

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5246687号
(P5246687)

(45) 発行日 平成25年7月24日 (2013. 7. 24)

(24) 登録日 平成25年4月19日 (2013. 4. 19)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)
G 0 2 B 23/24 (2006. 01)A 6 1 B 1/00 3 2 0 B
G 0 2 B 23/24 C

請求項の数 6 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2008-94036 (P2008-94036)
 (22) 出願日 平成20年3月31日 (2008. 3. 31)
 (65) 公開番号 特開2009-240713 (P2009-240713A)
 (43) 公開日 平成21年10月22日 (2009. 10. 22)
 審査請求日 平成23年3月18日 (2011. 3. 18)

(73) 特許権者 599011687
 学校法人 中央大学
 東京都八王子市東中野742-1
 (74) 代理人 100080296
 弁理士 宮園 純一
 (72) 発明者 中村 太郎
 東京都文京区春日1-13-27 中央大
 学後楽園キャンパス内
 (72) 発明者 堀 裕貴
 東京都文京区春日1-13-27 中央大
 学後楽園キャンパス内
 (72) 発明者 舟橋 幸祐
 東京都文京区春日1-13-27 中央大
 学後楽園キャンパス内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 管内自走装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

管路内に挿入される挿入用ケーブルと、この挿入用ケーブルに装着されて上記挿入用ケーブルを推進する推進手段とを備えた管内自走装置であって、
 上記推進手段は、上記挿入用ケーブルの軸方向に連結された3個以上の筒状伸縮体を備え、
 上記筒状伸縮体は、加圧により径方向に膨張するとともに軸方向に収縮する弾性膨張体から成る筒状の膨張部材と、この筒状の膨張部材の内側に設けられて軸方向に伸縮する筒状の伸縮部材と、上記膨張部材と上記伸縮部材の両端に取付けられた第1及び第2の連結部材と、上記膨張部材と上記伸縮部材と上記第1及び第2の連結部材とで作られる空間に流体を給排するための流体給排路とを備えていることを特徴とする管内自走装置。

10

【請求項 2】

上記流体給排路が、一端が流体給排装置に連結され、他端が上記空間に開口する可撓性のチューブであることを特徴とする請求項1に記載の管内自走装置。

【請求項 3】

上記第1の連結部材には上記空間に連通する複数の貫通孔と、上記空間と反対側の周上に突設された複数の突起部とが設けられ、
 上記第2の連結部材には、複数の上記貫通孔に対応して形成され、上記空間に連通する複数の貫通孔と、上記空間と反対側の周上に形成され、上記複数の突起部が挿入される複数の挿入孔とが設けられ、
 上記第1の連結部材に設けられた複数の貫通孔のうち、いずれかの貫通孔を封止し、

20

上記封止された貫通孔以外の貫通孔と、当該貫通孔に対応する上記第 2 の連結部材の貫通孔とを上記チューブで連結し、

上記封止された貫通孔に対応する上記第 2 の連結部材の貫通孔から上記空間に流体を供給することを特徴とする請求項 2 に記載の管内自走装置。

【請求項 4】

上記流体給排路が、上記弾性膨張体内部に設けられ、流体給排装置、及び上記空間に連通する空隙部であることを特徴とする請求項 1 に記載の管内自走装置。

【請求項 5】

上記第 1 の連結部材には、複数設けられた上記空隙部の一端に連通する複数の貫通孔と、上記空間と反対側の周上に突設された複数の突起部とが設けられ、

上記第 2 の連結部材には、上記複数の貫通孔に対応して形成され、上記空隙部の他端に連通する複数の貫通孔と、上記空間と反対側の周上に形成されて上記複数の突起部が挿入される複数の挿入孔とが設けられ、

上記第 1 の連結部材に設けられた複数の貫通孔のうち、いずれかの貫通孔を封止し、当該封止された貫通孔に対応する空隙部から上記空間に流体を供給することを特徴とする請求項 4 に記載の管内自走装置。

【請求項 6】

上記弾性膨張体は、弾性体から成る筒状体と、この筒状体の内部に、上記筒状体の軸方向に沿って延長するように配置された複数の繊維とを備えていることを特徴とする請求項 1 ～請求項 5 のいずれかに記載の管内自走装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、例えば、大腸内のような生体管路や埋設配管等の人工管路の管内に挿入される挿入用ケーブルを備え、挿入された管内を自走する管内自走装置とこの管内自走装置などに用いられる筒状伸縮体に関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、大腸内のような体腔内を検査する医療器具として内視鏡が広く用いられている。内視鏡は、先端にカメラと照明装置とが取り付けられた挿入用ケーブルを体腔内に挿入して腸の内壁などを撮影するもので、上記ケーブルを可撓性の材料から構成し、上記ケーブルを屈曲させながら体腔の深部まで上記ケーブルを挿入して、体腔内の撮影を行うことができるようにしている。

ところで、内視鏡の操作は、通常、左手で上記ケーブルの基端側に設けられた操作桿を操作して上記ケーブルの屈曲方向を操作しながら、右手で上記ケーブルを体腔内へ押し込むようにしている。しかしながら、腸内は屈曲や弛みなどが多いため、上記ケーブルを体腔の深部まで挿入する作業は熟練を要していた。

そこで、上記内視鏡の先端部に、上記ケーブルを推進させる推進補助手段を設けて、上記ケーブルを腸管等の体腔の深部までスムーズに挿入する方法が提案されている。図 14 はその一例を示す図で、この管内自走装置 50 は、内視鏡の挿入用ケーブル 51 の先端側に、前部バルーン 52 と、弾性チューブ 53 a とこの弾性チューブ 53 a の外周を覆う規制用筒体 53 b とから成る進退駆動用弾性体 53 と、後部バルーン 54 と、上記進退駆動用弾性体 53 の外周側に設けられたスプリング 55 を備えた推進補助手段 56 を装着したものである。挿入用ケーブル 51 を、例えば、大腸 1 の腔内で前進させるときには、図 15 (a) に示すように、上記挿入用ケーブル 51 を、大腸 1 の腔内に押し込み、次に、進退駆動用弾性体 53 が伸長した状態で前部バルーン 52 に空気を送り込んでこの前部バルーン 52 のみを膨張させて上記挿入用ケーブル 51 を上記大腸 1 の腔内に固定する。その後、図 15 (b) に示すように、上記進退駆動用弾性体 53 の弾性チューブ 53 a の内部 53 n (図 14 参照) に空気を送り込んで、上記進退駆動用弾性体 53 を径膨張させるとともに軸方向に収縮させて、上記後部バルーン 54 を引き寄せる。次いで、図 15 (c)

10

20

30

40

50

に示すように、上記後部バルーン 5 4 に空気を送り込んで後部バルーン 5 4 を膨張させるとともに、上記前部バルーン 5 2 と上記弾性チューブ 5 3 a とから空気を排出し、上記後部バルーン 5 4 で上記挿入用ケーブル 5 1 を大腸 1 の腔内に固定する。このとき、上記前部バルーン 5 2 と上記進退駆動用弾性体 5 3 とは、図示しないスプリングの弾性復元作用により大腸 1 の奥側に押し込まれるので、上記推進補助手段 5 6 の装着された挿入用ケーブル 5 1 を大腸 1 の奥側に挿入することができる（例えば、特許文献 1 参照）。

【 0 0 0 3 】

また、上記のような推進補助手段として、図 1 6 に示すような、挿入用ケーブル 5 1 の外周側に卵型に膨張する複数のバルーン 6 1（6 1 a ～ 6 1 d）を、隣接するバルーン 6 1 が挿入用ケーブル 5 1 の軸方向に所定距離だけ離隔し、かつ、径方向には互いに 90° 回転した角度で配置して成る推進補助手段 6 0 も提案されている（例えば、特許文献 2 参照）。この推進補助手段 6 0 は、例えば、大腸 1 などの内壁 1 a から腸内に突出する腸壁突部 1 b が螺旋的に回転移動することに注目し、上記腸壁突部 1 b の運動を検出するとともに、上記バルーン 6 1 a ～ 6 1 d を上記螺旋回転移動のタイミングに合わせて膨張させて、上記バルーン 6 1 a ～ 6 1 d により上記腸壁突部 1 b を押すことにより、上記挿入用ケーブル 5 1 を大腸 1 の腔内に押し込むものである。

一方、図 1 7 に示すような、体腔の屈曲や弛みを取って内視鏡の挿入用ケーブル 5 1 を体腔内へ挿入し易くするための挿入補助手段 7 0 を備えた構成の内視鏡が提案されている（例えば、特許文献 3 参照）。この挿入補助手段 7 0 は、挿入用ケーブル 5 1 の外周部に、圧縮空気の給排により膨張・収縮する複数本の変動チューブ 7 1 ～ 7 4 を取り付けるとともに、これらの変動チューブ 7 1 ～ 7 4 を覆う外皮 7 5 を設け、上記変動チューブ 7 1 ～ 7 4 のそれぞれに給排する圧縮空気の量を制御して、上記外皮 7 5 に挿入用ケーブル 5 1 の先端側から基端側に進行する進行波を発生させる。そして、この進行波によって、体腔内の襞を後方に送りながら、別途設けた図示しないケーブル挿入機構を用いて上記挿入用ケーブル 5 1 を体腔内に押し込むようにしたものである。これにより、大腸の S 字結腸のような屈曲の大きな箇所を直線化できるので、上記挿入用ケーブル 5 1 を体腔内にスムーズに押し込むことができる。

