

(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2005-176941

(P2005-176941A)

(43) 公開日 平成17年7月7日(2005.7.7)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 1/00
G02B 23/24

F I

A61B 1/00 320A
G02B 23/24 A

テーマコード(参考)

2H040
4C061

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2003-418727 (P2003-418727)
(22) 出願日 平成15年12月16日(2003.12.16)

(71) 出願人 000000376
オリンパス株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(74) 代理人 100076233
弁理士 伊藤 進
(72) 発明者 鈴木 康一
岡山県岡山市津島中1-2 RE-501
(72) 発明者 鈴木 明
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス株式会社内
Fターム(参考) 2H040 DA03 DA11 DA15 DA17 DA54
DA57
4C061 GG24 JJ17

(54) 【発明の名称】 内視鏡挿入補助装置

(57) 【要約】

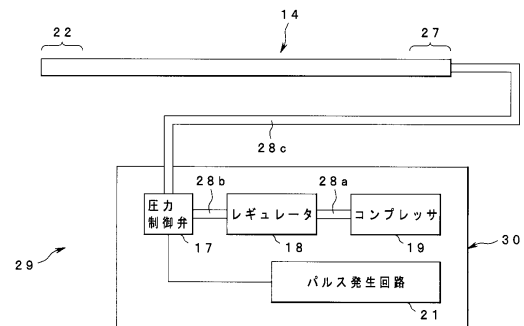
【課題】

大腸などの体腔内の検査、診断や治療などの際に、容易に大腸や小腸の深部まで内視鏡を挿入でき、尚且つ簡単な構造の内視鏡挿入補助装置を提供する。

【解決手段】

本発明の内視鏡挿入補助装置は、内視鏡挿入部を挿通可能な第1の貫通孔と、該第1の貫通孔の周囲に、前記第1の貫通孔に沿って設けられた第2の貫通孔とを有する軟性の可撓管と、流体供給源からの流体を入力として、前記第2の貫通孔に供給する流体の出力を制御する制御弁と、該制御弁に対して、前記第2の貫通孔への流体を断続的に吐出させるため、前記制御弁に制御信号を供給する制御手段とを有する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡挿入部を挿通可能な第 1 の貫通孔と、該第 1 の貫通孔の周囲に、前記第 1 の貫通孔に沿って設けられた第 2 の貫通孔とを有する軟性の可撓管と、

流体供給源からの流体を入力として、前記第 2 の貫通孔に供給する流体の出力を制御する制御弁と、

該制御弁に対して、前記第 2 の貫通孔へ前記流体供給源からの流体を断続的に吐出させるため、パルス状の制御信号を前記制御弁に供給する制御手段とを有することを特徴とする内視鏡挿入補助装置。

【請求項 2】

前記軟性の可撓管内の前記第 2 の貫通孔は、複数に設けられていることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡挿入補助装置。

10

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、診断、検査又は治療の際に例えば大腸や小腸のような体腔内に挿入される内視鏡に用いられる内視鏡挿入補助装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

近年、切開を行うことなく大腸などの体腔内の臓器などの診断、検査又は治療が行うことができる内視鏡が広く利用され、この内視鏡を大腸などの体腔内に挿入し易くするために内視鏡挿入補助具も広く利用されている。

20

【0003】

この内視鏡は、挿入部を有し、その挿入部は、例えば大腸の S 状結腸などの屈曲する挿入経路内に挿通させることが可能なように可撓性を有している。しかし、この挿入部に可撓性を持たせたことによって、内視鏡の先端部を所望の方向に沿って体腔内に挿入することが難しく、先端部をスムーズに目的部位まで辿り着かせるためには、術者は高度な技術を必要としていた。この問題を解決するため、例えば大腸の S 状結腸などの屈曲やたるみ状態を強制的に小さくして内視鏡の挿入部を容易に挿入するための内視鏡の挿入補助具が利用されている（例えば、特許文献 1 参照）。

30

【0004】

しかし、この内視鏡挿入補助具の場合、内視鏡の先端部をスムーズに目的部位まで辿り着かせるために手動による加圧又は減圧などの連続する操作を術者は繰り返し行わなければならない、このような操作は煩わしく術者にかかる負担が大きくなるという問題があった。

【0005】

そこで、このような問題を解決するために、操作性に優れ腸管の屈曲状態やたるみ状態を取り除いて大腸などの体腔内への内視鏡の挿入部の挿入を容易にする大腸挿入機器が提案されている（例えば、特許文献 2 参照）。

40

【0006】

この大腸挿入機器は、内視鏡の挿入部の先端側から基端側に向けて変動する変動部を有し、その変動部は内視鏡可撓管部の外周面に対して螺旋状に巻回して設けられた 4 本の弾性変形可能な変動チューブと、各変動チューブに一端部が連通固定されている送気チューブと、それらを覆う膨張又は収縮が可能な外皮とで構成されている。内視鏡可撓管部の外周面に、螺旋状に巻回して設けられた 4 本の軟性チューブにコンプレッサの圧縮気体が 4 つの圧力制御弁を通過して供給される。これらの圧力制御弁は、各圧力制御弁の開閉を制御する制御回路とそれぞれ電氣的に接続されており、この制御回路からの信号に基づいて開閉動作の制御が順次行われる。

50

【0007】

従って、制御回路装置の制御の下で、コンプレッサからの圧縮気体の送気を圧力制御弁の開閉を繰り返し行うことによって、4本の変動チューブが内視鏡の先端側より基端側へ膨張又は収縮して変動部表面上にあたかも波が伝搬するような動きを変動部が行う。この動きにより、操作性に優れ、腸管の屈曲状態やたるみ状態をとって、大腸への内視鏡の挿入部の挿入を容易にすることができるようになっている。

【0008】

その結果、術者は、この大腸挿入機器を使用することにより大腸など体腔内の内視鏡検査の際、挿入補助具への手動による一連の操作を繰り返し行う必要がなくなり術者にかかる負担が軽減された。

10

【特許文献1】特開平7-79909

【特許文献2】特開平11-9545

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかし、上述した大腸挿入機器は、4本の変動チューブを瞬時に膨張させるために吐出圧の大きいコンプレッサと、各々の変動チューブの基端側に複数の圧力制御弁と、さらに、この複数の圧力制御弁を制御するため複雑な制御回路とを有する空圧制御装置も必要とする問題があった。

