0 1 0 4 】

これにより、前記導入管 2 0 は、前記潤滑剤 6 6 を前記潤滑剤注入口 6 7 から注入することで、前記螺旋管 2 3 の内周面と前記弾性カバーチューブ 2 1 の外周面との間に前記潤滑剤 6 6 を注入でき、この潤滑剤 6 6 により前記螺旋管 2 3 の内周面と前記弾性カバーチューブ 2 1 の外周面との間の接触抵抗を低減することができる。

## 【 0 1 0 5 】

なお、前記潤滑剤 6 6 は、前記螺旋形状部 2 3 b に前記潤滑剤注入口 6 7 を形成することなく図 2 4 に示すように前記弾性カバーチューブ 2 1 に潤滑剤挿通路を設けて注入するようにしてもよい。

図 2 4 に示すように導入管 2 0 は、前記弾性カバーチューブ 2 1 に潤滑剤挿通路 6 9 を設けると共に、この潤滑剤挿通路 6 9 に連通する連通路 7 0 を前記基端側構成部材 2 2 に設けている。前記連通路 7 0 は、基端側に潤滑剤注入口 6 7 b を設けている。前記潤滑剤挿通路 6 9 は、前記螺旋管 2 3 の内周面と前記弾性カバーチューブ 2 1 との間の所定位置に所定間隔で開口 6 9 a が先端から基端側に亘って複数形成されており、この開口 6 9 a から前記潤滑剤 6 6 が噴出するようになっている。なお、前記潤滑剤挿通路 6 9 または前記連通路 7 0 及び前記潤滑剤注入口 6 7 b は、複数設けてもよい。

40

## 【 0 1 0 6 】

これにより、前記導入管 2 0 は、前記潤滑剤注入口 6 7 b から前記潤滑剤 6 6 を注入されることで、この潤滑剤 6 6 が前記連通路 7 0、前記潤滑剤挿通路 6 9 を介して前記螺旋管 2 3 の内周面と前記弾性カバーチューブ 2 1 の外周面との間に注入でき、前記螺旋管 2

50

3の内周面と前記弾性カバークューブ21の外周面との間の接触抵抗を低減することができる。

【0107】

なお、本実施例では、導入管20としてディスプレイシース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、導入管として内視鏡挿入部と一体的に形成されたタイプ、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いわゆるオーバーチューブに本発明を適用しても勿論構わない。前記摩擦低減部は、前記螺旋管23の内周面と非回転部分との接触抵抗を低減できて十分な推進機能を得られるのであればよい。

【実施例6】

10

【0108】

図25は、本発明の実施例6に係る内視鏡システムを構成している導入管の先端部近傍を示す要部説明図である。

上記実施例1～5は、前記螺旋管23の内周面と前記弾性カバークューブ21の外周面との間に前記螺旋管23と別体の前記リング部材51等の構造体などを摩擦低減部として設けて構成しているが、実施例6は、前記螺旋管23の一部を内径側に突出させて形成した内側突起部を凹凸となる摩擦低減部として構成している。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。

【0109】

図25に示すように実施例6の導入管20Aは、凹凸となる摩擦低減部として前記螺旋管23の一部を内径側に突出させて形成した内側突起部を先端から基端側に亘って複数設けている。さらに具体的に説明すると、前記螺旋管23は、前記螺旋形状部23bを形成している金属素線の一部を略等間隔、例えば5巻き間隔毎に2巻き分内周側に落とし込んで複数の谷部80を先端から基端側に亘って形成している。

20

【0110】

これにより、前記導入管20Aは、前記複数の谷部80を前記弾性カバークューブ21の外周面に所定間隔で先端から基端側に亘って複数設けることによって、曲りくねった体腔内管路において、回転している前記螺旋管23が擦れてしまっても、前記螺旋管23の内周面が前記複数の谷部80と当接することにより、前記螺旋管23の内周面と前記弾性カバークューブ21の外周面とが全長に亘って接触することを防止できるとともに、前記螺旋管23の内周面と前記弾性カバークューブ21の外周面との距離が先端から基端側に亘って一定とはならないようにしている。

30

【0111】

したがって、前記導入管20Aは、上記実施例1と同様に前記螺旋管23の内周面と前記弾性カバークューブ21の外周面との間に生じる接触抵抗を低減することができる。

【0112】

また、前記導入管20Aは、上記実施例1～5で説明した前記螺旋管23と別体の前記リング部材51等の構造体を摩擦低減部として組み付ける、または長尺な管の全長に均一に潤滑剤を塗布する等の煩雑性がなく、作業性、生産性が向上するとともに、前記構造体による挿入時の曲げ硬さがなく、導入管全体の軟らかさが損なわれない。さらに、前記導入管20Aは、前記螺旋管23の外周に落差の大きい螺旋溝が形成されるので、腸に対するグリップ(把持力)が強くなり、結果として強い推進力を発生することができる。

40

【0113】

なお、本実施例では、導入管20Aとしてディスプレイシース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、導入管として内視鏡挿入部と一体的に形成されたタイプ、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いわゆるオーバーチューブに本発明を適用しても勿論構わない。前記摩擦低減部は、前記螺旋管23の内周面と非回転部分との接触抵抗を低減できて十分な推進機能を得られるのであればよい。

【実施例7】

50

## 【 0 1 1 4 】

図 2 6 ないし図 3 3 は、本発明の実施例 7 に係わり、図 2 6 は、実施例 7 の内視鏡システムを構成している導入管の先端部近傍を示す要部説明図、図 2 7 は板状金属部材の原材料である幅の広い金属薄板を示す外観斜視図、図 2 8 は図 2 7 の金属薄板をカッターで切断して細い幅の板状金属部材を形成している際の様子を示す概略図、図 2 9 は図 2 8 の切断動作において、板状金属部材にばりが形成される際の様子を示す概略図、図 3 0 は図 2 8 及び図 2 9 の切断動作によって形成された板状金属部材を示す外観斜視図、図 3 1 は図 3 0 の板状金属部材を金型によって塑性変形させる際の説明図、図 3 2 は塑性変形された板状金属部材を他の板状金属部材と噛み合わせて図示しない芯部材に螺旋状に巻回して形成した螺旋管の一部を示す概略斜視図、図 3 3 は図 3 2 で形成された螺旋管の動作を示す概略断面図である。

