

(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2016-77316

(P2016-77316A)

(43) 公開日 平成28年5月16日(2016.5.16)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	2 H 0 4 0
<b>G 0 2 B</b> 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 A	4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2014-208313 (P2014-208313)  
 (22) 出願日 平成26年10月9日 (2014.10.9)

(71) 出願人 000113263  
 H O Y A 株式会社  
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号  
 (74) 代理人 100083286  
 弁理士 三浦 邦夫  
 (74) 代理人 100166408  
 弁理士 三浦 邦陽  
 (72) 発明者 藤井 喜則  
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O  
 Y A 株式会社内  
 Fターム(参考) 2H040 DA12 DA54 DA55  
 4C161 AA04 GG22

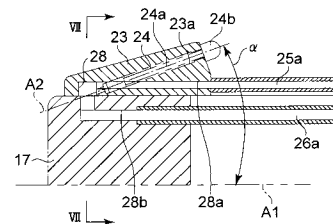
(54) 【発明の名称】 内視鏡用挿入補助装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 挿入部を体腔へ挿入するための推進力を得やすい内視鏡用挿入補助装置を提供する。

【解決手段】 内視鏡の操作部から延びる挿入部に対して固定可能又は固定状態で設けた支持部23と、支持部に上記挿入部の中心軸線A1の外周側に位置する環状方向に並べて支持した、中心軸線に対して外周側に傾斜しながら操作部側に延びるスライド軸線A2に沿って支持部23から操作部側に突出する方向及び該支持部23側に戻る方向にスライド可能な複数の体腔壁押圧手段24と、体腔壁押圧手段24を支持部23に対してスライドさせる駆動手段と、を備える。

【選択図】 図3



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

内視鏡の操作部から延びる挿入部に対して固定可能又は固定状態で設けた支持部と、  
該支持部に上記挿入部の中心軸線の外周側に位置する環状方向に並べて支持した、上記  
中心軸線に対して外周側に傾斜しながら上記操作部側に延びるスライド軸線に沿って上記  
支持部から上記操作部側に突出する方向及び該支持部側に戻る方向にスライド可能な複数  
の体腔壁押圧手段と、

上記体腔壁押圧手段を上記支持部に対してスライドさせる駆動手段と、  
を備えることを特徴とする内視鏡用挿入補助装置。

**【請求項 2】**

請求項 1 記載の内視鏡用挿入補助装置において、  
上記中心軸線に沿って並ぶ複数の上記支持部を上記挿入部に設けた内視鏡用挿入補助  
装置。

**【請求項 3】**

請求項 1 または 2 記載の内視鏡用挿入補助装置において、  
上記体腔壁押圧手段が弾性材料製である内視鏡用挿入補助装置。

**【請求項 4】**

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項記載の内視鏡用挿入補助装置において、  
上記体腔壁押圧手段の上記操作部側に位置する先端部が半球形状である内視鏡用挿入補  
助装置。

**【請求項 5】**

請求項 1 から 4 のいずれか 1 項記載の内視鏡用挿入補助装置において、  
上記支持部が、上記体腔壁押圧手段をそれぞれスライド可能に支持する複数の支持孔と  
、該支持孔と連通する流体流通路と、を備え、  
上記駆動手段が、上記流体流通路を介して上記支持孔に対して流体を供給することによ  
り上記体腔壁押圧手段を上記支持部から突出させかつ上記流体流通路を介して上記支持  
孔内の上記流体を吸引することにより上記体腔壁押圧手段を上記支持部へ戻す流体制御  
手段である内視鏡用挿入補助装置。

**【請求項 6】**

請求項 5 記載の内視鏡用挿入補助装置において、  
上記腔壁押圧手段の外周面と支持孔の内周面との間に、上記流体が上記支持孔を介して  
上記支持部の外側に漏れるのを許容するクリアランスを形成した内視鏡用挿入補助装置。

**【請求項 7】**

請求項 6 記載の内視鏡用挿入補助装置において、  
上記流体が潤滑剤である内視鏡用挿入補助装置。

**【請求項 8】**

請求項 5 から 7 のいずれか 1 項記載の内視鏡用挿入補助装置において、  
上記流体流通路が、  
上記中心軸線の外周側に位置しかつ上記支持孔と連通する環状流路を備える内視鏡用挿  
入補助装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡の挿入部を被験者の体腔に挿入するときに、挿入部に対して挿入方向  
の推進力を付与する内視鏡用挿入補助装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

大腸観察用の内視鏡は操作部と、操作部から延びる挿入部と、を備えている。挿入部は  
その先端部を除く部分全体が可撓性を有している。

大腸観察用の内視鏡によって大腸内を観察する際は、術者が手で挿入部の中間部を把持

10

20

30

40

50

しながら挿入部をその先端部側から肛門を介して大腸内に挿入し、挿入部を大腸の奥側へ押し込む。

しかし大腸はその複数箇所が体内において屈曲している（例えばS字結腸など）。さらに挿入部の大腸内への挿入量がある程度が大きさ（長さ）になると、術者が手で把持する部位から挿入部の先端部までの距離が長くなるため、術者の手から挿入部に伝わった力が先端部側へ伝わり難くなる。そのため大腸観察用の内視鏡の挿入部を大腸の奥側へ挿入する施術は術者にとって容易でなかった。