【特許文献 1】特開平 2 - 1 3 6 1 2 0 号公報

【特許文献 2】特開昭 5 9 - 1 8 1 1 2 5 号公報

【特許文献 3】特開平 1 1 - 9 5 4 5 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 4 】

しかしながら、上記特許文献 1 に記載の推進補助手段 5 6 は、構造が複雑で製作コストがかかるだけでなく、前部バルーン 5 2 と後部バルーン 5 4 とを順に膨張・収縮させているだけなので、挿入用ケーブル 5 1 を直線的に自走させることはできても、腸管の屈曲や弛みを取りながら挿入用ケーブル 5 1 を体腔内へ挿入させることは困難である。

また、上記特許文献 2 に記載の推進補助手段 6 0 を用いる方法では、引っ掛かりとなる腸壁突部 1 b の形状や分布も一様ではないので、大腸 1 の蠕動運動のタイミングに合わせて膨張させるにはかなり精度の高い制御を行わない限り、挿入用ケーブル 5 1 を大腸 1 内にスムーズに押し込むことは困難である。

一方、上記特許文献 3 に記載の挿入補助手段 7 0 は、体腔の屈曲や弛みを取ることは可能であるが、外皮 7 5 はその両端部が挿入用ケーブル 5 1 に固定されて変形する構成となっていることから、上記挿入用ケーブル 5 1 を進退させてはいない。

【 0 0 0 5 】

本発明は、従来の問題点に鑑みてなされたもので、大腸などの体腔や可撓性の材料から作製された中空管などの管内に挿入された場合に、体腔や中空管の屈曲や弛みを取ることができるとともに、体腔内や中空管内でスムーズに自走させることのできる管内自走装置とこの管内自走装置に用いられる筒状伸縮体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】

【 0 0 0 6 】

本発明の請求項 1 に記載の発明は、管路内に挿入される挿入用ケーブルと、この挿入用ケーブルに装着されて上記挿入用ケーブルを推進する推進手段とを備えた管内自走装置であって、上記推進手段は、上記挿入用ケーブルの軸方向に連結された 3 個以上の筒状伸縮体を備え、上記筒状伸縮体は、加圧により径方向に膨張するとともに軸方向に収縮する弾性膨張体から成る筒状の膨張部材と、この筒状の膨張部材の内側に設けられて軸方向に伸縮する筒状の伸縮部材と、上記膨張部材と上記伸縮部材の両端に取付けられた第 1 及び第 2 の連結部材と、上記膨張部材と上記伸縮部材と上記第 1 及び第 2 の連結部材とで作られる空間に流体を給排するための流体給排路とを備えていることを特徴とする。

請求項 2 に記載の発明は、請求項 1 に記載の管内自走装置であって、上記流体給排路が、一端が流体給排装置に連結され、他端が上記空間に開口する可撓性のチューブであることを特徴とする。

請求項 3 に記載の発明は、請求項 2 に記載の管内自走装置であって、第 1 の連結部材には上記空間に連通する複数の貫通孔と、上記空間と反対側の周上に突設された複数の突起部とが設けられ、上記第 2 の連結部材には、複数の上記貫通孔に対応して形成され、上記空間に連通する複数の貫通孔と、上記空間と反対側の周上に形成され、上記複数の突起部が挿入される複数の挿入孔とが設けられ、上記第 1 の連結部材に設けられた複数の貫通孔のうち、いずれかの貫通孔を封止し、上記封止された貫通孔以外の貫通孔と、当該貫通孔に対応する上記第 2 の連結部材の貫通孔とを上記チューブで連結し、上記封止された貫通孔に対応する上記第 2 の連結部材の貫通孔から上記空間に流体を供給することを特徴とする。

【 0 0 0 7 】

また、請求項 4 に記載の発明は、上記流体給排路が、上記弾性膨張体内部に設けられ、流体給排装置、及び上記空間に連通する空隙部であることを特徴とする。

請求項 5 に記載の発明は、上記第 1 の連結部材には、複数設けられた上記空隙部の一端に連通する複数の貫通孔と、上記空間と反対側の周上に突設された複数の突起部とが設けられ、上記第 2 の連結部材には、上記複数の貫通孔に対応して形成され、上記空隙部の他端に連通する複数の貫通孔と、上記空間と反対側の周上に形成されて上記複数の突起部が挿入される複数の挿入孔とが設けられ、上記第 1 の連結部材に設けられた複数の貫通孔のうち、いずれかの貫通孔を封止し、当該封止された貫通孔と対応する空隙部から上記空間に流体を供給することを特徴とする。

請求項 6 に記載の発明は、請求項 1 ~ 請求項 5 のいずれかに記載の管内自走装置であって、上記弾性膨張体は、弾性体から成る筒状体と、この筒状体の内部に、上記筒状体の軸方向に沿って延長するように配置された複数の繊維とを備えていることを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 0 9 】

本発明によれば、管路の内部を自走する管内自走装置を、径方向に膨張するとともに軸方向に収縮する弾性膨張体から成る筒状の膨張部材と、この筒状の膨張部材の内側に設けられて軸方向に伸縮する筒状の伸縮部材と、上記膨張部材と上記伸縮部材の両端に設けられた、上記伸縮部材の内径よりも小さい内径を有する連結部材と、上記膨張部材と上記伸縮部材と上記連結部材とで作られる空間に流体を給排するための流体給排路とを備えた筒状伸縮体を当該筒状伸縮体の軸方向に 3 個以上連結して成る推進手段を、管路内に挿入される挿入用ケーブルに装着した構成としたので、管内を蠕動運動しながら前進・後退できる管内自走装置を得ることができる。したがって、内視鏡の挿入部のような、管路内に挿入される可撓性の挿入用ケーブルに、上記管内自走装置を適用すれば、大腸の S 字結腸のような屈曲部分や横行結腸の弛みを除去しながら、上記腸内をスムーズに移動させることができるので、患者の負担を軽減することができる。

このとき、上記流体給排路を、一端が流体給排装置に連結され、他端が上記空間に開口する可撓性のチューブとすれば、簡単な構成で上記空間内に流体を供給したり、上記空間から流体を排出することができる。

また、第 1 の連結部材には上記空間に連通する複数の貫通孔と、上記空間と反対側の周上に突設された複数の突起部とが設けられ、上記第 2 の連結部材には、複数の上記貫通孔に対応して形成され、上記空間に連通する複数の貫通孔と、上記空間と反対側の周上に形成され、上記複数の突起部が挿入される複数の挿入孔とが設けられ、上記第 1 の連結部材に設けられた複数の貫通孔のうち、いずれかの貫通孔を封止し、上記封止された貫通孔以外の貫通孔と、当該貫通孔に対応する上記第 2 の連結部材の貫通孔とを上記チューブで連結し、上記封止された貫通孔に対応する上記第 2 の連結部材の貫通孔から上記空間に流体を供給すれば、連結する筒状伸縮体として同一の筒状伸縮体を使用できるので、上記推進手段の生産効率を向上させることができる。

【0010】

また、流体給排路を上記弾性膨張体内部に設けられ、流体給排装置、及び上記空間に連通する空隙部とすれば、上記空間内にチューブを配設する必要がないので、上記弾性膨張体を更にスムーズに膨張・収縮させることができる。

また、上記第 1 の連結部材には、複数設けられた上記空隙部の一端に連通する複数の貫通孔と、上記空間と反対側の周上に突設された複数の突起部とが設けられ、上記第 2 の連結部材には、上記複数の貫通孔に対応して形成され、上記空隙部の他端に連通する複数の貫通孔と、上記空間と反対側の周上に形成されて上記複数の突起部が挿入される複数の挿入孔とが設けられ、上記第 1 の連結部材に設けられた複数の貫通孔のうち、いずれかの貫通孔を封止し、当該封止された貫通孔と対応する空隙部から上記空間に流体を供給するようにしても、筒状伸縮体を共通化できるので、上記推進手段の生産効率を向上させることができる。

また、上記弾性膨張体として、弾性体から成る筒状体と、この筒状体の内部に、上記筒状体の軸方向に沿って延長するように配置された複数の繊維とを備えた弾性膨張体を用いれば、上記弾性膨張体の軸方向への伸びを確実に規制できるので、上記弾性膨張体を効率良く膨張させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

以下、本発明の最良の形態について、図面に基づき説明する。

図 1 は、本発明の最良の形態に係る内視鏡 10 の概要を示す図である。

内視鏡 10 は、先端 11 a に撮影装置 11 m と照明装置 11 n とが配設されて、大腸などの体腔内に挿入される可撓性の挿入用ケーブル 11 と、この挿入用ケーブル 11 内に取付けられて上記挿入用ケーブル 11 の先端 11 a を屈曲させたり上記挿入用ケーブル 11 を体腔内へ押し込んだりするための図示しない屈曲推進機構と、この屈曲推進機構を制御する推進・屈曲制御部 12 と、挿入用ケーブル 11 の先端 11 a の屈曲方向を入力するための操作桿 13 a と上記挿入用ケーブル 11 の前進・後退・停止の指示を入力するための推進ボタン 13 b とが設けられた操作部 13 と、上記挿入用ケーブル 11 の先端 11 a よりも所定距離だけ離れた位置に装着されたケーブル推進手段 14 と、コンプレッサ 15 と、レギュレータ 16 と、エアチューブ 17 a ~ 17 d と、空気制御弁 18 と、推進制御手段 19 とを備えている。以下、上記コンプレッサ 15 側を上流側、上記挿入用ケーブル 11 の先端 11 a 側を下流側とする。

