

(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2011-67278

(P2011-67278A)

(43) 公開日 平成23年4月7日(2011.4.7)

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

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2009-219455 (P2009-219455)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成21年9月24日 (2009.9.24)		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	100090169
			弁理士 松浦 孝
		(74) 代理人	100147762
			弁理士 藤 拓也
		(74) 代理人	100156476
			弁理士 潮 太郎
		(72) 発明者	尾登 邦彦
			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 BA21 DA03 DA12 DA14 DA17
			GA02
			4C061 AA00 BB00 CC00 DD00 FF24
			HH51 JJ02

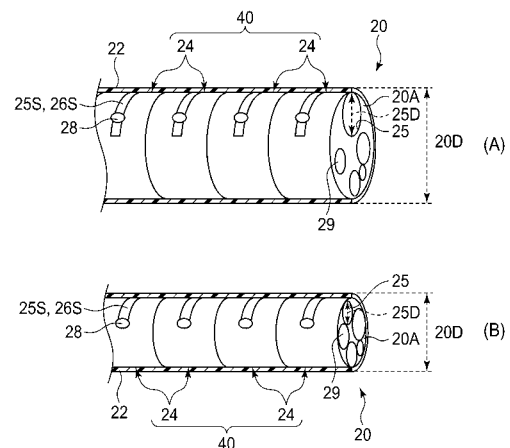
(54) 【発明の名称】 内視鏡

(57) 【要約】

【課題】径が可変な可撓管であって、特に、被写体内への挿入時と内視鏡観察時のそれぞれにおいて適当なサイズとなるように径を調整可能な可撓管を有する内視鏡を実現する。

【解決手段】挿入部可撓管20においては、多数の連結部材24が長手方向に沿って互いに連結されている。連結部材24は、形状記憶合金で形成されている。ユーザにより挿入部可撓管20の径の調整が指示されると、連結部材24に電流が流れ、連結部材24が径方向に伸縮する。このため、例えば挿入時には挿入部可撓管20を細径化し、内視鏡観察時には径を大きくするといった調整が可能である。

【選択図】 図1 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔内に挿入される可撓管を備えた内視鏡であって、
形状記憶部材により形成された複数の円筒形の連結部材が同軸に連結されている側壁部材と、

前記連結部材を径方向に伸縮させる伸縮手段とを備え、

前記連結部材の伸縮により前記可撓管の径が調整されることを特徴とする内視鏡。

【請求項 2】

前記連結部材において、それぞれ円筒形の内側部材と外側部材とが重ねられており、前記内側部材と前記外側部材とを互いに連動させつつ伸縮させることにより、前記可撓管の内径と外径とが同時に調整されることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

10

【請求項 3】

前記連結部材においてスリットが設けられており、互いに隣接する前記連結部材のスリット同士が重ねられた状態で、隣接する前記連結部材を固定する固定部材をさらに有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 4】

前記伸縮手段が、前記連結部材に通電する通電手段と、前記通電による前記連結部材の発熱に応じた前記連結部材の伸縮を検知する伸縮検知手段とを有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 5】

前記伸縮手段による前記可撓管の径の伸縮を指示するための指示部材をさらに有し、前記通電手段が、前記指示部材側に配置された前記連結部材に通電することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡。

20

【請求項 6】

被写体像を生成する画像生成手段と、生成された被写体像に基づいて前記内視鏡の進路における被写体の隙間の幅を検知する幅検知手段とをさらに有し、前記隙間の幅に応じて前記可撓管の径が調整されることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 7】

前記伸縮手段による前記可撓管の径の伸縮を指示するための指示部材をさらに有し、ユーザからの指示により前記可撓管の径が調整されることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

30

【請求項 8】

前記可撓管の径を表示する表示手段をさらに有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 9】

前記連結部材が変態点以上の温度にあるときに前記可撓管の径が最大になることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 10】

前記可撓管が、前記側壁部材の外表面を覆う絶縁性の外皮層をさらに有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡に関し、特に、径を調整可能な内視鏡に関する。

【背景技術】**【0002】**

内視鏡には、体腔内に挿入される可撓管が設けられている。可撓管の外径は、内視鏡観察の対象となる部位や目的に応じて定められている。例えば、鉗子などのアクセサリ類の使用や、送気・送水のための管路の必要性が高い場合、可撓管の外径は大きくならざるを得ない。

50

【 0 0 0 3 】

また、体腔内に挿入される可撓管の推進力を向上させるため、可撓管の表面に設けられた伸縮性のチューブに圧縮空気を送り込むことが知られている（特許文献 1 参照）。この場合、送り込まれる空気の量を調整することにより、形成される突起の高さが調整される。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 4 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 6 - 3 0 5 3 2 0 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

一般に、用途ごとに予め定められた可撓管の径を調整することはできない。このため、可撓管の径の大きさを選択する自由度は低く、内視鏡観察の対象となる部位によっては、最適な径を有する可撓管を使用できない可能性もある。また、可撓管の表面に設けられたチューブを隆起させて突起とした場合においても、可撓管の径を広げるわけではない。このため、例えば鉗子チャンネルや送気・送水管を設けるスペースを確保することはできない。