そのため従来より、挿入部に対して挿入方向の推進力を付与する挿入補助装置が提案されている。

#### 【0003】

10

特許文献1の挿入補助装置は、操作部側から挿入部の先端部側に向かって延びかつ先端部を操作部側（挿入部の基端側）に向けてU字状に曲げたチューブと、チューブの基端側に接続する圧縮空気源と、を備えており、チューブを挿入部の外周面に固定している。挿入部を大腸内に挿入した状態で圧縮空気源において発生した圧縮空気をチューブに供給すると、圧縮空気がチューブの先端開口から操作部側（挿入部の基端側）に向けて噴射される。そして噴射された圧縮空気によって挿入部（の先端部）を前進させるための推進力を得る。

#### 【0004】

20

特許文献2の挿入補助装置は、挿入部の軸線と平行な筒状体からなるベース部材（第1の支持体）と、ベース部材に設けた3本の環状ベルト（無端ベルト）と、ベース部材と一体化した駆動手段と、を具備している。各環状ベルトのベース部材に対する周方向位置は互いに異ならせてある。

ベース部材の各環状ベルトを取り付けた各部位には、挿入部の軸線と平行な方向に並びかつ対応する環状ベルトの内部に位置する3つの従動ローラがそれぞれ設けてある。各環状ベルトは対応する3つの従動ローラに対して掛け回してある。具体的には、最も前方に位置する従動ローラと最も後方に位置する従動ローラに対して環状ベルトの内周面の前端部と後端部を接触させてあり、真ん中に位置する従動ローラに対して環状ベルトの内周面の（前後方向の）中間部を接触させている。そのため各環状ベルトの断面形状は前後方向に細長い略楕円形状をなし、かつ各環状ベルトは常に緊張状態を維持する。

駆動手段はベース部材の内周側に設けたウォームギヤを備えている。このウォームギヤは駆動源の動力によって自身の軸線回りに回転する。さらにウォームギヤの外周面に形成した螺旋状のネジ山が環状ベルトの外周面に形成した（環状ベルトの延長方向に並べて形成した）多数の歯部と噛み合っている。

30

この挿入補助装置は、ベース部材の内周側空間（貫通孔）に対して挿入部を挿入することにより、挿入部の先端近傍部に固定状態で取り付けることが可能である。挿入補助装置を挿入部に取り付けると、各環状ベルトが挿入部の外周側に露出する。

挿入補助装置を装着した挿入部を被験者の体腔に挿入した上で上記駆動源を作動させると、各従動ローラを回転させながら、ウォームギヤの回転力を受けた各環状ベルトが回転する。

そして各環状ベルトが体腔の内壁（粘膜）に接触すると、各環状ベルトの回転力が挿入部を挿入方向に移動させるための推進力となる。そのため挿入部を体腔の奥側へ円滑に挿入することが可能になる。

40

#### 【先行技術文献】

#### 【特許文献】

#### 【0005】

【特許文献1】米国特許第4,735,501号公報

【特許文献2】特開2012-139466号公報

#### 【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

#### 【0006】

50

特許文献 1 は、チューブの先端開口から噴射した圧縮空気によって推進力を得ようとしているので、所望の推進力を得るのは難しい。

【0007】

また挿入部を被験者の体腔に挿入した際の被験者の苦痛を和らげるために、近年挿入部の外径は小径化する傾向にある。そのため例えば内径が（比較的）大きい大腸に挿入部を挿入したときに、挿入部の外周面と大腸壁の間にある程度の大きさの隙間が形成されることがある。

その一方で、特許文献 2 の各環状ベルトの断面形状は前後方向に細長い略楕円形状をなしており、しかも各環状ベルトは常に緊張状態にある。

従って、内径が（比較的）大きい体腔に対して挿入部を挿入したときに、特許文献 2 の各環状ベルトが大腸壁に接触せず、その結果、挿入部を挿入方向に移動させるための推進力を得られなくなるおそれがある。

【0008】

本発明は、挿入部を体腔へ挿入するための推進力を得やすい内視鏡用挿入補助装置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】

【0009】

本発明の内視鏡用挿入補助装置は、内視鏡の操作部から延びる挿入部に対して固定可能又は固定状態で設けた支持部と、該支持部に上記挿入部の中心軸線の外周側に位置する環状方向に並べて支持した、上記中心軸線に対して外周側に傾斜しながら上記操作部側に延びるスライド軸線に沿って上記支持部から上記操作部側に突出する方向及び該支持部側に戻る方向にスライド可能な複数の体腔壁押圧手段と、上記体腔壁押圧手段を上記支持部に対してスライドさせる駆動手段と、を備えることを特徴としている。

【0010】

上記中心軸線に沿って並ぶ複数の上記支持部を上記挿入部に設けてもよい。

【0011】

上記体腔壁押圧手段が弾性材料製であってもよい。

【0012】

上記体腔壁押圧手段の上記操作部側に位置する先端部が半球形状であってもよい。

【0013】

上記支持部が、上記体腔壁押圧手段をそれぞれスライド可能に支持する複数の支持孔と、該支持孔と連通する流体流通路と、を備え、上記駆動手段が、上記流体流通路を介して上記支持孔に対して流体を供給することにより上記体腔壁押圧手段を上記支持部から突出させかつ上記流体流通路を介して上記支持孔内の上記流体を吸引することにより上記体腔壁押圧手段を上記支持部へ戻す流体制御手段であってもよい。

