

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4868945号
(P4868945)

(45) 発行日 平成24年2月1日 (2012. 2. 1)

(24) 登録日 平成23年11月25日 (2011. 11. 25)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 P
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
	A 6 1 B 1/00 3 3 4 A

請求項の数 4 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2006-152597 (P2006-152597)	(73) 特許権者	304050923
(22) 出願日	平成18年5月31日 (2006. 5. 31)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2007-319395 (P2007-319395A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成19年12月13日 (2007. 12. 13)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成21年3月12日 (2009. 3. 12)		弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	道口 信行
			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
		(72) 発明者	一村 博信
			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
		(72) 発明者	高頭 英泰
			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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内に挿入可能な挿入部と、
 前記挿入部の先端部において被写体に接触可能な当接部と、
 前記当接部に設けられ、被写体像を結像する対物レンズを有する観察手段と、
 前記対物レンズの周囲に隣接して設けられ、前記観察手段の観察領域周囲の前記被写体
 に対して複数のマーカを付与するマーキング部と、
 を具備することを特徴とする内視鏡。

【請求項 2】

前記マーキング部は、前記対物レンズの周囲にリング状に設けられたことを特徴とする
 請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 3】

前記マーキング部を駆動制御するマーカ供給制御手段であって、前記複数のマーカから
 被写体に対して付与するマーカを所定数選択するよう制御するマーカ供給制御手段をさら
 に備えたことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡。

【請求項 4】

前記当接部は、前記挿入部内に形成された鉗子チャンネル内を挿通し、当該挿入部の先
 端部に対して出没自在であることを特徴とする請求項 1 - 3 のいずれか一項に記載の内視
 鏡。

【発明の詳細な説明】

10

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡にて被写体である体壁等にマーキングを行うことが可能な内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、観察部先端を被検体に当接させて該被検体を観察することが可能な拡大観察が可能な観察部を有する内視鏡として特許文献1に開示されたものがある。この内視鏡は、挿入先端部に通常の倍率を有する通常観察部と挿入部先端面より出沒可能な高倍率の拡大観察部とが併設される内視鏡である。この内視鏡によれば、例えば、上記通常観察部により観察を行うことによって病変部位を探し、該部位を上記拡大観察部により拡大観察、または、拡大撮影を行うことができる。

10

【0003】

また、特許文献2に開示された内視鏡は、挿入先端部に観察窓が配され、処置具を案内する2つの処置具挿通路が挿入部内に配されている。上記一方の挿通路より突出させた把持鉗子により病変部を摘んで持ち上げ、上記観察窓を上記病変部の根部に対して適切な距離、離間して位置させて観察が行われる。その状態で上記他方の挿通路よりヒートプローブを突出させ、上記病変部の根部に上記ヒートプローブによるマーキングが行われる。

【特許文献1】特開2004-350940号公報

【特許文献2】特開2003-135377号公報

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかし、特許文献1の内視鏡によると、上記拡大観察部により観察しているときの観察部位は、上記通常観察部によりおよその位置は確認することができるが、観察後、その観察部位を再確認することができない。

【0005】

また、特許文献2の内視鏡によると、観察された病変部位をマーキングすることにより観察後でも該病変部位を確認することが可能である。しかし、拡大観察した微小内部分の近傍に適切にマーキングするというよりもむしろ大まかに、もしくは、広範囲にわたる関心部位をマーキングするに過ぎない。さらに、マーキング部位から離れたところを持ち上げた状態でマーキングする方法を適用しており、上記拡大観察部で接触した状態で観察部位にマーキングすることができない。

30

【0006】

本発明は、上述の問題を解決するためになされたものであり、観察部位のマーキングを確実に行うことができる内視鏡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】

本発明の一態様の内視鏡は、体腔内に挿入可能な挿入部と、前記挿入部の先端部において被写体に接触可能な当接部と、前記当接部に設けられ、被写体像を結像する対物レンズを有する観察手段と、前記対物レンズの周囲に隣接して設けられ、前記観察手段の観察領域周囲の前記被写体に対して複数のマークを付与するマーキング部とを具備する。

40

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、観察部位のマーキングを確実に行うことができる内視鏡を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、図を用いて本発明の実施形態について説明する。

【0017】

50

図１～図５は、本発明の第一の実施の形態に係り、そのうち、図１は、第一の実施の形態の内視鏡を適用する内視鏡観察装置の全体構成を示す。図２は、上記内視鏡観察装置における内視鏡の挿入部先端の拡大断面図であって、高倍率観察プローブを突出させた状態で観察部位である体壁に当接させ、関心部位を観察している状態を示している。図３は、図２のＡ矢視図であって、内視鏡挿入部先端面の対物レンズ系、高倍率観察プローブおよび照明レンズの配置を示す。図４は、図３の高倍率観察プローブの先端面を拡大した図である。図５（Ａ）、（Ｂ）のうち、図５（Ａ）は、図３の高倍率観察プローブにより関心部位を観察し、その近傍にマーキングを行うための準備動作状態を示す斜視図である。図５（Ｂ）は、上記関心部位近傍にマーキングを行った状態を示す斜視図である。

【００１８】

10

図１，２に示すように本発明の第一の実施の形態の内視鏡観察装置１は、被検体である体腔内に挿入可能な挿入部を有し、第一の観察手段を内蔵する内視鏡２と、この内視鏡２の鉗子チャンネル（処置具チャンネル）２３に進退可能に挿通され、光学的高倍率観察が可能な第二の観察手段である高倍率観察部４２を有する高倍率観察プローブ３と、内視鏡２のライトガイドに照明光を供給する光源装置４Ａと、内視鏡２に内蔵される通常観察用の撮像ユニット２７に対する信号処理を行うビデオプロセッサ５Ａと、このビデオプロセッサ５Ａから出力される映像信号を表示するモニタ６と、高倍率観察プローブ３にマーカ（マーキング剤）を供給するマーキング手段であるマーカ供給制御部６６と、高倍率観察プローブ３に設けられる高倍率撮像ユニット３９に対する信号処理を行うビデオプロセッサ５Ｂと、高倍率観察プローブ３のライトガイドに照明光を供給する光源装置４Ｂと、に

