

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5457649号
(P5457649)

(45) 発行日 平成26年4月2日(2014.4.2)

(24) 登録日 平成26年1月17日(2014.1.17)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 A

請求項の数 7 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2008-214161 (P2008-214161)
 (22) 出願日 平成20年8月22日(2008.8.22)
 (65) 公開番号 特開2010-46345 (P2010-46345A)
 (43) 公開日 平成22年3月4日(2010.3.4)
 審査請求日 平成23年3月18日(2011.3.18)

(73) 特許権者 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4番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 牧山 聡志
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 門田 宏

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療器具挿入ガイドシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内へ挿入される長手状の挿入部を有する医療器具と、
 可撓性材料で形成されていて流体を供給した上で密封される環状体であって、長手状の軸方向に沿って連続的に移動する内表面と外表面とを有する二重軟性袋状部材と、
 前記二重軟性袋状部材の軸方向における後端面部近傍に対して前記内表面を断続的に押圧して前記二重軟性袋状部材の先端面側を外転させることで該先端面を進出させるために使用する押込装置と
 を有し、

前記二重軟性袋状部材の長手状の軸方向をガイドに前記医療器具を体腔内へ挿入可能とする
 ことを特徴とする医療器具挿入ガイドシステム。

【請求項 2】

前記押込装置は、
 前記二重軟性袋状部材の前記後端面部に当接可能な先端挿入部を有する押動部材と、
 前記押動部材を直進方向に沿って往復動作させる駆動部材と
 を備えることを特徴とする請求項1記載の医療器具挿入ガイドシステム。

【請求項 3】

前記二重軟性袋状部材に設けられていて、流体を給排するための開口部と、
 前記開口部に流体管路を介して接続されて、前記二重軟性袋状部材に対して流体を給排

10

20

するポンプ装置と

を備えることを特徴とする請求項 1 或いは 2 記載の医療器具挿入ガイドシステム。

【請求項 4】

体腔内に挿入された前記二重軟性袋状部材の前記内表面内に、前記医療器具の挿入部を挿入させる挿通路が形成されている

ことを特徴とする請求項 1 ～ 3 の何れか 1 項に記載の医療器具挿入ガイドシステム。

【請求項 5】

前記医療器具は内視鏡である

ことを特徴とする請求項 1 ～ 4 の何れか 1 項に記載の医療器具挿入ガイドシステム。

【請求項 6】

前記挿込装置は、前記二重軟性袋状部材の前記後端面近傍の前記外表面を内表面側へ押し込むために使用する先端挿入部を有する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の医療器具挿入ガイドシステム。

【請求項 7】

前記二重軟性袋状部材に密封されている前記流体を加減圧する加減圧装置を有することを特徴とする請求項 1 ～ 6 の何れか 1 項に記載の医療器具挿入ガイドシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体腔内に二重軟性袋状部材を予め挿入し、この二重軟性袋状部材をガイドに医療器具の挿入部を体腔内へ挿入するようにした医療器具挿入ガイドシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

一般に、例えば、生体の大腸や、小腸等の体腔内に、内視鏡やプローブを代表とする医療器具に設けられている挿入部を挿入する場合、挿入対象の体腔が細長く、しかも屈曲しているために医療器具の挿入部を体腔内に挿入すると、挿入長さが長くなるに従い次第に挿入抵抗が大きくなる。

【0003】

この挿入部は、術者が被検者に対して外部から順送りすることで、大腸や、小腸等の体腔内を進行させるものであるため、この挿入部の先端部を目的部位まで導くためには、挿入部の進行過程において、腸の形状や内視鏡の挿入状態を把握しながら適切な挿入操作を行うには術者の技術や経験が必要で、熟練者ではない者にとっては、操作が難しいという問題がある。

【0004】

そのため、内視鏡やプローブ等の医療器具に設けられている挿入部を、体腔内に挿入する場合、その前に、軟性のガイドチューブを挿入し、このガイドチューブをガイドに医療器具の挿入部を挿入することで、術者の負担を軽減する技術が種々提案されている。

【0005】

例えば特許文献 1（米国特許第 5 0 4 5 0 7 0 号公報）には、内壁と外壁とを有する軟性チューブをガイドに、プローブや内視鏡の挿入部を、体腔内に挿入、進行させる技術が開示されている。この軟性チューブは、この文献の図 2、図 3 に示すように、弾性変形自在に変位しながら体腔内に挿入、進行させる。或いは同文献の図 4 ～ 図 6 に示されているように、軟性チューブの一カ所を、挿入部材に固定し、軟性チューブの内壁を先端方向へ押し出し、外転させることで外壁とすることで、体腔内に挿入、進出させる技術が開示されている。更に、同文献の図 7 には、軟性チューブの外壁の後端に挿入機器を固設し、軟性チューブの先端から内転されて後端側へ折り返すことで、内壁を形成し、この内壁と外壁との間に形成した密閉空間に、挿入機器に設けられているプランジャにて圧力を印加することで、内壁を外転させて体腔内を挿入、進行させる技術が開示されている。

【0006】

又、特許文献 2（特表 2 0 0 6 - 5 2 3 5 1 3 号公報）には、体腔内に挿入する医療器

10

20

30

40

50

具の先端部に、動力により自己推進する環状体を取付け、この環状体の循環運動によって医療器具を進行させる技術が開示されている。

【 0 0 0 7 】

更に、特許文献 3（米国特許第 4 8 7 1 3 5 8 号公報）には、1 本の軟性チューブを内転させて内壁とし、この内壁側の自由端側を、外壁側の後端側から更に後方へ突出させ、又、外壁側の後端に把持部を固設し、この把持部を把持した状態で内壁の自由端側を押し込むことにより、内壁が先端側で連続的に外転して、軟性チューブが長手状軸方向に沿って進出するようにした技術が開示されている。

【特許文献 1】米国特許第 5 0 4 5 0 7 0 号公報

【特許文献 2】特表 2 0 0 6 - 5 2 3 5 1 3 号公報

【特許文献 3】米国特許第 4 8 7 1 3 5 8 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 8 】

しかし、上述した特許文献 1 や特許文献 3 に開示されている技術では、軟性チューブを体腔内に挿入して進行させる場合、この軟性チューブの後端に所定の圧力を印加し、先端側の内壁を外転させて進行するようにしてるが、この軟性チューブの先端が、体腔内の屈曲部にさしかかった場合、そのまま押し続けても、この軟性チューブの先端を体腔内の屈曲部に沿って屈曲させることは困難であり、操作が難しいという問題がある。

【 0 0 0 9 】

又、特許文献 2 に開示されている技術では、環状体を循環運動させるための駆動源が必要となり、この駆動源を環状体に設けた場合、この環状体が大型化し、しかも重量増となってしまう問題がある。更に、医療器具の挿入部先端が環状体により拘束されているため、挿入部先端を自由に動かすことができず、操作性が悪いという問題もある。

【 0 0 1 0 】

本発明は、上記事情に鑑み、体腔内の形状をいちいち把握することなく、体腔内の形状に沿って容易に進行させることが可能で、しかも、その後に挿入される医療器具の挿入部を容易にガイドすることができるばかりでなく、挿入部先端を比較的自由に動かすことができ、医療器具の操作性に支障を来すことなく良好な操作性を得ることのできる医療器具挿入ガイド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 1 1 】

上記目的を達成するため本発明による医療器具挿入ガイドシステムは、体腔内へ挿入される長手状の挿入部を有する医療器具と、可撓性材料で形成されていて流体を供給した上で密封される環状体であって、長手状の軸方向に沿って連続的に移動する内表面と外表面とを有する二重軟性袋状部材と、前記二重軟性袋状部材の軸方向における後端面部近傍に対して前記内表面を断続的に押圧して前記二重軟性袋状部材の先端面側を外転させることで該先端面を進出させるために使用する押込装置とを有し、前記二重軟性袋状部材の長手状の軸方向をガイドに前記医療器具を体腔内へ挿入可能とすることを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 1 2 】

本発明によれば、押込装置にて、二重軟性袋状部材の軸方向における後端面部近傍の内表面を断続的に押圧して、この二重軟性袋状部材の先端面側を外転させることで、この二重軟性袋状部材の先端面を進入させるようにしたので、この先端面の進入が断続的となり、押込装置による押圧力が解除されると、流体の圧力が低くなり、二重軟性袋状部材が屈曲しやすくなる。その結果、例えば、押込装置による二重軟性袋状部材の後端面部近傍の断続的な押圧により、二重軟性袋状部材の先端面が進出して、体腔内の屈曲部の壁面に接触すると、押込装置により二重軟性袋状部材の後端面を押圧したときは、先端面が体腔内の内壁を押圧しているため、二重軟性袋状部材は壁面から反力を受ける。その後、押込装置による二重軟性袋状部材の後端面に対する押圧が解除されると流体の内圧が低くなり、

10

20

30

40

50

二重軟性袋状部材は体腔内の壁面からの反力によって、体腔内の屈曲方向に屈曲される。従って、押込装置にて、二重軟性袋状部材の軸方向における後端面近傍の内表面を断続的に押圧することで、体腔内の形状をいちいち把握することなく、この体腔内の形状に沿って二重軟性袋状部材を容易に進行させることが可能となり、操作性がよい。

【 0 0 1 3 】

又、体腔内に二重軟性袋状部材を挿入した後、この二重軟性袋状部材に沿って医療器具の挿入部をガイドしながら挿入させることができるため、医療器具の挿入部を容易に挿入させることができる。更に、医療器具の挿入部は二重軟性袋状部材に拘束されていないので、先端を比較的自由に動かすことができ、医療器具の操作性に支障を来すことはなく、良好な操作性を得ることができる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 4 】

