

(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2017-209236

(P2017-209236A)

(43) 公開日 平成29年11月30日(2017.11.30)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 2 C	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2016-103449 (P2016-103449)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成28年5月24日 (2016. 5. 24)		オリンパス株式会社
			東京都八王子市石川町2951番地
		(74) 代理人	100076233
			弁理士 伊藤 進
		(74) 代理人	100101661
			弁理士 長谷川 靖
		(74) 代理人	100135932
			弁理士 篠浦 治
		(72) 発明者	猪股 幹生
			東京都八王子市石川町2951番地 オリ
			ンパス株式会社内
		(72) 発明者	渡辺 高範
			東京都八王子市石川町2951番地 オリ
			ンパス株式会社内
		Fターム(参考)	4C161 CC06 DD03 HH03 HH08 HH54

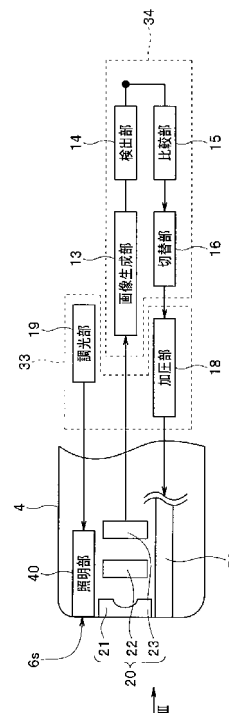
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】画像取得部が取得した被写体像に観察、処置を妨げる輝点が映り込んだときだけ、自動的に加圧部から供給管路を介して観察部位に送気することができる構成を具備する内視鏡装置を提供する。

【解決手段】挿入部4と、照明部40と、画像取得部20と、画像生成部13と、供給管路50と、供給管路50を介して観察部位に気体を供給する加圧部18と、画像の照明による輝点を検出する検出部14と、輝点の検出結果から得た輝点の状態パラメータを、予め設定された閾値と比較する比較部15と、輝点の状態パラメータが閾値を超えたとき、加圧部18を気体非供給状態から気体供給状態へと切り替える切替部16と、を具備する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内に挿入される挿入部と、
前記挿入部に設けられ、前記被検体内を照明する照明部と、
前記挿入部に設けられ、前記照明部により照明された前記被検体内を観察して被写体像を取得する画像取得部と、
前記画像取得部により取得された前記被写体像に基づく画像を生成する画像生成部と、
前記挿入部に設けられ、前記被検体内の観察部位の水分を除去する気体が通過する供給管路と、

前記供給管路を介して前記観察部位に前記気体を供給する加圧部と、
前記画像生成部によって生成された前記画像の前記照明による輝点を検出する検出部と

10

、
前記検出部による前記輝点の検出結果から得た前記輝点の状態パラメータを、予め設定された閾値と比較する比較部と、

前記輝点の前記状態パラメータが前記閾値を超えたとき、前記加圧部を気体非供給状態から気体供給状態へと切り替える切替部と、

を具備することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記状態パラメータは、前記輝点の輝度及び面積であり、前記比較部は、前記輝点の前記輝度及び前記面積を前記閾値と比較し、

20

前記切替部は、前記輝点における前記輝度及び前記面積が前記閾値を超えたとき、前記加圧部を前記気体供給状態に切り替えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記輝点の前記画像中に複数発生している場合、前記検出部は、前記輝点の数を検出するとともに、複数の前記輝点の前記状態パラメータを検出し、

前記比較部は、複数の前記輝点の前記状態パラメータを、前記閾値と比較し、

前記切替部は、複数の前記輝点の内、少なくとも 1 つの前記輝点における前記状態パラメータが前記閾値を超えたとき、前記加圧部を前記気体供給状態に切り替えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

30

【請求項 4】

前記画像取得部の焦点距離を切り替える焦点調節部をさらに有し、

前記焦点調節部による前記焦点距離の切り替えにより、前記輝点の前記状態パラメータが前記閾値を超えたとき、前記切替部は、前記加圧部を前記気体供給状態に切り替えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記画像取得部の拡大率を切り替える拡大率調整部をさらに有し、

前記拡大率調整部による前記拡大率の切り替えにより、前記輝点の前記状態パラメータが前記閾値を超えたとき、前記切替部は、前記加圧部を前記気体供給状態に切り替えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

40

【請求項 6】

前記照明部から供給される照明光の種類を変化させる照明光切替部をさらに有し、

前記照明光切替部による前記照明光の種類の切り替えにより、前記輝点の前記状態パラメータが前記閾値を超えたとき、前記切替部は、前記加圧部を前記気体供給状態に切り替えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記被検体内から前記気体を含む流体を前記被検体外に排出させる排出管路と、

前記切替部により前記加圧部が前記気体供給状態に切り替えられるのと連動して、前記排出管路を介して前記被検体内の前記流体を前記被検体外へと排出する流体排出部と、

を具備することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

50

前記供給管路は、前記挿入部内に設けられていることを特徴とする請求項 1 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、被検体内における観察部位に、供給管路を介して気体を供給する加圧部を具備する内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、被検体内に挿入される内視鏡は、医療分野において広く利用されている。医療分野において用いられる内視鏡は、細長い挿入部を被検体となる体腔内に挿入することによって、挿入部に設けられた画像取得部により、挿入部に設けられた照明部によって照明された体腔内を観察することができる。

【0003】

また、医療分野において用いられる内視鏡は、必要に応じて内視鏡が具備する処置具の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。

【0004】

ここで、特許文献 1 には、体腔内における良好な観察視野を確保するため、体腔内に挿入部が挿入されている場合においては、自動的に挿入部における先端部の先端面に開口された供給管路から体腔内に気体を送気する内視鏡装置の構成が開示されている。尚、気体としては、空気、二酸化炭素等が挙げられる。

【0005】

具体的には、特許文献 1 に開示された内視鏡装置においては、画像取得部によって得られた被写体像の色調を検出して挿入部が体腔内に挿入されていることを検出する。検出後は、ポンプ等から構成された加圧部から供給管路を介して体腔内に気体を自動的に送気する構成が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特開 2011-212194 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ところで、体腔内の観察、処置において、挿入部における先端部の先端面に露出された画像取得部における対物レンズを、体腔内における観察部位、例えば粘膜に近接させることにより、粘膜における病変部を近接観察（拡大観察）する手技が周知である。

【0008】

尚、この拡大観察においては、照明部から供給される照明光の光量が多いと、画像取得部によって取得される被写体像が全体的に白く光ってしまうことから、光量を通常観察よりも少なくして供給する構成が周知である。

【0009】

しかしながら、粘膜に粘液等の水分が多く付着し粘膜が光沢を有していると、液体は、一般的に 2 ~ 13 % 程度の光反射率を有していることから、照明光の光量を少なくしたとしても照明光が粘液で反射してしまう。その結果、画像取得部によって取得された被写体像に粘膜で反射した照明光に起因する輝点が映り込んでしまう。

【0010】

よって、輝点が被写体像における病変部に重畳して映り込んでしまうと、観察者は病変部を輝点により視認し難くなってしまうといった問題があった。

【0011】

10

20

30

40

50

尚、このような問題は、特許文献 1 に開示された内視鏡装置のように、供給管路から病变部に気体を送気して病变部から粘液を除去することにより、病变部における照明光の反射率を限りなく 0 % に近付けて、被写体像への輝点の映り込みを解決する構成が考えられる。