20

【００１９】

内視鏡２は、先端部に通常倍率の第一の観察手段である撮像ユニット２７が内蔵された可撓性を有する細長の挿入部１０と、この挿入部１０の後端に設けられた操作部１１と、この操作部１１の側部から延出されたユニバーサルコード１２とを有しており、このユニバーサルコード１２の基端部に設けたコネクタ１３を光源装置４Ａに着脱自在に接続することができる。

【００２０】

光源装置４Ａは、白色光を発生するランプ１４を内蔵し、このランプ１４による白色光は、モータ８により回転され、赤、緑、青の色透過フィルタを取り付けた回転フィルタ９を経て面順次光に変換され、レンズにより集光されて、コネクタ１３から突出するライトガイド口金部分のライトガイド１５に照明光として入射する。この照明光は、ライトガイド１５により伝送され、挿入部１０の先端面から照明レンズ１６（図３参照）を経て出射され、患部等の観察部位１７を照明する。

30

【００２１】

光源装置４Ｂは、白色光を発生するランプ６７を内蔵しており、ランプ６７の白色光は、レンズにより集光されて、高倍率観察プローブ３のライトガイドに入射し、高倍率観察プローブ３の先端から被写体（体壁）である観察部位１７の関心部位１７ａに向けて出射される。

【００２２】

40

挿入部１０は、硬質の先端部１８と、この先端部１８の後端に設けられた湾曲自在の湾曲部１９と、この湾曲部１９の後端から操作部１１の前端まで伸びる長尺の可撓部２０とから構成されている。湾曲部１９は、操作部１１に設けた図示しない湾曲ノブを操作することにより、上下、左右における任意の方向に湾曲させることができる。

【００２３】

操作部１１の前端側にて挿入部１０の先端部１８を構成する先端部本体２６にはライトガイド１５の先端部に照明レンズ１６を配した照明光学系の２つの照明窓２４と、この照明窓２４に隣接して設けた観察窓（撮像窓）２５に通常観察用の対物レンズ系２８がレンズ枠で保持された状態で配されている。

【００２４】

50

さらに、対物レンズ系 28 の後方の結像位置に固体撮像素子として、例えば、電荷結合素子である CCD 30 が配置されており、結像された光学像を光電変換する通常観察用撮像手段としての撮像ユニット 27 (図 2) を構成している。なお、CCD 30 の前面には、保護ガラス、光学フィルタが配されている。

【0025】

操作部 11 の前端付近には処置具挿入口 21 が設けてあり、処置具や高倍率観察プローブ 3 を挿入することができる。この処置具挿入口 21 はその内部で挿入部 10 の長手方向に沿って設けられた鉗子チャンネル 23 (図 2 参照) に連通している。

【0026】

先端部 18 の先端部本体 26 には鉗子チャンネル 23 を形成する軟性チューブと連通するチャンネル用孔部が形成されており、鉗子チャンネル 23 内を挿通された高倍率観察プローブ 3 の先端部 35 は、鉗子チャンネル 23 の先端開口部 23a から出没自在な状態で挿通するようにしている。なお、高倍率観察プローブ 3 の先端部 35 には、高倍率撮像ユニット 39 とライトガイド 43 とマーカ供給管路 44 からなる高倍率観察部 42 が内蔵されている。

10

【0027】

先端部本体 26 の後端には最先端の湾曲駒が固着され、その外側を湾曲性に富むゴムチューブ等からなる外装部材 32 で水密的に覆われている。

【0028】

図 3 に示すように先端部 18 の先端部本体 26 の先端面 26a には、通常観察用観察窓 25、照明窓 24 および高倍率観察プローブ 3 の先端部 35 が突出可能な鉗子チャンネル 23 の先端開口部 23a が配されている。観察窓 25 と鉗子チャンネル 23 の先端開口部 23a とは、直線ライン L0 上に所定距離離間した状態で配置され、観察窓 25 近傍に照明窓 24 が配されている。

20

【0029】

また、高倍率観察プローブ 3 の先端部 35 の当接部である先端面 35a には、図 4 に示すように中央部の 25 に高倍率観察ユニット 39 の対物レンズ系 40 と、該レンズ系近傍の左右の少なくとも一方側となる位置にライトガイド 43 およびマーカ供給管路 44 の吐出口 44a が配されている。

【0030】

高倍率観察プローブ 3 は、高倍率観察時にはその先端部 35 を鉗子チャンネル 23 の先端開口部 23a から図 1、2 に示すようにを突出させ、生体粘膜 (体壁) 等の被検体である観察部位 17 にて局所的に高倍率で観察したいと望む関心部位 17a の表面にその先端面 (観察窓部) 35a を当接 (接触) させる。この当接状態では、先端部 35 が所定位置に保持されるので、先端部 35 の観察窓部を介して該部位 17a における組織学的微細構造の高倍率観察を安定した状態で行うことができる。なお、この観察状態で高倍率観察プローブ 3 による観察可能な部位は内視鏡 2 側の通常観察の視野範囲内に存在している。

30

【0031】

なお、高倍率観察プローブ 3 の先端部 35 まわりの詳細な構造については、図 2 等を用いて後で説明する。

40

【0032】

撮像ユニット 27 の CCD 30 (図 2) には信号ケーブル 31 の先端が接続され、この信号ケーブル 31 の後端側はコネクタ 13 の側部のコネクタ受けに接続され、このコネクタ受けに接続される信号ケーブル 22 を介してビデオプロセッサ 5A に着脱自在に接続される。

【0033】

ビデオプロセッサ 5A は、CCD 30 を駆動する CCD ドライブ信号を発生する CCD ドライブ回路 61 と、CCD ドライブ信号の印加により CCD 30 から出力される撮像信号に対して信号処理を行い、映像信号を生成する映像処理回路 62 とを内蔵している。

【0034】

50

この映像処理回路 6 2 により生成された映像信号は、モニタ 6 に出力され、モニタ 6 における通常観察画像表示エリア 6 3 には通常観察の内視鏡画像が表示される。

