

(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2006-187553
(P2006-187553A)

(43) 公開日 平成18年7月20日(2006.7.20)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 O O D	4 C O 6 1
G O 2 B 23/24 (2006.01)	G O 2 B 23/24 A	5 C O 5 4
H O 4 N 7/18 (2006.01)	G O 2 B 23/24 B	
	H O 4 N 7/18 M	
審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 24 頁)		

(21) 出願番号	特願2005-3202 (P2005-3202)	(71) 出願人	304050923
(22) 出願日	平成17年1月7日 (2005.1.7)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100076233
			弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	大田原 崇
			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
		Fターム(参考)	2H040 CA11 CA12 CA22 DA12 GA02
			GA11
			4C061 CC06 LL08 NN09 WW03 WW17
			XX02
			5C054 CA00 CA04 CC07 HA12

(54) 【発明の名称】 内視鏡用挿入部、内視鏡及び内視鏡システム

(57) 【要約】

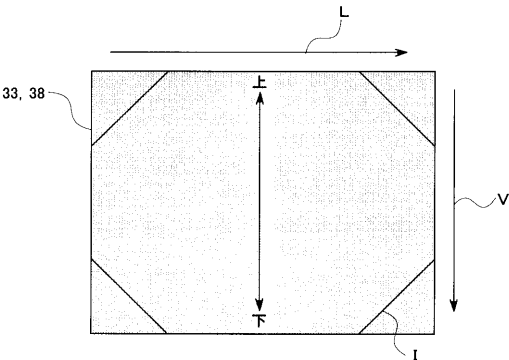
【課題】

モニタに表示される複数の撮像ユニットにより得られた内視鏡画像に違和感（ストレス）を与えない内視鏡用挿入部、内視鏡及び内視鏡システムの提供。

【解決手段】

本発明の内視鏡用挿入部、内視鏡及び内視鏡システムは、先端部を有し、夫々が内視鏡画像を得るための撮像素子を有する複数の撮像手段を備え、該複数の撮像手段は、夫々の前記撮像素子の各光電変換素子から電荷を転送する第1の電荷転送方向及び第2の電荷転送方向が一致するように前記先端部に配設されている。

【選択図】 図14



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

先端部を有し、被検体に挿入するための内視鏡用挿入部であって、
夫々が内視鏡画像を得るための撮像素子を有する複数の撮像手段を備え、
該複数の撮像手段は、夫々の前記撮像素子の各光電変換素子から電荷を転送する第 1 の電荷転送方向及び第 2 の電荷転送方向が一致するように前記先端部に配設されていることを特徴とする内視鏡用挿入部。

【請求項 2】

更に、内視鏡画像が表示されるモニタ画面の上下方向に略一致する方向に湾曲自在な湾曲部を有し、

前記各光電変換素子から電荷を転送する前記第 1 の電荷転送方向は、前記湾曲部が湾曲する前記略一致する方向と一致していることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用挿入部。

10

【請求項 3】

前記複数の撮像手段の 1 つは、通常光観察を行う第 1 の撮像手段であって、他の 1 つが特殊観察を行う第 2 の撮像手段であることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の内視鏡用挿入部。

【請求項 4】

前記特殊観察は、蛍光観察であることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡用挿入部。

【請求項 5】

前記第 1 の撮像手段及び前記第 2 の撮像手段は、一方が他方に対して拡大倍率の高い光学系を備えた撮像手段であることを特徴とする請求項 3 又は請求項 4 に記載の内視鏡用挿入部。

20

【請求項 6】

先端部を有し、被検体に挿入するための内視鏡挿入部であって、
前記先端部に設けられ、第 1 の水平転送方向を有する第 1 の撮像素子と、
前記先端部と前記第 1 の撮像素子とを固定する第 1 の固定手段と、
前記先端部に設けられ、第 2 の水平転送方向を有する第 2 の撮像素子と、
前記第 1 の水平転送方向と前記第 2 の水平転送方向とが略一致するように、前記第 2 の撮像素子を前記先端部に固定する第 2 の固定手段と、
を具備することを特徴とする内視鏡用挿入部。

30

【請求項 7】

更に、内視鏡画像が表示されるモニタ画面の上下方向に略一致する方向に湾曲自在な湾曲部を有し、

前記第 1 の水平転送方向及び前記第 2 の水平転送方向は、前記湾曲部が湾曲する前記略一致する方向に対して略直交する方向に略一致していることを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡用挿入部。

【請求項 8】

前記第 1 の撮像素子及び前記第 2 の撮像素子は、一方が通常光観察を行う第 1 の撮像手段であって、他方が特殊観察を行う第 2 の撮像手段であることを特徴とする請求項 6 又は請求項 7 に記載の内視鏡用挿入部。

40

【請求項 9】

前記特殊観察は、蛍光観察であることを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡用挿入部。

【請求項 10】

前記第 1 の撮像手段及び前記第 2 の撮像手段は、一方が他方に対して拡大倍率の高い光学系を備えた撮像手段であることを特徴とする請求項 3 又は請求項 4 に記載の内視鏡用挿入部。

【請求項 11】

請求項 1 から請求項 10 のいずれかに記載の内視鏡用挿入部を備えた内視鏡。

【請求項 12】

50

先端部を有し、被検体に挿入可能な挿入部と、
前記先端部に配設される第１の撮像素子と、
前記第１の撮像素子からの信号により画像を表示するモニタと、
前記挿入部に配設され、前記モニタに表示される前記画像の上方向に対して湾曲操作が可能な湾曲部と、
該湾曲部の湾曲方向が前記モニタの前記画像の上方向に略一致するように前記先端部に配設された第２の撮像素子と、
を具備することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項１３】

先端部を有し、被検体に挿入可能な挿入部と、
前記先端部に配設される第１の撮像素子と、
前記第１の撮像素子からの信号を画像に変換するための第１の変換手段と、
該第１の変換手段からの信号により、前記画像を表示するモニタと、
前記挿入部に配設され、前記モニタに表示される前記画像の上方向に対して湾曲操作が可能な湾曲部と、
前記先端部に配設される第２の撮像素子と、
該湾曲部の湾曲方向が前記モニタの前記画像の上方向に略一致するように第２の撮像素子からの信号を変換して前記モニタに出力する第２の変換手段と、
を具備することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項１４】

前記第１の撮像素子及び前記第２の撮像素子は、一方が通常光観察を行う第１の撮像手段であって、他方が特殊観察を行う第２の撮像手段であることを特徴とする請求項１２又は請求項１３に記載の内視鏡システム。

【請求項１５】

前記特殊観察は、蛍光観察であることを特徴とする請求項１４に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、被検体に挿入される内視鏡用挿入部、特に、複数の観察光学系を有する内視鏡及び内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【０００２】

従来より、内視鏡は、医療分野等で広く利用されている。内視鏡は、例えば、体腔内に細長い挿入部を挿入することによって、体腔内の臓器等を観察したり、必要に応じて処置具挿通チャンネル内に挿入した処置具を用いて各種処置をすることができる。挿入部の先端には、湾曲部が設けられ、内視鏡の操作部を操作することによって、先端部の観察窓の観察方向を変更させることができる。

【０００３】

一般に、内視鏡の対物光学系の外表面は、体腔内に挿入された際に、体液等が付着して観察の妨げになる場合があるため、洗滌用の送気送水ノズルを設けている。そして、内視鏡の対物光学系の外表面は、送気送水ノズルから洗浄液が噴出されたり、空気が吹き付けられる等して清浄な観察視野を確保できるようにしている。

例えば、特許文献１に記載されるように、複数の対物光学系を有する内視鏡が提案されている。この内視鏡は、複数の撮像ユニットを有し、複数の対物光学系と送気送水ノズルの開口とが略直線上に並ぶように、挿入部先端に配置されている。

【特許文献１】特開平０６－１５４１５５号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】**【0004】**

複数の撮像ユニットを備えた内視鏡は、各撮像ユニットの駆動の切り替えにより、夫々によって得られた内視鏡画像が1つのモニタに表示される。

そのため、1つのモニタに映し出される各撮像ユニットが得る内視鏡画像の方向が一致していないと、ユーザは、各撮像ユニットによる撮影の切り替え時に得られた内視鏡画像に違和感を受けてしまう。さらに、モニタ上の内視鏡画像の上下左右方向と、湾曲部の湾曲上下左右方向が一致していないと、ユーザは、湾曲部の湾曲操作に違和感を受けてしまう。

その結果、ユーザは、モニタを見ながら行う内視鏡による各種検査及び手技に対してストレスを感じるという問題がある。 10

【0005】

しかしながら、特許文献1の内視鏡は、複数の撮像ユニットにより得られた内視鏡画像のモニタの画面上の方向について上述の問題を解決する特徴のある記載がされていない。

【0006】

そこで、本発明は、上述の問題に鑑みて成されたものであり、モニタに表示される複数の撮像ユニットにより得られた内視鏡画像に違和感（ストレス）を与えない内視鏡用挿入部、内視鏡及び内視鏡システムを提供することを目的にしている。

【課題を解決するための手段】**【0007】**

上記目的を達成すべく、本発明の内視鏡用挿入部、内視鏡及び内視鏡システムは、先端部を有し、夫々が内視鏡画像を得るための撮像素子を有する複数の撮像手段を備え、該複数の撮像手段は、夫々の前記撮像素子の各光電変換素子から電荷を転送する第1の電荷転送方向及び第2の電荷転送方向が一致するように前記先端部に配設されている。 20

【発明の効果】**【0008】**

本発明の内視鏡によれば、モニタに表示される複数の撮像ユニットにより得られた内視鏡画像に違和感（ストレス）を与えない内視鏡用挿入部、内視鏡及び内視鏡システムを実現することができる。 30

【発明を実施するための最良の形態】**【0009】****（第1の実施の形態）**

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

先ず、図1に基づき、本実施の形態に係わる内視鏡システムの構成を説明する。図1は本発明の第1の実施の形態に係る内視鏡システムの構成を概略的に示した説明図である。 40

【0010】

図1に示すように本発明の内視鏡システム1は、本実施の形態において、通常光観察及び蛍光観察を行える内視鏡2と、この内視鏡2に照明光を供給する光源装置3と、内視鏡2に対する信号処理を行う信号処理装置としてのプロセッサ4と、このプロセッサ4から出力される映像信号が入力されることにより、通常観察用又は蛍光観察用の各内視鏡画像を表示するモニタ5と、送気送水を行う送気送水装置6と、前方送水を行う前方送水装置6aとを備えている。 40

【0011】

内視鏡2は、体腔内に挿入し易いように細長な内視鏡用挿入部（以下、単に挿入部という）11と、この挿入部11の基端に連結される操作部12と、この操作部12の側部から延出するユニバーサルケーブル13とを有している。このユニバーサルケーブル13の端部に設けられたコネクタ14は、光源装置3に着脱自在に接続される。

また、内視鏡2の挿入部11は、その先端に形成される硬質の先端部15と、この先端部15の基端に形成される湾曲部16と、この湾曲部16の基端から操作部12まで形成される可撓性を備えた可撓管部17と、を有して構成されている。 50

【 0 0 1 2 】

挿入部 1 1 内には、照明光を伝送するライトガイド 2 1 が挿通されている。このライトガイド 2 1 は、操作部 1 2 を介してユニバーサルケーブル 1 3 内に挿通され、基端部 2 2 がコネクタ 1 4 から突出する図示しないライトガイドコネクタに接続されている。

