

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第4601728号
(P4601728)

(45) 発行日 平成22年12月22日 (2010.12.22)

(24) 登録日 平成22年10月8日 (2010.10.8)

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

請求項の数 14 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2010-529588 (P2010-529588)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成22年4月28日 (2010.4.28)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2010/057567		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
審査請求日	平成22年7月28日 (2010.7.28)	(74) 代理人	100076233
(31) 優先権主張番号	特願2009-175637 (P2009-175637)		弁理士 伊藤 進
(32) 優先日	平成21年7月28日 (2009.7.28)	(72) 発明者	吉江 方史
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
早期審査対象出願		(72) 発明者	北山 直司
			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	小田倉 直人

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 アクチュエータシステムおよび内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

流体の注入 / 吸引により駆動する駆動部と、
前記流体が流れる管路と、
前記管路を介して前記駆動部に前記流体を注入 / 吸引する流体供給部と、
前記管路の内部圧力を測定する圧力測定部と、
前記内部圧力による前記管路の体積変化量を予め記憶する記憶部と、
前記記憶部が記憶する前記体積変化量、前記圧力測定部が測定する前記内部圧力、および、前記駆動部に注入 / 吸引する前記流体の体積、にもとづいて前記流体供給部を制御する制御部と、を具備することを特徴とするアクチュエータシステム。

10

【請求項 2】

前記流体供給部が、前記管路に注入 / 吸引する前記流体の体積を計測可能なシリンジポンプであることを特徴とする請求項 1 に記載のアクチュエータシステム。

【請求項 3】

前記流体が前記駆動部と前記管路と前記流体供給部とが形成する密閉空間内を移動することを特徴とする請求項 1 に記載のアクチュエータシステム。

【請求項 4】

前記流体供給部が被検体の体外に配設され、前記管路を介して前記被検体の体内に挿入された前記駆動部に前記流体を注入 / 吸引することを特徴とする請求項 1 に記載のアクチュエータシステム。

20

【請求項 5】

前記記憶部が記憶する前記体積変化量が、前記被検体の体内温度における値であることを特徴とする請求項 4 に記載のアクチュエータシステム。

【請求項 6】

前記管路が、前記流体供給部から着脱自在であり、
前記駆動部または前記管路が識別情報を記憶する識別部を有し、
前記制御部が、前記体積変化量、前記内部圧力、前記駆動部に注入／吸引する前記流体の体積、および前記識別情報にもとづいて、前記流体供給部を制御することを特徴とする請求項 1 に記載のアクチュエータシステム。

【請求項 7】

前記流体が液体であることを特徴とする請求項 1 に記載のアクチュエータシステム。

【請求項 8】

前記液体が生理食塩水であることを特徴とする請求項 7 に記載のアクチュエータシステム。

【請求項 9】

前記流体が気体であり、
前記記憶部が、さらに前記気体の体積弾性率を予め記憶し、
前記制御部が、前記記憶部が記憶する前記体積変化量および前記体積弾性率と、前記圧力測定部が測定する前記内部圧力と、前記駆動部に注入／吸引する前記流体の体積と、にもとづいて前記流体供給部を制御することを特徴とする請求項 1 に記載のアクチュエータシステム。

【請求項 10】

流体の注入／吸引により駆動する駆動部と、前記駆動部の駆動力により湾曲する湾曲部と、前記流体が流れる管路と、を有する内視鏡と、
前記管路を介して前記駆動部に前記流体を注入／吸引する流体供給部と、
前記管路の内部圧力を測定する圧力測定部と、
前記内部圧力による前記管路の体積変化量を予め記憶する記憶部と、
前記記憶部が記憶する前記体積変化量、前記圧力測定部が測定する前記内部圧力、および、前記駆動部に注入／吸引する前記流体の体積、にもとづいて前記流体供給部を制御する制御部と、を具備することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 11】

前記流体供給部が、前記管路に注入／吸引する前記流体の体積を計測可能なシリンジポンプであることを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡装置。

【請求項 12】

前記流体が前記駆動部と前記管路と前記流体供給部とが形成する密閉空間内を移動することを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡装置。

【請求項 13】

前記流体供給部が被検体の体外に配設され、前記管路を介して前記被検体の体内に挿入された前記駆動部に前記流体を注入／吸引することを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡装置。

【請求項 14】

前記液体が生理食塩水であることを特徴とする請求項 10 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、流体の注入／吸引により駆動する駆動部を具備するアクチュエータシステムおよび前記アクチュエータシステムを有する内視鏡装置に関し、特に流体供給部から駆動部まで流体を供給するための管路を具備するアクチュエータシステムおよび前記アクチュエータシステムを有する内視鏡装置に関する。

【背景技術】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 2 】

流体の注入 / 吸引により駆動する駆動部を具備する流体駆動アクチュエータシステムは、柔軟な動作が可能であることからロボット、マニピュレータ、および医療装置等への応用が進んでいる。

【 0 0 0 3 】

例えば、特開 2 0 0 5 - 9 5 9 8 9 号公報には、マッキベン型の空気アクチュエータを利用したロボットアームが提案されている。また、特開 2 0 0 3 - 1 8 1 7 8 0 号公報には液体供給部を手動操作部で操作する手動式マニピュレータが開示されている。また、特開 2 0 0 6 - 1 0 9 0 4 号公報には、空気圧アクチュエータにより湾曲する湾曲部を有し、注入吸引する流体の流量と空気圧とを計測する内視鏡装置が開示されている。

