

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6205125号  
(P6205125)

(45) 発行日 平成29年9月27日 (2017.9.27)

(24) 登録日 平成29年9月8日 (2017.9.8)

(51) Int.Cl.	F 1
<b>A 6 1 B 1/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00 5 5 2
<b>G 0 2 B 23/24 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00 7 1 4
	G 0 2 B 23/24 Z

請求項の数 26 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2012-270161 (P2012-270161)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成24年12月11日 (2012.12.11)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2014-113352 (P2014-113352A)		東京都八王子市石川町2951番地
(43) 公開日	平成26年6月26日 (2014.6.26)	(74) 代理人	100108855
審査請求日	平成27年8月20日 (2015.8.20)		弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100103034
			弁理士 野河 信久
		(74) 代理人	100095441
			弁理士 白根 俊郎
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置の挿入支援情報検出システム及び内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

管内に挿入される挿入部と、  
 作業者によって把持される把持部と、  
 前記挿入部と前記把持部とを相対的に回転を含む移動をさせるように機械的に接続する可動部と、  
 内視鏡本体と接続するための本体側ケーブルと、  
 を有する内視鏡スコープ部を備えた内視鏡装置と、  
 前記可動部における前記挿入部と前記把持部の相対的な回転量を含む移動量を検出する移動量検出センサと、  
 を有する内視鏡装置の挿入支援情報検出システムであって、  
 前記挿入部は、前記本体側ケーブルとは異なる部材であり、  
 前記挿入部は、前記把持部内に伸びるスコープ延長部を有し、  
 前記移動量検出センサを構成するスケールは前記スコープ延長部に設けられており、前記移動量検出センサを構成するセンサヘッドは前記把持部に設けられている、又は前記移動量検出センサを構成するスケールは前記把持部に設けられており、前記移動量検出センサを構成するセンサヘッドは前記スコープ延長部に設けられていることを特徴とする内視鏡装置の挿入支援情報検出システム。

【請求項 2】

前記可動部は、前記挿入部を前記把持部に対して回転させるように機械的に接続し、

前記回転の回転軸は、前記挿入部の長手方向と略一致する方向であって前記挿入部の内部の領域に位置するように設けられており、

前記移動量検出センサは、前記挿入部と前記把持部との相対的な回転量を検出する回転量検出センサであることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置の挿入支援情報検出システム。

【請求項 3】

前記挿入部は、前記把持部の近傍における形状が略円筒形であるか又は略円筒形の部材を有しており、前記回転軸は、前記円筒の中心軸と略一致していることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置の挿入支援情報検出システム。

【請求項 4】

10

前記回転量検出センサは、スケールと、該スケールの移動を検出するセンサヘッドとを有し、

前記スケールと前記センサヘッドの一方が前記挿入部に他方が前記把持部に設けられていることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置の挿入支援情報検出システム。

【請求項 5】

前記スケールは、周期的な光学パターンを有する光学スケールであり、

前記センサヘッドは、前記光学スケールに対して光を照射するとともに、前記照射されて前記スケールを経由した光を受光して電気信号を出力することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置の挿入支援情報検出システム。

【請求項 6】

20

前記スケールは、周期的な磁気パターンを有する磁気スケールであり、

前記センサヘッドは、前記磁気スケールの移動に伴う磁界の変化を検出して電気信号を出力することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置の挿入支援情報検出システム。

【請求項 7】

前記挿入部は、前記可動部による前記相対的な移動とは独立して少なくとも一部が湾曲するように構成され、

当該挿入支援情報検出システムは、

前記挿入部の前記湾曲の状態を検出する湾曲状態検出センサと、

前記移動量検出センサによって検出された移動量と前記湾曲状態検出センサによって検出された湾曲の状態とを関連付けて内視鏡装置の挿入支援情報を演算する挿入支援情報演算部と、

30

をさらに有することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置の挿入支援情報検出システム。

【請求項 8】

前記湾曲状態検出センサは、前記挿入部の略全体の形状を検出し、

前記挿入支援情報演算部は、前記湾曲状態検出センサによって検出された前記挿入部の略全体の形状と前記移動量検出センサによって検出された前記移動量とを組み合わせ前記把持部を基準とした前記挿入部の先端の位置、前記把持部を基準とした前記挿入部の先端の方向、前記把持部を基準とした前記挿入部の観察方向の少なくともひとつを前記挿入支援情報として演算することを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡装置の挿入支援情報検出システム。

40

【請求項 9】

前記挿入部における前記把持部の近傍の部分と前記挿入部の先端の近傍の部分との、長手方向を軸としたねじれ量が、前記可動部における相対的な回転量に対して十分に小さいことを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡装置の挿入支援情報検出システム。

【請求項 10】

前記挿入部と前記把持部との前記可動部における相対的な回転量は、 $360\text{ deg}$ より小さいことを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡装置の挿入支援情報検出システム。

【請求項 11】

前記挿入部と前記管を有する観察対象物との相対的な配置関係を検出する配置関係検出

50

センサをさらに有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置の挿入支援情報検出システム。

【請求項 1 2】

前記配置関係検出センサは、前記観察対象物に取り付けられ、前記挿入部の前記観察対象物に対する挿入量、回転量、挿入角の少なくともひとつを前記挿入部の挿入状態として検出する挿入部センサであることを特徴とする請求項 1 1 に記載の内視鏡装置の挿入支援情報検出システム。

【請求項 1 3】

前記挿入部は、前記可動部による前記相対的な移動とは独立して少なくとも一部が湾曲するように構成され、

当該挿入支援情報検出システムは、

前記挿入部の前記湾曲の状態を検出する湾曲状態検出センサと、

前記移動量検出センサによって検出された移動量と、前記湾曲状態検出センサによって検出された湾曲の状態と、前記挿入部センサによって検出された挿入状態とを関連付けて前記観察対象物を基準とした前記挿入部の先端の位置、前記観察対象物を基準とした前記挿入部の先端の方向、前記観察対象物を基準とした前記挿入部の観察方向の少なくともひとつの情報を内視鏡装置の挿入支援情報として演算する挿入支援情報演算部と、

をさらに有することを特徴とする請求項 1 2 に記載の内視鏡装置の挿入支援情報検出システム。

【請求項 1 4】

前記挿入部は、前記可動部による前記相対的な移動とは独立して少なくとも一部が湾曲するように構成され、

当該挿入支援情報検出システムは、

前記挿入部の前記湾曲の状態を検出する湾曲状態検出センサと、

前記移動量検出センサによって検出移動量と前記湾曲状態検出センサによって検出された湾曲の状態とを関連付けて前記観察対象物を基準とした前記把持部の位置を前記内視鏡装置の挿入支援情報として演算することを特徴とする請求項 1 2 に記載の内視鏡装置の挿入支援情報検出システム。

【請求項 1 5】

前記配置関係検出センサは、前記把持部及び / 又は前記観察対象物の位置を検出する位置センサであることを特徴とする請求項 1 1 に記載の内視鏡装置の挿入支援情報検出システム。

【請求項 1 6】

前記位置センサは、加速度センサを含み、

前記挿入部と前記観察対象物との相対的な配置関係は、前記位置センサと前記観察対象物とが所定位置に配置された状態に対する前記把持部の移動方向及び移動量として演算されることを特徴とする請求項 1 5 に記載の内視鏡装置の挿入支援情報検出システム。

【請求項 1 7】

前記位置センサは、信号を発信する発信機と、信号を受信するアンテナとを含み、

前記アンテナと前記発信機の何れか一方は前記把持部に取り付けられており、他方は前記観察対象物又は前記観察対象物の観察作業が行われる観察室に配置されていることを特徴とする請求項 1 5 に記載の内視鏡装置の挿入支援情報検出システム。

【請求項 1 8】

前記発信機が発振する信号は、電波、磁気信号、可視光線、赤外線、音波信号の何れかひとつ又はそれらの組み合わせであることを特徴とする請求項 1 7 に記載の内視鏡装置の挿入支援情報検出システム。

【請求項 1 9】

前記湾曲状態検出センサは、前記挿入部に搭載されていることを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡装置の挿入支援情報検出システム。

【請求項 2 0】

前記湾曲状態検出センサは、前記挿入部に搭載された光ファイバの長手方向の一部に、該光ファイバの曲げ角に応じて、前記光ファイバで導光される光の量、波長、強度、位相の少なくともひとつの変化を検出する検出部を少なくともひとつ有して構成される光ファイバセンサであることを特徴とする請求項 19 に記載の内視鏡装置の挿入支援情報検出システム。

【請求項 21】

前記湾曲状態検出センサは、前記挿入部の外部に X 線発生装置と X 線受信装置とを備えた X 線撮像装置であることを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡装置の挿入支援情報検出システム。

【請求項 22】

管内に挿入される挿入部と、  
作業者によって把持される把持部と、  
前記挿入部と前記把持部とを相対的に回転を含む移動をさせるように機械的に接続する可動部と、

内視鏡本体と接続するための本体側ケーブルと、

前記可動部における前記挿入部と前記把持部の相対的な回転量を含む移動量を検出する移動量検出センサと、

を備え、

前記挿入部は、前記本体側ケーブルとは異なる部材であり、

前記挿入部は、前記把持部内に伸びるスコープ延長部を有し、

前記移動量検出センサを構成するスケールは前記スコープ延長部に設けられており、前記移動量検出センサを構成するセンサヘッドは前記把持部に設けられている、又は前記移動量検出センサを構成するスケールは前記把持部に設けられており、前記移動量検出センサを構成するセンサヘッドは前記スコープ延長部に設けられていることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 23】