【0010】

20

よって、本発明は、このような問題に鑑みてなされたものであって、吐出圧の大きなコンプレッサ、複数の圧力制御弁、及び複数の圧力制御弁を制御するための複雑な制御回路を必要とせず、簡単な構成の内視鏡挿入補助装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の内視鏡挿入補助装置は、内視鏡挿入部を挿通可能な第1の貫通孔と、該第1の貫通孔の周囲に、前記第1の貫通孔に沿って設けられた第2の貫通孔とを有する軟性の可撓管と、流体供給源からの流体を入力として、前記第2の貫通孔に供給する流体の出力を制御する制御弁と、該制御弁に対して、前記第2の貫通孔への流体を断続的に吐出させるため、前記制御弁に制御信号を供給する制御手段とを有する。

30

【発明の効果】

【0012】

本発明に係る内視鏡挿入補助装置によれば、吐出圧の大きなコンプレッサ等を必要とせず、簡単な構成の内視鏡挿入補助装置を実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

(第1の実施の形態)

図1は、第1の実施の形態に係る大腸や小腸などの体腔内に挿入される内視鏡装置1の構成例を示す構成図である。

【0014】

40

この内視鏡装置1は、内視鏡2と、照明光を供給する光源装置3と、図示しない撮像素子を駆動させる電気信号及び撮像素子から伝送された電気信号により映像信号を生成するビデオプロセッサ4と、この映像信号を受けて内視鏡画像を表示する表示装置であるモニタ5とから構成される。

【0015】

内視鏡2は、体腔内に挿通される挿入部6と、この挿入部6の基端側に位置する把持部7a、アングルノブ7b及びリモートスイッチ7cを備えた操作部7と、この操作部7の側部から延出するユニバーサルコード8とで構成される。このユニバーサルコード8の基端部には、光源装置3に脱着自在に接続される内視鏡コネクタ8aが設けられている。この内視鏡コネクタ8aからは、ビデオプロセッサ4に接続される電気コネクタ9aを有する

50

電気ケーブル 9 が延出している。操作部 7 のリモートスイッチ 7 c は、図示しない撮影装置のレリーズの指示などをするためのスイッチである。

【0016】

挿入部 6 は、先端側から順に接続された先端硬質部 1 1、湾曲部 1 2 及び可撓管部 1 3 とから構成されている。

【0017】

図 2 は、内視鏡挿入補助装置 2 9 の構成例を示す図である。図 2 は、内視鏡挿入補助装置 2 9 の全体構成を示す概略図であり、図 3 は、内視鏡挿入補助装置 2 9 の軟性の管であるマルチルーメンチューブ 1 4 の詳細を示す構造説明図である。

【0018】

図 2 に示すように、内視鏡挿入補助装置 2 9 は、空圧制御装置 3 0 と、内視鏡 2 の挿入部 6 を装着可能で弾性変形可能な軟性の管であるマルチルーメンチューブ 1 4 とを有し、送気チューブ 2 8 c を介して空圧制御装置 3 0 とマルチルーメンチューブ 1 4 とは気密状態で連結されている。

【0019】

図 2 に示すように空圧制御装置 3 0 は、流体供給源であるコンプレッサ 1 9 と、流体の圧力を調整するレギュレータ 1 8 と、流体の送出及び停止を制御する圧力制御弁 1 7 と、この圧力制御弁 1 7 に対して電氣的な制御信号を供給するパルス発生回路 2 1 とを有する。

【0020】

コンプレッサ 1 9 とレギュレータ 1 8 の間及びレギュレータ 1 8 と圧力制御弁 1 7 との間は、各々送気チューブ 2 8 a 及び 2 8 b によって、気密状態に連結されている。

【0021】

マルチルーメンチューブ 1 4 は、内視鏡 2 の挿入部 6 の長さとはほぼ同じ長さを有する軟性の可撓性の高い、例えばエラストマ、合成ゴム、シリコンゴム等からなるチューブである。

【0022】

図 3 は、第 1 の貫通孔 1 5 および第 2 の貫通孔 1 6 を有するマルチルーメンチューブ 1 4 を説明するための図である。

【0023】

図 3 に示すように、マルチルーメンチューブ 1 4 は、内視鏡 2 の挿入部 6 を挿入するための両端が開放されている第 1 の貫通孔 1 5 と、第 1 の貫通孔 1 5 を形成するチューブ肉部 1 4 a 内に第 1 の貫通孔 1 5 を囲むように配列される複数の、ここでは 8 つの第 2 の貫通孔 1 6 と、を有している。このマルチルーメンチューブ 1 4 は、内視鏡 2 の挿入部 6 を挿入するための第 1 の貫通孔 1 5 を有する薄肉のチューブである。

【0024】

第 1 の貫通孔 1 5 と 8 つの第 2 の貫通孔 1 6 は、マルチルーメンチューブ 1 4 の軸方向に平行に配置される。第 1 の貫通孔 1 5 は、マルチルーメンチューブ 1 4 の基端部 2 7 の側から内視鏡 2 の挿入部 6 を挿入し、マルチルーメンチューブ 1 4 の先端部 2 2 の側に内視鏡 2 の挿入部 6 の先端硬質部 1 1 に設けられた図示しない対物レンズなどによって観察部位を観察できるように両端で開放されている。

【0025】

8 つの第 2 の貫通孔 1 6 は、マルチルーメンチューブ 1 4 のチューブ肉部 1 4 a の先端部 2 2 の先端面にて各々開口している。

【0026】

マルチルーメンチューブ 1 4 の基端部 2 7 のチューブ肉部 1 4 a の内部は、第 2 の貫通孔 1 6 の基端側の各開口は連通し、かつ各開口が圧力制御弁 1 7 に接続される送気チューブ 2 8 c にも連通するように構成されている。