【0012】

ところが、特許文献 1 に開示された内視鏡装置の構成においては、挿入部が体腔内に挿入されているときは常時気体を送気されるため、体腔内の観察、処置において、気体の送気が不要な場合においても気体を送気され続けてしまうといった問題があった。

【0013】

また、被写体像を観察する観察者が、被写体像への輝点の映り込みを視認する度に、病变部に気体を送気する手法も考えられる。しかしながら、この手法では、観察者にとって作業が煩雑である他、観察、処置時間が長くなってしまふといった問題もあった。

【0014】

尚、被写体像に映り込む輝点は、全てが観察、処置の妨げになるという訳では無い。被写体像において病变部の観察、処置を妨げる大きさ及び明るさを有していない輝点は、観察、処置の妨げにはならないためである。

【0015】

また、以上の問題は、拡大観察に限定されず、被写体像に輝点が映り込んでしまふ観察においても同様に生じる。

【0016】

本発明は、上記問題点に鑑みてなされたものであり、画像取得部が取得した被写体像に観察、処置を妨げる輝点が映り込んだときだけ、自動的に加圧部から供給管路を介して観察部位に送気することができる構成を具備する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】

【0017】

上記目的を達成するため本発明の一態様における内視鏡装置は、被検体内に挿入される挿入部と、前記挿入部に設けられ、前記被検体内を照明する照明部と、前記挿入部に設けられ、前記照明部により照明された前記被検体内を観察して被写体像を取得する画像取得部と、前記画像取得部により取得された前記被写体像に基づく画像を生成する画像生成部と、前記挿入部に設けられ、前記被検体内の観察部位の水分を除去する気体が通過する供給管路と、前記供給管路を介して前記観察部位に前記気体を供給する加圧部と、前記画像生成部によって生成された前記画像の前記照明による輝点を検出する検出部と、前記検出部による前記輝点の検出結果から得た前記輝点の状態パラメータを、予め設定された閾値と比較する比較部と、前記輝点の前記状態パラメータが前記閾値を超えたとき、前記加圧部を気体非供給状態から気体供給状態へと切り替える切替部と、を具備する。

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、画像取得部が取得した被写体像に観察、処置を妨げる輝点が映り込んだときだけ、自動的に加圧部から供給管路を介して観察部位に送気することができる構成を具備する内視鏡装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図 1】第 1 実施の形態の内視鏡装置を概略的に示す図

【図 2】図 1 の内視鏡装置を用いて被検体内に気体を送気する構成を概略的に示すブロック図

【図 3】図 2 の挿入部における先端部の先端面を図 2 中の III 方向からみた平面図

【図 4】図 1 のモニタに表示された観察部位の被写体像に輝点が映り込んだ例を示す図

【図 5】図 2 の画像生成部、検出部、比較部、切替部を用いた送気制御を示すフローチャート

【図 6】第 2 実施の形態の内視鏡装置を用いて被検体内に気体を送気する構成において、

10

20

30

40

50

比較部内に設けられた閾値のテーブルを示す図

【図 7】第 2 実施の形態の内視鏡装置における画像生成部、検出部、比較部、切替部を用いた送気制御を示すフローチャート

【図 8】第 3 実施の形態の内視鏡装置を用いて被検体内に気体を送気する構成を概略的に示すブロック図

【図 9】第 4 実施の形態の内視鏡装置を用いて被検体内に気体を送気する構成を概略的に示すブロック図

【図 10】第 5 実施の形態の内視鏡装置を用いて被検体内に気体を送気する構成を概略的に示すブロック図

【図 11】第 6 実施の形態の内視鏡装置を用いて被検体内に気体を送気する構成を概略的に示すブロック図

【図 12】図 11 の挿入部における先端部の先端面を図 11 中の XII 方向からみた平面図

【図 13】変形例の内視鏡装置を用いて被検体内に気体を送気する構成を概略的に示すブロック図

【図 14】供給管路の先端側を、画像取得部の中心軸側に傾けた変形例を概略的に示す図

【図 15】供給管路の先端側を、照明部の中心軸側に傾けた変形例を概略的に示す図

【発明を実施するための形態】

【0020】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0021】

(第 1 実施の形態)

図 1 は、本実施の形態の内視鏡装置を概略的に示す図である。図 1 に示すように、内視鏡装置 1 は、内視鏡 2 と周辺装置 100 とにより構成されている。

【0022】

内視鏡 2 は、被検体内に挿入される挿入部 4 と、該挿入部 4 の基端に連設された操作部 3 と、該操作部 3 から延出されたユニバーサルコード 5 と、該ユニバーサルコード 5 の延出端に設けられたコネクタ 10 とを具備して主要部が構成されている。

【0023】

挿入部 4 は、該挿入部 4 の先端側に位置する先端部 6 と、該先端部 6 の基端に連設された湾曲部 7 と、該湾曲部 7 の基端に連設された可撓管部 8 とにより構成されている。

【0024】

尚、先端部 6 の先端面 6s に、後述する画像取得部 20 の対物レンズ 21 や、照明部 40、供給管路 50 (いずれも図 2 参照) の開口等が設けられている。

【0025】

湾曲部 7 は、操作部 3 に設けられた湾曲操作ノブ 9 により、例えば上下左右の 4 方向に湾曲操作されるものである。

【0026】

また、操作部 3 に、焦点調節スイッチ 3a、ズームレバー 3b、照明光切替スイッチ 3c の他、既知の各種操作スイッチ及び釦が設けられている。

【0027】

周辺装置 100 は、架台 30 に載置された光源装置 33 と、ビデオプロセッサ 34 と、コネクタ 10 とビデオプロセッサ 34 とを電氣的に接続する接続ケーブル 35 と、モニタ 36 と、流体排出部 61 とを具備している。コネクタ 10 は、光源装置 33 に対し着脱自在となっている。また、流体排出部 61 は、チューブ 62 を介してコネクタ 10 に接続されている。

【0028】

次に、被検体内に気体を送気する構成を、図 2 ~ 図 4 を用いて説明する。図 2 は、図 1 の内視鏡装置を用いて被検体内に気体を送気する構成を概略的に示すブロック図、図 3 は、図 2 の挿入部における先端部の先端面を図 2 中の III 方向からみた平面図、図 4 は、図 1 のモニタに表示された観察部位の被写体像に輝点が映り込んだ例を示す図である。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 9 】

図 2、図 3 に示すように、挿入部 4 に、被検体内を照明する照明部 4 0 が、先端面 6 s に臨むよう設けられている。

【 0 0 3 0 】

尚、照明部 4 0 としては、既知の照明用レンズ及び光源装置 3 3 から供給された照明光を伝達するライトガイドや、LED等の発光素子が挙げられる。

【 0 0 3 1 】

また、照明部 4 0 がライトガイドを含む場合は、照明部 4 0 は、操作部 3、ユニバーサルコード 5、コネクタ 1 0 内にも設けられている。

【 0 0 3 2 】

照明部 4 0 は、光源装置 3 3 内に設けられた光源を具備する調光部 1 9 によって光量が調整された照明光を被検体内へ供給するものである。尚、光源装置 3 3 内において、光源は、調光部 1 9 とは別途設けられていても構わない。