前記可動部は、前記挿入部を前記把持部に対して回転させるように機械的に接続し、

前記回転の回転軸は、前記挿入部の長手方向と略一致する方向であって前記挿入部の内部の領域に位置するように設けられており、

前記移動量検出センサは、前記挿入部と前記把持部との相対的な回転量を検出する回転量検出センサであることを特徴とする請求項 22 に記載の内視鏡装置。

【請求項 24】

前記挿入部は、前記可動部による前記相対的な移動とは独立して少なくとも一部が湾曲するように構成され、

前記挿入部の前記湾曲の状態を検出する湾曲状態検出センサと、

前記移動量検出センサによって検出された移動量と前記湾曲状態検出センサによって検出された湾曲の状態とを関連付けて挿入支援情報を演算する挿入支援情報演算部と、

をさらに備えたことを特徴とする請求項 23 に記載の内視鏡装置。

【請求項 25】

前記湾曲状態検出センサは、前記挿入部に搭載された光ファイバの長手方向の一部に、該光ファイバの曲げ角に応じて、前記光ファイバで導光される光の量、波長、強度、位相の少なくともひとつの変化を検出する検出部を少なくともひとつ有して構成される光ファイバセンサであることを特徴とする請求項 24 に記載の内視鏡装置。

【請求項 26】

前記挿入部と前記管を有する観察対象物との相対的な配置関係を検出する配置関係検出センサをさらに備えたことを特徴とする請求項 23 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、内視鏡装置の挿入支援情報検出システム及びそれを備えた内視鏡装置に関する

10

20

30

40

50

る。

【背景技術】

【0002】

従来、内視鏡装置を用いて生体の観察や処置を行う場合において、患部の位置によっては内視鏡装置の微妙な操作が困難な場合がある。例えば、軟性内視鏡と呼ばれる挿入部を湾曲させることが可能な内視鏡装置であっても、患部の位置によっては湾曲操作を行うことが困難である。

【0003】

これに対し、特許文献1において提案されている内視鏡装置は、挿入部と、操作部と、挿入部回転部とを有するように構成されている。挿入部は、内視鏡装置のうち、観察対象物に挿入される部分である。操作部は、作業者によって操作されることによって挿入部の湾曲状態の操作指示を与える。この操作指示に応じて挿入部の湾曲状態が変化する。挿入部回転部は、挿入部の長手軸を回転軸として挿入部を回転させる。挿入部回転部による挿入部の回転は、操作部による動作とは独立して行うことが可能である。特許文献1において提案されている内視鏡装置によれば、観察や処置を行い易い方向に挿入部を回転させてから作業を行うことができる。これによって微妙な処置を行うことができ、操作の作業性を向上することが可能である。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

20

【特許文献1】特開2005-254002号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ここで、特許文献1の内視鏡装置は、操作部に対して挿入部が独立して駆動されてしまうので、操作部の操作方向と、観察対象物内における挿入部の湾曲状態との関係が把握しにくくなるおそれがある。この場合、例えば、生体内を観察又は処置する場合、病変部へ挿入部をアプローチさせるために、どの方向に挿入部を湾曲させれば良いかが分からなくなる可能性がある。また、挿入部が現在どの方向を見ているのかが分からなくなる可能性もある。

30

【0006】

本発明は、このような課題を解決するためになされた発明であり、操作部に対して挿入部が独立して駆動可能な内視鏡装置であっても、操作部と挿入部との配置関係を検出できる、内視鏡装置の挿入支援情報検出システム及びそれを用いた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】

【0007】

前記の目的を達成するために、本発明の第1の態様の内視鏡装置の挿入支援情報検出システムは、管内に挿入される挿入部と、作業者によって把持される把持部と、前記挿入部と前記把持部とを相対的に回転を含む移動をさせるように機械的に接続する可動部と、内視鏡本体と接続するための本体側ケーブルと、を有する内視鏡スコープ部を備えた内視鏡装置と、前記可動部における前記挿入部と前記把持部の相対的な回転量を含む移動量を検出する移動量検出センサと、を有する内視鏡装置の挿入支援情報検出システムであって、前記挿入部は、前記本体側ケーブルとは異なる部材であり、前記挿入部は、前記把持部内に伸びるスコープ延長部を有し、前記移動量検出センサを構成するスケールは前記スコープ延長部に設けられており、前記移動量検出センサを構成するセンサヘッドは前記把持部に設けられている、又は前記移動量検出センサを構成するスケールは前記把持部に設けられており、前記移動量検出センサを構成するセンサヘッドは前記スコープ延長部に設けられていることを特徴とする。

40

【0008】

50

前記の目的を達成するために、本発明の第３の態様の内視鏡装置は、管内に挿入される挿入部と、作業者によって把持される把持部と、前記挿入部と前記把持部とを相対的に回転を含む移動をさせるように機械的に接続する可動部と、内視鏡本体と接続するための本体側ケーブルと、前記可動部における前記挿入部と前記把持部の相対的な回転量を含む移動量を検出する移動量検出センサと、を備え、前記挿入部は、前記本体側ケーブルとは異なる部材であり、前記挿入部は、前記把持部内に伸びるスコープ延長部を有し、前記移動量検出センサを構成するスケールは前記スコープ延長部に設けられており、前記移動量検出センサを構成するセンサヘッドは前記把持部に設けられている、又は前記移動量検出センサを構成するスケールは前記把持部に設けられており、前記移動量検出センサを構成するセンサヘッドは前記スコープ延長部に設けられていることを特徴とする。

10

【発明の効果】

【０００９】

本発明によれば、操作部に対して挿入部が独立して駆動可能な内視鏡装置であっても、操作部と挿入部との配置関係を検出できる、内視鏡装置の挿入支援情報検出システム及びそれを用いた内視鏡装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【００１０】

【図１】本発明の第１の実施形態の内視鏡装置の挿入支援情報検出システムの構成を示す図である。

【図２】先端の方向と観察方向とが一致している構造の挿入部の例を示す図である。

20

【図３】先端の方向と観察方向とが異なっている構造の挿入部の例を示す図である。

【図４】可動部の付近の構造を示した図である。

【図５】支援情報部の内部の構成を示した図である。

【図６】挿入部センサの構成例を示した図である。

【図７】本発明の第１の実施形態の内視鏡装置の挿入支援情報検出システムの処理の流れを示すフローチャートである。

【図８】可動部が把持部に対して挿入部を並進移動させる構造を有する場合の例を示す図である。

【図９】本発明の第２の実施形態の内視鏡装置の挿入支援情報検出システムの構成を示す図である。

30

【図１０】本発明の第３の実施形態の内視鏡装置の挿入支援情報検出システムの構成を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【００１１】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。以下に説明する実施形態では、把持部と挿入部とを相対的に移動させるように機械的に接続する可動部を有する内視鏡装置において、相対的な移動量を挿入支援情報として検出可能なセンサを設けた内視鏡装置及びそのような内視鏡装置の挿入支援情報検出システムを提案する。同時に、以下に説明する実施形態では、挿入部や観察対象物などにセンサを配置し、これらのセンサの検出データを適切に組み合わせて演算することで、挿入部の状態や向いている方向などを挿入支援情報として算出する内視鏡装置及びそのような内視鏡装置の挿入支援情報検出システムを提案する。

40

【００１２】

< 第１の実施形態 >

図１は、本発明の第１の実施形態の内視鏡装置の挿入支援情報検出システムの構成を示す図である。図１に示すように、本実施形態における挿入支援情報検出システム１は、内視鏡スコープ部１０と、内視鏡本体部２０と、挿入部センサ３０とを有している。以下、挿入支援情報検出システム１の各要素について、内視鏡スコープ部１０、内視鏡本体部２０、挿入部センサ３０の順に説明する。

【００１３】

50

(内視鏡スコープ部)

内視鏡スコープ部 10 は、把持部 11 と、挿入部 12 と、可動部 13 と、本体側ケーブル 14 とを有している。

【0014】

把持部 11 は、内視鏡スコープ部 10 において、作業者が片手で把持したまま移動できるように構成された部分である。この把持部 11 には、操作ハンドル 111 が設けられている。操作ハンドル 111 は、作業者によって操作されることによって、挿入部 12 の湾曲状態を調整させるための指示を与える。

【0015】

挿入部 12 は、内視鏡スコープ部 10 において、観察対象物の内部の空間などの管内に挿入される部分であって、その内部に図示しない操作ワイヤが設けられている。操作ワイヤは、操作ハンドル 111 に取り付けられている。操作ハンドル 111 が回転するとき、この回転に連動して操作ワイヤの一方が巻き込まれて他方が送り出される。これにより、挿入部 12 に設けられた図示しない湾曲部が湾曲される。

【0016】

また、挿入部 12 の先端には、図 2 に示すように、対物レンズ 121、照明部 122、鉗子チャンネル 123 など、内視鏡スコープ部 10 の用途に応じた様々な部材やデバイスが取り付けられる。ここで、対物レンズ 121 は、挿入部 12 の内部に設けられる画像センサと光学的に接続されたレンズである。対物レンズ 121 を介して入射した光は、画像センサで受光され、電気信号としての画像信号に変換される。画像信号を内視鏡本体部 20 に伝送することで、内視鏡スコープ部 10 が見ている方向の画像を内視鏡本体部 20 において表示することが可能である。照明部 122 は、内視鏡本体部 20 に配置された光源部 21 から射出された光が、本体側ケーブル 14、把持部 11、挿入部 12 の内部に配置された図示しないライトガイドを経由して挿入部 12 の先端まで導光され、照明光として射出される照明光射出部である。鉗子チャンネル 123 は、各種の処置具が挿入される孔部である。鉗子チャンネル 123 に各種の処置具を挿入することで、内視鏡スコープ部 10 により、様々な作業や処置などが可能である。

