

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4885640号
(P4885640)

(45) 発行日 平成24年2月29日(2012.2.29)

(24) 登録日 平成23年12月16日(2011.12.16)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 1/00 320 C

請求項の数 10 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2006-210066 (P2006-210066)
 (22) 出願日 平成18年8月1日 (2006.8.1)
 (65) 公開番号 特開2008-35908 (P2008-35908A)
 (43) 公開日 平成20年2月21日 (2008.2.21)
 審査請求日 平成21年6月12日 (2009.6.12)

(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43番2号
 (74) 代理人 100091351
 弁理士 河野 哲
 (74) 代理人 100088683
 弁理士 中村 誠
 (74) 代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (74) 代理人 100075672
 弁理士 峰 隆司
 (74) 代理人 100109830
 弁理士 福原 淑弘
 (74) 代理人 100084618
 弁理士 村松 貞男

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】内視鏡用挿入補助具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡の挿入部が挿通され、前記挿入部の長手方向への移動をガイドするチューブ体と前記チューブ体に設けられ、前記チューブ体の先端部に流体を供給し、または、前記チューブ体の先端部から流体を排出する給排装置に連通された管路と、前記チューブ体の先端部の外周に前記チューブ体の長手方向に沿って配設されているとともに前記管路に連通し、前記管路を介する流体の供給／排出に応じて膨張／収縮する複数のバルーンとを具備し、前記複数のバルーンがそれぞれ膨張したとき、前記チューブ体の先端側に配設されたバルーンを、そのバルーンよりも基端側に配設されたバルーンよりも大きな外径に膨張させ前記チューブ体の先端側に配設されたバルーンの先端から基端までの長さを、そのバルーンよりも基端側のバルーンの先端から基端までの長さよりも大きくしたことを特徴とする内視鏡用挿入補助具。

【請求項 2】

内視鏡の挿入部が挿通され、前記挿入部の長手方向への移動をガイドするチューブ体と前記チューブ体に設けられ、前記チューブ体の先端部に流体を供給し、または、前記チ

10

20

チューブ体の先端部から流体を排出する給排装置に連通された管路と、

前記チューブ体の先端部の外周に前記チューブ体の長手方向に沿って配設されているとともに前記管路に連通し、前記管路を介する流体の供給／排出に応じて膨張／収縮する複数のバルーンと

を具備し、

前記複数のバルーンがそれぞれ膨張したとき、前記チューブ体の先端側に配設されたバルーンを、そのバルーンよりも基端側に配設されたバルーンよりも大きな外径に膨張させ

前記複数のバルーンには、それぞれ同一の材質を用い、かつ、前記チューブ体の先端側に配設されたバルーンの肉厚が、そのバルーンよりも基端側に配設されたバルーンの肉厚よりも薄肉であることを特徴とする内視鏡用挿入補助具。

【請求項3】

内視鏡の挿入部が挿通され、前記挿入部の長手方向への移動をガイドするチューブ体と

前記チューブ体に設けられ、前記チューブ体の先端部に流体を供給し、または、前記チューブ体の先端部から流体を排出する給排装置に連通された管路と、

前記チューブ体の先端部の外周に前記チューブ体の長手方向に沿って配設されているとともに前記管路に連通し、前記管路を介する流体の供給／排出に応じて膨張／収縮する複数のバルーンと

を具備し、

前記複数のバルーンがそれぞれ膨張したとき、前記チューブ体の先端側に配設されたバルーンを、そのバルーンよりも基端側に配設されたバルーンよりも大きな外径に膨張させ

前記複数のバルーンのうち先端側に配設されたバルーンを、そのバルーンよりも基端側に配設されたバルーンよりも伸縮率の高い材質で形成したことを特徴とする内視鏡用挿入補助具。

【請求項4】

内視鏡の挿入部が挿通され、前記挿入部の長手方向への移動をガイドするチューブ体と

前記チューブ体に設けられ、前記チューブ体の先端部に流体を供給し、または、前記チューブ体の先端部から流体を排出する給排装置に連通された管路と、

前記チューブ体の先端部の外周に前記チューブ体の長手方向に沿って配設されているとともに前記管路に連通し、前記管路を介する流体の供給／排出に応じて膨張／収縮する複数のバルーンと

を具備し、

前記複数のバルーンがそれぞれ膨張したとき、前記チューブ体の先端側に配設されたバルーンを、そのバルーンよりも基端側に配設されたバルーンよりも大きな外径に膨張させ

前記管路は、

前記複数のバルーン内に流体を供給／排出するための給排装置に接続された接続管路と

前記接続管路から分岐して前記複数のバルーンにそれぞれ連通し、各バルーン内に流体を供給／排出する複数のバルーン連通管路と

を備え、

前記バルーン連通管路のうち前記チューブ体の先端側に配設されるバルーンに連通するバルーン連通管路は、そのバルーンよりも基端側に配設されるバルーンに連通するバルーン連通管路よりも、流体に対する抵抗を低くしたことを特徴とする内視鏡用挿入補助具。

【請求項5】

前記バルーン連通管路のうち、前記チューブ体の先端側に配設されるバルーンに連通するバルーン連通管路の断面積を、そのバルーンよりも基端側のバルーンに連通するバルー

10

20

30

40

50

ン連通管路の断面積よりも大きくしたことを特徴とする請求項4に記載の内視鏡用挿入補助具。

【請求項6】

内視鏡の挿入部が挿通され、前記挿入部の長手方向への移動をガイドするチューブ体と

、前記チューブ体に設けられ、前記チューブ体の先端部に流体を供給し、または、前記チューブ体の先端部から流体を排出する給排装置に連通する管路と、

前記チューブ体の先端部に前記チューブ体の長手方向に沿って配設されているとともに前記管路に連通し、前記管路を介する流体の供給／排出に応じて膨張／収縮する複数のバルーンと、

前記複数のバルーンがそれぞれ膨張したとき、前記複数のバルーンのそれぞれの膨張量を、前記チューブ体の先端側に配設されたバルーンが、そのバルーンよりも基端側に配設されたバルーンよりも大きな外径に膨張するように規制する規制手段と

を具備し、

前記チューブ体の先端側に配設されたバルーンの先端から基端までの長さを、そのバルーンよりも基端側のバルーンの先端から基端までの長さよりも大きくしたことを特徴とする内視鏡用挿入補助具。