【0035】

高倍率撮像ユニット 3 9 側の CCD 4 1 に接続された信号ケーブル 4 9 の後端側は例えばコネクタ部 6 5 から延出された信号ケーブル 6 8 を経てビデオプロセッサ 5 B に着脱自在に接続される。

【0036】

このビデオプロセッサ 5 B はビデオプロセッサ 5 A と同様に CCD ドライブ回路と映像処理回路とを内蔵した構成であり、このビデオプロセッサ 5 B から出力される (CCD 4 1 で撮像した撮像信号に対応する) 映像信号はビデオプロセッサ 5 A の映像処理回路 6 2 10
に入力される。

【0037】

なお、本実施の形態では映像処理回路 6 2 は、面順次の照明のもとでの映像信号を生成する処理を行う。ビデオプロセッサ 5 B 側の映像処理回路は、白色光の照明のもとでの CCD 4 1 の撮像信号に対応した映像信号を生成する信号処理を行い、生成した映像信号を映像処理回路 6 2 に出力する。

【0038】

ビデオプロセッサ 5 A の通常観察映像信号に加えて、ビデオプロセッサ 5 B から出力される高倍率観察映像信号が上記ビデオプロセッサ 5 A に入力され、その内部の図示しない混合器 (ミキサ) を介してモニタ 6 に出力され、内視鏡 2 の撮像ユニット 2 7 による通常観察画像表示エリア 6 3 に隣接した高倍率観察画像表示エリア 6 4 に高倍率観察プローブ 3 による高倍率 (拡大) 観察画像が表示される。 20

【0039】

高倍率観察プローブ 3 は、図 2 に示すようにその先端部 3 5 が硬質で遮光性を有する細い筒体 3 6 で形成され、その後端に軟性シース (軟性チューブ) 3 7 の先端が水密的に固定されて、鉗子チャンネル 2 3 に挿通可能なフレキシブルな挿入部で形成されている。

【0040】

筒体 3 6 の前方中空部には、観察窓が形成され、その内部に観察手段としての高倍率観察が可能な高倍率撮像ユニット 3 9 と、該撮像ユニットに沿って照明用ライトガイド 4 3 、および、マーキング手段であるマーカ吐出口 4 4 a を有するマーカ供給管路 4 4 とが内蔵されている。 30

【0041】

高倍率撮像ユニット 3 9 は、筒体 3 6 の中心部にレンズ枠に取り付けた高倍率対物レンズ系 4 0 と、光学フィルタと、その後方の結像位置に固定された固体撮像素子である CCD 4 1 とからなる。この高倍率撮像ユニット 3 9 の観察倍率は、例えば、200~1000 倍程度であり、観察範囲は、1 mm×1 mm 以下であり、高倍率 (拡大) 観察時の分解能は、5 μm 以下である。つまり、高倍率撮像ユニット 3 9 は、微小部分の観察を行うものであって、一度観察した部分を見失うと、マーキングがないと再びその部分を特定するのは難しい。

【0042】

高倍率観察プローブ 3 の先端部 3 5 のライトガイド 4 3 から出射した照明光は、観察部位 1 7 の関心部位 1 7 a の内部に入り込んで反射され、関心部位 1 7 a の像が先端部 3 5 の高倍率対物レンズ系 4 0 を介して取り込まれる。 40

【0043】

マーカ供給管路 4 4 にはマーキング動作時にマーカ供給制御部 6 6 からマーキングを行うためのマーカ (マーキング剤)、例えば、色素を含む流体、または、固体 (粉体)、ゲル状のマーカが連結管 6 9 を介して供給され、先端部 3 5 の先端面 3 5 a が関心部位 1 7 a の表面に当接した状態で吐出口 4 4 a より該マーカが吐出し、関心部位 1 7 a の周囲にマーク 5 4 を付すことができる (図 5 (B))。

【0044】

ここで、上述した構成を有する本実施形態の内視鏡観察装置 1 による内視鏡検査方法について説明する。

【0045】

生体粘膜の観察部位 17 の通常観察および高倍率観察を行う場合、内視鏡 2 を体腔内に挿入し、内視鏡 2 の先端部 18 に設けた通常観察撮像ユニット 27 により粘膜等の観察部位 17 を通常の倍率で観察する。該観察部位に組織学的微細構造の観察を望むような関心部位 17a が存在した場合には、鉗子チャンネル 23 内を挿通させた挿通色素散布具のチューブ（図示せず）により関心部位 17a に対して染色する処置を行って該色素散布具のチューブを挿入口 21 から引き抜き、図 1 に示すように挿入口 21 から高倍率観察プローブ 3 を鉗子チャンネル 23 内に挿通させる。先端部 35 を鉗子チャンネル 23 の先端開口部 23a から突出させる。内視鏡 2 による通常観察状態のもとで図 2 に示すように高倍率観察プローブ 3 の先端部先端面 35a を関心部位 17a の表面に押し付ける（コンタクトする）。

10

【0046】

内視鏡 2 による観察範囲内に関心部位 17a を捕らえた状態で、上述のように高倍率観察プローブ 3 の先端面 35a を関心部位 17a の表面に対して密着させると、ぶれることなく先端部 35 を位置決めすることができる。

【0047】

高倍率観察状態では光源装置 4B からの照明光は、ライトガイド 43 から出射し、高倍率観察プローブ 3 の先端面 35a がコンタクトした関心部位 17a の内部側に出射され、内部の組織等により散乱される。そして、先端面 35a が押し付けられた状態の高倍率対物レンズ系 40 によりその結像位置に配置された CCD 41 に高倍率の関心部位 17a の光学像が結像される。

20

【0048】

この CCD 41 により結像された像は、この CCD 41 により光電変換され、ビデオプロセッサ 5B 内の映像処理回路により映像信号に変換され、モニタ 6 における内視鏡画像に隣接して高倍率観察画像が表示される。該高倍率観察画像は、必要に応じて記録装置 7 に記録される（高倍率観察工程）。

