

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2007 年 12 月 6 日 (06.12.2007)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2007/138888 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2007/060222

(22) 国際出願日: 2007 年 5 月 18 日 (18.05.2007)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願2006-152597 2006 年 5 月 31 日 (31.05.2006) JP

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オリ
ンパスメディカルシステムズ株式会社 (OLYMPUS
MEDICAL SYSTEMS CORP.) [JP/JP]; 〒1510072 東京
都渋谷区幡ヶ谷二丁目 4 3 番 2 号 Tokyo (JP).

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 道口 信行
(DOGUCHI, Nobuyuki) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋
谷区幡ヶ谷二丁目 4 3 番 2 号オリンパスメディ

カルシステムズ株式会社内 Tokyo (JP). 一村 博
信 (ICHIMURA, Hironobu). 高頭 英泰 (TAKATO,
Hideyasu). 野口 あずさ (NOGUCHI, Azusa). 後野 和
弘 (GONO, Kazuhiro). 三宅 清士 (MIYAKE, Kiyoshi).

(74) 代理人: 伊藤 進 (ITO, Susumu); 〒1600023 東京都
新宿区西新宿七丁目 4 番 4 号 武蔵ビル Tokyo (JP).

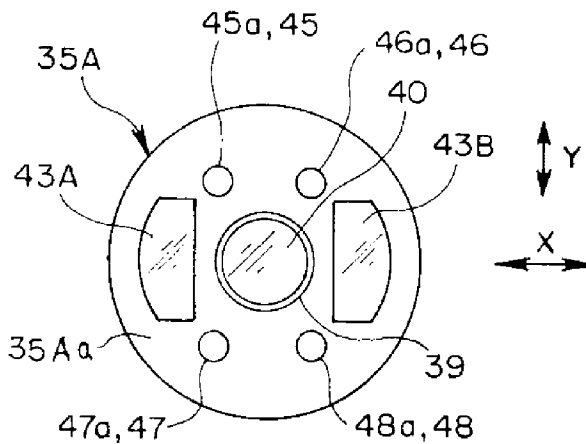
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が
可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH,
BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK,
DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT,
HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR,
KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, MG, MK,
MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG,
PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM,
SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC,
VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可
能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD,

[続葉有]

(54) Title: ENDOSCOPE AND ENDOSCOPE INSPECTION METHOD

(54) 発明の名称: 内視鏡および内視鏡検査方法



(57) Abstract: An endoscope has an insertion section, a contact section, observation means, and marking means. The insertion section can be inserted into a body cavity. The contact section is provided at the forward end of the insertion section. The contact section at the forward end can be in contact with an object of imaging. The observation means is provided at the contact section. The marking means is provided at the contact section. The marking means applies a marker to the object with which the contact section is in contact.

[続葉有]

WO 2007/138888 A1



SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

(57) 要約: 内視鏡は、挿入部と、当接部と、観察手段と、マーキング手段と、を具備している。挿入部は、体腔内に挿入可能である。当接部は、挿入部の先端部に設けられる。先端部に設けられた当接部は、被写体に接触可能である。観察手段は、当接部に設けられている。マーキング手段は、当接部に設けられている。マーキング手段は、当接部が接触された被写体に対してマーカを付与する。

明 細 書

内視鏡および内視鏡検査方法

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、または、内視鏡検査方法。

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の拡大観察が可能な観察部を有する内視鏡が特開2004－350940号公報に開示されている。この内視鏡には、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ている。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た後、病変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。

[0003] また、特開2003－135377号公報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。この内視鏡では、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、離間させて観察が行われ、その観察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このヒートプローブによるマーキングが行われる。

[0004] しかし、特開2004－350940号公報の内視鏡によると、拡大観察部により観察しているときの観察部位は、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、拡大観察後に、その観察部位を再確認することができない。

[0005] また、特開2003－135377号公報の内視鏡によると、観察する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、この病変部位に対するマーキングは、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、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いるため、上記拡大観察部を接触させた状態にして観察

部位に適切にマーキングすることができない。

- [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、または、内視鏡検査方法を提供することを目的としている。

発明の開示

課題を解決するための手段

- [0007] 本発明の内視鏡は、体腔内に挿入可能な挿入部と、前記挿入部の先端部に設けられ、被写体に接触可能な当接部と、前記当接部に設けられた観察手段と、前記当接部に設けられ、接触された被写体に対してマーカを付与するマーキング手段とを具備している。