【請求項7】

内視鏡の挿入部が挿通され、前記挿入部の長手方向への移動をガイドするチューブ体と

、前記チューブ体に設けられ、前記チューブ体の先端部に流体を供給し、または、前記チューブ体の先端部から流体を排出する給排装置に連通する管路と、

前記チューブ体の先端部に前記チューブ体の長手方向に沿って配設されているとともに前記管路に連通し、前記管路を介する流体の供給／排出に応じて膨張／収縮する複数のバルーンと、

前記複数のバルーンがそれぞれ膨張したとき、前記複数のバルーンのそれぞれの膨張量を、前記チューブ体の先端側に配設されたバルーンが、そのバルーンよりも基端側に配設されたバルーンよりも大きな外径に膨張するように規制する規制手段と

を具備し、

前記複数のバルーンにそれぞれ同一の材質を用い、かつ、前記チューブ体の先端側に配設されたバルーンの肉厚を、そのバルーンよりも基端側に配設されたバルーンの肉厚よりも薄肉としたことを特徴とする内視鏡用挿入補助具。

【請求項8】

内視鏡の挿入部が挿通され、前記挿入部の長手方向への移動をガイドするチューブ体と

、前記チューブ体に設けられ、前記チューブ体の先端部に流体を供給し、または、前記チューブ体の先端部から流体を排出する給排装置に連通する管路と、

前記チューブ体の先端部に前記チューブ体の長手方向に沿って配設されているとともに前記管路に連通し、前記管路を介する流体の供給／排出に応じて膨張／収縮する複数のバルーンと、

前記複数のバルーンがそれぞれ膨張したとき、前記複数のバルーンのそれぞれの膨張量を、前記チューブ体の先端側に配設されたバルーンが、そのバルーンよりも基端側に配設されたバルーンよりも大きな外径に膨張するように規制する規制手段と

を具備し、

前記複数のバルーンのうち先端側に配設されたバルーンを、そのバルーンよりも基端側に配設されたバルーンよりも伸縮率の高い材質で形成したことを特徴とする内視鏡用挿入補助具。

【請求項9】

内視鏡の挿入部が挿通され、前記挿入部の長手方向への移動をガイドするチューブ体と

10

20

30

40

50

前記チューブ体に設けられ、前記チューブ体の先端部に流体を供給し、または、前記チューブ体の先端部から流体を排出する給排装置に連通する管路と、

前記チューブ体の先端部に前記チューブ体の長手方向に沿って配設されているとともに前記管路に連通し、前記管路を介する流体の供給／排出に応じて膨張／収縮する複数のバルーンと、

前記複数のバルーンがそれぞれ膨張したとき、前記複数のバルーンのそれぞれの膨張量を、前記チューブ体の先端側に配設されたバルーンが、そのバルーンよりも基端側に配設されたバルーンよりも大きな外径に膨張するように規制する規制手段と

を具備し、

前記管路が、前記複数のバルーン内に流体を供給／排出するための給排装置に接続された接続管路と、前記接続管路から分岐して前記複数のバルーンにそれぞれ連通し、各バルーン内に流体を供給／排出する複数のバルーン連通管路とを備え、

前記バルーン連通管路のうち前記チューブ体の先端側に配設されるバルーンに連通するバルーン連通管路は、そのバルーンよりも基端側に配設されるバルーンに連通するバルーン連通管路よりも、流体に対する抵抗を低くしたことを特徴とする内視鏡用挿入補助具。

【請求項 10】

前記バルーン連通管路のうち、前記チューブ体の先端側に配設されるバルーンに連通するバルーン連通管路の断面積は、そのバルーンよりも基端側のバルーンに連通するバルーン連通管路の断面積よりも大きいことを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡用挿入補助具。
10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、例えば大腸など、内視鏡の挿入部を挿入し難い部位に対して挿入を補助して挿入し易くする内視鏡用挿入補助具および内視鏡システムに関する。
20

【背景技術】

【0002】

例えば特許文献 1 には、複数のバルーンを先端部に有する内視鏡用挿入補助具が開示されている。この内視鏡用挿入補助具は、バルーンで体腔内壁を外側に押し広げて体腔内壁に対して補助具を固定した状態で手元側に引っ張る。すると、腸壁の撓んだ部分やねじれた部分等が略真っ直ぐになるので挿入部の挿入性を向上させることができる。
30

【特許文献 1】特開平 10 - 155733 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

上述した特許文献 1 に開示された挿入補助具は、複数のバルーンが設けられているが先端側の方が基端側に比べて外径が細く形成され、または略同一外径に形成されている。このため、バルーンを体腔内壁に対して固定した状態で補助具を手元側に引っ張っても体腔内壁に引っ掛けられる部分は最も基端側のバルーンだけである。したがって、特許文献 1 に開示されたバルーンでは体腔内壁への固定力が弱い。そうすると、補助具を手元側に引っ張る操作を行う際には操作に熟練を要する。また、固定力を強くしようとしてバルーンの圧力を高くしてさらに膨張させると患者に苦痛を与えるおそれがある。このため、患者に苦痛を与えない範囲内でバルーンの体腔内壁への固定力をより強くすることが可能なものが望まれている。
40

【0004】

この発明は、このような課題を解決するためになされたものであり、その目的とするところは、患者に苦痛を与えない範囲内でバルーンの体腔内壁への固定力をより強くすることが可能な内視鏡用挿入補助具および内視鏡システムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0005】

50

20

30

40

50

上記課題を解決するために、この発明に係る内視鏡用挿入補助具は、内視鏡の挿入部が挿通され、前記挿入部の長手方向への移動をガイドするチューブ体と、前記チューブ体に設けられ、前記チューブ体の先端部に流体を供給し、または、前記チューブ体の先端部から流体を排出する給排装置に連通された管路と、前記チューブ体の先端部の外周に前記チューブ体の長手方向に沿って配設されているとともに前記管路に連通し、前記管路を介する流体の供給／排出に応じて膨張／収縮する複数のバルーンとを具備し、前記複数のバルーンがそれぞれ膨張したとき、前記チューブ体の先端側に配設されたバルーンは、そのバルーンよりも基端側に配設されたバルーンよりも大きな外径に膨張することを特徴とする。

このため、先端側のバルーンの外径を隣接する基端側のバルーンの外径よりも大きくすることによって、例えば管腔内の襞などがバルーン間に入り込む可能性を高くすることができる。そうすると、患者に苦痛を与えない範囲内でバルーンの体腔内壁への固定力をより強くすることが可能な内視鏡用挿入補助具が提供される。10

【0006】

また、前記バルーンは、前記チューブ体の先端側に配設されたバルーンの先端から基端までの長さが、そのバルーンよりも基端側のバルーンの先端から基端までの長さよりも大きいことが好適である。