10

【 0 0 0 4 】

流体駆動アクチュエータシステムは、基本構成要素として、流体の注入 / 吸引により駆動する駆動部と、管路と、管路を介して駆動部に流体を注入 / 吸引する流体供給部とを具備している。管路は流体の流路であり、電気アクチュエータにおける電線に相当し、駆動部と流体供給部とを分離して配置するために所定の長さを有する。

【 0 0 0 5 】

流体駆動アクチュエータシステムの管路は内部の流体の圧力により容積、言い換えれば管路内部に滞留する流体の体積が変化しないように高い剛性を有することが好ましい。一方、流体供給部と離れた所望の位置まで駆動部を移動するために、管路は可撓性を有すること、すなわち容易に曲げることの可能な性質が要求される場合がある。しかし、剛性と可撓性とは相反する性質であり、両立することは容易ではない。さらに流体圧力は負荷の大きさによっても変化する。すなわち大きな負荷が駆動部にかかっている場合には流体圧力は高くなる。

20

【 0 0 0 6 】

このため、可撓性を有する管路を具備した流体駆動アクチュエータシステムにおいて、駆動精度の高い、すなわち変位量精度または力量精度の高い制御を行うことは容易ではなかった。

【 0 0 0 7 】

例えば、特開 2 0 0 5 - 9 5 9 8 9 号公報に開示された制御装置では、変位量と流体圧力との関係を予めメモリにテーブルとして記憶している。そして、そのテーブルをもとに所望の変位量に応じた流体圧力に制御している。そして変位量を計測し誤差を補償するために流体供給部が流体圧力を調整している。しかし既に説明したように流体圧力は負荷の大きさによっても変化するために、流体供給部がテーブルをもとに制御を行っても誤差を補償するのは容易ではないことがあった。

30

【 0 0 0 8 】

また、特開 2 0 0 3 - 1 8 1 7 8 0 号公報に開示された手動式マニピュレータでは管路として可撓性を有する耐圧性チューブを用いている。しかし可撓性と耐圧性とは相反する性質である。このため可撓性を重視すると耐圧性が劣化し流体圧力によるチューブの容積変化が大きくなる。一方、耐圧性を重視するとチューブの肉厚が厚くなったり補強部材が多くなったりするため、径が大きくなると同時に可撓性が劣化してしまうことがあった。

40

【 0 0 0 9 】

なお特開 2 0 0 6 - 1 0 9 0 4 号公報に開示された内視鏡装置においては流体の流量を計測する目的は、温度を計測することであった。このため、流体として温度により体積が変化する気体を使用されていた。

【 0 0 1 0 】

本発明は、精度の高い制御が可能なアクチュエータシステムを提供することを目的とする。

【 発明の開示 】

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 1 】

50

上記目的を達成すべく、本発明の実施の形態のアクチュエータシステムは、流体の注入／吸引により駆動する駆動部と、前記流体が流れる管路と、前記管路を介して前記駆動部に前記流体を注入／吸引する流体供給部と、前記管路の内部圧力を測定する圧力測定部と、前記内部圧力による前記管路の体積変化量を予め記憶する記憶部と、前記記憶部が記憶する前記体積変化量、前記圧力測定部が測定する前記内部圧力、および、前記流体供給部が前記駆動部に注入／吸引する前記流体の体積、にもとづいて前記流体供給部を制御する制御部と、を具備する。

【 0 0 1 2 】

上記目的を達成すべく、本発明の別の実施の形態の内視鏡装置は、流体の注入／吸引により駆動する駆動部と、前記駆動部の駆動力により湾曲する湾曲部と、前記流体が流れる管路と、を有する内視鏡と、前記管路を介して前記駆動部に前記流体を注入／吸引する流体供給部と、前記管路の内部圧力を測定する圧力測定部と、前記内部圧力による前記管路の体積変化量を予め記憶する記憶部と、前記記憶部が記憶する前記体積変化量、前記圧力測定部が測定する前記内部圧力、および、前記流体供給部が前記駆動部に注入／吸引する前記流体の体積、にもとづいて前記流体供給部を制御する制御部と、を有する。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 3 】