【0014】

上記腔壁押圧手段の外周面と支持孔の内周面との間に、上記流体が上記支持孔を介して上記支持部の外側に漏れるのを許容するクリアランスを形成してもよい。

【0015】

上記流体として潤滑剤を用いてもよい。

【0016】

上記流体流通路が、上記中心軸線の外周側に位置しかつ上記支持孔と連通する環状流路を備えてもよい。

【発明の効果】

【0017】

本発明の内視鏡用挿入補助装置は、駆動手段の駆動力によって支持部から出没する体腔壁押圧手段を備えている。

そのため、例えば内視鏡の挿入部を大腸に挿入した状態で、支持部から突出方向にスライドさせた体腔壁押圧手段の先端部（操作部側の端部）を大腸の内周面から内周側に突出する環状の襞（ひだ）に押し付ければ、挿入部を大腸の奥側へ移動させるための推進力を

10

20

30

40

50

確実に得ることが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】本発明の一実施形態の内視鏡の全体図である。

【図2】内視鏡と挿入補助装置の全体構造を表す模式図である。

【図3】挿入部の一部の中心軸線の片側のみを示す拡大断面図である。

【図4】体腔壁押圧手段が初期位置に位置する状態で挿入部を大腸に挿入したときの様子を表す模式図である。

【図5】体腔壁押圧手段を突出位置へ移動させたときの図4と同様の模式図である。

【図6】体腔壁押圧手段を突出位置へ移動させたときの支持部の内部の模式的な断面図である。

【図7】体腔壁押圧手段を突出位置へ移動させたときの図3のVII-VII矢線で切断した模式的な断面図である。

【図8】体腔壁押圧手段を突出位置へ移動させたときの挿入部を側方から見たときの中心軸線の片側のみを断面視で示す図である。

【図9】突出位置へ移動した体腔壁押圧手段が大腸の壁を押している状態を示す図である。

【図10】体腔壁押圧手段を突出位置へ移動させたときの図6と同様の断面図である。

【図11】変形例の内視鏡と挿入補助装置の全体構造を表す模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

以下、図1から図10を参照しながら本発明の一実施形態について説明する。以下の説明中の前後方向は、内視鏡10の挿入部12の先端側を「前方」、ユニバーサルチューブ13の先端側（コネクタ部14側）を「後方」と定義している。

大腸観察用の内視鏡10は、硬質樹脂からなる操作部11と、操作部11から前方に延びる挿入部12と、操作部11から挿入部12とは異なる方向に延びるユニバーサルチューブ13と、ユニバーサルチューブ13の後端に固定したコネクタ部14と、を備えている。挿入部12は、操作部11から前方に延びかつ可撓性を有する可撓管部15と、可撓管部15の前方に位置しかつ操作部11に回転可能に設けた湾曲操作レバーの回転操作に応じて湾曲する湾曲部16と、湾曲部16より前方に位置する部分を構成する先端硬質部17と、を具備している。先端硬質部17の平面からなる先端面には対物レンズ（観察レンズ）と照明レンズが設けてある。操作部11、挿入部12、ユニバーサルチューブ13、及びコネクタ部14の内部には、その前端が照明レンズに接続するライトガイドファイバ（図示略）が設けてある。さらに先端硬質部17の内部には対物レンズの直後に位置する撮像素子（図示略）が設けてあり、撮像素子から延びる画像信号用ケーブルの後端部は操作部11、挿入部12、及びユニバーサルチューブ13の内部を通過してコネクタ部14の内部まで延びている。

【0020】

続いて挿入補助具20（内視鏡用挿入補助装置）の詳しい構造について説明する。挿入補助具20は、内視鏡10と一体化した（分離不能な状態で固定した）構成部である内視鏡一体側構成部21と内視鏡10とは別体の構成部である内視鏡別体側構成部30とからなるものである。まずは内視鏡10と一体化した構成部である内視鏡一体側構成部21について説明する。

【0021】

挿入部12の可撓管部15と先端硬質部17の外周部には計3つの支持部23が、挿入部12の中心軸線A1方向に沿って並べて設けてある。具体的には、可撓管部15に二つの支持部23が設けてあり、先端硬質部17には一つの支持部23が設けてある。各支持部23は中心軸線A1方向に沿って見たときに環状をなす部材であり、可撓管部15及び先端硬質部17と固定状態で一体化している。

挿入部12、操作部11、ユニバーサルチューブ13、及びコネクタ部14の内部には

10

20

30

40

50

、二本の第一流体用本流チューブ 2 5 と二本の第二流体用本流チューブ 2 6 が配設してある（図 2 では一本ずつのみ図示）。いずれも可撓性を有する各第一流体用本流チューブ 2 5 及び各第二流体用本流チューブ 2 6 の後端部はコネクタ部 1 4 に突設した口金 1 4 a に接続しており、各第一流体用本流チューブ 2 5 及び各第二流体用本流チューブ 2 6 の前端部は先端硬質部 1 7 にまで延びている。また二本の第一流体用本流チューブ 2 5 は挿入部 1 2 の内部において中心軸線 A 1 を挟んで略 1 8 0 ° 離れた場所に位置しており、二本の第二流体用本流チューブ 2 6 は各第一流体用本流チューブ 2 5 の内周側に位置している（図 7 参照）。さらに二本の第一流体用本流チューブ 2 5 の各支持部 2 3 と対応する三箇所には、第一流体用支流チューブ 2 5 a、2 5 b、2 5 c の後端がそれぞれ接続している。同様に、二本の第二流体用本流チューブ 2 6 の各支持部 2 3 と対応する三箇所には、第二流体用支流チューブ 2 6 a、2 6 b、2 6 c の後端がそれぞれ接続している。