【 0 0 0 6 】

また一般的に、挿入時の被検者の負担を抑えるために可撓管を細径化することが好ましいといえる。このため、径の大きさを調整することができない一般的な可撓管のうち、特に外径の比較的大きいものは、使用時に被検者の負担が大きくなる恐れがある。そして可撓管表面に設けられる突起の大きさを調整した場合においても、元来の外径以下に可撓管を細径化することは不可能である。

【 0 0 0 7 】

本発明は、径が可変な可撓管であって、特に、体腔内への挿入時と内視鏡観察時のそれぞれにおいて適当なサイズに径を調整可能な可撓管を有する内視鏡の実現を目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

本発明の内視鏡は、体腔内に挿入される可撓管を備えている。内視鏡は、形状記憶部材により形成された複数の円筒形の連結部材が同軸に連結されている側壁部材と、連結部材を径方向に伸縮させる伸縮手段とを備え、連結部材の伸縮により可撓管の径が調整されることを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

連結部材においては、それぞれ円筒形の内側部材と外側部材とが重ねられており、内側部材と外側部材とを互いに連動させつつ伸縮させることにより、可撓管の内径と外径とが同時に調整されることが好ましい。

【 0 0 1 0 】

連結部材においては、スリットが設けられており、互いに隣接する連結部材のスリット同士が重ねられた状態で、隣接する連結部材を固定する固定部材をさらに有することが好ましい。

【 0 0 1 1 】

伸縮手段は、連結部材に通電する通電手段と、通電による連結部材の発熱に応じた連結部材の伸縮を検知する伸縮検知手段とを有することが好ましい。この場合、内視鏡は、伸縮手段による可撓管の径の伸縮を指示するための指示部材をさらに有し、通電手段が、指示部材側に配置された連結部材に通電することがより好ましい。

【 0 0 1 2 】

内視鏡は、被写体像を生成する画像生成手段と、生成された被写体像に基づいて内視鏡の進路における被写体の隙間の幅を検知する幅検知手段とをさらに有し、隙間の幅に応じて可撓管の径が調整されることが好ましい。また、内視鏡は、伸縮手段による可撓管の径

10

20

30

40

50

の伸縮を指示するための指示部材をさらに有し、ユーザからの指示により可撓管の径が調整されることが好ましい。

【0013】

内視鏡は、可撓管の径を表示する表示手段をさらに有することが好ましい。連結部材が変態点以上の温度にあるときに、可撓管の径が最大になることが好ましい。また、可撓管は、側壁部材の外表面を覆う絶縁性の外皮層をさらに有することが好ましい。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、径が可変な可撓管であって、特に、体腔内への挿入時と内視鏡観察時のそれぞれにおいて適当なサイズとなるように径を調整可能な可撓管を有する内視鏡を実現できる。

10

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本実施形態における内視鏡を示す側面図である。

【図2】電子内視鏡装置のブロック図である。

【図3】挿入部可撓管を構成する連結部材が巻き付けられる状態を示す斜視図である。

【図4】薄板状の内側部材のみが円筒形に巻き付けられた状態の連結部材を示す側面図である。

【図5】円筒形の2つの連結部材を示す図である。

20

【図6】2つの連結部材が連結された状態を示す図である。

【図7】単一の板状部材を用いて形成される連結部材を示す図である。

【図8】複数の板状部材を用いて形成される連結部材を示す図である。

【図9】挿入部可撓管の径を調整するための回路を示すブロック図である。

【図10】容量センサ回路のブロック図である。

【図11】挿入部可撓管の先端付近において径が変化する状態を示す図である。

【図12】挿入部可撓管の径の調整におけるモード選択ルーチンを示す図である。

【図13】挿入部可撓管の径を自動的に調整する自動調整ルーチンを示す図である。

【図14】電子内視鏡装置のモニタ上の被写体像を例示する図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

30

以下、本発明の実施形態を、図面を参照して説明する。図1は、本実施形態における内視鏡を示す側面図である。図2は、電子内視鏡装置のブロック図である。

【0017】

内視鏡スコープ10（内視鏡）は、電子内視鏡装置15の一部であって、操作部12と、挿入部可撓管20（可撓管）とを含む。操作部12には、吸引ボタン14、送気・送水ボタン16、調整指示スイッチ18などの操作ボタンが設けられている。挿入部可撓管20は、操作部12から延出しており、被写体である患者の体腔内に挿入される。このため挿入部可撓管20の径は、後述するように、調整指示スイッチ18の操作により調整することができる。

【0018】

40

挿入部可撓管20は、人体内に挿入されるために湾曲可能である。挿入部可撓管20の先端部には、撮像素子21が設けられている。一方、電子内視鏡装置15のプロセッサ17には、光源19、CPU31等が設けられている。光源19から出射された照明光は、集光レンズ23によって集光され、ライトガイド11に入射する。ライトガイド11を通った照明光は、挿入部可撓管20の先端から出射され、被写体に向けて照射される。被写体で反射された照明光の反射光は、対物レンズを介して撮像素子21に入射する。この撮像素子21により生成された画像信号が、電子内視鏡装置15の映像信号処理回路33に送られ、処理される。この結果、被写体画像が形成され、モニタ50上に表示される。