以下、図面に基づいて本発明の一実施形態を説明する。

【 0 0 1 5 】

[第 1 実施形態]

図 1 ~ 図 2 4 に本発明の第 1 実施形態を示す。図 1 に内視鏡システムの全体構成図を示す。本実施形態では、内視鏡システムを用いて大腸内視鏡検査を行う場合を例示して説明する。同図に示すように、内視鏡システム 1 は、医療器具の一例である内視鏡 2 と、医療器具挿入ガイドシステムの一部である挿入ガイドシステム 3 と、この内視鏡 2 及び挿入ガイドシステム 3 に接続される外部装置 4 とを備えている。

20

【 0 0 1 6 】

外部装置 4 はトリリ 6 に集約されている。トリリ 6 には、外部装置として下から順に、ビデオプロセッサ 7、光源装置 8、吸引ポンプ装置 9、加減圧ポンプ装置 10 が載置されている。又、トリリ 6 の上面に内視鏡像等を表示するモニタ 11 が載置され、更にトリリ 6 の一側にタッチパネル、キーボード等の操作パネル 12 が配設されている。尚、加減圧ポンプ装置 10 は、本願発明のポンプ装置と加減圧装置とを兼用している。

【 0 0 1 7 】

図 2 に示すように、加減圧ポンプ装置 10 は、挿入ガイドシステム 3 に設けられている、後述するガイドシース 21a に対して、流体（例えば空気、CO₂）を加圧供給し、脱気し、減圧するものである。この加減圧ポンプ装置 10 の本体部 10a の前面にフロントパネル 10b が取付けられ、内部にポンプ本体と、このポンプ本体の圧力制御を行うシステムとが内蔵されており、背面に、このポンプ本体、及びシステムから延出する電源ケーブルが配設されている。この電源ケーブル（図示せず）を電源に接続することで、ポンプ本体、及びシステムに電力を供給することができる。

30

【 0 0 1 8 】

又、フロントパネル 10b に、電源スイッチ 13a、ポンプ側チューブ接続部 13b、及びポンプ圧力を設定する減圧ボタン 13c、加圧ボタン 13d、リークボタン 13e の各ボタンスイッチ、及び、圧力表示パネル 13f が各々配設されている。尚、この各ボタン 13c、13d、13e を、例えばリモートコントローラに設けることで、加減圧ポンプ装置 10 を遠隔操作することが可能となる。

40

【 0 0 1 9 】

一方、内視鏡 2 は術者が把持して操作を行う操作部 15 と、この操作部 15 の前端に形成され、体腔内としての大腸に挿入される細長の可撓性を有する挿入部 16 と、操作部 15 の側部からその基端が延出されたユニバーサルコード 17 とを備えている。又、挿入部 16 の先端部 16a（図 18 参照）に観察対象を撮像するための CCD 等の撮像素子（図示せず）が備えられている。

【 0 0 2 0 】

又、ユニバーサルコード 17 の先端部に光源コネクタ 17a が設けられている。この光源コネクタ 17a が光源装置 8 に接続されている。光源装置 8 にはハロゲン光源等の照明用光源が設けられており、この照明用光源から出力された照明光が、ユニバーサルコード

50

１７に挿通されているライトガイドファイバ（図示せず）を経て挿入部１６の先端部に設けられている照明窓（図示せず）から出射されて被写体が照明される。更に、この光源コネクタ１７ａに電気コネクタ１７ｂが接続され、この電気コネクタ１７ｂから延出する撮像ケーブル１８がビデオプロセッサ７に接続され、更に、このビデオプロセッサ７がモニタ１１に接続されている。ビデオプロセッサ７は内視鏡２の挿入部１６の先端部１６ａに設けられている撮像素子を制御すると共に、この撮像素子で撮像した被写体像の電気信号を処理して、対応する映像をモニタ１１に表示する。

【００２１】

又、光源コネクタ１７ａに、内視鏡２のユニバーサルコード１７、挿入部１６を経て先端部１６ａの先端面に一端を開口するチューブの他端が開口されており、この開口部に吸引チューブ１９を介して吸引ポンプ装置９が接続されている。この吸引ポンプ装置９を作動させることにより、内視鏡２にて観察している被写体の組織等を回収する。尚、符号１４は検査台、１００は被検者である。

【００２２】

次に、挿入ガイドシステム３の構成について説明する。図１、図３に示すように、この挿入ガイドシステム３は、流体給排チューブ２０、ガイドシースユニット２１、挿入装置としての挿動部材２２を有している。

【００２３】

ガイドシースユニット２１は、シース支持部材２３と、このシース支持部材２３に固設されている二重軟性袋状部材としてのガイドシース２１ａとを有している。更に、シース支持部材２３が、本体部２５と、この本体部２５の先端に固設されているガイドキャップ２６とを有している。本体部２５は、略円筒状の硬質な樹脂、或いは弾性部材で形成されており、その外表面の長手方向の中途にフランジ２５ａが形成されていると共に、このフランジ２５ａを挟んで前部に挿入部２５ｂが形成され、後部にグリップ部２５ｃが形成されている。更に、このグリップ部２５ｃの外表面から径方向にチューブ接続部２５ｄが突設されている。このチューブ接続部２５ｄの開口端部に、フランジ部２５ｅが形成されており、このフランジ部２５ｅに流体給排チューブ２０の一端が装着され、この流体給排チューブ２０の他端が加減圧ポンプ装置１０のポンプ側チューブ接続部１３ｂに接続されている。尚、図においては、このポンプ側チューブ接続部１３ｂを便宜的に、側面に突設した状態で示す。又、図６に示すように、チューブ接続部２５ｄに穿設されている挿通孔２５ｆは、本体部２５の内壁に開口されている。

【００２４】

図８に示すように、本体部２５の先端部外表面に段差部２５ｇが形成されており、この段差部２５ｇに、ガイドキャップ２６の後端内表面に形成されている段差部２６ａが嵌合され、この両段差部２５ｇ、２６ａ間が接着や溶着によって固定されている。このガイドキャップ２６は、先端が先細りとなる軟性樹脂或いは弾性部材からなる筒状部材で形成されており、その後端内表面が本体部２５の内表面に連続されている。

【００２５】

更に、この本体部２５及びガイドキャップ２６内にガイドシース２１ａが挿通されている。このガイドシース２１ａは、人体に影響のない可撓性材料を用いて形成されており、図６に示すように、長手状の軸方向に沿って連続的に形成された内表面２１ｂと外表面２１ｃとを有する二重軟性袋状に形成されている。又、シース支持部材２３の内周に固定されているガイドシース２１ａの外表面２１ｃであって、チューブ接続部２５ｄに穿設されている挿通孔２５ｆに対向する面に、挿通孔２５ｆと同軸で且つ挿通孔２５ｆとほぼ同じ径の開口部２１ｅが穿設されている。この開口部２１ｅからガイドシース２１ａの外表面２１ｃと内表面２１ｂとの間に形成された空隙部２１ｆに流体の一例である気体が給排され、図８、図９に示すように、この空隙部２１ｆに気体を供給すると、内表面２１ｂが軸中心方向へ押し広げられて、長手方向に直行する断面が略環状体となる。

【００２６】

このガイドシース２１ａは、例えば図５に示すような行程を経て製造される。すなわち

、先ず、人体に影響が無く、伸縮性のほとんど無い軟性材料を用いて円筒状素材 2 4 を形成する（同図(a)）。この円筒状素材 2 4 は、その外径が検査対象である大腸の最小腔径よりも細く、又、内径が内視鏡 2 に設けた挿入部 1 6 の最大径よりもやや大きく、且つ長さが、通常想定される大腸の長さの 2 倍よりもやや長く設定されている。

【 0 0 2 7 】

その後、円筒状素材 2 4 の一端を外側へ反転（以下「外転」と称する）させて（同図(b)）、他端方向へ移動させ、この両端部の接合部 2 4 a を接着或いは溶着により密閉してガイドシース 2 1 a を形成する。すると、このガイドシース 2 1 a の内周が内表面 2 1 b となり、外周が外表面 2 1 c となり、この内表面 2 1 b にて、内視鏡 2 の挿入部 1 6 を挿通する挿通路 2 1 d が形成される。

10

【 0 0 2 8 】

次いで、この内表面 2 1 b と外表面 2 1 c とを互いに軸方向に沿って移動させ、一方の端部を内側へ反転（以下、「内転」と称する）させ、他方の端部を外転させて、ガイドシース 2 1 a の固着部位である接合部 2 4 a を、シース支持部材 2 3 の内周に臨む位置まで移動させる（同図(d)）。そして、完成されたガイドシース 2 1 a をシース支持部材 2 3 に挿通し、先端部を、ガイドキャップ 2 6 の先端とほぼ同じ位置に合わせた状態で、接着或いは溶着により密閉されている接合部 2 4 a を含めた外表面 2 1 c をシース支持部材 2 3 の内周に固定する。

【 0 0 2 9 】

このように構成されたガイドシースユニット 2 1 は、図 4 に示すように、搬入の際には、帯状に潰され、且つロール状に巻かれた状態でシース支持部材 2 3 に粘着テープなどの簡易固定テープを用いて仮止めされている。