また、このライトガイド 2 1 の先端部分は、先端部 1 5 内において固定されている。尚、先端部 1 5 の先端部分には、照明光学系である後述する照明ユニットの照明レンズ 2 5 が配設され、ライトガイド 2 1 から照明レンズ 2 5 を介して照明光が出射される。また、先端部 1 5 の先端面には先端カバー 2 4 が設けてある。

【 0 0 1 3 】

尚、本実施の形態では、ライトガイド 2 1 は、例えば操作部 1 2 内で分岐され、挿入部 1 1 において 2 本に分割され、挿通されている。そして、2 本に分割された各ライトガイド 2 1 の先端面は、先端カバー 2 4 に設けられた 2 つの照明レンズ 2 5 の背面近傍に夫々配置される。

【 0 0 1 4 】

また、挿入部 1 1 内には、鉗子等の処置具を挿通可能とする（図 1 では省略している）第 1 の管路である処置具チャンネル（鉗子チャンネルともいう）が設けてあり、この処置具チャンネルの先端は、先端カバー 2 4 の先端面において開口している。

この処置具チャンネルは、挿入部 1 1 の基端付近で分岐し、一方は操作部 1 2 に配設される図示しない処置具挿入口まで挿通している。また他方は、挿入部 1 1 及びユニバーサルケーブル 1 3 内を通して吸引チャンネルに連通し、その基端がコネクタ 1 4 を介して、図示しない吸引手段に接続される。

【 0 0 1 5 】

先端部 1 5 の内部には、2 つの撮像ユニットが配設されている。本実施の形態においては、通常光観察のための第 1 の撮像手段である通常光観察用撮像ユニット（以下、通常光撮像ユニットという）3 1 A と、特殊観察のための第 2 の撮像手段である蛍光観察用撮像ユニット（以下、蛍光撮像ユニットという）3 1 B とが内蔵されている。

【 0 0 1 6 】

尚、本実施の形態において、第 2 の撮像手段は、特殊観察である蛍光観察を行える蛍光観察用撮像ユニットであるが、例えば、暗視観察用撮像ユニット、赤外線観察用撮像ユニットなどでもよく、特に蛍光観察用に限定されるものではない。

【 0 0 1 7 】

通常光撮像ユニット 3 1 A 及び蛍光撮像ユニット 3 1 B には、信号ケーブル 3 8 a , 3 8 b の一端が夫々接続されている。これら信号ケーブル 3 8 a 、3 8 b の他端は、操作部 1 2 及びユニバーサルケーブル 1 3 内に挿通しており、コネクタ 1 4 内に設けられるリレー基板 4 2 において、共通の信号ケーブル 4 3 と切り換え可能に接続されている。

この共通の信号ケーブル 4 3 は、コネクタ 1 4 に接続されるスコープケーブル 4 4 内を通してプロセッサ 4 に接続される。

【 0 0 1 8 】

このプロセッサ 4 内には、通常光撮像ユニット 3 1 A 及び蛍光撮像ユニット 3 1 B の撮像素子をそれぞれ駆動するドライブ回路 4 5 a 、4 5 b と、リレー基板 4 2 を介して前記 2 つの撮像素子から夫々出力される撮像信号に対して信号処理を行う信号処理回路 4 6 と、信号処理回路 4 6 等の動作状態を制御する制御回路 4 7 とが設けられている。

また、内視鏡 2 の操作部 1 2 には、制御スイッチ 4 8 a 、4 8 b と、送気送水ボタン 6 3 と、図示しない湾曲操作ノブと、通常光撮像ユニット 3 1 A のテレ/ズーム操作を行う図示しないスイッチ（テレ/ズーム用ボタンともいう）と、図示しない前方送水ボタンと、上述の処置具挿通口（不図示）が設けられている。

これら制御スイッチ 4 8 a 、4 8 b は、夫々信号線 4 9 a 、4 9 b を介してプロセッサ 4 の制御回路 4 7 と接続されている。本実施の形態においては、例えば制御スイッチ 4 8 a は、切換を指示する信号を発生し、制御スイッチ 4 8 b は、例えばフリーズ指示の信号を発生する。

【 0 0 1 9 】

リレー基板 4 2 は、例えば、制御スイッチ 4 8 a の操作に応じて、各撮像素子にそれぞれ接続された信号ケーブル 3 8 a、3 8 b のうちの一方が共通の信号ケーブル 4 3 と接続された状態から他方の信号ケーブルが前記信号ケーブル 4 3 と接続されるように切換動作を行う。

【 0 0 2 0 】

具体的には、例えば、制御スイッチ 4 8 a が操作されることにより、スコープケーブル 4 4 内に挿通しており、制御回路 4 7 に電氣的に接続された切換信号線 4 9 c を介して、リレー基板 4 2 へ切換信号が出力される。切換信号線 4 9 c が接続されるリレー基板 4 2 は、制御回路 4 7 からの信号の入力端が通常において、L (LOW) レベルの状態となっており、切換制御端子をプルダウンしており、その状態において通常光撮像ユニット 3 1 A の信号ケーブル 3 8 a が共通の信号ケーブル 4 3 と接続されるようになっている。また、起動開始状態でも、切換制御端子は、L レベルとなるようにしている。つまり、切り換え指示の操作が行われないと、通常光観察状態に設定されている。

10

この状態において、ユーザが、制御スイッチ 4 8 a を操作すると、制御回路 4 7 からの信号が切換信号線 4 9 c を介してリレー基板 4 2 の入力端に H (HIGH) レベルとなる制御信号が印加され、切換制御端子をプルアップし、その状態において蛍光撮像ユニット 3 1 B の信号ケーブル 3 8 b が共通の信号ケーブル 4 3 と接続されるようになっている。

【 0 0 2 1 】

さらに、制御スイッチ 4 8 a を操作すると、切換制御端子に L レベルの信号が供給され、通常光撮像ユニット 3 1 A の信号ケーブル 3 8 a が共通の信号ケーブル 4 3 と接続されるようになっている。

20

【 0 0 2 2 】

また、制御スイッチ 4 8 a の操作に伴い、制御回路 4 7 は、光源装置 3 内の制御回路 5 8 にも、スコープケーブル 4 4 内の制御信号線 4 9 d を介して制御信号を送り、制御回路 5 8 は、その制御信号に応じて通常観察光又は蛍光観察用の励起光を発生する状態に制御する。さらにまた、制御回路 4 7 は、信号処理回路 4 6 の動作状態を通常光撮像ユニット 3 1 A 及び蛍光撮像ユニット 3 1 B の各撮像素子に対応して動作を行うように制御する。

なお、制御回路 4 7 は、通常光撮像ユニット 3 1 A 及び蛍光撮像ユニット 3 1 B の各撮像素子からの信号を画像信号に変換し、この変換した画像信号をモニタ 5 に出力する。この制御回路 4 7 内には、通常光撮像ユニット 3 1 A の撮像素子からの信号を通常光画像信号に変換する第 1 の変換手段である図示しない回路と、蛍光撮像ユニット 3 1 B の撮像素子からの信号を蛍光画像信号に変換する第 2 の変換手段である図示しない回路とが配設されている。

30

【 0 0 2 3 】

光源装置 3 は、励起光の波長を含む白色光を発生するランプ 5 1 と、このランプ 5 1 の光を平行な光束にするコリメータレンズ 5 2 と、このコリメータレンズ 5 2 の光路中に配置され、例えば可視光波長帯域 (380 nm ~ 780 nm) における R (RED), G (GREEN), B (BLUE) の波長帯域の光をそれぞれ通す RGB フィルタを周方向に設けた回転フィルタ 5 3 と、この回転フィルタ 5 3 の透過光を集光してライトガイド 2 1 の基端部 2 2 に出射する集光レンズ 5 4 とを有する。

40

【 0 0 2 4 】

また、RGB フィルタが設けられた回転フィルタ 5 3 には、周方向の外側に、可視光の波長帯域より短波長の波長帯域の励起光を通す励起光用フィルタが設けてある。また、この回転フィルタ 5 3 は、モータ 5 5 により回転駆動される。さらに、このモータ 5 5 は、ラック 5 6 に取り付けられており、このラック 5 6 に噛合するギヤ付きモータ 5 7 により、矢印で示すように照明光軸と直交する方向に移動できるようになっている。

このギヤ付きモータ 5 7 は、制御回路 5 8 により制御される。また、この制御回路 5 8 は、制御信号線 4 9 d を介してプロセッサ 4 の制御回路 4 7 と接続され、制御スイッチ 4

50

8 a の操作により、対応する制御動作を行う。

また、先端部 1 5 には、先端カバー 2 4 に配置された通常光撮像ユニット 3 1 A 及び蛍光撮像ユニット 3 1 B の各対物レンズ（後に、観察レンズということもある）の外表面に、その噴出口が向くようにして送気送水手段である送気送水ノズル 6 0 が配置されている。

この送気送水ノズル 6 0 は、後述するように、その先端側が合流して 1 つになっている送気送水管路 6 1 に接続され、送気送水管路 6 1 の基端側が送気管路 6 1 a と送水管路 6 1 b に分岐している。

送気送水ノズル 6 0 に連通する送気管路 6 1 a 及び送水管路 6 1 b は、ユニバーサルケーブル 1 3 のコネクタ 1 4 まで挿通しており、送気及び送水を行う図示しないポンプを内蔵した送気送水装置 6 に接続される。 10

【0025】

送気管路 6 1 a 及び送水管路 6 1 b は、その中途となる操作部 1 2 において、前述の送気送水ボタン 6 3 が介装されており、この送気送水ボタン 6 3 が操作されることにより、送気及び送水が行われる。

【0026】

これにより送気送水ノズル 6 0 は、空気などの気体又は蒸留水などの液体を噴出方向に配置された通常光撮像ユニット 3 1 A 及び蛍光撮像ユニット 3 1 B の各対物レンズの外表面に吹き付けて、体液、付着物等を除去及び洗浄して、清浄な状態での撮像及び観察視野を確保できるようにしている。 20

【0027】

さらに、挿入部 1 1 内には、体腔内の被検部位に蒸留水などの液体を送水するための第 2 の管路である前方送水チャンネル（図 1 では省略している）が設けてあり、この前方送水チャンネルの先端は、先端カバー 2 4 の先端面において開口している。

この前方送水チャンネルは、前方送水装置 6 a に接続されており、操作部 1 2 に配設される図示しない前方送水ボタンが介装されている。この前方送水ボタンが操作されると、挿入部 1 1 の先端面から体腔への挿入方向に向かって蒸留水などの液体が吹き付けられる。これにより、体腔内の被検部位に付着した体液などを洗浄することができる。尚、図 1 に示すように、前方送水装置 6 a から延出するケーブルにフットスイッチ 6 b が接続されており、このフットスイッチ 6 b の操作により、ユーザは、挿入部 1 1 の先端面から体腔への挿入方向に向かって蒸留水などの液体を吹き付けることもできる。 30