【0019】

次に、挿入部可撓管20の形成および内部構造につき説明する。図3は、挿入部可撓管

50

20を構成する連結部材が巻き付けられる状態を示す斜視図である。図4は、薄板状の内側部材のみが円筒形に巻き付けられた状態の連結部材を示す側面図である。

【0020】

連結部材24(形状記憶部材)は、いずれも薄板状の内側部材25と外側部材26とを含む。内側部材25と外側部材26とは、いずれも同種の形状記憶合金であるニッケルチタン合金で形成されている。連結部材24は、以下のように形成される。まず、内側部材25が円筒形に巻き付けられ、内側部材25の両端付近が互いに固定される。そして円筒形の内側部材25に外側部材26が取り付けられる。このとき、内側および外側部材25、26は、内側部材25の下側の直線状の固定部24Fにおいて互いに固定される。

【0021】

こうして内側および外側部材25、26が互いに固定された状態で、矢印Aの示すように、内側部材25の周囲を覆いつつ外側部材26が巻き付けられ、円筒形に固定される。こうして形成される連結部材24は、内側部材25と外側部材26とが重ねられた二層構造を有する。

【0022】

なお、内側および外側部材25、26の両端付近には、それぞれ内側スリット25Sおよび外側スリット26Sが設けられている。内側および外側スリット25S、26Sは、複数の連結部材24同士を連結するために形成されている。外側部材26は、図示されたように、内側および外側スリット25S、26Sが互いに重なるように巻き付けられている。

【0023】

図5は、円筒形の2つの連結部材24を示す図である。図6は、2つの連結部材24が連結された状態を示す図である。

【0024】

内側、外側スリット25S、26Sには、ビス28(固定部材)が通される。このビス28により、連結部材24同士が連結される。すなわち図6に示されるように、2つの連結部材24のうち一方のスリット25S、26Sと、他方のスリット25S、26Sとが重なるように隣接された状態の2つの連結部材24が、ビス28によって互いに固定される。

【0025】

このように、多数の連結部材24同士を連結、固定することにより、挿入部可撓管20(図1参照)の側壁部材(ここでは図示せず)が形成される。多数の連結部材24は、それぞれの中心軸24Cが互いに一致するように、同軸に連結される。この側壁部材は、長手方向に沿って互いに連結された多くの連結部材24を有する1本の管状であり、挿入部可撓管20の側壁を形成する。

【0026】

ビス28は、内側、外側部材25、26の所定の位置に固定されてはならず、内側、外側スリット25S、26Sにおいて移動可能である。このため、矢印Bの示すように連結部材24の向きは適度に変更可能であり(図6参照)、可撓管20の湾曲性が確保されるとともに、後述する連結部材24の径方向の伸縮が可能である。そして連結部材24の伸縮時には、内側および外側部材25、26が、互いに連動して同時に伸縮する。

【0027】

連結部材24の形成は、他の方法によっても可能である。例えば、図7(A)に示されるように、内側部材25と外側部材26とを積層させた板状部材27を用いても良い。内側部材25と外側部材26とは、板状部材27の端部の固定部27Fのみで固定されている。そしてビス28は、外側部材26と一体である。この場合、図7(B)において、矢印Cの示すように一对の内側スリット25S同士が重なるように、かつ矢印Dの示すようにビス28が外側スリット26S、および外側スリット26Sを介して内側スリット25Sに嵌合するように、板状部材27が巻き付けられる。このような積層体の板状部材27を用いると、一回の巻き付け工程により、内側部材25と外側部材26とを同時にそれぞ

10

20

30

40

50

れ円筒形にすることができ、連結部材 2 4 を効率的に形成できる。

【0028】

また、図 7 と同様の板状部材 2 7 を複数枚重ねた状態で巻き付けても良い（図 8 参照）。この図 8 における破線は、隣接する他の板状部材 2 7 の下側に隠れる板状部材 2 7 の輪郭を示しており、板状部材 2 7 は、部分的に重ね合わせられている。すなわち、板状部材 2 7 の一对の内側、外側スリット 2 5 S、2 6 S のうちの一方が、隣接する板状部材 2 7 のいずれかの端部側の内側、外側スリット 2 5 S、2 6 S と一致するように、板状部材 2 7 が積層されている。

【0029】

このように、内側スリット 2 5 S 同士、および外側スリット 2 6 S 同士がそれぞれ重なるように積層された板状部材 2 7 を同時に巻き付け、図 7 と同様にビス 2 8 を内側、外側スリット 2 5 S、2 6 S に嵌め込むことにより、連結された状態の連結部材 2 4 が形成される。このため、複数の連結部材 2 4 を連結させる工程（図 5、6 等参照）が省略され、複数の連結部材 2 4 を含む後述する側壁部材を、より効率的に形成することができる。なお図 8 においては、図 7 に示された板状部材 2 7 をほぼそのまま使用できるものの、積層体の一端に配置される板状部材 2 7、すなわち最も上側の板状部材 2 7 においては、一对のビス 2 8 が両端に設けられている。