【0017】

ここで、図 2 に示す内視鏡スコープ部 10 の対物レンズ 121 の向いている方向は、挿入部 12 の先端の軸の方向と同一方向である。すなわち、挿入部 12 の先端の方向は、対物レンズ 121 が向いている方向、すなわち見ている方向と等しい。

【0018】

一方、図 3 に示すように、対物レンズ 121 の向いている方向と挿入部 12 の先端の方向とが異なっている構造の内視鏡スコープ部 10 が用いられても良い。このような内視鏡スコープ部 10 は、狭い管の側面や、狭い通路の奥に広がった空間の壁面などを観察する目的で利用され得る。

【0019】

また、挿入部 12 は、前述した操作ワイヤによる湾曲構造の他に、観察対象物の内部空間に押し付けられ、この壁面に倣うように変形湾曲可能な構造も有している。このような構造により、観察対象物の内面に押し当てられながら、様々な導入経路を有する観察対象物の内部に進行できる。

【0020】

さらに、挿入部 12 の内部には、図 1 に示すように、湾曲状態検出センサ 40 が搭載されている。湾曲状態検出センサ 40 は、挿入部 12 の略全体の湾曲形状を検出するセンサであって、例えば光ファイバセンサにより構成されている。一例の光ファイバセンサは、挿入部 12 の全体の形状検出が可能なように、挿入部 12 の略全域に渡り且つ複数の検出ポイントが挿入部の長手方向に分散するように配置されている。光ファイバセンサの構成や原理については後述する。

【0021】

可動部 13 は、把持部 11 と挿入部 12 との間に設けられ、把持部 11 と挿入部 12 と

10

20

30

40

50

を相対的に移動させるように機械的に接続している。本体側ケーブル 14 は、内視鏡スコープ部 10 と内視鏡本体部 20 とを電氣的及び光學的に接続する 1 本又は複数のケーブルである。

#### 【0022】

ここで、可動部 13 の構造について図 4 を参照しながらさらに説明する。図 4 は、可動部 13 の付近の構造を示した図である。図 4 に示すように、挿入部 12 における把持部 11 の近傍の形状は、画像センサなどへの配線が通る空間のある略円筒形状である。本実施形態における可動部 13 は、挿入部 12 の長手方向と略一致した方向である、図 4 の一点鎖線で示す略円筒形状の中心線を回転軸 Z として挿入部 12 を回転させる回転可動部である。ここで、回転軸 Z は、図 4 に示すように、挿入部 12 の内部に位置する。また、挿入部 12 は、可動部 13 を挟んで反対側まで伸びたスコープ延長部 124 を有している。ここで、挿入部 12 における把持部 11 の近傍の形状は必ずしも円筒形状でなくとも良い。例えば、挿入部 12 と可動部 13 と間に別の円筒形状の部材を介在させても良い。

10

#### 【0023】

スコープ延長部 124 は、可動部 13 の回転軸と共通の中心軸を有する円筒形状をしており、把持部 11 の内部空間まで伸びている。スコープ延長部 124 は、挿入部 12 の回転と連動して挿入部 12 と一体的に回転移動するように構成されている。すなわち、本実施形態では、可動部 13 を回転させることで、挿入部 12 は、図 4 に示す回転軸 Z を中心として回転移動可能に構成されている。なお、可動部 13 における回転可能な接続構造は、一般的な軸回転に用いられる様々な機械的な接続技術を用いることができる。例えば、ベアリングと円筒部材を組み合わせた構成や、円筒を多段に組み合わせた構成などを利用することができる。歯車やネジ山などを設けた構成であっても良い。また、可動部 13 は、オイルなどを用いて潤滑させることで、可動を滑らかにしたり、所定の強度で保持せたりするように工夫しても良い。なお、図 1 に示す可動部 13 は、作業者が可動させるときに手などにより操作する回転操作ハンドルも兼ねており、挿入部 12 に固定され、また把持部 11 に対して可動するように構成されている。

20

#### 【0024】

円筒形状を有するスコープ延長部 124 の外面には、高反射部と低反射部とが周期的に配置された、反射型の光学スケール 125 が取り付けられている。また、図 4 に示すように、光学スケール 125 と対向する位置に、光学スケール 125 と組み合わせて使用できる光学式のセンサヘッド 112 が取り付けられている。光学スケール 125 とセンサヘッド 112 との組み合わせにより、移動量検出センサのひとつである回転量検出センサ 50 が構成されている。本実施形態の組み合わせでは、回転量検出センサ 50 は、ロータリタイプの光学式エンコーダである。光学式エンコーダは、既存技術による様々なエンコーダを用いることができる。操作部が大型化するのを避けるためには、小型のエンコーダが望ましい。LED とフォトディテクタアレイを組み合わせた小型のエンコーダが特に望ましい。

30

#### 【0025】

本実施形態では、光学スケール 125 を挿入部 12 の側に、センサヘッド 112 を把持部 11 の側に取り付ける例を示している。これにより、センサヘッド 112 の配線が把持部 11 に対して移動することを避けることができる。したがって、センサヘッド 112 の配線の耐久性を向上することができる。また、スコープ延長部 124 の構造は円筒形のままで良く、シンプルな構造を実現できる。逆に、挿入部 12 の側にセンサヘッド 112 を、把持部 11 の側に光学スケール 125 を設けてもかまわない。この場合、構造がやや複雑になり、配線についても考慮する必要はあるが、基本的な機能については同等である。

40

#### 【0026】

なお、本実施形態では、円筒型光学スケールを用いた円筒ロータリ光学式エンコーダを用いる例を示しているが、回転量検出センサの構造としては円筒ロータリ光学式エンコーダに限らない。円盤の表面に周期的な光学パターンを形成した円板スケールを用いた光学式エンコーダを用いることも可能である。この場合、円板スケールを安価に作製することが可能であり、また、円板径を大型化することで、エンコーダの検出できる角度分解能を

50

向上させることが可能である。さらに、円盤型や円筒型の磁気式エンコーダを用いることも可能である。磁気式エンコーダを用いることで、低価格で、取り付け調整が容易な回転量検出センサを実現することが可能である。さらに、静電式や、その他様々なエンコーダを用いることが可能である。

#### 【0027】

(内視鏡本体部)

内視鏡本体部20は、は図1に示すように、光源部21と、ビデオプロセッサ22と、支援情報部23とを有している。

#### 【0028】

光源部21は、キセノンランプやハロゲンランプなどのランプ類又はLEDなどの半導体光源を光源として有している。これらの光源からの照明光は、ライトガイドに入射するように構成されている。ライトガイドは、本体側ケーブル14、把持部11、挿入部12の内部に連続して設けられており、光源部21からの照明光を挿入部12の先端に設けられた照明部122から射出可能に構成されている。

#### 【0029】

ビデオプロセッサ22は、挿入部12の先端に搭載された画像センサによって生成された観察対象物の内部の画像信号を、図示しないモニタに表示できるように処理する。このビデオプロセッサ22は、信号線に接続されている。信号線は、本体側ケーブル14、把持部11、挿入部12の内部に連続して設けられており、画像センサからの画像信号をビデオプロセッサ22に伝送する。

#### 【0030】

支援情報部23は、挿入支援情報検出システム1に含まれる各種センサからの情報を処理し、挿入支援情報として出力する。本実施形態における各種センサは、移動量検出センサと、湾曲状態検出センサと、配置関係検出センサとに大別される。移動量検出センサは、把持部11と挿入部12との相対的な移動量を検出するセンサである。移動量検出センサは、図4の回転量検出センサ50が対応している。湾曲状態検出センサは、挿入部12の湾曲状態を検出するセンサであって、図1の例では湾曲状態検出センサ40が対応している。配置関係検出センサは、観察対象物と挿入部との相対的な配置関係を検出するセンサであって、図1の例では挿入部センサ30が対応している。回転量検出センサ50としては、例えばロータリタイプの光学式エンコーダを用いる。湾曲状態検出センサ40としては、例えば光ファイバセンサを用いる。挿入部センサ30としては、例えばスペックルセンサを用いる。

#### 【0031】

また、支援情報部23は、挿入支援情報演算部231と、挿入支援情報設定部232と、挿入支援情報選択部233とを有している。挿入支援情報演算部231は、各種センサからの情報を記憶する記憶部を有し、記憶部に記憶された情報を用いて演算処理をして挿入支援情報を生成する。挿入支援情報設定部232は、各種センサからの情報を挿入支援情報演算部231において演算可能な情報に変換するために必要となる必要情報を記憶しており、挿入支援情報演算部231が必要とする必要情報を設定する。この必要情報としては、例えば各種センサの情報の単位系や、配置情報のほか、内視鏡スコープ部10の構成情報が含まれる。例えば、回転量検出センサ50としてのロータリタイプの光学式エンコーダの1パルスが何度分の回転量に相当するかが構成情報である。挿入部12や可動部13の径によってこの回転量が異なるので記憶部には挿入部12や可動部13の種類に応じた情報を記憶しておく。挿入支援情報選択部233は、挿入支援情報演算部231によって演算された挿入支援情報のうち、作業者が必要としている挿入支援情報を判断し、必要な挿入支援情報を選択する。