バルーンの先端から基端までの長さを長くすることによって空間を広げることができる。このため、より多量の流体を流入させることができる。そうすると、先端側のバルーンの外径を基端側のバルーンに比べて大きくすることができます。20

【0007】

また、前記複数のバルーンには、それぞれ同一の材質を用い、かつ、前記チューブ体の先端側に配設されたバルーンの肉厚が、そのバルーンよりも基端側に配設されたバルーンの肉厚よりも薄肉であることが好適である。

このため、複数のバルーンの膨張の度合いを肉厚によって調整して、先端側のバルーンの外径を隣接する基端側のバルーンの外径よりも大きくする状態に膨張させることができます。

【0008】

また、前記複数のバルーンは、前記複数のバルーンのうち先端側に配設されたバルーンを、そのバルーンよりも基端側に配設されたバルーンよりも伸縮率の高い材質で形成したことが好適である。30

このため、複数のバルーンの膨張の度合いを材質によって調整して、先端側のバルーンの外径を隣接する基端側のバルーンの外径よりも大きくする状態に膨張させることができます。

【0009】

また、前記管路は、前記複数のバルーン内に流体を供給／排出するための給排装置に接続された接続管路と、前記接続管路から分岐して前記複数のバルーンにそれぞれ連通し、各バルーン内に流体を供給／排出する複数のバルーン連通管路とを備え、前記バルーン連通管路のうち前記チューブ体の先端側に配設されるバルーンに連通するバルーン連通管路は、そのバルーンよりも基端側に配設されるバルーンに連通するバルーン連通管路よりも、流体に対する抵抗が低いことが好適である。40

チューブ体の先端側のバルーンに連通するバルーン連通孔への流体の抵抗を減らすことによって、先端側のバルーンに最も多くの流体を供給することができる。このため、先端側のバルーンを最も大きく膨張させることができる。このとき、同時に膨張を終了させることができる。

【0010】

また、前記バルーン連通管路のうち、前記チューブ体の先端側に配設されるバルーンに連通するバルーン連通管路の断面積は、そのバルーンよりも基端側のバルーンに連通するバルーン連通管路の断面積よりも大きいことが好適である。

このため、先端側のバルーン連通管路の断面積が大きく形成されているので、流体の抵

抗を低減することができる。

【0011】

また、上記課題を解決するために、この発明に係る内視鏡用挿入補助具は、内視鏡の挿入部が挿通され、前記挿入部の長手方向への移動をガイドするチューブ体と、前記チューブ体に設けられ、前記チューブ体の先端部に流体を供給し、または、前記チューブ体の先端部から流体を排出する給排装置に連通する管路と、前記チューブ体の先端部に前記チューブ体の長手方向に沿って配設されているとともに前記管路に連通し、前記管路を介する流体の供給／排出に応じて膨張／収縮する複数のバルーンと、前記複数のバルーンがそれぞれ膨張したとき、前記複数のバルーンのそれぞれの膨張量を、前記チューブ体の先端側に配設されたバルーンが、そのバルーンよりも基端側に配設されたバルーンよりも大きな外径に膨張するように規制する規制手段とを具備することを特徴とする。10

【0012】

規制手段によって先端側のバルーンの外径を隣接する基端側のバルーンの外径よりも大きくすることができ、例えば管腔内の襞などがバルーン間に入り込む可能性を高くすることができる。そうすると、患者に苦痛を与えない範囲内でバルーンの体腔内壁への固定力をより強くすることが可能な内視鏡用挿入補助具が提供される。

【0013】

また、前記規制手段は、前記チューブ体の先端側に配設されたバルーンの先端から基端までの長さを、そのバルーンよりも基端側のバルーンの先端から基端までの長さよりも大きくすることが好適である。20

バルーンの先端から基端までの長さを長くすることによって空間を広げることができる。このため、より多量の流体を流入させることができる。そうすると、先端側のバルーンの外径を基端側のバルーンに比べて大きくすることができる。

【0014】

また、前記規制手段は、前記複数のバルーンにそれぞれ同一の材質を用い、かつ、前記チューブ体の先端側に配設されたバルーンの肉厚が、そのバルーンよりも基端側に配設されたバルーンの肉厚よりも薄肉であることが好適である。

このため、複数のバルーンの膨張の度合いを肉厚によって調整して、先端側のバルーンの外径を隣接する基端側のバルーンの外径よりも大きくする状態に膨張させることができる。30

【0015】

また、前記規制手段は、前記複数のバルーンのうち先端側に配設されたバルーンを、そのバルーンよりも基端側に配設されたバルーンよりも伸縮率の高い材質で形成したことが好適である。

このため、複数のバルーンの膨張の度合いを材質によって調整して、先端側のバルーンの外径を隣接する基端側のバルーンの外径よりも大きくする状態に膨張させることができる。

【0016】

また、前記規制手段は、前記管路が、前記複数のバルーン内に流体を供給／排出するための給排装置に接続された接続管路と、前記接続管路から分岐して前記複数のバルーンにそれぞれ連通し、各バルーン内に流体を供給／排出する複数のバルーン連通管路とを備え、前記バルーン連通管路のうち前記チューブ体の先端側に配設されるバルーンに連通するバルーン連通管路は、そのバルーンよりも基端側に配設されるバルーンに連通するバルーン連通管路よりも、流体に対する抵抗が低いことが好適である。40

チューブ体の先端側のバルーンに連通するバルーン連通孔への流体の抵抗を減らすことによって、先端側のバルーンに最も多くの流体を供給することができる。このため、先端側のバルーンを最も大きく膨張させることができる。このとき、同時に膨張を終了させることができる。

【0017】

また、前記バルーン連通管路のうち、前記チューブ体の先端側に配設されるバルーンに50

連通するバルーン連通管路の断面積は、そのバルーンよりも基端側のバルーンに連通するバルーン連通管路の断面積よりも大きいことが好適である。

このため、先端側のバルーン連通管路の断面積が大きく形成されているので、流体の抵抗を低減することができる。

【発明の効果】

【0018】

この発明によれば、患者に苦痛を与えない範囲内でバルーンの体腔内壁への固定力をより強くすることが可能な内視鏡用挿入補助具および内視鏡システムを提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

10

【0019】

以下、図面を参照しながらこの発明を実施するための最良の形態（以下、実施の形態という）について説明する。

【0020】

第1の実施の形態について図1ないし図4を用いて説明する。

図1に示すように、内視鏡システム10は、内視鏡12と、オーバーチューブ（挿入補助具）14と、光源装置16と、ビデオプロセッサ18と、モニター20と、バルーン制御装置（給排装置）22とを備えている。

