

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3888359号
(P3888359)

(45) 発行日 平成19年2月28日(2007.2.28)

(24) 登録日 平成18年12月8日(2006.12.8)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 2 0 C

請求項の数 7 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2004-96454 (P2004-96454)	(73) 特許権者	305022990 有限会社エスアールジェイ
(22) 出願日	平成16年3月29日(2004.3.29)		栃木県河内郡南河内町祇園二丁目15番13
(65) 公開番号	特開2004-358222 (P2004-358222A)	(73) 特許権者	000005430 フジノン株式会社
(43) 公開日	平成16年12月24日(2004.12.24)		埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地
審査請求日	平成17年10月5日(2005.10.5)	(74) 代理人	100083116 弁理士 松浦 憲三
(31) 優先権主張番号	特願2003-136824 (P2003-136824)	(72) 発明者	山本 博徳 栃木県河内郡南河内町祇園2-15-13
(32) 優先日	平成15年5月15日(2003.5.15)	(72) 発明者	町田 光則 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地 富士写真光機株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		最終頁に続く
早期審査対象出願			

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

挿入部の先端部に第1バルーンが装着された内視鏡と、前記挿入部に被せられ、前記挿入部の挿入をガイドするとともに、先端部に第2バルーンが装着されたオーバーチューブと、を備え、前記第1バルーンまたは前記第2バルーンを膨張させることによって体腔に固定される内視鏡装置において、

前記第2バルーンは前記第1バルーンよりも、膨張した際の前記体腔に対する摩擦抵抗が大きいことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項2】

前記第2バルーンは前記第1バルーンよりも、前記オーバーチューブの径方向の、自然状態での大きさが大きいことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項3】

前記第2バルーンは前記第1バルーンよりも、前記体腔に対する摩擦抵抗が大きい材質から成ることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項4】

前記第2バルーンは前記第1バルーンよりも、膨張率が大きい材質から成ることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項5】

前記第2バルーンは前記第1バルーンよりも、膨張した際の前記体腔に接触する接触面積が大きいことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記第 2 バルーンは前記第 1 バルーンよりも、肉厚が薄いことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記第 2 バルーンのエア圧は、26.7 hPa 以上 133.3 hPa 以下であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は内視鏡装置に係り、特に小腸や大腸等の深部消化管を観察する内視鏡装置に関する。 10

【背景技術】

【0002】

内視鏡の挿入部を小腸などの深部消化管に挿入する場合、単に挿入部を押し入れていくだけでは、腸管の複雑な屈曲のために挿入部の先端に力が伝わりにくく、深部への挿入は困難である。例えば、挿入部に余分な屈曲や撓みが生じると、挿入部をさらに深部に挿入することができなくなる。そこで、内視鏡の挿入部にオーバーチューブを被せて体腔内に挿入し、このオーバーチューブで挿入部をガイドすることによって、挿入部の余分な屈曲や撓みを防止する方法が提案されている。

【0003】

特許文献 1 及び 2 には、内視鏡の挿入部の先端部に第 1 バルーンを設けるとともに、オーバーチューブ（スライディングチューブともいう）の先端部に第 2 バルーンを設けた内視鏡装置が記載されている。この内視鏡装置によれば、まず、図 8（a）に示すように、内視鏡の挿入部 1 にオーバーチューブ 2 を被せた状態で腸管 3 に挿入し、挿入部 1 の先端部 1 a をできるだけ深部まで挿入する。そして、図 8（b）に示すように、先端部 1 a に装着した第 1 バルーン 4 を膨張させて腸管 3 に固定する。次いで図 8（c）に示すように、挿入部 1 を手元に手繰り寄せて挿入部 1 の余分なたわみを取り除き、挿入部 1 をできるだけ直線状にする。次に、図 8（d）に示すように、オーバーチューブ 2 を挿入部 1 に沿って押し込み、オーバーチューブ 2 の先端部 2 a を挿入部 1 の先端部 1 a の近傍に配置させる。そして、図 8（e）に示すように、第 2 バルーン 5 を膨張させ、オーバーチューブ 2 の先端部 2 a を腸管 3 に固定する。次に、図 8（f）に示すように、第 1 バルーン 4 を収縮させた後、挿入部 1 を再度、できるだけ挿入する。その際、挿入部 1 はオーバーチューブ 2 にガイドされているので、挿入部 1 をスムーズに挿入することができる。以上の操作を繰り返すことによって、複雑に屈曲した腸管 3 であっても、挿入部 1 の先端部 1 a を深部に挿入することができる。 20 30