10

上記実施例 6 は、螺旋管 2 3 として所定の径寸法の金属素線を螺旋状に巻回して所定の可撓性を有するように形成された密巻コイルに対して金属素線の一部を略等間隔内周側に落とし込んで凹凸となるように内側突起部として複数の谷部を先端から基端側に亘って形成して構成しているが、実施例 7 は板状の金属部材を用いて凹凸となるように内側突起部としての複数の谷部を先端から基端側に亘って形成した螺旋管を構成している。それ以外の構成は、上記実施例 6 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 1 1 5 】

図 2 6 に示すように実施例 7 の導入管 2 0 B は、凹凸となる摩擦低減部として螺旋管 8 2 の一部を内径側に突出させて形成した谷部 8 3 b を先端から基端側に亘って複数設けている。さらに具体的に説明すると、前記螺旋管 8 2 は、板状の金属部材（金属テープ）8 1 によって前記螺旋管 8 2 が長尺に構成され、摩擦低減部として凹凸となるように己字型形状に形成されている。

20

## 【 0 1 1 6 】

前記螺旋管 8 2 は、前記板状金属部材 8 1 を己字型形状に塑性変形後、隣接する各部材が噛み合うように螺旋状に巻回することで伸縮可能に形成されている。この螺旋管 8 2 は、山部 8 3 a の山幅が谷部 8 3 b の谷幅より大きく形成されている。また、前記螺旋管 8 2 は、体腔内の損傷防止のために山部 8 3 a の角の R 形状が 0 . 5 以上に形成されている。

30

## 【 0 1 1 7 】

前記板状金属部材 8 1 としては、前記導入管 2 0 B の柔軟性の確保のため例えば板幅 6 mm 以下が好ましい。また、この板状金属部材 8 1 は、体腔内の損傷防止のためにばりが内側に向くように形成される。前記板状金属部材 8 1 は、各々山部 8 3 a 及び谷部 8 3 b が形成され、谷部 8 3 b となる一端が次の山部 8 3 a となる一端に噛み合わされることで、長尺な前記螺旋管 8 2 を構成している。したがって、前記螺旋管 8 2 の外表面には、螺旋形状部が形成される。

## 【 0 1 1 8 】

図 2 7 ないし図 3 2 を参照して前記螺旋管 8 2 のさらに具体的な製造方法を説明する。まず、図 2 7 に示すように前記板状金属部材 8 1 は、原材料である幅の広い金属薄板 9 1 を用いている。この金属薄板 9 1 は、図 2 8 に示すようにカッター 9 2 等により細い幅に切断されることにより複数の板状金属部材 8 1 が形成される。このとき、形成される板状金属部材 8 1 は、図 2 9 に示すように前記金属薄板 9 1 の片側からカッター 9 2 が当てられて切断されるので、内側に向くようにばり 9 4 が形成される。このようにして板状金属部材 8 1 は、図 3 0 に示すように細い幅に形成される。

40

## 【 0 1 1 9 】

次に、細い幅に形成された板状金属部材 8 1 は、図 3 1 に示すように図示しない金型により己字型形状に塑性変形される。塑性変形された板状金属部材 8 1 は、図 3 2 に示すように塑性変形された他の板状金属部材 8 1 と組み合わされ、図示しない芯部材に螺旋状に巻回して前記螺旋管 8 2 が形成される。このとき、塑性変形された板状金属部材 8 1 は、

50

塑性変形された他の板状金属部材 8 1 と互いに噛み合わされて螺旋状に巻回されて形成される。

【0120】

前記螺旋管 8 2 は、図 3 3 に示すようにばり 9 4 が内側に向いて体腔内管路側に突出しない。また、前記螺旋管 8 2 は、噛み合わされた各板状金属部材 8 1 が互いに移動することにより伸縮可能であり、かつ曲げ可能となる。したがって、前記螺旋管 8 2 は、各板状金属部材 8 1 を互いに噛み合わせて形成しているので、接着する必要がなく、接着による曲げ硬さが生じない。

【0121】

このように形成された螺旋管 8 2 は、熱処理による着色を防止するために洗滌された後、連続炉に導入されて熱処理される。前記連続炉は、長尺な前記螺旋管 8 2 を簡易に熱処理可能である。この熱処理は、着色防止と、トルク追従性の向上のために 300 ~ 350、5 ~ 15 分にて行われ、着色を気にすることなく加熱でき十分な焼きなまし効果が得られる。さらに、前記螺旋管 8 2 は、前記熱処理後、外表面に化学研磨が施される。この化学研磨は、ばり 9 4 の除去、滑り性向上を目的として行われる。

10

【0122】

このような構成の導入管 20 B は、曲りくねった体腔内管路において、回転している前記螺旋管 8 2 が挟れてしまっても、この螺旋管 8 2 の前記谷部 8 3 b が所定間隔で先端から基端側に亘って前記弾性カバートューブ 21 の外周面と当接することにより、前記螺旋管 8 2 の内周面と前記弾性カバートューブ 21 の外周面とが全長に亘って接触することを防止できるとともに、前記螺旋管 8 2 の内周面と前記弾性カバートューブ 21 の外周面との距離が先端から基端側に亘って一定とはならないようにしている。

20

【0123】

したがって、前記導入管 20 B は、上記実施例 6 の導入管 20 A と同様な効果を得られることに加え、前記板状金属部材 8 1 によって径方向のつぶれ強度が強くなり、こわれにくいという効果がある。

【0124】

なお、本実施例では、導入管 20 B 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いるが、本発明はこれに限定されず、導入管として内視鏡挿入部と一体的に形成されたタイプ、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いわゆるオーバーチューブに本発明を適用しても勿論構わない。摩擦低減部は、前記螺旋管 8 2 の内周面と非回転部分との接触抵抗を低減できて十分な推進機能を得られるのであればよい。

30

【0125】

各実施例において、先端から基端に亘って摩擦低減部を設けているが、必ずしも先端から基端に亘って設けるのではなく、カバートューブ 21 の一部に設けても良い。具体的には、凹凸をカバートューブ 21 の一部分に設けてもよい。

【0126】

尚、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】

40

【0127】

本発明の内視鏡用挿入部及び内視鏡システムは、推進力発生部と挿入部との間の摩擦を低減化して十分な推進機能を得られることにより、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】