【0049】

高倍率観察画像の記録後、画像記録された関心部位 17a の位置をマーキングしておく必要がある場合、高倍率観察プローブ 3 の先端面 35a を関心部位 17a の表面に対して密着させた状態のままでマーカ供給制御部 66 からマーカを供給し、関心部位 17a の近傍にマーク 54 を付与することができる（マーキング工程、図 5（A）、（B））。

30

【0050】

なお、高倍率観察時、高倍率観察プローブ 3 の先端面 35a の先端部本体 26 の先端面 26a からの突出寸法は、通常観察撮像ユニット 27 のフォーカシング状態での近点観察距離 L1 よりもわずかに大きい距離が望ましい（図 2）。この状態にセットしておけば、高倍率観察可能な状態から高倍率観察プローブ 3 の位置を変えことなく通常観察撮像ユニット 27 による通常観察を行うことができる。

【0051】

また、上述したマーキング動作は、高倍率観察前、高倍率観察プローブ 3 の先端面 35a を関心部位 17a の表面に当接させた直後に行うようにしてもよい。さらには高倍率観察中にマーキングを行ってもよい。

40

【0052】

上述したように本実施の形態の内視鏡 2 によれば、高倍率観察後（観察前、あるいは、観察中であってもよい）、高倍率観察プローブ 3 の先端面 35a に配されるマーカ供給管路 44 のマーカ吐出口 44a よりマーカを吐出させ、マーキングすることによって観察した関心部位 17a の場所を確実に明示し、再検査等を間違いなく行うことができ、マーキング動作も簡単である。先端面 35a を当接させた状態でマーキングを行うのでより正確に関心部位 17a の位置を示すことができる。

50

【0053】

また、マーキング時に高倍率観察プローブ3の先端面35aが関心部位17aの表面に当接していることからぶれることなく安定したマーキングを行うことができる。さらに、マーカ供給管路44は、細い管でもよいので高倍率観察プローブ3の外径が大きくなることがなく、マーカ供給管路44付きの細径の高倍率観察プローブ3を挿入部10内に挿通させることが容易である。

【0054】

また、鉗子チャンネル23が設けられてる内視鏡であれば、該鉗子チャンネル23に上述したマーキング手段を有する高倍率観察プローブ3を挿通させることによってマーキング機能を有する内視鏡観察装置を簡単に構成することができる。

10

【0055】

なお、本実施形態におけるマーキング手段は、高倍率観察プローブ3内に設けられているが、上記マーキング手段のマーカ供給管とマーカ吐出口とを挿入部10の先端部本体26に配することも可能である。この場合、マーキングを行う際、先端部本体26の先端面26aを観察部位17に当接させて行う必要がある。このマーキングは、通常観察された観察部位の識別に利用できる。

【0056】

また、本実施形態におけるマーキング手段は、ゲル状などのマーカを吐出口44aから吐出してマーキングを行うものであったが、これに限らず、上記マーカに関心部位17a近傍に転写することによりマーキングを行うことも可能である。

20

【0057】

さらには、高倍率観察プローブ3の先端面に配した針穴から針部材を突出させ、被検体に痕跡を残すことにより関心部位の周囲のマーキングを行ってもよい。また、上記マーカとして加熱温度により変色する材料を適用し、高倍率観察プローブ3の先端面に加熱部を配し、その加熱部によりマーキングした関心部位の周囲の部分を加熱して変色させ、その色により各関心部位17aを識別するようにしてもよい。

【0058】

次に第一の実施形態の内視鏡装置1における高倍率観察プローブ3に対する第一の変形例として、マーキング手段であるマーカ供給管とマーカ吐出口の数を複数設けた高倍率観察プローブについて図6、7(A)、(B)、(C)を用いて説明する。

30

【0059】

図6は、本変形例における高倍率観察プローブの先端面の拡大図である。図7(A)、(B)、(C)は、それぞれ本変形例の高倍率観察プローブにより関心部位の周囲に複数箇所のマーキングを行った例を示す図であり、図7(A)は、4つのマーキングを行った例を示し、図7(B)は、3つのマーキングを行った例を示し、図7(C)は、2つのマーキングを行った例を示している。

【0060】

本変形例の高倍率観察プローブの先端部35Aは、当接部である先端面35Aaの中央部に高倍率撮像ユニット39の対物レンズ系40が配され、その左右(X方向)位置にライトガイド43A、43Bの照明窓が配されており、さらに、対物レンズ系40の上下(Y方向)位置にそれぞれ2つずつ、全4つのマーカ供給管路45、46、47、48のマーカ吐出口45a、46a、47a、48aがそれぞれ所定距離だけ離間した状態で配されている。

40

【0061】

4つのマーカ供給管路45、46、47、48は、マーカ供給制御部66(図1)のマーカ供給源と接続されている。マーカ供給制御部66は、操作部11での指示操作によりマーカ供給管路45、46、47、48へのマーカ供給を選択的に行うことができる。

【0062】

高倍率観察プローブ3Aにより観察部位17の関心部位17a1の観察画像を記録装置7に記録するとき、該関心部位へのマーキングが必要であった場合、高倍率観察プローブ3

50

Aを各関心部位の表面に当接させた状態のままでマーカ供給制御部66によりマーカ供給管路45～48にマーカを供給する。マーカ吐出口45a～48aよりマーカが吐出され、図7(A)に示すように関心部位17a1の周囲にマーキング55, 56, 57, 58が付与される。上記複数のマーキング内側に高倍率観察された関心部位17a1が位置する。

【0063】

その後、別の箇所の関心部位17a2, 17a3のマーキングを行う場合、やはり、高倍率観察プローブ3Aを上記各関心部位の表面に当接させた状態のままでマーカ供給制御部66により選択されたマーカ供給管路45, 46, 48、あるいは、45, 48にそれぞれマーカを供給し、それぞれの吐出口よりマーカを吐出させる。当該関心部位17a2、あるいは、17a3の周囲には図7(B), (C)に示すようなマーキング55, 56, 58、あるいは、マーキング55, 58が付与される。この場合もマーキング55, 56, 58内に高倍率観察された関心部位17a2が位置し、マーキング55, 58内に高倍率観察された関心部位17a3が位置する。