【図 1 A】アクチュエータシステムの動作を説明するための説明図であり、駆動前の状態を示している。

【図 1 B】アクチュエータシステムの動作を説明するための説明図であり、チューブが変形しない場合示している。

20

【図 1 C】アクチュエータシステムの動作を説明するための説明図であり、チューブが膨張した場合を示している。

【図 1 D】アクチュエータシステムの動作を説明するための説明図でありチューブが収縮した場合を、示している。

【図 2】第 1 の実施の形態のアクチュエータシステムを具備する内視鏡装置の全体構成を表す構成図である。

【図 3】第 1 の実施の形態のアクチュエータシステムの駆動部を構成するマルチルーメンチューブの斜視図である。

【図 4 A】第 1 の実施の形態のアクチュエータシステムの駆動部を説明するための説明図である。

30

【図 4 B】第 1 の実施の形態のアクチュエータシステムの駆動部を説明するための説明図である。

【図 4 C】第 1 の実施の形態のアクチュエータシステムの駆動部を説明するための説明図である。

【図 4 D】第 1 の実施の形態のアクチュエータシステムの駆動部を説明するための説明図である。

【図 4 E】第 1 の実施の形態のアクチュエータシステムの駆動部を説明するための説明図である。

【図 4 F】第 1 の実施の形態のアクチュエータシステムの駆動部を説明するための説明図である。

40

【図 5】第 1 の実施の形態のアクチュエータシステムの構成を説明するための構成図である。

【図 6】シリンジポンプが出力する液体の体積と駆動部に入力される液体の体積との関係を示す説明図である。

【図 7】流体圧力と駆動部に入力される液体の体積との関係を示す説明図である。

【図 8】記憶部に記憶されている内部圧力によるチューブの体積変化量のテーブルを説明するための表である。

【図 9】第 2 の実施の形態のアクチュエータシステムを具備するカテーテルを説明するための説明図である。

50

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

<第1の実施の形態>

最初に、図1A～図1Dを用いて、第1の実施の形態のアクチュエータシステム10におけるチューブ12の変形と変位量精度との関係について説明する。図1Aに示すように本実施の形態のアクチュエータシステム10は、駆動部13と、管路であるチューブ12と、流体供給部であるシリンジポンプ11と、圧力測定部である圧力センサ14とを具備する。駆動部13にはチューブ12を介してシリンジポンプ11から液体が注入/吸引され、負荷20に対して外力を及ぼす。なお図1A～図1Dにおいては説明のため駆動部13を単純なシリンジ型として示し、チューブ12の変形を誇張表示している。

10

【0015】

図1Bに示すように、チューブ12が液体圧力により変形しない場合には、シリンジポンプ11が入力部7(図2参照)からの入力にもとづく制御部57(図5参照)の制御により、所定の体積 V_0 の液体をチューブ12に注入すると、駆動部13はシリンジポンプ11から注入された体積 V_0 に応じた所定の変位量 L_0 だけ変位する。例えば、駆動部13のシリンジの断面積を S とすると、「 $L_0 = V_0 / S$ 」である。このため、制御部がシリンジポンプ11を駆動部13に供給すべき体積の液体を出力するように制御しても駆動精度は劣化しない。

【0016】

これに対して、図1Cに示すように、可撓性を有するチューブ12では、負荷20等の影響により内部の液体圧力が高くなると膨張変形するために、チューブ12の体積は V_1 だけ大きくなる。このため駆動部13の変位量 L_1 は、チューブ12が変形しない場合の変位量 L_0 よりも小さくなる。すなわち、「 $L_1 = (V_0 - V_1) / S$ 」である。そして変位量 L_1 は負荷20の大きさ、すなわち液体圧力により変化する。チューブ12の材質、肉厚および長さ、そして液体圧力により V_1 は変化するが、例えば $V_1 = 0.5 \times V_0$ である。

20

【0017】

そして図1Dに示すように、チューブ12は負荷20等の影響により内部の液体圧力が低下すると収縮変形するために、チューブ12の体積は V_2 だけ小さくなる。このため駆動部13の変位量 L_2 は、チューブ12が変形しない場合の変位量 L_0 よりも大きくなる。すなわち、「 $L_2 = (V_0 + V_2) / S$ 」である。

30

【0018】

以上の説明のように、可撓性管路を介して流体駆動するアクチュエータシステムでは、液体圧力によるチューブ12の変形に起因して駆動精度が低下してしまうという問題がある。しかし後述するように、アクチュエータシステム10では制御部57(図5参照)が、チューブ12の変形を考慮してシリンジポンプ11を制御する。

【0019】

次に、図2を用いて第1の実施の形態のアクチュエータシステム10を具備する内視鏡装置1について説明する。図2に示すように、内視鏡装置1は内視鏡2と、CCU(カメラ・コントロール・ユニット)3と、光源装置4と、湾曲制御ユニット5と、入力部7と、モニター8とを具備する。後述するように、湾曲制御ユニット5は、アクチュエータシステム10の一部を構成する。

40

【0020】

内視鏡2は、挿入先端側から順に設けられた先端部21と、湾曲部22と、挿入部23と、操作部24と、ユニバーサルコード25とを有する。内視鏡2の先端部21には、被写体内部の観察対象を撮像する撮像素子であるCCD21Aが配設されている。CCD21Aで撮像された映像信号は、CCU3で信号処理され、モニター8に内視鏡画像が出力される。

【0021】

また、先端部21には照明光学系が設けられている。すなわち、光源装置4で発生した

50

光はLG（ライトガイド）を介して、先端部21まで導光され、CCD21Aによる観察の際の照明光として使用される。

【0022】

湾曲制御ユニット5は術者による入力部7の操作に応じた制御部57（図5参照）の制御により、被検体の体内に挿入された湾曲部22のマルチルーメンチューブ32（図3、図4参照）にチューブ12を介して液体を注入/吸引する。

映像信号ケーブル、LGおよびチューブ12等は、ユニバーサルコード25内を通り、それぞれ、CCUコネクタ27、光源装置コネクタ28、湾曲制御ユニット用コネクタ29を介して、CCU3、光源装置4、湾曲制御ユニット5に接続されている。

【0023】

次に、図3および図4A～図4Fを用いて、湾曲部22の構成について説明する。湾曲部22は4方向に湾曲するために4個の駆動部を一体化したマルチルーメンチューブ32を有し、4個の駆動部のそれぞれには液体を注入/吸引するためのチューブ12が接続されている。

【0024】

図3に示すように、湾曲部22は柔軟な材質、例えば、シリコンゴムにより構成されている断面形状が円形状のマルチルーメンチューブ32と、マルチルーメンチューブ32の4つの円弧状断面の周辺ルーメン30A～30Dのそれぞれに接続されているチューブ12A～12Dとを有する。以下、同じ機能を有する複数の構成要素を指すときは末尾のアルファベット1文字を省略する。例えば、4個の周辺ルーメン30A～30Dのそれぞれを指すときは周辺ルーメン30といい、4本のチューブ12A～12Dのそれぞれを指すときはチューブ12という。