【特許文献 1】特開昭 51 - 11689 号公報

【特許文献 2】特開平 11 - 290263 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、上記の方法は、図 8（c）に示したように、オーバーチューブ 2 を挿入部 1 に沿って押し込む際に腸管 3 が収縮した状態であるため、腸管 3 がオーバーチューブ 2 の先端部 2 a に巻き込まれやすく、腸管 3 が損傷するおそれがあった。 40

【0005】

本発明はこのような事情に鑑みてなされたもので、腸管等の体腔が損傷するおそれのない内視鏡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】

【0008】

請求項 1 に記載の発明は前記目的を達成するために、挿入部の先端部に第 1 バルーンが装着された内視鏡と、前記挿入部に被せられ、前記挿入部の挿入をガイドするとともに、 50

先端部に第2バルーンが装着されたオーバーチューブと、を備え、前記第1バルーンまたは前記第2バルーンを膨張させることによって体腔に固定される内視鏡装置において、前記第2バルーンは前記第1バルーンよりも、膨張した際の前記体腔に対する摩擦抵抗が大きいことを特徴としている。

【0009】

請求項1に記載の発明は、第2バルーンを基点として体腔を手繰り寄せるのに適した内視鏡装置である。請求項1に記載の発明によれば、第2バルーンは第1バルーンよりも、膨張時の体腔に対する摩擦抵抗が大きいので、体腔を把持して手繰り寄せるのに適している。一方、第1バルーンは体腔に対する摩擦抵抗が小さいので、膨張させた際の体腔の負担が小さい。さらに請求項1の発明は、第1バルーンと第2バルーンの摩擦抵抗が異なるので、二つのバルーンを膨張させた状態でオーバーチューブを手繰り寄せても、体腔が二つのバルーンによって引っ張られることがない。このように請求項1に記載の発明によれば、第2バルーンを基点として体腔を引き寄せるのに適した内視鏡装置であり、この内視鏡装置を用いることによって、体腔の負担が小さくなり、体腔の損傷を防止することができる。

10

【0010】

請求項2に記載の発明は請求項1の発明において、前記第2バルーンは前記第1バルーンよりも、前記オーバーチューブの径方向の、自然状態での大きさが大きいことを特徴としている。したがって、請求項2の発明によれば、第1バルーンよりも第2バルーンの方が、膨張時における体腔への摩擦抵抗が大きくなる。

20

【0011】

請求項3に記載の発明は請求項1の発明において、前記第2バルーンは前記第1バルーンよりも、前記体腔に対する摩擦抵抗が大きい材質から成ることを特徴としている。したがって、請求項3の発明によれば、第1バルーンよりも第2バルーンの方が、膨張時における体腔への摩擦抵抗が大きくなる。

【0012】

請求項4に記載の発明は請求項1の発明において、前記第2バルーンは前記第1バルーンよりも、膨張率が大きい材質から成ることを特徴としている。したがって、請求項4の発明によれば、膨張率の大きい第2バルーンの方が第1バルーンよりも、膨張時の大きさが大きくなり、体腔内への摩擦抵抗が大きくなる。

30

【0013】

請求項5に記載の発明は請求項1の発明において、前記第2バルーンは前記第1バルーンよりも、膨張時に前記体腔に接触する接触面積が大きいことを特徴としている。したがって、請求項5の発明によれば、接触面積の大きい第2バルーンの方が、摩擦抵抗が大きくなる。

【0014】

請求項6に記載の発明は請求項1の発明において、前記第2バルーンは前記第1バルーンよりも、肉厚が薄いことを特徴としている。したがって、肉厚の薄い第2バルーンの方が第1バルーンよりも膨張しやすくなり、膨張時の大きさが大きくなる。これにより、第2バルーンは第1バルーンよりも膨張時における体腔に対する摩擦抵抗が大きくなる。

40

【0015】

請求項7に記載の発明は請求項1の発明において、前記第2バルーンのエア圧は、26 . 7 h P a以上133 . 3 h P a以下であることを特徴としている。これにより、第2バルーンが十分、且つ安定した把持力を発揮することができる。