【0030】

次に、連結部材 2 4 を伸縮させて挿入部可撓管 2 0 の径を調整する方法について説明する。図 9 は、挿入部可撓管 2 0 の径を調整するための回路を示すブロック図である。図 10 は、容量センサ回路のブロック図である。図 11 は、挿入部可撓管 2 0 の先端付近において径が変化する状態を示す図である。

【0031】

本実施形態においては、連結部材 2 4 を径方向に伸縮させることにより、挿入部可撓管 2 0（図 1 参照）の径が調整可能である。このために、内視鏡スコープ 1 0 の操作部 1 2 においては、容量センサ回路 3 0（伸縮検知手段）と、電流制御回路 3 2（通電手段）が設けられている。

【0032】

ユーザによる調整指示スイッチ 1 8（指示部材・図 1 参照）の操作により挿入部可撓管 2 0 の径を調整することが指示されると、容量センサ回路 3 0 の制御の下で、電流制御回路 3 2 から連結部材 2 4 に電流が流れる。そして連結部材 2 4 においては、電流制御回路 3 2 からの電流によりジュール熱が発生する。この結果、形状記憶合金で形成されている連結部材 2 4 が径方向に伸縮し、その伸縮量が、以下のように容量センサ回路 3 0 により検知される。

【0033】

容量センサ回路 3 0 においては、図 10 に示されるように、連結部材 2 4 が抵抗を含むキャパシタ 3 4 として機能する。連結部材 2 4 が径方向に伸びるとキャパシタ 3 4 の容量が増加し、連結部材 2 4 が収縮すると容量が減少する。このように変化したキャパシタ 3 4 の容量を示す信号が、増幅されて差動トランスの変位検出センサ 3 6 に入力される。

【0034】

変位検出センサ 3 6 により受信された信号が示すキャパシタ 3 4 の容量に応じた電流が、変位検出センサ 3 6 から検知回路 3 8 に供給される。そして、キャパシタ 3 4 の容量に対応した連結部材 2 4 の実際の伸縮位置と、調整指示スイッチ 1 8 の操作によって定められた連結部材 2 4 の目標となる伸縮位置との差分を示す信号が、検知回路 3 8 から変位検出センサ 3 6 に送信される。この伸縮位置の差分に応じて、連結部材 2 4 への通電量を変化させるように指示する信号が、検知回路 3 8 から電流制御回路 3 2 に送信される。

【0035】

このようなフィードバック制御の結果、電流制御回路 3 2 からの通電によって連結部材 2 4 が目標位置まで伸縮し、挿入部可撓管 2 0 の径が変化する（図 11 参照）。多数の連結部材 2 4 からなる側壁部材 4 0 の外表面は、挿入部可撓管 2 0 の表面を形成する絶縁性

10

20

30

40

50

の外皮層 22 で覆われている。外皮層 22 は、生体適合性と適度な伸縮性を有する部材、例えばシリコンゴム製であり、挿入部可撓管 20 の径の変化に追従して変形可能である。さらに外皮層 22 は、断熱性にも優れており、連結部材 24 の発熱による挿入部可撓管 20 表面の高温化を防止する。なお図 11 では、説明の便宜上、外皮層 22 の半分を切り欠いた状態の挿入部可撓管 20 が示されている。

【0036】

本実施形態では、図 11 (A) に例示されるように、連結部材 24 の温度が変態点以上であるときに、連結部材 24 の外径、すなわち挿入部可撓管 20 の外径 20D が最大となる。そして挿入部可撓管 20 は、内視鏡観察を開始するまでに、連結部材 24 の変態点以下の温度、例えば室温で最も細径化されており、図 11 (B) に例示された状態で体腔内に挿入される。このため、体腔内への挿入時に挿入部可撓管 20 の外径 20D を可能な限り小さくすることにより、被検者の負担を抑えることができる。

【0037】

さらに、挿入部可撓管 20 の挿入開始後、例えば内視鏡観察の対象となる部位の近傍に挿入部可撓管 20 の先端面 20A が到達したとき、調整指示スイッチ 18 (図 1 参照) の操作によって挿入部可撓管 20 の外径 20D を増すことができる。また、挿入部可撓管 20 の送水管 29 に水を通すことにより連結部材 24 を冷却させ、内視鏡観察中に外径 20D を小さくすることも可能である。外径 20D を増減させると、内側部材 25 の直径、すなわち挿入部可撓管 20 の内径 25D もこれに伴って増減する。

【0038】

内側部材 25 により形成される管路は、例えば、鉗子 (図示せず) などの処置具が通る鉗子チャンネルとして活用できる。従って、挿入時に外径 20D を小さくするために収縮させた外側部材 26 と連動して同時に収縮した内側部材 25 により、一度は内径 25D が小さくなった場合においても、内視鏡観察時には鉗子チャンネルを拡張し、比較的径の大きい鉗子等の処置具を使用できる。

【0039】

なお、上述の電流制御回路 32 (図 9、10 参照) による通電の対象は、挿入部可撓管 20 の最も基端部側、すなわち調整指示スイッチ 18 の設けられた操作部 12 側 (図 1 参照) に配置された連結部材 24 のみである。これは、連結部材 24 およびビス 28 が導電性であり、いずれか 1 つの連結部材 24 に電流を流すと全ての連結部材 24 が通電されることから個々の連結部材 24 に直接電流を流す必要がないためである。さらに、電流制御回路 32 と連結部材 24 との電氣的な接続のために必要なケーブルを最小限に抑えるためである。