【0025】

次に、図4A～図4Fを用いてマルチルーメンチューブ32の構造についてさらに説明する。駆動部13はマルチルーメンチューブ32と、内径規制部材である内径規制チューブ39と外径規制部材である外径規制ブレード41を主要構成部材として形成されている。マルチルーメンチューブ32は円形断面の中央位置に中央ルーメン32Aが軸方向に沿って延設されている。そして、中央ルーメン32Aの内部には前述したケーブルおよびLG等の内蔵物が挿通されるようになっている。

【0026】

中央ルーメン32Aの周囲の管壁には、4つの円弧状断面の周辺ルーメン30が周方向に略等間隔に配設されている。また、4つの円弧状断面の周辺ルーメン30の前後の両端は、それぞれ図4E、図4Fに示すようにシリコンゴムの充填剤38A、38Bにより封止されている。すなわち、4つの周辺ルーメン30を用いて4つの密閉された小部屋31A～31Dが形成されている。

【0027】

4つの円弧状の周辺ルーメン30の内視鏡の基端側の充填剤38Bには、各小部屋31内に液体を注入し、また各小部屋31内から液体を吸引するために、チューブ12の先端部が挿入配置されている。

【0028】

また、マルチルーメンチューブ32の先端部の端部には、前口金33Aが、さらに基端側の端部には、後口金33Bが、それぞれ接着等により接続されている。そして、マルチルーメンチューブ32の中央ルーメン32Aには、内径規制部材として内径規制チューブ39が挿入配置されている。

【0029】

マルチルーメンチューブの外側には、外径規制部材として、例えばステンレスワイヤ等で筒状に編みこんだ外径規制ブレード41が被されている。この外径規制ブレード41の両端部は、それぞれマルチルーメンチューブ32の前口金33Aと後口金33Bの位置で、はんだによって固定されている。

【0030】

10

20

30

40

50

また、外径規制ブレード 4 1 の外周面は、図示しない外皮チューブが被覆されている。外皮チューブは、例えば、ふっ素ゴム、ウレタンゴム、ラテックスゴムなどの材料からできている。そして、この外皮チューブの両端部分はそれぞれマルチルーメンチューブの前口金 3 3 A と後口金 3 3 B の位置で糸縛りされ、さらに、この糸の外側は接着剤により固定されている。

【 0 0 3 1 】

マルチルーメンチューブ 3 2 の 4 つの周辺ルーメン 3 0 の各小部屋 3 1 に対して選択的に液体を注入 / 吸引することにより、湾曲部 2 2 は湾曲動作する。なお、本実施の形態では 4 つの周辺ルーメン 3 0 の各小部屋 3 1 が 4 つの湾曲方向、すなわち左右方向および上下方向のいずれかにそれぞれ対応するように設定されている。

10

【 0 0 3 2 】

マルチルーメンチューブ 3 2 は、チューブ 1 2 を介して周辺ルーメン 3 0 のいずれかの小部屋 3 1 に液体が注入されると、液体が注入された小部屋 3 1 は体積が増加するため外側および内側に膨らもうとする。しかし、外径規制部材としての外径規制ブレード 4 1 は小部屋 3 1 が外側に膨らもうとするのを規制する。また、内径規制チューブ 3 9 は小部屋 3 1 が内側に膨らむのを規制する。このため、小部屋 3 1 は、外側、内側のいずれにも膨らむことができないため、軸方向に伸びることになる。このため、マルチルーメンチューブ 3 2 は、液体が注入された小部屋 3 1 と反対側に湾曲する。そしてマルチルーメンチューブ 3 2 の湾曲角を減少する際には内部の液体を吸引すればよい。

【 0 0 3 3 】

20

ここで、内視鏡装置 1 の挿入部 2 3 は被検体の体内の管腔に沿って挿入するために柔軟性が重視される。このため挿入部 2 3 の内部に挿通するチューブ 1 2 は可撓性を有すること、すなわち挿入部 2 3 の変形を妨げないように柔軟性を有することが重要である。またチューブ 1 2 の材質はさらにオートクレーブ滅菌処理等を考慮して、可撓性を有する公知の材料の中から選択可能であり例えば、ポリオレフィン（例えば、ポリエチレン、ポリプロピレン、エチレン - ポリプロピレン共重合体）、ポリ塩化ビニル、ポリアミド（例えば、ナイロン）、ポリイミド、ポリウレタン、ポリエステル、フッ素樹脂（例えばポリテトラフルオロエチレン（PTFE）、テトラフルオロエチレンヘキサフルオロプロピレン共重合体（FEP）、シリコーン樹脂、シリコーンゴムなどの材料、好ましくは、シリコーン系材料を用いて、比較的薄い肉厚で中空構造に構成されている。

30

【 0 0 3 4 】

また、駆動のための液体としては、水または油等を使用可能であるが、生理食塩水を用いることが好ましい。生体内に液体が放出された場合に被検体へのダメージが少ないためである。

【 0 0 3 5 】

次に、図 5 を用いて内視鏡装置 1 のアクチュエータシステム 1 0 の構成について説明する。アクチュエータシステム 1 0 は既に説明したように 4 個の駆動部を、それぞれ独立して駆動するために、4 個のシリンジポンプ 1 1 A ~ 1 1 D と、4 個の圧力センサ 1 4 A ~ 1 4 D 等とを具備する。言い換えればアクチュエータシステム 1 0 は、湾曲制御ユニット 5 を共有する 4 個のアクチュエータシステムから構成されている。以下、説明を簡単にするために、いずれか 1 個のシリンジポンプ 1 1 と圧力センサ 1 4 とについて説明する。