【発明の効果】

【0017】

また、本発明に係る内視鏡装置によれば、第2バルーンは、体腔に対する摩擦抵抗が、第1バルーンよりも大きいので、第2バルーンを基点として体腔を引き寄せることができ、体腔が損傷することを防止できる。

【発明を実施するための最良の形態】

50

【 0 0 1 8 】

以下添付図面に従って本発明に係る内視鏡装置の好ましい実施の形態について詳説する。

【 0 0 1 9 】

図 1 は、本発明に係る内視鏡装置のシステム構成図を示している。

【 0 0 2 0 】

図 1 に示すように本発明に係る内視鏡装置は主として、内視鏡 1 0、オーバーチューブ 5 0、及びバルーン制御装置 1 0 0 で構成される。

【 0 0 2 1 】

内視鏡 1 0 は、手元操作部 1 4 と、この手元操作部 1 4 に連設された挿入部 1 2 を備える。手元操作部 1 4 には、ユニバーサルケーブル 1 6 が接続され、ユニバーサルケーブル 1 6 の先端には、プロセッサや光源装置に接続されるコネクタ（不図示）が設けられる。

10

【 0 0 2 2 】

手元操作部 1 4 には、送気・送水ボタン 1 6、吸引ボタン 1 8、シャッターボタン 2 0 が並設されるとともに、一对のアングルノブ 2 2、2 2、及び鉗子挿入部 2 4 が設けられている。さらに、手元操作部 1 4 には、後述するバルーン 3 0 にエアを送気したり、バルーン 3 0 からエアを吸引したりするためのバルーン送気口 2 6 が設けられる。

【 0 0 2 3 】

挿入部 1 2 は、軟性部 3 2、湾曲部 3 4、及び先端部 3 6 で構成される。湾曲部 3 4 は、手元操作部 1 4 に設けられた一对のアングルノブ 2 2、2 2 を回動することによって遠隔的に湾曲操作される。これにより、先端部 3 6 の先端面 3 7 を所望の方向に向けることができる。

20

【 0 0 2 4 】

図 2 に示すように、先端部 3 6 の先端面 3 7 には、対物光学系 3 8、照明レンズ 4 0、送気・送水ノズル 4 2、鉗子口 4 4 等が設けられる。また、先端部 3 6 の外周面には、空気供給吸引口 2 8 が設けられる。この空気供給吸引口 2 8 は、挿入部 1 2 内に挿通された内径 0.8 mm 程度のエア供給チューブ（不図示）を介して図 1 のバルーン送気口 2 6 に連通される。したがって、バルーン送気口 2 6 にエアを送気することによって先端部 3 6 の空気供給吸引口 2 8 からエアを吹き出され、バルーン送気口 2 6 からエアを吸引することによって先端部 3 6 の空気供給吸引口 2 8 からエアが吸引される。

30

【 0 0 2 5 】

図 1 に示すように、挿入部 1 2 の先端部 3 6 には、ゴム等の弾性体から成る第 1 バルーン 3 0 が着脱自在に装着される。第 1 バルーン 3 0 は、図 3 に示すように、中央の膨出部 3 0 c と、その両端の取付部 3 0 a、3 0 b とから成り、膨出部 3 0 c の内側に空気供給吸引口 2 8 が配置されるようにして取り付けられる。取付部 3 0 a、3 0 b には不図示の糸が巻回され、挿入部 1 2 の外周面に全周にわたって密着するようにして固定される。なお、糸を巻回する代わりに、固定リングを取付部 3 0 a、3 0 b に嵌装することによって固定してもよい。

【 0 0 2 6 】

上記の如く装着された第 1 バルーン 3 0 は、空気供給吸引口 2 8 からエアを吹き出すことによって膨出部 3 0 c が略球状に膨張し、空気供給吸引口 2 8 からエアを吸引することによって膨出部 3 0 c が収縮して先端部 3 6 の外周面に張り付くようになっている。

40

【 0 0 2 7 】

一方、オーバーチューブ 5 0 は、図 4 及び図 5 に示すように、筒状に形成され、挿入部 1 2 の外径よりも僅かに大きい内径を有するとともに、十分な可撓性を備えている。オーバーチューブ 5 0 の基端には、硬質の把持部 5 2 が設けられており、挿入部 1 2 は、この把持部 5 2 から挿入される。