【0027】

次に、図 4 に示すマルチルーメンチューブ 1 4 の断面図を参照し、マルチルーメンチュ

10

20

30

40

50

ープ14の構成を詳細に説明する。

【0028】

このマルチルーメンチューブ14は、第1の貫通孔15を囲むように長手方向に沿って8つの細長な第2の貫通孔16a、16b、16c、16d、16e、16f、16g及び16h（以下、まとめて第2の貫通孔16ということもある。）がチューブ肉部14aの内に設けられるように構成されている。第2の貫通孔16は、チューブ肉部14aの内部において、マルチルーメンチューブ14の外周面寄りに設けられている。各第2の貫通孔16のマルチルーメンチューブ14の外周面側の肉厚は、0.1mmから0.7mmである。言い換えると、マルチルーメンチューブ14は、チューブ肉部14a内に複数の第2の貫通孔16が設けられ、かつ各第2の貫通孔16の、第1の貫通孔15とは反対側の壁部の肉厚が薄く構成された、円筒形状をしたチューブである。言い換えると、各第2の貫通孔16の、第1の貫通孔15とは反対側の薄い部分（以下、薄肉部という）が、8つの第2の貫通孔16に対応して、マルチルーメンチューブ14の外周に設けられている。図3に示すように、マルチルーメンチューブ14のチューブ肉部14aは、これら第2の貫通孔16夫々に対応する薄肉部20a、20b、20c、20d、20e、20f、20g及び20h（以下、まとめて薄肉部20ともいう。）を有する。

10

また、第1の貫通孔15の内径は、内視鏡2の挿入部6の外径より所定の量、例えば0.3mmから2mm程度小さくなっている。よって、マルチルーメンチューブ14の第1の貫通孔15の内周面、つまりマルチルーメンチューブ14の内径側の表面は、弾性体であるシリコンゴム等が弾性変形することによって内視鏡2の挿入部6の外周面と密着する。

20

【0029】

従って、マルチルーメンチューブ14の薄肉部20a、20b、20c、20d、20e、20f、20g及び20hは、夫々の第2の貫通孔16内に気体である空気が送気されることによって第2の貫通孔16が膨張するとき、マルチルーメンチューブ14の外周側の表面が膨らんで変形するような、薄い肉厚を有する。

【0030】

次に、第1の実施の形態に係る内視鏡挿入補助装置29の動作について説明する。

【0031】

図2に示すように、コンプレッサ19から出力される流体である圧縮空気は、送気チューブ28aを通して、レギュレータ18に供給される。レギュレータ18は、所定の値、例えば、締め切り圧0.2Pa設定されている。よって、レギュレータ18から圧縮空気は、その所定の圧力、例えば、0.2Paに調整されて出力されている。レギュレータ18から出力される圧縮空気は、送気チューブ28bを通して、圧力制御弁17に供給される。この圧力制御弁17に送られた圧縮空気は、圧力制御弁17と電氣的に接続されているパルス発生回路21からの制御信号によって圧力制御弁17の内部にある弁が開状態になったとき、送気チューブ28cを通して基端部27内に供給される。この供給された圧縮空気は、上述したように、基端部27内において連通している8つの第2の貫通孔16の各開口を通して、第2の貫通孔16の夫々の管路内に送りこまれる。

30

【0032】

パルス発生回路21は、圧力制御弁17の弁の開閉を制御する制御信号を発生する。具体的には、その制御信号は、連続した断続的なパルス信号である。そのパルス信号の例を図5に示す。図5に示すように各パルス信号は矩形波信号であり、例えば、148msec（ミリ秒）の一定周期で圧力制御弁17の弁の開閉を繰り返すように連続して圧力制御弁17へ出力するように、パルス発生回路21は出力制御を行う。図5は、このパルス発生回路21により圧力制御弁17を開閉を制御する制御信号の波形を示す図である。図5において、パルス信号がHIGHのとき圧力制御弁17は開となり、パルス信号がLOWのとき圧力制御弁17は閉となる。

40

【0033】

詳述すれば、パルス発生回路21からの制御信号がLOWとなって圧力制御弁17内部の弁が開状態のとき、上記0.2Paに圧力が調整された圧縮空気の送気チューブ28c

50

への供給が、74 msecの間、停止され、圧縮空気は送気チューブ28cに吐出されない。そして、パルス発生回路21からの制御信号がHIGHとなって圧力制御弁17内部の弁が開状態のとき、0.2 Paに圧力が調整された圧縮空気の送気チューブ28cへの供給が、74 msecの間、吐出され、圧縮空気は送気チューブ28cに吐出される。ここでは、HIGHとLOW状態が、74 msecで繰り返される制御信号が、圧力制御弁17に供給されている。

【0034】

圧力制御弁17は、パルス発生回路21から148 msec周期で駆動信号が供給されることによって、内部の弁の連続開閉動作を行う。よって、送気チューブ28cに送り込まれる圧縮空気の吐出及び停止は、圧力制御弁17の弁の開閉動作により連続して繰り返

10

【0035】

次に、送気チューブ28cへ吐出された圧縮空気は、マルチルーメンチューブ14の第2の貫通孔16の夫々に基端部27を通して吐出される。第2の貫通孔16は、夫々、チューブ肉部14aの外周面側寄りに設けられているので、第2の貫通孔16の夫々の内部に吐出された圧縮空気の圧力によって、各第2の貫通孔16に対応する薄肉部20が、マルチルーメンチューブ14の外周面側に膨張し、さらに収縮して元に戻るといった変形を繰り返す。

【0036】

より具体的に説明すれば、パルス発生回路21からの制御信号がHIGHとなって圧力制御弁17内部の弁が開状態になると、0.2 Paの圧力に調整された圧縮空気は、送気チューブ28cを通して、基端部27内の各第2の貫通孔16へ分配されて供給される。夫々の第2の貫通孔16a、16b、16c、16d、16e、16f、16g及び16hは、吐出された圧縮空気の圧力によって膨張し、チューブ肉部14aの外周側寄りに設けられた弾性体であるシリコンゴム等からなる薄肉部20a、20b、20c、20d、20e、20f、20g及び20hの弾性変形によって、74 msecの間、マルチルーメンチューブ14の外周面側に同時に膨張する。

20

【0037】

次に、パルス発生回路21からの制御信号がLOWとなって圧力制御弁17内部の弁が閉状態になると、マルチルーメンチューブ14の各第2の貫通孔16へ74 msecの間、圧縮空気を送り込むことを停止される。よって、夫々の第2の貫通孔16a、16b、16c、16d、16e、16f、16g及び16hは、圧縮空気の送気の停止によって、マルチルーメンチューブ14の外周側に膨張している弾性体であるシリコンゴム等からなる夫々の薄肉部20は同時に元の状態に戻る。

30

【0038】

そして、パルス発生回路21の制御の下で、148 msecの周期で圧力制御弁17の開閉動作が連続して繰り返される。この連続した開閉動作に応じて、各薄肉部20は、膨張及び収縮を繰り返す。よって、マルチルーメンチューブ14の表面上においては、各薄肉部20が74 msecの間、膨張又は収縮することによって変形する。