#### 【0032】

なお、挿入支援情報設定部232による設定及び挿入支援情報選択部233による選択を自動化することも可能である。この場合、挿入支援情報設定部232及び挿入支援情報選択部233の記憶部に所定のアルゴリズムに沿ったプログラムとデータテーブルを記憶

10

20

30

40

50

させておけば良い。または、必要情報の入力及び挿入支援情報の選択を支援情報部 2 3 の外部から行えるようにしても良い。

【 0 0 3 3 】

挿入支援情報演算部 2 3 1 で演算され、挿入支援情報選択部 2 3 3 により選択された挿入支援情報は、所定の出力手段で出力可能な形態に処理され、その後、所定の出力手段に向けて出力される。これにより、作業者は、挿入支援情報を利用することが可能である。なお、ここで言う出力手段とは、挿入支援情報を画像情報や文字情報として表示する視覚に向けた出力の他、音声やアラーム音などによる聴覚に向けた出力、バイブレーションなどによる触覚に向けた出力なども含められる。すなわち、本実施形態における「出力手段」は、作業者に情報を伝達できる様々な既存の情報伝達方法を総称したものである。図 1

10

【 0 0 3 4 】

なお、本実施形態では、内視鏡本体部 2 0 として図 1 に示す 3 つのユニット、すなわち、光源部 2 1、ビデオプロセッサ 2 2、支援情報部 2 3 の 3 つのユニットで構成される例を示している。しかしながら、内視鏡本体部 2 0 は、これら以外のユニットを含んでいても良い。例えば、プリンタや様々な処置や治療に必要な医療機器など、内視鏡装置に接続可能なものは内視鏡本体部 2 0 に含めることができる。

【 0 0 3 5 】

また、図 1 では、支援情報部 2 3 をビデオプロセッサ 2 2 や光源部 2 1 とは別体として示したが、これに限らない。これらのユニットの全部を一体として形成することも可能であるし、光源部 2 1 やビデオプロセッサ 2 2 の一部の機能を支援情報部 2 3 と組み合わせ、一体とすることも可能である。さらに、上述した、3 つのユニット以外のユニットと一体とすることもできる。また、支援情報部 2 3 の構成として、挿入支援情報演算部 2 3 1、挿入支援情報設定部 2 3 2、挿入支援情報選択部 2 3 3 を全て一体としても良いし、別体として構成しても良いし、それぞれを別のユニットと組み合わせるなど、作業者の利便性や設計のしやすさ、コストなどといった、様々な事情を考慮して自由に組み合わせることが可能である。

20

【 0 0 3 6 】

( 挿入部センサ )

挿入部センサ 3 0 は、図 1 に示すように、観察対象物に挿入部 1 2 が挿入された際の、観察対象物内に挿入されている挿入部 1 2 の長さ、観察対象物に対する挿入部 1 2 の回転量 ( 挿入ねじり量 )、挿入部 1 2 の観察対象物に対する挿入角度のうち、少なくともひとつを検出できるセンサである。この挿入部センサ 3 0 は、観察対象物の挿入開口の近傍に取り付けられるように構成されている。ここで、本実施の形態では、挿入部センサ 3 0 として、スペckルセンサを用いている。スペckルセンサは、コンピュータのマウス入力などに用いられている一般的な光学式センサである。

30

【 0 0 3 7 】

スペckルセンサの原理について簡単に説明する。レーザやLEDといった可干渉性を有する光源から光を物体に照射すると、物体からの反射光及び散乱光は互いに干渉し合い、スクリーン上にランダムな明暗パターンを形成する。このランダムな明暗パターンは、物体の表面の微小な凹凸や反射 / 非反射のパターンなどを反映したもので、同じ場所を同じ光源で、照射角や光量なども同じ条件で照射すると、同じ投影面上には同じパターンが形成される。このようなパターンをスペckルパターンという。光源に対して物体が移動すると、スペckルパターンもパターン形状を維持したまま、物体の移動方向及び移動量に応じた距離及び方向に移動する。スペckルパターンの移動量と方向を画像センサなどで検出することで、物体の移動量、移動方向、回転量などを検出することが可能である。

40

【 0 0 3 8 】

本実施形態では、図 6 に示すように、挿入部センサ 3 0 を観察対象物の挿入開口に取り付けるためにリング状の挿入部アダプタ 3 1 を用いている。なお、図 1 は、挿入部アダプタ 3 1 の断面を示している。そして、本実施形態では、挿入部アダプタ 3 1 に挿入部セン

50

サ 3 0 を内蔵させている。挿入部アダプタ 3 1 は、観察対象物の開口部に取り付けやすいように、観察対象物の開口に合わせてアダプタ開口 3 1 1 の大きさや形状が設計されている。図 6 は、生体を観察対象物としたときに、口や肛門などの生体開口に部分的に挿入する形で取り付ける挿入部アダプタ 3 1 の図である。

#### 【 0 0 3 9 】

図 6 に示した挿入部アダプタ 3 1 は、その挿入側面 3 1 2 が観察対象物の開口に接触したときに回転したりズレ落ちたりしないように摩擦力などで固定される。さらに、挿入部アダプタ 3 1 は、観察対象物の内部に落ち込んでしまわないように、観察対象物の開口に挿入したときに観察対象物の外側となる位置であるアダプタ円筒の端部には、落ち込み防止部 3 1 3 が設けられている。落ち込み防止部 3 1 3 は、中心に開口のあるリング状の円板であり、最大外径が観察対象物の開口よりも大きくなるように設計されている。

10

#### 【 0 0 4 0 】

ここで、図 6 では説明を簡単化するため、アダプタ円筒にツバ状の落ち込み防止部 3 1 3 を設けた図を示している。実際の挿入部アダプタ 3 1 は、生体に取り付けやすく、位置ズレしたり脱落しにくく、また観察対象物を傷つけたり、不快と感じさせないように、楕円形状にしたり、角部を丸くしたりするなど、様々な工夫をすることが望ましい。

#### 【 0 0 4 1 】

挿入部アダプタ 3 1 のアダプタ開口 3 1 1 は、挿入部 1 2 を作業員や観察対象物の負担にならないような力量で挿入可能な開口径を有している。より詳しくは、アダプタ開口 3 1 1 は、挿入部 1 2 と比べて一定量以上大きな開口径を有している。ただし、アダプタ開口 3 1 1 の内部で挿入部 1 2 が横ズレしたりして挿入部センサ 3 0 が誤検出するのを防止するため、アダプタ開口 3 1 1 は挿入部 1 2 と比べて大きすぎない開口径を有している。このようなアダプタ開口 3 1 1 の設計は、その内視鏡スコープ部 1 0 の使用目的や使用環境、挿入部センサ 3 0 に要求される精度などを考慮して行われるべきである。本実施形態では、アダプタ開口 3 1 1 の開口径を、例えば挿入部 1 2 の最大径  $\max$  よりやや大きい径とその 3 倍程度の径  $3 \times \max$  との間の径としている。

20

#### 【 0 0 4 2 】

前述したように、アダプタ開口 3 1 1 には、挿入部センサ 3 0 が内蔵されている。挿入部センサ 3 0 は、可干渉光源 3 0 1 と画像センサ 3 0 2 とを有している。可干渉光源 3 0 1 から射出された可干渉光は、アダプタ開口 3 1 1 に挿入された挿入部 1 2 の側面により反射散乱されて画像センサ 3 0 2 の受光面上に 2 次元状のスペックルパターンを形成する。このスペックルパターンは、前述の原理に従い、挿入部 1 2 の挿入方向と量に応じて移動する。したがって、このスペックルパターンの移動を検出することで、観察対象物を基準とした挿入部 1 2 の挿入量、挿入角、回転量などを検出することが可能である。

30

#### 【 0 0 4 3 】

ここで、アダプタ開口 3 1 1 の開口径を挿入部 1 2 の最大径  $\max$  と略等しい径とした場合、挿入角はアダプタ開口 3 1 1 に倣う方向に限定される。したがって、このような場合は挿入角の検出は不要であり、挿入量及び回転量が検出できれば、挿入支援情報として必要な検出量を得られる。

#### 【 0 0 4 4 】

また、図 6 では図示を省略したが、挿入部センサ 3 0 としては、可干渉光源 3 0 1 や画像センサ 3 0 2 の光入出端に、従来技術により適切に設計されたレンズなどを設けることで、性能及び機能の向上及び安定化をさせることができる。

40

#### 【 0 0 4 5 】

さらに、挿入部センサ 3 0 を構成する可干渉光源 3 0 1 及び画像センサ 3 0 2 への電力供給並びに画像センサ 3 0 2 からの検出信号の取り出しのための手段は、様々な手段が考えられる。例えば、挿入部アダプタ 3 1 にバッテリーと無線信号送信機を設け、内視鏡本体部 2 0 などに信号受信機を設けることで、挿入部センサ 3 0 を完全なワイヤレス構成とすることも可能である。また、電源ケーブル、信号ケーブルなどを、作業員の作業を考慮して配置するワイヤタイプとすることも可能である。ワイヤレスタイプとすることで、配線

50

が作業者の邪魔になることが無い、取り付け場所を選ばないなどのメリットがある。また、ワイヤタイプとすることで、挿入部アダプタ 31 を小型化、軽量化、低コスト化することができる。また、長時間利用してもバッテリー切れを起こすことが無いなどのメリットがある。