【 0 0 3 3 】

また、挿入部 4、操作部 3、ユニバーサルコード 5、コネクタ 1 0 内に、被検体内の粘膜等の観察部位 N (図 4 参照)における粘液等の水分を除去する気体が通過する供給管路 5 0 が設けられている。供給管路 5 0 は、図 3 に示すように、先端が先端面 6 s に開口されている。

【 0 0 3 4 】

尚、観察部位 N に送気される気体としては、乾いた空気や二酸化炭素等の生体適合性を有する気体が挙げられる。また、供給管路 5 0 としては、内視鏡 2 に設けられた既知の前方送水管路等が挙げられる。

【 0 0 3 5 】

さらに、光源装置 3 3 内に、供給管路 5 0 を介して観察部位 N に気体を供給する加圧部 1 8 が設けられている。

【 0 0 3 6 】

尚、加圧部 1 8 としては、例えばポンプが挙げられる。また、気体として二酸化炭素を用いる場合は、加圧部 1 8 は、光源装置 3 3 外に設けられている二酸化炭素ポンプ等から構成されていても構わない。

【 0 0 3 7 】

また、挿入部 4 に、照明部 4 0 により照明された被検体内を観察して観察部位 N の被写体像を取得する画像取得部 2 0 が設けられている。

【 0 0 3 8 】

画像取得部 2 0 は、対物レンズ 2 1 と、焦点調節用レンズ 2 2 と、CCD等の撮像素子 2 3 とから主要部が構成されており、図 3 に示すように、対物レンズ 2 1 が先端面 6 s に臨むよう設けられている。

【 0 0 3 9 】

また、ビデオプロセッサ 3 4 内に、画像取得部 2 0 により取得された観察部位 N の画像である被写体像をモニタ 3 6 に表示するため生成する画像生成部 1 3 が設けられている。

【 0 0 4 0 】

さらに、ビデオプロセッサ 3 4 内に、画像生成部 1 3 によって生成された観察部位 N の画像の照明部 4 0 からの照明に起因する輝点を検出する検出部 1 4 が設けられている。尚、図 4 においては、輝点は、A、B、C として 3 つの場合を例に示している。

【 0 0 4 1 】

また、検出部 1 4 は、図 4 に示すように画像中に輝点が複数発生している場合、輝点の数を検出するとともに、観察部位 N の画像における複数の輝点の状態に関する状態パラメータをそれぞれ検出する。

【 0 0 4 2 】

尚、図 4 においては、輝点が 3 つの場合を例に挙げて示しているが、輝点は、1 つの場合も有り得るほか、3 つ以外の複数の場合も有り得る。また、輝点の数は、照明部 4 0 の

10

20

30

40

50

数と一致する場合が多い。

【 0 0 4 3 】

また、ビデオプロセッサ 3 4 内に、検出部 1 4 による輝点の検出結果から得た輝点の状態パラメータを、予め設定された閾値と比較する比較部 1 5 が設けられている。尚、閾値としては、輝点が観察部位 N の観察に支障がないものかを判断するパラメータである。

【 0 0 4 4 】

また、比較部 1 5 は、図 4 に示すように画像中に輝点が複数発生している場合、複数の輝点の状態パラメータをそれぞれ閾値と比較する。

【 0 0 4 5 】

さらに、ビデオプロセッサ 3 4 内に、輝点の状態パラメータが閾値を超えたとき、加圧部 1 8 を気体非供給状態から気体供給状態へと切り替える切替部 1 6 が設けられている。

10

【 0 0 4 6 】

また、切替部 1 6 は、複数の輝点の内、少なくとも 1 つの輝点における状態パラメータが閾値を超えたとき、加圧部 1 8 を気体非供給状態から気体供給状態へと切り替える。

【 0 0 4 7 】

尚、その他の内視鏡装置 1 の構成は周知であるため、その説明は省略する。

【 0 0 4 8 】

次に、図 2 のビデオプロセッサ 3 4 内に設けられた画像生成部 1 3、検出部 1 4、比較部 1 5、切替部 1 6 を用いた送気制御を、図 5 を用いて説明する。

20

【 0 0 4 9 】

図 5 は、図 2 の画像生成部、検出部、比較部、切替部を用いた送気制御を示すフローチャートである。

【 0 0 5 0 】

図 5 に示すように、先ず、ステップ S 1 において、画像生成部 1 3 は、画像取得部 2 0 により取得された被写体像に基づく観察部位 N の被写体像をモニタ 3 6 に表示するため生成する画像生成を行う。

【 0 0 5 1 】

次いで、ステップ S 2 において、検出部 1 4 は、画像生成部 1 3 によって生成された観察部位 N の被写体像に映り込んだ照明部 4 0 からの照明に起因する輝点を検出する輝点検出を行う。

30

【 0 0 5 2 】

その後、ステップ S 3 において、検出部 1 4 は、輝点数を検出する。輝点数が 1 つであれば、移行するステップ S 4 において、比較部 1 5 は、検出部 1 4 による輝点の検出結果から得た輝点の状態パラメータを、予め設定された閾値と比較する。

【 0 0 5 3 】

状態パラメータが閾値よりも低ければ輝点は観察に影響無いとしてステップ S 1 に戻る。状態パラメータが閾値よりも高ければ、ステップ S 5 に移行する。

【 0 0 5 4 】

ステップ S 5 では、切替部 1 6 は、輝点の状態パラメータが閾値を超えたとき、加圧部 1 8 を気体非供給状態から気体供給状態へと切り替える。

40

【 0 0 5 5 】

その結果、加圧部 1 8 が駆動されることにより、供給管路 5 0 を介して観察部位 N に気体を送気され、観察部位 N の粘液等の水分は除去される。即ち、粘液からの照明光の反射率が限りなく 0 % に近づく。

【 0 0 5 6 】

ステップ 3 に戻って、図 4 に示すように、輝点数が複数検出されれば、ステップ S 1 0 に分岐して、比較部 1 5 は、複数の輝点の状態パラメータを、予め設定された閾値とそれぞれ比較する。

【 0 0 5 7 】

50

複数の輝点の内、全ての輝点における状態パラメータが閾値よりも低ければ輝点は観察に影響無いとしてステップ S 1 に戻る。

【 0 0 5 8 】

複数の輝点の内、少なくとも 1 つの状態パラメータが閾値よりも高ければ、即ち、1 つだけでも輝点の状態パラメータが閾値よりも高ければステップ S 5 に移行する。

【 0 0 5 9 】

ステップ S 5 では、切替部 1 6 は、複数の輝点の内、少なくとも 1 つの輝点における状態パラメータが閾値を超えたとき、即ち、1 つだけでも輝点の状態パラメータが閾値を超えたとき、加圧部 1 8 を気体非供給状態から気体供給状態へと切り替える。

【 0 0 6 0 】

その結果、加圧部 1 8 が駆動されることにより、供給管路 5 0 を介して観察部位 N に気体を送気され、観察部位 N の粘液等の水分は除去される。即ち、観察部位 N からの照明光の反射率が輝点により観察に影響が発生しない程度に低下する。