内視鏡12は、細長い挿入部32と、この挿入部32の基端部に設けられた操作部34と、操作部34から延出されたユニバーサルコード36とを備えている。ユニバーサルコード36の端部のコネクタ36aには、光源装置16が光学的に接続されている。この光源装置16から出射された光はユニバーサルコード36、操作部34、挿入部32を介して挿入部32の先端から出射される。ユニバーサルコード36の上述したコネクタ36aとは別に延出された端部のコネクタ36bには、さらにビデオプロセッサ18が電気的に接続されている。このビデオプロセッサ18にはケーブル20aを介してモニター20が電気的に接続されている。このため、被検部の光学像が後述するCCD素子などの固体撮像素子で撮像されるとビデオプロセッサ18でその信号が処理され、撮像された被検部の画像がモニター20に表示される。

20

【0021】

挿入部32は、硬質の先端硬質部42と、上下方向および左右方向に湾曲可能な湾曲部44と、長尺で可撓性を有する可撓管部46とを備えている。

30

先端硬質部42は、挿入部32の最も先端の位置に配設されている。この先端硬質部42には照明光学系、固体撮像素子等の観察光学系、処置具挿通チャンネルと連通する鉗子口、体腔内に空気および観察レンズに水を供給するノズル（いずれも図示せず）が設けられている。処置具挿通チャンネルは、操作部34の処置具挿入口（図示せず）と連通している。

【0022】

湾曲部44の先端部は、先端硬質部42の基端部に連結されている。可撓管部46の先端部は、湾曲部44の基端部に連結されている。操作部34の先端部は、可撓管部46の基端部に連結されている。すなわち、操作部34の先端部は、挿入部32の基端部に連結されている。

40

【0023】

この操作部34には、ビデオプロセッサ18などを遠隔操作するリモートスイッチ52と、術者に回動操作される湾曲操作ノブ54とが設けられている。湾曲操作ノブ54が操作されると、上述した挿入部32の湾曲部44が可撓管部46の長手軸に沿う方向から外れる方向、例えば上下方向や左右方向に湾曲する。

【0024】

図2に示すように、オーバーチューブ14は、内視鏡12の挿入部32の外周を覆うように配設された本体部（チューブ体）62と、この本体部62の基端部に設けられた把持部64と、本体部62の先端部の外周面に設けられた第1ないし第3のバルーン66a、

50

66b, 66cとを備えている。本体部62および把持部64には、第1ないし第3のバルーン66a, 66b, 66cに連通されたバルーン連通管路68が形成されている。このバルーン連通管路68の先端は第1ないし第3のバルーン66a, 66b, 66cに連通されている。このバルーン連通管路68の基端は、把持部64に設けられたコネクタ64aに連通されている。

【0025】

このオーバーチューブ14とバルーン制御装置22との間には、接続管路70が配設されている。この接続管路70の一端および他端にはそれぞれコネクタ70a, 70bが設けられている。接続管路70の一端のコネクタ70aは、把持部64のコネクタ64aに接続されている。接続管路70の他端のコネクタ70bは、バルーン制御装置22のコネクタ22aに接続されている。10

【0026】

バルーン制御装置22は、気体を供給／排出（吸引）可能なポンプ72と、このポンプを制御する制御回路74と、制御回路74に接続ケーブル76aを介して電気的に接続されたリモートコントローラ76とを備えている。このコントローラ76には、停止ボタン78a、加圧ボタン78b、減圧ボタン78cが配設されている。停止ボタン78aを押すと、制御回路74にその信号が入力される。そして、制御回路74は、ポンプ72の動作を停止させる。加圧ボタン78bを押すと、制御回路74にその信号が入力される。そして、制御回路74は、接続管路70からオーバーチューブ14のバルーン連通管路68に気体を供給するようにポンプ72を動作させる。減圧ボタン78cを押すと、制御回路74にその信号が入力される。そして、制御回路74は、接続管路70およびオーバーチューブ14のバルーン連通管路68から気体を排出するようにポンプ72を動作させる。20

図1および図2に示すように、オーバーチューブ14の先端には、例えば第1ないし第3の3つのバルーン66a, 66b, 66cが配設されている。これらバルーン66a, 66b, 66cは例えばシリコーンゴム、ラテックスゴム、弾性を有するエラストマなどにより形成されている。そして、これらバルーン66a, 66b, 66cは、互いに対し本体部62に設けられたバルーン連通管路68によって連通されている。そして、最も先端側の第1のバルーン66aが膨張したときの外径は、隣接する第2のバルーン66bが膨張したときの外径よりも大きく形成されている。さらに、第2のバルーン66bに隣接する第3のバルーン66cは、それが膨張したときに、第2のバルーン66bよりも第3のバルーン66cの外径が小さく形成されている。30

【0027】

なお、バルーン66a, 66b, 66cは、例えば1つの筒状部材で形成されている。この筒状部材の先端および基端が例えば糸80（図7参照）により巻回されて縛られるこことによって固定されている。そして、第1ないし第3のバルーン66a, 66b, 66cを形成するように、適宜の2箇所でさらに糸80が巻回されて縛られている。そして、これら糸80で巻回された部分に接着剤が塗布されて固定されている。このようにして、第1ないし第3のバルーン66a, 66b, 66cが形成される。

【0028】

次に、この実施の形態に係る内視鏡システム10の作用について図3および図4を用いて説明する。40

図3（A）に示す大腸Cに対して経肛門的に内視鏡12の挿入部32を挿入するとともに、オーバーチューブ14の本体部62を挿入する。

【0029】

図3（B）に示すように、リモートコントローラ76の加圧ボタン78bを押す。リモートコントローラ76から接続ケーブル76aを介して制御回路74に信号が入力される。制御回路74はポンプ72を制御しながら作動させる。そして、オーバーチューブ14のバルーン66a, 66b, 66cを膨張させて、これらバルーン66a, 66b, 66cで腸壁を外側に押し広げる。このとき、制御回路74でポンプ72を制御するなど50

して流体(気体)の速度や量を調整してバルーン66a, 66b, 66cをゆっくりと膨張させる。このため、バルーン66a, 66b, 66cはゆっくりと腸壁を外側に向かって押し広げる。そして、バルーン66a, 66b, 66cと腸壁の内壁との間の摩擦力によって、大腸Cに対してオーバーチューブ14の位置が保持される。