【 0 0 2 8 】

また、オーバーチューブ 5 0 の基端側には、バルーン送気口 5 4 が設けられる。バルーン送気口 5 4 には、内径 1 mm 程度のエア供給チューブ 5 6 が接続されており、このチューブ

50

ブ56は、オーバーチューブ50の外周面に接着されて、オーバーチューブ50の先端部まで延設されている。

【0029】

オーバーチューブ50の先端58は、テーパが形成されて先細形状になっている。また、オーバーチューブ50の先端58の近傍には、ゴム等の弾性体から成る第2バルーン60が装着されている。第2バルーン60は、オーバーチューブ50が貫通した状態に装着されており、中央の膨出部60cと、その両端の取付部60a、60bとで構成されている。先端側の取付部60aは、膨出部60cの内部に折り返され、その折り返された取付部60aにはX線造影系62が巻回されている。基端側の取付部60bは、第2バルーン60の外側に配置されており、系64が巻回されてオーバーチューブ50に固定されて

10

【0030】

膨出部60cは、自然状態(すなわち、膨張も収縮もしていない状態)で略球状に形成されており、その大きさは、第1バルーン30の自然状態での大きさよりも大きく形成されている。したがって、第1バルーン30と第2バルーン60に同圧でエアを送気すると、第2バルーンの膨出部60cの外径は、第1バルーン30の膨出部30cの外径よりも大きくなる。例えば、第1バルーン30の外径が25mmであった際に第2バルーン60の外径は、50mmになるように構成されている。

【0031】

前述したチューブ56は、膨出部60cの内部において開口され、空気供給吸引口57

20

【0032】

図1のバルーン制御装置100は、第1バルーン30にエア等の流体を供給・吸引するとともに、第2バルーン60にエア等の流体を供給・吸引する装置である。バルーン制御装置100は、不図示のポンプやシーケンサ等を備えた装置本体102と、リモートコントロール用のハンドスイッチ104とから構成される。

30

【0033】

装置本体102の前面パネルには、電源スイッチSW1、停止スイッチSW2、第1バルーン30用の圧力計106、第2バルーン60用の圧力計108が設けられる。

【0034】

また、装置本体102の前面パネルには、第1バルーン30へのエア供給・吸引を行うチューブ110、及び第2バルーン60へのエア供給・吸引を行うチューブ120が取り付けられる。各チューブ110、120の途中にはそれぞれ、第1バルーン30、第2バルーン60が破れた時の体液の逆流を防止するための液溜めタンク130、140が設けられる。

【0035】

40

一方、ハンドスイッチ104には、装置本体102側の停止スイッチSW2と同様の停止スイッチSW3と、第1バルーン30の加圧/減圧を支持するON/OFFスイッチSW4と、第1バルーン30の圧力を保持するためのポーズスイッチSW5と、第2バルーン60の加圧/減圧を支持するON/OFFスイッチSW6と、第2バルーン60の圧力を保持するためのポーズスイッチSW7とが設けられており、このハンドスイッチ104はコード150を介して装置本体102に電氣的に接続されている。

【0036】

上記の如く構成されたバルーン制御装置100は、各バルーン30、60にエアを供給して膨張させるとともに、そのエア圧を一定値に制御して各バルーン30、60を膨張した状態に保持する。また、各バルーン30、60からエアを吸引して収縮させるとともに

50

、そのエア圧を一定値に制御して各バルーン30、60を収縮した状態に保持する。

【0037】

次に上記の如く構成された内視鏡装置の操作方法について図6(a)~(h)に従って説明する。

【0038】

まず、図6(a)に示すように、オーバーチューブ50を挿入部12に被せた状態で、挿入部12を腸管(例えば十二指腸下行脚)70内に挿入する。このとき、第1バルーン30及び第2バルーン60を収縮させておく。

【0039】

次に図6(b)に示すように、オーバーチューブ50の先端58が腸管70の屈曲部まで挿入された状態で、第2バルーン60にエアを供給して膨張させる。これにより、第2バルーン60が腸管70に係止され、オーバーチューブ50の先端58が腸管70に固定される。