図面の簡単な説明

- [0008] [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。

[図2]図1の内視鏡の挿入部先端の拡大断面図である。この図は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矢視図である。この図は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している。

[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5A]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を示す斜視図である。

[図5B]高倍率観察プローブによって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。

[図7A]図6の変形例の高倍率観察プローブによって関心部位の周囲に4箇所のマーキングを行った例を示す図である。

[図7B]図6の変形例の高倍率観察プローブによって関心部位の周囲に3箇所のマーキングを行った例を示す図である。

[図7C]図6の変形例の高倍率観察プローブによって関心部位の周囲に2箇所のマーキングを行った例を示す図である。

[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る。この図は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。

発明を実施するための最良の形態

[0009] 以下、図面を参照して本発明の実施の形態について詳細に説明する。

図1～図5Bを参照して本発明の第一の実施の形態を説明する。

[0010] 図1、図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、内視鏡2と、高倍率観察プローブ3と、光源装置4Aと、ビデオプロセッサ5Aと、モニタ6と、マーカ供給制御部66と、ビデオプロセッサ5Bと、光源装置4Bと、記録装置7とを有している。

[0011] 内視鏡2は、被検体である体腔内に挿入可能な挿入部10を有する。また、内視鏡2は、第一の観察手段を内蔵している。高倍率観察プローブ3は、内視鏡2の鉗子チャンネル(処置具チャンネルとも言う)23に進退可能に挿通される。高倍率観察プローブ3は、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。光源装置4Aは、内視鏡2のライトガイドに照明光を供給する。ビデオプロセッサ5Aは、内視鏡2に内蔵されてい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。モニタ6には、ビデオプロセッサ5Aから出力される映像信号が表示される。マーカ供給制御部66はマーキング手段であり、高倍率観察プローブ3にマーキング剤(マーカともいう)を供給する。ビデオプロセッサ5Bは、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。光源装置4Bは、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。記録装置7は、モニタ6に出力される映像信号を記録する。

[0012] 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とを有している。ユニバーサルコード12の基端部に設けたコネクタ13は、光源装置4Aに着脱自在に接続される。

[0013] 光源装置4Aは、白色光を発生するランプ14を内蔵する。ランプ14による白色光は、モータ8により回転される、赤色、緑色、青色の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る。各色の透過フィルタを通過した光は、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ロ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。

[0014] 光源装置4Bは、白色光を発生するランプ67を内蔵する。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する。この白色光は、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。

[0015] 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。

[0016] 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の先端側に照明レンズ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。

[0017] 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CCD30を配置して撮像ユニット27(図2)を構成している。CCD30は、結像された光学像を光電変換する通常観察用撮像手段である。なお、CCD30の前面には、保護ガラス、光学フィルタが配されている。

[0018] 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、或いは高倍率観察プローブ3等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。

[0019] 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いる。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から出沒自在な状態である。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。

[0020] 先端部本体26の後端には湾曲部19の最先端を構成する湾曲駒が固着されている。湾曲駒の外側は、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。

[0021] 図3に示すように先端部本体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。

[0022] 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に位置する高倍率観察ユニット39の対物レンズ系40と、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。ライトガイド43およびマーカ供給管路44の吐出口44aは、それぞれ、対物レンズ系40近傍の左右の少なくとも一方側となる位置に配されている。

[0023] 高倍率観察プローブ3は、生体粘膜(体壁)等の被検体である観察部位17の関心部位17aを局所的に高倍率で観察したいと望むとき、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に示すように突出させ、その先端面(観察窓部)35aを関心部位17aの表面に当接(接触)させる。この当接状態において、先端部35が所定位置に保持されるので、先端部35の対物レンズ系40を介して関心部位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。