40

【0039】

圧縮空気は、圧力制御弁17の開閉を繰り返すことにより、マルチルーメンチューブ14の基端部27側から先端部22側へ各第2の貫通孔16の内部を進行し先端部22の開口部より放出される。よって、マルチルーメンチューブ14の表面上には、凹凸が繰り返される波、すなわち弾性表面波が生じる。言い換えると、この表面弾性は、マルチルーメンチューブ14の表面上に生じた凹凸は、進行波として励起された弾性表面波である。

【0040】

以上のように、流体圧縮源のコンプレッサ19より送気された圧縮空気は、送気チューブ28aを通してレギュレータ18供給される。レギュレータ18は、例えば、圧縮空気を0.2 Paの圧力に調整し、送気チューブ28bを通して圧力制御弁17に供給する。

50

この圧力制御弁 17 は、パルス発生回路 21 が出力する制御信号、ここでは矩形波信号に応じて、その弁の開閉を連続的に繰り返す。圧力制御弁 17 の開閉動作によって、予め決められた周期、ここでは 148 msec の周期で、送気チューブ 28 c を通ってマルチルーメンチューブ 14 の基端部 27 で連通する複数の、ここでは 8 つの第 2 の貫通孔 16 へ圧縮空気の吐出及び停止が行われる。これら第 2 の貫通孔 16 に吐出された圧縮空気は、夫々の第 2 の貫通孔 16 を通ってマルチルーメンチューブ 14 の基端部 27 から先端部 22 へ進行し、先端部 22 の開口から吐出される。その際、夫々の第 2 の貫通孔 16 に対応する薄肉部 20 は、吐出される圧縮空気の圧力に応じて、マルチルーメンチューブ 14 の外周側に圧縮空気の進行に合わせて膨張変形する。また、夫々の膨張変形した薄肉部 20 は、圧力制御弁 17 が閉じられることによって所定の時間で、ここでは 74 msec の時間で、各第 2 の貫通孔 16 内部の圧力が低下し収縮して元に戻る。

10

【0041】

そして、パルス発生回路 21 の連続して繰り返される HIGH 又は LOW の制御信号により制御される圧力制御弁 17 内部の弁の開閉動作により、圧力制御弁 17 に送り込まれた圧縮空気の吐出又は停止が連続して繰り返される。マルチルーメンチューブ 14 の外周面側の夫々の薄肉部 20 は、圧縮空気の吐出及び停止に応じて膨張及び収縮は繰り返されるので、薄肉部 20 の連続した凹凸部が、基端部 27 から先端部 22 へ進行する。

【0042】

その結果、夫々の薄肉部 20 の弾性変形によって、マルチルーメンチューブ 14 の外周面に凹凸が励起され、その凹凸が基端部 27 から先端部 22 へ進行するように、マルチルーメンチューブ 14 の表面に弾性表面波が励起される。すなわち、マルチルーメンチューブ 14 の外周面上は、あたかも波を打ったように連続した凹凸が励起する。

20

【0043】

よって、マルチルーメンチューブ 14 の外周表面上に励起された弾性表面波により、体腔内の大腸あるいは小腸粘膜が手繰り寄せられることによって、内視鏡 2 の挿入部 6 の大腸などの体腔内への挿入が容易となる。

【0044】

また、圧力制御弁 17 を駆動させるパルス発生回路 21 からの制御信号の制御波形によっては、大腸あるいは小腸粘膜などの体腔内の表面を手繰り寄せるだけでなく、体腔内の表面とマルチルーメンチューブ 14 の外周面との間の摩擦抵抗を低減することができる。その結果、体腔とマルチルーメンチューブ 14 との間の摩擦抵抗が軽減されるので、術者は挿入部 6 を体腔内に押し込めば比較的容易に内視鏡 2 の挿入部 6 を大腸などの体腔に挿入できる。いずれにしても、内視鏡 2 の挿入部 6 は、大腸や小腸などの体腔の深部挿入が容易になる。

30

【0045】

さらにまた、本実施の形態に係わる内視鏡挿入補助装置 29 は、複数の圧力制御弁 17 に送気するための強力なコンプレッサ 19 を必要としないため、装置自体の軽量かつ小型化が実現できる。

【0046】

つまり、第 1 の実施の形態によれば、コンプレッサ 19 と、レギュレータ 18 と、パルス発生回路 21 と、圧力制御弁 17 と、それらを介する送気チューブ 28 とで構成される空圧制御装置 30 のと、マルチルーメンチューブ 14 とからなる、簡単な構成により、内視鏡挿入補助装置を実現することができる。

40

【0047】

(第 2 の実施の形態)

図 6 と図 7 は、第 2 の実施の形態を説明するための図である。第 1 の実施の形態と同じ構成要素については、同一の符号を付し説明は省略する。

【0048】

図 6 は、曲がり検出センサ 24 を有するマルチルーメンチューブ 14 の断面を示す断面図である。

50

【0049】

この図6に示すように、マルチルーメンチューブ14のチューブ肉部14aには、8つの第2の貫通孔16a、16b、16c、16d、16e、16d、16g及び16h(16cから16dは図示しない。)と平行に光ファイバからなる複数の、ここでは8つの曲がり検出センサ24a、24b、24c、24d、24e、24d、24e及び24f(以下、まとめて曲がり検出センサ24ということもある。また、24cから24dは図示しない。)が設けられるように、マルチルーメンチューブ14は構成されている。

【0050】

図7は、曲がり検出センサ24のためのセンサ回路25を含む内視鏡挿入補助装置29の構成例を示す図である。

10

【0051】

図7に示すように、空圧制御装置30は、流体供給源であるコンプレッサ19と、流体の圧力を調整するレギュレータ18と、流体の送出及び停止を制御する圧力制御弁17と、この圧力制御弁17に対して電気的な制御信号を供給するパルス発生回路21と、曲がり検出センサ24からのセンサ信号を検知するセンサ回路25と、このセンサ回路25からの電気信号に基づいてパルス発生回路21へのパルス周期調整信号を供給する周期可変制御装置26とを有する。センサ回路25は、チューブ肉部14aの8つの光ファイバである曲がり検出センサ24と、光パルスを各光ファイバへ供給するための光ファイバケーブル24aにより接続されている。