なお、バルーン66a, 66b, 66cの加圧は、規定した圧力に到達した時点で自動的に停止する。または、規定した圧力に到達する前であれば、停止ボタン78aの押圧によって、制御回路74にその信号が入力される。制御回路74はポンプ72の作動を停止させる。

【0030】

オーバーチューブ14のバルーン66a, 66b, 66cを図3(B)に示すように膨張させると、腸壁が外側に押し広げられることによって第1のバルーン66aの先端側も広げられる。このため、図3(C)に示すように、オーバーチューブ14の位置を保持した状態で内視鏡12の挿入部32を大腸Cの奥側に移動させる。このとき、挿入部32の湾曲部44をオーバーチューブ14の本体部62の先端よりも先側に突出させる。

【0031】

そして、操作部34の湾曲操作ノブ54を操作して、図3(D)に示すように、挿入部32の湾曲部44を湾曲させる。このため、大腸CがS字状に変形する。したがって、大腸Cが内視鏡12の挿入部32の湾曲部44と先端硬質部42とによって略狭持された状態で保持される。

【0032】

リモートコントローラ76の減圧ボタン78cを操作してポンプ72を動作させ、図4(A)に示すように、オーバーチューブ14のバルーン66a, 66b, 66cを収縮させる。このとき、制御回路74でポンプ72を制御して、バルーン66a, 66b, 66cから極力早く気体を排出する。そうすると、次の操作に素早く移ることが可能となる。

【0033】

図4(B)に示すように、オーバーチューブ14を内視鏡12の挿入部32に沿って奥側に移動させる。

【0034】

図4(C)に示すように、オーバーチューブ14のバルーン66a, 66b, 66cを膨張させ、大腸Cの腸壁を押し広げる。このときも、バルーン66a, 66b, 66cをゆっくりと膨張させる。そして、バルーン66a, 66b, 66cによってオーバーチューブ14の位置を固定する。

【0035】

図4(D)に示すように、内視鏡12の操作部34の湾曲操作ノブ54を操作して、挿入部32の湾曲部44の湾曲状態を真っ直ぐにする。すなわち、挿入部32の湾曲部44と先端硬質部42とによる大腸Cの狭持を解除する。そして、オーバーチューブ14と内視鏡12の挿入部32との相対的な移動を防止した状態でこれらを一緒に引く。すると、先端側が大径で基端側が小径のバルーン66a, 66b, 66cによって、第3のバルーン66cの基端側の部位によって大腸Cを手元側(肛門側)に押し出す。同様に、第2のバルーン66bの基端側の部位によって大腸Cを手元側に押し出す。さらに、第3のバルーン66cの基端側の部位によって大腸Cを手元側に押し出す。すると、大腸Cの内壁の襞が第1のバルーン66aと第2のバルーン66bとの間、第2のバルーン66bと第3のバルーン66cとの間、さらには、第3のバルーン66cの基端側の部位に引っ掛けられる。したがって、オーバーチューブ14と内視鏡12の挿入部32とを一緒に引くと、大腸Cの襞がバルーン66a, 66b, 66cにそれぞれ引っ掛けられた状態にあるので、大腸Cが手元側に引かれて効率的に畳み込まれる(短縮する)。

【0036】

そして、図3(C)に示すように、オーバーチューブ14に対して内視鏡12の挿入部32を奥側に挿入していく。以下、同様の作業を行いつつ挿入部32の先端を大腸Cの奥側に挿入していく。

10

20

30

40

50

【0037】

以上説明したように、この実施の形態によれば、以下の効果が得られる。

複数のバルーン 66a, 66b, 66c をオーバーチューブ 14 の先端部に設け、しかも、第1のバルーン 66a を第2のバルーン 66b よりも大径にし、第2のバルーン 66b を第3のバルーン 66c よりも大径にすることによって、大腸 C を肛門側に畳み込む際に、これらバルーン 66a, 66b, 66c で大腸 C の内壁を引っ掛ける作用を大きくすることができる。また、大腸 C を畳み込む際の腸壁への接触面積を大きく採ることができる。したがって、バルーン 66a, 66b, 66c の大腸 C の腸壁への固定力を大きくすることができる。

【0038】

10

なお、この実施の形態では3つのバルーン 66a, 66b, 66c を用いることについて説明したが、例えば2つや4つなどでも良く、適宜の数が選択される。

【0039】

次に第2の実施の形態について図5を用いて説明する。この実施の形態は第1の実施の形態の変形例であって、第1の実施の形態で説明した部材と同一の部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

第1ないし第3のバルーン 66a, 66b, 66c はそれぞれ例えば別体に形成されているが、同一の素材により略同一の厚さに形成されている。

【0040】

20

図5に示すように、バルーン 66a, 66b, 66c のバルーン連通管路 68 に連通するバルーン連通孔 68a, 68b, 68c は、互いの断面積が異なっている。第1のバルーン 66a とバルーン連通管路 68 とを連通する第1のバルーン連通孔 68a の断面積が最も大きく形成されている。第2のバルーン 66b とバルーン連通管路 68 とを連通する第2のバルーン連通孔 68b の断面積 は第1のバルーン連通孔 68a よりも小さく形成されている。第3のバルーン 66c とバルーン連通管路 68 とを連通する第3のバルーン連通孔 68c の断面積 は、第2のバルーン連通孔 68b よりも小さく形成されている。

【0041】

30

このため、バルーン連通管路 68 を通して気体を導入するとき、第3のバルーン連通孔 68c から第3のバルーン 66c に気体が流入する流入量よりも、第2のバルーン連通孔 68b から第2のバルーン 66b に気体が流入する流入量の方が多くなる。さらに、第1のバルーン連通孔 68a から第1のバルーン 66a に気体が流入する流入量の方が第2のバルーン連通孔 68b から第2のバルーン 66b に気体が流入する流入量よりも多くなる。

【0042】

したがって、第1ないし第3のバルーン 66a, 66b, 66c が膨張する際の膨張時間を互いに略同一にすることができる。そうすると、例えば第1ないし第3のバルーン 66a, 66b, 66c のいずれかを過加圧状態としたり、低加圧状態とすることを防止することができる。

また、第1ないし第3のバルーン連通孔 68a, 68b, 68c の断面積 , , によって各バルーン 66a, 66b, 66c の膨張量を規制することができる。すなわち、第1ないし第3のバルーン連通孔 68a, 68b, 68c の断面積 , , の関係は、1回の気体の供給により第1のバルーン 66a が最も外径が大きく膨張し、第2のバルーン 66b、第3のバルーン 66c と続くようにバルーン 66a, 66b, 66c の膨張量を規制する規制手段となる。