【0028】

図 2 ~ 図 4 に示すように、挿入部 1 1 の先端部 1 5 に配設される先端カバー 2 4 には、通常光撮像ユニット 3 1 A の第 1 の観察光学系である観察レンズ 3 1 a と、蛍光撮像ユニット 3 1 B の第 2 の観察光学系である観察レンズ 3 1 b と、2 つの照明レンズ 2 5 a , 2 5 b と、処置具チャンネルの開口部 2 6 と、前方送水チャンネルの開口部 2 7 と、が配設されている。また、前述したように、先端カバー 2 4 には、噴出口 6 0 a が観察レンズ 3 1 a , 3 1 b に向くようにして送気送水ノズル 6 0 が配置されている。

尚、図 2 及び図 3 は内視鏡の先端カバー部分を示す斜視図、図 4 は先端カバーを正面から見た平面図である。また、2 つの観察レンズ 3 1 a , 3 1 b は、光学部材である。 40

【0029】

具体的には、先端部 1 5 を先端から見たときに略円形状の先端カバー 2 4 の先端面には、略中央に観察レンズ 3 1 a が配設され、この観察レンズ 3 1 a を挟むように図 4 の紙面に向かって見た左右に照明レンズ 2 5 a と照明レンズ 2 5 b が配設されている。さらに、先端カバー 2 4 の先端面には、図 4 の紙面に向かって、観察レンズ 3 1 a の右側上方に前方送水チャンネルの開口部 2 7、左側上方に送気送水ノズル 6 0、右側下方に観察レンズ 3 1 b 及び左側下方に送気送水チャンネルの開口部 2 6 が配設されている。

尚、本実施の形態における先端カバー 2 4 に配設される各観察レンズ 3 1 a , 3 1 b、各開口部 2 6 , 2 7 および送気送水ノズル 6 0 の配置については、詳しく後に説明する。

【0030】

次に、図 5 から図 11 に基づいて、本実施の形態の内視鏡 2 の挿入部 11 の先端部分の内部構成について説明する。尚、図 5 は、図 4 の A - A 線に沿って切断した先端部及び湾曲部の断面図、図 6 は図 4 の B - B 線に沿って切断した先端部の断面図、図 7 は送気送水管路の分岐部分を示す断面図、図 8 は図 4 の C - C 線に沿って切断した先端部の部分断面図、図 9 は図 4 の D - D 線に沿って切断した先端部の部分断面図、図 10 は図 5 の E - E 線に沿って切断した先端部の断面図、図 11 は図 5 の F - F 線に沿って切断した湾曲部の断面図である。

【0031】

図 5 に示すように、内視鏡 2 の湾曲部 16 には、円環状の複数の湾曲駒 7 が回動自在に連設されている。各湾曲駒 7 は、その内周面に溶着などの手段によって固設されている 4 10
つのワイヤガード 7a を有している。4 つのワイヤガード 7a は、挿入軸周りに夫々が略 90° ずらされた位置において、1 つの湾曲駒 7 の内周面に固定されている（図 10 参照）。

【0032】

また、これら複数の湾曲駒 7 には、それらの外周を覆うように細線のワイヤなどを筒状に編み込んだ湾曲ブレード 9 が被せられるとともに、この湾曲ブレード 9 上に水密を保つ 10
ように外皮 10 が被せられることによって、湾曲部 16 が形成されている。

【0033】

この外皮 10 は、先端部 15、湾曲部 16 及び可撓管部 17 からなる挿入部 11 の全長に渡って一体となるように被覆しており、その先端外周部分が先端部 15 において、糸巻 20
き接着部 10a により固着されている。

【0034】

また、湾曲部 16 から基端に向かって延出する湾曲操作手段である 4 本の湾曲操作ワイヤ 8 が挿入部 11 内に挿通されている。これら 4 本の湾曲操作ワイヤ 8 は、先端部分が先端部 15 内に設けられた固定環 18 の 4 つの固定部 18a（図 11 参照。尚、図 5 において、1 つのみ図示している）により夫々、挿入軸周りに略 90° にずらされて保持固定されてお 10
り、基端側の部分が湾曲駒 7 に設けられた各ワイヤガード 7a に夫々、挿通されるように設けられている。

【0035】

尚、湾曲部 16 の挿入軸が略直線となっている状態において、先端部 15 に設けられる 30
固定環 18 の各固定部 18a により保持固定され、各湾曲駒 7 の各ワイヤガード 7a に挿通される各湾曲操作ワイヤ 8 が略直線となるように、先端部 15 及び各湾曲駒 7 が連結されている。

【0036】

また、これら湾曲操作ワイヤ 8 は、基端部が操作部 12（図 1 参照）内に設けられ、湾曲操作ノブに連結されている図示しない湾曲操作機構に連結されて交互に牽引又は弛緩されるようになっている。

【0037】

4 本の湾曲操作ワイヤ 8 が湾曲操作ノブの所定の操作によって夫々、牽引弛緩されることによって、湾曲部 16 が 4 方向へ湾曲操作される。これら 4 方向とは、後述するように 40
、各撮像ユニット 31A、31B により撮影されたモニタ 5 に表示される内視鏡画像の上下左右の 4 方向である。

【0038】

また、前記上下方向に湾曲部 16 を操作する第 1 の湾曲操作手段である 2 本の湾曲操作ワイヤ 8 と、前記左右方向に湾曲部 16 を操作する第 2 の湾曲操作手段である 2 本の湾曲操作ワイヤ 8 とが夫々対となっている。すなわち、湾曲部 16 内の湾曲駒 7 における前記上下方向に対応する方向の 2 つのワイヤガード 7a に夫々挿通保持される 2 本の湾曲操作ワイヤ 8 が第 1 の湾曲操作手段であり、湾曲部 16 内の湾曲駒 7 における前記左右方向に対応する方向の 2 つのワイヤガード 7a に夫々挿通保持される 2 本の湾曲操作ワイヤ 8 が第 2 の湾曲操作手段である。

【0039】

先端部15内には、硬質な金属からなり、複数、本実施の形態においては7つの孔部が形成された円柱部材15aと、この円柱部材15aの基端側外周部を外嵌する円環状の補強環15bが配設されている。また、前述の4つの固定部18aを有する固定環18は、先端部15の補強環15bの内周側に挿嵌されている。さらに、補強環15bは、基端部分が最先端の湾曲駒7と連結されている。

【0040】

先端部15内の円柱部材15aに形成された7つの孔部のうち、2つの孔部が処置具チャンネル19及び前方送水チャンネル20の先端部分を形成し、残りの5つの孔部には、前述の通常光撮像ユニット31A、蛍光撮像ユニット31B及び送気送水ノズル60と、

10

【0041】

処置具チャンネル19は、先端部15の先端面に設けられた先端カバー24において開口している開口部26と、先端部15の円柱部材15aの孔部に挿嵌される略円筒状の管部材19aと、先端部分が管部材19aの基端部分を覆い、糸巻きにより接続固定されている柔軟なチューブからなる処置具管路19bとを有して構成されている。

この処置具管路19bは、挿入部11内を挿通し、その基端が操作部12において、上述したように処置具挿通口(図1においては図示していない)において開口している。

【0042】

また、同じく先端カバー24に開口部27を有する前方送水チャンネル20は、先端部15の円柱部材15aの孔部に挿嵌される略円筒状の管部材20aと、管部材20aの基端部分を覆い、先端部分が糸巻きにより接続固定されている前方送水管路20bとを有して構成されている。

20

この前方送水管路20bは、挿入部11、操作部12及びユニバーサルケーブル13を通して、コネクタ14まで挿通しており、前方送水装置6aに接続される。尚、上述したように、前方送水チャンネル20である前方送水管路20bは、操作部12において、前方送水ボタン(不図示)が介装されている。

【0043】

図6に示すように、送気送水ノズル60は、略L字形状に曲げられた管状部材であって、先端側の開口部60aが各観察レンズ31a, 31bの外表面側に向くように、基端部分が先端部15の円柱部材15aの孔部に挿嵌されている。

30

【0044】

送気送水ノズル60に対応した円柱部材15aの孔部の基端側には、管部材62の先端部分が挿嵌されており、この管部材62の基端部分に送気送水管路61が接続されている。尚、管部材62と送気送水管路61とは、糸巻きにより接続固定されている。

【0045】

この送気送水管路61は、図7に示すように、その基端部分が分岐管50に接続されており、分岐管50の分岐端部が送気管路61a及び送水管路61bの先端部分に夫々接続されている。これにより、送気送水管路61は、送気管路61a及び送水管路61bと連通する。尚、各管路61, 61a, 61bと分岐管50とは、糸巻きにより接続固定されており、夫々の接続部分及び分岐管50全体の周囲に例えば接着剤などが塗布され、各接続部分が気密(水密)保持されている。

40

【0046】

また、先端部15の円柱部材15aに形成される7つの孔部のうち、2つには、先端側から照明レンズユニット23が夫々挿嵌され、基端部分にライトガイド21の先端部分が夫々挿嵌されている。図8及び図9に示すように、照明レンズユニット23は、複数の照明レンズ25と、それら照明レンズ25を保持する保持枠23aとを有して構成されている。尚、本実施の形態での2つの照明レンズユニット23は、各照明レンズ25の最先端となる照明レンズ25a, 25bを夫々有している。

【0047】

50

ライトガイド 21 は、先端部分に円筒部材 21a が被せられ、複数のファイバ繊維を束ねている外皮 29 により被覆されている。円筒部材 21a の基端部分は、先端部分が糸巻き固定されているチューブ 28 に接続固定されており、外皮 29 に被覆されたライトガイド 21 がチューブ 28 内に挿通している。

【0048】

なお、上述した円柱部材 15a の前記 7 つの孔部のうち、1 つの孔部は、例えば、ビス、接着剤などの第 1 の観察光学系固定手段によって固定される第 1 の観察光学系である観察レンズ 31a を含む通常光観察ユニット 31A が配置される第 1 の観察光学系配置手段を構成し、他の 1 つの孔部は、例えば、ビス、接着剤などの第 2 の観察光学系固定手段によって第 2 の観察光学系である観察レンズ 31b を含むけい光観察ユニット 31B が配置される第 2 の観察光学系配置手段を構成し、第 1 及び第 2 の照明光学系である各照明レンズ 25 を夫々備えた 2 つの照明レンズユニットが例えば、ビス、接着剤などの第 1 及び第 2 の照明光学系固定手段により夫々固定配置される他の 2 つの孔部は、一方が第 1 の照明光学配置手段であって、他方が第 2 の照明光学配置手段を構成している。

10

【0049】

また、前記 7 つの孔部のうち、送気送水手段が配置される孔部は、例えば、ビス、接着剤などの第 1 の送気送水固定手段によって送気ノズル 60 を固定配置する送気送水配置手段を構成している。さらに、前記 7 つの孔部のうち、第 1 の内視鏡管路である処置具チャンネル 19 が配置される孔部は、第 1 の内視鏡管路配置手段を構成し、第 2 の内視鏡管路である前方送水チャンネル 20 が配置される穴部は第 2 の内視鏡管路配置手段を構成している。なお、処置具チャンネル 19 は、例えば、ビス、接着剤などの第 1 の内視鏡管路固定手段により前記 7 つの孔部のうちの 1 つの孔部に固定配置され、前方送水チャンネル 20 は、例えば、ビス、接着剤などの第 2 の内視鏡管路固定手段により他の 1 つの孔部に固定配置される。

20

【0050】

図 6 に戻って、通常光撮像ユニット 31A は、レンズユニット 32 と、CCD (Charge Coupled Device)、CMOS (Complementary Metal - Oxide Semiconductor) などの撮像素子 33 と、回路基板 34 とを有している。