10

【0064】

図7(A), (B), (C)に示す個数の異なるマーキング状態は、記録装置7に記録されている観察画像の記録順に対応しているので、画像記録後、さらに観察済みの関心部位17aを再検査する場合には、記録順に対応している上記個数の異なるマーキングを内視鏡2を用いて通常観察することにより探し出し、該当する関心部位17aの再検査を行うことができる。

【0065】

20

本変形例の高倍率観察プローブ3Aを適用した内視鏡によれば、観察画像記録後に記録装置7に記録されている高倍率観察の記録画像に対応する観察した関心部位17aをマーキングの数によって識別することができる。

【0066】

また、高倍率観察プローブの先端面35Aaにてマーカ吐出口45a～48aの位置間隔は、X, Y方向で同一の寸法であってもよいが、異なる寸法にすることにより複数のマーキング状態によって記録画像の向きと観察した関心部位17aの向きとを対応させることができる。

【0067】

なお、上述した変形例の高倍率観察プローブ3Aの先端面35Aaに配されるマーク吐出口の配置に対するさらになる変形例として複数のマーク吐出口を対物レンズ系40の周囲にリング状に配したものも提案できる。この変形例では観察した関心部位17aの位置を探しやすくなる。

30

【0068】

次に、第一の実施形態の内視鏡装置1における高倍率観察プローブ3に対する第二の変形例として、先端面に光センサを配したものを図8の上記先端面の配置図を用いて説明する。

【0069】

本変形例の高倍率観察プローブの先端部35Bの当接部である先端面35Baには、中央部に高倍率撮像ユニット39の対物レンズ系40と、その左右にライトガイド43の照明窓とマーカ供給管路44のマーカ吐出口44aが配され、さらに、光センサ50が配されている。

40

【0070】

光センサ50は、先端面35Baが関心部位17aの表面に当接したとき、その当接状態の検出信号を出力するセンサである。上記検出信号は、マーカ供給制御部66に取り込まれ、上記先端面35Baの当接状態でマーカ供給制御部66よりマーカ(マーキング剤)がマーク供給管に自動的に供給される。マーカは、マーカ吐出口44aより吐出し、関心部位17aの周囲にマーキングが施される。

【0071】

本変形例の高倍率観察プローブによれば、先端面35Baの関心部位の表面への当接を

50

自動的に検出し、マーキングが実行されるので関心部位のマーキングを容易に、かつ、確実に行うことができる。

【0072】

次に、本発明の第二の実施形態の内視鏡装置について図9、10を用いて説明する。

【0073】

図9は、本実施の形態の内視鏡を適用する内視鏡観察装置の全体構成を示す。図10は、上記内視鏡観察装置における内視鏡の挿入部先端の拡大断面図であって、高倍率観察プローブを観察部位である体壁に当接させ、関心部位を観察している状態を示している。

【0074】

図9、10に示すように本実施の形態の内視鏡観察装置1Cは、被検体である体腔内に挿入可能な挿入部を有する内視鏡2Cと、内視鏡2に内蔵される通常観察用の撮像ユニット27に対する信号処理、および、高倍率観察プローブ部42Cの撮像ユニット39に対する信号処理を行うビデオプロセッサ5と、撮像ユニット27の出力と撮像ユニット39の出力とを切り換えるための信号切り換え装置72と、ビデオプロセッサ5から出力される映像信号を表示するモニタ6と、内視鏡2のライトガイドに白色の照明光を供給する光源装置4A'と、高倍率観察プローブ部42Cのライトガイドに白色の照明光を供給する光源装置4Bと、高倍率観察プローブ部42Cにマーカ（マーキング剤）を供給するマーキング手段であるマーカ供給制御部66と、モニタ6に出力される映像信号を記録する記録装置7とを有している。

【0075】

光源装置4A'は、白色光を発生するランプ14を内蔵し、このランプ14による白色光である照明光は、レンズにより集光されて、ライトガイド口金部分のライトガイド15に入射する。上記照明光は、ライトガイド15により伝送され、挿入部10の先端面から照明レンズ16（図10）を経て出射され、患部等の観察部位17を照明する。

【0076】

光源装置4Bは、白色光を発生するランプ67を内蔵しており、ランプ67の白色光である照明光は、レンズにより集光されて、高倍率観察プローブ部42Cのライトガイド43に入射し、高倍率観察プローブ部42Cの先端から被写体である観察部位17の関心部位17aに向けて出射される。

【0077】

内視鏡2Cの挿入部10および該挿入部に接続されているユニバーサルコード12には撮像ユニット27および39の信号ケーブル31、49が挿通されている。また、信号ケーブル22内にも信号ケーブル31、49が挿通されている。これらの信号ケーブル31、49は、信号切り換え装置72内のアナログスイッチにより、低速はもとより高速に切り換えが可能である。

【0078】

内視鏡2Cは、可撓性を有する細長の挿入部10と、挿入部10の後端に設けられた操作部11とを有しており、挿入部10の先端部18にライトガイド15に沿った通常倍率の第一の観察手段である通常観察用撮像ユニット27および光学的高倍率観察が可能な第二の観察手段である高倍率観察プローブ部42Cとが一体的に設けられ、さらに、挿入部10の鉗子チャンネル23に挿通する色素散布具74とが設けられる。

【0079】

図10に示すように撮像ユニット27は、通常倍率の対物レンズ系28と、CCD30とからなり、CCD30にはドライブ用及び撮像信号伝送用信号ケーブル31が接続されている。ライトガイド15の先端には照明レンズ16が配されている。撮像ユニット27および照明レンズ16は、先端部18の先端部本体26の先端面26aの観察窓25および照明窓24内に配されている。

【0080】

また、高倍率観察プローブ部42Cは、先端部35Cの先端部本体36内に組み込まれており、内視鏡側先端部本体26に対して一体の状態では先端面26aから先端部35Cの

10

20

30

40

50

先端面 35Ca が突出距離 L1 だけ突出して支持されている。

【0081】

この高倍率観察プローブ部 42C は、高倍率対物レンズ系 40 と CCD 41 からなる高倍率撮像ユニット 39 と、ライトガイド 43 と、マーキング手段であるマーカ供給管路 44 とからなる。CCD 41 にはドライブ用及び撮像信号伝送用信号ケーブル 49 が接続されている。