[0024] 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。

[0025] また、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。

- [0026] 図2に示す撮像ユニット27のCCD30には信号ケーブル31の先端が接続されている。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。
- [0027] ビデオプロセッサ5Aは、CCDドライブ回路61と、映像処理回路62とを内蔵している。CCDドライブ回路61は、CCD30を駆動するCCDドライブ信号を発生する。映像処理回路62は、CCDドライブ信号の印加によりCCD30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。
- [0028] 映像処理回路62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の通常観察画像表示エリア63に通常観察の内視鏡画像として表示される。
- [0029] 高倍率撮像ユニット39側のCCD41には信号ケーブル49の先端が接続されている。信号ケーブル49の後端側は、例えばコネクタ部65から延出された信号ケーブル68を経てビデオプロセッサ5Bに着脱自在に接続される。
- [0030] ビデオプロセッサ5Bは、ビデオプロセッサ5A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る。ビデオプロセッサ5Bから出力される、CCD41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5Aの映像処理回路62に輸入される。
- [0031] なお、本実施の形態で映像処理回路62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。これに対して、ビデオプロセッサ5B側の映像処理回路は、白色光の照明のもとでのCCD41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う。そして、生成した映像信号は、ビデオプロセッサ5Bからビデオプロセッサ5Aの映像処理回路62に出力される。ビデオプロセッサ5Aには、通常観察映像信号に加えて、ビデオプロセッサ5Bから出力される高倍率観察映像信号が入力され、その内部の図示しない混合器(ミキサ)を介してモニタ6に出力される。そして、高倍率観察プローブ3による高倍率(拡大)観察画像は、モニタ6の通常観察画像表示エリア63に隣接した高倍率観察画像表示エリア64に表示される。
- [0032] 高倍率観察プローブ3の先端部35は、図2に示す硬質で遮光性を有する細い筒体

36で形成されている。筒体36の後端には軟性シース(軟性チューブ)37の先端が水密的に固定されて、鉗子チャンネル23に挿通可能なフレキシブルな挿入部を形成している。

[0033] 筒体36の中空部には、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39と、照明用ライトガイド43、および、マーカ吐出口44aを有するマーカ供給管路44とが内蔵されている。照明用ライトガイド43、および、マーカ供給管路44は、撮像ユニット39に沿って内蔵されている。

[0034] 高倍率撮像ユニット39は筒体36の中心部に備えられ、レンズ枠に取り付けられた高倍率対物レンズ系40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CCD41とで構成される。高倍率撮像ユニット39の観察倍率は、例えば、200～1000倍程度、観察範囲は、1mm×1mm以下、高倍率(拡大)観察時の分解能は、5 μ m以下である。つまり、高倍率撮像ユニット39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ことは難しい。

[0035] 高倍率観察プローブ3の先端部35のライトガイド43から出射した照明光は、観察部位17の関心部位17aの内部に入り込んで反射される。そして、照明光が内部に入り込んで反射された関心部位17aの像が、先端部35の高倍率対物レンズ系40を介して取り込まれる。

[0036] マーカ供給管路44にはマーキング動作時にマーカ供給制御部66からマーキングを行うためのマーキング剤、例えば、色素を含む流体、固体、粉体、或いは、ゲル状のマーカが連結管69を介して供給される。マーカは、先端部35の先端面35aが関心部位17aの表面に当接した状態で吐出口44aより吐出される。このことによって、図5Bに示すように関心部位17aの近傍にマーク54を付することができる。

[0037] 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。

[0038] 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。観察部位17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内に挿通させた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い、その後、色素散布具のチューブを挿入口21から引き抜く。続いて、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内に挿通し、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)。

[0039] 内視鏡2による観察範囲内に関心部位17aを捕らえた状態において、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ことによって、ぶれることなく先端部35を位置決めすることができる。

[0040] 高倍率観察状態において、光源装置4Bからの照明光は、ライトガイド43から出射される。このとき、高倍率観察プローブ3の先端面35aが関心部位17aにコンタクトされていることにより、関心部位17aの内部側に出射された照明光は、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の結像位置に配置されたCCD41に関心部位17aの光学像が結像される。

[0041] CCD41に結像された像は、このCCD41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。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)。

[0042] 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する必要がある場合、高倍率観察プローブ3の先端面35aを関心部位17aの表面に対してコンタクトさせた状態のままでマーカ供給制御部66からマーカを供給する。すると、図5Bに示すように関心部位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)。

[0043] なお、高倍率観察時における、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Lよりもわずかに大きい距離が望ましい(図2参照)。この状態にセットすることにより、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

る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。

[0044] また、上述したマーキング動作を、高倍率観察前、すなわち、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。また、高倍率観察中にマーキング動作を行ってもよい。