【0051】

レンズユニット 32 は、第 1 ~ 第 4 レンズ群 32A ~ 32D と、第 1 ~ 第 4 レンズ枠 32a ~ 32d とを有して構成されている。本実施の形態においては、観察レンズ 31a を含む 4 つの対物レンズからなる第 1 レンズ群 32A が第 1 レンズ枠 32a に保持されており、1 つの対物レンズからなる第 2 レンズ 32B が第 2 レンズ枠 32b に保持され、2 つの対物レンズからなる第 3 レンズ群 32C が第 3 レンズ枠 32c に保持され、3 つの対物レンズからなる第 4 レンズ群 32D が第 4 レンズ枠 32d に保持されている。

30

【0052】

また、第 2 レンズ 32B を保持する第 2 レンズ枠 32b は、ズーミングのため撮影光軸方向に対して進退可能な移動枠である。尚、この第 2 レンズ枠 32b は、操作部 12 に設けられる図示しないズーミング用の操作レバーがユーザにより操作されることにより、通常光撮像ユニット 31A に設けられる図示しない例えばモータ、アクチュエータなどの駆動手段により、撮影光軸方向に対する進退移動が行われる。

40

【0053】

尚、第 2 レンズ枠 32b を撮影光軸方向に対する進退移動を行う駆動手段は、図 10 に示す、信号線 38c により駆動 / 停止信号が供給される。この信号線 38c は、通常光撮像ユニット 31A から、挿入部 11 内を通して、操作部 12 まで挿通している。

【0054】

撮像素子 33 は、第 4 レンズ枠 32d 最基端にある対物レンズの基端側に並設されるカバーレンズ 33a が受光面側に設けられ、回路基板 34 に光学像に対応する電気信号を出力する。この回路基板 34 は、電気部品及び配線パターンを有し、撮像素子 33 からの光

50

学像を電氣的な画像信号に光電変換を行い、その画像信号を信号ケーブル 38 a に出力する。尚、回路基板 34 は、信号ケーブル 38 a の複数の信号線が半田付け等の手段によって接続されている。

【0055】

カバーレンズ 33 a、撮像素子 33、回路基板 34 及び信号ケーブル 38 a の先端部分は、夫々の外周部が一体的に絶縁封止樹脂などにより覆われ、補強用円環部 35 a 及び絶縁チューブ 35 b により被覆されている。

【0056】

また、信号ケーブル 38 a は、通常光撮像ユニット 31 A の撮像素子 33 及び回路基板 34 にて取得した画像信号を図 1 に示したコネクタ 14 のリレー基板 42 及び信号ケーブル 43 を介して、プロセッサ 4 の信号処理回路 46 に伝送する。

10

【0057】

その一方、蛍光撮像ユニット 31 B は、通常光撮像ユニット 31 A と同様に、レンズユニット 32 と、CCD、CMOS などの撮像素子 38 と、回路基板 39 とを有している。

【0058】

レンズユニット 36 は、第 1 及び第 2 レンズ群 36 A、36 B と、第 1 及び第 2 レンズ枠 32 a、32 b とを有して構成されている。本実施の形態においては、観察レンズ 31 b を含む 7 つの対物レンズからなる第 1 レンズ群 36 A が第 1 レンズ枠 36 a に保持されており、第 2 レンズ 36 B が第 2 レンズ枠 36 b に保持されている。

【0059】

20

撮像素子 38 は、第 2 レンズ枠 36 b の最基端にある対物レンズの基端側に並設されるカバーレンズ 40 が受光面側に設けられ、回路基板 39 に光学像の電気信号を出力する。この回路基板 39 は、通常光撮像ユニット 31 A の回路基板 34 と同様に電気部品及び配線パターンを有し、信号ケーブル 38 a の複数の信号線が半田付け等の手段によって接続されており、撮像素子 38 からの光学像を電氣的な画像信号に光電変換を行い、その画像信号を信号ケーブル 38 b に出力する。

【0060】

カバーレンズ 40、撮像素子 33、回路基板 34 及び信号ケーブル 38 a の先端部分は、夫々の外周部が一体的に絶縁封止樹脂などにより覆われ、補強用円環部 35 a 及び絶縁チューブ 35 b により被覆されている。

30

【0061】

また、信号ケーブル 38 b は、蛍光撮像ユニット 31 B の撮像素子 38 及び回路基板 39 にて取得した画像信号を図 1 に示したコネクタ 14 のリレー基板 42 及び信号ケーブル 43 を介して、プロセッサ 4 の信号処理回路 46 に伝送する。

【0062】

以上に説明した通常光撮像ユニット 31 A 及び蛍光撮像ユニット 31 B は、先端部 15 の円柱部材 15 a に設けられた所定の孔部に夫々挿嵌されて、ねじなどの固定部材と共に接着剤などにより強固に固定されている。

【0063】

また、本実施の形態においては、通常光撮像ユニット 31 A が先端に有している観察レンズ 31 a は、そのレンズ径（直径）が蛍光撮像ユニット 31 B の先端に配置されている観察レンズ 31 b のレンズ径よりも大きい径を有している。

40

【0064】

また、各撮像ユニット 31 A、31 B は、2 つの撮像素子 33、38 の夫々の受光面が挿入部 11 の挿入軸に対して直交し、2 つの撮像素子 33、38 の水平転送方向及び垂直転送方向が夫々一致するように先端部 15 内での設置方向が決められている。

【0065】

また、各撮像ユニット 31 A、31 B によって撮影された被写体像がモニタ 5（図 1 参照）に表示されるが、このモニタ 5 の上下方向が各撮像素子 33、38 の CCD 素子又は CMOS 素子の垂直転送方向と一致し、左右方向が各撮像素子 33、38 の CCD 素子又

50

はＣＭＯＳ素子の水平転送方向に一致している。すなわち、各撮像ユニット３１Ａ，３１Ｂにより撮影された内視鏡画像の上下左右方向は、モニタ５の上下左右方向と一致している。

【００６６】

このモニタ５に表示される内視鏡画像の上下左右方向に対応するように、挿入部１１の湾曲部１６の上下左右方向が決定される。つまり、湾曲部１６内に挿通する４つの湾曲操作ワイヤ８が、上述したように、操作部１２に設けられる湾曲操作ノブの所定の操作によって牽引弛緩され、湾曲部１６は、モニタ５に表示される画像の上下左右方向に対応する上下左右の４方向へ湾曲自在となっている。

すなわち、通常光での観察と蛍光の観察が切替えられても、モニタ５に表示される内視鏡画像が常に湾曲部１６の湾曲操作方向の上下左右方向が等しくなるように各撮像ユニット３１Ａ，３１Ｂは、夫々の撮像素子３３，３８の水平転送方向及び垂直転送方向が夫々一致するように先端部１５内での設置方向が決められている。これら撮像素子３３，３８の水平転送方向及び垂直転送方向については、後に詳しく説明する。

【００６７】

これにより、ユーザは、内視鏡画像を通常光での観察画像と蛍光の観察画像に切替えた際のモニタ５に表示される内視鏡画像の上下左右方向の違和感を受けることなく湾曲部１６の上下左右方向の湾曲操作を行える。

【００６８】

尚、後述する説明における、第１の方向である上下方向は、モニタ５に表示される内視鏡画像の上下方向及び湾曲部１６が湾曲操作される上下方向として説明する。また、通常において、モニタ５は、その上下方向が鉛直上下方向と略一致するように、設置されている。更に、上記上下方向に略直交する第２の方向である左右方向は、モニタ５に表示される内視鏡画像の左右方向及び湾曲部１６が湾曲操作される左右方向と等しい。

【００６９】

ここで、以上に説明した内視鏡システム１の作用について説明する。

図１に示したように、ユーザは、内視鏡２のコネクタ１４を光源装置３に接続し、さらに、このコネクタ１４にスコープケーブル４４の一端を接続し、スコープケーブル４４の他端をプロセッサ４に接続する。また送気管路６１ａ及び送水管路６１ｂを送気送水装置６に接続する。

そして、ユーザは、光源装置３などの電源スイッチをＯＮにして、それぞれ動作状態に設定する。このとき、プロセッサ４と光源装置３の制御回路４７，５８は、制御信号等を送受信できる状態になる。

また、起動状態では、リレー基板４２は通常光撮像ユニット３１Ａ側が選択されるように設定されている。また、制御回路４７は、通常光観察状態に設定する制御動作を行う。つまり、制御回路４７は、光源装置３の制御回路５８に制御信号を送り、通常光観察のための照明光の供給状態に設定する。

【００７０】

さらに、この制御回路４７は、ドライブ回路４５ａを駆動させるように制御すると共に、信号処理回路４６の動作状態を通常光観察モードに設定する。

ユーザは、内視鏡２の挿入部１１を体腔内に挿入し、診断対象の患部等を観察できるように設定する。

光源装置３は、上述のように通常光観察のための照明光の供給状態となる。この状態では、回転フィルタ５３は、ＲＧＢフィルタが照明光路中に配置された状態でモータ５５により回転駆動される。そして、ライトガイド２１にはＲＧＢの照明光が面順次で供給される。これに同期して、ドライブ回路４５ａは、ドライブ信号を出力し、照明レンズ２５ａ、２５ｂを経て患者の体腔内の患部等を照明する。

【００７１】

照明された患部等の被写体は、通常光撮像ユニット３１Ａのレンズユニット３２を通して、撮像素子３３の受光面に結像され、光電変換される。そして、この撮像素子３３は、

10

20

30

40

50

ドライブ信号の印加により、光電変換した信号を出力する。この信号は、信号ケーブル 38 a 及びリレー基板 42 により選択されている共通の信号ケーブル 43 を介して信号処理回路 46 に入力される。

この信号処理回路 46 内に入力された信号は、内部で A / D 変換がされた後、R , G , B 用メモリに一時格納される。

その後、R , G , B 用メモリに格納された信号は、同時に読み出されて同時化された R , G , B 信号となり、さらに D / A 変換されてアナログの R , G , B 信号となり、モニタ 5 においてカラー表示される。

【0072】

そして、ユーザは、患部を通常光観察の他に、蛍光観察によって、より詳しく調べたいと望む場合には、制御スイッチ 48 a を ON する。すると、制御回路 47 をこの切換指示信号を受けて、リレー基板 42 の切り換え制御を行うと共に、制御回路 58 を介して光源装置 3 を蛍光観察のための励起光の供給状態に設定する。

また、制御回路 47 は、ドライブ回路 45 b を動作状態に制御すると共に、信号処理回路 46 を蛍光観察の処理モードに設定する。

この場合には、光源装置 3 内の制御回路 58 は、ギヤ付きモータ 57 により、モータ 5 と共に、回転フィルタ 53 を照明光路と直交する方向に移動し、照明光路中に励起光フィルタが配置されるようにする。

この状態では、ランプ 51 からの光は、励起光フィルタにより例えば 400 ~ 450 nm 付近の波長帯域の光が透過してライトガイド 21 に供給されるようになる。そして、この励起光は照明レンズ 25 a、25 b を経て体腔内の患部等に照射される。