20

【 0 0 3 0 】

そして、使用に際しては、加減圧ポンプ装置 1 0 に設けられているポンプ側チューブ接続部 1 3 b に一端が装着されている流体給排チューブ 2 0 の他端を、シース支持部材 2 3 の本体部 2 5 に突設されているチューブ接続部 2 5 d に接続する。次いで、加減圧ポンプ装置 1 0 から流体給排チューブ 2 0 を介して、チューブ接続部 2 5 d に気体を加圧供給する。すると、この気体がガイドシース 2 1 a の空隙部 2 1 f に供給され、図 7、図 8 に示すように、その圧力で内表面 2 1 b と外表面 2 1 c との間の空隙部 2 1 f が拡張されて、ガイドシース 2 1 a が棒状に延伸されると共に、図 9 に示すように、内表面 2 1 b にて形成される挿通路 2 1 d が狭められる。尚、このガイドシース 2 1 a は、伸縮性の殆ど無い円筒状素材 2 4 を折り返して形成されているため、内圧の上昇により膨出しても、最大径は円筒状素材 2 4 の径とほぼ同じとなる。又、加減圧ポンプ装置 1 0 には、空隙部 2 1 f に供給される気体の圧力を保持する弁体が設けられており、この弁体により空隙部 2 1 f は密封される。

30

【 0 0 3 1 】

又、図 1 0 に示すように、押動部材 2 2 は、比較的硬質の材料で形成されており、把持部 2 2 a の先端に押圧部 2 2 b が突設されている。図 1 1 に示すように、把持部 2 2 a は術者が把持するものであり、把持しやすい長さ及び太さを有している。又、押圧部 2 2 b は、先端挿入部 2 2 c が略円錐形状に形成された略円柱形状であり、その外径がガイドシース 2 1 a の外径よりも小さく形成されている。従って、図 1 2 (b) に示すように、この押動部材 2 2 の押圧部 2 2 b の先端挿入部 2 2 c をガイドシース 2 1 a の後端に当接させた後、押圧した場合、その外周全体を内表面 2 1 b 内にめり込ませることができる。

40

【 0 0 3 2 】

次に、このような構成による内視鏡システム 1 を用いて、内視鏡 2 に設けられている挿入部 1 6 の経肛門的挿入による大腸検査を行う際の作用について説明する。

【 0 0 3 3 】

先ず、図 4 に示すような新品のガイドシースユニット 2 1 のシース支持部材 2 3 に突設されているチューブ接続部 2 5 d に対し、加減圧ポンプ装置 1 0 のポンプ側チューブ接続部 1 3 b に一端が接続されている流体給排チューブ 2 0 の他端を接続する。そして、加減

50

圧ポンプ装置 10 の加圧ボタン 13 d を ON する。すると、加減圧ポンプ装置 10 に設けられているポンプ本体（図示せず）から加圧された気体が流体給排チューブ 20 を介して、チューブ接続部 25 d に穿設されている挿通孔 25 f に送られる。

【0034】

その結果、図 6、図 21 (a) に示すように、挿通孔 25 f を経てシース支持部 23 の内周に固着されているガイドシース 21 a の外表面 21 c に穿設されている開口部 21 e から、この外表面 21 c と内表面 21 b との間の空隙部 21 f に気体が供給される。そして、図 7 ~ 図 9 に示すように、供給された圧によりガイドシース 21 a が、断面略ドーナツ形の細長い軟性棒状に膨出する。

【0035】

その後、術者はシース支持部材 23 に設けられている本体部 25 のグリップ部 25 c を把持し、この本体部 25 の先端側の挿入部 25 b 及び、この挿入部 25 b に固設されているガイドキャップ 26 を、検査台 14（図 1、図 3 参照）に横たわる被検者 100 の肛門 101 に、図 13 に示すように挿通し、フランジ 25 a を被検者 100 の臀部に当接させる。

【0036】

次いで、図 11 に示すように、術者は押動部材 22 を把持し、図 12 (a) の状態から同図 (b) に示すように、ガイドシース 21 a に形成されている挿通路 21 d の後端開口部に対し、押動部材 22 の先端挿入部 22 c を、例えばストローク Sp だけ押し込む。すると、ガイドシース 21 a の後端側内表面 21 b が、押動部材 22 の押圧部 22 b によっ

【0037】

その結果、ガイドシース 21 a の空隙部 21 f の圧力が瞬間的に高くなり、その圧力と内表面 21 b の推進力とにより、ガイドシース 21 a の後端側は外表面 21 c が内表面 21 b 側へ内転移動し、同時にガイドシース 21 a の先端面側内表面 21 b が前方へ、例えばストローク So だけ押し出される。このガイドシース 21 a は、シース支持部材 23 の内周に固定されているため、ガイドシース 21 a の内周面が、矢印で示すように外転移動して突出される。その際、空隙部 21 f の圧力が高くなっているため比較的直進性の高い棒状となる。

【0038】

そして、同図 (c) に示すように、押動部材 22 によるガイドシース 21 a の押圧力を解離すると、ガイドシース 21 a の後端が、突出ストローク So にほぼ相当するストローク So 分だけ短くなる。その結果、術者が、押動部材 22 の先端挿入部 22 c を断続的に繰り返し押圧することで、ガイドシース 21 a の先端面が断続的に突出され、このガイドシース 21 a が肛門 101 から直腸 102 の深部へ向かって、断続的に進出する。そして、このガイドシース 21 a の先端面が、直腸 102 の最深部に突き当たると、直腸 102 の奥壁を伸ばしながら、暫くは、断続的に進出される。

【0039】

大腸は S 状結腸下行結腸移行部 α で固定されているため、直腸 102 の深部腸壁がガイドシース 21 a の先端面により伸ばされると、図 15 に示すように、ガイドシース 21 a の先端面には腸壁からの反力 F1 と腸の戻ろうとする引張力 F2 とが作用する。

【0040】

上述したように、ガイドシース 21 a は、その後端面部近傍に押動部材 22 を押し込んだ際の空隙部 21 f の内圧の上昇と内表面 21 b に作用する前方への推進力とにより、先端面が突出されるため、押動部材 22 を解離した際には、空隙部 21 f の内圧と内表面 21 b の推進力とが減衰される。その結果、図 16 に示すように、ガイドシース 21 a の先端面が、上述した反力 F1 と引張力 F2 との合力 F3 の方向へ屈曲される。従って、空隙部 21 f に供給する気体の圧力は、加圧時は押動部材 22 でガイドシース 21 a の後端を押し込んだ際に、ガイドシース 21 a に設けた空隙部 21 f の圧力が、腸が戻ろうとする引張力 F2 に抗して棒状態を維持できる圧力に設定され、押圧部材 22 をガイドシース 2

1 a から引き抜いた際には、引張力 F_2 によって屈曲する圧力に設定される。尚、加減圧ポンプ装置 10 には安全装置が内蔵されている。この安全装置は、空隙部 21 f の内圧を常時監視しており、押動部材 22 でガイドシース 21 a の後端を押し込んだ際の圧力が設定圧を超えた場合、超えた分の圧力をリークさせる。又、圧力が設定圧以下となった場合は、内圧が設定圧となるまで圧力を調整する。

【0041】

その後、更に押動部材 22 の先端挿入部 22 c をガイドシース 21 a の後端面から挿通路 21 d に押し込むと、先端側の内表面 21 b が外転して前進される。そして、これを繰り返すことで、ガイドシース 21 a の先端面を推進させる。

【0042】

本実施形態では、ガイドシース 21 a を移動させることなく、先端部の内表面 21 b を外転させて推進するようにしているので、この先端面からシース支持部材 23 のガイドキャップ 26 の先端までの間のガイドシース 21 a は摺動せず、腸壁に斯かる負担が軽減される。

【0043】

ところで、ガイドシース 21 a の後端面に対する押動部材 22 の断続的な押圧動作により、ガイドシース 21 a は直進性の高い棒状態と屈曲しやすい軟弱状態とが繰り返されるため、上述した図 15、図 16 に示すような大腸内の屈曲部を屈曲させて通過させる際に、ガイドシース 21 a の先端面がどの位置にあるかを、常に正確に把握する必要はない。すなわち、押動部材 22 を断続的に押圧することで、屈曲部にさしかかった先端面は、反力 F_1 と引張力 F_2 とのバランスにより、その合力 F_3 の方向へ自然に屈曲される。尚、例えば空隙部 21 f 内に造影剤を注入する領域を軸方向に沿って確保しておき、ここに造影剤を注入することで、ガイドシース 21 a の挿入状態を外部から容易に認識することができる。

【0044】

又、直腸 102 から S 状結腸 103 へは比較的鋭角に屈曲されて続いているが、この屈曲部は、図 17 に示すように、ガイドシース 21 a の挿入により鈍角化し、受動的に変形される。更に、ガイドシース 21 a は、押動部材 22 の押し込み力による空隙部 21 f 内の圧力上昇と内表面 21 b に作用する前方への推進力とにより、先端面が外転されて進出するため、比較的長尺で可撓性を有するガイドシース 21 a であっても、下降結腸 104、左結腸曲 105、横行結腸 106、右結腸曲 107、上行結腸 108 を経て盲腸 109 まで推進させることができる。

【0045】

そして、ガイドシース 21 a の先端面が盲腸 109 に到達した場合、加減圧ポンプ装置 10 のリークボタン 13 e を押す。すると、ガイドシース 21 a の空隙部 21 f に供給されている気体の一部が脱気されて内表面 21 b の膨出圧が減衰される。すると、図 21 (b) に示すように、内表面 21 b にて形成される挿通路 21 d の挿通スペースが広がり、内視鏡 2 の挿入部 16 を挿通するスペースが確保される。