【0040】

図 12 は、挿入部可撓管 20 の径の調整におけるモード選択ルーチンを示す図である。図 13 は、挿入部可撓管 20 の径を自動的に調整する自動調整ルーチンを示す図である。

【0041】

径調整ルーチンは、電子内視鏡装置 15 が起動して内視鏡観察が開始されると、開始する。ステップ S10 では、挿入部可撓管 20 の径を細くする必要があるか否かが判断され、必要があると判断されるとステップ S12 に進む。ステップ S12 では、連結部材 24 の収縮により挿入部可撓管 20 が細径化され、ステップ S14 に進む。ステップ S14 では、挿入部可撓管 20 が体腔内に挿入され、ステップ S16 に進む。

【0042】

ステップ S16 では、内視鏡スコープ 10 の操作部 12 に設けられた選択スイッチ (図示せず) の操作により、手動調整モードが選択されたか否かが判断される。手動調整モードが選択されると判断されるとステップ S18 に進み、手動調整モードが選択されておらず、自動調整モードが選択されると判断されるとステップ S20 に進む。

【0043】

ステップ S18 では、例えば調整指示スイッチ 18 に含まれる手動調整モード用のロータリースイッチのダイヤル操作により、挿入部可撓管 20 の径の目標値が設定される。そ

10

20

30

40

50

して上述の容量センサ回路 30 (図 9、10 参照) 等の制御により、連結部材 24 が伸縮され、挿入部可撓管 20 の径が目標値となるように調整される。そしてステップ S 22 に進む。

【0044】

ステップ S 22 では、内視鏡観察を終了するように指示されたか否かが判断され、指示されたと判断されるとモード選択ルーチンは終了する。また、内視鏡観察の終了が指示されていないと判断された場合、ステップ S 16 に戻る。一方、自動調整モードが選択されたステップ S 20 では、自動調整ルーチン (図 13 参照) が開始する。

【0045】

自動調整ルーチンのステップ S 24 では、そのときの挿入部可撓管 20 の外径 20D および内径 25D が容量センサ回路 30 により検知され、ステップ S 26 に進む。ステップ S 26 では、挿入部可撓管 20 の径を調整する必要があるか否かが、操作部 12 内の制御回路 (図示せず) により判断される。

10

【0046】

このとき、挿入部可撓管 20 内の先端面 20A (図 11 参照) 近傍に設けられた撮像素子 21 (図 2 参照・画像生成手段) により生成された被写体像の画像データに基づき、挿入部可撓管 20 の前方にある被写体の隙間の幅が検知される。例えば、電子内視鏡装置 15 のモニタ 50 上の被写体像を例示する図 14 において、被写体である体腔の隙間 52 の最小幅 52W が、プロセッサ 17 の CPU 31 (図 2 参照) を活用したソフトウェア (幅検知手段) における画像処理により算出される。

20

【0047】

そしてステップ S 24 で求められた挿入部可撓管 20 の外径 20D が、最小幅 52W とほぼ等しい、もしくは最小幅 52W よりも大きい場合、挿入部可撓管 20 の径を調整する必要があると判断され、ステップ S 28 に進む。ステップ S 28 では、体腔の隙間 52 を通過できるように挿入部可撓管 20 が細径化され、ステップ S 30 に進む。

【0048】

一方、ステップ S 26 において、外径 20D が最小幅 52W よりも十分に小さく、挿入部可撓管 20 の径を調整する必要があると判断されると、ステップ S 30 に進む。ステップ S 30 では、手動調整モードへの切り換え等、自動調整モードを終了する指示がなされたか否かが判断され、指示されていないと判断されるとステップ S 24 に戻り、指示されたと判断されると自動調整ルーチンは終了する。

30

【0049】

なおモニタ 50 (表示手段) においては、被写体像のみならず、そのときの挿入部可撓管 20 の外径 20D および内径 25D を示す指標 54 が表示される。このためユーザは、挿入部可撓管 20 の径を確実に把握することができ、この点は特に手動調整モード設定時において有用である。

【0050】

以上のように本実施形態によれば、挿入部可撓管 20 の径を可変にすることにより、体腔内への挿入時には挿入部可撓管 20 を細径化して被検者の負担を軽減できる。さらに、内視鏡観察時には、例えば鉗子チャンネルとしての内径を確保することも可能である。また、挿入部可撓管 20 の径を、観察の対象に応じて異なるサイズに調整可能であるため、同一の内視鏡スコープ 10 を幅広く使用することができる。

40

【0051】

挿入部可撓管 20 の形状、材質等は本実施形態に限定されない。例えば、外径 20D と内径 25D とをいずれも調整可能であることが好ましいものの、連結部材 24 を単一の円筒形部材とし、挿入部可撓管 20 の外径 20D のみを調整可能としても良い。内側および外側部材 25、26 は、ニッケルチタン合金以外の形状記憶合金で形成されても良い。また、温度変化による伸縮制御を容易にすべく、内側、外側部材 25、26 を同種の形状記憶合金で形成することが好ましいものの、互いに異なる部材を用いても良い。