【0073】

励起光が照射された患部等は、癌組織であるとその励起光を吸収して、正常な組織の場合よりも強い蛍光を発するようになる。その蛍光を発する部位の光は、蛍光撮像ユニット 31 B のレンズユニット 36 を通って、撮像素子 38 の受光面に結像され、光電変換される。

そして、この撮像素子 38 は、ドライブ回路 45 b からのドライブ信号の印加により、光電変換した信号を出力する。この場合、撮像素子 38 の内部で信号増幅されて撮像素子 38 から出力される。この信号は、信号ケーブル 38 b 及びリレー基板 42 により選択されている共通の信号ケーブル 43 を経て信号処理回路 46 に入力される。

この信号処理回路 46 内に入力された信号は、内部で A / D 変換された後、R , G , B 用メモリに、例えば同時に格納される。

【0074】

その後、R , G , B 用メモリに格納された信号は、同時に読み出されて同時化された R , G , B 信号となり、さらに D / A 変換されてアナログの R , G , B 信号となり、モニタ 5 にモノクロで表示されるようになる。

なお、信号処理回路 46 内に入力された信号のレベルを複数の閾値と比較し、その比較結果に応じて、割り当てる色を変えることにより、擬似カラー化して表示してもよい。

このように本実施の形態によれば、通常光観察ができると共に、蛍光観察もできるので、通常光観察のみの内視鏡に比べて、より診断し易い内視鏡を実現できる。また、本実施例によれば、それぞれ各撮像ユニット 31 A , 31 B を設けているので、良好な通常光観察画像と蛍光観察画像が得られる。

【0075】

具体的には、特に蛍光撮像を行う場合には、通常観察の場合に比べて微弱な光を撮像する必要になり、その S / N が高いものが望まれ、通常の撮像素子を兼用したのでは、S / N が低い画像となり易いが、本実施の形態では、蛍光撮像に適した通常観察用の撮像素子 33 に対して、光に対する感度の高い撮像素子 38 を採用しているので、S / N の良い蛍光画像を得ることができる。

また、切換用のリレー基板 42 を設けて、2つの撮像ユニット 31 A、31 B における一方の撮像ユニットのみがプロセッサ 4 と接続される構成とすることにより、常時2つの

10

20

30

40

50

各撮像ユニット 3 1 A、3 1 B を駆動及び信号処理しなければならない場合に比較してコンパクトな構成の内視鏡システム 1 を形成できる。

また、本実施例によれば、1 つの送気送水ノズル 6 0 により、両方の観察レンズ 3 1 a、3 1 b の外表面に気液を吹き付けて清浄な状態に設定して、良好な観察視野を確保できるようにしているので、挿入部 1 1 を細径化でき、挿入の際に患者に与える苦痛を軽減できると共に、挿入可能となる適用範囲を拡大できる。

【0076】

また、本実施の形態の内視鏡 2 は、通常光観察用の撮像ユニットのみを備えた既存の内視鏡と同様の外観構造にしてあり、スコープケーブル 4 4 を介して通常光観察用の撮像ユニットのみを備えた既存の内視鏡に対する駆動及び信号処理を行う図示しないプロセッサに接続することにより、既存の内視鏡と同様に通常光観察用の内視鏡としても使用することもできる。つまり、内視鏡 2 は、通常光観察用の撮像ユニットのみを備えた既存の内視鏡と同様の互換性を保って、既存のプロセッサに接続して使用することもできる。

10

【0077】

ここで、本実施の形態の内視鏡 2 は、以下に説明する構造により種々の特徴（効果）を有する。

【0078】

先ず、図 1 2 を参照して、先端カバー 2 4 に配設される送気送水ノズル 6 0 及び各観察レンズ 3 1 a、3 1 b の配置について詳しく説明する。

図 1 2 は、先端カバーの先端面を示す正面図である。尚、以下の説明において、先端カバー 2 4 の中心を O_0 とし、通常光撮像ユニット 3 1 A の観察レンズ 3 1 a の中心を O_1 、及び蛍光撮像ユニット 3 1 B の観察レンズ 3 1 b の中心を O_2 とする。また、後述する 2 つの照明レンズ 2 5 a、2 5 b の中心を夫々、 O_3 、 O_4 とし、処置具チャンネル 1 9 の開口部 2 6 の中心を O_5 とし、前方送水チャンネル 2 0 の開口部 2 7 の中心を O_6 とする。さらに、先端カバー 2 4 の先端面の中心 O_0 を通り、湾曲部 1 6 の湾曲上下方向の線を垂直線 X とし、湾曲左右方向の線を水平線 Y とする。尚、以下の説明において、本実施の形態での垂直線 X は、鉛直線と等しい線としている。

20

【0079】

前述したように、送気送水ノズル 6 0 は、その噴出口 6 0 a が観察レンズ 3 1 a に向かって臨むように、図 1 2 の紙面に向かって見た先端カバー 2 4 の先端面の左側上方に配設されている。尚、送気送水ノズル 6 0 は、その噴出口 6 0 a が観察レンズ 3 1 a 側を臨むように、図 1 2 の紙面に向かって見た先端カバー 2 4 の先端面の右側上方に配設されていてもよい。このとき、送気送水ノズル 6 0 及び各観察レンズ 3 1 a、3 1 b は、先端カバー 2 4 の先端面において、略直線上に並ぶように配置される。

30

【0080】

本実施の形態では、送気送水ノズル 6 0 の噴出口 6 0 a から噴出される蒸留水又は空気など気液が図中の矢印線 A R 方向に噴出するように、送気送水ノズル 6 0 が先端カバー 2 4 の先端面に配設される。この送気送水ノズル 6 0 は、噴出口 6 0 a から蒸留水又は空気など気液を拡散するように気液噴出範囲 A 内に噴出する。尚、矢印線 A R は、噴出口 6 0 a を有する送気送水ノズル 6 0 の先端面に対して、略直交する方向であって、噴出口 6 0 a の孔面中央を通る線である。

40

【0081】

上述した、矢印線 A R の線上に観察レンズ 3 1 a の中心 O_1 を通る観察光軸と交差するように、送気送水ノズル 6 0 の軸周りの設置方向、すなわち、噴出口 6 0 a が臨む方向が決められている。換言すると、蒸留水又は空気など気液の噴出方向である矢印線 A R が垂直線 X に対して第 1 の角度となる所定の角度 θ_1 を有するように、送気送水ノズル 6 0 の噴出口 6 0 a が臨む方向が決められている。

【0082】

その一方で、蛍光撮像ユニット 3 1 B の観察レンズ 3 1 b は、その外表面が先端カバー 2 4 を先端から見たときに、少なくとも矢印線 A R と交わる部分を有するように、図 1 0

50

の紙面に向かった先端カバー 24 の先端面の右側下方に配設される。また、観察レンズ 31 b は、その中心 O_2 が矢印線 A R の線分よりも下方側に位置するように先端カバー 24 の先端面に配設されている。

【0083】

以上、説明したように、送気送水ノズル 60 及び 2 つの観察レンズ 31 a , 31 b は、先端カバー 24 の先端面において、略直線上に並設されている。

詳述すると、通常光撮像ユニット 31 A の観察レンズ 31 a の中心 O_1 と蛍光撮像ユニット 31 B の観察レンズ 31 b の中心 O_2 を結んだ線 a は、矢印線 A R に対して所定の角度 θ_2 を有して若干に先端カバー 24 を先端面側から見たときに下方側にずれている。換言すると、送気送水ノズル 60 の噴出口 60 a の孔面中心と観察レンズ 31 b の中心 O_2 を結んだ線 b は、矢印線 A R に対して所定の角度 θ_3 を有して若干に先端カバー 24 を先端面側から見たときに上方側にずれている。

10

【0084】

これにより、各観察レンズ 31 a , 31 b は、先端カバー 24 に配設される各位置が決められ、それに合わせて、送気送水ノズル 60 の噴出口 60 a の方向（矢印線 A R 方向）が決められている。さらに、前記角度 θ_2 , θ_3 は、送気送水ノズル 60 からの気液噴出範囲 A の範囲内に観察レンズ 31 b の外表面が全て含まれるような範囲に設定されている。

尚、送気送水ノズル 60 の気液噴出範囲 A は、先端カバー 24 の先端側から見たときに、通常光撮像ユニット 31 A の観察レンズ 31 a の外表面を全て含むように設定されている。

20

また、観察レンズ 31 b の外径よりも大きなレンズ径（直径）を有する観察レンズ 31 a は、送気送水ノズル 60 に近接するように先端カバー 24 の先端面に配設されている。

【0085】

つまり、先端カバー 24 は、先端面側から見た方向に対して、湾曲部 16 の湾曲上下方向、すなわち、各撮像ユニット 31 A , 31 B が有している夫々の撮像素子 33 , 38 が処理する垂直転送方向の上下方向を略 2 等分する水平線 Y よりも上方側の位置に送気送水ノズル 60 を有している。換言すると、送気送水ノズル 60 は、前記水平線 Y から前記噴出方向（矢印線 A R 方向）とは逆方向に離れて、先端カバー 24 に配設されている。

【0086】

30

さらに、先端カバー 24 は、先端面側から見た方向に対する左右方向（湾曲部 16 の湾曲左右方向とは逆方向となる）、すなわち、各撮像ユニット 31 A , 31 B が有している夫々の撮像素子 33 , 38 が処理する垂直転送方向の左右方向を 2 等分する垂直線 X 上には、送気送水ノズル 60 の長手方向の軸（挿入方向と平行な軸）に直交する方向の断面が存在しないように送気送水ノズル 60 が配設されている。

【0087】

尚、本実施の形態において、送気送水ノズル 60 は、先端カバー 24 の先端面側から見たときに、垂直線 X から左方向に所定の距離だけ離間した先端カバー 24 の先端面の位置に配設されている。つまり、送気送水ノズル 60 は、先端カバー 24 の先端面側から見たときに、その長手方向の軸が先端カバー 24 を上下に 2 等分する水平線 Y よりも上方側、且つ、先端カバー 24 を左右に 2 等分する垂直線 X から左方側にずらされた位置に存在するように配置される。

40

【0088】

以上の結果、本実施の形態の内視鏡 2 は、先端カバー 24 の先端面に設けられる送気送水ノズル 60 、通常光撮像ユニット 31 A の観察レンズ 31 a 及び蛍光撮像ユニット 31 B の観察レンズ 31 b を略直線上に配置すると、1 つの送気送水ノズル 60 により、各観察レンズ 31 a 、31 b の外表面に気液を吹き付けて清浄な状態に設定して、良好な観察視野を確保できるようにしている。

【0089】

また、送気送水ノズル 60 の長手方向の軸が先端カバー 24 を上下に 2 等分する水平線

50

Yよりも上方側、且つ、先端カバー24を左右に2等分する垂直線Xから所定の距離だけずれているため、送気送水ノズル60と連通する送気送水管路61は、挿入部11が略直線状態の際、先端部15内に配設される固定環18の4つの固定部18a及び湾曲部16内に配設される各湾曲駒7に夫々設けられる4つのワイヤガード7aと当接することなく略真っ直ぐに先端部15内及び湾曲部16内に挿通される。

【0090】

さらに、上述する送気送水ノズル60の配置により、送気送水管路61は、湾曲部16内において、各湾曲駒7の4つのワイヤガード7aに夫々挿通保持される4本の湾曲操作ワイヤ8との接触が防止されるため、湾曲操作ワイヤ8の牽引弛緩による移動を阻害を防止すると共に、湾曲操作ワイヤ8の擦過による劣化を防止することができる。