40

【 0 0 3 6 】

既に説明したようにアクチュエータシステム 1 0 は、内視鏡 2 の湾曲部 2 2 を湾曲するためのアクチュエータである。流体供給部であるシリンジポンプ 1 1 はチューブ 1 2 を介して挿入部 2 3 の小部屋 3 1 に液体を注入する。なお液体は小部屋 3 1 とチューブ 1 2 とシリンジポンプ 1 1 とが形成する密閉空間内を移動するだけであり系外に放出されることはない。このためアクチュエータシステム 1 0 は駆動流体を放出するアクチュエータシステムと異なり流体を供給し続ける必要がなく小型化が可能である。

【 0 0 3 7 】

そしてアクチュエータシステム 1 0 では、負荷 2 0 の変化によるチューブ 1 2 の変形を

50

考慮して制御部 5 7 がシリンジポンプ 1 1 を制御する。すなわちアクチュエータシステム 1 0 は、内部圧力によるチューブ 1 2 の体積変化量を予め記憶する記憶部 5 6 を具備し、制御部 5 7 は記憶部 5 6 が記憶するチューブ 1 2 の体積変化量、圧力センサ 1 4 が測定する圧力、および、シリンジポンプ 1 1 が駆動部の小部屋 3 1 に注入 / 吸引する液体の体積、にもとづいてシリンジポンプ 1 1 を制御する。

【 0 0 3 8 】

既に説明したように可撓性を有するチューブ 1 2 は内部圧力、すなわち液体圧力に応じて膨張または収縮し体積、すなわち内部に滞留する液体の体積が変化する。チューブ 1 2 の体積が変化すると、シリンジポンプ 1 1 が所定量の体積の流体を出力、すなわち押し出しても、駆動部 1 3 である小部屋 3 1 に注入される流体の体積が変化する。

10

【 0 0 3 9 】

図 6 は、シリンジポンプ 1 1 が出力する液体の体積と、駆動部に注入 / 吸引される液体の体積の関係を示している。図 6 に示すように流体圧力が 0 の場合にはポンプ出力体積と駆動部入力体積とは等しい。しかし、注入の場合、流体圧力が $P \times 1$ 、 $P \times 2$ 、 $P \times 3$ と大きくなるに従い、ポンプ出力体積に対して駆動部入力体積は減少する。逆に吸引の場合、流体圧力が $-P_y 1$ 、 $-P_y 2$ 、 $-P \times 2$ と負側に大きくなるに従い、ポンプ出力体積に対して駆動部入力体積は増加する。そして駆動部 1 3 に入力（注入 / 吸引）される液体の体積は駆動部の変位量 L と相関がある。

【 0 0 4 0 】

図 7 は上記現象を別の観点から説明するための図であり、シリンジポンプ 1 1 が出力する液体の体積が一定量、 V_0 の場合に、実際に駆動部 1 3 に入力される液体の体積を示している。

20

【 0 0 4 1 】

図 6 および図 7 に示す、内部圧力によるチューブ 1 2 の体積変化量 V は予め測定または算出可能である。なおチューブ 1 2 は温度により剛性が変化するために内部圧力による体積変化量は温度により変化する。アクチュエータシステム 1 0 は被検体の体内で使用されるため、被検体の体温、例えば摂氏 $36 \sim 38$ 度における体積変化量を用いることが好ましい。

【 0 0 4 2 】

内部圧力によるチューブ 1 2 の体積変化量は、内部圧力 P をパラメータとする数式、または図 8 に示すようなテーブルとして記憶部 5 6 に記憶されている。

30

【 0 0 4 3 】

アクチュエータシステム 1 0 では、記憶部 5 6 に記憶されている情報と圧力センサ 1 4 が検出した内部圧力 P とをもとに、制御部 5 7 が、シリンジポンプ 1 1 を制御する。このため、負荷変化によりチューブ 1 2 の体積変化があっても駆動部 1 3 は精度の高い制御が可能である。ここで精度は駆動部 1 3 の変位量精度または駆動力量精度である。変位量精度とは図 1 (C) および図 1 (D) を用いて説明した「 L_1 」、「 L_2 」が小さいことであり、駆動力量精度は圧力 P を駆動部断面積 S で割り算した力量の精度である。

【 0 0 4 4 】

以上の説明のように、本実施形態の内視鏡装置のアクチュエータシステム 1 0 は、負荷の変化等によりチューブ 1 2 の内部圧力が変化しても精度の高い制御が可能である。また、可撓性を有するチューブ 1 2 を用いるため挿入部 2 3 の挿入性を害することなく、かつ細径のチューブを使用可能であるため挿入部の細径化にも寄与する。

40

【 0 0 4 5 】

なお、図 5 等に示すように、内視鏡 2、すなわち駆動部 1 3 およびチューブ 1 2 は湾曲制御ユニット用コネクタ 2 9 等を介して湾曲制御ユニット 5、すなわち流体供給部であるシリンジポンプ 1 1 と着脱自在である。複数の内視鏡を準備し、そのいずれかの内視鏡 2 を使用する場合には、内視鏡 2、すなわち駆動部 1 3 またはチューブ 1 2 が識別部 5 5 を有することが好ましい。識別部 5 5 は制御部 5 7 が内視鏡 2 の種類等を識別することのできる識別情報を記憶した ROM である。識別部 5 5 が記憶する識別情報は制御部 5 7 が識