図 3 及び図 7 に示すように、先端硬質部 1 7 及び先端硬質部 1 7 に固定した支持部 2 3 に跨る部分には、中心軸線 A 1 を中心とする環状形状の環状流路 2 8（流体流通路）が形成してある。図 3 に示すように、先端硬質部 1 7 には環状流路 2 8 から後方に延びる二本の接続流路 2 8 a（流体流通路）と二本の接続流路 2 8 b（流体流通路）が形成してある（ともに一本のみ図示）。そして二本の第一流体用支流チューブ 2 5 a の前端と二本の第二流体用支流チューブ 2 6 a の前端が二本の接続流路 2 8 a と二本の接続流路 2 8 b に対して接続している。同様に、図示は省略してあるが前方から二つ目の支持部 2 3 及び可撓管部 1 5 に跨る部分には中心軸線 A 1 を中心とする環状形状の環状流路 2 8 が形成してあり、前方から三つ目の支持部 2 3 及び可撓管部 1 5 に跨る部分にも中心軸線 A 1 を中心とする環状形状の環状流路 2 8 が形成してある。さらに、二本の第一流体用支流チューブ 2 5 b の前端と二本の第二流体用支流チューブ 2 6 b の前端が前方から二つ目の環状流路 2 8 に対して接続しており、二本の第一流体用支流チューブ 2 5 c の前端と二本の第二流体用支流チューブ 2 6 c の前端が前方から三つ目の環状流路 2 8 に対して接続している。

さらに図 3、図 7、図 8 等に示すように、各支持部 2 3 には複数（本実施形態では 1 8 本の）支持孔 2 3 a が中心軸線 A 1 を中心とする円周方向（環状方向）に沿って穿設してある。図 3 に示すように各支持孔 2 3 a の直線的な軸線 A 2（スライド軸線）は、先端硬質部 1 7 の前端部側から後方（操作部 1 1 側）に向かって挿入部 1 2 の中心軸線 A 1 に対して外周側に角度 度（図 3 参照。本実施形態では の大きさは約 2 0 度）で傾斜しながら延びている。各支持孔 2 3 a の前端部は環状流路 2 8 に接続しており、各支持孔 2 3 a の後端部は支持部 2 3 の後端面において開口している。

さらに各支持部 2 3 の各支持孔 2 3 a には、弾性材料からなる体腔壁押圧手段 2 4 が設けてある。体腔壁押圧手段 2 4 を構成する弾性材料としては、例えば、シリコンゴムやフッ素ゴムなどのゴム、またはアミド系、エステル系、およびウレタン系のエラストマーが挙げられる。体腔壁押圧手段 2 4 は、支持孔 2 3 a にスライド自在に支持した直線棒状のスライド部 2 4 a（スライド部 2 4 a の中心軸線は軸線 A 2 と一致する）と、スライド部 2 4 a の後端部に設けたスライド部 2 4 a より大径の押圧部 2 4 b と、を具備している。図示するように押圧部 2 4 b の後半部は半球形状をなしている。スライド部 2 4 a の外径は支持孔 2 3 a の内径は略同一であり、両者の間には極めて小さなクリアランス（後述する水 W 等の流体が漏れない程度のクリアランス）が形成してある。各体腔壁押圧手段 2 4 は、押圧部 2 4 b の前端面が支持部 2 3 の後端面に当接する初期位置（図 6 の実線、図 1 0 の仮想線、及び図 3 参照）と、押圧部 2 4 b の前端面が支持部 2 3 の後端面から操作部 1 1 側に（後方に）大きく離間する突出位置（図 6 の仮想線、図 1 0 の実線、及び図 8 参照）との間を各支持孔 2 3 a に対してスライド可能である。

以上説明した支持部 2 3、体腔壁押圧手段 2 4、第一流体用本流チューブ 2 5、第一流体用支流チューブ 2 5 a、2 5 b、2 5 c、第二流体用本流チューブ 2 6、第二流体用支流チューブ 2 6 a、2 6 b、2 6 c、及び環状流路 2 8 が内視鏡一体側構成部 2 1 の構成要素である。

#### 【 0 0 2 2 】

内視鏡別体側構成部 3 0 は、可撓性を有する供給用チューブ 3 1 と、可撓性を有する吸

10

20

30

40

50

引用チューブ 3 2 と、供給用チューブ 3 1 の中間部に設けた供給用ポンプ 3 3 (駆動手段) (流体制御手段) と、吸引用チューブ 3 2 の中間部に設けた吸引用ポンプ 3 4 (駆動手段) (流体制御手段) と、供給用チューブ 3 1 及び吸引用チューブ 3 2 の先端部と一体化した接続用コネクタ (図示略) と、供給用チューブ 3 1 の接続用コネクタと反対側の端部に接続する供給用ボトル 3 5 と、吸引用チューブ 3 2 の接続用コネクタと反対側の端部に接続する吸引用ボトル 3 6 と、を具備している。供給用ボトル 3 5 の内部には水 W (流体) が充填してある。供給用ポンプ 3 3 及び吸引用ポンプ 3 4 はいずれも電動式ポンプであり、共にフットスイッチ 3 7 と電氣的に接続している。