10

【0091】

以上の結果、本実施の内視鏡2は、挿入部11、特に、先端部15及び湾曲部16の細径化でき、挿入の際に患者に与える苦痛を軽減できると共に、挿入可能となる体腔の適用範囲を拡大することができる。

【0092】

また、一般に内視鏡2は、ユーザにより湾曲部16の湾曲上下方向を鉛直方向の上下に合わせて使用される。そのため、送気送水ノズル60の噴出口60aから噴出される蒸留水などの液体は、重力の影響により、噴出口60aより遠方側が下方側へ流れ落ちる。

【0093】

さらに、送気送水ノズル60の噴出口60aから蒸留水又は空気など気液を噴出すると共に、処置具チャンネル19により吸引が行われた場合、先端カバー24の下方側に設けられる処置具チャンネル19の開口部26からの吸引力により、前記液体又は前記気体は、開口部26方向へ引き寄せられる力を受け、湾曲下方側に流れが変化する。

20

【0094】

このような事情により、本実施の内視鏡2は、先端カバー24の先端面において、蛍光撮像ユニット31Bの観察レンズ31bが、その中心 O_2 と通常光撮像ユニット31Aの観察レンズ31aの中心 O_1 を結んだ線aが送気送水ノズル60の噴出口60aから噴出される蒸留水などの液体の噴出方向である矢印線ARに対して湾曲部16の湾曲下方側に所定の角度 θ_2 だけずらされている。

【0095】

そのため、先端カバー24の先端面において、送気送水ノズル60から観察レンズ31aよりも遠方に位置する観察レンズ31bは、重力の影響により、噴出方向よりも湾曲下方側へ流れ落ちた蒸留水などの液体が効率良く吹き付けられ、清浄な状態に洗浄され、良好な観察視野が確保される。さらに、観察レンズ31bは、吸引が行われることによって、湾曲下方側へ流れが変化する蒸留水又は空気など気液においても、同様に効率良く吹き付けられ、清浄な状態に洗浄され、良好な観察視野が確保される。

30

【0096】

また、患者の体腔内に挿入された内視鏡2は、挿入部11に汚物などが付着される。とくに、先端カバー24の先端面が挿入方向に対して略垂直な面となっており、汚物などが付着し易い。特に、通常光撮像ユニット31Aの観察レンズ31a及び蛍光撮像ユニット31Bの観察レンズ31bは、夫々の観察視野を確保するため付着した汚物などを確実に洗浄する必要がある。

40

【0097】

特に、内視鏡2は、通常光による患者の体腔内を観察する頻度が蛍光観察に比して高く、蛍光観察による組織の色素の濃淡による観察に比して、通常光観察に対して良好な観察視野を確保する必要がある。

【0098】

また、送気送水ノズル60の噴出口60aから噴出される蒸留水又は空気など気液は、噴出口60aに近い側の噴出力が大きく、噴出方向の遠方側になるにつれて、噴出力が低下すると共に、拡散による密度が低下する。

50

【0099】

このような事情により、本実施の形態の内視鏡2は、図11に示すように、蛍光撮像ユニット31Bの観察レンズ31bのレンズ径(直径)よりもレンズ径(直径)の大きい通常光撮像ユニット31Aの観察レンズ31aが送気送水ノズル60に近接する先端カバー24の先端面の位置に配設されている。尚、上述したように、観察レンズ31aは、その外表面全体が送気送水ノズル60の噴出口60aから噴出される蒸留水又は空気など気液の噴出範囲A内に含まれている。

【0100】

これにより、内視鏡2は、体液、汚物などが付着し易いレンズ径(直径)の大きい観察レンズ31aが送気送水ノズル60に近接しているため、噴出口60aから噴出される蒸留水又は空気など気液の噴出力及び密度の低下による影響を受けることなく、洗浄性が向上される。

10

【0101】

尚、本実施の形態の内視鏡2は、上述したように、送気送水ノズル60、通常光撮像ユニット31Aの観察レンズ31a及び蛍光撮像ユニット31Bの観察レンズ31bが図12に示す先端カバー24の先端面に略直線上に並設されている。また、送気送水ノズル60の噴出口60aから噴出される蒸留水又は空気など気液の噴出方向である矢印線AR上には、先端カバー24の先端面に他の構成部品が配設されていない。

すなわち、矢印線AR上において、蛍光撮像ユニット31Bの観察レンズ31bから先端カバー24の外周側の先端面には、他の構成部品が配設されていない。

20

【0102】

このような構成により、各観察レンズ31a, 31bに付着した汚物などを洗浄した気液は、他の構成部品に流れることなく、噴出方向である矢印線AR方向に向かった先端カバー24の外縁部に流れる。その結果、内視鏡2の先端カバー24の先端面は、送気送水ノズル60からの蒸留水又は空気など気液の噴出が行われると、確実に洗浄される。

【0103】

次に、図12及び図13を参照して、先端カバー24に配設される2つの照明レンズ25a, 25b、処置具チャンネル19の開口部26及び前方送水チャンネル20の開口部27の配置について詳しく説明する。

上述したように、先端カバー24の先端面には、2つの照明レンズ25a, 25bが略中央に配設される通常光撮像ユニット31Aの観察レンズ31aを挟むように、湾曲左右方向の位置に、処置具チャンネル19の開口部26が観察レンズ31aの左側下方の位置に、前方送水チャンネル20の開口部27が観察レンズ31aの右側上方の位置に夫々配設されている。

30

【0104】

また、図12に示すように、処置具チャンネル19の開口部26及び前方送水チャンネル20の開口部27は、夫々の孔面全体が送気送水ノズル60の噴出口60aから蒸留水又は空気など気液を拡散するように噴出する範囲となる気液噴出範囲Aの領域外となる先端カバー24の先端面に配設されている。

【0105】

詳述すると、処置具チャンネル19の開口部26は、図13に示すように、送気送水ノズル60の噴出口60aから蒸留水又は空気など気液の噴出方向を示した矢印線ARに沿って2分する先端カバー24の先端面下方側の領域であって、気液の噴出範囲Aを含まない先端カバー24の先端面における領域B内に配設されている。

40

【0106】

また、前方送水チャンネル20の開口部27は、矢印線ARに沿って2分する先端カバー24の先端面上方側の領域であって、気液の噴出範囲Aを含まない先端カバー24の先端面における領域C内に配設されている。

【0107】

換言すると、各開口部26, 27は、先端カバー24の先端面において、蒸留水又は空

50

気など気液の噴出方向を示した矢印線 A R の略対称となる位置に夫々配設されている。すなわち、開口部 26 の中心 O_5 と開口部 27 の中心 O_6 とが所定の距離に離間する位置に、各開口部 26, 27 は、先端カバー 24 の先端面に配設される。

【0108】

以上説明したように、本実施の形態の内視鏡 2 は、処置具チャンネル 19 の開口部 26 及び前方送水チャンネル 20 の開口部 27 が先端カバー 24 の先端面において、送気送水ノズル 60 による気液噴出範囲 A の領域外に配設されているため、送気送水ノズル 60 から噴出される蒸留水又は空気など気液が各開口部 26, 27 に流れ込むことが防止できる。

【0109】

これにより、送気送水ノズル 60 から噴出される蒸留水又は空気など気液は、確実に遠方側の蛍光撮像ユニット 31B の観察レンズ 31b に吹き付けられる。その結果、蛍光撮像ユニット 31B の観察レンズ 31b は、確実に、且つ、効率良く気液が吹き付けられ、清浄な状態に洗浄され、良好な観察視野が確保される。

【0110】

また、各開口部 26, 27 は、夫々の中心 O_5 , O_6 とが所定の距離をもって離間するように、先端カバー 24 の先端面に配設されている。これにより、内視鏡 2 は、開口部 26 から処置具チャンネル 19 により吸引動作を行いながら、前方送水チャンネル 20 の開口部 27 から蒸留水などの液体を噴出する際、開口部 26 への吸引力の影響を受けることなく、体腔内の患部に向けて液体を噴出することができる。つまり、本実施の形態の内視鏡 2 は、開口部 27 から噴出される液体の噴出方向が開口部 26 からの吸引により乱れが生じないような構成になっている。

【0111】

次に、図 14 を参照して、各撮像ユニット 31A, 31B の夫々の撮像素子 33, 38 の電荷転送素子である CCD 素子又は CMOS 素子の電荷転送方向について、詳しく説明する。尚、図 14 は、各撮像ユニットの撮像素子を取り出して、その正面から見た際の概略構成を示す正面図である。

【0112】

各撮像ユニット 31A, 31B は、夫々の撮像素子 33, 38 が被検体像の光を検出して、被写体のイメージを光電変換し、モニタ 5 に内視鏡画像として表示できるようにする。尚、本実施の形態において、各撮像ユニット 31A, 31B の夫々の撮像素子 33, 38 の受光面に設けられる複数の CCD 素子又は CMOS 素子が被写体のイメージを光電変換する方向を図 14 に示すように、矢印で夫々示す、第 1 の電荷転送方向である垂直転送方向 V 及び第 2 の電荷転送方向である水平転送方向 L とする。

【0113】

前述したように、各撮像ユニット 31A, 31B は、各撮像素子 33, 38 の夫々の CCD 素子又は CMOS 素子の垂直転送方向 V 及び水平転送方向 L が一致するように、先端部 15 内での設置方向が決められている。

【0114】

さらに、各撮像ユニット 31A, 31B は、モニタ 5 に表示される内視鏡画像（図 14 に示す六角形の画像範囲 I）の上下方向が各撮像素子 33, 38 の夫々の CCD 素子又は CMOS 素子の垂直転送方向 V と一致するように、先端部 15 内での設置方向が決められている。尚、図 14 において、垂直転送方向 V は、モニタ 5 に表示される画像範囲 I の上から下に向かった方向となっているが、前記画像範囲 I の下から上に向かった方向としてもよい。

【0115】

そして、前述の通り、モニタ 5 に表示される内視鏡画像の上下左右方向に対応するように、挿入部 11 の湾曲部 16 の上下左右方向が決定される。尚、図 14 は、各撮像素子 33, 38 を正面から見ている図であるため、紙面に向かった左右方向がモニタ 5 に表示される内視鏡画像の左右方向と逆方向となる。

10

20

30

40

50

【0116】

これにより、本実施形態の内視鏡2は、通常光での観察画像と蛍光の観察画像に切替えられてもモニタ5に表示される通常光撮像ユニット31Aによって得た内視鏡画像及び蛍光撮像ユニット31Bによって得た内視鏡画像の上下左右方向が一致するため、ユーザに違和感を与えることのない構成となっている。また、ユーザは、通常光観察でも蛍光観察でも、モニタ5に表示された内視鏡画像の上下左右方向と一致する湾曲部16の上下左右方向の湾曲操作を行える。

【0117】

以上の種々の特徴(効果)を有する本実施の形態の内視鏡2は、先端カバー24の先端面に設けられる送気送水ノズル60、通常光撮像ユニット31Aの観察レンズ31a及び
10 蛍光撮像ユニット31Bの観察レンズ31bを略直線上に配置すると、1つの送気送水ノズル60により、各観察レンズ31a、31bの外表面に気液を吹き付けて清浄な状態に設定して、良好な観察視野を確保できるとともに、通常光での観察画像と蛍光の観察画像に切替えられてもモニタ5の内視鏡画像の上下左右に違和感を与えることなく、且つ、湾曲部16の上下左右方向の湾曲操作を行うことができる。