本例のケーブル推進手段 14 は、軸方向に連結された、加圧により径方向に膨張するとともに軸方向に収縮する 4 個の筒状の伸縮体（以下、伸縮ユニットという）20 a ~ 20 d と、最下流の伸縮ユニット 20 a の下流側に取り付けられる装着用部材 26 と、最上流の伸縮ユニット 20 d の上流側に取り付けられるエアチューブ差し込み部材 27 とを備えている。

上記 4 個の伸縮ユニット 20 a ~ 20 d には、上記コンプレッサ 15 から、上記エアチューブ 17 a ~ 17 d 及び上記エアチューブ差し込み部材 27 を介して、圧縮空気がそれぞれ供給される。上記レギュレータ 16 は上記圧縮空気の圧力を規定する。上記空気制御弁 18 は、上記エアチューブ 17 a ~ 17 d と上記レギュレータ 16 との間に設けられた供給弁 18 a と開放弁 18 b とを備え、上記各伸縮ユニット 20 a ~ 20 d への空気の給

10

20

30

40

50

排を制御する。推進制御手段 19 は、上記内視鏡 10 の挿入用ケーブル 11 の推進・屈曲運動に連動して、上記空気制御弁 18 を制御して上記ケーブル推進手段 14 の蠕動運動を制御する。

【0012】

図 2 は本発明による筒状の伸縮ユニット 20 の一構成例を示す図で、上記各伸縮ユニット 20 a ~ 20 d は同一構成である。

各図において、21 はペローズ、22 は弾性膨張体、23 は連結チューブ、24, 25 は連結部材、28 は空気室である。以下、挿入用ケーブル 11 の先端 11 a 側（下流側）に設けられている連結部材 24 を第 1 の連結部材、挿入用ケーブル 11 の基端側（上流側）に設けられている連結部材 25 を第 2 の連結部材という。

ペローズ 21 は蛇腹構造を有する略円筒状の伸縮部材で、軸方向に伸縮する。このペローズ 21 の内側の空間 21 S に上記内視鏡 10 の挿入用ケーブル 11 が挿入される。

弾性膨張体 22 は、上記ペローズ 21 の径方向外側に、上記ペローズ 21 と所定の距離離れて、上記ペローズ 21 を取り囲むように配置される筒状の膨張部材で、図 3 (a), (b) に示すように、弾性体から成る筒状体 22 a と、この筒状体 22 a の内部に上記筒状体 22 a の軸方向に沿って延長するように配置された複数の繊維 22 b とを備えている。上記繊維は繊維の延長方向である上記筒状体 22 a の軸方向には殆ど伸縮しないので、上記筒状体 22 a の内部に空気などの流体を充填して膨張させれば、上記弾性膨張体 22 は、径方向には膨張し軸方向には収縮する。本例では、上記弾性膨張体 22 と上記ペローズ 21 とを同軸に配置している。

上記筒状体 22 a を構成する材料としては、シリコンゴムなどの合成ゴムあるいは天然ラテックスゴムなどの天然ゴムが挙げられる。また、上記繊維 22 b としては、例えば、グラスローピング繊維やカーボンローピング繊維等が好適に用いられる。

【0013】

第 1 及び第 2 の連結部材 24, 25 は、図 2 に示すように、上記弾性膨張体 22 と上記ペローズ 21 の両端にそれぞれ取付けられる環状の部材で、上記弾性膨張体 22 と上記ペローズ 21 とをその軸方向両側から支持する。また、上記弾性膨張体 22 と上記ペローズ 21 とは、上記弾性膨張体 22 と上記ペローズ 21 との間の空気室 28 が密閉された空間になるように、それぞれの端部が第 1 及び第 2 の連結部材 24, 25 に密着するように取付けられる。

上記第 1 の連結部材 24 の上記空気室 28 と反対側の周上には、複数の円筒状の突起部 24 a が互いに所定の角度を隔てて突設されている。一方、上記第 2 の連結部材 25 の上記空気室 28 と反対側の周上の上記各突起部 24 a に対向する位置には、上記複数の突起部 24 a のそれぞれが挿入される複数の挿入孔 25 a が互いに所定の角度を隔てて突設されている。

また、上記第 1 及び第 2 の連結部材 24, 25 にはそれぞれ貫通孔 24 b, 25 b が設けられている。本例では、上記第 1 の連結部材 24 の貫通孔 24 b を、一端が上記突起部 24 a の先端に開口する、上記第 1 の連結部材 24 の厚み方向に貫通して、上記空気室 28 に連通する貫通孔とするとともに、上記第 2 の連結部材 25 の貫通孔 25 b を、一端が上記挿入孔 25 a の底部に開口する、上記第 2 の連結部材 25 の厚み方向に貫通して、上記空気室 28 に連通する貫通孔とした。

上記ケーブル推進手段 14 を構成する筒状の伸縮ユニット 20 の数が 4 つであるので、上記上流側に位置する第 2 の連結部材 25 に形成する貫通孔 25 b の数も 4 つでよいが、本例では、図 2 に示すように、伸縮ユニット 20 に汎用性を持たせるため、上記貫通孔 24 b を 6 個形成し、そのうちの 4 個を使用するようにしている。一方、上記下流側に位置する第 1 の連結部材 24 にも 6 個の貫通孔 24 b が形成されているが、そのうちの 1 個は封止しているので、実際に機能する貫通孔 24 b の数は、上記貫通孔 24 b の数よりも 1 個少ない 5 個である。なお、上記第 1 の連結部材 24 の貫通孔 24 b を、初めから 5 個としてもよい。

【0014】

連結チューブ 23 は、上記空気室 28 内に配置される可撓性のチューブで、一端が上記第 2 の連結部材 25 の貫通孔 25 b に連通し、他端が上記第 1 の連結部材 24 の貫通孔 25 b に対向する位置に形成されている貫通孔 24 b に連通するように、上記貫通孔 24 b、25 b 内に挿入・固定される。

具体的には、図 4 に示すように、上記第 2 の連結部材 25 の 6 個の貫通孔 25 b のうち、同図の下側にある貫通孔を貫通孔 250、以下、反時計回りに、貫通孔 251、252、253、254、255 とし、上記第 1 の連結部材 24 の 6 個の貫通孔 24 b のうち、同図の下側にある封止されている貫通孔を貫通孔 240、以下、反時計回りに、貫通孔 241、242、243、244、245 とすると、貫通孔 251 と貫通孔 241、貫通孔 252 と貫通孔 242、貫通孔 253 と貫通孔 243、貫通孔 254 と貫通孔 244、貫通孔 255 と貫通孔 245 とがそれぞれ上記連結チューブ 23 で連結され、上記貫通孔 250 のみが図示しない空気室 28 内に開口する。なお、図 4 では、図を簡明にするため、ベローズ 21、弾性膨張体 22、及び、空気室 28 については省略した。

装着用部材 26 は、図 5 (a) に示すように、最下流に位置する伸縮ユニット 20 a の第 1 の連結部材 24 に取付けられる、上記挿入用ケーブル 11 の外形とほぼ同じ内径を有する円筒状の部材で、その内周面には、ゴム製の O リング R の外周側を挿入するための O リング挿入溝 26 a が設けられている。また、上記装着用部材 26 の上記第 1 の連結部材 24 側の周上には、上記第 1 の連結部材 24 の突起部 24 a が挿入される挿入孔 26 b が設けられている。

エアチューブ差し込み部材 27 は、図 5 (b) に示すように、最上流に位置する伸縮ユニット 20 d の第 2 の連結部材 25 に取付けられる、上記挿入用ケーブル 11 の外径より大きな内径を有する円筒状の部材で、このエアチューブ差し込み部材 27 の上記第 2 の連結部材 25 とは反対側の周上には、上記挿入用ケーブル 11 の基端側に突出して、上記コンプレッサ 15 からの空気を供給するエアチューブ 17 a ~ 17 d を取り付けるためのチューブ差し込み部 27 a が形成され、上記第 2 の連結部材 25 側の周上には、上記第 2 の連結部材 25 側に突出して、上記第 2 の連結部材 25 の挿入孔 25 a に挿入される複数の突起部 27 b が互いに所定の角度を隔てて突設されている。また、上記チューブ差し込み部 27 a には、上記エアチューブ 17 a ~ 17 d 側と上記突起部 27 b とにそれぞれ開口し、上記第 2 の連結部材 25 の各貫通孔 25 b に連通する貫通孔 27 c が形成されている。

なお、上記貫通孔 27 c のうち、エアチューブ 17 a ~ 17 d が連結されないチューブ差し込み部 27 a に設けられている貫通孔は封止されている。

【0015】

次に、伸縮ユニット 20 同士を軸方向に連結する方法について説明する。

図 6 に示すように、上流側に位置する伸縮ユニットを伸縮ユニット 20 P とし、下流側に位置する伸縮ユニットを 20 Q とする。上記伸縮ユニット 20 P、20 Q を連結する際には、下流側に位置する伸縮ユニット 20 Q を、上流側に位置する伸縮ユニット 20 P に対して、当該ユニット 20 Q の軸方向に 60° だけ回転させた状態で、上記上流側の伸縮ユニット 20 P の第 2 の連結部材 25 に設けられた挿入孔 25 a に、下流側の伸縮ユニット 20 Q の第 1 の連結部材 24 に設けられた突起部 24 a を挿入して連結する。