【0046】

その後、ガイドシース 21 a の後端に開口する挿通路 21 d に、内視鏡 2 の挿入部 16 の先端部 16 a を挿通し、この挿入部 16 の先端部 16 a を挿通路 21 d に沿って盲腸 109 まで導く。その際、ガイドシース 21 a の空隙部 21 f には気体が残留しており、この気体の圧力により、挿通路 21 d の内視鏡 2 の挿入部 16 に対するガイド機能が維持され、且つ図 17 に示すように、大腸の各屈曲部がガイドシース 21 a によって鈍角化されている。そのため、内視鏡 2 の挿入部 16 は、ガイドシース 21 a の挿通路 21 d に沿って、盲腸 109 までスムーズにガイドすることができる。

【0047】

そして、内視鏡 2 の挿入部 16 の先端部 16 a が盲腸 109 に到達し、図 18 に示すように、先端部 16 a をガイドシース 21 a の先端面から突出させた後、先ず、盲腸 109 の腸壁を観察する。その際、この挿入部 16 の先端部 16 a はガイドシース 21 a の挿通

10

20

30

40

50

路 2 1 d に非拘束状態で挿通されているため、比較的自由に屈曲させることができる。尚、図 1 8 では、ガイドシースに挿入されている内視鏡の挿入部が便宜的に実線で示されている。

【 0 0 4 8 】

その後、加減圧ポンプ装置 1 0 の減圧ボタン 1 3 c を押して、加減圧ポンプ装置 1 0 を稼働させ、ガイドシース 2 1 a の空隙部 2 1 f に供給されている気体を吸引し、空隙部 2 1 f を減圧する。すると、図 2 1 (c)、及び図 1 9 に示すように、ガイドシース 2 1 a が収縮され、腸管内とガイドシース 2 1 a の外表面 2 1 c との間の間隔が広がる。

【 0 0 4 9 】

次いで、図 2 0 に示すように、内視鏡 2 及びガイドシース 2 1 a を大腸から抜去し、抜去する過程において、腸管内を観察する。その際、ガイドシース 2 1 a の空隙部 2 1 f が減圧されて、ガイドシース 2 1 a 全体が縮小されているため、このガイドシース 2 1 a と腸管内壁との間に隙間が形成され、このガイドシース 2 1 a と内視鏡 2 の挿入部 1 6 とを腸管内からスムーズに抜去することができる。

【 0 0 5 0 】

そして、図 2 2 に示すように、ガイドシース 2 1 a と内視鏡 2 の挿入部 1 6 とを共に、肛門 1 0 1 から体外へ抜去し、全てを抜去した後、図 2 3 に示すように、ガイドシース 2 1 a を、内視鏡 2 の挿入部 1 6 から抜き、廃棄して検査を終了する。

【 0 0 5 1 】

このように、本実施形態によるガイドシースユニット 2 1 に設けられているガイドシース 2 1 a は、内表面 2 1 b と外表面 2 1 c との間に空隙部 2 1 f が形成され、この空隙部 2 1 f に所定圧の気体を供給することで、断面ドーナツ形の細長い軟性棒状に形成される。そして、このガイドシース 2 1 a の後端に開口する挿通路 2 1 d に対し、押動部材 2 2 の先端挿入部 2 2 c を押圧させることで、ガイドシース 2 1 a を直進性の高い棒状態にすると共に、先端側の内表面 2 1 b を外転させて前方へ進出させるようにしたので、ガイドシース 2 1 a 全体が腸管内を摺動して進出させる場合に比し、腸壁に斯かる負担が少なく、且つガイドシース 2 1 a を容易に直進させることができる。

【 0 0 5 2 】

又、押動部材 2 2 によりガイドシース 2 1 a の後端面部を断続的に押圧することで先端面側を進出させるようにしているので、押動部材 2 2 によりガイドシース 2 1 a の後端を押圧して直進させた状態から、押動部材 2 2 による押圧力を解離してガイドシース 2 1 a を軟性状態にすると、大腸の引張力によりガイドシース 2 1 a の先端面が、大腸の戻ろうとする方向に屈曲するので、大腸の屈曲部を容易に屈曲させて進出させることができる。

【 0 0 5 3 】

その結果、術者はガイドシース 2 1 a の後端面部を押動部材 2 2 で断続的に押圧するだけで、先端面側を腸管の形状に沿って進出させることができるため、大腸の形状をいちいち把握する必要がなく、良好な操作性を得ることができる。又、このガイドシース 2 1 a の内表面 2 1 b によって形成されている挿通路 2 1 d に内視鏡 2 の挿入部 1 6 を挿入する場合、空隙部 2 1 f に供給されている気体を脱気して、内表面 2 1 b にて形成される挿通路 2 1 d をやや広げるようにしたので、この挿通路 2 1 d にて内視鏡 2 の挿入部 1 6 を盲腸 1 0 9 まで容易にガイドすることができる。

【 0 0 5 4 】

更に、ガイドシース 2 1 a に形成されている挿通路 2 1 d に対し、内視鏡 2 の挿入部 1 6 が比較的移動可能な状態で挿通されているため、図 1 8 に示すように、その先端部 1 6 a がガイドシース 2 1 a から突出させた状態で、上下左右方向へ比較的自由に屈曲させることができる。その結果、内視鏡 2 の操作に支障来すことが無く良好な操作性を得ることができて、腸管内を効率よく観察することができる。

【 0 0 5 5 】

ところで、上述した説明では、内視鏡 2 の挿入部 1 6 をガイドシース 2 1 a に形成されている挿通路 2 1 d に挿入して盲腸 1 0 9 までガイドするようにしたが、図 2 4 に示すよ

10

20

30

40

50

うに、内視鏡 2 の挿入部 1 6 をガイドシース 2 1 a の外表面 2 1 c に沿ってガイドさせるようにしても良い。

【 0 0 5 6 】

すなわち、ガイドシース 2 1 a の先端面を盲腸 1 0 9 まで進出させた後、シース支持部材 2 3 のガイドキャップ 2 6 及び本体部 2 5 の挿入部 2 5 b を、被検者 1 0 0 の肛門 1 0 1 から抜き、ガイドシース 2 1 a の外表面 2 1 c と肛門 1 0 1 との間に内視鏡 2 の挿入部 1 6 を挿入する。大腸の各屈曲部は、ガイドシース 2 1 a によって鈍角化されているため、ガイドシース 2 1 a の外側であっても、内視鏡 2 の挿入部 1 6 が屈曲部を通過する際に腸管を過伸展させることがなく、この挿入部 1 6 を比較容易に進出させることができる。尚、この場合、ガイドシース 2 1 a の空隙部 2 1 f に供給されている気体の一部を、上述と同様、脱気しておくようにしても良い。

10

【 0 0 5 7 】

この態様によれば、内視鏡 2 の挿入部 1 6 はガイドシース 2 1 a 内に挿通されていないので、ガイドシース 2 1 a の先端面を盲腸 1 0 9 に挿通させた状態のまま、挿入部 1 6 を自由に進退させることができる。従って、注目すべき観察部位を、ガイドシース 2 1 a を抜き差しすることなく、内視鏡 2 の挿入部 1 6 の進退動作のみで観察することができ、取扱性が良い。

【 0 0 5 8 】

[第 2 実施形態]

図 2 5、図 2 6 に本発明の第 2 実施形態を示す。図 2 5 はガイドシースの半断面側面図、図 2 6 はガイドシースユニット 2 1 の側面図である。尚、第 1 実施形態と同一の構成部位については、同一の符号を付して説明を省略する。

20

【 0 0 5 9 】

本実施形態では、第 1 実施形態で説明したガイドシース 2 1 a に挿入長さを示す指標を明記したものである。

【 0 0 6 0 】

すなわち、ガイドシース 2 1 a はシース支持部材 2 3 の内周に固定されており、図 2 6 に示すように、後端側を押動部材 2 2 (図 1 1 参照) の先端挿入部 2 2 c で押圧すると、後端側の外表面 2 1 c が内転し、先端面側の内表面 2 1 b が外転することで、先端面側が進出される。本実施形態では、シース支持部材 2 3 に設けられているガイドキャップ 2 6 の先端面を基準として、ガイドシース 2 1 a の内表面 2 1 b、及び外表面 2 1 c に所定間隔おきに指標 3 1 (図においては目盛り) が表示されている。

30

【 0 0 6 1 】

術者は、押動部材 2 2 を使用してガイドシース 2 1 a の後端側の外表面 2 1 c を内表面 2 1 b に順次送り込む際に、この指標 3 1 を認識することで、ガイドシース 2 1 a の先端面の位置をおおよそ把握することができる。又、このガイドシース 2 1 a の挿通路 2 1 d、或いは外表面 2 1 c に沿って内視鏡 2 の挿入部 1 6 の先端部 1 6 a を挿入させる際に、この指標 3 1 を内視鏡像と共に認識することで、おおよその挿入位置を把握することができる。尚、図に示す指標 3 1 は例示であり、例えば指標をバーコードとし、ビデオプロセッサ 7 にて、内視鏡 2 で撮像したバーコードデータを認識し、バーコードデータで表された先端挿入部 2 2 c の肛門 1 0 1 からの挿入深さを、モニタ 1 1 に表示させるようにしても良い。

40

【 0 0 6 2 】

[第 3 実施形態]