内視鏡別体側構成部 3 0 の接続用コネクタをコネクタ部 1 4 の口金 1 4 a に接続すると、口金 1 4 a 内に位置する二本の第一流体用本流チューブ 2 5 の後端部が供給用チューブ 3 1 の先端部と接続しかつ口金 1 4 a 内に位置する二本の第二流体用本流チューブ 2 6 の後端部が吸引用チューブ 3 2 の先端部と接続する。

#### 【0023】

続いて内視鏡 1 0 及び挿入補助具 2 0 を用いた内視鏡術について説明する。

まず内視鏡 1 0 のコネクタ部 1 4 を図示を省略したプロセッサ (画像処理装置兼光源装置) に接続して、該プロセッサに内蔵した光源が射出した光を上記ライトガイドファイバを介して上記照明レンズに供給する。さらに内視鏡別体側構成部 3 0 の接続用コネクタを内視鏡 1 0 のコネクタ部 1 4 の口金 1 4 a に接続する。

次いで内視鏡別体側構成部 3 0 と一体化した内視鏡 1 0 の挿入部 1 2 の可撓管部 1 5 の一部を術者が手で把持しながら被験者 (図示略) の肛門から大腸 C に挿入する (図 4、図 5 参照)。すると上記照明レンズから出射された照明光によって大腸 C の内部が照射され、上記対物レンズを透過した (大腸 C 内の) 観察像が上記撮像素子によって撮像される。撮像素子によって生成された撮像データは、上記画像信号用ケーブルを介して上記プロセッサの画像処理装置に送られ、画像処理装置によって処理された画像データはプロセッサに接続したモニタ (図示略) に表示される。

#### 【0024】

挿入部 1 2 を大腸 C 内に挿入した後に供給用ポンプ 3 3 及び吸引用ポンプ 3 4 のメインスイッチを ON にした上で、術者が足でフットスイッチ 3 7 を 1 回だけ踏む。フットスイッチ 3 7 の踏み込む回数が奇数回目のとき、フットスイッチ 3 7 から供給用ポンプ 3 3 と吸引用ポンプ 3 4 にそれぞれ内蔵した制御手段に対して交互に断続的な電気信号が送信される。そのためフットスイッチ 3 7 に対する 1 回目の踏み込み動作の結果、供給用ポンプ 3 3 と吸引用ポンプ 3 4 が交互に一定間隔で繰り返し作動する。

供給用ポンプ 3 3 が作動すると供給用ボトル 3 5 内の水 W が供給用チューブ 3 1 から二本の第一流体用本流チューブ 2 5 の後端部に供給され、二本の第一流体用本流チューブ 2 5 に供給された水 W が各第一流体用支流チューブ 2 5 a、2 5 b、2 5 c から各環状流路 2 8 へ供給される (図 6 の矢印参照)。なお、このとき環状流路 2 8 へ供給された水 W の一部が各第二流体用支流チューブ 2 6 a、2 6 b、2 6 c から第二流体用本流チューブ 2 6 及び吸引用チューブ 3 2 へ流れるが、吸引用ポンプ 3 4 が動作を停止しているため吸引用チューブ 3 2 へ流れた水 W が吸引用ボトル 3 6 へ流れることはない。環状流路 2 8 に供給された水 W は各環状流路 2 8 と接続する各支持孔 2 3 a に供給されるので、初期位置に位置していた各体腔壁押圧手段 2 4 が水 W の水圧によって突出位置までスライドする (図 6 の仮想線、図 1 0 の実線、図 5、図 8 参照)。その結果、(いずれかの又はすべての) 支持部 2 3 に設けた一部 (又はすべての) 体腔壁押圧手段 2 4 (の押圧部 2 4 b) が弾性変形しながら大腸 C の内壁から内周側に突出する環状の襞 C 1 (襞 C 1 は大腸 C の内部に多数形成されている) に対して後方 (肛門側) から当たると、襞 C 1 に当接した体腔壁押圧手段 2 4 が挿入部 1 2 を大腸 C の奥側へ移動させるための前向きの推進力を発揮する。本実施形態では挿入部 1 2 に 3 つの支持部 2 3 を設けているので、各体腔壁押圧手段 2 4 が支持部 2 3 から突出したときに、いずれかの体腔壁押圧手段 2 4 (押圧部 2 4 b) がいずれかの襞 C 1 に当たる (襞 C 1 を押圧する) 可能性が高い。また体腔壁押圧手段 2 4 が弾性材料性でありしかも押圧部 2 4 b の後半部が半球形状であるため、押圧部 2 4 b が大

10

20

30

40

50

腸Cに当たったときに押圧部24bによって大腸C(の粘膜)が傷つけられるおそれは小さい。

さらに各体腔壁押圧手段24が各支持部23から突出位置へスライドしてから所定時間が経過すると、フットスイッチ37から供給用ポンプ33の制御手段への信号の送信が遮断され代わりにフットスイッチ37から吸引用ポンプ34の制御手段へ信号が送信されるので、供給用ポンプ33が停止し代わりに吸引用ポンプ34が作動する。すると、各支持孔23a及び各環状流路28に供給された水Wが各第二流体用支流チューブ26a、26b、26cを介して二本の第二流体用本流チューブ26側へ吸引され、さらに吸引用チューブ32を介して吸引用ボトル36へ送られる。すると、各支持孔23aに及んでいた水Wの水圧が消失し各支持孔23aに負圧が発生するので、この負圧によって各体腔壁押圧手段24が初期位置へ復帰する。なお、このとき第一流体用本流チューブ25内の水Wや供給用ポンプ33より第一流体用本流チューブ25側に位置する供給用チューブ31内の水Wも環状流路28側へ吸引されるが、供給用ポンプ33が動作を停止しているため供給用ポンプ33よりも供給用ボトル35側に位置する供給用チューブ31内の水Wや供給用ボトル35内の水Wが環状流路28側へ吸引されることはない。