【 0 0 6 1 】

このように、本実施の形態においては、画像取得部 2 0 により取得された観察部位 N の画像を画像生成部 1 3 が生成し、検出部 1 4 が画像の輝点を検出し、比較部 1 5 が輝点の状態パラメータを閾値と比較し、切替部 1 6 が状態パラメータが閾値を超えた場合に、加圧部 1 8 を気体供給状態に切り替える構成を内視鏡装置 1 が有していると示した。

【 0 0 6 2 】

このことによれば、被写体像に輝点が映り込んでいたとしても、輝点の状態パラメータが閾値を超えた場合のみ、供給管路 5 0 を介して気体を観察部位 N に供給し、観察部位 N から粘液等の水分を除去できることから、観察部位 N からの照明光の反射率を輝点により観察に影響が発生しない程度に低下させることができる。

【 0 0 6 3 】

このため、観察に影響がある輝点が被写体像に映り込んでしまうことをできるだけ防ぐことができる。

【 0 0 6 4 】

よって、モニタ 3 6 に表示される観察部位 N の被写体像が輝点により見難くなってしまうことを防止することができる。

【 0 0 6 5 】

以上から、画像取得部 2 0 が取得した被写体像に観察、処置を妨げる輝点が映り込んだときだけ、自動的に加圧部 1 8 から供給管路 5 0 を介して観察部位 N に送気することができる構成を具備する内視鏡装置 1 を提供することができる。

【 0 0 6 6 】

(第 2 実施の形態)

図 6 は、本実施の形態の内視鏡装置を用いて被検体内に気体を送気する構成において、比較部内に設けられた閾値のテーブルを示す図、図 7 は、本実施の形態の内視鏡装置における画像生成部、検出部、比較部、切替部を用いた送気制御を示すフローチャートである。

【 0 0 6 7 】

この第 2 実施の形態の内視鏡装置の構成は、図 1 ~ 図 5 に示した第 1 実施の形態の内視鏡装置の構成と比して、輝点の状態パラメータが輝度及び面積である点が異なる。

【 0 0 6 8 】

即ち、被検体内に気体を送気する内視鏡装置の構成自体は、図 1、図 2 に示した内視鏡装置 1 の構成と殆ど同じである。よって、第 1 実施の形態と同様の構成には同じ符号を付し、その説明は省略する。

【 0 0 6 9 】

本実施の形態においては、比較部 1 5 は、検出部 1 4 による輝点の検出結果から得た輝点の状態パラメータである輝度及び面積を、予め設定された図 6 に示す輝度の閾値 L_a 、面積の閾値 F_a と比較する。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 0 】

また、比較部 1 5 は、図 4 に示すように画像中に輝点が複数発生している場合、複数の輝点の輝度及び面積をそれぞれ閾値 L_a 、 F_a と比較する。

【 0 0 7 1 】

さらに、切替部 1 6 は、輝点の輝度及び面積が閾値 L_a 、 F_a を超えたとき、加圧部 1 8 を気体非供給状態から気体供給状態へと切り替える。

【 0 0 7 2 】

また、切替部 1 6 は、複数の輝点の内、少なくとも 1 つの輝点における輝度及び面積が閾値を超えたとき、加圧部 1 8 を気体非供給状態から気体供給状態へと切り替える。

【 0 0 7 3 】

尚、その他の構成は、上述した第 1 実施の形態と同じである。

【 0 0 7 4 】

次に、本実施の形態の送気制御を、図 7 を用いて説明する。

【 0 0 7 5 】

ステップ S 1 ~ ステップ S 3 は、上述した図 5 に示したステップ S 1 ~ ステップ S 3 と同じである。

【 0 0 7 6 】

図 7 に示すように、ステップ S 3 において、検出部 1 4 が検出した輝点数が 1 つであれば、ステップ S 2 4 において、比較部 1 5 は、検出部 1 4 による輝点の検出結果から得た輝点の輝度を、予め設定された閾値 L_a と比較する。

【 0 0 7 7 】

輝度が閾値 L_a よりも低ければ輝点は観察に影響無いとしてステップ S 1 に戻る。輝度が閾値 L_a よりも高ければ、ステップ S 2 5 に移行する。

【 0 0 7 8 】

ステップ S 2 5 では、比較部 1 5 は、検出部 1 4 による輝点の検出結果から得た輝点の面積を、予め設定された閾値 F_a と比較する。

【 0 0 7 9 】

面積が閾値 F_a よりも低ければ輝点は観察に影響無いとしてステップ S 1 に戻る。面積が閾値 F_a よりも高ければ、ステップ S 5 に移行する。

【 0 0 8 0 】

ステップ S 5 では、切替部 1 6 は、輝点の輝度及び面積が閾値 L_a 、 F_a を超えたとき、加圧部 1 8 を気体非供給状態から気体供給状態へと切り替える。

【 0 0 8 1 】

その結果、加圧部 1 8 が駆動されることにより、供給管路 5 0 を介して観察部位 N に気体を送気され、観察部位 N の水分は除去される。

【 0 0 8 2 】

ステップ 3 に戻って、図 4 に示すように、輝点数が複数検出されれば、ステップ S 1 4 に分岐して、比較部 1 5 は、複数の輝点の輝度を、予め設定された閾値 L_a とそれぞれ比較する。

【 0 0 8 3 】

複数の輝点の内、全ての輝点における輝度が閾値 L_a よりも低ければ輝点は観察に影響無いとしてステップ S 1 に戻る。

【 0 0 8 4 】

複数の輝点の内、少なくとも 1 つの輝度が閾値 L_a よりも高ければ、即ち、1 つだけでも輝点の輝度が閾値 L_a よりも高ければステップ S 1 5 に移行する。

【 0 0 8 5 】

ステップ S 1 5 では、比較部 1 5 は、複数の輝点の面積を、予め設定された閾値 F_a とそれぞれ比較する。

【 0 0 8 6 】

複数の輝点の内、全ての輝点における面積が閾値 F_a よりも低ければ輝点は観察に影響

10

20

30

40

50

無いとしてステップ S 1 に戻る。

【 0 0 8 7 】

複数の輝点の内、少なくとも 1 つの面積が閾値 F_a よりも高ければ、即ち、1 つだけでも輝点の面積が閾値 F_a よりも高ければステップ S 5 に移行する。

【 0 0 8 8 】

ステップ S 5 では、切替部 1 6 は、複数の輝点の内、少なくとも 1 つの輝点における輝度及び面積が閾値 L_a 、 F_a を超えたとき、即ち、1 つだけでも輝点の輝度及び面積が閾値 L_a 、 F_a を超えたとき、加圧部 1 8 を気体非供給状態から気体供給状態へと切り替える。

【 0 0 8 9 】

その結果、加圧部 1 8 が駆動されることにより、供給管路 5 0 を介して観察部位 N に気体を送気され、観察部位 N の水分は除去される。

【 0 0 9 0 】

このような構成によっても上述した第 1 実施の形態と同様の効果を得ることができる。

【 0 0 9 1 】

(第 3 実施の形態)

図 8 は、本実施の形態の内視鏡装置を用いて被検体内に気体を送気する構成を概略的に示すブロック図である。

【 0 0 9 2 】

この第 3 実施の形態の内視鏡装置の構成は、図 1 ~ 図 5 に示した第 1 実施の形態の内視鏡装置の構成、図 6、図 7 に示した第 2 実施の形態の構成と比して、ビデオプロセッサ内に焦点調節部が設けられている点異なる。