【0082】

通常観察用撮像ユニット 27 の対物レンズ系 28 と高倍率観察プローブ部 42C の対物レンズ系 40 のそれぞれの光軸は、所定距離離間して配されており、撮像ユニット 27 の観察視野内に高倍率観察プローブ部 42C の観察視野は存在している。

10

【0083】

高倍率観察プローブ部 42C の突出距離 L1 は、上述した通常観察用の対物レンズ系 28 によるフォーカス状態で観察可能となる近点距離 L より大きくなるようにして固定した構成になっている。つまり、 $L < L1$ となっている。

【0084】

従って、本実施の形態においても内視鏡 2C による通常観察用撮像ユニット 27 による鮮明に観察できる状態での観察範囲内における小さな領域（殆ど点となる）が高倍率観察プローブ部 42C の高倍率撮像ユニット 39 による観察範囲となる。

【0085】

このように設定することにより、通常観察用撮像ユニット 27 による観察下で観察部位 17 内に高倍率観察を必要とする関心部位 17a の存在が確認された場合、その関心部位 17a に向けて高倍率観察プローブ部 42C をアプローチさせることで高倍率撮像ユニット 39 による拡大観察操作が行える。

20

【0086】

なお、高倍率撮像ユニット 39 による観察範囲は、例えば、 $1\text{ mm} \times 1\text{ mm}$ 以下であり、その分解能は、 $5\text{ }\mu\text{m}$ 以下である。

【0087】

高倍率観察プローブ部 42C に設けられるマーカ供給管路 44 は、マーカ供給部制御部 66 に接続されており、マーキング実行時にマーカ供給制御部 66 よりマーカ（マーキング剤）が供給される。該マーカは、高倍率観察プローブ部 42C の先端面 35Ca が観察部位 17 の関心部位 17a の表面に当接した状態でマーカ供給管路 44 の吐出口 44a から吐出され、関心部位 17a にマーキングを施すことができる。

30

【0088】

また、前述したように内視鏡 2C は鉗子チャンネル 23 を備えており、このチャンネル 23 に色素散布具 74 を挿通し、高倍率撮像ユニット 39 で拡大観察しようとする部分を局所的に色素を散布できるようにしている。

【0089】

色素散布具 74 は、色素を溶かした色素溶液 78 を収納したシリンジ 75 と、このシリンジ 75 に接続され、鉗子チャンネル 23 内に挿通可能な軟性チューブ 76 とからなる。シリンジ 75 のピストン部分を押し出すことにより、軟性チューブ 76 を介して色素溶液 78 をその先端側に送液し、軟性チューブ 76 の先端に取り付けたノズル部 77 を介して色素溶液 78 を噴射して、内視鏡 2C による観察下で、所望とする部位 79 に色素散布を行うことができる。

40

【0090】

なお、色素溶液 78 を散布した後は、手元側のシリンジ 75 を水などを収納したシリンジに取り替える等して、水等を吹きつけ、色素散布した色素溶液 78 を洗い流すようにする。

【0091】

モニタ 6 の内視鏡画像表示エリア 63 に表示される内視鏡画像中には、色素散布がされ、染色された染色部位が色素で着色して表示されることになり、染色部位を高倍率撮像ユ

50

ニット39で観察すると、モニタ6の拡大観察画像表示エリア64には染色部位が拡大観察画像として表示される。

【0092】

なお、モニタ6には図1で示したように内視鏡画像表示エリア63と拡大観察画像表示エリア64とは、それぞれ内視鏡画像と拡大観察画像とがそれぞれ隣接して表示される。本実施の形態では、内視鏡2Cの先端部18に高倍率観察プローブ部42Cを一体的に取り付けているので、内視鏡画像表示エリア63中における高倍率撮像ユニット39による拡大観察位置は規定される。

【0093】

次に本実施の形態の内視鏡観察装置1Cによる内視鏡検査方法を図10を参照して説明する。

10

【0094】

内視鏡2Cにより体腔内を通常倍率で観察して拡大観察しようとする部位79を関心部位17aとして特定する。その部位79に対して色素散布具74により色素溶液を吹き付けて色素散布を行う。また、この後に、散布した色素を洗い流すような処置を行う。

【0095】

次に色素散布により染色された部位79で散布色素を洗い流して除去された部位、つまり、関心部位17aに対して高倍率観察プローブ部42Cの先端面の光学窓部分を押し付ける（コンタクトする）。

【0096】

20

この場合、高倍率観察プローブ部42Cの撮像ユニット39は内視鏡2Cの先端部18に固定支持されており、内視鏡2Cの通常観察用対物レンズ系28の光軸を通る、例えば、水平線上に高倍率撮像ユニット39の光軸が乗るように位置決めされているので、関心部位17aの表面に高倍率観察プローブ部42Cの先端面35Caを押し付ける作業を簡単に行うことができる。

【0097】

信号切り換え装置72を、例えば、ビデオプロセッサ5側から映像信号の1フレームの周期等で切り替えるようにし、モニタ6には内視鏡画像と拡大観察画像とを隣接して表示できるようにする。この状態では拡大観察しようとする関心部位17aは、高倍率撮像ユニット39の高倍率対物レンズ系40及びCCD41で高倍率で撮像され、モニタ6に拡大観察画像として表示される（高倍率観察工程）。

30

【0098】

また、これらの画像データは図9に示す記録装置7にも記録される。

【0099】

上記高倍率観察の前、後、または、観察中に、高倍率観察プローブ部42Cのマーカ供給管路44を介して観察部位17の関心部位17aの表面にマーキングを施すことができる。すなわち、高倍率観察プローブ部42Cの先端面35Caを関心部位17aの表面に当接させた状態のままでマーカ供給制御部66よりマーカをマーカ供給管路44に供給し、吐出口より吐出させると、関心部位17aの近傍にマーキングを施すことができる（マーキング工程）。