各支持部23の各体腔壁押圧手段24は初期位置と突出位置の間を一定間隔でスライドすることになる。従って、この間に体腔壁押圧手段24が襞C1を押圧することにより、体腔壁押圧手段24から挿入部12に対して断続的に前向きな推進力が付与される。従って、(術者が手で把持する部位(可撓管部15の一部)から先端硬質部17までの距離が長くなることに起因して)術者の手から可撓管部15に伝わった力が先端硬質部17側へ伝わり難い状況においても、術者は挿入部12を大腸Cの奥側へ円滑に挿入することが可能になる。

#### 【0025】

内視鏡10による大腸Cに対する必要な観察(及び処置)が終了したら、術者はフットスイッチ37に対して足で2回目の踏み込みを行う。フットスイッチ37の踏み込む回数が偶数回目のときフットスイッチ37から吸引用ポンプ34の制御手段に信号が送信されるので、吸引用ポンプ34の働きによって各体腔壁押圧手段24が初期位置に復帰する。そのため、術者が挿入部12を肛門側へ戻すときに、各体腔壁押圧手段24(スライド部24a)が襞C1に引っ掛かるおそれが殆どなくなる。従って、術者は挿入部12を肛門側へ円滑に戻して、肛門の外側へ引き抜くことが可能である。

#### 【0026】

以上、上記実施形態を利用して本発明を説明したが、本発明は様々な変形を施しながら実施可能である。

挿入補助具20'を図11に示す変形例の態様で構成してもよい。

この挿入補助具20'では各第一流体用本流チューブ25及び各第二流体用本流チューブ26の後端部どうしを接続し(一本化し)、当該後端部を口金14a内に位置させている。

また内視鏡別体側構成部30'は、可撓性を有する供給兼吸引用チューブ38と、供給兼吸引用チューブ38の中間部に設けた電動式ポンプである供給兼吸引用ポンプ39(駆動手段)(流体制御手段)と、供給兼吸引用チューブ38の先端部と一体化した接続用コネクタと、供給兼吸引用チューブ38の接続用コネクタと反対側の端部に接続しかつ水Wが充填された供給兼吸引用ボトル40と、を具備している。

挿入部12を大腸C内に挿入した後に供給兼吸引用ポンプ39のメインスイッチをONにした上で、術者が足でフットスイッチ37を1回だけ踏むと(踏み込み回数が奇数回目の場合は)フットスイッチ37から供給兼吸引用ポンプ39の制御手段に対して断続的に電気信号が送信される。その結果、供給兼吸引用ポンプ39が一定間隔で供給動作(排出動作)と吸引動作を交互に繰り返し行う。

供給兼吸引用ポンプ39が供給動作を行うと供給兼吸引用ボトル40内の水Wが供給兼吸引用チューブ38から第一流体用本流チューブ25及び第二流体用本流チューブ26の後端部に供給され、第一流体用本流チューブ25及び第二流体用本流チューブ26に供給

10

20

30

40

50

された水Wが各第一流体用支流チューブ25a、25b、25cと第二流体用支流チューブ26a、26b、26cから各環状流路28へ供給される。すると環状流路28に供給された水Wが各環状流路28と接続する各支持孔23aに供給されるので、初期位置に位置していた各体腔壁押圧手段24が水Wの水圧によって突出位置までスライドする。

一方、供給兼吸引用ポンプ39が吸引動作を行うと、各支持孔23a及び各環状流路28に供給された水Wが各第一流体用支流チューブ25a、25b、25cと第二流体用支流チューブ26a、26b、26cを介して第一流体用本流チューブ25側及び第二流体用本流チューブ26側へ吸引され、さらに供給兼吸引用チューブ38を介して供給兼吸引用ボトル40へ送られる。すると、各支持孔23aに及んでいた水Wの水圧が消失し各支持孔23aに負圧が発生するので、この負圧によって各体腔壁押圧手段24が初期位置へ復帰する。

10

術者がフットスイッチ37に対して足で2回目の踏み込みを行うと（踏み込み回数が偶数回目の場合は）、フットスイッチ37から供給兼吸引用ポンプ39の制御手段に信号が送信され供給兼吸引用ポンプ39が吸引動作を行うので、各体腔壁押圧手段24が初期位置に復帰する。

#### 【0027】

第一流体用本流チューブ25と第二流体用本流チューブ26を一本ずつとしたり、3本以上としてもよい。

また挿入部12に設ける支持部23の数は一つでもよいし、二つ或いは4つ以上でもよい。いずれの場合も少なくとも一つの支持部23を先端硬質部17に設けるのが好ましい。但し、湾曲部16については支持部23を設けないのが理想的である。

20

各支持部23に設ける体腔壁押圧手段24（支持孔23a）の数は、複数であればいくつであってもよい。但し、体腔壁押圧手段24（支持孔23a）の数をいくつとする場合も、体腔壁押圧手段24（支持孔23a）を中心軸線A1を中心とする円周（環状方向）に沿って支持部23に設けるのが好ましい。