このとき、上記挿入孔 25 a の径を上記突起部 24 a の径よりも若干小さめにして、上記第 1 の連結部材 24 と上記第 2 の連結部材 25 とを嵌合させてもよいが、上記第 2 の連結部材 25 の側面にピン穴を設け、このピン穴にピンを打ち込んで上記第 1 の連結部材 24 と上記第 2 の連結部材 25 とを連結するなどして、上記第 1 の連結部材 24 と上記第 2 の連結部材 25 とを着脱可能に連結してもよい。

なお、上記回転角 θ は、上記第 2 の連結部材 25 の互いに隣接する貫通孔 25 b、25 b の成す角で、上記貫通孔 25 b が N 個のときには、上記回転角 θ は、 $\theta = 360^\circ / N$ となる。

上流側の伸縮ユニット 20 P と下流側の伸縮ユニット 20 Q とを上記のように連結すると、上記伸縮ユニット 20 P の貫通孔 240 は封止されているので、上記伸縮ユニット 2

0 Qの貫通孔255に連結されている連結チューブ23には圧縮空気が流れない。

一方、上記伸縮ユニット20Pの貫通孔241は、上記伸縮ユニット20Qの連結チューブ23が繋がっていない貫通孔250に連結されるので、上記貫通孔241に連結されている連結チューブ23がエアチューブ17a～17dのいずれかに連通していれば、上記貫通孔250から上記伸縮ユニット20Qに圧縮空気が供給される。

また、上記伸縮ユニット20Pの貫通孔242は、上記伸縮ユニット20Qの連結チューブ23の繋がっている貫通孔251に連結されているので、上記貫通孔242に連結されている連結チューブ23がエアチューブ17a～17dのいずれかに連通していれば、圧縮空気は上記連結チューブ23を介して、伸縮ユニット20Qの貫通孔241まで到達する。なお、上記貫通孔242に連結されている連結チューブ23がエアチューブ17a～17dのいずれかに連通していない場合には、上記連結チューブ23は圧縮空気が供給されない連結チューブとなる。

上記伸縮ユニット20Pの他の貫通孔243～貫通孔245の場合も、上記貫通孔242の場合と同様である。

【0016】

図7(a),(b)は、伸縮ユニット20a～20dを、上記の方法により連結したときの、圧縮空気の流れを模式的に示した疑似展開図である。同図の白い長方形で囲まれた貫通孔241～245及び貫通孔250～255は開口している貫通孔で、同図の網目状の長方形で囲まれた貫通孔240、及び、貫通孔254、255のうちの(×)印のついている貫通孔254、255は封止されている貫通孔である。

最上流側の伸縮ユニット20dの第2の連結部材25に形成されている貫通孔250～253には、エアチューブ差し込み部材27の貫通孔27cを介して、エアチューブ17d～17aがそれぞれ連通している。一方、貫通孔254、255は封止されている。また、上記第2の連結部材25の貫通孔251～255と当該伸縮ユニット20dの第1の連結部材24の貫通孔241～245とは、それぞれ、連結チューブ23により連通している。

したがって、上記エアチューブ17dから供給される圧縮空気は、上記貫通孔250から当該伸縮ユニット20d内へ導入される。一方、上記エアチューブ17c、17b、17aから供給される圧縮空気は、上記貫通孔251～253から、連結チューブ23を介して、上記貫通孔241～243にそれぞれ到達する。

上記伸縮ユニット20dの下流側の伸縮ユニット20cは、上記伸縮ユニット20dに対して、当該伸縮ユニット20cの軸方向に60°だけ回転させた状態で、上記伸縮ユニット20dに連結されている。ここで、上記伸縮ユニット20dの貫通孔240は封止されており、貫通孔244、245に連結されている連結チューブ23には圧縮空気が導入されていないので封止されていると同じである。すなわち、下流側の伸縮ユニット20cの第2の連結部材25に形成されている貫通孔250～255のうち、上記伸縮ユニット20dの封止されていない貫通孔241～243に連通する貫通孔は、貫通孔250～252である。上記エアチューブ17cから供給される圧縮空気は、上記貫通孔241に連通する貫通孔250から当該伸縮ユニット20c内へ導入される。一方、上記エアチューブ17b、17aから供給される圧縮空気は、上記貫通孔251、252から、連結チューブ23を介して、当該伸縮ユニット20cの貫通孔241、242にそれぞれ到達する。

上記伸縮ユニット20cの下流側の伸縮ユニット20bも、上記伸縮ユニット20cに対して、当該伸縮ユニット20bの軸方向に60°だけ回転させた状態で、上記伸縮ユニット20cに連結されている。したがって、上記伸縮ユニット20cの場合と同様に、上記伸縮ユニット20bの第2の連結部材25に形成されている貫通孔250～255のうち、上記伸縮ユニット20cの封止されていない貫通孔241、242に連通する貫通孔は、貫通孔250、251であるので、上記エアチューブ17bから供給される圧縮空気は、上記貫通孔241に連通する貫通孔250から当該伸縮ユニット20b内へ導入される。一方、上記エアチューブ17aから供給される圧縮空気は、上記貫通孔251から、

10

20

30

40

50

連結チューブ 23 を介して、当該伸縮ユニット 20 b の貫通孔 241 に到達する。

最下流の伸縮ユニット 20 a も、上記伸縮ユニット 20 b に対して、当該伸縮ユニット 20 a の軸方向に 60° だけ回転させた状態で、上記伸縮ユニット 20 b に連結されている。したがって、上記伸縮ユニット 20 b の場合と同様に、上記伸縮ユニット 20 b の第 2 の連結部材 25 に形成されている貫通孔 250 ~ 255 のうち、上記伸縮ユニット 20 b の封止されていない貫通孔 241 に連通する貫通孔は、貫通孔 250 のみである。したがって、上記エアチューブ 17 a から供給される圧縮空気は、上記貫通孔 241 に連通する貫通孔 250 から当該伸縮ユニット 20 b 内へ導入される。

このように、伸縮ユニット 20 a ~ 20 d として同一構成の伸縮ユニット 20 を用いるとともに、下流側の伸縮ユニット 20 Q を上流側の伸縮ユニット 20 P に対して、当該伸縮ユニット 20 Q の軸方向に 60° だけ回転させた状態で、上記伸縮ユニット 20 P に連結するようにすれば、上記伸縮ユニット 20 a ~ 20 d の各空気室 28 に、それぞれ独立に圧縮空気を送ることができる。

【0017】

上記構成の伸縮ユニット 20 の動作について説明する。

はじめに、図 1 に示す、圧縮空気を供給するコンプレッサ 15 を稼働させるとともに、レギュレータ 16 を操作して、上記コンプレッサ 15 の供給する圧縮空気の圧力を所定の圧力に設定する。ここで、伸縮させる伸縮ユニットを最下流の伸縮ユニット 20 a とする。推進制御手段 19 は空気制御弁 18 を制御して、上記伸縮ユニット 20 a の空気室 28 に圧縮空気を送り込むためのエアチューブ 17 a に連結されている開放弁 18 b を閉じるとともに、供給弁 18 a を開放する。これにより、上記エアチューブ 17 a が連結された最上流の伸縮ユニット 20 d の上流側に取り付けられたエアチューブ差し込み部材 27 に設けられた貫通孔 27 c から、上流側の伸縮ユニット 20 b ~ 20 d 内の連結チューブ 23 及び当該伸縮ユニット 20 a の第 2 の連結部材 25 の貫通孔 25 b (詳細には、貫通孔 250) を介して、上記伸縮ユニット 20 a の空気室 28 に圧縮空気が送り込まれる。

上記伸縮ユニット 20 a の弾性膨張体 22 は、弾性体から成る筒状体 22 a の内部に上記筒状体 22 a の軸方向の伸縮を規制する繊維 22 b が内包されているので、空気室 28 に圧縮空気が送り込まれると、図 8 の左側の図にあるように円筒状であった弾性膨張体 22 は、同図の右側の図に示すように、当該伸縮ユニット 20 a の径方向に膨張するとともに軸方向に収縮する。この弾性膨張体 22 の軸方向の収縮に伴って、蛇腹構造を有するベローズ 21 も上記軸方向に収縮する。上記伸縮ユニット 20 a は、当該伸縮ユニット 20 a の下流側に取付けられた装着用部材 26 を介して、内視鏡 10 の挿入用ケーブル 11 に固定されているので、上記弾性膨張体 22 と上記ベローズ 21 の軸方向の収縮に伴って、上記伸縮ユニット 20 a は上記装着用部材 26 側に引き寄せられる。なお、上記ベローズ 21 は蛇腹構造を有しているので、肉厚が極端に薄い場合を除いて、上記圧縮空気の導入によって、径方向に変形させられることはない。

上記伸縮ユニット 20 a を元の状態に戻すには、上記空気制御弁 18 を制御して、上記供給弁 18 a を閉じるとともに、上記開放弁 18 b を開放すればよい。これにより、上記伸縮ユニット 20 a の空気室 28 内は大気圧に戻るため、上記伸縮ユニット 20 a は、図 8 の左側の図に示すように、元の状態に戻る。