【0118】

尚、各撮像ユニット31A、31Bは、モニタ5に表示される内視鏡画像(六角形の画像範囲I)の上下方向が各撮像素子33、38の夫々のCCD素子又はCMOS素子が被写体のイメージを光電変換する上下方向とが一致していればよいので、各撮像素子33、38の転送方向が図15に示すように、前記上下方向に対して斜交する転送方向L'、
20 V'でもよい。

【0119】

尚、特殊光観察は、蛍光観察だけでなく、細胞や腺構造をはじめとする組織学的観察レベルの拡大倍率(望ましくは、100倍レベル以上の拡大率)を有する拡大光学系でもよい。

また、本発明は、以上述べた実施形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変更可能である。

【図面の簡単な説明】

【0120】

【図1】内視鏡システムを概略的に示した説明図である。
30

【図2】内視鏡の先端カバーを示す斜視図である。

【図3】内視鏡の先端カバーを示す斜視図である。

【図4】先端カバーを正面から見た平面図である。

【図5】図4のA-A線に沿って切断した先端部及び湾曲部の断面図である。

【図6】図4のB-B線に沿って切断した先端部の断面図である。

【図7】送気送水管路の分岐部分を示す断面図である。

【図8】図4のC-C線に沿って切断した先端部の断面図である。

【図9】図4のD-D線に沿って切断した先端部の断面図である。

【図10】図5のE-E線に沿って切断した先端部の断面図である。

【図11】図5のF-F線に沿って切断した湾曲部の断面図である。
40

【図12】先端カバーを正面から見た平面図である。

【図13】先端カバーを正面から見た平面図である。

【図14】撮像ユニットの撮像素子を取り出して、その正面から見た際の概略構成を示す正面図である。

【図15】変形例である各撮像ユニットの撮像素子を取り出して、その正面から見た際の概略構成を示す正面図である。

【符号の説明】

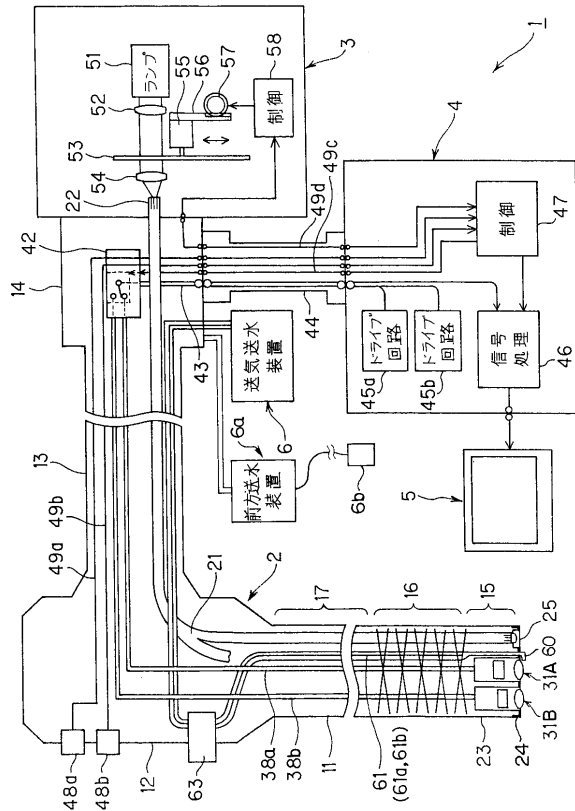
【0121】

1・・・内視鏡システム、2・・・内視鏡、3・・・光源装置、4・・・プロセッサ、5・・・モニタ、6・・・送気送水装置、7a・・・ワイヤガード、7・・・湾曲駒、
50

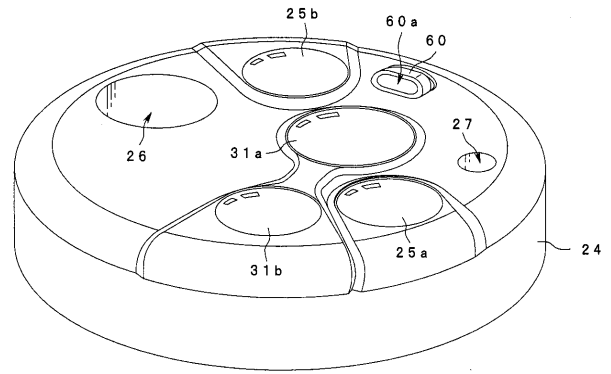
8・・・湾曲操作ワイヤ、9・・・湾曲ブレード、10・・・外皮、10a・・・接着部、
 11・・・挿入部、12・・・操作部、13・・・ユニバーサルケーブル、14・・・
 コネクタ、15・・・先端部、15a・・・円柱部材、15b・・・補強環、16・・・
 湾曲部、17・・・可撓管部、18a・・・固定部、18・・・固定環、19・・・処置
 具チャンネル、19b・・・処置具管路、19a・・・管部材、20・・・前方送水チャ
 ンネル、20b・・・前方送水管路、20a・・・管部材、21・・・ライトガイド、2
 1a・・・円筒部材、22・・・基端部、23a・・・保持枠、23・・・照明レンズユ
 ニット、24・・・先端カバー、24・・・先端カバー、25, 25a, 25b・・・照
 明レンズ、26, 27・・・開口部、28・・・チューブ、29・・・外皮、30・・・
 湾曲ブレード、31a, 31b・・・観察レンズ、31A・・・通常光観察用撮像ユニッ 10
 ト、31B・・・蛍光観察用撮像ユニット、32B・・・対物レンズ、32・・・レンズ
 ユニット、32a～32d・・・レンズ枠、32A～32D・・・レンズ群、33a・・・
 カバーレンズ、33, 38・・・撮像素子、34・・・回路基板、35b・・・絶縁チ
 ューブ、35a・・・補強用円環部、40・・・カバーレンズ、36・・・レンズユニッ
 ト、36a, 36b・・・レンズ枠、36A, 36B・・・レンズ群、36・・・レンズ
 ユニット、38a, 38b・・・信号ケーブル、38c・・・信号線、38・・・撮像素
 子、39・・・回路基板、42・・・リレー基板、43・・・信号ケーブル、44・・・
 スコープケーブル、45a, 45b・・・ドライブ回路、46・・・信号処理回路、47
 , 58・・・制御回路、48a, 48b・・・制御スイッチ、49a・・・信号線、49
 c・・・切換信号線、49d・・・制御信号線、50・・・分岐管、51・・・ランプ、 20
 52・・・コリメータレンズ、53・・・回転フィルタ、54・・・集光レンズ、55,
 57・・・モータ、56・・・ラック、58・・・制御回路、60a・・・噴出口、60
 ・・・・送気送水ノズル、60a・・・開口部、61a・・・送気管路、61・・・送気送
 水管路、61b・・・送水管路、62・・・管部材、63・・・送気送水ボタン、A・・・
 ・噴出範囲、AR・・・矢印線、L・・・水平転送方向、V・・・垂直転送方向