【0052】

センサ回路25は、曲がり検出センサ24である複数の光ファイバ内へ光ファイバケーブル24aを介し光を入射する光源と、かつ入射した光の反射光を検出する受信センサを有する。センサ回路25は、反射光の光損失量、曲げによる光損失量等に基づいて、光ファイバの曲がり状態を検出することができる。

20

【0053】

周期可変制御装置26は、パルス周期調整信号の自動チューニングを行い、パルス発生回路21へ自動チューニングされたパルス周期調整信号のフィードバックをかける。

【0054】

図6に示すように、曲がり検出センサ24の光ファイバは、チューブ肉部14a内において、各第2の貫通孔16の間であって、マルチルーメンチューブ14の内周面側に設けられている。

30

【0055】

次に、第2の実施の形態による内視鏡挿入補助装置29の動作について説明する。

【0056】

図7に示すように、センサ回路25は、曲がり検出センサ24である光ファイバへ、例えば光パルスを入射し、その反射光の損失、曲げによる損失を検知する。つまり、センサ回路25の光源から入射した光パルスは、光ファイバケーブル24aを通過してマルチルーメンチューブ14の曲がり検出センサ24へ入射され、内視鏡2の挿入部6の湾曲状態によって減衰された光パルスの反射光がセンサ回路25へ供給される。

【0057】

次に、例えば、この曲がりセンサ24の曲がり状態の測定は、センサ回路25によって検知された光パルスの減衰である光損失量等の変化に基づいて行われる。

40

【0058】

センサ回路25は、曲がり検出センサ24からの反射光である光パルスの減衰量に応じたセンサ出力信号を、周期可変制御装置26に供給する。このセンサ出力信号を受信した周期可変制御装置26は、そのセンサ出力信号に応じて、パルス信号の周期を変更するため周期変更信号をパルス発生回路21へ供給する。

【0059】

次に、パルス発生回路21は、周期可変制御装置26からの供給された周期変更信号である周期制御信号を、圧力制御弁17へ供給する。よって、圧力制御弁17は、パルス発

50

生回路 2 1 からの制御信号によって、この駆動信号と連動する圧力制御弁 1 7 内部の弁の連続した断続的な開閉動作を行う。

【 0 0 6 0 】

従って、この圧力制御弁 1 7 から第 2 の貫通孔 1 6 に供給される圧縮空気は、内視鏡 2 の挿入部 6 に装着されたマルチルーメンチューブ 1 4 の湾曲状態に応じて生成されたパルス発生回路 2 1 からの制御信号に基づいて開閉動作された圧力制御弁 1 7 から出力される空気である。

【 0 0 6 1 】

以上のように、第 2 の実施の形態によれば、第 1 の実施の形態の効果に加えて、内視鏡 2 の挿入部 6 に装着されたマルチルーメンチューブ 1 4 の湾曲状態に応じて、より適切な
10 周期に、パルス信号の周期を変更することによって、より効率的に大腸など体腔の深部へ内視鏡 2 の挿入部 6 を装着したマルチルーメンチューブ 1 4 を容易に挿入することができる。

【 0 0 6 2 】

また、術者は、内視鏡 2 の挿入部 6 に装着したマルチルーメンチューブ 1 4 の湾曲状態に応じて、パルス発生回路 2 1 の駆動波形の周期を手動で変更しなくて済むので効率的な
診察などができる。

【 0 0 6 3 】

なお、曲がり検出センサ 2 4 は、内視鏡 2 の挿入部 6 の湾曲によって抵抗が変化する抵抗線
20 を埋め込んでいるものでもよい。さらに、この曲がり検出センサ 2 4 の数は 8 つに限定されることは無く、任意の複数の数でも良い。

【 0 0 6 4 】

さらに、上述した第 1 及び第 2 の実施の形態では、マルチルーメンチューブ 1 4 は、内
30 視鏡 2 の挿入部 6 の長さと同じ例で説明したが、マルチルーメンチューブ 1 4 は、内視鏡 2 の湾曲部 1 2 の作動性を妨げないように内視鏡 2 の先端硬質部 1 1、湾曲部 1 2 は覆わず可撓管部 1 3 のみを覆うように挿入部 6 に装着するようにしてもよい。具体的には、可撓管部 1 3 の先端側の作動性を良くしたい場合は、マルチルーメンチューブ 1 4 の先端部 2 2 を可撓管部 1 3 だけを覆うように内視鏡 2 の挿入部 6 の長手方向に対し基端側にずらして装着する。こうすることによって、内視鏡 2 の先端硬質部 1 1 及び湾曲部 1 2 の作動性は向上する。

【 0 0 6 5 】

さらにまた、上述した第 1 及び第 2 の実施の形態では、マルチルーメンチューブ 1 4 の
40 第 1 の貫通孔 1 5 の先端部は、開口していたが、マルチルーメンチューブ 1 4 に設けられる第 1 の貫通孔 1 5 の先端部 2 2 は、開放されていなくてもよい。すなわち、この第 1 の貫通孔 1 5 の先端部 2 2 は、ポリカーボネートなどの透明な部材で気密密閉するようにしてもよい。その際、内視鏡 2 の挿入部 6 に設けられる治療などに必要な、例えば図示しない鉗子口、図示しない吸引口、図示しない送気・送水ノズルを、マルチルーメンチューブ 1 4 に設けることとする。よって、内視鏡 2 の挿入部 6 は、第 1 の貫通孔 1 5 の先端部 2 2 が密閉されているため、洗浄消毒が不要となる。その結果、マルチルーメンチューブ 1 4 をシングルユース（単回使用）、すなわち Disposable にして使い分ければ、内
40 視鏡 2 の挿入部 6 の洗浄及び消毒を行わなくても、このマルチルーメンチューブ 1 4 の交換だけで、術者は同じ内視鏡 2 を使った検査を直ぐに行うことができる。

【 0 0 6 6 】

（第 3 の実施の形態）

第 3 の実施の形態では、挿入部 6 を有する内視鏡装置 1 に代えてカプセル型内視鏡医療
装置が、本発明に係る内視鏡挿入補助装置 2 9 と共に使用される例である。カプセル型医療装置の構成要素については、図面を使用せず以下、簡単に説明する。

【 0 0 6 7 】

カプセル型医療装置は、患者の体腔内を通過中に外部の駆動装置と電波による信号の受
50 送信を行い、この駆動装置の制御の下で検査、治療又は処置が可能な医療システムを構成