50

別可能であれば、識別部 5 5 自体の電気抵抗値、バーコード等で種類等を表示するものであってもよい。

【 0 0 4 6 】

複数の内視鏡の中から接続する内視鏡を選択可能な内視鏡装置 1 においては記憶部 5 6 は、それぞれの内視鏡の種類等に応じたチューブ 1 2 の体積変化量の情報を記憶し、制御部 5 7 は識別部 5 5 の識別情報にもとづいて、接続された内視鏡 2 を識別し、その内視鏡 2 に応じた体積変化量の情報をもとにシリンジポンプ 1 1 を制御する。

【 0 0 4 7 】

前記構成のアクチュエータシステム 1 0 は、複数の内視鏡のうちのいずれかを使用して、精度の高い制御が可能であるため利便性が高い。

10

【 0 0 4 8 】

< 第 2 の実施の形態 >

次に、図 9 を用いて第 2 の実施の形態のアクチュエータシステム 1 0 B を具備する能動カテーテル (以下「カテーテル」という) 6 0 について説明する。図 9 に示すようにカテーテル 6 0 は内視鏡 2 B の操作部 2 4 近傍に配設された処置具挿入孔 2 4 A から挿入部 2 3 B の内部に配設された処置具チャンネルに挿通され、先端部の処置具突出孔 2 4 B から突出する。そしてカテーテル 6 0 は被検体の体内 (V A) にて組織 3 の処置、例えば組織採取等を行う。カテーテル 6 0 は入力部 7 B の操作により先端部 6 1 を湾曲するための湾曲部 2 2 B を有している。なお、カテーテル 6 0 は内視鏡 2 B の先端部 2 1 が被検体内 V A の組織 3 近傍まで挿入された後に、処置具突出孔 2 4 B から突出させることにより使用される。

20

【 0 0 4 9 】

湾曲部 2 2 B は 2 方向に湾曲可能であるために、アクチュエータシステム 1 0 B は 2 個のシリンジポンプ 1 1 E、1 1 F、2 個の圧力センサ 1 4 E、1 4 F、2 本のチューブ (1 2 E、1 2 F)、2 個の駆動部 (1 3 E、1 3 F)、記憶部 5 6 B、制御部 5 7 B を有しているが、以下説明のため 1 個の駆動部等についてのみ説明する。駆動部 1 3 の基本構成は図 1 または図 3 等と同じであるが、アクチュエータシステム 1 0 B においては駆動のための流体として気体、例えば空気を有している。

【 0 0 5 0 】

すなわち、アクチュエータシステム 1 0 B においてはシリンジポンプ 1 1 と可撓性を有するチューブ 1 2 と駆動部 1 3 とが形成する密閉空間内に空気が封入されている。ここで、空気は液体と異なり弾性流体であるため圧力により体積が変化する。すなわち弾性流体である空気に一様な圧力 P を加えると、体積が P/k の割合で減少する。この k を体積弾性率といい物質特有の定数である。

30

【 0 0 5 1 】

アクチュエータシステム 1 0 B においては、記憶部 5 6 B は、内部圧力によるチューブ 1 2 の体積変化量だけでなく、空気の体積弾性率を予め記憶する。そして、制御部 5 7 B は記憶部 5 6 B が記憶するチューブ 1 2 の体積変化量および空気の体積弾性率と、圧力センサ 1 4 が測定する内部圧力と、シリンジポンプ 1 1 A が駆動部 1 3 に注入 / 吸引する空気の体積と、にもとづいてシリンジポンプ 1 1 を制御する。

40

【 0 0 5 2 】

このため、アクチュエータシステム 1 0 B は、第 1 の実施の形態のアクチュエータシステム 1 0 が有する効果に加えて、弾性流体である空気を駆動流体として使用しているが圧力変化による空気の体積変化により駆動精度が低下することがない。

【 0 0 5 3 】

なお本発明は上述した実施の形態に限定されるものではない。例えば、複数のシリンジポンプが、それぞれの管路を介して、それぞれの駆動部に流体を注入 / 吸引する制御を行う制御部を具備するアクチュエータシステムを例に説明したが、もちろん 1 個のシリンジポンプが、1 本の管路を介して、1 個の駆動部に流体を注入 / 吸引する制御を行う制御部を具備するアクチュエータシステムであってもよい。

50

【 0 0 5 4 】

また、単体で使用される能動カテーテルのアクチュエータシステムにおいては、経皮的、経鼻的、経口的に細く複雑なパターンの体腔（血管、尿管、卵管、胆管、膵管など）内に迅速かつ確実な選択性をもって挿入し得るために細径で、かつ高い可撓性が要求されるために、本発明のアクチュエータシステムを好ましく用いることができる。

【 0 0 5 5 】

また能動カテーテルのアクチュエータシステムにおいても、第 1 の実施の形態で説明したように駆動流体として液体を用いてもよい。特に血管内で用いる能動カテーテルにおいては生理食塩水を好ましく用いることができる。

【 0 0 5 6 】

また駆動部は駆動流体により駆動可能であればよく、図 1 に示したようにシリンジ型の可動部の移動をワイヤで負荷に伝達する機構等であってもよい。さらに記憶部、制御部は内視鏡装置全体の制御を行う例えば CPU の一部であってもよい。