図 2 7 に本発明の第 3 実施形態によるガイドシースユニットの側面図を示す。本実施形態は、上述した第 2 実施形態の変形例である。第 2 実施形態では、ガイドシース 2 1 a の挿入長さを示す指標 3 1 を、シース支持部材 2 3 に設けられているガイドキャップ 2 6 の先端面を基準として設定したが、本実施形態では、ガイドシース 2 1 a の挿入長さを、術者の手元側で把握できるようにしたものである。

【 0 0 6 3 】

50

すなわち、図 27 に示すように、ガイドシース 21a の先端がガイドキャップ 26 の先端と同一位置にある初期状態では、術者の手元側（図の右側）にあるガイドシース 21a の後端が 0 [cm] を示し、シース保持部材 23 の本体部 25 に設けられているグリップ部 25c の後端側に、ガイドシース 21a の最大挿入長さを示す指標 31（図においては 170 [cm]）が示されている。

【0064】

従って、術者は、ガイドシース 21a を被検者 100 の大腸内に順送りしている際に、このガイドシース 21a の後端部分に表示されている指標 31 を視認することで、ガイドシース 21a の挿入長さを容易に把握することができる。

【0065】

10

〔第 4 実施形態〕

図 28 ~ 図 31 に本発明の第 4 実施形態を示す。図 28 は押込駆動装置の斜視図、図 29 は、その分解斜視図、図 30 は図 28 の XXX-XXX 断面図、図 31 は押込駆動装置の使用態様を示す斜視図である。尚、ガイドシースユニット 21 の構成は、上述した第 1 実施形態と同一であるため説明を省略する。

【0066】

上述した第 1 実施形態では、押動部材 22 の先端挿入部 22c を、ガイドシース 21a の後端に対し、術者の押圧力で押し込んでいたが、本実施形態では、電動で押し込むようにしたものである。

【0067】

20

すなわち、図 28、図 29 に示すように、押込装置としての押込駆動装置 51 のケース本体 52 は、上カバー 53a と下カバー 53b と先端筒 54 とを有している。両カバー 53a、53b は対称形状をなしており、モナカ状に貼り合わされて接着固定されている。この両カバー 53a、53b の端部外面にねじ部 53c が形成され、このねじ部 53c に、先端筒 54 の後部が螺合されて固定されている。

【0068】

このケース本体 52 内に駆動部 55 が収容されている。駆動部 55 はモータ 56 を有し、このモータ 56 の後端部から、外部電源に接続する電源ケーブル 56a が延出されている。このモータ 56 は、両カバー 53a の一方に、ねじ等の固定部材を介して固定されており、このモータ 56 の先端から突出されているスピンドル 56b に、回転板 57 の回転中心に穿設されている軸孔 57a が圧入固定されている。この回転板 57 は、先端側にフランジ部を有する円筒形であり、フランジ部の外縁に挿通孔 57b が穿設されている。この回転板 57 は、摺動性に優れた金属材料或いは樹脂材料を素材に形成されている。

30

【0069】

この回転板 57 と押動部材 58 とがリンク 59 を介して連設されている。このリンク 59 は摺動性に優れた金属材料或いは樹脂材料素材に平板状に形成されており、その両端に支持孔 59a、59b が穿設されている。この一方の支持孔 59a と回転板 57 に穿設されている軸孔 57a とに、ピン軸 60 が挿通されている。このピン軸 60 の一端にフランジ部が形成され、他端にリング溝が形成されており、このリング溝に C リング 61 が装着されて抜け止めされる。尚、モータ 56、回転板 57、リンク 59 が、本発明の駆動部材の構成要素となっている。

40

【0070】

又、押動部材 58 は摺動性に優れた金属材料或いは樹脂材料を素材として形成されており、その後端に、二面幅 58a が突設されている。更に、この二面幅 58a に、すり割部 58b が形成されていると共に、貫通孔 58c が穿設されている。このすり割部 58b に、リンク 59 の他端が挿通され、この他端に穿設されている支持孔 59b と二面幅 58a に穿設されている貫通孔 58c とにピン軸 60 が挿通され、このピン軸の他端に形成されているリング溝に C リング 61 が装着されて抜け止めされている。又、リンク 59 は回転板 57 と押動部材 58 の二面幅 58a とに対し、各々ピン軸 60 を介して回動自在に支持されている。更に、押動部材 58 の先端挿入部 58d が略円錐形状に形成されている。

50

【 0 0 7 1 】

又、モータ 5 6 の後端部から延出する電源ケーブル 5 6 a は、下カバー 5 3 b に形成されているケーブル溝 5 3 d を経てケース本体 5 2 の外へ延出され、電源に接続される。又、図示しないが、この押込駆動装置 5 1 には電源スイッチが設けられている。この電源スイッチは、例えば、ケース本体 5 2 に設けたモーメンタリスイッチであり、術者がケース本体 5 2 を把持しているときだけ、その把持力で ON される。或いは、電源スイッチをケース本体 5 2 ではなく、フットスイッチに設けても良い。電源スイッチをフットスイッチに設けることで、術者は任意のタイミングでモータ 5 6 を動作させることができる。

【 0 0 7 2 】

又、図 3 0 に示すように、先端筒 5 4 の内面に径の狭まるガイド部 5 4 a が形成されており、このガイド部 5 4 a に押動部材 5 8 の外周が軸方向へ移動自在に支持されている。モータ 5 6 のスピンドル 5 6 b が回転すると、回転板 5 7、リンク 5 9 を介して押動部材 5 8 がガイド部 5 4 a に支持されて、往復直線運動を行う。又、この先端筒 5 4 の先端側内周が、ガイドシースユニット 2 1 のガイドシース 2 1 a の外表面 2 1 c に装着可能な径を有している。

10

【 0 0 7 3 】

このような構成では、図 3 1 に示すように、術者が押込駆動装置 5 1 のケース本体 5 2 を把持し、このケース本体 5 2 の先端筒 5 4 の内周に、ガイドシースユニット 2 1 に設けられているガイドシース 2 1 a の後端側の外表面 2 1 c を装着し、押動部材 5 8 の先端挿入部 5 8 d をガイドシース 2 1 a の後端に押し当てた後、図示しない電源スイッチを ON

20

【 0 0 7 4 】

すると、モータ 5 6 のスピンドル 5 6 b が回転し、このスピンドル 5 6 b に軸着されている回転板 5 7 が回転する。そして、この回転板 5 7 の回転力がリンク 5 9 を介して押動部材 5 8 に伝達される。押動部材 5 8 は先端筒 5 4 の内周に形成されているガイド部 5 4 a に、軸方向への移動が許容された状態で支持されている。そのため、モータ 5 6 のスピンドル 5 6 b が回転すると、このガイド部 5 4 a に沿って往復直線運動される。図 3 0 に示すように、往復直線運動する際の押動部材 5 8 のストローク S p は、回転板 5 7 に穿設されている軸孔 5 7 a の中心と挿通孔 5 7 b の中心との間の距離の 2 倍となる。従って、この挿通孔 5 7 b の軸孔 5 7 a からの距離を設定することで、ストローク S p を任意に設

30

【 0 0 7 5 】

そして、図 3 0 (a) に示すように、押動部材 5 8 が後退している状態では、ガイドシース 2 1 a の空隙部 2 1 f に供給されている気体に対する押圧力が解離されているため、ガイドシース 2 1 a は軟性状態となる。一方、同図 (b) に示すように、押動部材 5 8 が突出している状態では、その先端挿入部 5 8 d がガイドシース 2 1 a の後端に押し込まれ、空隙部 2 1 f に供給されている気体に対する押圧力が高くなり、先端側の内表面 2 1 b が外転して進出される。従って、モータ 5 6 の回転により押動部材 5 8 を往復直線運動させることで、ガイドシース 2 1 a の先端が断続的に進出される。

40

【 0 0 7 6 】

本実施形態では、押動部材 5 8 を電動にて往復直線運動させ、そのときの断続的な押圧力によりガイドシース 2 1 a を進出させるようにしたので、ガイドシース 2 1 a の後端面に対する押し込み力の印加が自動的に行え、比較的長い時間継続して行っても術者の負担が少なく、使い勝手がよい。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 7 7 】