する。このカプセル型医療装置は、例えば人体内の体腔管路内の目的部位まで到達可能なカプセル型内視鏡35を有する。通常、カプセル型内視鏡35は、診察などの際、口腔より人体へ挿入され、人体の体腔である食道、胃、大腸又は小腸などの診断、治療又は検査に使用される。このカプセル型内視鏡35は、内視鏡2のような挿入部6は有しておらず、長さ50mm程度の軟性の管状の挿入部であり、その軟性の管の片端面に体腔内を撮影するためのレンズ部と、LEDによる照明部を有する。

【0068】

本実施の形態では、上述のカプセル型内視鏡装置を使用し、このカプセル型内視鏡35によって大腸や小腸の深部へ挿入することにより、体腔内の診察などが行われる。本実施の形態に使用される内視鏡挿入補助装置29のマルチルーメンチューブ14は、先端部22の先端面が開放しており、カプセル型内視鏡35が大腸・小腸深部の目的部位に到達できる程度の長さを有する構成とする。また、第1の貫通孔15の内径は、カプセル型内視鏡35の外径より所定の量、例えば0.3mmから2mm程度小さくなっている。よって、マルチルーメンチューブ14の第1の貫通孔15の内径面、つまりマルチルーメンチューブ14の内径側の表面は、弾性体であるシリコンゴム等が弾性変形することによってカプセル内視鏡35の外周面と密着することができる。

10

【0069】

次に第3の実施の形態によるカプセル型内視鏡装置を使用する内視鏡挿入補助装置29の動作について説明する。

【0070】

挿入部であるカプセル型内視鏡35は、マルチルーメンチューブ14の先端部22の第1の貫通孔15内に挿入するように実装される。図8は、先端部22にカプセル型内視鏡35を載置したマルチルーメンチューブ14を説明するための図である。カプセル型内視鏡35が搭載されたマルチルーメンチューブ14の先端部22は、第1の実施の形態において説明した方法によって、大腸もしくは小腸の深部まで挿入される。そして、マルチルーメンチューブ14の先端部22に実装されたカプセル型内視鏡35は、外部にある駆動装置により無線によって操作される。

20

【0071】

カプセル型内視鏡35のレンズ部内にある例えば、CCDカメラなどによって撮影される映像信号は、外部にある駆動装置に無線によって送信される。体腔内部の映像は、駆動装置と電氣的に接続される表示装置、例えばモニタによって表示される。

30

【0072】

従って、本実施の形態によれば、内視鏡挿入補助装置29は、挿入部6を持たないカプセル型内視鏡35にも利用することができる。また、第1の実施の形態での内視鏡2の挿入部6に相当する部分が、カプセル型内視鏡35自体の長さが例えば50mmであるため、マルチルーメンチューブ14の第1の貫通孔15は、先端部22の端面より50mmのみカプセル内視鏡35の外周表面と密着される。つまり、マルチルーメンチューブ14の第1の貫通孔15の内部において、カプセル型内視鏡35が実装されていない部分は空洞となっている。なお、カプセル型内視鏡35の長さに合わせて、マルチルーメンチューブ14の長さを50mmから100mm程度にしても良い。

40

【0073】

以上のように、第3の実施の形態によれば、第1の実施の形態の効果に加えて、カプセル型内視鏡35を実装するマルチルーメンチューブ14は、大腸や小腸深部まで容易に挿入でき、かつ容易に体外へ抜去することができるので、術者の作業効率を高め、かつ患者への負担も軽減することができる。また、カプセル型内視鏡35の外径によっては、マルチルーメンチューブ14自体の外径も小さくできる。つまり、マルチルーメンチューブ14の軽量かつ小型化が実現できる。

【0074】

さらに、カプセル型内視鏡35は、大腸や小腸深部の検査などの際、通常の使用である口腔より人体へ挿入をする必要が無くなる。従って、この口腔より挿入されたカプセル型

50

内視鏡が、大腸や小腸深部に到達するまでの時間短縮が実現できる。

【0075】

さらにまた、通常の使用によるカプセル型内視鏡35は、大腸や小腸の蠕動運動により肛門付近まで移動するため、大腸や小腸の目的部位の観察は大腸や小腸の蠕動運動に委ねられ、術者は詳細な検査等が困難であり、かつカプセル型内視鏡35のレンズ部がどの方向を向いているのかの判断も困難である。第3の実施の形態によるカプセル型内視鏡35の使用によって、術者は、大腸や小腸の目的部位の観察がマルチルーメンチューブ14の操作によって容易になり、かつカプセル型内視鏡35のレンズ部の方向も容易に判断できる。

【0076】

以上、3つの実施の形態について説明したが、次のような変形も可能である。

【0077】

第2の貫通孔16は、上述したマルチルーメンチューブ14では、先端部22の先端面の開口に連通していたが、先端部22において閉鎖しているすなわち開口に連通していないようにしても良い。その場合、パルス発生回路21の制御により圧力制御弁17から第2の貫通孔16に送り込まれる0.2Paの圧縮空気によって、閉じられた先端部22の端面に衝突して起こる反射波との干渉により弾性表面波が励起される。また、第2の貫通孔16に送り込まれた流体である圧縮空気は、内視鏡2の挿入部6の先端部22で開放しないので、大腸や小腸などの体腔内が膨れることによる内視鏡2の挿入部6の挿入の弊害を防ぐことができる。この場合、送気チューブには、各第2の貫通孔16の内部に送り込まれた圧縮空気が先端部22の端面に衝突して戻る空気が抜けるための孔が設けられる。

【0078】

また、図9に示すように、マルチルーメンチューブ14のチューブ肉部14aに第2の貫通孔16と連通する戻り管路23を設置しても良い。図9は、この戻り管路23を有するマルチルーメンチューブ14の断面図である。マルチルーメンチューブ14の戻り管路23は、第2の貫通孔16とマルチルーメンチューブ14の先端部22内で連通し、この第2の貫通孔16と平行にマルチルーメンチューブ14の長手方向に配置され、基端部27に設けられた開口において開放されている。パルス発生回路21の制御信号に基づいて圧力制御弁17から第2の貫通孔16内に送り込まれる圧縮空気は、進行波の送気となりマルチルーメンチューブ14の表面に進行波の弾性表面波を励起し戻り管路23の基端部27の開口から放出する。