他の伸縮ユニット 20 b ~ 20 d についても、圧縮空気の通路の違いはあるが、上記伸縮ユニット 20 a と同様の動作を行う。なお、他の伸縮ユニット 20 b ~ 20 d は、直接には、内視鏡 10 の挿入用ケーブル 11 には固定されていないが、上記伸縮ユニット 20 a が、上記装着用部材 26 を介して、上記挿入用ケーブル 11 には固定されているので、弾性膨張体 22 の膨張時には、それぞれの第 2 の連結部材 25 が第 1 の連結部材 24 の方向に引き寄せられるようにして収縮する。

【0018】

次に、内視鏡 10 の挿入用ケーブル 11 を推進する方法について、図 9 を参照して説明する。

図 9 (a) は初期状態 (静止状態) で、同図の矢印の方向が進行方向で、進行方向側を

10

20

30

40

50

下流、その反対側を上流側とする。この状態では、ケーブル推進手段 14 の最下流の伸縮ユニット 20 a と最上流の伸縮ユニット 20 d とが膨張している。

上記空気制御弁 18 を制御し、図 9 (b) に示すように、上記伸縮ユニット 20 d を元の状態に戻すとともに、最下流の伸縮ユニット 20 a に隣接する伸縮ユニット 20 b を膨張させる。この状態では、上記伸縮ユニット 20 d が軸方向に伸長し、上記伸縮ユニット 20 b が軸方向に収縮しただけなので、挿入用ケーブル 11 はまだ静止状態にある。

この状態から、図 9 (c) に示すように、上記伸縮ユニット 20 a を元の状態に戻すとともに、上記伸縮ユニット 20 b に隣接する伸縮ユニット 20 c を膨張させる。上記最下流の伸縮ユニット 20 a の下流側は挿入用ケーブル 11 に固定されており、他の伸縮ユニット 20 b ~ 20 d は上記挿入用ケーブル 11 に対してフリーな状態になっているので、上記伸縮ユニット 20 a が軸方へ伸長しようとする動作は、上記挿入用ケーブル 11 を前進させる動作に変換され、上記挿入用ケーブル 11 は前進する。

10

次に、図 9 (d) に示すように、上記伸縮ユニット 20 b を元の状態に戻すとともに、上記伸縮ユニット 20 c に隣接する最下流の伸縮ユニット 20 d を膨張させると、上記伸縮ユニット 20 b が元の状態に戻って軸方向に伸長する。これにより、上記挿入用ケーブル 11 が進行方向に更に前進する。その理由は、上記図 9 (c) の場合と同様である。

更に、図 9 (e) に示すように、上記伸縮ユニット 20 c を元の状態に戻すとともに、最下流の伸縮ユニット 20 a を膨張させる。この状態では、上記伸縮ユニット 30 c が軸方向に伸長しても、上記伸縮ユニット 20 a が軸方向に収縮するので、上記挿入用ケーブル 11 は前進しない。すなわち、図 9 (e) の状態は、上記図 9 (a) の状態、すなわち、初期状態と同じである。

20

したがって、推進制御手段 19 により、各伸縮ユニット 20 a ~ 20 d が、上記図 9 (a) ~ 上記図 9 (d) の状態を繰り返すように、上記空気制御弁 18 を制御すれば、上記挿入用ケーブル 11 をスムーズに前進させることができる。

なお、上記挿入用ケーブル 11 を後退させるには、上記図 9 (e) の状態を初期状態として、上記図 9 (e) ~ 上記図 9 (b) の状態を繰り返せばよい。

このような運動を、以下、蠕動運動という。

【 0 0 1 9 】

次に、本発明の内視鏡 10 を大腸の S 字結腸に挿入する場合について説明する。

図 10 (a) は大腸 1 の概略を示す図である。同図において、2 は肛門 3 に直結する直腸、4 は S 字結腸、5 は下行結腸、6 は横行結腸、7 は上行結腸で、内視鏡 10 は肛門 3 から大腸内に挿入される。直腸 2 は比較的直線に近い形状であるので、医師もしくは検査員が、図 1 に示した、操作部 13 の推進ボタン 13 b を操作して内視鏡 10 の挿入用ケーブル 11 を推進させれば、上記挿入用ケーブル 11 は S 字結腸 4 の直腸 2 側まではスムーズに挿入できる。

30

上記挿入用ケーブル 11 の先端 11 a が S 字結腸 4 まで到達すると、上記 S 字結腸 4 は大きく屈曲しているので、医師もしくは検査員は、操作部 13 の操作桿 13 a を操作して、上記挿入用ケーブル 11 の推進方向を変えながら、推進ボタン 13 b を操作して内視鏡 10 の挿入用ケーブル 11 を推進させる必要があるが、本発明の内視鏡 10 は、挿入用ケーブル 11 にケーブル推進手段 14 が装着されているので、上記 S 字結腸 4 内では、上記ケーブル推進手段 14 を稼働させて上記挿入用ケーブル 11 を推進させることができる。すなわち、上記ケーブル推進手段 14 は、蠕動運動しながら上記挿入用ケーブル 11 を前進させることができるので、医師もしくは検査員は、推進ボタン 13 b の操作を必要としない。したがって、挿入用ケーブル 11 を上記ケーブル推進手段 14 により前進させるようすれば、医師もしくは検査員は、操作桿 13 a のみを操作して挿入用ケーブル 11 の曲げの操作に集中することができる。

40

本例では、図 10 (a) に示すように、挿入用ケーブル 11 の先端 11 a が S 字結腸 4 まで到達した時点で、上記挿入用ケーブル 11 の上記ケーブル推進手段 14 の後方に予め固定しておいた係止用膨張体 8 を膨張させて、上記挿入用ケーブル 11 を肛門 3 の近傍で係止し、この状態でケーブル推進手段 14 を稼働させる。上記ケーブル推進手段 14 は、

50

単に、上記挿入用ケーブル 11 を前進させるだけでなく、上記図 9 (a) ~ (d) 図に示すように、膨張する伸縮ユニット 20 が下流側の伸縮ユニット 20 a から順に上流側に移動する。このとき、膨張した伸縮ユニット 20 がそれぞれ S 字結腸 4 の内壁に接触しているので、上記ケーブル推進手段 14 の外周面には、上記挿入用ケーブル 11 の先端側から基端側に進行する進行波が発生する。これにより、S 字結腸 4 を、その屈曲や弛みとりながら直腸 2 側に引き寄せることができる。その後、図 10 (b) に示すように、上記係止用膨張体 8 を収縮させると、上記ケーブル推進手段 14 は、上記挿入用ケーブル 11 を蠕動運動させて、上記屈曲や弛みがとり除かれた S 字結腸 4 の奥方向に推進させるようにすれば、上記挿入用ケーブル 11 を S 字結腸 4 の奥までスムーズに押し込むことができる。

上記挿入用ケーブル 11 を上記下行結腸 5 と上行結腸 7 との間に位置する、屈曲や弛みの大きい横行結腸 6 内に押し込むときにも、上記ケーブル推進手段 14 を稼働させれば、上記挿入用ケーブル 11 を横行結腸 6 の下行結腸 5 側から上行結腸 7 側にスムーズに押し込むことができる。

なお、上記挿入用ケーブル 11 を上記下行結腸 5 や上行結腸 7 内に押し込む場合にも、上記ケーブル推進手段 14 を用いて上記挿入用ケーブル 11 を推進してもよいが、上記下行結腸 5 や上行結腸 7 は比較的直線に近い形状なので、操作桿 13 a はそれほど動かす必要がない。したがって、操作部 13 の推進ボタン 13 b を操作して内視鏡 10 の挿入用ケーブル 11 を推進させる方が効率が良い。

【 0 0 2 0 】

このように本最良の形態によれば、蛇腹構造を有するペローズ 21 と、このペローズ 21 の外側に設けられて、径方向に膨張するとともに軸方向に収縮する弾性膨張体 22 と、上記ペローズ 21 と弾性膨張体 22 の両端部に取付けられた第 1 及び第 2 の連結部材 24、25 と、上記ペローズ 21 と弾性膨張体 22 との間に設けられた空気室 28 とを備えた伸縮ユニット 20 a ~ 20 d を軸方向に連結したケーブル推進手段 14 を、内視鏡 10 の挿入用ケーブル 11 の先端 11 a 側に取り付けるとともに、上記各伸縮ユニット 20 a ~ 20 d に送る圧縮空気を制御して、上記挿入用ケーブル 11 を蠕動運動させながら、大腸 1 の S 字結腸 4 内などの体腔内に押し込むようにしたので、腸内の屈曲や弛みを除去しながら、上記挿入用ケーブル 11 を体腔内の奥深くまで挿入することができる。

このとき、上記弾性膨張体 22 を、弾性体から成る筒状体 22 a と、この筒状体 22 a の内部に、上記筒状体 22 a の軸方向に沿って延長するように配置された複数の繊維 22 b とを備えた弾性膨張体 22 としたので、上記弾性膨張体 22 を効率良く径方向に膨張させることができるとともに軸方向に収縮させることができる。

【 0 0 2 1 】

なお、上記最良の形態では、内視鏡 10 の挿入用ケーブル 11 にケーブル推進手段 14 を装着した例について説明したが、本発明のケーブル推進手段 14 は、カテーテルなどの他の医療器具もしくは医療装置を生体内に挿入する場合にも適用可能であるだけでなく、埋設配管等の人工管路の管内を自走する管内自走装置にも用いることができる。

また、上記例では、ケーブル推進手段 14 を備えた内視鏡 10 について説明したが、既成の内視鏡の挿入用ケーブルに本発明のケーブル推進手段 14 を装着することも可能である。この場合には、上記ケーブル推進手段 14 を制御する推進制御手段 19 を既成の内視鏡の挿入用ケーブル推進・屈曲を制御する操作部とは別体に設ければよい。