【 0 0 5 7 】

さらにアクチュエータシステムとしては内視鏡 2 用および能動カテーテル 6 0 用、すなわち医療装置用途を例に説明したが、これに限られるものではない。

【 0 0 5 8 】

すなわち、本発明の要旨を変えない範囲において、本発明は種々の変更、改変等ができる。

【 0 0 5 9 】

以上の説明のように、本発明の実施の形態の内視鏡装置は、液体の注入 / 吸引により駆動する湾曲部を構成する駆動部と、可撓性を有するチューブと、前記チューブを介して前記駆動部に前記液体を注入 / 吸引するシリンジポンプと、前記チューブの内部圧力を測定する圧力測定部と、前記内部圧力による前記チューブの体積変化量を予め記憶する記憶部と、前記記憶部が記憶する前記体積変化量、前記圧力測定部が測定する前記内部圧力、および、前記駆動部に注入 / 吸引する前記液体の体積、にもとづいて前記シリンジポンプを制御する制御部と、を具備するアクチュエータシステムを有する。

【 0 0 6 0 】

本出願は、2009年7月28日に日本国に出願された特願2009-175637号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

【要約】

液体の注入 / 吸引により駆動する駆動部 1 3 と、チューブ 1 2 と、チューブ 1 2 を介して駆動部 1 3 に液体を注入 / 吸引するシリンジポンプ 1 1 と、内部圧力を測定する圧力センサ 1 4 と、内部圧力によるチューブ 1 2 の体積変化量 V を予め記憶する記憶部 5 6 と、体積変化量 V 、内部圧力 P 、および、駆動部 1 3 に注入 / 吸引する液体の体積 V_0 、にもとづいてシリンジポンプ 1 1 を制御する制御部 5 7 と、を具備するアクチュエータシステム 1 0。