【0052】

50

ステッピングモータ、ワイヤ等を用いて、連結部材 2 4 および挿入部可撓管 2 0 の径をより精密に調整しても良い。また、複数、あるいは全ての連結部材 2 4 に電流制御回路 3 2 から電流を供給しても良い。

【符号の説明】

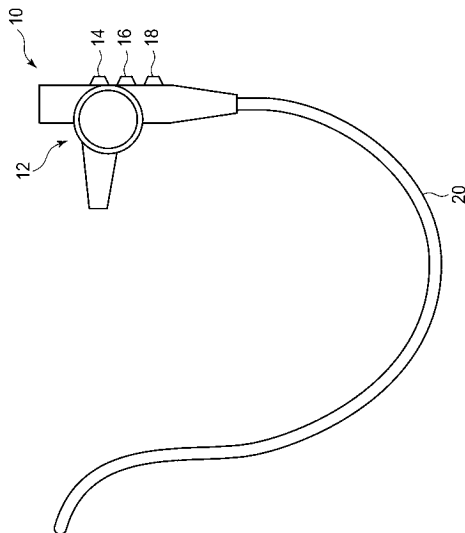
【 0 0 5 3 】

- 1 0 内視鏡スコープ（内視鏡）
- 1 8 調整指示スイッチ（指示部材）
- 2 0 挿入部可撓管（可撓管）
- 2 1 撮像素子（画像生成手段）
- 2 2 外皮層
- 2 4 連結部材
- 2 5 内側部材
- 2 5 S 内側スリット
- 2 6 外側部材
- 2 6 S 外側スリット
- 2 8 ビス（固定部材）
- 3 0 容量センサ回路（伸縮検知手段）
- 3 2 電流制御回路（通電手段）
- 4 0 側壁部材
- 5 0 モニタ（表示手段）