[0045] 上述したように本実施の形態の内視鏡2によれば、先端面35aを当接させた状態における高倍率観察後、あるいは、観察前、あるいは、観察中に、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て、マーキングすることによって関心部位17aの場所を正確且つ確実に明示し、再検査等を間違いなく行うことができ、そのマーキング動作も簡単である。

[0046] 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。

[0047] また、鉗子チャンネル23が設けられてる内視鏡であれば、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。

[0048] 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。この構成の場合、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。

[0049] また、本実施形態におけるマーキング手段は、ゲル状など、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。しかし、これに限らず、上記マーカを関心部位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。

[0050] さらには、高倍率観察プローブ3の先端面に針穴を配し、その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に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

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。

[0051] 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、図6、図7A、図7B、図7Cを用いて、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説明する。

[0052] 本変形例の高倍率観察プローブを構成する先端部35Aの当接部である先端面35Aaには、高倍率撮像ユニット39の対物レンズ系40、ライトガイド43A、43Bの照明窓、および、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が配されている。対物レンズ系40は、先端面35Aaの中央部に配されている。ライトガイド43A、43Bの照明窓は、対物レンズ系40の左右(図中X方向)位置にそれぞれ配されている。マーカ吐出口45a、46a、47a、48aは、それぞれ所定距離だけ離間した状態で、対物レンズ系40の上下(図中Y方向)位置にそれぞれ2つずつ配されている。

[0053] 4つのマーカ供給管路45、46、47、48は、図1に示したマーカ供給制御部66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ように構成されている。

[0054] 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、関心部位17a1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3Aを関心部位17a1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、46、47、48にマーカを供給する。すると、マーカ吐出口45a、46a、47a、48aよりマーカが吐出されて、図7A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。このことによって、複数のマーキング55、56、57、58の内側に高倍率観察された関心部位17a1が位置することになる。

[0055] その後、別の関心部位17a2、17a3へのマーキングが必要になった場合、上述と同様に、高倍率観察プローブ3Aを関心部位17a1の表面に当接させた状態のままで、例えばマーカ供給制御部66により選択したマーカ供給管路45、46、48にマーカを

供給する、あるいは、マーカ供給管路45, 48にマーカを供給する。すると、マーカ吐出口45a, 46a, 48aよりマーカが吐出されて、図7Bに示すように関心部位17a2の周囲にマーキング55, 56, 58が付与される、あるいは、マーカ吐出口45a, 48aよりマーカが吐出されて、図7Cに示すようにマーキング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。

[0056] 図7A, 図7B, 図7C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。このため、画像記録後、さらに観察済みの関心部位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を用いて通常観察によって探し出し、該当する関心部位の再検査を行うことができる。

[0057] 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をマーキングの数によって識別することができる。

[0058] また、高倍率観察プローブの先端面35Aaに設けられているマーカ吐出口45a, 46a, 47a, 48aの位置間隔は、図中のX方向, Y方向において同一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。

[0059] 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。

[0060] 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説明する。

[0061] 図8に示すように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の中央部には高倍率撮像ユニット39の対物レンズ系40が配されている。そして、対物レンズ系40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とが配され、加えて、例えばマーカ吐出口44a側近傍には光センサ5

0が配されている。

- [0062] 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が当接状態においてマーカ供給制御部66よりマーカ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より吐出されて、関心部位17aの周囲にマーキングが施される。
- [0063] 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17aの表面への当接を自動的に検出して、マーキングが実行される。したがって、関心部位のマーキングを容易、かつ、確実に行うことができる。
- [0064] 次に、図9、図10を参照して本発明の第二の実施形態の内視鏡装置について説明する。
- [0065] 図9、図10に示すように本実施の形態の内視鏡観察装置1Cは、内視鏡2Cと、ビデオプロセッサ5と、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、光源装置4Aaと、光源装置4Bと、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。内視鏡2Cは、被検体である体腔内に挿入可能な挿入部を有する。ビデオプロセッサ5は、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。信号切り換え装置72は、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。光源装置4Aaは、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4Bは、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。マーカ供給制御部66は、高倍率観察プローブ部42Cにマーカを供給するマーキング手段である。
- [0066] 光源装置4Aaは、白色光を発生するランプ14を内蔵している。ランプ14の白色光である照明光は、レンズにより集光されて、ライトガイドロ金部分のライトガイド15に入射する。その照明光は、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10)を経て出射され、患部等の観察部位17を照明する。
- [0067] 光源装置4Bは、白色光を発生するランプ67を内蔵している。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4