フットスイッチ37による信号の発生タイミングを変更してもよい。例えば、上記実施形態において術者がフットスイッチ37を踏み込んでいる間（長踏みしている間）はフットスイッチ37が供給用ポンプ33の制御手段に対して信号を送信し（供給用ポンプ33が作動し）、術者がフットスイッチ37から足を離れたときにフットスイッチ37が吸引用ポンプ34の制御手段に対して信号を送信する（吸引用ポンプ34が作動する）ようにしてもよい。

30

#### 【0028】

第一流体用本流チューブ25及び第二流体用本流チューブ26に供給する流体として水W以外のもの、例えば空気、炭酸ガス、流動性を有する潤滑剤（人体に無害なもの）などを使用してもよい。

さらに、例えば潤滑剤（又は水W）を使う場合に、体腔壁押圧手段24のスライド部24aと支持孔23aの間のクリアランスを潤滑剤（又は水W）が支持部23の外側に僅かに漏れる程度の大きさに設定してもよい。このように漏出を行う場合は、加圧時の流量と減圧時の流量の差をコントロールする。このようにすれば、支持部23の外側に漏れた潤滑剤（又は水W）が挿入部12の表面等に付着するので、挿入部12を大腸Cに対してより円滑に挿脱できるようになる。

40

#### 【0029】

内視鏡一体側構成部21、21'に相当する部分の少なくとも一部を内視鏡10とは別体（内視鏡10に対して着脱可能）として構成してもよい。例えば、支持部23、体腔壁押圧手段24、第一流体用本流チューブ25、第一流体用支流チューブ25a、25b、25c、第二流体用本流チューブ26、第二流体用支流チューブ26a、26b、26c、及び環状流路28をユニット化して、このユニット化した一体物を挿入部12に対して固定状態で装着可能（かつ取り外し可能）としてもよい。

フットスイッチ37とは別の操作手段（例えば操作部11に設けた操作手段）の操作によって供給用ポンプ33や吸引用ポンプ34や供給兼吸引用ポンプ39を操作してもよい

50

。

またポンプ（及び流体）とは異なる駆動手段（例えば、操作部 1 1 に設けた操作手段と体腔壁押圧手段 2 4 を連係し、当該操作手段の操作に応じて体腔壁押圧手段 2 4 をスライドさせるワイヤ）によって、体腔壁押圧手段 2 4 をスライドさせてもよい。

体腔壁押圧手段 2 4 の形状を上記実施形態とは異なる形状にしてもよい。例えば、押圧部 2 4 b の形状を上記実施形態とは異なる形状にしてもよい。

また支持孔 2 3 a（及びスライド部 2 4 a）の軸線 A 2 の中心軸線 A 1 に対する傾斜角度を  $0 < \theta < 90$  の範囲で適宜変更してもよい。

内視鏡 1 0 及び挿入補助具 2 0 を大腸 C 以外の体腔（例えば食道、胃など）に挿脱させてもよい。

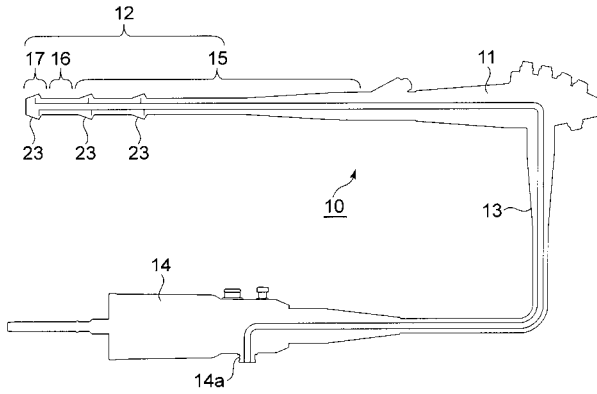
10

## 【符号の説明】

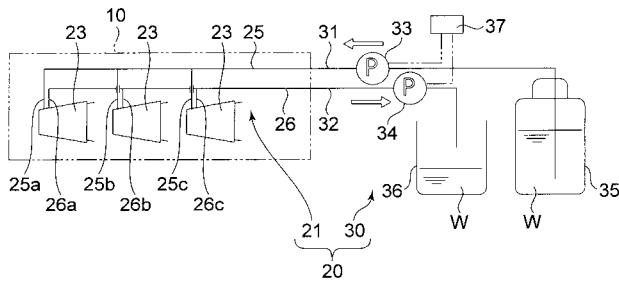
## 【0030】

1 0	内視鏡	
1 1	操作部	
1 2	挿入部	
1 3	ユニバーサルチューブ	
1 4	コネクタ部	
1 4 a	口金	
1 5	可撓管部	
1 6	湾曲部	20
1 7	先端硬質部	
2 0	2 0' 挿入補助具	
2 1	2 1' 内視鏡一体側構成部	
2 3	支持部	
2 3 a	支持孔	
2 4	体腔壁押圧手段	
2 4 a	スライド部	
2 4 b	押圧部（先端部）	
2 5	第一流体用本流チューブ	
2 5 a	2 5 b 2 5 c 第一流体用支流チューブ	30
2 6	第二流体用本流チューブ	
2 6 a	2 6 b 2 6 c 第二流体用支流チューブ	
2 8	環状流路（流体流通路）	
2 8 a	2 8 b 接続流路（流体流通路）	
3 0	3 0' 内視鏡別体側構成部	
3 1	供給用チューブ	
3 2	吸引用チューブ	
3 3	供給用ポンプ（駆動手段）（流体制御手段）	
3 4	吸引用ポンプ（駆動手段）（流体制御手段）	
3 5	供給用ボトル	40
3 6	吸引用ボトル	
3 7	フットスイッチ	
3 8	供給兼吸引用チューブ	
3 9	供給兼吸引用ポンプ（駆動手段）（流体制御手段）	
4 0	供給兼吸引用ボトル	
C	大腸	
C 1	襞	
A 1	中心軸線	
A 2	支持孔及び体腔壁押圧手段の軸線（スライド軸線）	
W	水（流体）	50