【0128】

【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 の導入管の先端部近傍を示す外観図である。

【図 3】図 1 の導入管及び内視鏡を示す説明図である。

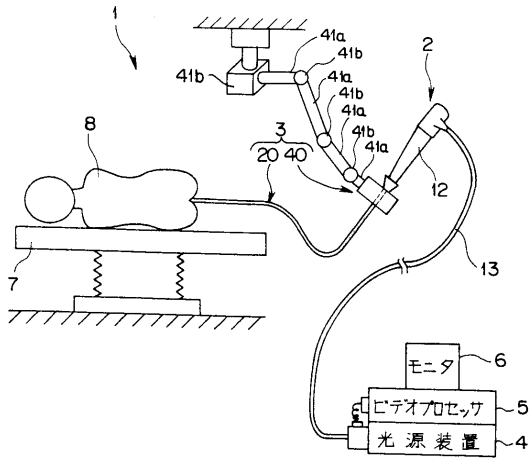
【図 4】図 3 の A - A 線断面図である。

50

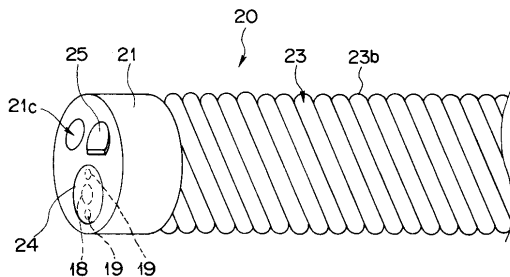
- 【図 5】回転機構部の構成を示す説明図である。
- 【図 6】図 2 の導入管の先端部近傍を示す要部説明図である。
- 【図 7】挿入部が挿通配置された導入管を肛門から挿入した状態を示す説明図である。
- 【図 8】挿入部が挿通配置された導入管の先端部を盲腸部近傍まで挿入した状態を示す説明図である。
- 【図 9】図 6 の第 1 の変形例の導入管の先端部近傍を示す要部説明図である。
- 【図 10】図 9 の要部拡大図である。
- 【図 11】図 6 の第 2 の変形例の導入管の先端部近傍を示す要部説明図である。
- 【図 12】図 6 の第 3 の変形例の導入管の先端部近傍を示す要部説明図である。
- 【図 13】実施例 2 の内視鏡システムを構成している導入管の先端部近傍を示す要部説明図である。 10
- 【図 14】図 13 の第 1 の変形例を示す要部拡大図である。
- 【図 15】図 13 の第 2 の変形例を示す要部拡大図である。
- 【図 16】実施例 3 の内視鏡システムを構成している導入管の先端部近傍を示す要部説明図である。
- 【図 17】図 16 の第 1 の変形例の導入管の先端部近傍を示す要部説明図である。
- 【図 18】図 16 の第 2 の変形例の導入管の先端部近傍を示す要部説明図である。
- 【図 19】図 18 の要部断面図である。
- 【図 20】実施例 4 の内視鏡システムを構成している導入管の先端部近傍を示す要部説明図である。 20
- 【図 21】図 20 の第 1 の変形例の導入管の先端部近傍を示す要部説明図である。
- 【図 22】図 20 の第 2 の変形例の導入管の先端部近傍を示す要部説明図である。
- 【図 23】実施例 5 の内視鏡システムを構成している導入管の先端部近傍を示す要部説明図である。
- 【図 24】図 23 の変形例の導入管の先端部近傍を示す要部説明図である。
- 【図 25】実施例 6 の内視鏡システムを構成している導入管の先端部近傍を示す要部説明図である。
- 【図 26】実施例 7 の内視鏡システムを構成している導入管の先端部近傍を示す要部説明図である。
- 【図 27】板状金属部材の原材料である幅の広い金属薄板を示す外観斜視図である。 30
- 【図 28】図 27 の金属薄板をカッターで切断して細い幅の板状金属部材を形成している際の様子を示す概略図である。
- 【図 29】図 28 の切断動作において、板状金属部材にばりが形成される際の様子を示す概略図である。
- 【図 30】図 28 及び図 29 の切断動作によって形成された板状金属部材を示す外観斜視図である。
- 【図 31】図 30 の板状金属部材を金型によって塑性変形させる際の説明図である。
- 【図 32】塑性変形された板状金属部材を他の板状金属部材と噛み合わせて図示しない芯部材に螺旋状に巻回して形成した螺旋管の一部を示す概略斜視図である。
- 【図 33】図 32 で形成された螺旋管の動作を示す概略断面図である。 40
- 【符号の説明】
- 【0129】
- 1 内視鏡システム
  - 2 内視鏡
  - 3 内視鏡挿入補助具
  - 10 挿入部カバー
  - 11 内視鏡挿入部
  - 12 操作部
  - 20 導入管
  - 21 弾性力バースチューブ

- 2 1 a ~ 2 1 c 貫通孔
- 2 2 基端側構成部材
- 2 3 螺旋管
- 2 3 b 螺旋形状部
- 2 4 観察窓部材
- 2 5 送気送水ノズル
- 2 7 送気送水装置
- 4 0 回転装置
- 4 1 アーム部
- 4 2 回転機構部
- 5 1 リング部材