#### 【0046】

なお、本実施形態では、生体開口に直接取り付けタイプの挿入部アダプタ 31 の例を説明したが、これに限らない。ベッドや観察対象物に直接固定するための台座を設け、観察対象物の開口近傍に挿入部アダプタ 31 が配置されるようにも構成できる、また、台座に固定するタイプの挿入部アダプタ 31 を用いることも可能である。

#### 【0047】

以下、支援情報部 23 についてさらに説明する。支援情報部 23 は、前述したように、各種センサとしての、挿入部センサ 30、湾曲状態検出センサ 40、回転量検出センサ 50 の 3 つのセンサからの情報を処理して挿入支援情報を出力する。支援情報部 23 は、図 5 に示した通り、挿入支援情報演算部 231 と、挿入支援情報設定部 232 と、挿入支援情報選択部 233 とを有している。各センサから出力され、挿入支援情報演算部 231 に入力される基礎情報について以下に説明する。

#### 【0048】

挿入部センサ 30 は、例えばスペckルセンサであり、観察対象物の開口近傍に固定されており、観察対象物の開口からその内部に挿入される挿入部 12 の長さ、挿入部 12 の回転量、及び挿入角度を検出する。前述したように、スペckルセンサはスペckルパターンの移動を検出するものであり、スペckルパターンの移動量及び方向と、挿入部センサ 30 と挿入部 12 の相対的な移動量及び方向との関係を得ることで、実際の挿入部センサ 30 に対する挿入部 12 の移動量及び方向を知ることができる。スペckルセンサは、画像センサ 302 が検出したスペckルパターンの画像情報を電気信号として出力する。このスペckルパターンの移動量及び方向と挿入部 12 の移動量及び方向との関係である挿入部センサテーブルは、挿入支援情報設定部 232 が有する記憶部に保有されており、挿入支援情報演算部 231 からの要求に応じて伝送される。

#### 【0049】

挿入支援情報演算部 231 は、挿入部センサ 30 からの検出情報と挿入支援情報設定部 232 からの挿入部センサテーブルとに基づいて、挿入部センサ 30 から観察対象物の内部に挿入された挿入部 12 の長さと、回転方向と、挿入方向とをそれぞれ演算する。言い換えると、観察対象物の開口に固定された座標系における挿入部 12 の位置及び方向を演算する。

#### 【0050】

以上の通り、挿入部センサ 30 は、基礎情報としてスペckルパターンの画像情報を電気信号として出力する。また、挿入支援情報演算部 231 は、挿入部センサ 30 からの出力と、挿入支援情報設定部 232 からの必要情報と、他のセンサからの情報とを適宜組み合わせる挿入支援情報を演算する。

#### 【0051】

湾曲状態検出センサ 40 は、挿入部 12 の湾曲形状を検出するセンサである。本実施形態では、例えば光ファイバセンサを湾曲状態検出センサ 40 として用いている。光ファイバセンサは、長尺の光ファイバの側面の一部に検出部を設け、光ファイバの曲げ角に応じて、光ファイバによって導光される光の量、波長、強度、位相の少なくともひとつが増減する現象を利用した曲げセンサである。検出部の構成としては、例えば、光ファイバのクラッドを取り除く方法やさらにその部分に光吸収部材を塗布する方法が知られている。一個の検出部より構成される光ファイバセンサは、曲げセンサである。挿入部 12 の長手方向に連続的に複数個の検出部を配置した光ファイバセンサは、挿入部 12 の 3 次元形状を検出できる湾曲状態検出センサ 40 となる。波長を変えるなどの手段により、一本の光ファイバに複数の検出部を設けることも可能であるし、多くの光ファイバを束ねて多点の検出を実現することも可能である。一本あたりの検出点数を増やすことで、光ファイバセン

10

20

30

40

50

サを細く形成することが可能である。このような細径の光ファイバセンサは、挿入部 1 2 の隙間に搭載しやすい。多くの光ファイバを束ねて光ファイバセンサを構成する場合、検出点ごとの信号の独立性を高めることができる。これにより、検出点ごとの検出精度を向上させたり、信号対ノイズ比を向上させたりすることができる。

#### 【 0 0 5 2 】

挿入部 1 2 には、例えば 1 0 c m に一個程度の検出部を設ければ、挿入部 1 2 の全体の形状を再現性良く検出することができる。検出部の間隔を 1 0 c m より短くすることで、挿入部 1 2 の全体形状の再現性を向上できる。また、検出部の間隔を 1 0 c m より長くすることで、コストの軽減や湾曲状態検出センサ 4 0 のシステムを簡素化できる。なお、内視鏡スコープ部 1 0 は、あらゆる方向に自在に曲げることが可能であるため、3次元検出を行うためには、検出点ごとに2方向以上の検出部を設けるなどして光ファイバセンサを構成する必要がある。

10

#### 【 0 0 5 3 】

湾曲状態検出センサ 4 0 からの出力は、例えば検出点ごとの曲げ角に応じた光ロスに基づく光量の変化である。検出部で検出された光は電気信号に変換され、この電気信号が挿入支援情報演算部 2 3 1 に伝送される。曲げ角と光量変化の関係を示すテーブルは、例えば挿入支援情報設定部 2 3 2 が有する記憶部に必要情報として保有されている。また、光ファイバセンサを構成する検出部の数、それぞれの検出部の配置場所、X軸及びY軸が示す検出方向と挿入部 1 2 との配置関係も挿入支援情報設定部 2 3 2 が有する記憶部に必要情報として保有されている。これらの保有情報は、挿入支援情報演算部 2 3 1 からの要求に

20

#### 【 0 0 5 4 】

挿入支援情報設定部 2 3 2 からの情報と湾曲状態検出センサ 4 0 からの出力とに基づいて、挿入支援情報演算部 2 3 1 は、挿入部 1 2 の先端の3次元空間上での座標 (X,Y,Z) を演算する。座標の原点は、例えば把持部 1 1 と挿入部 1 2 との接続部の近傍 (すなわち可動部 1 3) のうちの挿入部 1 2 の側に置く。本実施形態では、挿入部 1 2 をねじれにくく構成する。すなわち、挿入部 1 2 における把持部 1 1 の近傍と挿入部 1 2 における先端部の近傍との長手方向を軸としたねじり力に対するねじり量が、可動部 1 3 における挿入部 1 2 と把持部 1 1 との相対的な回転量と比較して十分に小さくなるように構成されている。このため、挿入部 1 2 の根元の位置がある座標系に固定されていれば、挿入部 1 2 の湾曲形状の情報から、挿入部 1 2 の先端の見ている方向及び方向などを演算より求めることが可能である。

30

#### 【 0 0 5 5 】

以上の通り、湾曲状態検出センサ 4 0 は、基礎情報として各検出部の曲げ量に応じた電気信号を出力し、挿入支援情報演算部 2 3 1 は、湾曲状態検出センサ 4 0 からの情報と、挿入支援情報設定部 2 3 2 からの情報と、他のセンサからの情報とを適宜組み合わせて挿入支援情報を演算する。

#### 【 0 0 5 6 】

回転量検出センサ 5 0 は、挿入部 1 2 の把持部 1 1 に対する相対的な回転量を検出する。本実施形態では、回転量検出センサ 5 0 として、円筒式の光学スケール 1 2 5 を有するロータリエンコーダを用いている。ロータリエンコーダのセンサヘッド 1 1 2 は、光学スケール 1 2 5 に対して光照射をする光源部と、光源部から照射されて光学スケール 1 2 5 で例えば反射された光に応じた電気信号を出力する受光部と、受光部からの電気信号をスケールの明暗パターンの数に応じた電気パルスとして出力する処理部とを有している。スコープ延長部 1 2 4 に設けられた光学スケール 1 2 5 に形成された1周あたりの明暗パターンの数とセンサヘッド 1 1 2 から出力される電気パルスの数とから、把持部 1 1 に対する挿入部 1 2 の回転量及び回転角を算出することが可能である。光学スケール 1 2 5 の1周あたりに形成された明暗パターンの数は挿入支援情報設定部 2 3 2 が有する記憶部に必要情報として保有されている。この明暗パターンの数の情報とセンサヘッド 1 1 2 が出力した電気パルスの数とから、挿入支援情報演算部 2 3 1 は、把持部 1 1 と挿入部 1 2 との

40

50

相対的な回転量を演算する。なお、一般にエンコーダの出力信号は、擬似正弦波形状のアナログ信号であり、後段に設けられた図示しない信号処理回路によりパルス信号に変換される。このとき、アナログ信号の1周期あたりに1パルスを出力させるように設定することも可能であるし、アナログ信号を内挿し、より多くのパルス信号として出力させることも可能である。高性能の光学式エンコーダの中には、アナログ信号1周期あたり数千パルスものパルス信号を出力させることが可能なものもある。このように内挿技術を使用することで角度分解能を高めることが可能である。内挿の有無や内挿数は、挿入支援情報設定部232が有する記憶部に必要情報として保有されており、挿入支援情報演算部231からの要求に応じて伝送される。

【0057】

10

以上の通り、回転量検出センサ50は、基礎情報として回転量に応じた電気パルスを出し、挿入支援情報演算部231は、回転量検出センサ50のからの情報と、挿入支援情報設定部232からの情報と、他のセンサからの情報とを適宜組み合わせて挿入支援情報を演算する。

【0058】

続いて、挿入支援情報についてさらに説明する。前述の通り、挿入支援情報演算部231は、各種センサから出力されて挿入支援情報演算部231が有する記憶部に記憶された基礎情報と挿入支援情報設定部232からの必要情報とを基に挿入支援情報を演算する。本実施形態における挿入支援情報演算部231は、挿入支援情報として、(1)把持部11を基準とした挿入部12の先端の座標(位置)と、先端の方向と、観察方向、(2)観察対象物を基準とした挿入部12の先端の座標(位置)と、先端の方向と、観察方向、及び(3)観察対象物を基準とした把持部11の座標(位置)と方向を演算する。以下、(1)~(3)のそれぞれの情報について説明する。