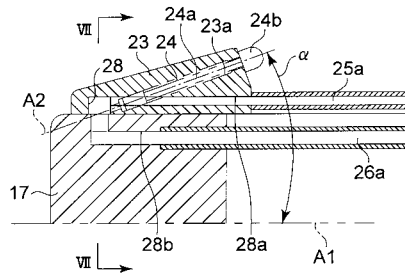
【 図 1 】



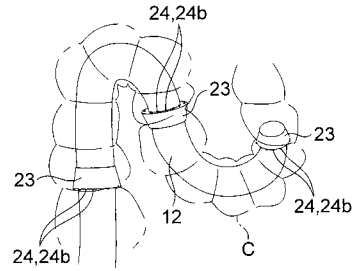
【 図 2 】



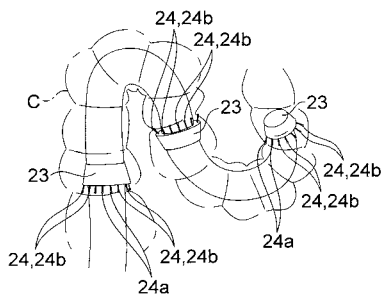
【 図 3 】



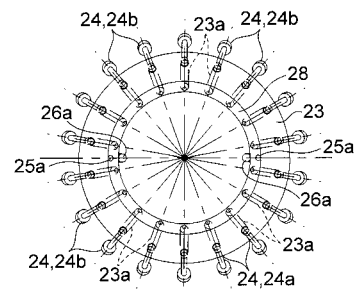
【 図 4 】



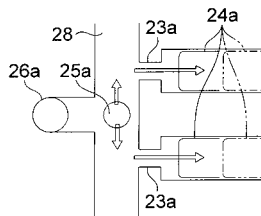
【 図 5 】



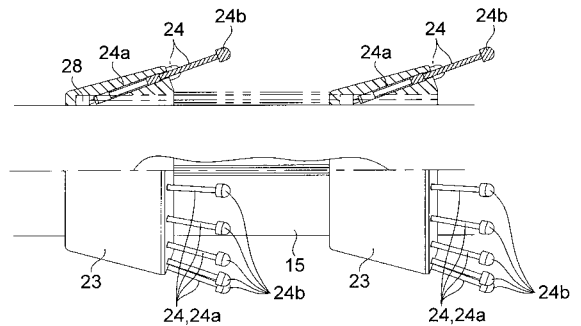
【 図 7 】



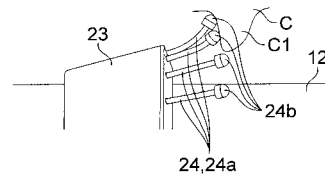
【 図 6 】



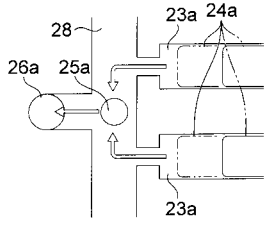
【 図 8 】



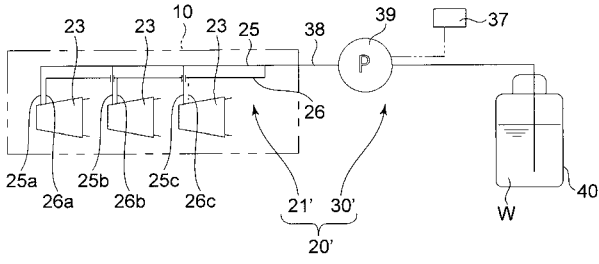
【 図 9 】



【 図 1 0 】



【 図 1 1 】



专利名称(译)	用于内窥镜的插入辅助装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2016077316A</a>	公开(公告)日	2016-05-16
申请号	JP2014208313	申请日	2014-10-09
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	藤井喜则		
发明人	藤井 喜则		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.320.B G02B23/24.A A61B1/00.610 A61B1/01.511 A61B1/015		
F-TERM分类号	2H040/DA12 2H040/DA54 2H040/DA55 4C161/AA04 4C161/GG22		
代理人(译)	三浦邦夫		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于内窥镜的插入辅助装置，其中可以容易地获得用于将插入部分插入体腔的驱动力。在可锁定或固定设置在相对于在位于插入部的中心轴线A1的外周侧到所述支撑部分的环形方向从由侧的内窥镜的操作部，侧延伸的插入部的支撑部23从支撑部23沿着在操作部侧框相对于延伸而倾斜到外周侧，以中心轴线滑动轴线A2支承操作多个体腔壁按压装置24，其在朝向部件侧面突出的方向上可滑动，并且返回到支撑部23侧的方向，以及用于使体腔壁按压装置24相对于支撑部23滑动的驱动装置。