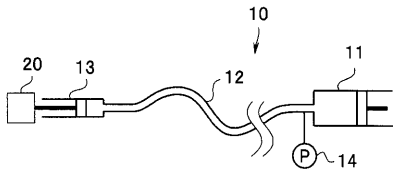
【選択図】図 1

10

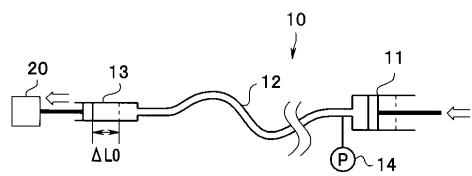
20

30

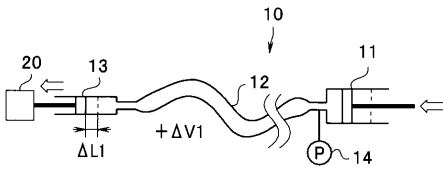
【図1A】



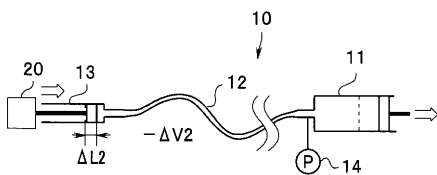
【図1B】



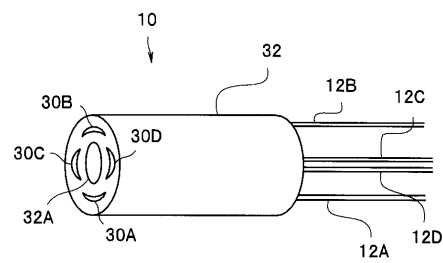
【図1C】



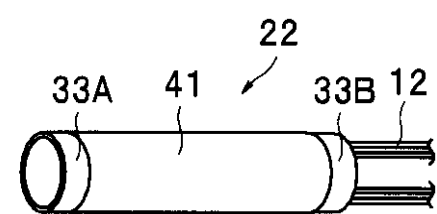
【図1D】



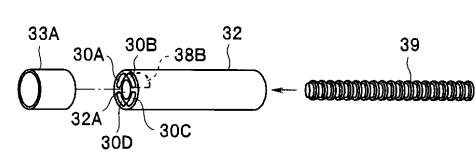
【図3】



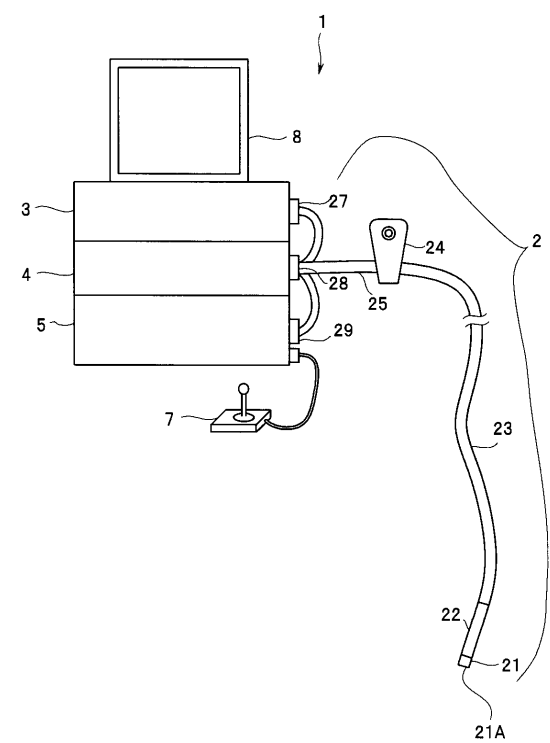
【図4A】



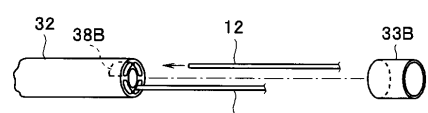
【図4B】



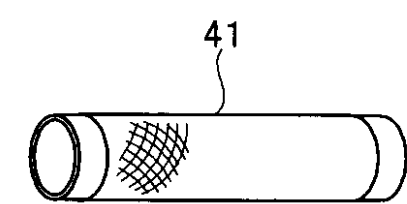
【図2】



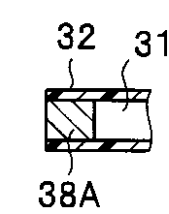
【図4C】



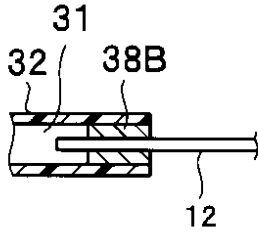
【図4D】



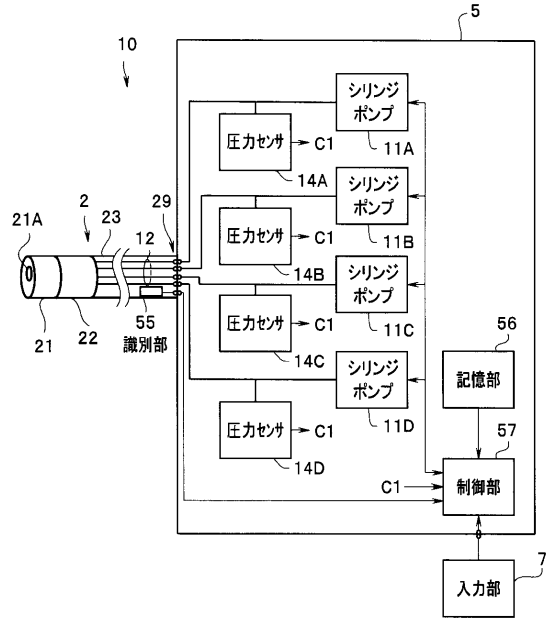
【図4E】



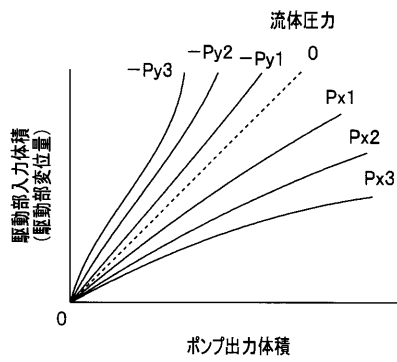
【図4F】



【図5】



【図6】

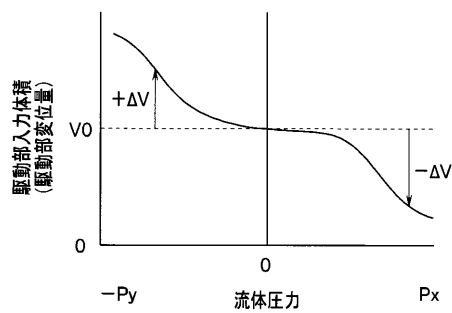


【図8】

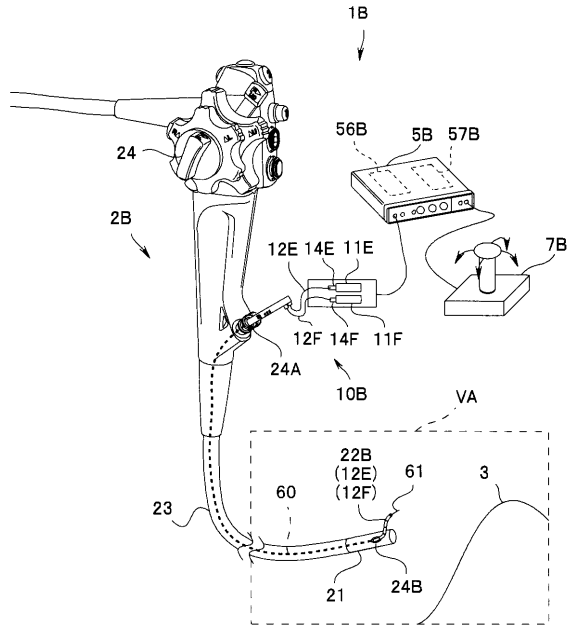
TABLE

P	ΔV
XX0	YY0
XX1	YY1
⋮	⋮
⋮	⋮
⋮	⋮
XXX	YYX

【図7】



【 図 9 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2009-18116(JP,A)
特開2009-82626(JP,A)
特開平9-79204(JP,A)
特開2009-160237(JP,A)
特開2000-271076(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00

专利名称(译)	致动器系统和内窥镜设备		
公开(公告)号	JP4601728B1	公开(公告)日	2010-12-22
申请号	JP2010529588	申请日	2010-04-28
[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	吉江方史 北山直司		
发明人	吉江 方史 北山 直司		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00039 A61B1/12 A61B1/0053 A61B1/015 A61B1/0057 F04B43/084 A61B1/0055 A61B1/0052 F04B49/06 F04B9/103 F04B9/107		
FI分类号	A61B1/00.310.H		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2009175637 2009-07-28 JP		
其他公开文献	JPWO2011013425A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

致动器系统10包括通过注入/吸入液体来执行驱动的驱动部13，管12，经由管12将液体注入/吸入驱动部13的注射器泵11，压力传感器14其测量内部压力；储存部分56，其预先存储由内部压力引起的管12的体积变化“V”；以及控制部分57，其基于体积变化“V”控制注射泵11，内部压力P以及从驱动部13注入/吸入的液体的体积V0。

【图3】