10

【0040】

次に、図6(c)に示すように、内視鏡10の挿入部12のみを腸管70の深部に挿入する(挿入操作)。そして、図6(d)に示すように、第1バルーン30にエアを供給して膨張させる。これにより、第1バルーン30が腸管70に固定される(固定操作)。その際、第1バルーン30は、膨張時の大きさが第2バルーン60よりも小さいので、腸管70にかかる負担が小さく、腸管70の損傷を防止できる。

【0041】

20

次いで、第2バルーン60からエアを吸引して第2バルーン60を収縮させた後、図6(e)に示すように、オーバーチューブ50を押し込んで、挿入部12に沿わせて挿入する(押し込み操作)。そして、オーバーチューブ50の先端58を第1バルーン30の近傍まで持っていった後、図6(f)に示すように、第2バルーン60にエアを供給して膨張させる。これにより、第2バルーン60が腸管70に固定される。すなわち、腸管70が第2バルーン60によって把持される(把持操作)。

【0042】

次に、図6(g)に示すように、オーバーチューブ50を手繰り寄せる(手繰り寄せ操作)。これにより、腸管70が収縮した状態になり、オーバーチューブ50の余分な撓みや屈曲は無くなる。なお、オーバーチューブ50を手繰り寄せの際、腸管70には第1バルーン30と第2バルーン60の両方が係止しているが、第1バルーン30の摩擦抵抗は第2バルーン60の摩擦抵抗よりも小さい。したがって、第1バルーン30と第2バルーン60が相対的に離れるように動いても、摩擦抵抗の小さい第1バルーン30が腸管70に対して摺動するので、腸管70が両方のバルーン30、60によって引っ張られて損傷することを防止できる。

30

【0043】

次いで、図6(h)に示すように、第1バルーン30からエアを吸引して第1チューブ30を収縮させる。そして、挿入部12の先端部36をできる限り腸管70の深部に挿入する。すなわち、図6(c)に示した挿入操作を再度行う。これにより、挿入部12の先端部36を腸管70の深部に挿入することができる。挿入部12をさらに深部に挿入する場合には、図6(d)に示したような固定操作を行った後、図6(e)に示したような押し込み操作を行い、さらに図6(f)に示したような把持操作、図6(g)に示したような手繰り寄せ操作、図6(h)に示したような挿入操作を順に繰り返す。これにより、挿入部12をさらに腸管70の深部に挿入することができる。

40

【0044】

このように本実施の形態によれば、挿入部12の挿入操作、挿入部12の固定操作、オーバーチューブ50の押し込み操作、第2バルーン60による腸管70の把持操作、オーバーチューブ50の手繰り寄せ操作を繰り返して行うことによって、挿入部12を腸管70の深部に挿入することができる。

【0045】

50

また、本実施の形態によれば、第2バルーン60を基点として腸管70を手繰り寄せるので、第1バルーン30を基点として腸管70を手繰り寄せる場合と異なり、腸管70を損傷するおそれがない。すなわち、第1バルーン30を基点として腸管70を手繰り寄せる場合(図8参照)には、収縮状態の腸管70がオーバーチューブ50に巻き込まれやすくなるのに対し、第2バルーン60を基点として腸管70を手繰り寄せる場合には、自然状態(縮んでない状態)の腸管70に対してオーバーチューブ50を押し込むことになるので、腸管70が巻き込まれることがなく、腸管70の損傷を防止することができる。

【0046】

特に、本実施の形態の内視鏡装置は、第1バルーン30が第2バルーン60よりも小さく形成されているため、第1バルーン30によって腸管70を把持することができず、第1バルーン30を基点とした手繰り寄せ操作を行うことができない。したがって、腸管70の損傷を確実に防止することができる。

10

【0047】

さらに、本実施の形態によれば、第1バルーン30と第2バルーン60とで腸管70に対する摩擦抵抗が異なるため、両方のバルーン30、60を膨張させた状態でオーバーチューブ50を手繰り寄せても、腸管70が両方のバルーン30、60によって引っ張られることがなく、腸管70の損傷を確実に防止することができる。

【0048】

なお、第2バルーン60は、膨張時における腸管70に対する摩擦抵抗が、第1バルーン30よりも大きく構成されていればよい。したがって、例えば、自然状態での大きさが同一である第1バルーン30、及び第2バルーン60を用いるとともに、膨張時の第2バルーン60のエア圧が第1バルーン30のエア圧よりも大きくなるようにエアを供給してもよい。これにより、第2バルーン60が第1バルーン30よりも大きく膨張するので、腸管70に対する摩擦抵抗は第2バルーン60の方が第1バルーン30よりも大きくなる。