20

【0059】

(1)把持部11を基準とした挿入部12の先端の位置及び方向、並びに観察方向の演算

把持部11に対する挿入部12の回転方向及び回転角は、前述の通り、回転量検出センサ50により検出される。回転量検出センサ50の出力情報より、把持部11に対して挿入部12がどの方向に何deg回転しているかを挿入支援情報設定部232からの情報を元に演算できる。また、可動部13における挿入部12の側の根元に対する挿入部12の3次元座標は、湾曲状態検出センサ40の出力情報より得られる。したがって、挿入部12が把持部11に対してどの方向にどのくらい回転しているかと、挿入部12の先端が根元に対してどの位置にあってどの方向を向いているのかとが分かるため、これらの座標系を組み合わせることで、把持部11に対して挿入部12の先端が、どの位置にあってどの方向を向いているのかを演算することができる。例えば、把持部11に対して挿入部12がZ軸(図4のZ軸と同じ)方向を回転軸としてdeg回転し、挿入部12の根元に対して挿入部12の先端の座標が(x1、y1、z1)であったとしたとき、把持部11を基準とした挿入部12の先端の位置(x2、y2、z2)は、以下の式のように表される。

30

【数1】

$$\begin{pmatrix} x2 \\ y2 \\ z2 \end{pmatrix} = R^{-1} \begin{pmatrix} x1 \\ y1 \\ z1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\theta & \sin\theta & 0 \\ -\sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x1 \\ y1 \\ z1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x1\cos\theta + y1\sin\theta \\ -x1\sin\theta + y1\cos\theta \\ z1 \end{pmatrix} \quad (式1)$$

40

ここで、(式1)の $R^{-1}$ は、逆回転行列である。先端の方向や観察方向についても、同様の計算をベクトルの行えば、容易に座標変換することが可能である。このように、(式1)の演算では、湾曲状態検出センサ40の出力情報と回転量検出センサ50の出力情報とを適当に関連付けて(組み合わせて)演算を行う。

【0060】

50

(2) 観察対象物を基準とした挿入部12の先端の位置及び方向、並びに観察方向の演算

観察対象物を基準とした挿入部12の先端の位置は、(1)で示した演算に加え、挿入部センサ30からの情報も用いて観察対象物に対する座標変換を行えば良い。観察対象物と挿入部12との配置関係は、挿入部センサ30により検出される。挿入部12のある位置が挿入部センサ30の位置にあるとしたときに、その位置を原点として挿入部12の先端の座標位置を計算することで、観察対象物に対する挿入部12の先端の位置を演算できる。把持部11を基準とした原点の座標が( $x_3$ 、 $y_3$ 、 $z_3$ )であったとしたとき、観察対象物に対する挿入部12の先端の位置( $x_4$ 、 $y_4$ 、 $z_4$ )は、( $x_2 - x_3$ 、 $y_2 - y_3$ 、 $z_2 - z_3$ )となる。先端の方向、観察方向の演算も、同様の計算をベクトル的に行えば容易に座標変換することが可能である。このように、(2)の演算では、さらに挿入部センサ30の出力情報を関連付けて(組み合わせて)演算を行う。

10

#### 【0061】

(3) 観察対象物を基準とした把持部11の位置及び方向の演算

本実施形態では、挿入部12の全体にわたって湾曲状態検出センサ40が設けられている。このため、挿入部12のある点が挿入部センサ30の位置にあるとしたときに、挿入部センサ30に対する把持部11の位置を、湾曲状態検出センサ40の把持部11の側の部分の形状検出結果と回転量検出センサ50の検出結果とから求めることが可能である。すなわち、(2)に示した手法と同様の演算を、挿入部12の先端に対してではなく把持部11に対して行えば良い。また、把持部11の方向や配置されている方向についても同様の計算をベクトル的に行えば容易に座標変換することが可能である。

20

#### 【0062】

なお、前記(1)~(3)の手順により演算された挿入支援情報のうちの必要とされる情報が挿入支援情報選択部233により適切に選択され、選択された挿入支援情報が出力手段により作業者に提供される。

#### 【0063】

以上をまとめた、各種センサによる基礎情報の検出から挿入支援情報の出力までの処理の流れを示したフローチャートの一例を図7に示す。図7の処理が開始されると、配置情報検出センサ(挿入部センサ30)、湾曲状態検出センサ(湾曲状態検出センサ40)、移動量検出センサ(回転量検出センサ50)は、それぞれ、前述した検出手法に従って基礎情報を検出する( $S101a$ 、 $101b$ 、 $101c$ )。基礎情報の検出が終わると、挿入部センサ30、湾曲状態検出センサ40、回転量検出センサ50は、取得した基礎情報を挿入支援情報演算部231に向けて出力する( $S102a$ 、 $102b$ 、 $102c$ )。

30

#### 【0064】

挿入支援情報演算部231は、3つのセンサから入力された基礎情報を記憶部に一時記憶させる( $S103$ )。次に、挿入支援情報演算部231は、記憶部に記憶させた基礎情報の種類などから、挿入支援情報の演算に必要な必要情報を挿入支援情報設定部232に対して要請する( $S104$ )。

#### 【0065】

挿入支援情報設定部232は、予め記憶部に必要情報を記憶している( $S105$ )。挿入支援情報設定部232は、挿入支援情報演算部231からの要請を受けたとき、要請された必要情報を記憶部から読み出す( $S106$ )。そして、挿入支援情報設定部232は、読み出した必要情報を挿入支援情報演算部231に出力する( $S107$ )。

40

#### 【0066】

挿入支援情報演算部231は、各種センサから取得した基礎情報と挿入支援情報設定部232から取得した必要情報とを用いて挿入支援情報を演算する( $S108$ )。

#### 【0067】

挿入支援情報選択部233は、例えば外部からの入力又は記憶部に予め記憶されたプログラムに従って、挿入支援情報演算部231で演算された挿入支援情報のうち、出力手段を用いて出力させる挿入支援情報を選定する( $S109$ )。次に、挿入支援情報演算部2

50

31は、選定し挿入支援情報を挿入支援情報演算部231から出力するように要請する(S110)。

【0068】

挿入支援情報演算部231は、挿入支援情報選択部233からの要請を受け、選択された挿入支援情報を記憶部から読み出し、読み出した挿入支援情報を所定の出力手段に向けて出力する(S111)。このとき、出力手段は、挿入支援情報演算部231からの挿入支援情報を、例えば作業者が利用可能なように表示部に表示させる。

【0069】

ここで、図7で示した処理の流れは一例に過ぎない。例えば一部の処理を時間的に前後させることが可能である。また、一部の処理を省略したり、他の処理と並列に実施したりすることも可能である。また、本発明の主旨を逸脱しない範囲において図7で示されていない処理を図7の様々なタイミングで実施することも可能である。

10

【0070】

また、(1)から(3)で示した演算については、各種センサのそれぞれが有する座標系に従って検出された情報を必要とされる挿入支援情報の座標系に合わせる座標変換をする演算を示したが、これに限らない。例えば、予め全てのセンサに共通する座標系を設定しておき、この座標系に基づいて挿入支援情報を演算するなど、様々な既存のアルゴリズムを用いて演算することが可能である。

【0071】

以上説明したように、第1の実施形態では、把持部11に対して挿入部12を独立して駆動させるための可動部13を有する内視鏡スコープ部10であっても、挿入部12の先端の位置や方向、観察方向などといった挿入支援情報を作業者に知らせることが可能である。このようにして挿入支援情報を作業者に知らせることにより、挿入部12の挿入の際及び観察作業の際の利便性を大きく向上させることが可能である。また、誤操作や観察ミスなどを軽減することもできる。

20

【0072】

ここで、第1の実施形態では、可動部13として、把持部11に対して挿入部12を回転可能とする構造のものを例に挙げて説明したが、これに限らない。すなわち、把持部11に対して挿入部12をその湾曲などの操作と独立して駆動させるような構造の可動部13であれば、本実施形態の技術が適用され得る。例えば、図8に示すように、可動部13aが、把持部11に対して挿入部12を並進移動するように駆動させる構造であっても良い。図8の構造の場合、本実施形態で用いた回転量検出センサ50の代わりに移動量検出センサとして並進量検出センサ50aを用いる。並進量検出センサ50aは、例えば光学式又は磁気式のリニアエンコーダである。リニアエンコーダの場合、センサヘッド112aとスケール125aが相対的に並進移動する。また、回転移動と並進移動の双方が可能な可動部の場合、回転量検出センサと並進量検出センサとを組み合わせる。

30

【0073】

また、本実施形態では、把持部11に対する挿入部12の回転角度を制限していない例を示しているが、挿入部12の回転角度を実用的な角度範囲に制限することも可能である。例えば、必要な方向を見るだけであれば、360degより小さな角度範囲で十分である。このように挿入部12の回転角度を制限することで、回転量検出センサ50としてのスケールを設ける必要がある領域を小さくすることが可能である。また、図示しない挿入部12内の配線などがねじれることで破断することを防ぐこともできる。