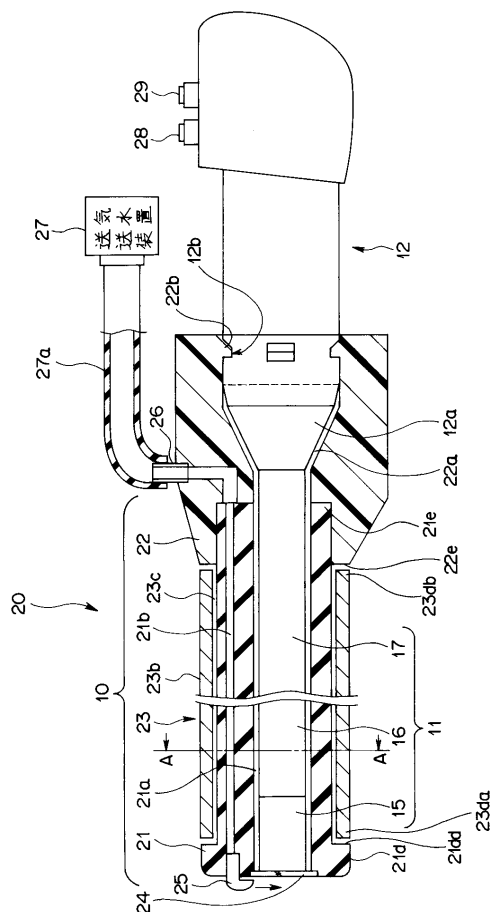
【図 1】



【図 2】

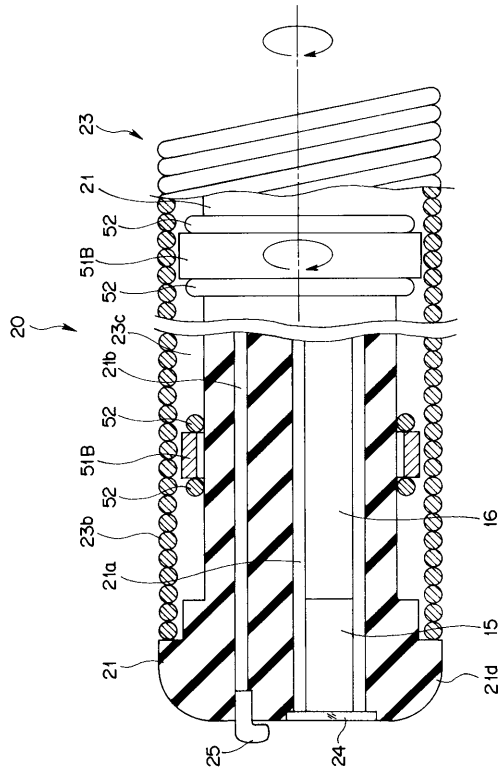


【図 3】

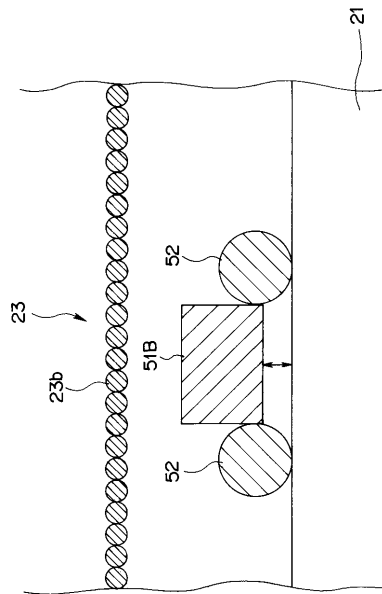




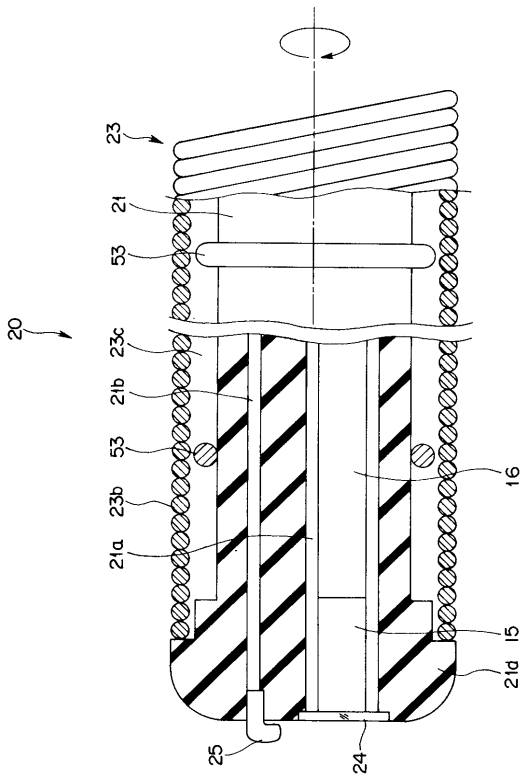
【図 9】



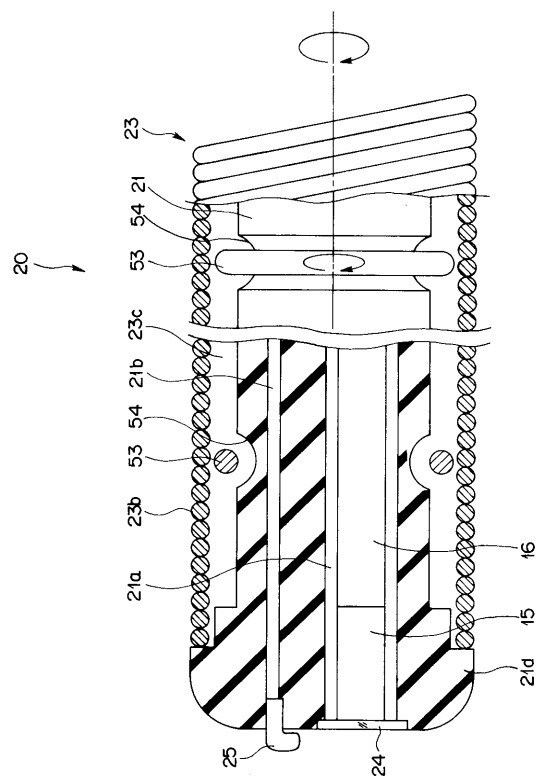
【図 10】



【図 11】

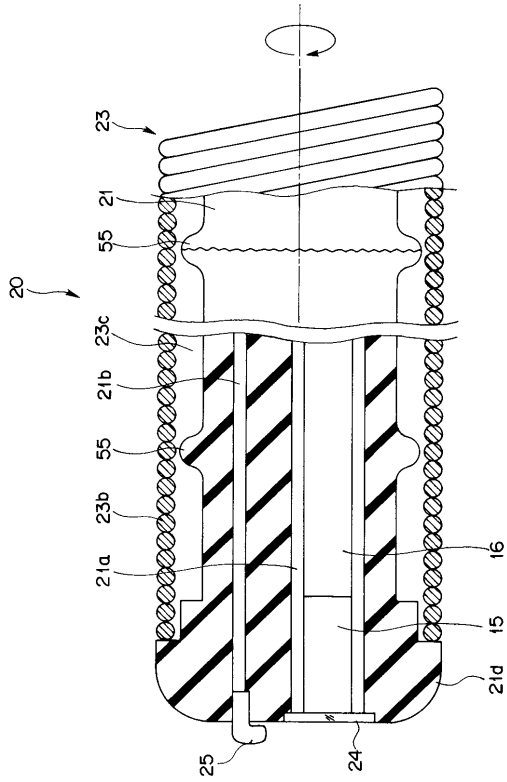


【図 12】

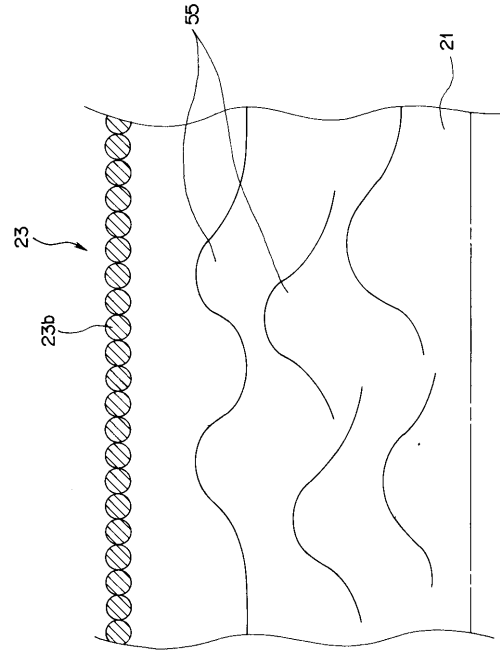




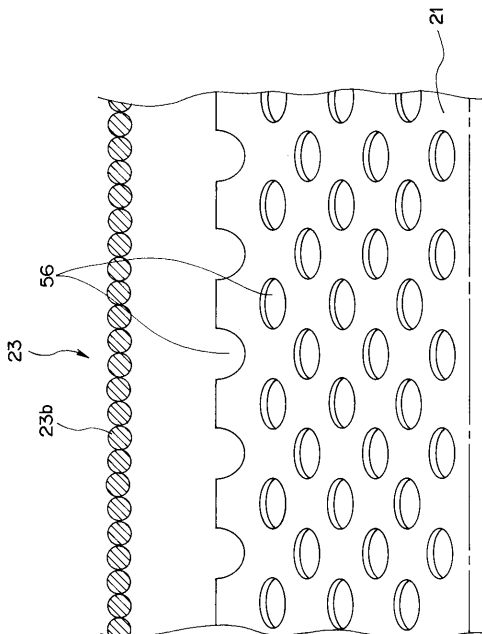
【図 13】



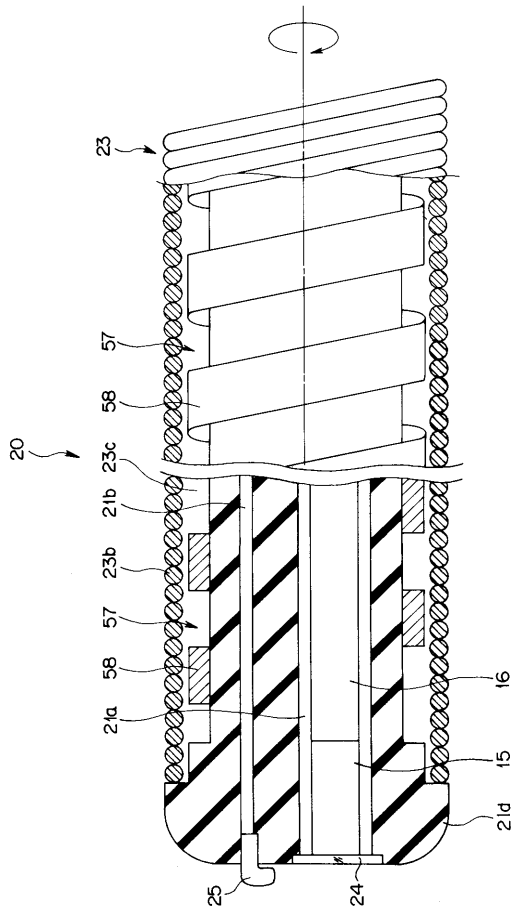
【図 14】



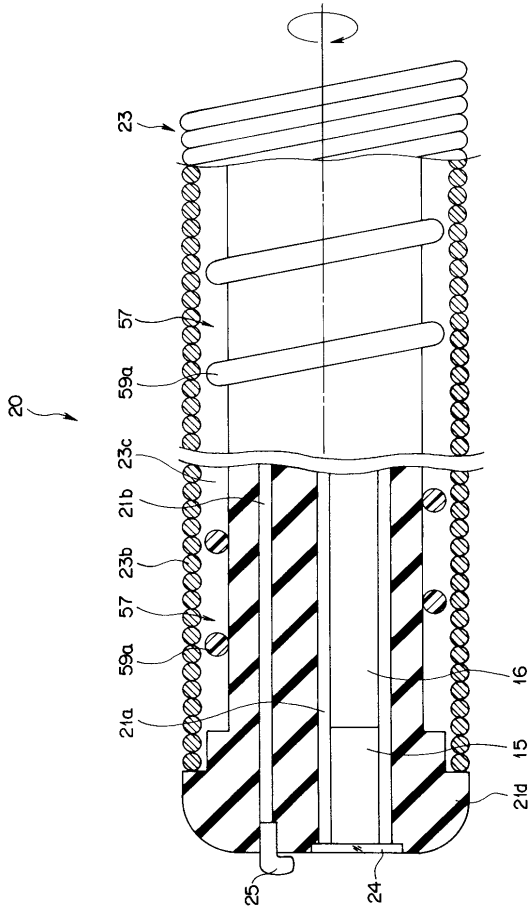
【図 15】



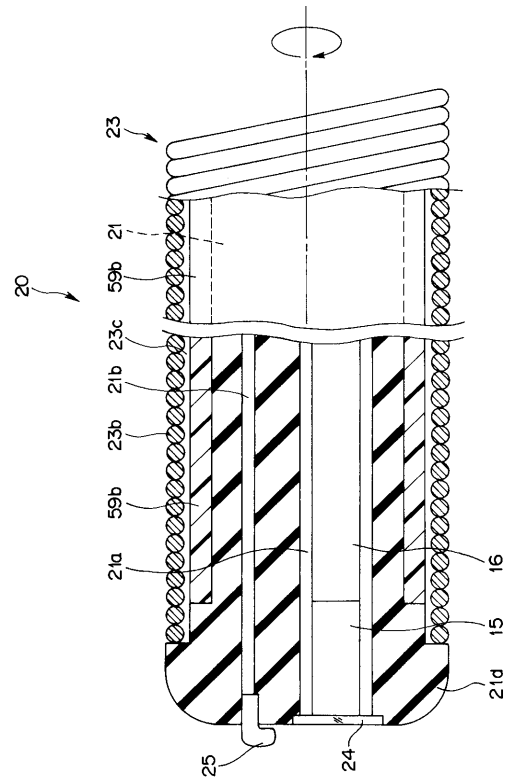
【図 16】



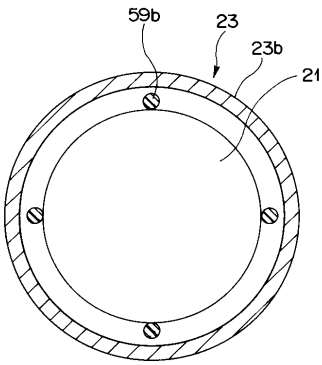
【図 17】