20

【0049】

その際、第2バルーン60のエア圧は、 26.7 hPa 以上 133.3 hPa 以下であることが好ましい。このような範囲にエア圧を設定すると、膨張時の第2バルーン60が腸管70に対して十分、且つ安定した把持力を発揮することが実験により明らかになっている。ここで実験とは、犬を全身麻酔下に開腹し、空腸に形成した切開口から、径 10 mm 、長さ約 15 cm の棒の先端に装着したラテックス製のバルーンを挿入し、エア圧と引き抜く際の抵抗力の関係を調べたものである。この結果を図9に示す。同図の表から分かるように、エア圧が 26.7 hPa よりも小さいと、把持力が不足するという問題が発生する。逆に、エア圧が 133.3 hPa よりも大きいと、把持力が不安定になり、腸管に多大な負担を与えるおそれがある。このため、エア圧は、 26.7 hPa 以上 133.3 hPa 以下が好ましいことが分かる。

30

【0050】

また、自然状態での大きさが同一である第1バルーン30、及び第2バルーン60を用いるとともに、第2バルーン60の厚みを第1バルーン30の厚みより小さく形成してもよい。この場合、両方のバルーン30、60にエアを一定圧で供給すると、第2バルーン60は第1バルーン30よりも大きく膨張するので、腸管70に対する摩擦抵抗は、第2バルーン60の方が第1バルーン30よりも大きくなる。

40

【0051】

また、第1バルーン30と第2バルーン60を異なる材質で製造することによって腸管70に対する摩擦抵抗を変えるようにしてもよい。例えば、第1バルーン30を、摩擦抵抗の小さい材質(例えばシリコンゴム)で作製し、第2バルーン60を、摩擦抵抗の大きい材質(例えば天然ゴム)で作製してもよい。この場合、膨張時の大きさ、形状が第1バルーン30と第2バルーン60で同一であっても、腸管70に対する摩擦抵抗は、第2バルーン60の方が第1バルーン30よりも大きくなる。

【0052】

50

また、第1バルーン30を膨張率の小さい材質で作製し、第2バルーン60を膨張率の大きい材質で作製してもよい。この場合、第1バルーン30と第2バルーン60に一定圧のエアを供給すると、第2バルーン60の方が第1バルーン30よりも大きく膨張するので、腸管70に対する摩擦抵抗は、第2バルーン60の方が第1バルーン30よりも大きくなる。

【0053】

さらに、第1バルーン30と第2バルーン60の膨張時の形状を変えることによって、腸管70に対する摩擦抵抗を変えるようにしてもよい。例えば、図7(a)に示す第2バルーン80は、膨張時の断面形状が、オーバーチューブ50の軸方向に長い長円状に形成されている。したがって、第2バルーン80は、円周面80dで腸管70(図6参照)に面接触するので、腸管70に対する摩擦抵抗は大きくなる。同様に、図7(b)に示す第2バルーン82、及び図7(c)に示す第2バルーン84はそれぞれ、腸管70に面接触する円周面82d、84dを備えており、腸管70に対する摩擦抵抗が大きい。なお、図7(a)~(c)の場合、各バルーン80、82、84にネットを被せることによって、各バルーン80、82、84が所望の形状に保持されるようにしてもよい。