代理人 弁理士 伊藤 進

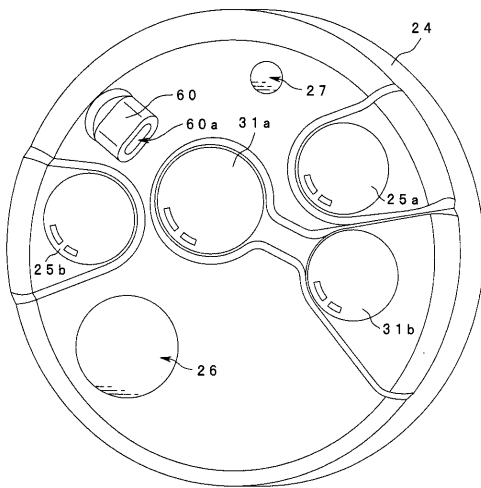
【図 1】



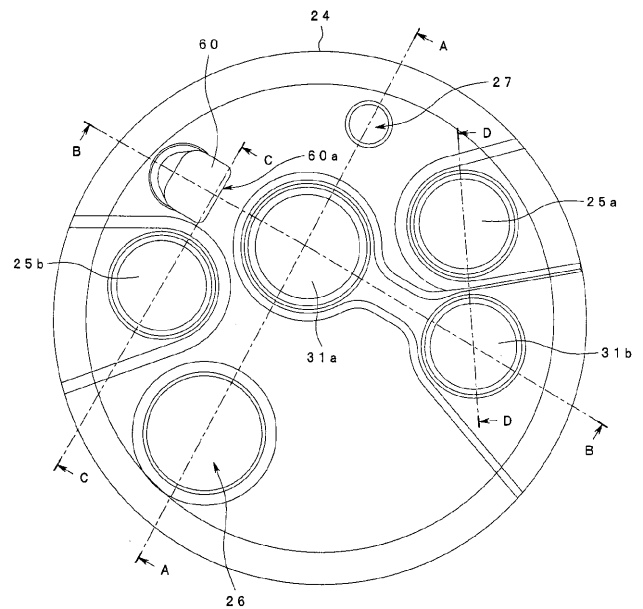
【図 2】



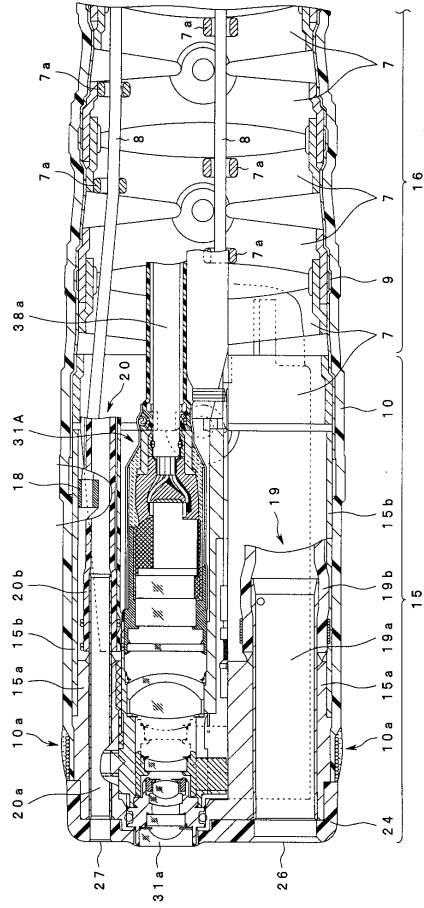
【図 3】



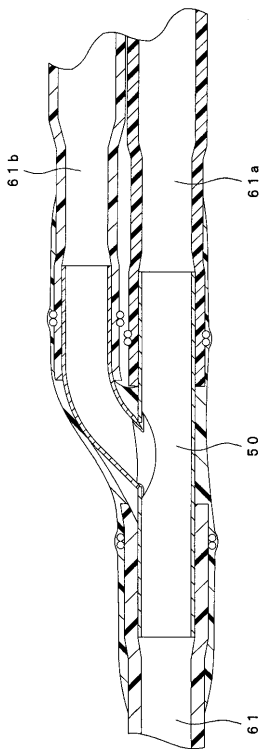
【図 4】



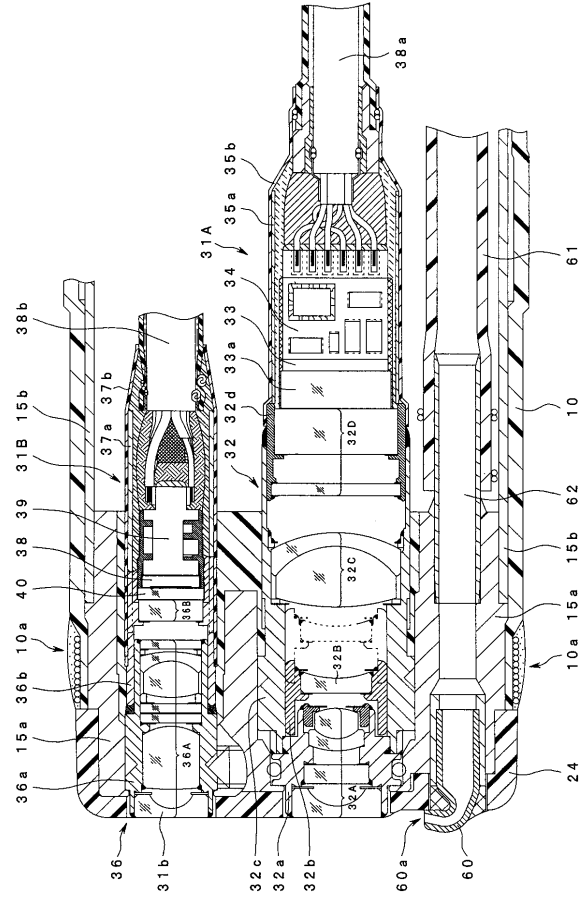
【図 5】



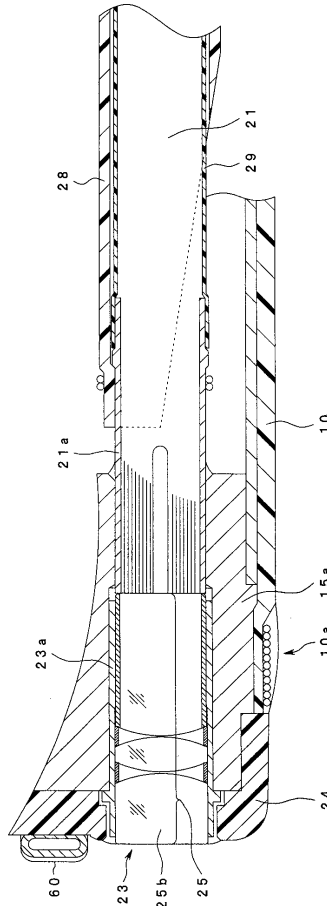
【図 7】



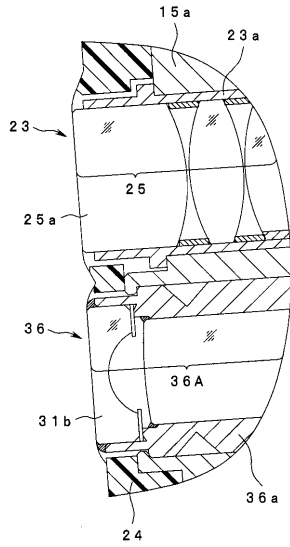
【図 6】



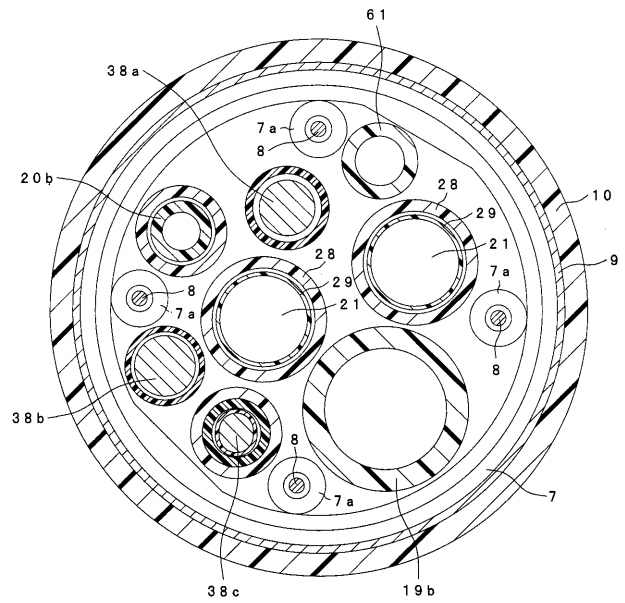
【図 8】



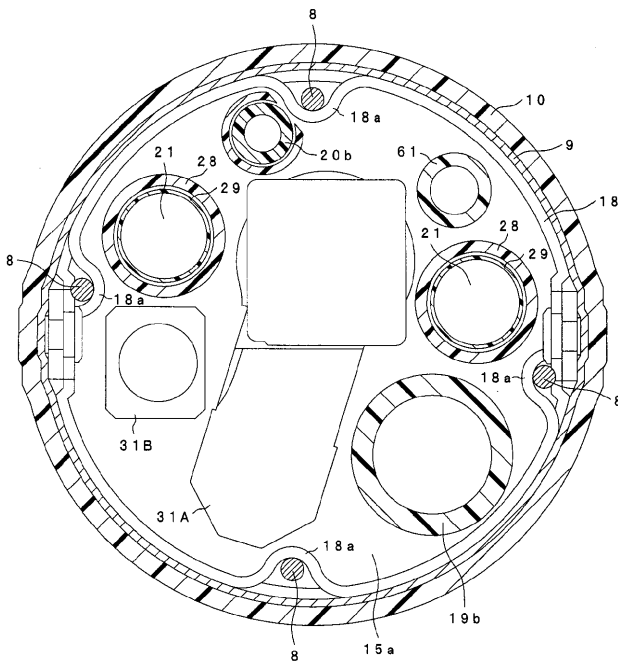
【図 9】



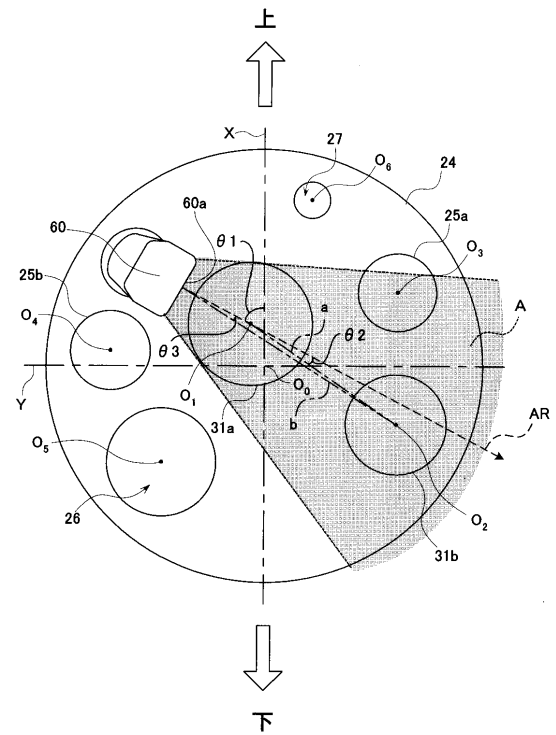
【図 10】



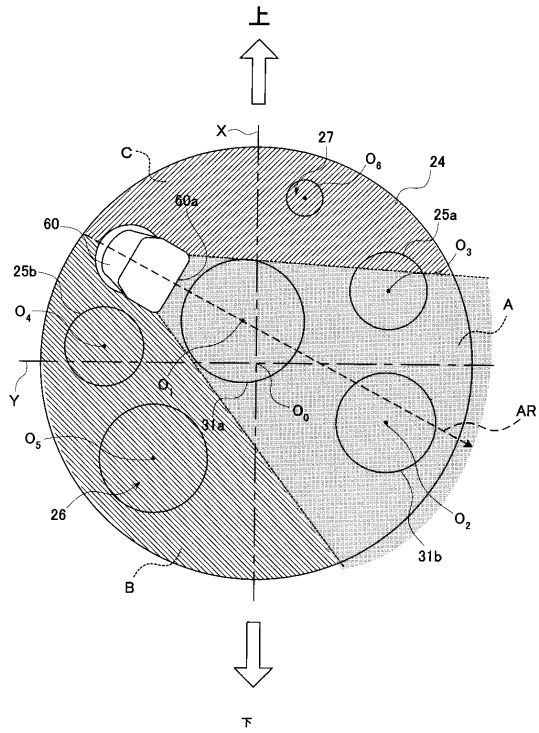
【図 11】



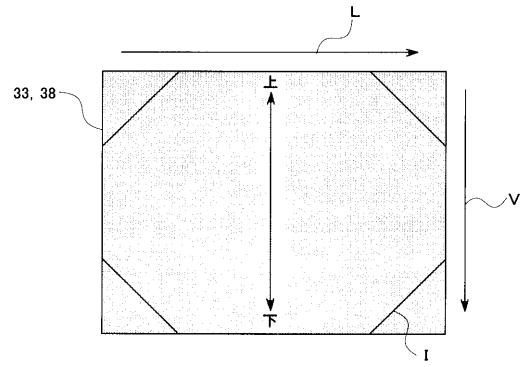
【図 12】



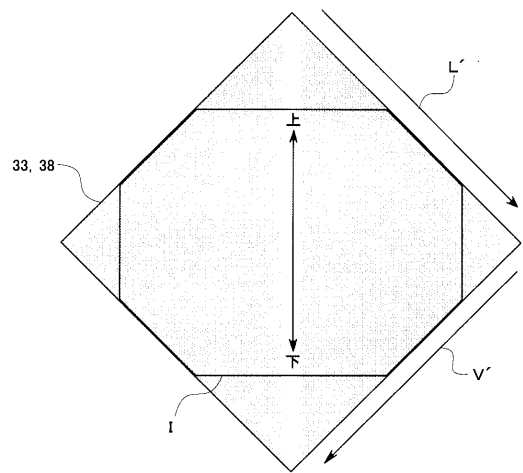
【図 13】



【図 14】



【図 15】



专利名称(译)	用于内窥镜，内窥镜和内窥镜系统的插入部件		
公开(公告)号	JP2006187553A	公开(公告)日	2006-07-20
申请号	JP2005003202	申请日	2005-01-07
[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		
[标]发明人	大田原 崇		
发明人	大田原 崇		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/00.300.D G02B23/24.A G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/04.530 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA22 2H040/DA12 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/LL08 4C061/NN09 4C061/WW03 4C061/WW17 4C061/XX02 5C054/CA00 5C054/CA04 5C054/CC07 5C054/HA12 4C161/CC06 4C161/LL08 4C161/NN09 4C161/WW03 4C161/WW17 4C161/XX02		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于内窥镜，内窥镜和内窥镜系统的插入管，而不对由多个成像单元获得并显示在监视器上的内窥镜图像施加奇怪感（压力）。解决方案：用于内窥镜，内窥镜和内窥镜系统的插入管具有远端和多个成像装置，所述成像装置具有用于分别获得内窥镜图像的成像元件。设置多个成像装置，使得第一传输电荷的方向和传输电荷的第二方向用于传输来自各个成像元件的每个光电传输元件的电荷是相同的。Ž