【 図 1 】 第 1 実施形態による内視鏡システムの全体構成図

【 図 2 】 同、加減圧ポンプ装置の斜視図

【 図 3 】 同、挿入ガイドシステムの挿入状態を示す説明図

【 図 4 】 同、搬送時のガイドシースユニットの斜視図

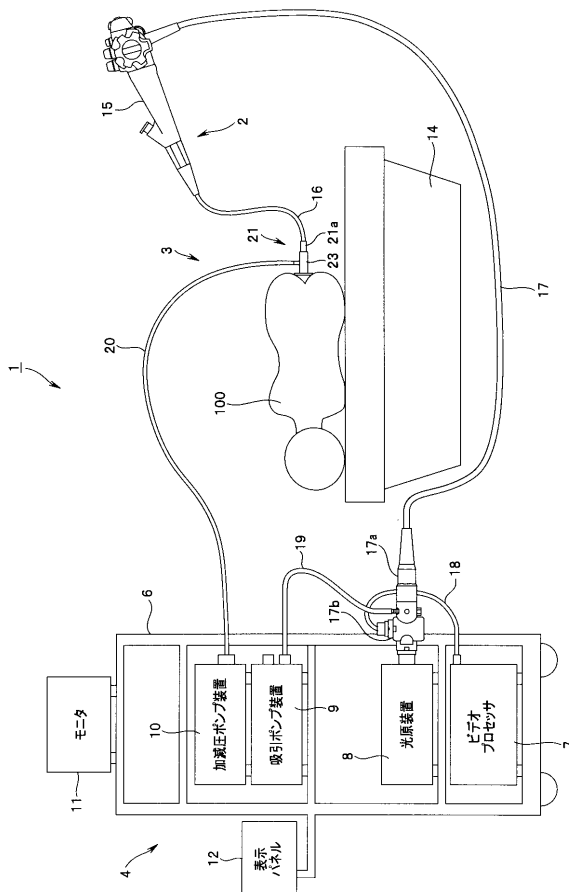
50

- 【図 5】同、ガイドシースの製造手順を示す説明図
- 【図 6】同、ガイドシースユニットの要部拡大断面図
- 【図 7】同、ガイドシースに気体を供給した状態のガイドシースユニットの斜視図
- 【図 8】同、図 7 のVIII - VIII断面図
- 【図 9】同、図 8 のIX-IX断面図
- 【図 10】同、押動部材の斜視図
- 【図 11】同、押動部材を用いたガイドシースの操作を示す斜視図
- 【図 12】同、(a) はガイドシースに対する押動部材の押圧力を解離した状態を示す図 8 相当の断面図、(b) はガイドシースの後端に押動部材を押し込んだ状態を示す図 8 相当の断面図、(c) はガイドシステムの後端に対する押動部材の押し込み力を解離した状態を示す図 8 相当の断面図 10
- 【図 13】同、肛門にガイドシースシステムのグリップを装着した状態を示す説明図
- 【図 14】同、ガイドシースを直腸に進出させた状態を示す説明図
- 【図 15】同、ガイドシースの先端で腸壁を押し上げた状態を示す説明図
- 【図 16】同、ガイドシースの先端を屈曲させた状態を示す説明図
- 【図 17】同、ガイドシースの先端が盲腸に到達した状態を示す説明図
- 【図 18】同、ガイドシースに内視鏡の挿入部を挿入した状態を示す説明図
- 【図 19】同、ガイドシースに供給した気体を減圧した状態を示す説明図
- 【図 20】同、ガイドシースと内視鏡の挿入部とを腸管から抜去する状態を示す説明図
- 【図 21】同、各状態におけるガイドシースに対する気体の圧力状態を示す図表 20
- 【図 22】同、被検者からガイドシースと内視鏡の挿入部とを腸管から抜去する状態を示す説明図
- 【図 23】同、内視鏡の挿入部からガイドシースを抜去する状態を示す説明図
- 【図 24】同、別態様による内視鏡の挿入部をガイドシースに沿って挿入する状態を示す説明図
- 【図 25】第 2 実施形態によるガイドシースの半断面側面図
- 【図 26】同、ガイドシースユニットの側面図
- 【図 27】第 3 実施形態によるガイドシースユニットの側面図
- 【図 28】第 4 実施形態による押込駆動装置の斜視図
- 【図 29】同、押込駆動装置の分解斜視図 30
- 【図 30】同、図 28 のXXX-XXX断面図
- 【図 31】同、押込駆動装置の使用態様を示す斜視図
- 【符号の説明】
- 【 0 0 7 8 】
- 1 ... 内視鏡システム、
- 2 ... 内視鏡、
- 3 ... 挿入ガイドシステム、
- 1 0 ... 加減圧ポンプ装置、
- 1 3 c ... 減圧ボタン、
- 1 3 d ... 加圧ボタン、 40
- 1 6 ... 挿入部、
- 2 0 ... 流体給排チューブ、
- 2 1 ... ガイドシースユニット、
- 2 1 a ... ガイドシース、
- 2 1 b ... 内表面、
- 2 1 c ... 外表面、
- 2 1 d ... 挿通路、
- 2 1 e ... 開口部、
- 2 1 f ... 空隙部、
- 2 2 , 5 8 ... 押動部材、 50

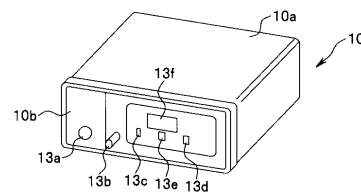
2 2 c , 5 8 d ... 先端挿入部、
 2 3 ... グリップ、
 2 5 b ... チューブ接続部、
 5 1 ... 押込駆動装置、
 5 5 ... 駆動部、
 5 6 ... モータ、
 5 7 ... 回転板、
 5 9 ... リンク、
 1 0 0 ... 被検者、
 1 0 1 ... 肛門、
 1 0 9 ... 盲腸