【0079】

さらに、マルチルーメンチューブ14の第2の貫通孔16は、第1の貫通孔15に対し、平行に配置しなくてもよい。図10に示すように、例えば、第2の貫通孔16を、第1の貫通孔15を囲むようにマルチルーメンチューブ14の長手方向へ沿って螺旋状に巻回する配置のようにしても良い。

【0080】

さらにまた、図11に示すように、マルチルーメンチューブ14に設けられる第2の貫通孔は、1つであっても良い。すなわち、第2の貫通孔は、図4に示すように8つに分離しておらず、第1の貫通孔15の周囲に配置した一つの第2の貫通孔16Aでもよい。この第2の貫通孔16Aを一つにすることにより、圧力制御弁17と接続する送気チューブ28cと第2の貫通孔16Aとを連通する構成が簡単になる。なお、第2の貫通孔16の数は、8つ若しくは一つに限定されることはない。

【0081】

また、パルス発生回路21は、挿入臓器の硬さなどに応じてパルス信号の周期の設定ができる図示しない周期変更スイッチと、その周期変更スイッチによって設定された周期のパルス信号を発生するパルス発生回路21を制御するための制御回路を備えるものでも良い。このようにすれば、挿入臓器の硬さなどに応じて、パルス信号の周期を可変とすることができる。

【0082】

10

20

30

40

50

さらに、レギュレータ 18 も、挿入臓器の内径などに応じて設定圧の設定ができる締め切り圧変更スイッチと、その締め切り圧変更スイッチによって設定された設定圧になるようにレギュレータ 18 を制御するための制御回路を備えるものでも良い。このようにすれば、挿入臓器の内径などに応じて、圧縮空気の圧力を可変とすることができる。

【0083】

さらにまた、送気チューブ 28c に送り込む流体の圧力変化は、矩形的に変化するものに限定されるものでなく、パルス発生回路 21 からの制御信号を、例えば三角波、正弦波等のパルス信号とすることによって、三角波的に、正弦波的に等、種々の形状に変化させるようにしても良い。

【0084】

以上説明した実施の形態の構成から、次の付記項記載の構成に特徴がある。

【0085】

(付記項)

(付記項 1)

内視鏡挿入部を挿通可能な第 1 の貫通孔と、該第 1 の貫通孔の周囲に、前記第 1 の貫通孔に沿って設けられた第 2 の貫通孔とを有する軟性の可撓管と、

流体供給源からの流体を入力として、前記第 2 の貫通孔に供給する流体の出力を制御する制御弁と、

該制御弁に対して、前記第 2 の貫通孔へ前記流体供給源からの流体を断続的に吐出させるため、パルス状の制御信号を前記制御弁に供給する制御手段とを有することを特徴とする内視鏡挿入補助装置。

【0086】

(付記項 2)

前記軟性の可撓管内の前記第 2 の貫通孔は、複数に設けられていることを特徴とする付記項 1 記載の内視鏡挿入補助装置。

【0087】

(付記項 3)

前記軟性の可撓管内の前記第 2 の貫通孔は、前記軟性の可撓管の全周に渡って囲むよう配置されたことを特徴とする付記項 1 記載の内視鏡挿入補助装置。

【0088】

(付記項 4)

前記軟性の可撓管内の前記第 2 の貫通孔は、前記軟性の可撓管の先端部において開放されていることを特徴とする付記項 1 から付記項 3 のいずれかに記載の内視鏡挿入補助装置。

【0089】

(付記項 5)

前記軟性の可撓管内の前記第 2 の貫通孔は、前記軟性の可撓管の先端部において閉鎖されていることを特徴とする付記項 1 から付記項 3 のいずれかに記載の内視鏡挿入補助装置。

【0090】

(付記項 6)

前記軟性の可撓管は、前記第 2 の貫通孔の先端部に連通する戻り流路を有し、その戻り流路は、基端部において開放されていることを特徴とする付記項 5 記載の内視鏡挿入補助装置。

【0091】

(付記項 7)

前記軟性の可撓管の材質は、エラストマーであることを特徴とする付記項 1 から付記項 6 のいずれかに記載の内視鏡挿入補助装置。

【0092】

(付記項 8)

10

20

30

40

50

前記軟性の可撓管の材質は、合成ゴムであることを特徴とする付記項 1 から付記項 6 のいずれかに記載の内視鏡挿入補助装置。

【0093】

(付記項 9)

前記軟性の可撓管の材質は、シリコンゴムであることを特徴とする付記項 1 から付記項 6 のいずれかに記載の内視鏡挿入補助装置。

【0094】

(付記項 10)

前記軟性の可撓管の前記第 2 の貫通孔は、前記第 1 の貫通孔と平行に延出していることを特徴とする付記項 1 から付記項 9 のいずれかに記載の内視鏡挿入補助装置。

10

【0095】

(付記項 11)

前記軟性の可撓管の前記第 2 の貫通孔は、前記第 1 の貫通孔に沿って螺旋状に配置されていることを特徴とする付記項 1 から付記項 9 のいずれかに記載の内視鏡挿入補助装置。

【0096】

(付記項 12)

前記パルス発生回路は、連続して吐出する流体を矩形的な進行波にするため、前記圧力制御弁 17 を駆動させる制御信号は矩形波パルス信号であることを特徴とする付記項 1 から付記項 11 のいずれかに記載の内視鏡挿入補助装置。

【0097】

(付記項 13)

前記第 1 の貫通孔の内径は、その第 1 の貫通孔に挿入される内視鏡の挿入部の外形より小さいことを特徴とする付記項 1 から付記項 12 のいずれかに記載の内視鏡挿入補助装置。

20

【0098】

(付記項 14)

前記第 1 の貫通孔は、前記軟性の管の先端部において透明体で密閉されていることを特徴とする付記項 1 から付記項 13 のいずれかに記載の内視鏡挿入補助装置。

【0099】

(付記項 15)