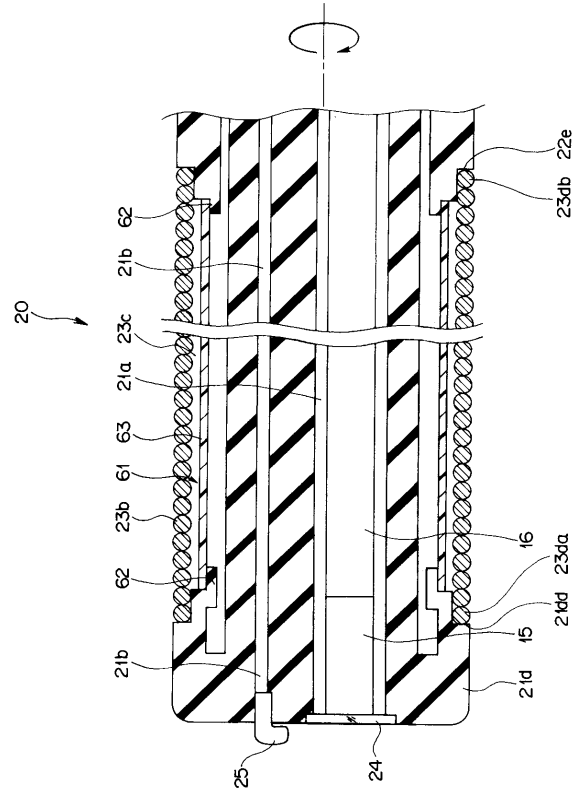
【図 18】



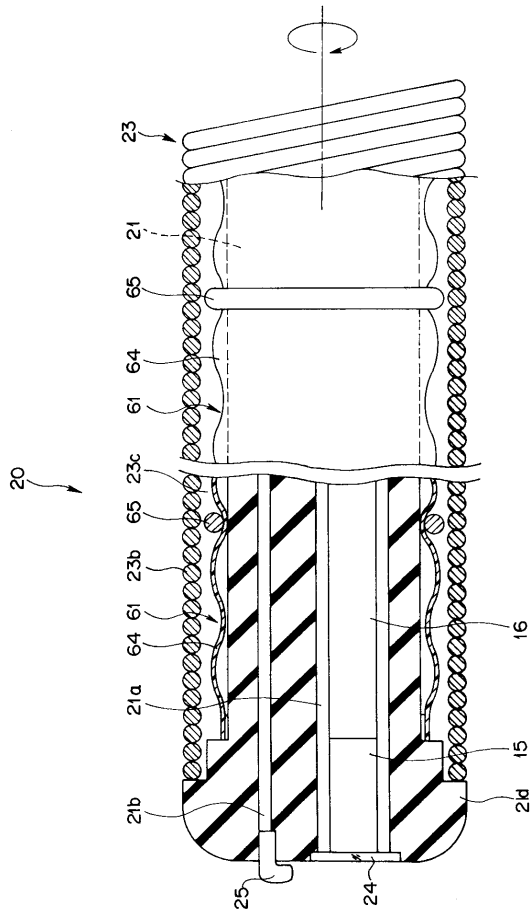
【図 19】



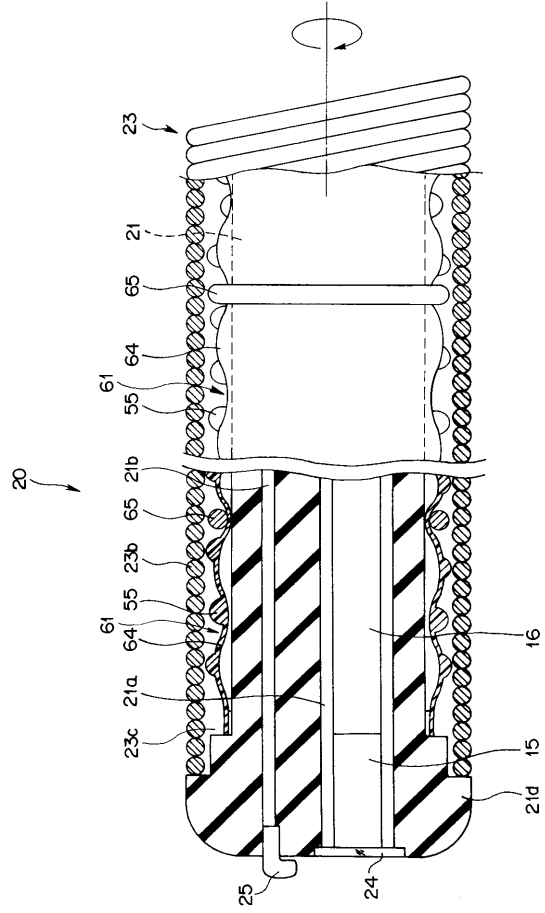
【図 20】



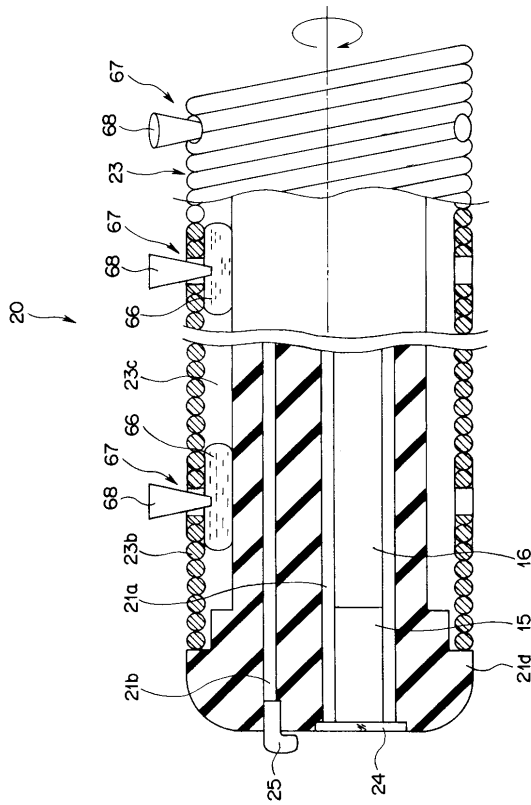
【図 2 1】



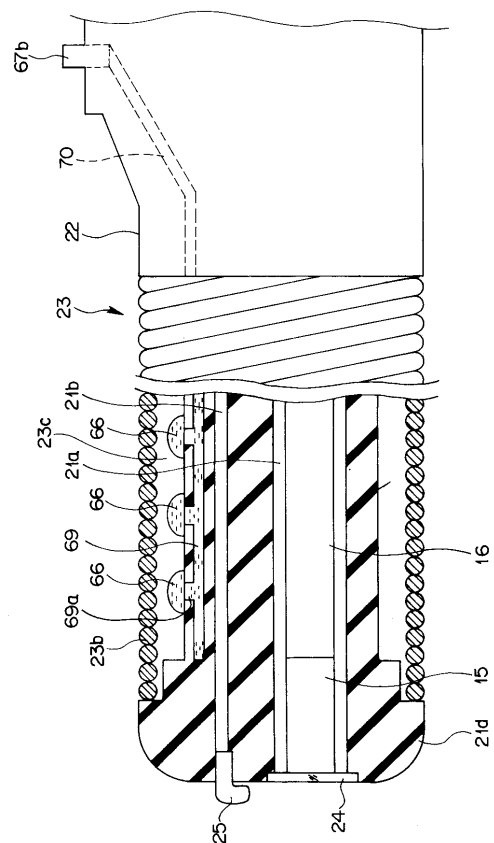
【図 2 2】



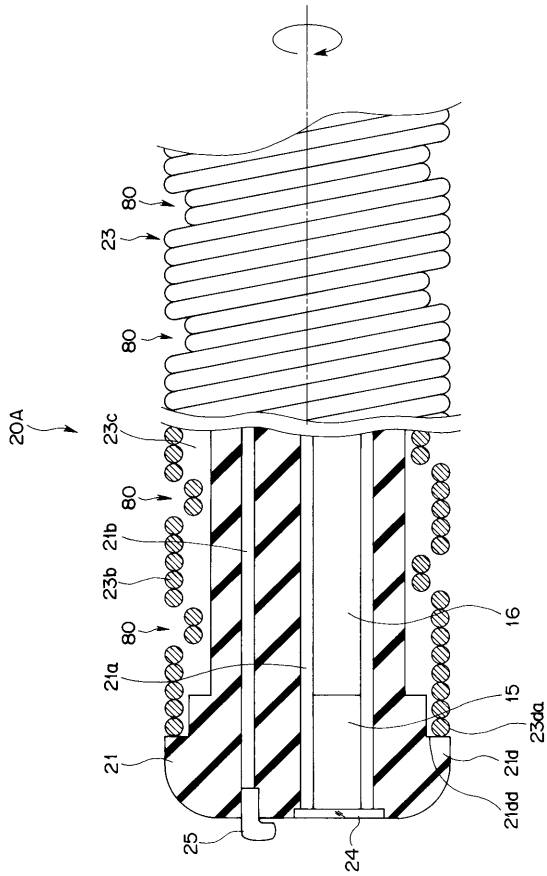
【図 2 3】



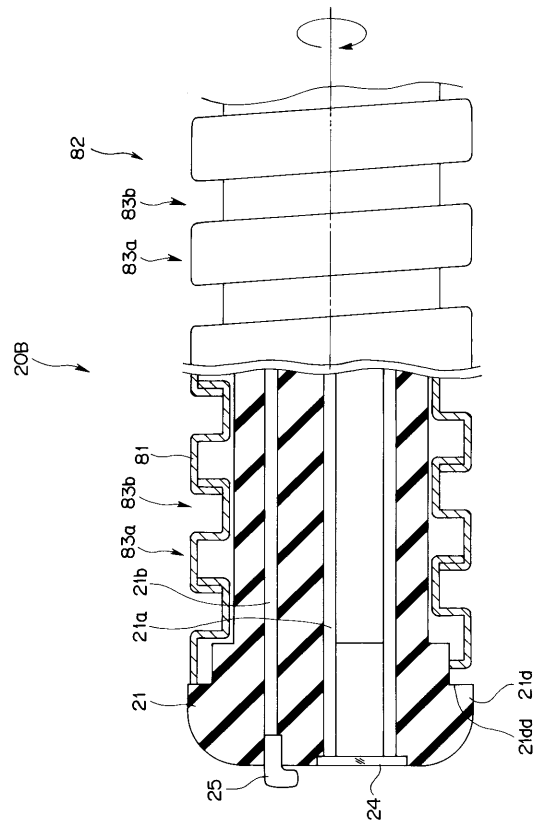
【図 2 4】



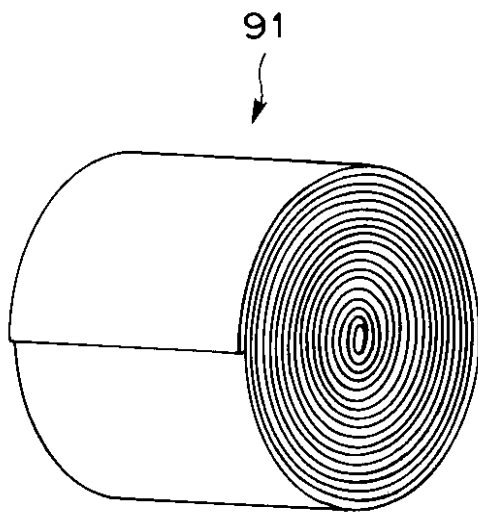
【図 25】



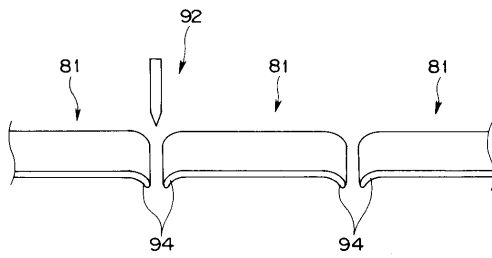
【図 26】



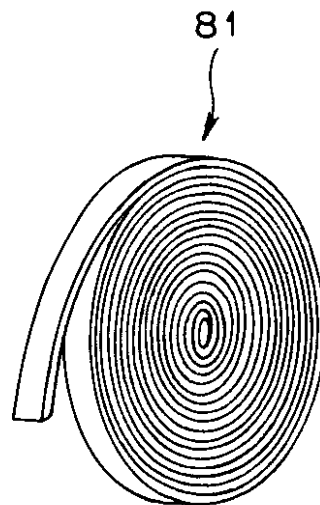
【図 27】



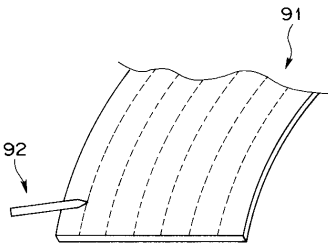
【図 29】



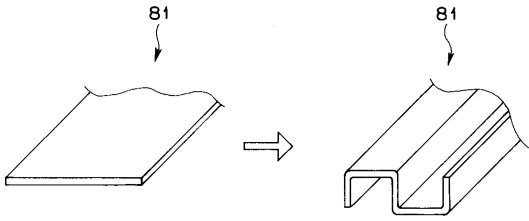
【図 30】



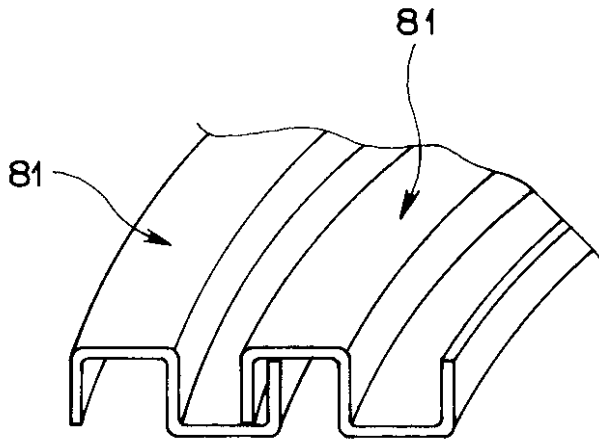