10

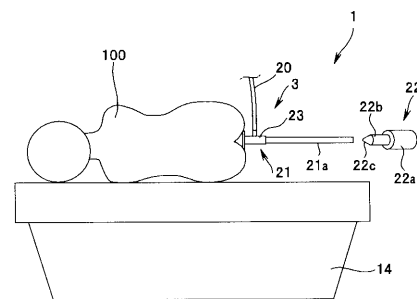
【図 1】



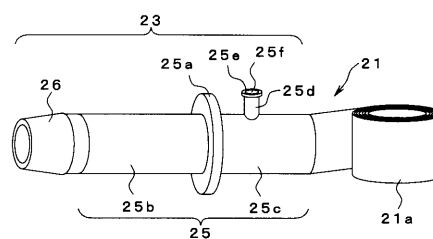
【図 2】



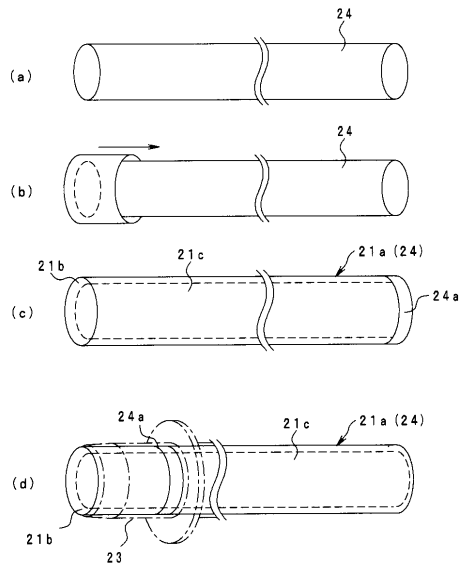
【図 3】



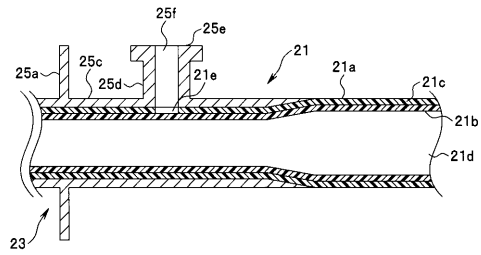
【図 4】



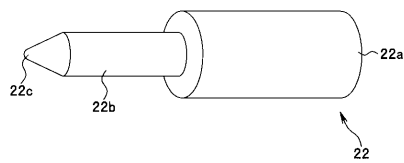
【図 5】



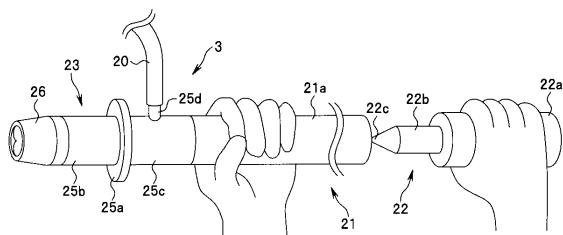
【図 6】



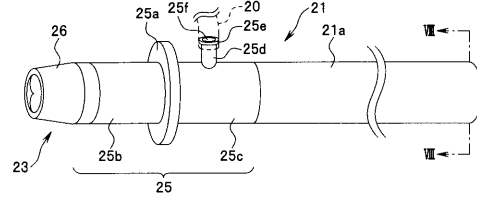
【図 10】



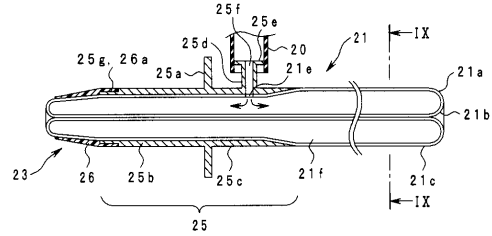
【図 11】



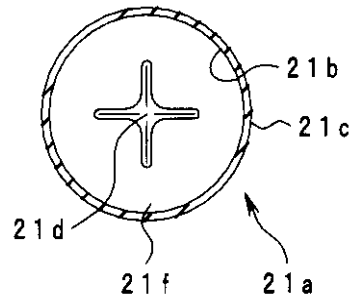
【図 7】



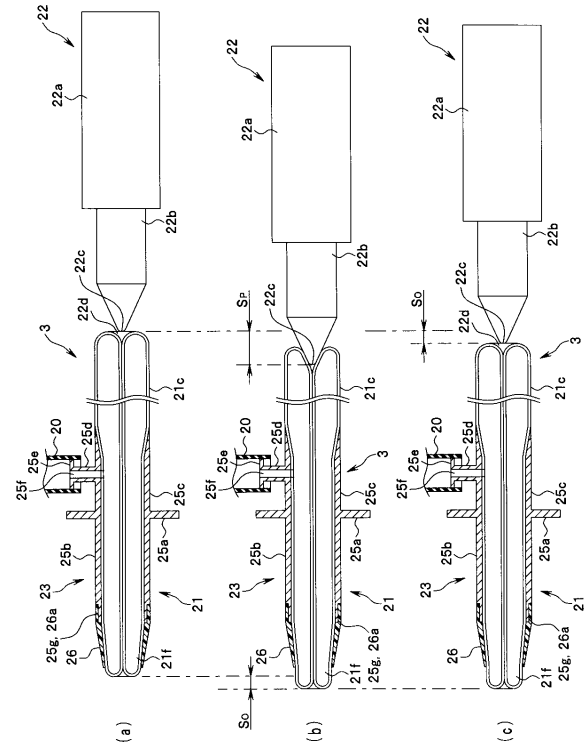
【図 8】



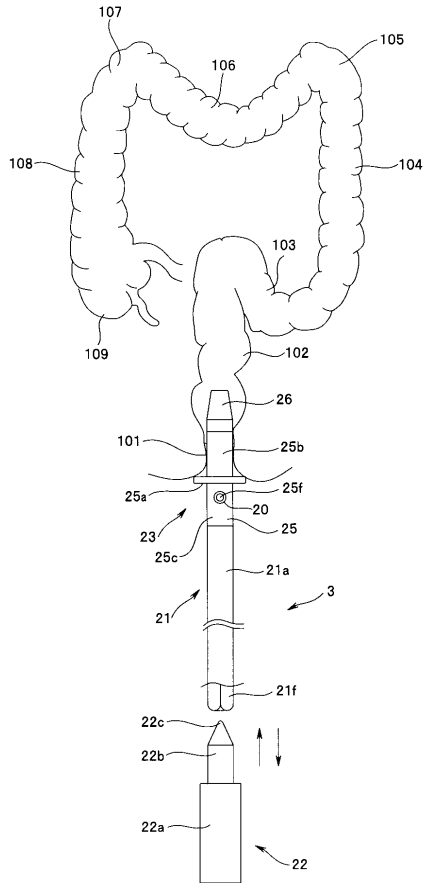
【図 9】



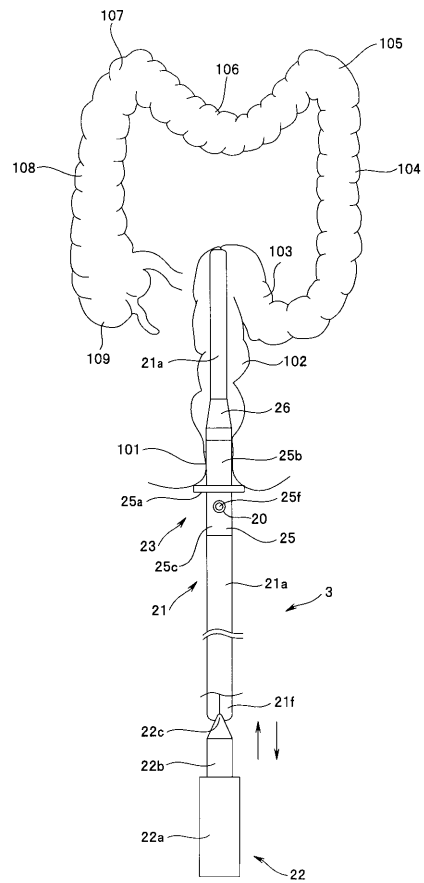
【図 12】



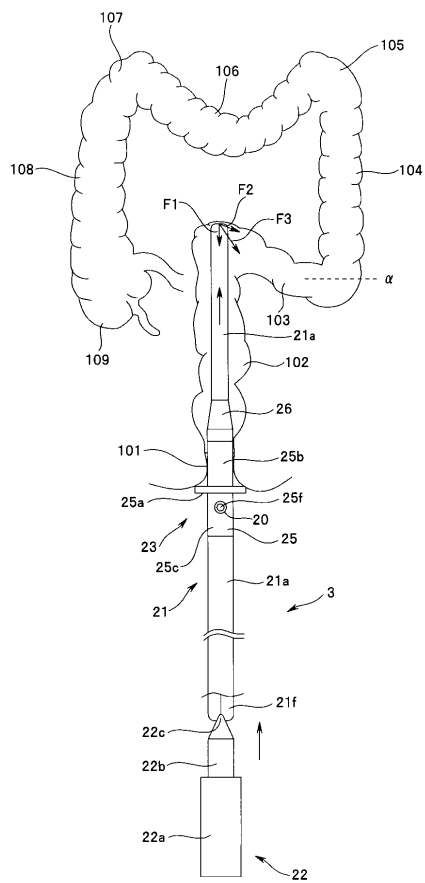
【図 13】



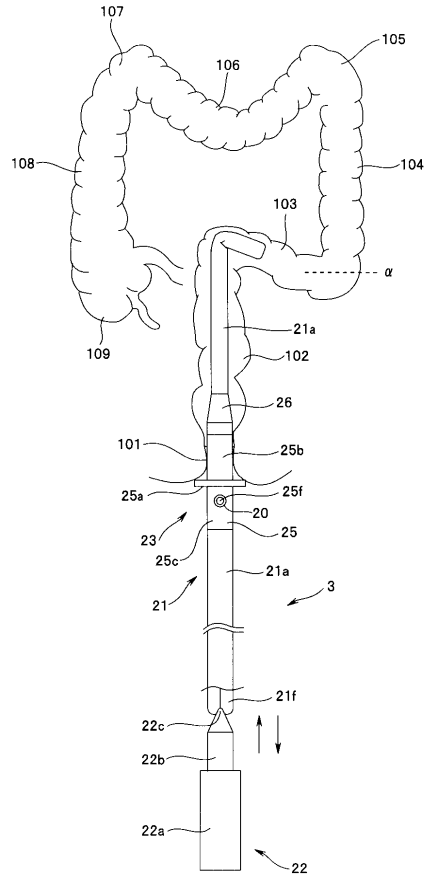
【図 14】



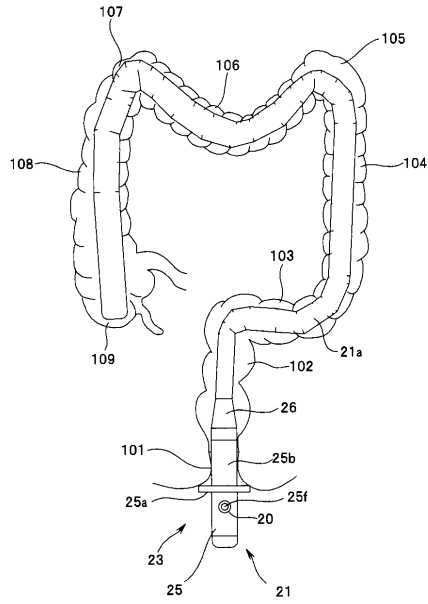
【図 15】



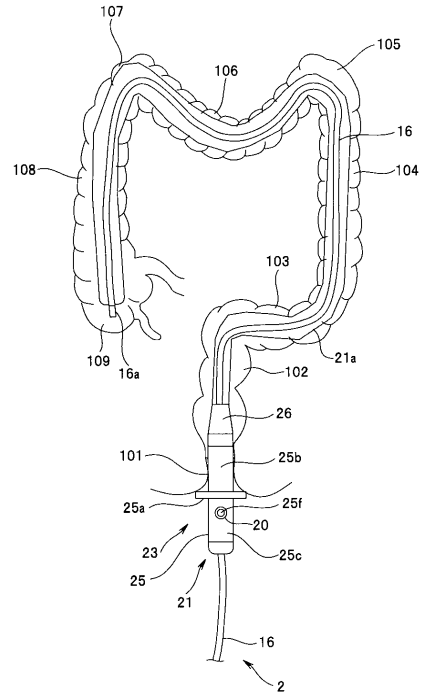
【図 16】



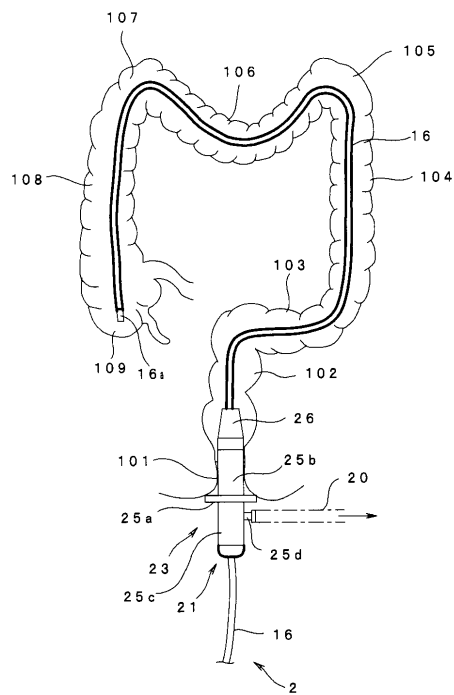
【図 17】



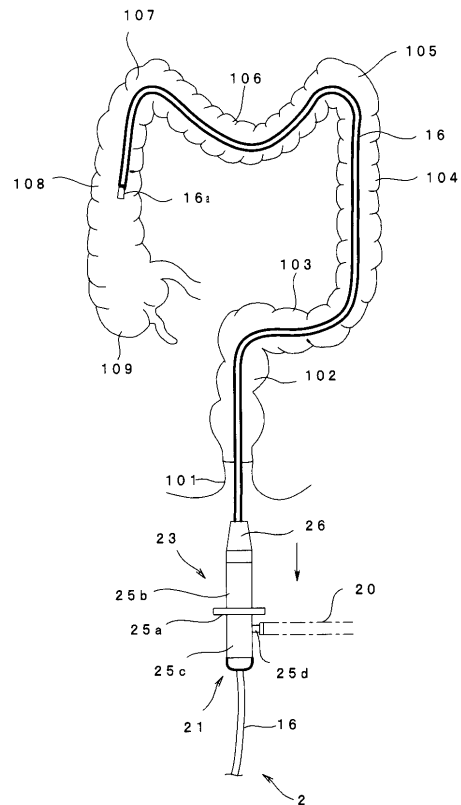
【図 18】



【図 19】



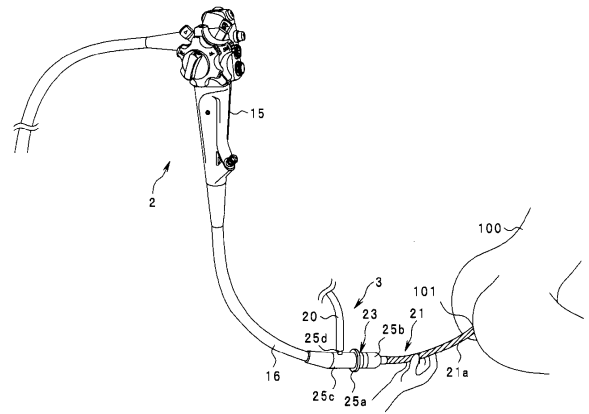
【図 20】



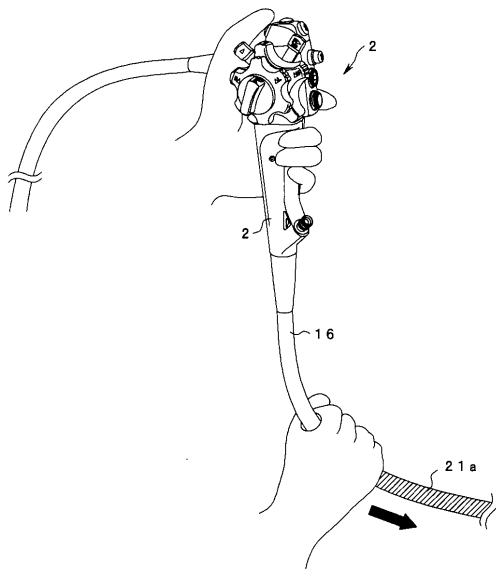
【図 2 1】

	ガイドシースの状態図	ポンプ圧力設定ボタン
(a)		加 圧
(b)		脱 気
(c)		減 圧

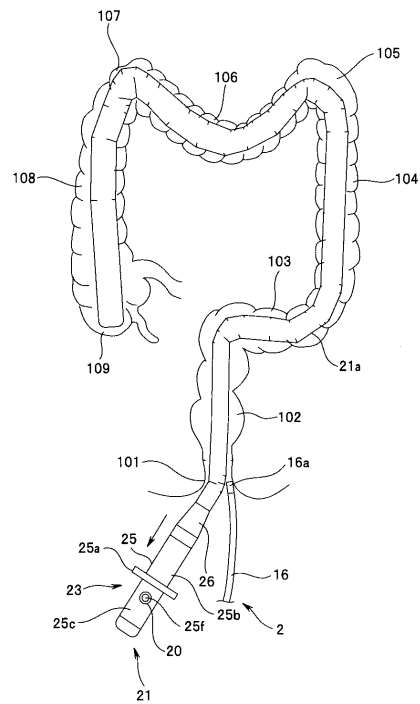
【図 2 2】



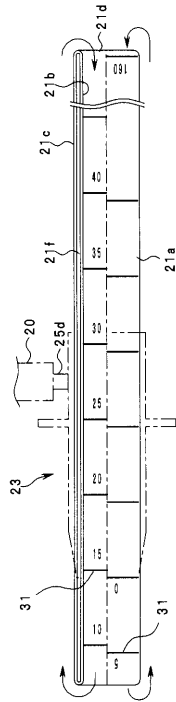
【図 2 3】



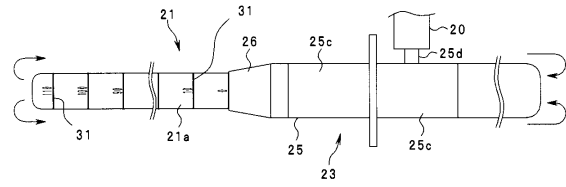
【図 2 4】



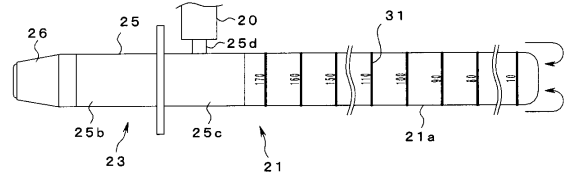
【図 25】



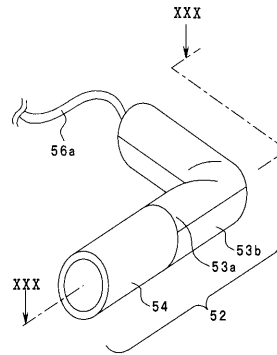