【0043】

40

次に、第3の実施の形態について図6および図7を用いて説明する。この実施の形態は第1の実施の形態の変形例であって、第1の実施の形態で説明した部材と同一の部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

図7は、図6に示すオーバーチューブ 14 を本体部 62 の軸周りに90度回転させて、

50

第1ないし第3のバルーン66a, 66b, 66cを拡大して示すものである。

【0044】

図7に示すように、第1のバルーン66aの先端から基端までの長さL₁は、第2のバルーン66bの先端から基端までの長さL₂よりも長く形成されている。また、第2のバルーン66bの先端から基端までの長さL₂は、第3のバルーン66cの先端から基端までの長さL₃よりも長く形成されている。

第1のバルーン66aの先端から基端までの長さL₁を、第2のバルーン66bの先端から基端までの長さL₂よりも長くすることによって、第1のバルーン66a内の空間を広げることができる。このため、より多量の流体を第2のバルーン66bに比べて第1のバルーン66aに流入させることができる。そうすると、先端側の第1のバルーン66aの外径を基端側の第2のバルーン66bに比べて大きくすることができる。第2のバルーン66bと第3のバルーン66cとの関係も同様である。10

【0045】

さらに、第1ないし第3のバルーン66a, 66b, 66cは、同じ素材で形成されているが、互いの肉厚が異なる。第1のバルーン66aの肉厚t₁は、第2のバルーン66bの肉厚t₂よりも薄く形成されている。第2のバルーン66bの肉厚t₂は、第3のバルーン66cの肉厚t₃よりも薄く形成されている。

【0046】

したがって、第1ないし第3のバルーン66a, 66b, 66cが膨張する際の膨張時間を互いに略同一にすることができる。そうすると、例えば第1ないし第3のバルーン66a, 66b, 66cのいずれかを過加圧状態としたり、低加圧状態とすることを防止することができる。20

【0047】

第1ないし第3のバルーン66a, 66b, 66cは同一の材料により形成され、第1のバルーン66aの肉厚t₁は第2のバルーン66bの肉厚t₂よりも薄く、第2のバルーン66bの肉厚t₂は第3のバルーン66cの肉厚t₃よりも薄く形成されている。このため、これら肉厚t₁, t₂, t₃の関係によって、各バルーン66a, 66b, 66cの膨張量を規制することができる。すなわち、第1ないし第3のバルーン66a, 66b, 66cの肉厚t₁, t₂, t₃の関係は、1回の気体の供給により第1のバルーン66aが最も外径が大きく膨張し、第2のバルーン66b、第3のバルーン66cと続くようバルーン66a, 66b, 66cの膨張量を規制する規制手段となる。30

【0048】

なお、この実施の形態では、同じ材料を用いて肉厚を変化させることによって、バルーン66a, 66b, 66cの膨張時間を略同一にすることについて説明したが、肉厚を略一定とし、伸縮率が異なる材料（第1のバルーン66aが最も高く、第3のバルーン66cが最も低い）を用いてバルーン66a, 66b, 66cの膨張時間を略同一にすることも好適である。この場合、図6に示す第1ないし第3のバルーン連通孔68a, 68b, 68cの断面積は、同一であっても、互いに異なっていても良い。肉厚との関係や素材との関係により適宜に設定される。

【0049】

また、第1ないし第3のバルーン66a, 66b, 66cは1つの筒状部材で形成されていることも好適である。この筒状部材は、先端側が薄肉で基端側に移行するにつれて線形的に厚肉に形成されている。そして、筒状部材が適宜な位置で糸80により固定されると、バルーン66a, 66b, 66cを収縮させた状態で第1ないし第3のバルーン66a, 66b, 66cの外径を略同一とすることも好適である。この場合、第1ないし第3のバルーン連通孔68a, 68b, 68cの断面積が同一であるとしたときに、第1ないし第3のバルーン66a, 66b, 66cを膨張させる。すると、第1のバルーン66aが第2および第3のバルーン66cに対して薄肉であり、第2のバルーン66bが第3のバルーン66cに対して薄肉に形成されているので、第1のバルーン66aが最も膨張し、次に第2のバル4050

ーン 6 6 b が膨張する。第 3 のバルーン 6 6 c は最も厚肉に形成されているので、少なく膨張する。

【 0 0 5 0 】

次に、第 4 の実施の形態について図 8 を用いて説明する。この実施の形態は第 1 の実施の形態の変形例であって、第 1 の実施の形態で説明した部材と同一の部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

図 8 (B) に示すように、第 1 ないし第 3 のバルーン 6 6 a , 6 6 b , 6 6 c は、それぞれ 1 対の袋状部 8 2 a と、バンド部 8 2 b とを備えている。

図 8 (A) に示すように、本体部 6 2 の外周面には、第 1 ないし第 4 の溝部 8 4 a , 8 4 b , 8 4 c , 8 4 d が形成されている。第 1 および第 2 の溝部 8 4 a , 8 4 b 間の長さ L₁ は、第 2 および第 3 の溝部 8 4 b , 8 4 c 間の長さ L₂ に比べて長く形成されている。第 2 および第 3 の溝部 8 4 b , 8 4 c 間の長さ L₂ は、第 3 および第 4 の溝部 8 4 c , 8 4 d 間の長さ L₃ に比べて長く形成されている。この場合、第 1 のバルーン 6 6 a が第 2 のバルーン 6 6 b に比べて薄肉であり、第 2 のバルーン 6 6 b が第 3 のバルーン 6 6 c に比べて薄肉に形成されている。

【 0 0 5 1 】

したがって、第 1 ないし第 3 のバルーン 6 6 a , 6 6 b , 6 6 c が膨張する際の膨張時間を互いに略同一にすることができる。そうすると、例えば第 1 ないし第 3 のバルーン 6 6 a , 6 6 b , 6 6 c のいずれかを過加圧状態としたり、低加圧状態とすることを防止することができる。

【 0 0 5 2 】

次に、第 4 の実施の形態の変形例について図 8 (C) を用いて説明する。

図 8 (A) に示す溝部 8 4 a , 8 4 b , 8 4 c , 8 4 d のうち、第 2 の溝部 8 4 b は第 1 のバルーン 6 6 a の基端側と第 2 のバルーン 6 6 b の先端側とが共通に用いられている。第 3 の溝部 8 4 c は第 2 のバルーンの基端側と第 1 のバルーン 6 6 a の先端側とが共通に用いられている。