内視鏡挿入部は、カプセル型医療装置のカプセル型内視鏡であることを特徴とする付記項 1 から付記項 13 のいずれかに記載の内視鏡挿入補助装置。

30

【図面の簡単な説明】

【0100】

【図 1】第 1 の実施の形態に係る大腸や小腸などの体腔内に挿入される内視鏡装置 1 の構成例を示す構成図である。

【図 2】内視鏡挿入補助装置の構成例を示す図である。

【図 3】第 1 の貫通孔および第 2 の貫通孔を有するマルチルーメンチューブを説明するための図である。

【図 4】第 1 の貫通孔及び 8 つの第 2 の貫通孔を有するマルチルーメンチューブの断面を示す断面図である。

40

【図 5】パルス発生回路により圧力制御弁を開閉制御する駆動信号の波形を示す図である。

【図 6】第 2 の実施の形態に係る、第 1 の貫通孔、複数の第 2 の貫通孔及び複数の曲がり検出センサを有するマルチルーメンチューブを示す断面図である。

【図 7】第 2 の実施の形態に係る、複数の曲がり検出センサを備えたマルチルーメンチューブを有する内視鏡挿入補助装置の構成例を示す図である。

【図 8】第 3 の実施の形態に係る先端部 22 にカプセル型内視鏡を載置したマルチルーメンチューブ 14 を説明するための図である。

【図 9】各実施の形態の変形例に係る第 1 の貫通孔、複数の第 2 の貫通孔及び複数の戻り

50

管路を有するマルチルーメンチューブの断面を示す断面図である。

【図10】各実施の形態の他の変形例に係る第1の貫通孔に沿って螺旋状に配置されている第2の貫通孔を有するマルチルーメンチューブを説明するための図である。

【図11】各実施の形態のさらに他の変形例に係る第1の貫通孔及び一つの第2の貫通孔を有するマルチルーメンチューブの断面を示す断面図である。

【符号の説明】

【0101】

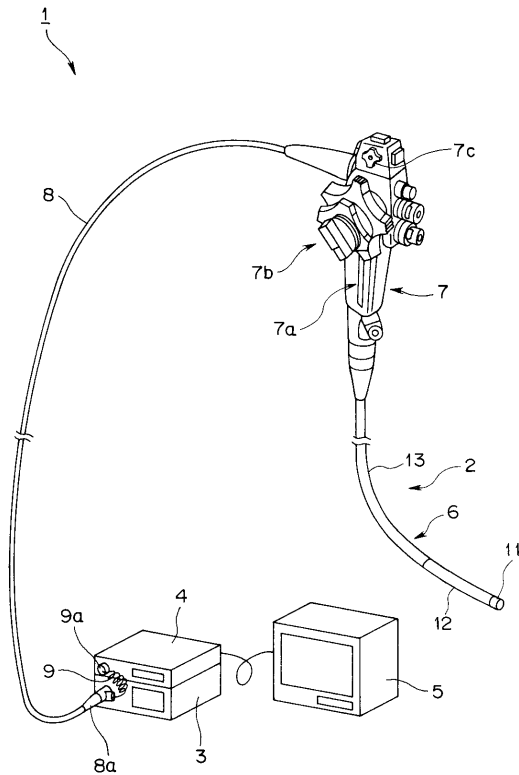
- 1・・・内視鏡装置、2・・・内視鏡、3・・・光源装置、4・・・ビデオプロセッサ、
- 5・・・モニタ、6・・・挿入部、7a・・・把持部、7c・・・リモートスイッチ、
- 7・・・操作部、8・・・ユニバーサルコード、8a・・・内視鏡コネクタ、9・・・電
- 気ケーブル、9a・・・電気コネクタ、11・・・先端硬質部、12・・・湾曲部、13
- ・・・可撓管部、14・・・マルチルーメンチューブ、14a・・・チューブ肉部、15
- ・・・第1の貫通孔、16、16a、16b、16c、16d、16e、16f、16g
- 、16h・・・第2の貫通孔、17・・・圧力制御弁、18・・・レギュレータ、19
- ・・・コンプレッサ、20、20a、20b、20c・・・送気チューブ、21・・・パルス
- 発生回路、22・・・先端部、23・・・戻り管路、24・・・検出センサ、25
- ・・・センサ回路、26・・・周期可変制御装置、27・・・基端部、28、28a、28b
- 、28c・・・送気チューブ、29・・・内視鏡挿入補助装置、30・・・空圧制御装置
- 、35・・・カプセル型内視鏡

代理人 弁理士 伊藤 進

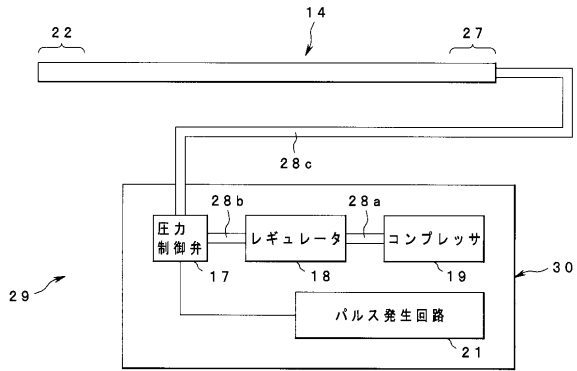
10

20

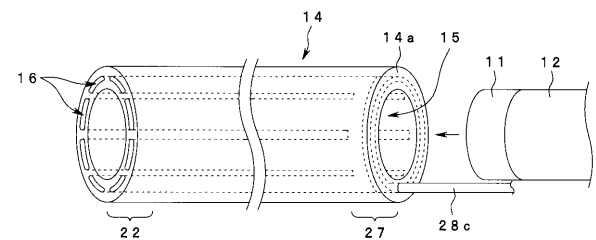
【図1】



【図2】



【図3】



专利名称(译)	内窥镜插入辅助装置		
公开(公告)号	JP2005176941A	公开(公告)日	2005-07-07
申请号	JP2003418727	申请日	2003-12-16
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	鈴木康一 鈴木明		
发明人	鈴木 康一 鈴木 明		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.320.A G02B23/24.A A61B1/00.610 A61B1/01 A61B1/01.511 A61B1/015.513		
F-TERM分类号	2H040/DA03 2H040/DA11 2H040/DA15 2H040/DA17 2H040/DA54 2H040/DA57 4C061/GG24 4C061/JJ17 4C161/GG24 4C161/JJ17		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4504003B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

亲切代码： 本发明提供一种内窥镜插入辅助装置，其能够在检查大肠等体腔内，诊断或治疗时容易地将内窥镜容易地插入大肠和小肠的深部。 一本发明的内窥镜插入辅助装置包括：第一通孔，内窥镜插入部分可插入其中;以及第二通孔，设置在第一通孔周围并沿第一通孔延伸一种控制阀，用于通过使用来自流体供应源的流体作为输入来控制供应到第二通孔的流体的输出;并且控制装置用于向控制阀提供控制信号以间歇地将流体排放到第二通孔。 .The