また、上記例では、ケーブル推進手段 14 を径方向に膨張するとともに軸方向に収縮する 4 個の筒状の伸縮ユニット 20 (20 a ~ 20 d) を軸方向に連結して構成したが、筒状の伸縮ユニット 20 の個数については、5 個以上であってもよいし、3 個でもよく、挿入する管の性状や装着するケーブルにより、適宜設定すればよい。

また、上記例では、挿入用ケーブル 11 を肛門近傍で係止させるため、別途、係止用膨張体 8 を設けたが、ケーブル推進手段 14 を構成する伸縮ユニット 20 の数を増やし、最上流側の肛門近傍に位置する伸縮ユニットを上記伸縮ユニット 20 a ~ 20 d の膨張収縮とは別に膨張させ、上記挿入用ケーブル 11 を肛門近傍で係止させるようにしてもよい。

また、上記例では、第 1 の連結部材 24 の突起部 24 a に貫通孔 24 b を設け、第 2 の

10

20

30

40

50

連結部材 25 の挿入孔 25 a に貫通孔 25 b を設けたが、上記貫通孔 24 b , 25 b を上記突起部 24 a 及び挿入孔 25 a とは、別に設けてもよい。また、突起部 24 a 及び挿入孔 25 a の個数と貫通孔 24 b , 25 b の個数とは異なってもよい。このとき、上記貫通孔 24 b , 25 b の個数は上記ケーブル推進手段 14 を構成する筒状の伸縮ユニット 20 の数と等しいかそれよりも多くする必要があることはいうまでもない。

【 0 0 2 2 】

また、上記例では、隣接する伸縮ユニット 20 同士を、所定角だけ回転させて連結してケーブル推進手段 14 を構成したが、図 11 に示すように、連結チューブ 23 をずらして連結する形態の伸縮ユニット 20 Z を用いれば、伸縮ユニット 20 Z を角度を変えずに連結しても、上記ケーブル推進手段 14 と同様の動作を行うことができる。

10

具体的には、第 2 の連結部材 25 Z は上記第 2 の連結部材 25 と同一構成で、同図の下側にある貫通孔を貫通孔 25 0、以下、反時計回りに、貫通孔 25 1 , 25 2 , 25 3 , 25 4 , 25 5 が形成されている。一方、第 1 の連結部材 24 Z の 6 個の貫通孔 24 b のうち、下側にある貫通孔 24 0 は封止されておらず、この貫通孔 24 0 から反時計回りに、貫通孔 25 1 , 25 2 , 25 3 , 25 4 , 25 5 としたときに、上記貫通孔 24 0 の手前の貫通孔 25 5 が封止されている。そして、連結チューブ 23 は、貫通孔 25 1 と貫通孔 24 0、貫通孔 25 2 と貫通孔 24 1、貫通孔 25 3 と貫通孔 24 2、貫通孔 25 4 と貫通孔 24 3、貫通孔 25 5 と貫通孔 24 4 とがそれぞれ上記連結チューブ 23 で連結され、上記貫通孔 25 0 のみが図示しない空気室 28 内に開口する。

これにより、上記貫通孔 25 0 からは、当該伸縮ユニット 20 Z の図示しない空気室 28 に圧縮空気が導入され、他の貫通孔 25 1 ~ 25 5 に圧縮空気が導入された場合には、上記圧縮空気は、連結チューブ 23 および貫通孔 24 0 ~ 24 4 を介して、貫通孔 25 1 ~ 25 5 から下流側の伸縮ユニット 20 (図示せず)に導入される。すなわち、上記伸縮ユニット 20 Z では、1 個の貫通孔 25 0 のみが図示しない空気室 28 に開口し、他の貫通孔 25 1 ~ 25 5 は下流側の伸縮ユニット 20 の図示しない空気室 28 に連通する。

20

図 12 (a) , (b) は、上記構成の伸縮ユニット 20 Z から成る伸縮ユニット 20 a ~ 20 d を連結したときの、圧縮空気の流れを模式的に示した疑似展開図で、エアチューブ 17 d ~ 17 a の接続状態は、上記図 7 の場合と同じである。

エアチューブ 17 d から供給される圧縮空気は、上記貫通孔 25 0 から当該伸縮ユニット 20 d 内へ導入される。一方、上記エアチューブ 17 c , 17 b , 17 a から供給される圧縮空気は、上記貫通孔 25 1 ~ 25 3 から、連結チューブ 23 を介して、上記貫通孔 24 0 ~ 24 2 にそれぞれ到達する。

30

上記貫通孔 24 0 ~ 24 2 と、上記伸縮ユニット 20 d の下流側の伸縮ユニット 20 c の貫通孔 25 0 ~ 25 2 とは連通しているので、エアチューブ 17 c から供給される圧縮空気は、上記貫通孔 24 0 に連通する貫通孔 25 0 から当該伸縮ユニット 20 c 内へ導入される。一方、エアチューブ 17 b , 17 a から供給される圧縮空気は、貫通孔 25 1 , 25 2 からそれぞれ連結チューブ 23 を介して、当該伸縮ユニット 20 c の貫通孔 24 0 , 24 1 にそれぞれ到達する。

上記貫通孔 24 0 , 24 1 と、上記伸縮ユニット 20 c の下流側の伸縮ユニット 20 b の貫通孔 25 0 , 25 1 とは連通しているので、エアチューブ 17 b から供給される圧縮空気は、上記貫通孔 24 0 に連通する貫通孔 25 0 から当該伸縮ユニット 20 b 内へ導入される。一方、エアチューブ 17 a から供給される圧縮空気は、貫通孔 25 1 から連結チューブ 23 を介して、当該伸縮ユニット 20 b の貫通孔 24 0 に到達する。

40

上記伸縮ユニット 20 b の貫通孔 24 0 と、最下流側の伸縮ユニット 20 a の貫通孔 25 0 とは連通しているので、エアチューブ 17 a から供給される圧縮空気は、上記貫通孔 24 0 に連通する貫通孔 25 0 から当該伸縮ユニット 20 a 内へ導入される。

このように、伸縮ユニット 20 a ~ 20 d として同一構成の伸縮ユニット 20 Z を用いれば、隣接する伸縮ユニット 20 同士を回転させることなく、上記伸縮ユニット 20 a ~ 20 d の各空気室 28 に、それぞれ独立に圧縮空気を送ることができる。

なお、伸縮ユニット 20 の貫通孔 24 b , 25 b 及び連結チューブ 23 のうち、使用し

50

ていないものを省略してもよい。この場合には、部品点数は少なくて済むが、伸縮ユニット 20 の汎用性は低下するので、図 2 に示した伸縮ユニット 20、もしくは、図 11 に示した伸縮ユニット 20 Z を用いることが好ましい。

【0023】

また、上記例では、圧縮空気の流路として連結チューブ 23 を用いたが、上記連結チューブ 23 に代えて、上記伸縮ユニット 20 を構成する弾性膨張体 22 内に圧縮空気の流路を設けてもよい。

図 13 (a)、(b) はその一例を示す図である。本例では、上記弾性膨張体 22 内に、一端が第 1 の連結部材 24 の貫通孔 24 b に連通し、他端が第 2 の連結部材 25 の貫通孔 25 b に連通する、軸方向に伸びる空隙部 22 m を設けて、この空隙部 22 m を圧縮空気の流路とする。なお、この場合には、第 1 及び第 2 の連結部材 24、25 の貫通孔 240 ~ 245 及び貫通孔 250 ~ 255 は全て開放状態とする。その代わり、下側にある貫通孔 250、240 に連通する空隙部 22 m に、当該伸縮ユニット 20 の空気室 28 に連通して当該伸縮ユニット 20 の軸方向に延長する連通溝 22 n を設けて、この連通溝 22 n から当該伸縮ユニット 20 の空気室 28 に圧縮空気を供給するようにすればよい。なお、この場合には、伸縮ユニット 20 同士の連結は、上記図 6 に示したような、隣接する伸縮ユニット 20 同士を、所定角だけ回転させて連結する形態となる。

また、図 11 に示したような、隣接する伸縮ユニット 20 同士を回転させずに連結する形態とするには、上記空隙部 22 m の延長方向を軸方向からずらして形成すればよい。具体的には、弾性膨張体 22 内に、貫通孔 251 と貫通孔 240、貫通孔 252 と貫通孔 241、貫通孔 253 と貫通孔 242、貫通孔 254 と貫通孔 243、貫通孔 255 と貫通孔 244 とをそれぞれ連通溝 22 n を有しない空隙部 22 m で連通し、貫通孔 250 と貫通孔 245 とを連通溝 22 n を有する空隙部 22 m にて連通させるように、上記空隙部 22 m 及び連通溝 22 n を形成すればよい。

このように、弾性膨張体 22 内に空隙部 22 m を設けてこれを圧縮空気の流路とする場合には、連結チューブ 23 を用いた場合よりも、流路の数がそれぞれ 1 本ずつ多くなるが、空気室 28 内には連結チューブ 23 がないので、伸縮ユニット 20 の膨張をスムーズに行うことができる。なお、上記連通溝 22 n に代えて、上記空隙部 22 m と上記空気室 28 とを連通する連通孔を設けてもよい。