【 0 0 5 3 】

これに対して、図 8 (C) に示す溝部 9 2 a , 9 2 b , 9 4 a , 9 4 b , 9 6 a , 9 6 b はそれぞれ別々に設けられている。この場合、バルーン 6 6 a , 6 6 b , 6 6 c の位置を適宜に設定することが可能である。すなわち、各バルーン 6 6 a , 6 6 b , 6 6 c 間の距離を適宜に設定可能である。

【 0 0 5 4 】

これまで、いくつかの実施の形態について図面を参照しながら具体的に説明したが、この発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲で行なわれるすべての実施を含む。

【 0 0 5 5 】

上記説明によれば、下記の事項の発明が得られる。また、各項の組み合わせも可能である。

【 0 0 5 6 】

[付記]

(付記項 1)

内視鏡の挿入部が挿通され、前記挿入部の長手方向への移動をガイドするチューブ体と、

前記チューブ体に設けられ、前記チューブ体の先端部に流体を供給し、または、前記チューブ体の先端部から流体を排出する給排装置に連通された管路と、

前記チューブ体の先端部の外周に前記チューブ体の長手方向に沿って配設されているとともに前記管路に連通し、前記管路を介する流体の供給 / 排出に応じて膨張 / 収縮する複数のバルーンと

を具備し、前記複数のバルーンがそれぞれ膨張したとき、前記チューブ体の先端側に配設されたバルーンは、そのバルーンよりも基端側に配設されたバルーンよりも大きな外径

10

20

30

40

50

に膨張する、内視鏡用挿入補助具を用いた内視鏡の挿入部の体腔内への挿入方法であって
、

前記チューブ体とともに前記挿入部を挿入することと、

前記バルーンを膨張させて体腔内に密着させることと、

前記バルーンを体腔内に密着させた状態で前記チューブ体と前記内視鏡の挿入部とを手元側に引くことと、

前記チューブ体に対して前記挿入部を前進させることと

を具備することを特徴とする挿入方法。

【0057】

(付記項2)

10

前記チューブ体に対して前記挿入部を前進させた後、前記挿入部を湾曲させて、前記チューブ体を前記挿入部に沿って前進させることをさらに含むことを特徴とする付記項1に記載の挿入方法。

【図面の簡単な説明】

【0058】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る内視鏡システムを示す概略図。

【図2】第1の実施の形態に係る内視鏡システムにおけるオーバーチューブを示す概略的な縦断面図。

【図3】(A)ないし(D)は、第1の実施の形態に係る内視鏡システムを用いて大腸に内視鏡の挿入部を挿入する手順を示す概略図。

20

【図4】(A)ないし(D)は、第1の実施の形態に係る内視鏡システムを用いて大腸に内視鏡の挿入部を挿入する手順を示す概略図。

【図5】本発明の第2の実施の形態に係る内視鏡システムにおけるオーバーチューブを示す概略的な縦断面図。

【図6】本発明の第3の実施の形態に係る内視鏡システムにおけるオーバーチューブを示す概略的な縦断面図。

【図7】本発明の第3の実施の形態に係る内視鏡システムにおけるオーバーチューブの先端部を示す概略的な縦断面図。

【図8】(A)は本発明の第4の実施の形態に係る内視鏡システムにおけるオーバーチューブの先端部を示す概略的な縦断面図、(B)は(A)中の8B-8B線に沿う概略的な横断面図、(C)は本発明の第4の実施の形態に係る内視鏡システムにおけるオーバーチューブの先端部を示す概略的な縦断面図。

30

【符号の説明】

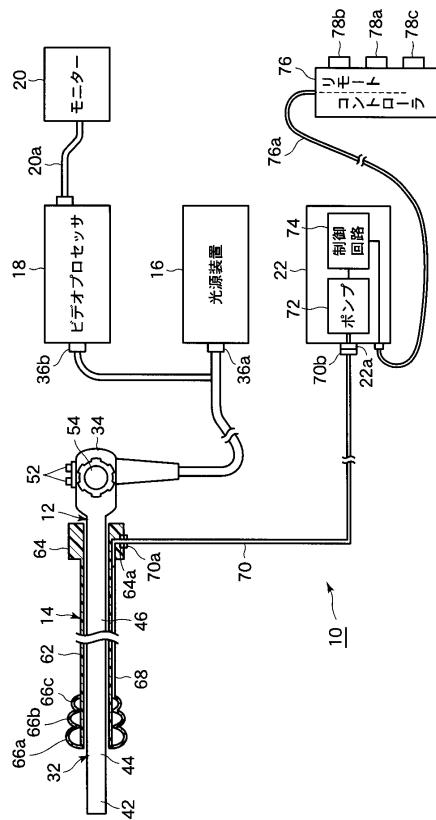
【0059】

10 ... 内視鏡システム、12 ... 内視鏡、14 ... オーバーチューブ、16 ... 光源装置、18 ... ビデオプロセッサ、20 ... モニター、20a ... ケーブル、22 ... バルーン制御装置、22a ... コネクタ、32 ... 挿入部、34 ... 操作部、36 ... ユニバーサルコード、36a, 36b ... コネクタ、42 ... 先端硬質部、44 ... 湾曲部、46 ... 可撓管部、52 ... リモートスイッチ、54 ... 湾曲操作ノブ、62 ... 本体部、64 ... 把持部、64a ... コネクタ、66a ... 第1のバルーン、66b ... 第2のバルーン、66c ... 第3のバルーン、68 ... バルーン連通管路、70 ... 接続管路、70a, 70b ... コネクタ、72 ... ポンプ、74 ... 制御回路、76 ... リモートコントローラ、76a ... 接続ケーブル、78a ... 停止ボタン、78b ... 加圧ボタン、78c ... 減圧ボタン