40

【0074】

さらに、第1の実施形態では、生体を観察する医療用内視鏡装置への適用例を主に想定して説明したが、これに限らない。航空機や車のエンジンや、プラント配管などを観察するための工業用の内視鏡装置に対しても本実施形態の技術を適用することが可能である。工業用内視鏡であっても、挿入部と把持部との配置関係を検出し、表示などにより作業者に情報伝達することで、作業による挿入部の挿入操作及び観察操作が行いやすくなる。

【0075】

50

## &lt; 第 2 の実施形態 &gt;

次に、本発明の第 2 の実施形態について図 9 を用いて説明する。図 9 は、X 線撮像装置を用いた構成を示すブロック図である。なお、第 2 の実施形態における第 1 の実施形態との共通の部分についてはその説明を省略し、異なる部分についてのみ説明する。第 1 の実施形態では湾曲状態検出センサ 40 として光ファイバセンサを用いた例を示している。これに対し、第 2 の実施形態は、X 線撮像技術を用いた例について説明する。X 線撮像技術とは、観察対象物を挟むように X 線発生装置と X 線受信装置とを有する X 線撮像装置を配置し、X 線発生装置から観察対象物を透過させるように X 線を照射し、X 線受信装置で検出する技術である。内視鏡装置における挿入部 12 は生体細胞などと比較して X 線を透過しにくい性質がある。したがって、X 線撮像技術を用いて挿入部 12 の全体形状、例えば湾曲形状を検出できる。

10

## 【 0 0 7 6 】

第 2 の実施形態における内視鏡装置の挿入支援情報検出システムの構成は、図 1 に示した構成とほぼ等しく、挿入部 12 の内部に湾曲状態検出センサ 40 が搭載されていない点が異なっている。代わりに、本実施形態では、図 9 に示すように、観察対象物を挟むように X 線発生装置 61 と X 線受信装置 62 とを有する X 線撮像装置 60 を配置する。

## 【 0 0 7 7 】

X 線撮像技術による内視鏡装置の形状検出では、挿入部 12 の投影像が X 線受信装置 62 で検出される。このため、挿入部 12 の湾曲形状は、X 線受信装置 62 の受信面を含む面への投影である 2 次元形状となる。このような 2 次元の像が投影される平面は、一般的には観察対象物である人体などが横たわるベッドなどである。

20

## 【 0 0 7 8 】

挿入部 12 の 2 次元検出情報と可動部 13 の近傍に設けられる回転量検出センサ 50 との座標系を統一するための距離の変換情報などは、挿入支援情報設定部 232 が有する記憶部に予め記憶されている。挿入支援情報演算部 231 は、この距離の変換情報などを用いて挿入部 12 の先端の位置及び方向、並びに観察方向などの挿入支援情報を演算する。すなわち、挿入支援情報演算部 231 は、X 線画像上での挿入部 12 の先端の位置、把持部 11 の位置、回転量検出センサ 50 の出力、挿入部センサ 30 の出力情報を適宜組み合わせることで挿入支援情報を演算する。なお、X 線撮像装置 60 を 2 組用い、異なる方向から挿入部 12 の湾曲形状を検出することで挿入部 12 の 3 次元情報を取得することも可能である。この他、1 組の X 線撮像装置 60 を、観察対象物を中心に回転可能に構成することでも挿入部 12 の 3 次元情報を取得することが可能である。

30

## 【 0 0 7 9 】

このように、本実施形態では、X 線撮像装置 60 を用いることで、挿入部 12 にセンサを搭載しなくとも、様々な挿入支援情報を検出することが可能である。

## 【 0 0 8 0 】

ここで、本実施形態では、X 線撮像技術を用いて挿入部 12 の湾曲形状を検出する例を示したがこれに限らない。例えば、挿入部 12 に磁気コイルを複数搭載し、外部に設けたアンテナによって磁気コイルの位置及び方向を検出する磁気センサ技術を用いることもできる。このように構成することで、観察対象物などを X 線で被爆させずに挿入部 12 の湾曲形状を検出することが可能である。

40

## 【 0 0 8 1 】

## &lt; 第 3 の実施形態 &gt;

次に、本発明の第 3 の実施形態について図 10 を参照しながら説明する。なお、第 3 の実施形態における第 1 の実施形態との共通の部分についてはその説明を省略し、異なる部分についてのみ説明する。第 1 の実施形態では、配置関係検出センサとして挿入部センサ 30 を用いた例を示している。これに対し、第 3 の実施形態では、把持部 11 に搭載された位置センサを配置関係検出センサとして用いる。

## 【 0 0 8 2 】

本実施形態における配置関係検出センサとしての位置センサは、図 10 に示すように、

50

把持部 11 に搭載された電波発信機 71 と、観察室内に配置された複数のアンテナ 72 a 及び 72 b とを有している。アンテナ 72 a とアンテナ 72 b とは、予め定められた所定の間隔をもって配置され、図示しない位置検出回路に接続されている。

【0083】

電波発信機 71 から放出された電波は、観察室内の空間を伝搬し、観察室内に適切に配置されたアンテナ 72 a 及び 72 b のそれぞれに到達する。図示しない位置検出回路は、アンテナ 72 a とアンテナ 72 b とのそれぞれに電波が到達した時間差から電波発信機 71 の位置と方向を特定し、その位置情報及び方向情報を挿入支援情報演算部 231 に伝達する。挿入支援情報演算部 231 は、電波発信機 71 の位置情報及び方向情報から挿入支援情報を演算する。

10

【0084】

以上の通り、第 3 の実施形態における配置関係検出センサとしての位置センサは、基礎情報として把持部 11 の位置に応じた電気信号を出力する。挿入支援情報演算部 231 は、この把持部 11 の位置及び方向に応じた電気信号と、挿入支援情報設定部 232 からの情報、他のセンサからの情報を適宜組み合わせて挿入支援情報を演算する。

【0085】

ここで、第 1 の実施形態では挿入支援情報として、挿入部センサ 30 の出力情報、湾曲状態検出センサ 40 の出力情報、及び回転量検出センサ 50 の出力情報から、把持部 11 を基準とした又は観察対象物を基準とした挿入部 12 の先端の位置及び方向、並びに観察方向を演算している。これに対し、本実施形態では、位置センサの出力情報、湾曲状態検出センサ 40 の出力情報、回転量検出センサ 50 の出力情報を組み合わせる。挿入部センサ 30 がないので、把持部 11 の位置及び方向を基準とし、この位置を基準として挿入部 12 の湾曲形状の変化を検出することにより、第 1 の実施形態と同様に、把持部 11 を基準とした挿入部 12 の先端の位置及び方向、並びに観察方向を演算することが可能である。また、第 3 の実施形態では、観察対象物の開口部の近傍にセンサを配置する必要がない。したがって、作業者の作業性を損なわずに挿入支援情報を検出することが可能である。

20

【0086】

ここで、本実施形態では、把持部 11 にのみ電波発信機 71 を搭載する例を示したが、これに限らない。例えば、観察対象物にも電波発信機 71 を取り付けることで、観察対象物と把持部 11 との配置関係も検出できる。これにより、第 1 の実施形態と同様の観察対象物に対する様々な挿入支援情報を提供することが可能である。

30

【0087】

また、本実施形態では、位置センサとして電波発信機とアンテナとを組み合わせた例を示したが、これに限らない。音波発信機とマイクロホンとの組み合わせや、可視光線発信機と受信機との組み合わせ、赤外線発信機と受信機との組み合わせ、磁気発信機と磁気アンテナの組み合わせなど、様々な変形が可能である。さらに、それらを適切に組み合わせることで、検出精度を向上させたり、様々な環境や観察対象物に対する応用範囲を広げたりすることも可能である。

【0088】

また、図 10 の例では、電波発信機 71 を把持部 11 に、アンテナ 72 a、72 b を把持部 11 の外部に配置したが、これに限らない。逆にアンテナを把持部 11 に配置し、複数の電波発信機を外部に配置してもかまわない。

40

【0089】

さらに、電波発信機とアンテナとを配置する代わりに、把持部 11 に加速度センサを搭載し、加速度の変化を位置情報に変換することで把持部 11 の位置を検出するように構成しても良い。加速度センサを用いた位置検出方法は、一般的な従来技術を用いることができる。すなわち、加速度情報を 2 回積分することで加速度情報を位置情報に変換することが可能である。

【0090】

以上実施形態に基づいて本発明を説明したが、本発明は上述した実施形態に限定される

50

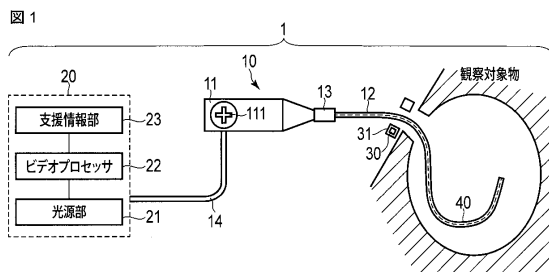
ものではない。例えば、上述した全ての実施形態では、挿入部 12 が湾曲可能であるとしている。挿入部 12 は湾曲しないものであっても良い。すなわち、本実施形態の技術は、軟性内視鏡だけではなく、硬性内視鏡にも適用され得る。ここで、挿入部 12 が湾曲しない構造の場合、湾曲状態検出センサ 40 は不要である。したがって、移動量検出センサ及び配置関係検出センサからの基礎情報と、挿入支援情報設定部 232 からの情報を元に、挿入支援情報を演算することとなる。挿入支援情報としては、前述の各実施形態で説明した挿入支援情報のうち、適用する硬性鏡を用いた内視鏡装置及びそのシステムに適した挿入支援情報を、装置の設計者や使用者などが適切に選択して利用して良い。