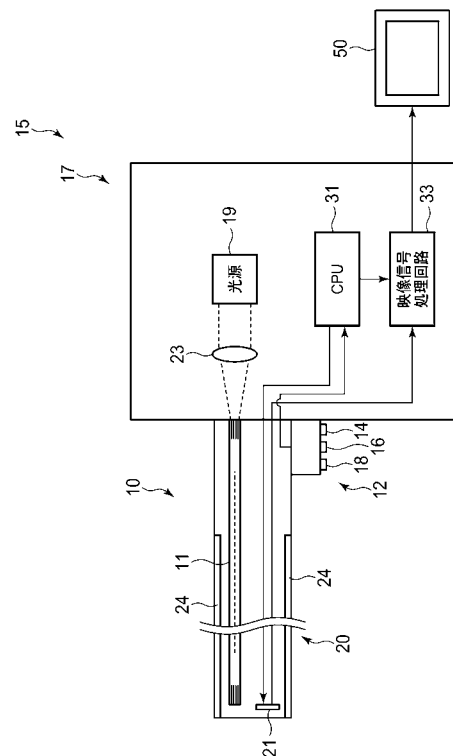
10

20

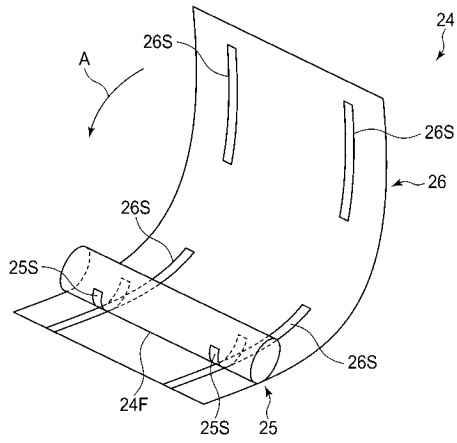
【 図 1 】



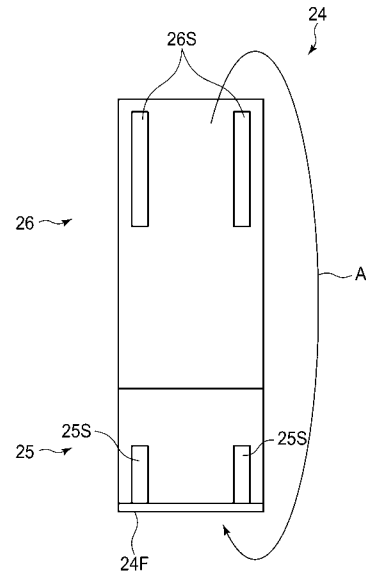
【 図 2 】



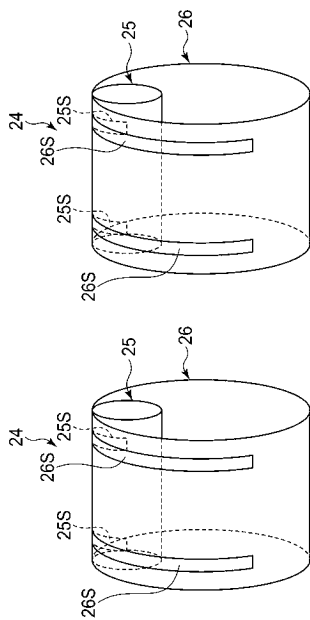
【 図 3 】



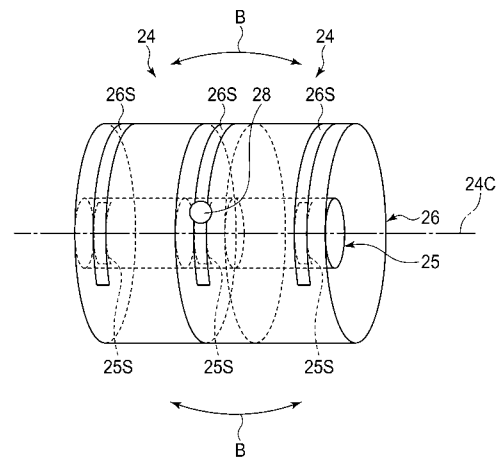
【 図 4 】



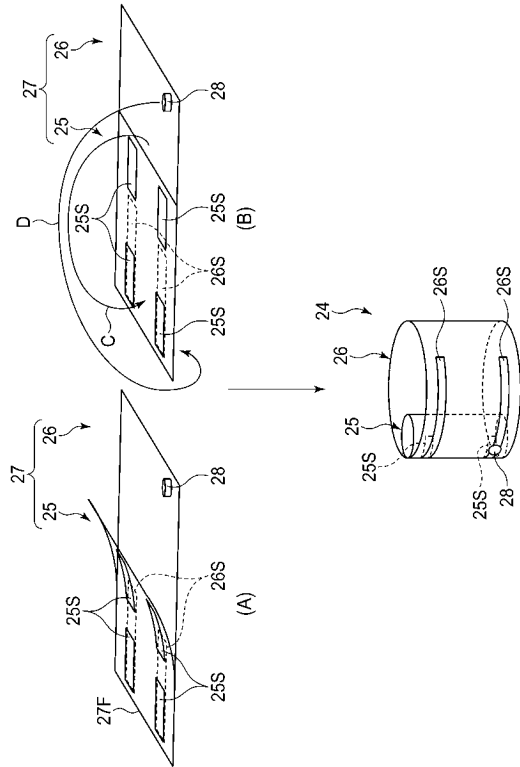
【 図 5 】



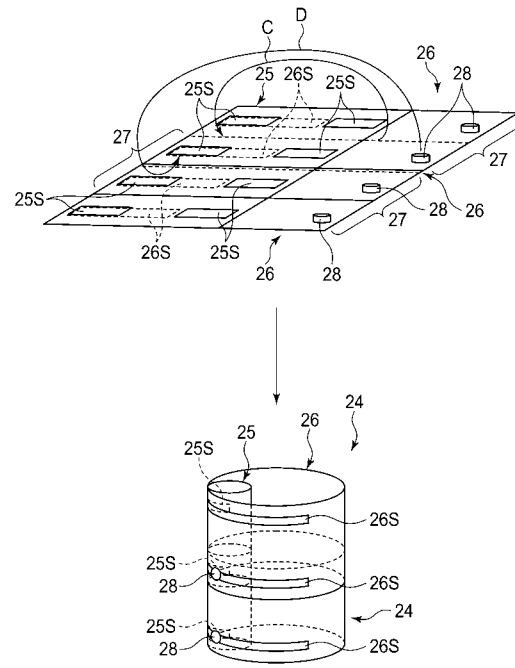
【 図 6 】



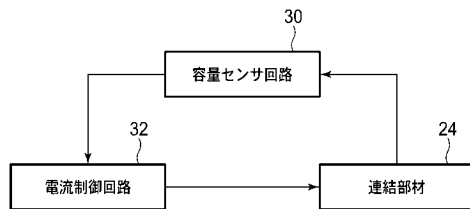
【図 7】



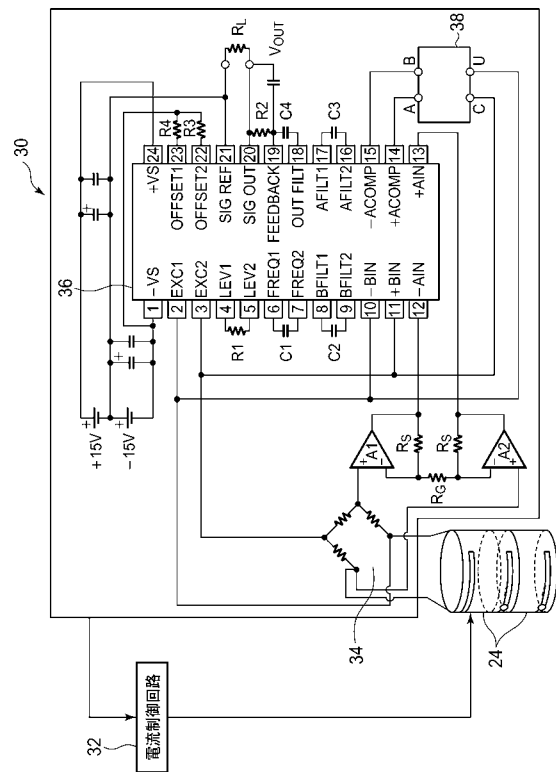
【図 8】



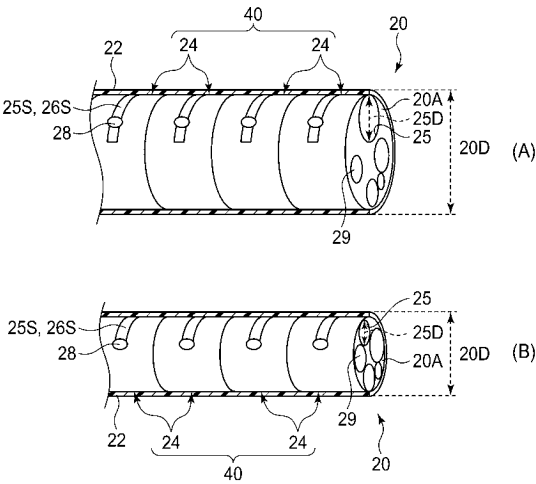
【図 9】



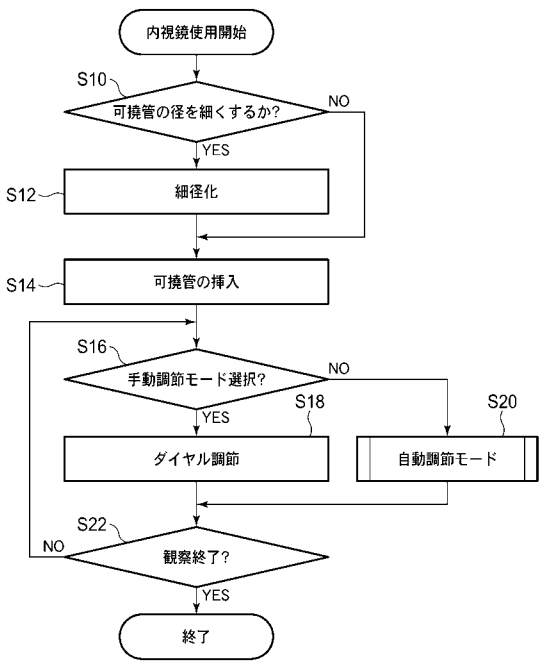
【図 10】



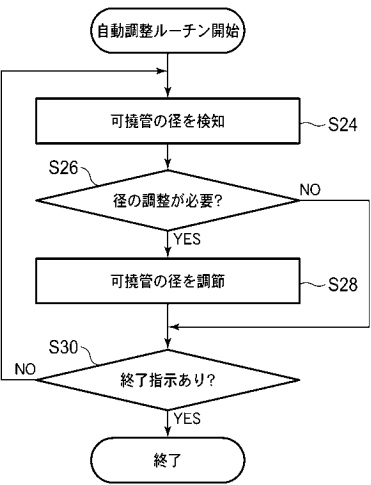
【図 1 1】



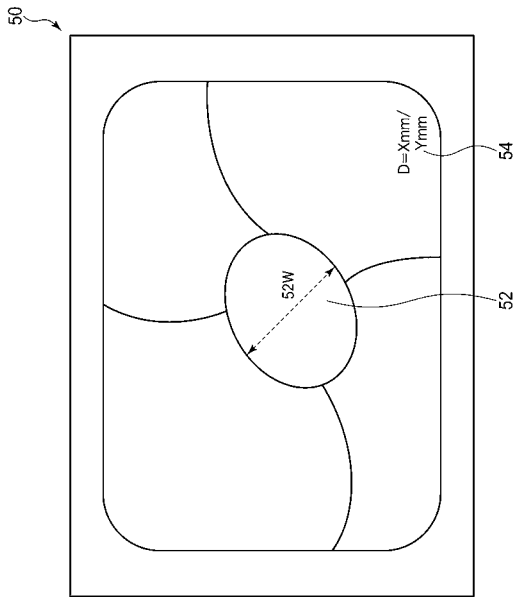
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



专利名称(译)	内视镜		
公开(公告)号	JP2011067278A	公开(公告)日	2011-04-07
申请号	JP2009219455	申请日	2009-09-24
[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	尾登邦彦		
发明人	尾登 邦彦		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.310.A A61B1/00.300.D G02B23/24.A A61B1/00.550 A61B1/00.551 A61B1/005.511 A61B1/008.510		
F-TERM分类号	2H040/BA21 2H040/DA03 2H040/DA12 2H040/DA14 2H040/DA17 2H040/GA02 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC00 4C061/DD00 4C061/FF24 4C061/HH51 4C061/JJ02 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC00 4C161/DD00 4C161/FF24 4C161/HH51 4C161/JJ02		
代理人(译)	松浦 孝		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供具有可变直径的柔性管，特别是具有柔性管的内窥镜，所述柔性管具有可调节的直径，以便在插入受试者时和在在内窥镜观察时具有合适的尺寸实现一面镜子。在插入部分柔性管20中，大量连接构件24沿纵向方向彼此连接。连接构件24由形状记忆合金形成。当用户指示调节插入部分柔性管20的直径时，电流流过连接构件24，并且连接构件24在径向方向上膨胀和收缩。因此，例如，可以进行调整，使得插入部分柔性管20在插入时直径减小，并且在内窥镜观察时直径增大。

The 11