【 0 0 9 3 】

よって、第 1、第 2 実施の形態と同様の構成には同じ符号を付し、その説明は省略する。

【 0 0 9 4 】

図 8 に示すように、本実施の形態においては、ビデオプロセッサ 3 4 内に、焦点調節スイッチ 3 a のオンによって焦点調節用レンズ 2 2 を移動させることにより、画像取得部 2 0 の焦点距離を切り替える焦点調節部 1 2 が設けられている。

【 0 0 9 5 】

また、切替部 1 6 は、焦点調節部 1 2 による焦点距離の切り替えにより、輝点の状態パラメータが閾値を超えたとき、具体的には、輝点の輝度及び面積が閾値 L_a 、 F_a を超えたとき、加圧部 1 8 を気体供給状態に切り替える。尚、焦点距離を切り替えると特に輝点の面積が変化しやすくなる。

【 0 0 9 6 】

さらに、切替部 1 6 は、焦点調節部 1 2 による焦点距離の切り替えにより、複数の輝点の内、少なくとも 1 つの輝点の状態パラメータが閾値を超えたとき、具体的には、少なくとも 1 つの輝点の輝度及び面積が閾値 L_a 、 F_a を超えたとき、加圧部 1 8 を気体供給状態に切り替える。

【 0 0 9 7 】

尚、その他の構成、気体の供給制御は、上述した第 1、第 2 実施の形態と同じである。

【 0 0 9 8 】

このような構成によれば、焦点距離を切り替えて観察部位の輝点が発生しやすい近接観察を行う場合においても、上述した第 1、第 2 実施の形態と同様の効果を得ることができる。

【 0 0 9 9 】

尚、焦点調節スイッチ 3 a がオンされると、切替部 1 6 は、近接観察が行われるとして、輝点の検出、比較結果に係わらず、自動的に加圧部 1 8 を気体供給状態に切り替えても本実施の形態と同様の効果を得ることができる。この場合、比較に用いる状態パラメータは、焦点調節率となる。

10

20

30

40

50

【 0 1 0 0 】

(第 4 実施の形態)

図 9 は、本実施の形態の内視鏡装置を用いて被検体内に気体を送気する構成を概略的に示すブロック図である。

【 0 1 0 1 】

この第 4 実施の形態の内視鏡装置の構成は、図 1 ~ 図 5 に示した第 1 実施の形態の内視鏡装置の構成、図 6、図 7 に示した第 2 実施の形態の構成と比して、ビデオプロセッサ内に拡大率調整部が設けられている点異なる。

【 0 1 0 2 】

よって、第 1、第 2 実施の形態と同様の構成には同じ符号を付し、その説明は省略する。

10

【 0 1 0 3 】

図 9 に示すように、本実施の形態においては、ビデオプロセッサ 3 4 内に、ズームレバー 3 b のオンによって画像取得部 2 0 が取得する被写体像の拡大率を切り替える信号を画像生成部 1 3 に入力する拡大率調整部 1 1 が設けられている。

【 0 1 0 4 】

また、切替部 1 6 は、拡大率調整部 1 1 による拡大率の切り替えにより、輝点の状態パラメータが閾値を超えたとき、具体的には、輝点の輝度及び面積が閾値 L_a 、 F_a を超えたとき、加圧部 1 8 を気体供給状態に切り替える。

【 0 1 0 5 】

さらに、切替部 1 6 は、拡大率調整部 1 1 による拡大率の切り替えにより、複数の輝点の内、少なくとも 1 つの輝点の状態パラメータが閾値を超えたとき、具体的には、少なくとも 1 つの輝点の輝度及び面積が閾値 L_a 、 F_a を超えたとき、加圧部 1 8 を気体供給状態に切り替える。

20

【 0 1 0 6 】

尚、その他の構成、気体の供給制御は、上述した第 1、第 2 実施の形態と同じである。

【 0 1 0 7 】

このような構成によれば、被写体像の拡大率を切り替えて観察部位の輝点が発生しやすい拡大観察（例えば 1.0 倍よりも大きな拡大観察）を行う場合においても、上述した第 1、第 2 実施の形態と同様の効果を得ることができる。

30

【 0 1 0 8 】

尚、ズームレバー 3 b がオンされると、切替部 1 6 は、拡大観察が行われるとして、輝点の検出、比較結果に係わらず、自動的に加圧部 1 8 を気体供給状態に切り替えても本実施の形態と同様の効果を得ることができる。この場合、比較に用いる状態パラメータは、拡大率となる。

【 0 1 0 9 】

(第 5 実施の形態)

図 10 は、本実施の形態の内視鏡装置を用いて被検体内に気体を送気する構成を概略的に示すブロック図である。

【 0 1 1 0 】

この第 5 実施の形態の内視鏡装置の構成は、図 1 ~ 図 5 に示した第 1 実施の形態の内視鏡装置の構成、図 6、図 7 に示した第 2 実施の形態の構成と比して、光源装置 3 3 内に照明光切替部が設けられている点異なる。

40

【 0 1 1 1 】

よって、第 1、第 2 実施の形態と同様の構成には同じ符号を付し、その説明は省略する。

【 0 1 1 2 】

図 10 に示すように、本実施の形態においては、光源装置 3 3 内に、照明光切替スイッチ 3 c のオンによって照明部 4 0 から被検体内に供給される照明光の種類を変化させる照明光切替部 1 7 が設けられている。例えば、照明光切替部 1 7 は、被検体内に供給される

50

照明光を、通常の照明光から既知の蛍光観察用の照明光に切り替える。

【0113】

また、切替部16は、照明光切替部17による照明光の種類の切り替えにより、輝点の状態パラメータが閾値を超えたとき、具体的には、輝点の輝度及び面積が閾値 L_a 、 F_a を超えたとき、加圧部18を気体供給状態に切り替える。

【0114】

さらに、切替部16は、照明光切替部17による照明光の種類の切り替えにより、複数の輝点の内、少なくとも1つの輝点の状態パラメータが閾値を超えたとき、具体的には、少なくとも1つの輝点の輝度及び面積が閾値 L_a 、 F_a を超えたとき、加圧部18を気体供給状態に切り替える。

10

【0115】

尚、その他の構成、気体の供給制御は、上述した第1、第2実施の形態と同じである。

【0116】

このような構成によれば、照明光の種類を切り替えて観察部位の輝点が発生しやすい近接観察を行う場合においても、上述した第1、第2実施の形態と同様の効果を得ることができる。

【0117】

尚、照明光切替スイッチ3cがオンされると、切替部16は、蛍光観察は通常近接観察時使用されることから近接観察が行われるとして、輝点の検出、比較結果に係わらず、自動的に加圧部18を気体供給状態に切り替えても本実施の形態と同様の効果を得ることができる。この場合、比較に用いる状態パラメータは、画像の色調となる。

20

【0118】

(第6実施の形態)

図11は、本実施の形態の内視鏡装置を用いて被検体内に気体を送気する構成を概略的に示すブロック図、図12は、図11の挿入部における先端部の先端面を図11中のXII方向からみた平面図である。

【0119】

この第6実施の形態の内視鏡装置の構成は、図1～図5に示した第1実施の形態の内視鏡装置の構成、図6、図7に示した第2実施の形態の構成と比して、流体排出部が設けられ、流体排出部により被検体内に気体を供給するのと連動して被検体内の流体を排出する構成を有している点が異なる。