# 【符号の説明】

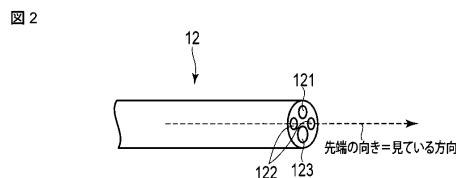
## 【0091】

1 ... 挿入支援情報検出システム、10 ... 内視鏡スコープ部、11 ... 把持部、12 ... 挿入部、13, 13a ... 可動部、14 ... 本体側ケーブル、20 ... 内視鏡本体部、21 ... 光源部、22 ... ビデオプロセッサ、23 ... 支援情報部、30 ... 挿入部センサ、31 ... 挿入部アダプタ、40 ... 湾曲状態検出センサ、50 ... 回転量検出センサ、50a ... 並進量検出センサ、60 ... X線撮像装置、61 ... X線発生装置、62 ... X線受信装置、71 ... 電波発信機、72a, 72b ... アンテナ、111 ... 操作ハンドル、112, 112a ... センサヘッド、121 ... 対物レンズ、122 ... 照明部、123 ... 鉗子チャンネル、124 ... スコープ延長部、125 ... 光学スケール、125a ... スケール、231 ... 挿入支援情報演算部、232 ... 挿入支援情報設定部、233 ... 挿入支援情報選択部、301 ... 可干渉光源、302 ... 画像センサ、311 ... アダプタ開口、312 ... 挿入側面、313 ... 落ち込み防止部

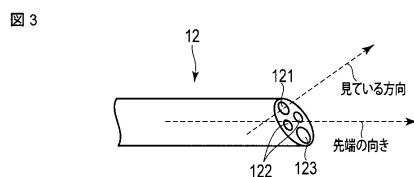
【図 1】



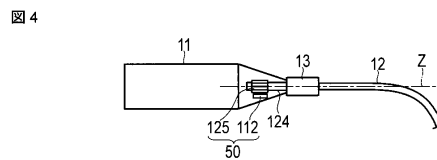
【図 2】



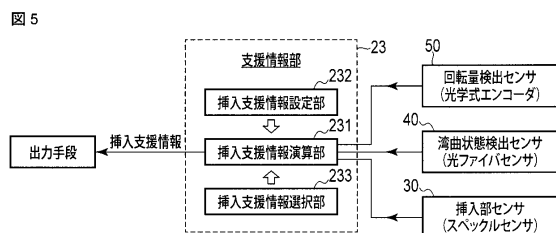
【図 3】



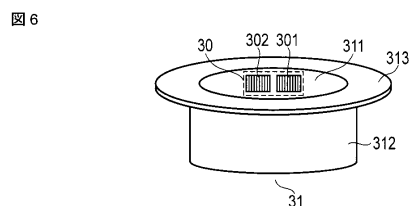
【図 4】



【図 5】

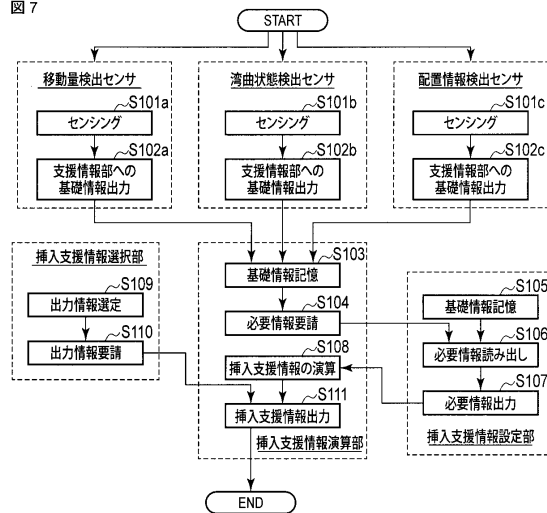


【図 6】



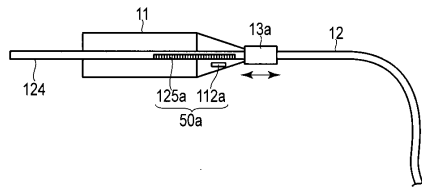
【図 7】

図 7



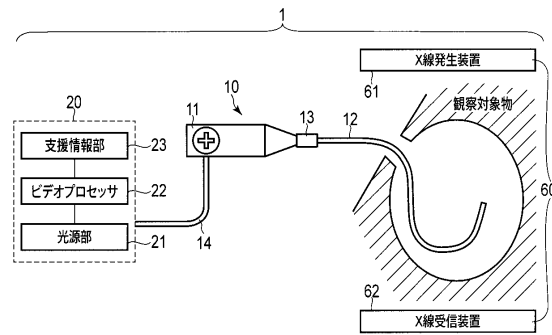
【図 8】

図 8



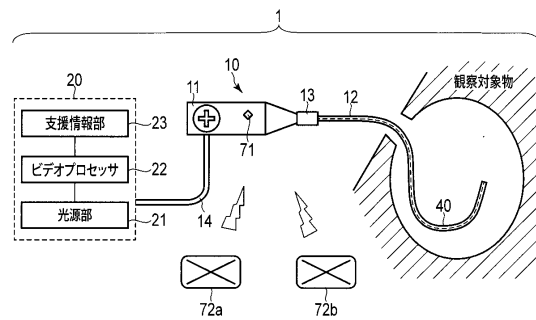
【図 9】

図 9



【図 10】

図 10



## フロントページの続き

- (74)代理人 100119976  
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051  
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176  
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100158805  
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100172580  
弁理士 赤穂 隆雄
- (74)代理人 100179062  
弁理士 井上 正
- (74)代理人 100124394  
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807  
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073  
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290  
弁理士 竹内 将訓
- (72)発明者 伊藤 毅  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 羽根 潤  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 藤田 浩正  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 東條 良  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 特開昭 6 1 - 1 2 2 6 1 8 ( J P , A )  
特開昭 5 6 - 1 3 9 7 3 3 ( J P , A )  
特開昭 5 9 - 0 0 7 9 1 9 ( J P , A )  
特開 2 0 0 5 - 2 5 4 0 0 2 ( J P , A )  
特開 2 0 1 0 - 2 3 4 0 5 8 ( J P , A )  
特開 2 0 0 3 - 2 2 5 1 9 5 ( J P , A )  
特開 2 0 1 1 - 0 3 0 7 3 5 ( J P , A )  
特開 2 0 1 2 - 0 7 0 9 3 7 ( J P , A )  
特開 2 0 1 2 - 2 3 5 9 8 3 ( J P , A )  
国際公開第 2 0 1 0 / 0 5 0 5 2 6 ( WO , A 1 )  
特開昭 5 7 - 0 0 7 9 1 9 ( J P , A )

## (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 1 7  
G 0 2 B 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6

专利名称(译)	内窥镜装置和内窥镜装置的插入支持信息检测系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP6205125B2</a>	公开(公告)日	2017-09-27
申请号	JP2012270161	申请日	2012-12-11
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	伊藤 毅 羽根 潤 藤田 浩正 東條 良		
发明人	伊藤 毅 羽根 潤 藤田 浩正 東條 良		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00066 A61B1/005 A61B1/0669 A61B1/07 G01D5/3473 G02B23/2476 G02B23/26 A61B1/00013 A61B1/00016 A61B1/00055 A61B1/00165 A61B1/00154 A61B6/12 G01D5/268 G01T1/00		
FI分类号	A61B1/00.552 A61B1/00.714 G02B23/24.Z A61B1/00.320.Z A61B1/01 A61B1/045.620		
F-TERM分类号	2H040/BA23 2H040/DA03 2H040/DA11 2H040/DA21 2H040/DA54 4C161/DD03 4C161/HH55		
代理人(译)	中村 誠 河野直樹 井上 正 岡田 隆		
审查员(译)	門田 弘		
其他公开文献	JP2014113352A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于内窥镜设备的插入支持信息检测系统，即使在内窥镜设备中也能够检测操作部分和插入部分之间的位置关系，其中插入部分可以相对于操作部分独立地驱动并且提供使用其的内窥镜设备。 解决方案：插入支持信息检测系统1包括插入到观察对象的管道中的插入部分12，由操作者抓握的抓握部分11，插入部分12和抓握部分11的相对移动，以及旋转量检测传感器50，用于根据内窥镜装置的操作检测可动部13中的插入部12和把持部11的相对移动量一。 点域1

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6205125号 (P6205125)
(45) 発行日 平成29年9月27日 (2017. 9. 27)	(24) 登録日 平成29年9月8日 (2017. 9. 8)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1/00 (2006. 01) G 0 2 B 23/24 (2006. 01)	F I A 6 1 B 1/00 5 5 2 A 6 1 B 1/00 7 1 4 G 0 2 B 23/24 Z	
請求項の数 26 (全 21 頁)		
(21) 出願番号 特願2012-270161 (P2012-270161) (22) 出願日 平成24年12月11日 (2012. 12. 11) (65) 公開番号 特開2014-113352 (P2014-113352A) (43) 公開日 平成26年6月26日 (2014. 6. 26) 審査請求日 平成27年8月20日 (2015. 8. 20)	(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地 (74) 代理人 弁理士 蔵田 昌俊 100108830 (74) 代理人 弁理士 篠原 淑弘 100088683 (74) 代理人 弁理士 中村 誠 100103034 (74) 代理人 弁理士 野河 信久 100095441 (74) 代理人 弁理士 白根 俊郎 100075672 弁理士 峰 隆司	最終頁に続く