40

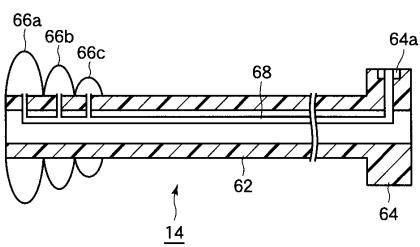
【図1】

図1



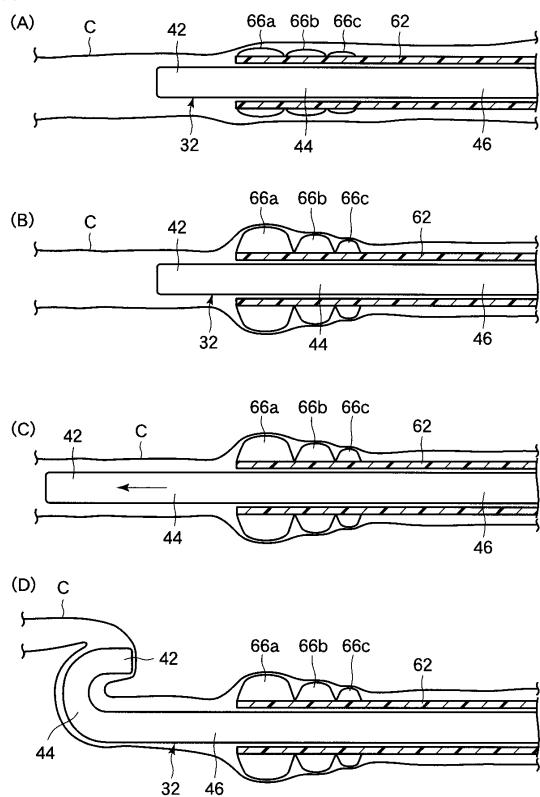
【図2】

図2



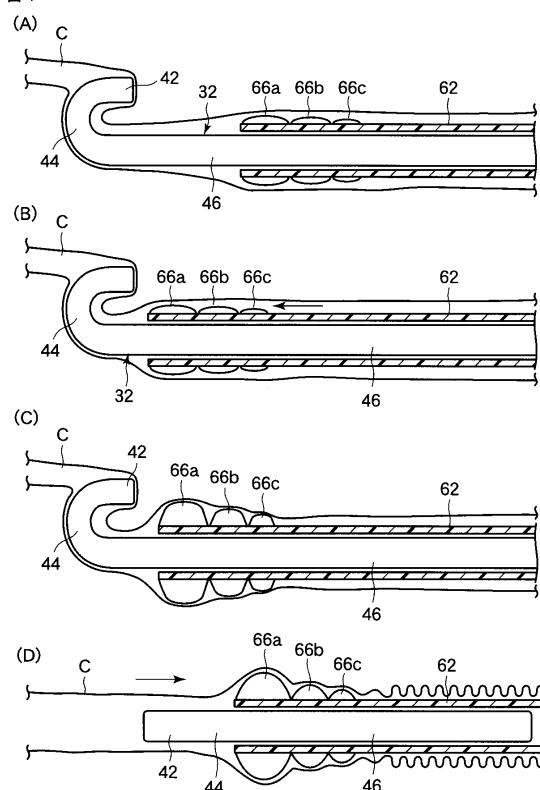
【図3】

図3

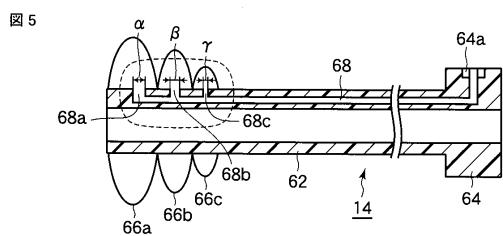


【図4】

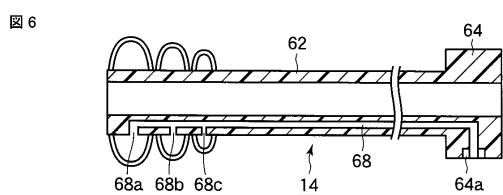
図4



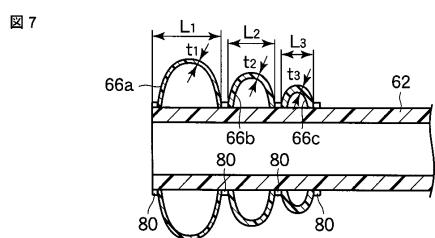
【図5】



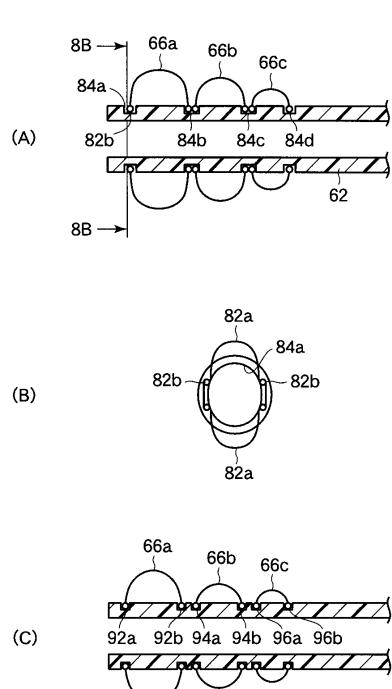
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 松井 順夫

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 松浦 伸之

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 高瀬 精介

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 木村 英伸

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 吉田 尊俊

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

審査官 伊藤 昭治

(56)参考文献 特開平04-297219(JP,A)

特開平10-155733(JP,A)

実開平05-063550(JP,U)

特表2005-515797(JP,A)

特開平07-265411(JP,A)

特開2003-088495(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 1 / 00 - 1 / 32

专利名称(译)	内窥镜插入辅助工具		
公开(公告)号	JP4885640B2	公开(公告)日	2012-02-29
申请号	JP2006210066	申请日	2006-08-01
[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	松井頼夫 松浦伸之 高瀬精介 木村英伸 吉田尊俊		
发明人	松井 頼夫 松浦 伸之 高瀬 精介 木村 英伸 吉田 尊俊		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00154 A61B1/00082 A61B1/04 A61B2017/22055 A61B2017/22069		
FI分类号	A61B1/00.320.C A61B1/01.513 A61B1/015.511		
F-TERM分类号	4C061/GG25 4C161/GG25		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
审查员(译)	伊藤商事		
其他公开文献	JP2008035908A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为内窥镜提供插入辅助装置，该插入辅助装置能够以不给患者带来疼痛的方式增强气囊对患者体腔内壁的固定力。解决方案：套管14包括主体部分62，导管68和多个球囊66a，66b和66c。内窥镜12的插入部分32插入到主体部分中，用于引导插入部分在纵向方向上的移动。导管设置在主体部分中，并与球囊控制装置22连通，用于将流体供给到身体部分的远端或从身体部分的远端排出流体。多个球囊沿着主体部分的纵向方向设置在主体部分的远端的外周上，并与导管连通。根据经由导管的流体的进给/排出，球囊被充气/放气。当球囊膨胀时，设置在身体部分的远端侧的球囊比设置在近端侧的球囊膨胀得更大。²