【産業上の利用可能性】

【0024】

以上説明したように、本発明の管内自走装置は、管の屈曲や弛みを取ることができるとともに、管内でスムーズに自走させることができるので、この管内自走装置を、例えば、内視鏡の挿入用ケーブルに装着して上記ケーブルを体腔内で前進後退させるようにすれば、内視鏡の挿入が難しい箇所でも、上記ケーブルをスムーズに移動させることができるので、検査時間を短縮できるとともに、患者の負担を軽減することができる。

【図面の簡単な説明】

【0025】

【図 1】本発明の最良の形態に係る内視鏡の概要を示す図である。

【図 2】本発明による伸縮ユニットの一構成例を示す図である。

【図 3】本最良の形態に係る弾性膨張体の一構成例を示す図である。

【図 4】連結チューブと貫通孔の関係を示す図である。

【図 5】本最良の形態に係る装着用部材とエアチューブ差し込み部材の取付方法を示す図である。

【図 6】伸縮ユニットの連結方法を示す図である。

【図 7】図 2 の伸縮ユニットの連結状態を示す図である。

【図 8】本最良の形態に係る伸縮ユニットの動作を説明するための図である。

【図 9】内視鏡の挿入用ケーブルの推進方法を示す図である。

【図 10】本発明の内視鏡を大腸の S 字結腸に挿入する方法を示す図である。

【図 11】本発明による伸縮ユニットの他の構成を示す図である。

【図 1 2】図 1 1 の伸縮ユニットの連結状態を示す図である。

【図 1 3】本発明による伸縮ユニットの他の構成を示す図である。

【図 1 4】従来の管内自走装置の構成を示す図である。

【図 1 5】従来の管内自走装置の動作を説明するための示す図である。

【図 1 6】従来の推進補助手段を備えた内視鏡のケーブルの一例を示す図である。

【図 1 7】従来の挿入補助手段を備えた内視鏡のケーブルの一例を示す図である。

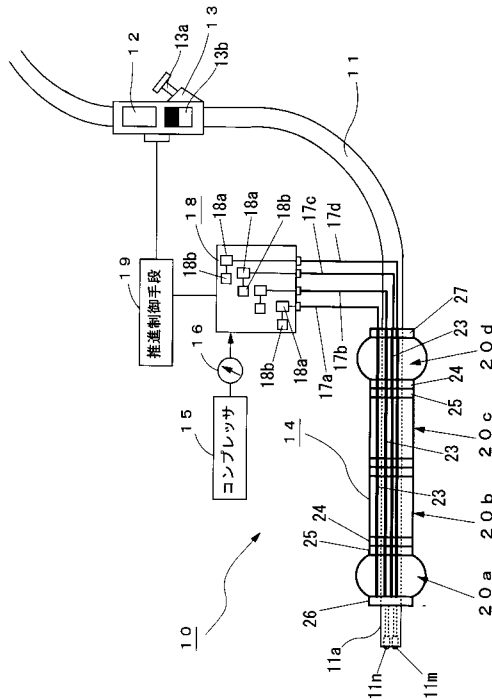
【符号の説明】

【 0 0 2 6 】

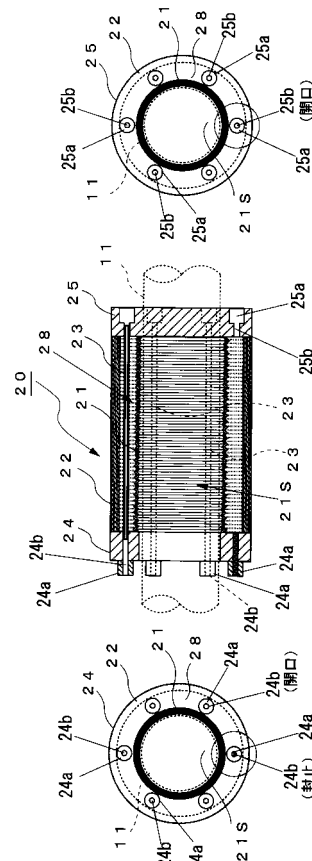
1 0 内視鏡、1 1 挿入用ケーブル、1 1 a 先端、1 1 m 撮影装置、
1 1 n 照明装置、1 2 推進・屈曲制御部、1 3 操作部、1 3 a 操作桿、
1 3 b 推進ボタン、1 4 ケーブル推進手段、1 5 コンプレッサ、
1 6 レギュレータ、1 7 a ~ 1 7 d エアチューブ、1 8 空気制御弁、
1 8 a 供給弁、1 8 b 開放弁、1 9 推進制御手段、
2 0 , 2 0 a ~ 2 0 d 伸縮ユニット、2 1 ベローズ、2 2 弾性膨張体、
2 2 a 筒状体、2 2 b 繊維、2 3 連結チューブ、2 4 第 1 の連結部材、
2 4 a 突起部、2 4 b 貫通孔、2 5 第 2 の連結部材、2 5 a 挿入孔、
2 5 b 貫通孔、2 6 装着用部材、2 6 a オリング挿入溝、2 6 b 挿入孔、
2 7 エアチューブ差し込み部材、2 7 a チューブ差し込み部、2 7 b 突起部、
2 7 c 貫通孔、2 8 空気室、R Oリング。