30

【0120】

よって、第1、第2実施の形態と同様の構成には同じ符号を付し、その説明は省略する。

【0121】

図11に示すように、本実施の形態においては、挿入部4、操作部3、ユニバーサルコード5、コネクタ10内に、図12に示すように、先端が先端面6sにおいて開口する排出管路60が設けられている。

【0122】

排出管路60の基端は、コネクタ10に接続されたチューブ62(図1参照)を介して、例えば吸引ポンプから構成された流体排出部61に接続されている。排出管路60は、被検体内から気体を含む流体を被検体外に排出させるものである。

40

【0123】

流体排出部61は、切替部16により加圧部18が気体供給状態に切り替えられるのと連動して、排出管路60を介して被検体内の流体を被検体外へと排出するものである。

【0124】

尚、その他の構成、気体の供給制御は、上述した第1、第2実施の形態と同じである。

【0125】

このような構成によっても、上述した第1、第2実施の形態と同様の効果を得ることができる他、被検体内に供給管路50から水分を除去するために気体を供給したとしても気

50

体は自動的に排出管路 60 を介して被検体外へと排出される。

【0126】

このため、通常は、観察者が手動で行っていた被検体内からの気体排出操作を、観察者は意図せず自動的に行うことができる。

【0127】

また、被検者が気体の供給に伴い膨満感等の苦痛を感じてしまうことを防ぐことができるとともに、安全な観察及び処置が実現できる。

【0128】

尚、以下、変形例を、図 13 を用いて示す。図 13 は、変形例の内視鏡装置を用いて被検体内に気体を送気する構成を概略的に示すブロック図である。

【0129】

上述した第 1 ～ 第 6 実施の形態においては、供給管路 50 は、挿入部 4 内に設けられていると示した。

【0130】

供給管路 50 は、挿入部 4 内に設けられているほうが、既存の内視鏡にも上述した第 1 ～ 第 6 実施の形態の構成が容易に適用できるため好ましい。

【0131】

しかしながら、これに限らず、図 13 に示すように、供給管路 50 は、挿入部 4 外において、挿入部 4 の外周に対して外付けで設けられていても良いことは勿論である。

【0132】

また、以下、別の変形例を、図 14 を用いて示す。図 14 は、供給管路の先端側を、画像取得部の中心軸側に傾けた変形例を概略的に示す図である。

【0133】

図 14 に示すように、供給管路 50 の先端側が、該先端側の中心軸 I が画像取得部 20 の中心軸 H 側に交差するよう屈曲されていても構わない。

【0134】

このような構成によれば、画像取得部 20 に対向する観察部位 N の水分に対して、即ち、画像取得部 20 の観察視野内の水分に対して、確実に気体を供給管路 50 からピンポイントで供給することができる。

【0135】

さらに、以下、別の変形例を、図 15 を用いて示す。図 15 は、供給管路の先端側を、照明部の中心軸側に傾けた変形例を概略的に示す図である。

【0136】

図 15 に示すように、供給管路 50 の先端側が、該先端側の中心軸 I が照明部 40 の中心軸 J 側に交差するよう屈曲されていても構わない。

【0137】

尚、照明部 40 が複数存在する場合は、最も光量の多い照明部の中心軸に対して傾くよう屈曲されるか、最も画像取得部 20 に近接する照明部の中心軸に対して傾くよう屈曲されていれば良い。

【0138】

このような構成によっても図 14 と同様に、照明光によって反射しやすい位置の観察部位 N の水分に対して、確実に気体を供給管路 50 からピンポイントで供給することができる。

【0139】

また、図示しないが、供給管路 50 の先端面 6s の開口に、被検体内に広範囲に気体を供給することができるようなノズルが設けられていても良く、また供給管路 50 の開口自体がそのような形状を有していても良いことは勿論である。

【0140】

さらに、上述した第 1 ～ 第 6 実施の形態においては、切替部 16 は、複数の輝点の内、少なくとも 1 つの輝点の状態パラメータまたは輝度及び面積が、閾値を超えた場合に、加

10

20

30

40

50

圧部 18 を気体供給状態に切り替えると示した。

【0141】

これに限らず、切替部 16 は、複数の輝点の内、各輝点の状態パラメータの平均値または輝度及び面積の平均値が、閾値を超えた場合に、加圧部 18 を気体供給状態に切り替えても良いことは勿論である。

【0142】

また、上述した第 1 ～ 第 6 実施の形態において、内視鏡装置 1 は、輝点の状態パラメータまたは輝度及び面積が閾値を超えたとき、輝点の状態パラメータを下げる、または輝点の輝度を下げるとともに面積を小さくするため、調光部 19 により、照明部 40 から被検体内に照射される照明光の光量を下げる制御を行っても良い。

10

【符号の説明】

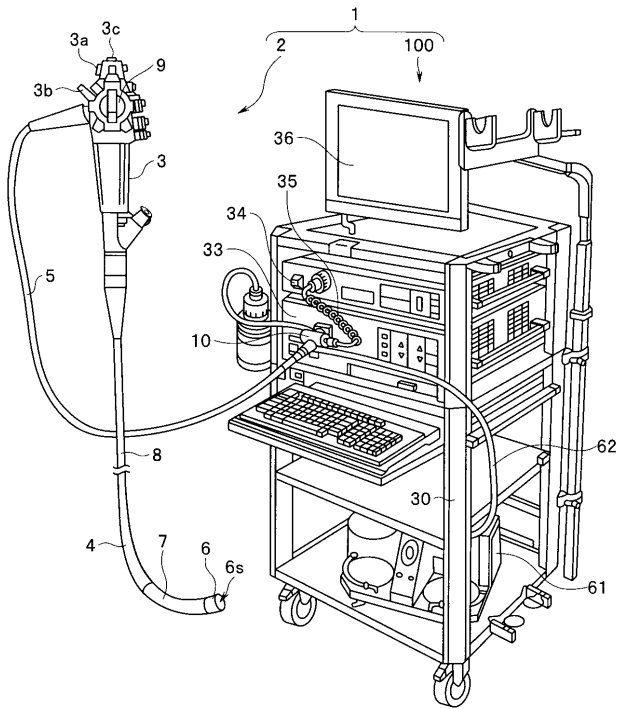
【0143】

- 1 ... 内視鏡装置
- 4 ... 挿入部
- 11 ... 拡大率調整部
- 12 ... 焦点調節部
- 13 ... 画像生成部
- 14 ... 検出部
- 15 ... 比較部
- 16 ... 切替部
- 17 ... 照明光切替部
- 18 ... 加圧部
- 20 ... 画像取得部
- 40 ... 照明部
- 50 ... 供給管路
- 60 ... 排出管路
- 61 ... 流体排出部
- A ... 輝点
- B ... 輝点
- C ... 輝点
- Fa ... 閾値
- La ... 閾値