10

【図面の簡単な説明】

【0054】

【図1】本発明に係る内視鏡装置のシステム構成図

【図2】内視鏡の挿入部の先端部を示す斜視図

【図3】第1バルーンを装着した挿入部の先端部を示す斜視図

20

【図4】オーバーチューブを示す側断面図

【図5】挿入部を挿通させたオーバーチューブの先端部分を示す側断面図

【図6】本発明に係る内視鏡装置の操作方法を示す説明図

【図7】異なる形状の第2バルーンを示す側断面図

【図8】従来の内視鏡装置の操作方法を示す説明図

【図9】実験結果を示す表図

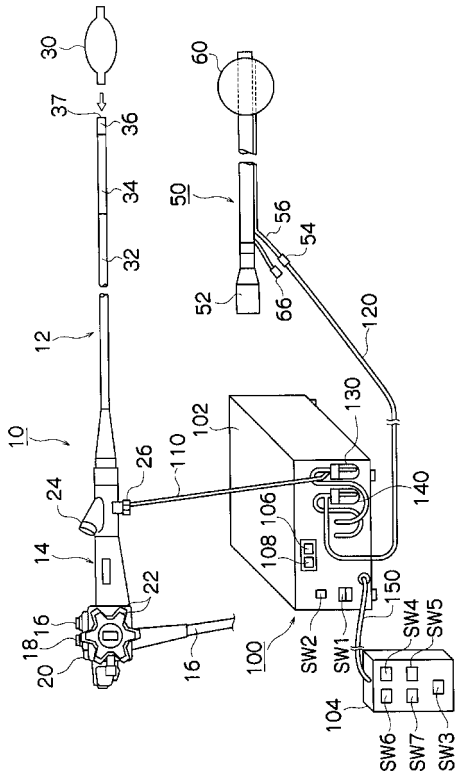
【符号の説明】

【0055】

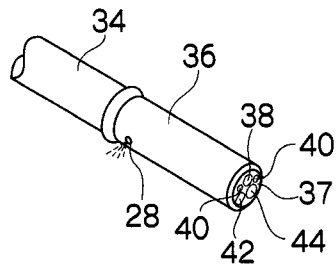
10...内視鏡、12...挿入部、14...手元操作部、26...バルーン送気口、28...空気供給吸引口、30...第1バルーン、36...先端部、50...オーバーチューブ、52...把持部、54...バルーン送気口、56...チューブ、58...先端、60...第2バルーン、62...X線造影系、64...系、66...注入口、100...バルーン制御装置、102...装置本体、104...ハンドスイッチ