【図 26】



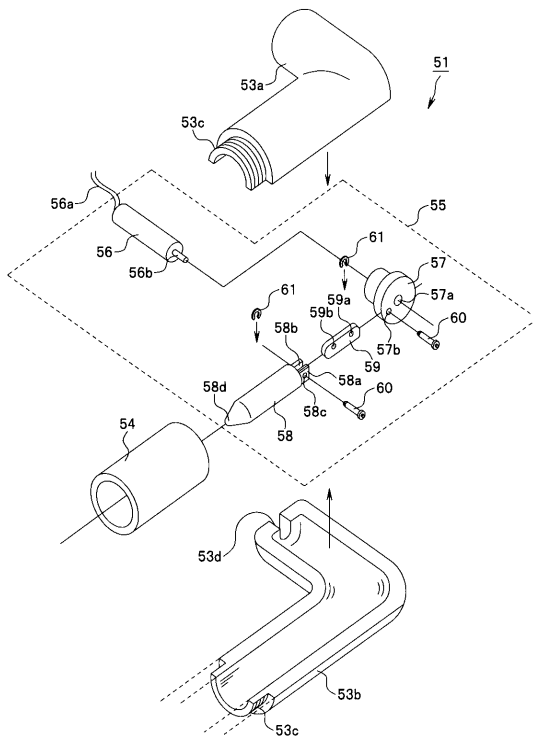
【図 27】



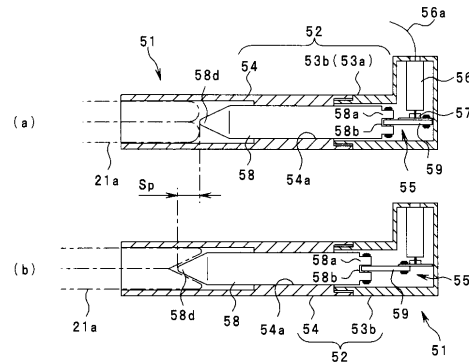
【図 28】



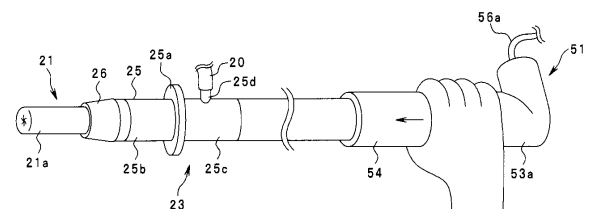
【図 29】



【図 30】



【図 31】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平 0 7 - 2 2 7 3 7 8 (J P , A)
特開昭 6 1 - 1 3 7 5 3 8 (J P , A)
特表昭 6 0 - 5 0 1 6 9 6 (J P , A)
米国特許第 0 5 0 4 5 0 7 0 (U S , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
A 6 1 B 1 7 / 0 0

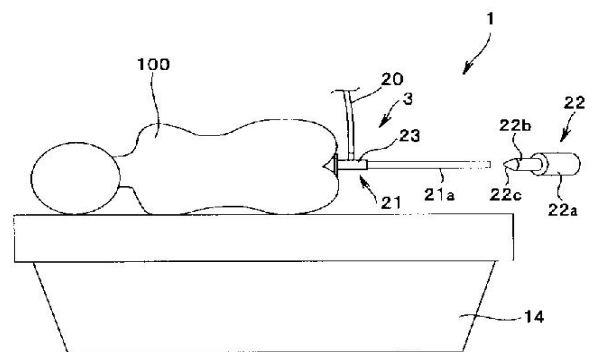
专利名称(译)	医疗器械插入引导系统		
公开(公告)号	JP5457649B2	公开(公告)日	2014-04-02
申请号	JP2008214161	申请日	2008-08-22
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	牧山 聡志		
发明人	牧山 聡志		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/31 A61B1/00133 A61B1/00151 A61B1/12		
FI分类号	A61B1/00.320.A A61B1/00.650 A61B1/01 A61B1/01.511 A61B1/015.513 A61B1/31		
F-TERM分类号	4C061/AA04 4C061/GG24 4C061/JJ06 4C161/AA04 4C161/GG24 4C161/JJ06		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	门田 弘		
其他公开文献	JP2010046345A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种医疗器械插入引导系统，该系统沿着结肠的形状容易前进，以便容易地引导内窥镜的插入部分随后插入。

ŽSOLUTION：医疗器械插入引导系统具有：内窥镜2，其具有插入结肠中的插入部分16；导向鞘21a是由柔性材料形成并在供给空气后密封的环状体，具有内表面21b和沿纵向连续沿纵向移动的外表面21c；并且，按压部件22在引导护套21a的轴向上的后端面部分附近间歇地按压内表面21b，并且通过使其向外摆动而向前移动引导护套21的末端表面侧。按压构件22将内窥镜2的插入部16引导到结肠中，同时在引导护套21a的纵向形状中沿轴向引导。Ž

【图 3】



【图 4】