10

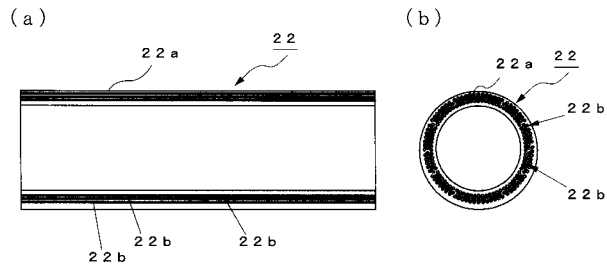
【図 1】



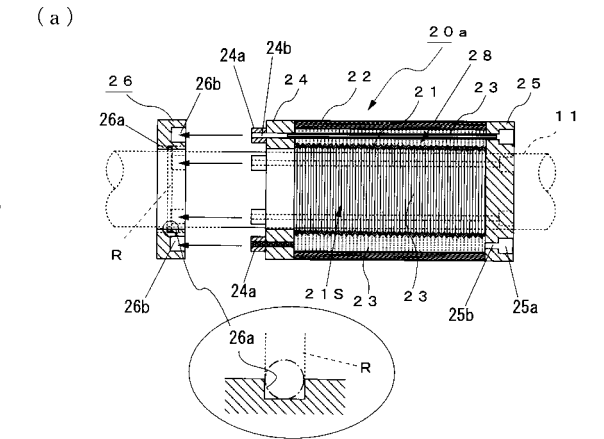
【図 2】



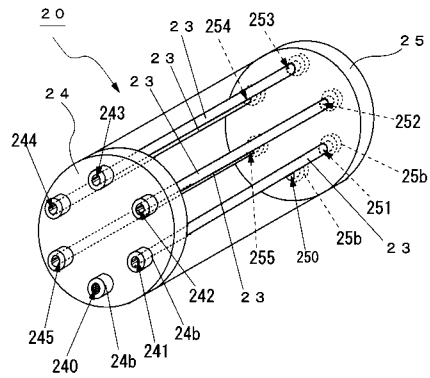
【図 3】



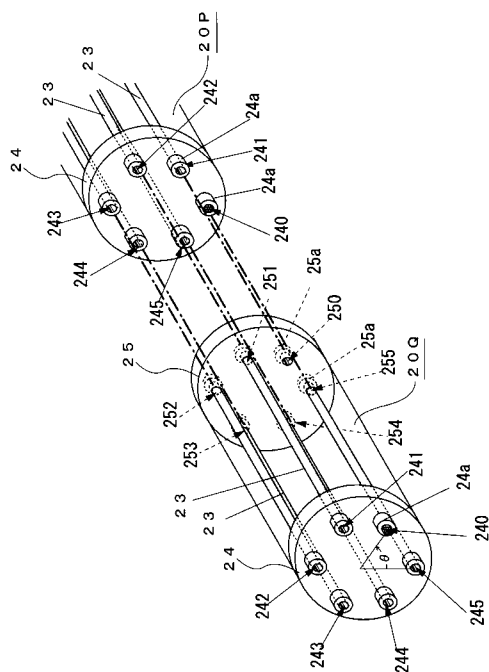
【図 5】



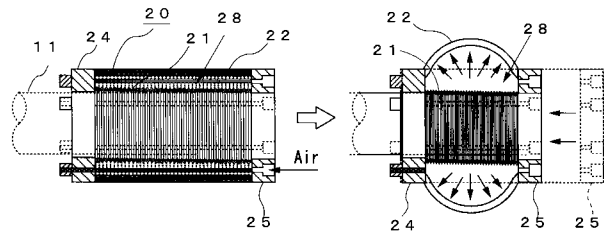
【図 4】



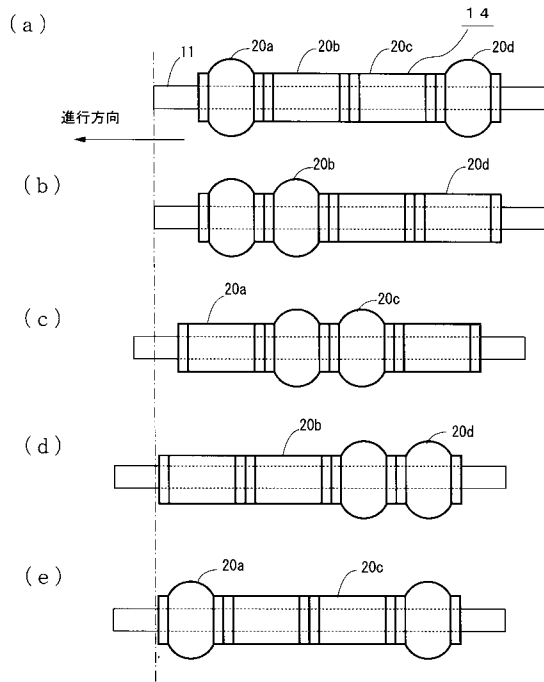
【図 6】



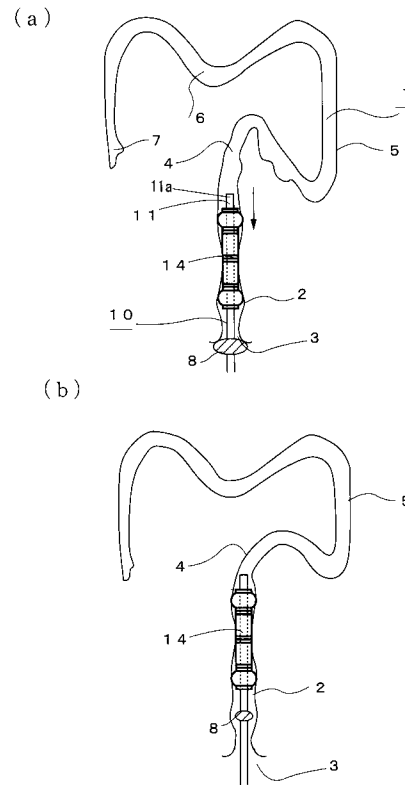
【図 8】



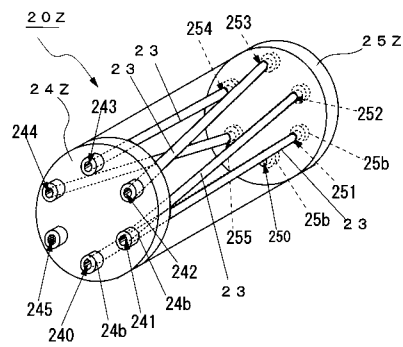
【図 9】



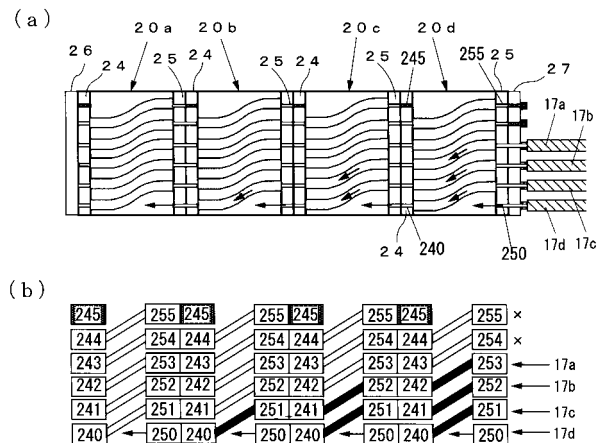
【図 10】



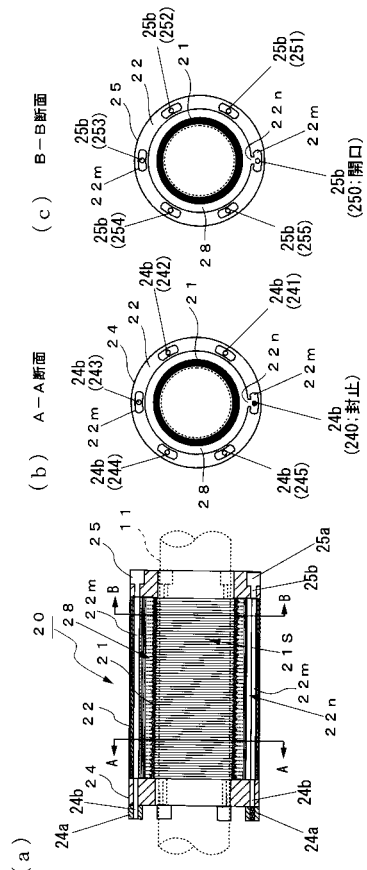
【図 11】



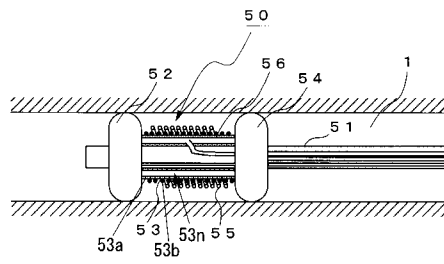
【図 12】



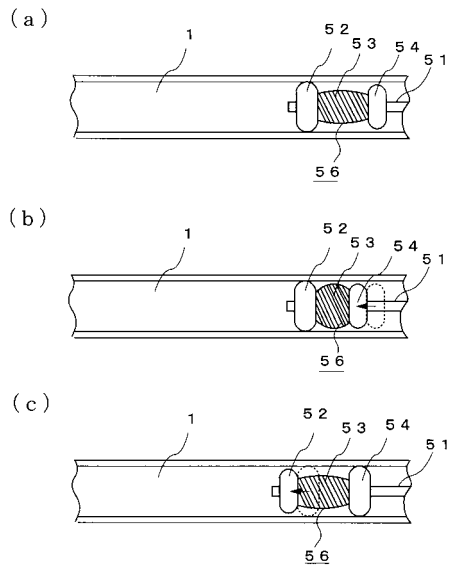
【図 13】



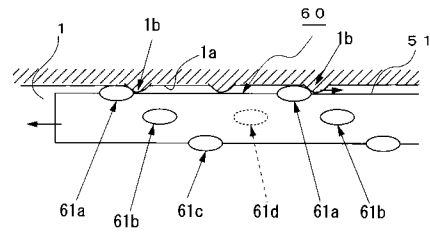
【図 14】



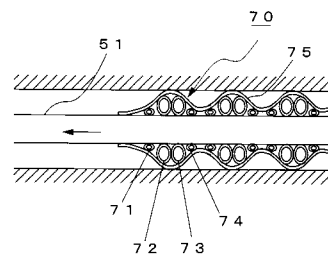
【図 15】



【図 16】

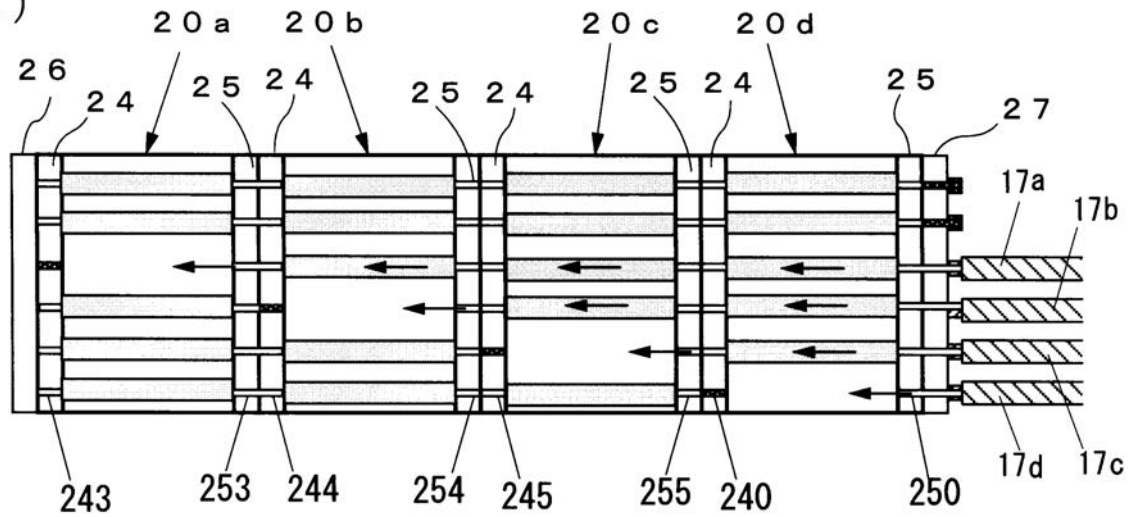


【図 17】

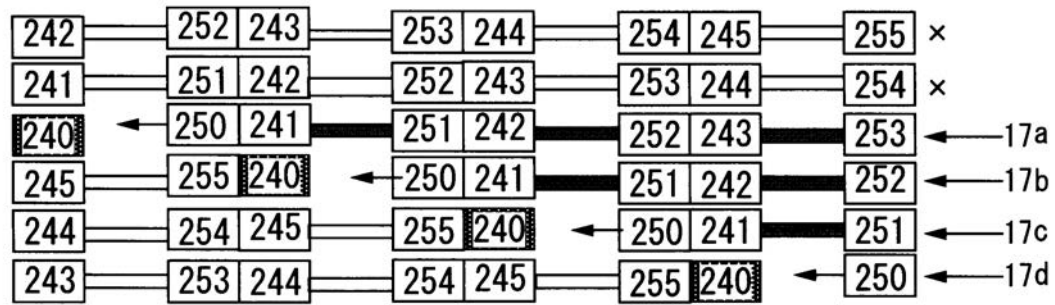


【図 7】

(a)



(b)



フロントページの続き

審査官 安田 明央

(56)参考文献 特開平07-113755(JP, A)
国際公開第2007/017876(WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00 - 1/32
G02B 23/24 - 23/26

【 图 1 】