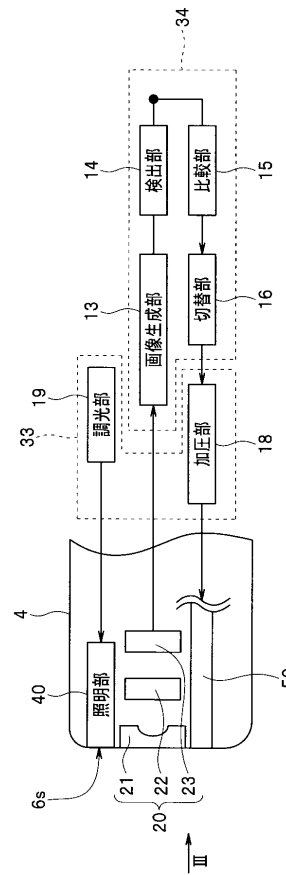
20

30

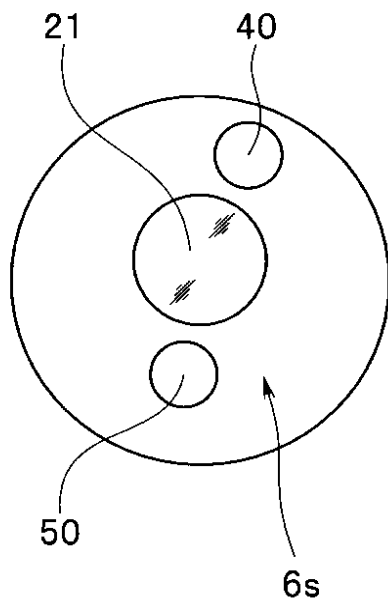
【図 1】



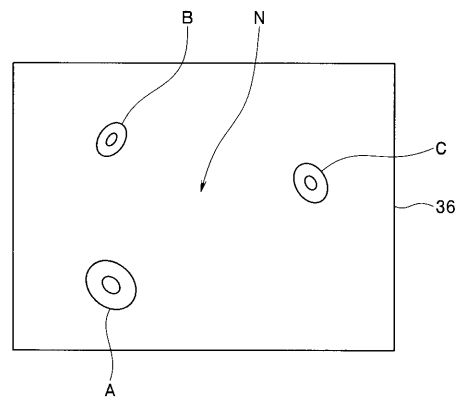
【図 2】



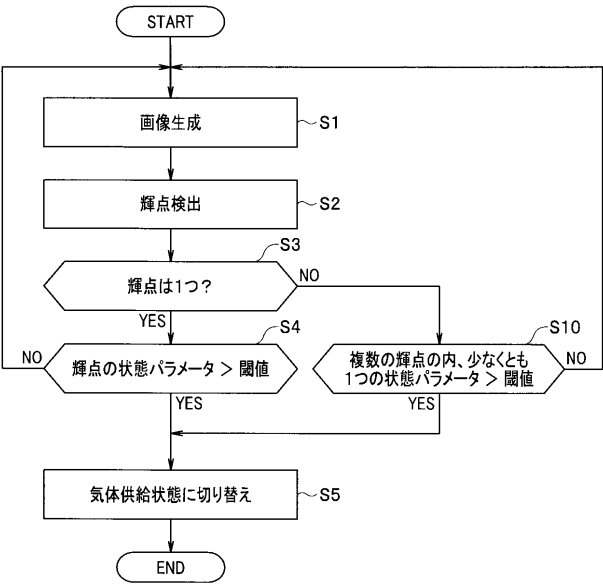
【図 3】



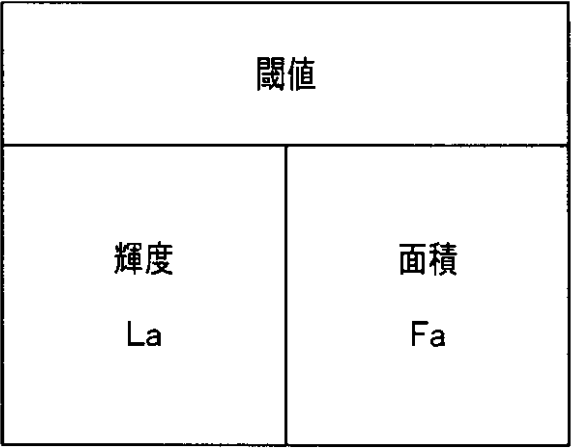
【図 4】



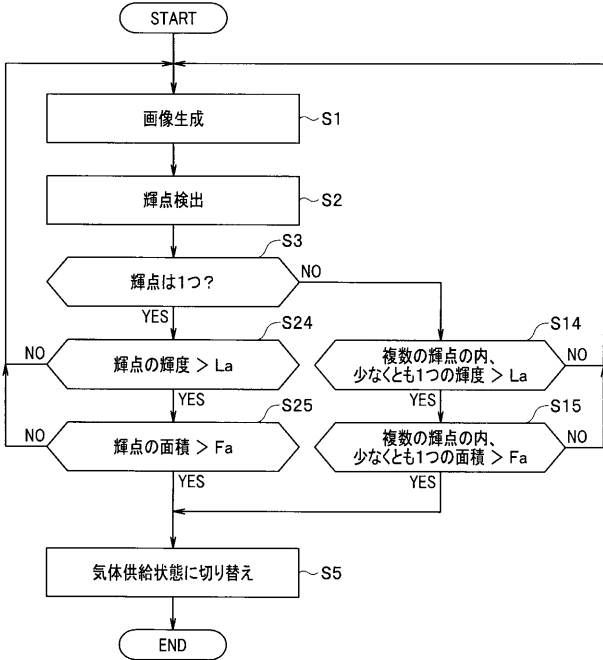
【 図 5 】



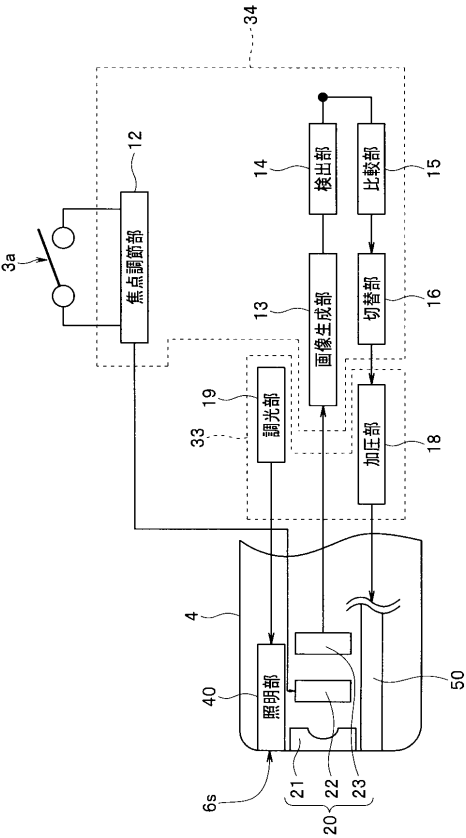
【 図 6 】



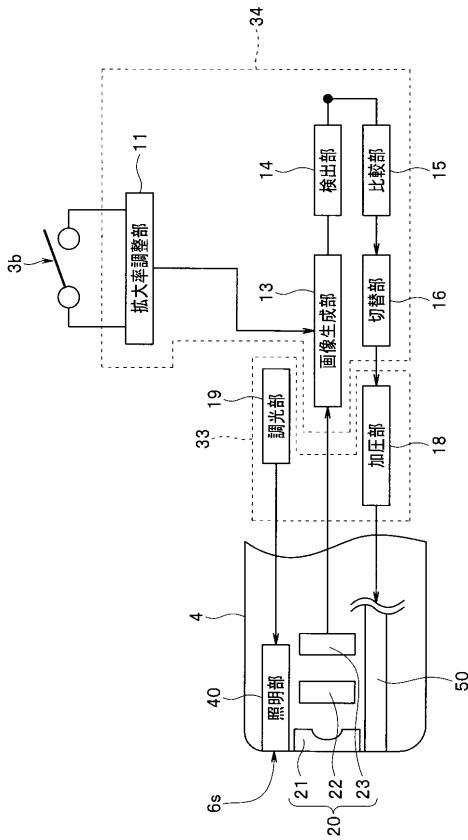
【 図 7 】



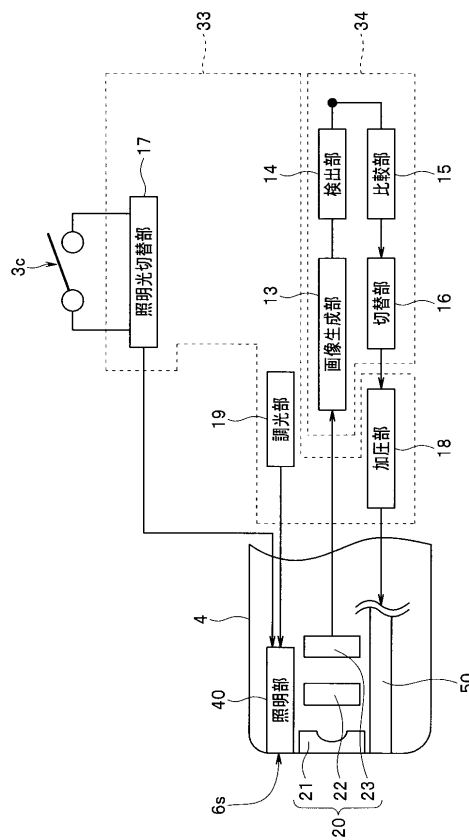
【 図 8 】



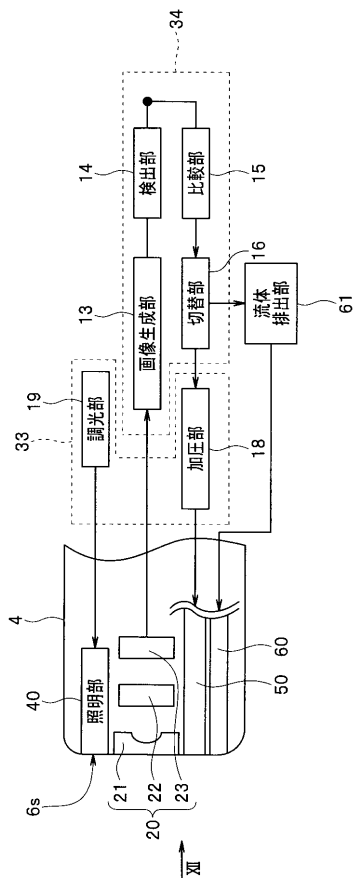
【 図 9 】



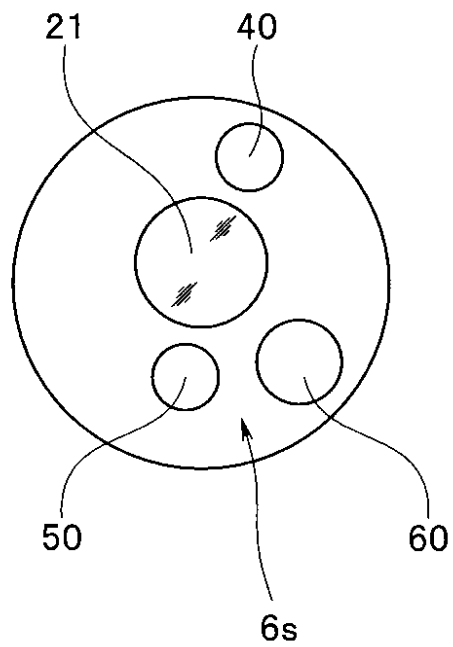
【 図 1 0 】



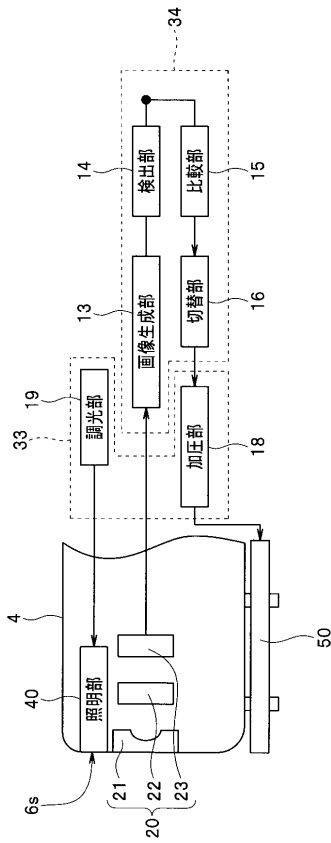
【 図 1 1 】



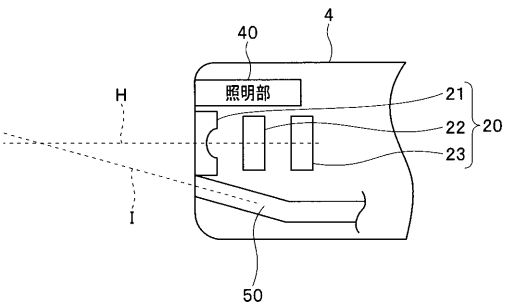
【 図 1 2 】



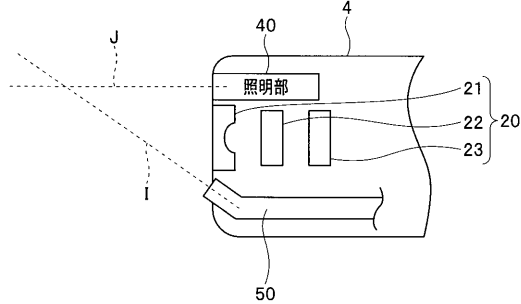
【図 13】



【図 14】



【図 15】



专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2017209236A	公开(公告)日	2017-11-30
申请号	JP2016103449	申请日	2016-05-24
[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		
[标]发明人	猪股 幹生 渡辺 高範		
发明人	猪股 幹生 渡辺 高範		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.332.C A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/00.550 A61B1/00.735 A61B1/015.511 A61B1/04 A61B1/045.610		
F-TERM分类号	4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH03 4C161/HH08 4C161/HH54		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

甲观察对象图像的图像取得部取得仅当精细反射亮点干扰处理，通过从压力部分的电源线中的自动配置能力空气在观察部位的以及具有该内窥镜装置的内窥镜装置。一种图像形成装置，其特征在于，具备：插入部，照明部，图像取得部，图像生成部，供给导管，经由供给导管向观察部位供给气体的加压部检测单元14，用于检测由于图像照明而引起的亮点;比较单元15，用于将从荧光点的检测结果获得的荧光点的状态参数与预设的阈值进行比较;荧光点的状态参数以及开关单元16，用于当压力超过阈值时，将加压单元18从不供气状态切换到供气状态。