40

【0100】

本実施形態の内視鏡2Cによれば、前記第一の実施形態の内視鏡2と同様の効果を奏し、特に高倍率観察プローブ部42Cの撮像ユニット39は、内視鏡2Cの先端部18に所定の突出距離L1だけ突出した状態で固定配置されているので、高倍率観察や関心部位へのマーキングを行う場合、単純に高倍率観察プローブ部42Cの先端面35Caを関心部位17aの表面に当接させるだけでよく、上述の観察やマーキング動作を確実に行うことができる。

【0101】

この発明は、上記各実施の形態に限ることなく、その他、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々の変形を実施し得ることが可能である。さらに、上記各実施形態には、

50

種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組合せにより種々の発明が抽出され得る。

【産業上の利用可能性】

【0102】

本発明による内視鏡は、観察部位のマーキングを確実に行うことができる内視鏡として利用可能である。

【図面の簡単な説明】

【0103】

【図1】本発明の第一の実施の形態の内視鏡を適用する内視鏡観察装置の全体構成を示す図である。

10

【図2】図1の内視鏡の挿入部先端の拡大断面図であって、高倍率観察プローブを突出させた状態で観察部位である体壁に当接させ、関心部位を観察している状態を示している。

【図3】図2のA矢視図であって、内視鏡挿入部先端面の対物レンズ系、高倍率観察プローブおよび照明レンズの配置を示す。

【図4】図3の高倍率観察プローブの先端面を拡大した図である。

【図5】図3の高倍率観察プローブによる観察およびマーキング準備動作状態およびマーキング状態図を示し、図5(A)は、観察およびマーキング準備動作状態を示す斜視図であって、図5(B)は、上記関心部位近傍にマーキングを行った状態を示す斜視図である。

【図6】図3の高倍率観察プローブの第一の変形例における先端面の拡大図である。

20

【図7】図6の変形例の高倍率観察プローブによる関心部位の周囲に複数箇所のマーキングを行った例を示す図であり、図7(A)は、4箇所のマーキングを行った例を示し、図7(B)は、3箇所のマーキングを行った例を示し、図7(C)は、2箇所のマーキングを行った例を示している。

【図8】図3の高倍率観察プローブに対する第二の変形例における先端面の配置図を示す図である。

【図9】本発明の第二の実施の形態の内視鏡を適用する内視鏡観察装置の全体構成を示す図である。

【図10】図9の内視鏡の挿入部先端の拡大断面図であって、高倍率観察プローブを観察部位である体壁に当接させ、関心部位を観察している状態を示している。

30

【符号の説明】

【0104】

3 …高倍率観察プローブ
(観察手段、第二の観察手段)

10 …挿入部

17 …観察部位(被写体、体壁)

27 …撮像ユニット(第一の観察手段)

35, 35C

…高倍率観察プローブの先端部(当接部)

40 …対物レンズ系(対物レンズ)

40

42C …高倍率観察プローブ部

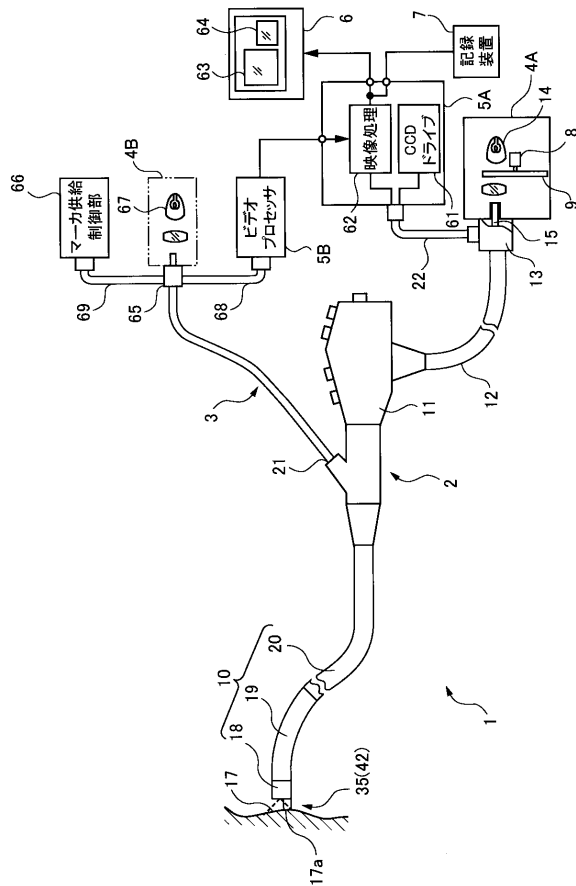
(観察手段、第二の観察手段)

44 …マーカ供給管路(マーキング手段)

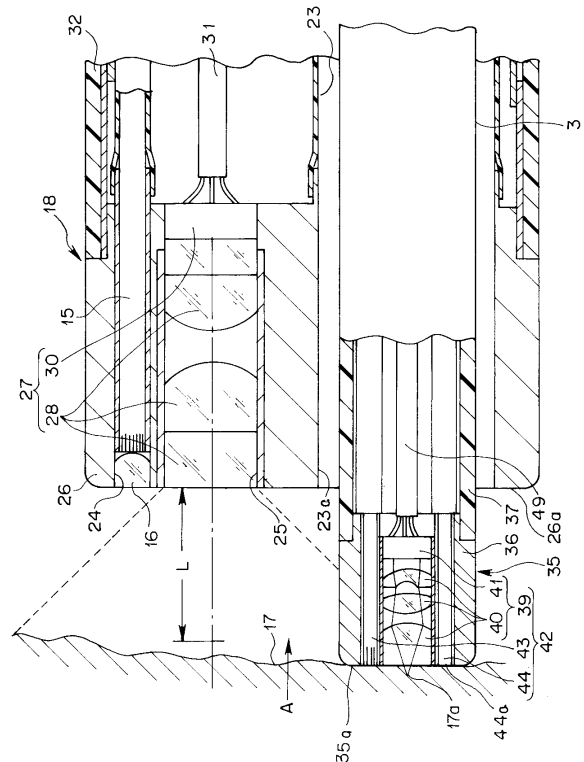
44a …マーカ吐出口(マーキング手段)