【図 28】



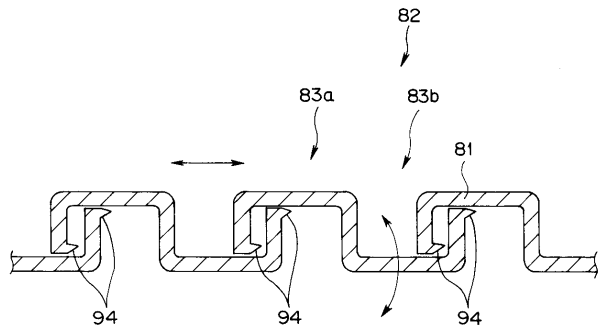
【図 3 1】



【図 3 2】



【図 3 3】



---

フロントページの続き

(72)発明者 安達 勝貴

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

(72)発明者 外山 隆一

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 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) 4C061 AA04 CC06 GG22 JJ03

4C167 AA05 AA77 BB02 BB07 BB18 BB52 BB54 CC23 EE01 GG04

GG22 GG36 HH03 HH04 HH08 HH09 HH14 HH17

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="#">JP2006312017A</a>	公开(公告)日	2006-11-16
申请号	JP2006006782	申请日	2006-01-13
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社 奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司 オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	藤本隆平 倉康人 安達勝貴 外山隆一		
发明人	藤本 隆平 倉 康人 安達 勝貴 外山 隆一		
IPC分类号	A61B1/00 A61M25/01 A61M25/00		
CPC分类号	A61B1/005 A61B1/00071 A61B1/0016 A61B1/31		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61M25/00.309.B A61M25/00.314 A61B1/00.610 A61B1/00.612 A61M25/08.500 A61M25/082		
F-TERM分类号	4C061/AA04 4C061/CC06 4C061/GG22 4C061/JJ03 4C167/AA05 4C167/AA77 4C167/BB02 4C167/BB07 4C167/BB18 4C167/BB52 4C167/BB54 4C167/CC23 4C167/EE01 4C167/GG04 4C167/GG22 4C167/GG36 4C167/HH03 4C167/HH04 4C167/HH08 4C167/HH09 4C167/HH14 4C167/HH17 4C161/AA04 4C161/CC06 4C161/FF38 4C161/GG22 4C161/JJ03 4C267/AA05 4C267/AA77 4C267/BB02 4C267/BB07 4C267/BB18 4C267/BB52 4C267/BB54 4C267/CC23 4C267/EE01 4C267/GG04 4C267/GG22 4C267/GG36 4C267/HH03 4C267/HH04 4C267/HH08 4C267/HH09 4C267/HH14 4C267/HH17		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2005109096 2005-04-05 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：为了实现内窥镜和内窥镜系统的插入部分，能够减小推力产生部分和插入部分之间的摩擦并获得足够的推进功能。用于内窥镜的插入部分包括作为插入部分的引入管，作为推力产生部分的螺旋部分，该螺旋部分布置在引入管20的外周表面侧并围绕引入管20的纵向轴线旋转。设置在管23与螺旋管23的外周表面和引入管20（弹性盖管21）之间，并且引入管20（弹性盖管21）的外周表面与螺旋管23之间的接触电阻减小和在弹性盖管21的外周表面上以预定间隔设置在螺旋管23的内周表面和弹性盖管21之间的多个环形构件51作为摩擦减小部分它有。点域6