30

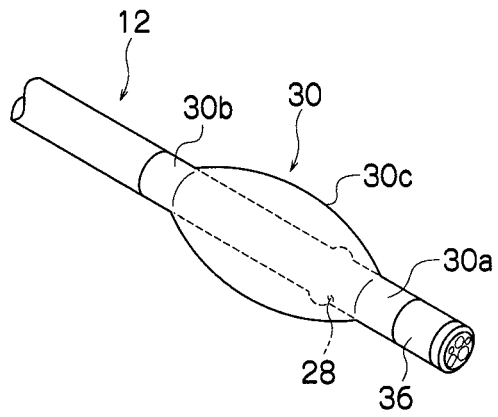
【 図 1 】



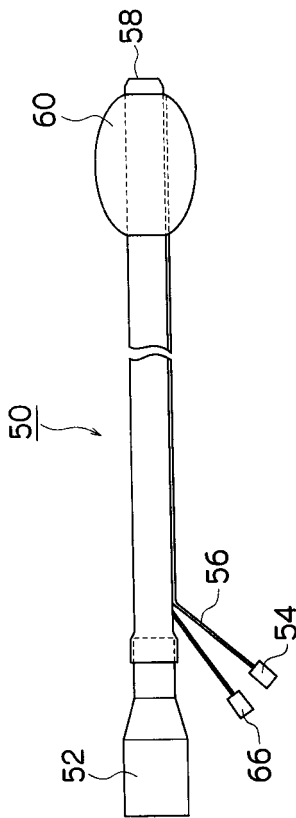
【 図 2 】



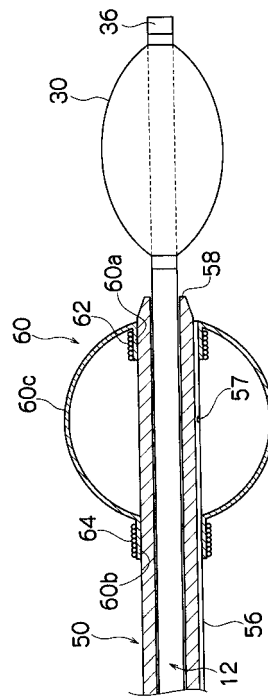
【 図 3 】



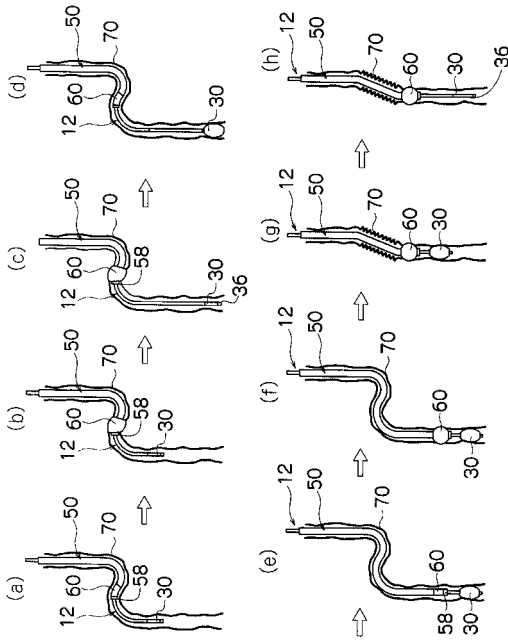
【 図 4 】



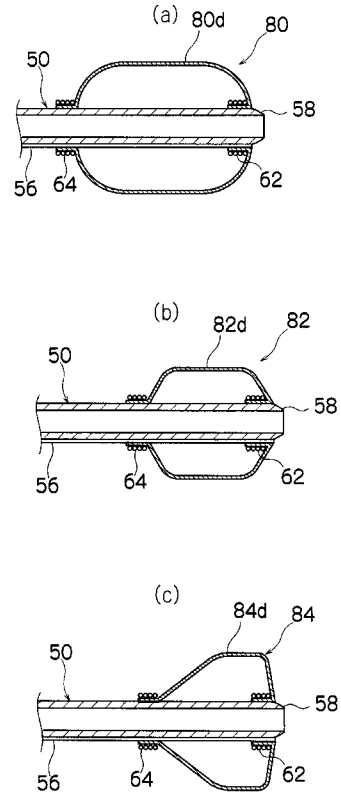
【 図 5 】



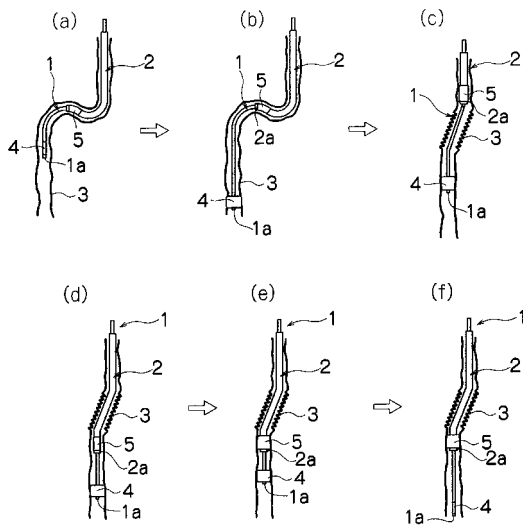
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】

エア圧 (hPa)	把持力 (g)
0	0
13.3	0
26.7	20
40.0	30
53.3	70
66.7	80
80.0	120
93.3	200
106.7	200
120.0	220
133.3	100
160.0	180
186.7	210
213.3	500

フロントページの続き

審査官 安田 明央

(56)参考文献 特開昭51-11689(JP,A)
特開平11-290263(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	JP3888359B2	公开(公告)日	2007-02-28
申请号	JP2004096454	申请日	2004-03-29
[标]申请(专利权)人(译)	山本 博德 富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	山本 博德 富士公司		
当前申请(专利权)人(译)	有限公司ES伯爵周杰伦 富士公司		
[标]发明人	山本博德 町田光则		
发明人	山本 博德 町田 光则		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.320.C A61B1/01.513		
F-TERM分类号	4C061/FF36 4C061/GG25 4C161/FF36 4C161/GG25		
优先权	2003136824 2003-05-15 JP		
其他公开文献	JP2004358222A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜装置，其通过使附接到外套管的第二气囊充气到比附接到内窥镜的插入部分的远端部分的第一气囊更大的程度而不会对肠道造成损害的内窥镜装置。本发明还提供了一种操作内窥镜装置的方法，该方法通过以第二气囊为基点拉动肠道来防止对肠道的损害。内窥镜装置包括内窥镜，外套管和球囊控制装置。第一球囊30可拆卸地附接到内窥镜12的插入部分20的远端部分36，第二球囊60附接到上管50的远端部分。第二球囊60比第一球囊30膨胀得更多。点域1

图 4