66 …マーカ供給制御部(マーキング手段)

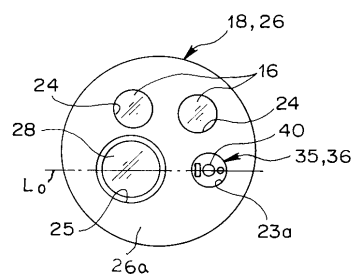
【図 1】



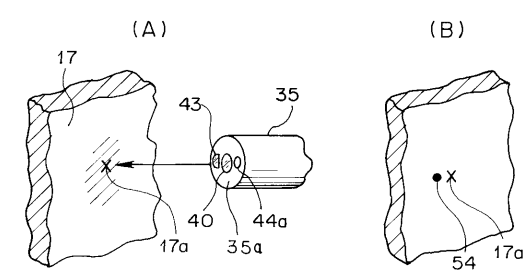
【図 2】



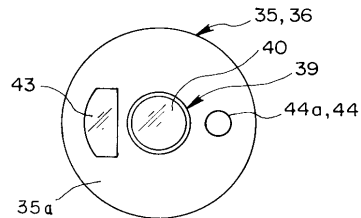
【図 3】



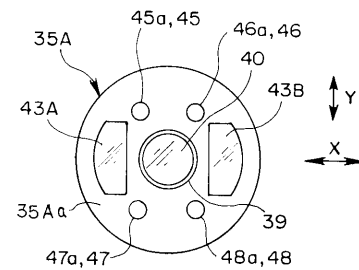
【図 5】



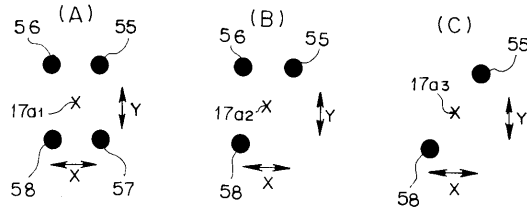
【図 4】



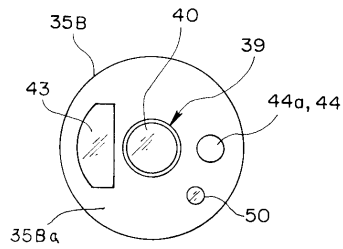
【図 6】



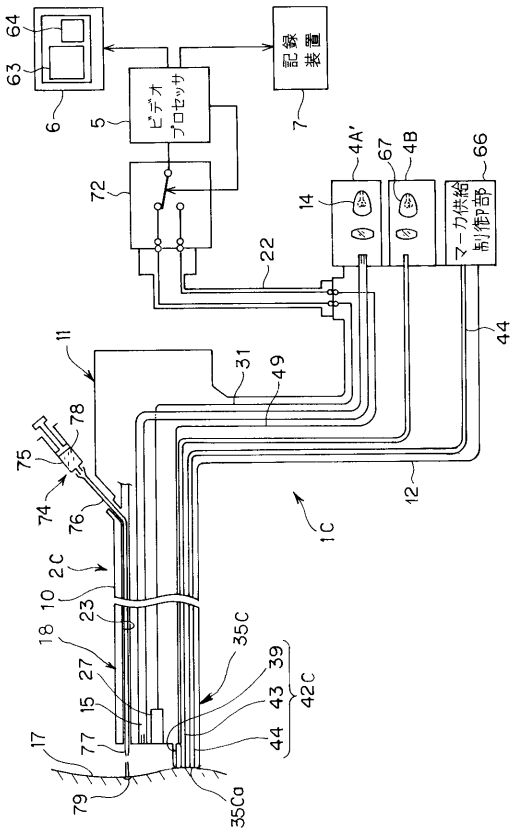
【図 7】



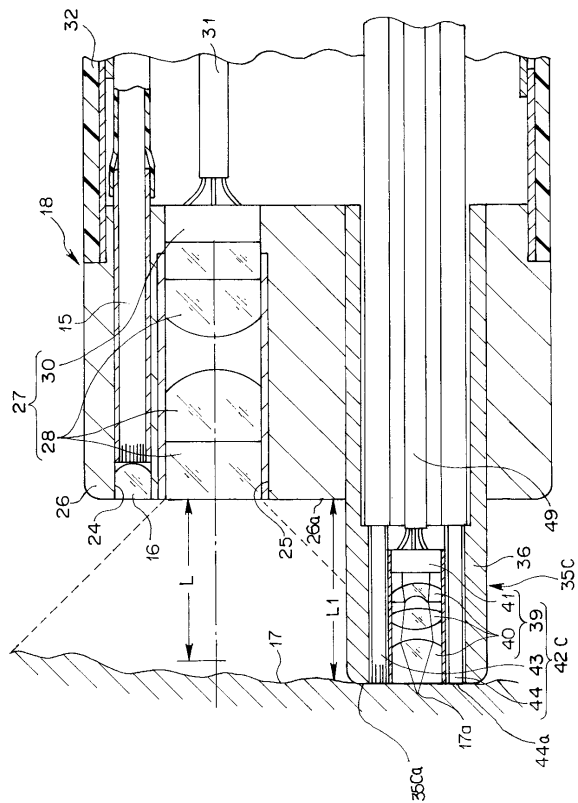
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

- (72)発明者 三宅 清士
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリシパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 野口 あずさ
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリシパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 後野 和弘
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリシパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 長井 真一

- (56)参考文献 特開2005-329094 (JP, A)
特開2005-253873 (JP, A)
特開2005-168927 (JP, A)
特開2005-080953 (JP, A)
特開2004-173768 (JP, A)
特開2003-190076 (JP, A)
特開2001-292959 (JP, A)
特開2003-290127 (JP, A)
特開2003-290125 (JP, A)
特表2003-520068 (JP, A)
特開2005-052358 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00-1/06
A61B 19/00