3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。

- [0068] 内視鏡2Cの挿入部10、操作部11および操作部11に接続されているユニバーサルコード12内には撮像ユニット27の信号ケーブル31および高倍率撮像ユニット39の信号ケーブル49が挿通している。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。
- [0069] 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とを有している。挿入部10の先端部18には、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が一体的に設けられている。さらに、挿入部10の鉗子チャンネル23に挿通される色素散布具74を備えている。
- [0070] 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とで構成される。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の先端側には照明レンズ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。
- [0071] 高倍率観察プローブ部42Cは、先端部35Cの筒体36内に組み込まれており、内視鏡側先端部本体26に対して一体である。先端部35Cの先端面35Caは、先端面26aから突出距離L1だけ出っ張っている。
- [0072] 高倍率観察プローブ部42Cは、高倍率対物レンズ系40とCCD41とを備え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とを備えて構成されている。CCD41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。
- [0073] 通常観察用撮像ユニット27の対物レンズ系28の光軸と、高倍率観察プローブ部42Cの対物レンズ系40の光軸とは、所定距離離間して配されている。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の観察視野が存在している。

- [0074] 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固定した構成になっている。つまり、 $L < L1$ となっている。
- [0075] 従って、本実施の形態においても内視鏡2Cの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。
- [0076] 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。
- [0077] 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、その分解能は $5\mu\text{m}$ 以下である。
- [0078] 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に接続されている。マーカ供給管路44には、マーキング実行時にマーカ供給制御部66よりマーカが供給される。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から吐出されて、関心部位17aにマーキングを施すことができる。
- [0079] 前述したように内視鏡2Cは、鉗子チャンネル23を備えている。チャンネル23に色素散布具74を挿通することによって、高倍率撮像ユニット39で拡大観察しよとする部分に局所的に色素を散布できるようにしている。
- [0080] 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に接続される、鉗子チャンネル23内に挿通可能な、軟性チューブ76とで構成されている。色素散布具74は、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。
- [0081] なお、色素溶液78を散布した後、手元側のシリンジ75を水などを貯留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。

- [0082] 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、色素散布がされて、染色された染色部位が色素で着色して表示される。染色部位を高倍率撮像ユニット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。
- [0083] 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とが備えられ、それぞれ内視鏡画像と拡大観察画像とが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。したがって、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。
- [0084] 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。
- [0085] 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。そして、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。この後、散布した色素を洗い流す処置を行う。
- [0086] 次に、色素散布により染色された部位79であって、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)。
- [0087] 本実施形態において、高倍率観察プローブ部42Cは、内視鏡2Cの先端部18に固定支持されている。そして、撮像ユニット39の光軸は、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。
- [0088] また、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によって高倍率で撮像され、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)。
- [0089] 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。

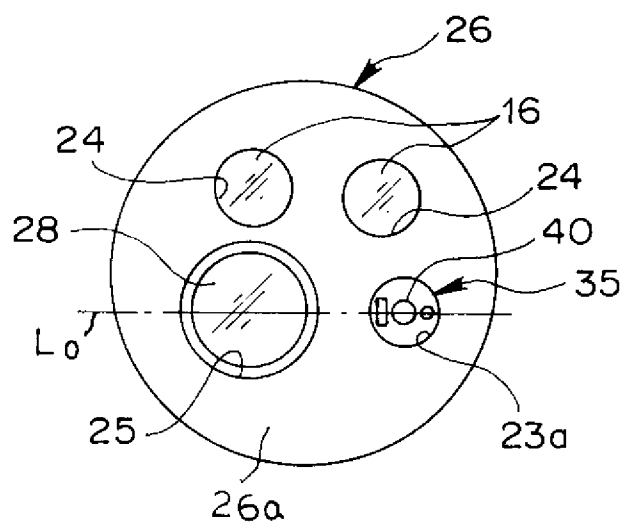
- [0090] 上記高倍率観察の前、後、または、観察中に、高倍率観察プローブ部42Cのマーカ供給管路44を介して観察部位17の関心部位17aの表面にマーキングを施すことができる。すなわち、高倍率観察プローブ部42Cの先端面35Caを関心部位17aの表面に当接させた状態のままで、マーカ供給制御部66よりマーカをマーカ供給管路44に供給し、吐出口より吐出させる。すると、関心部位17aの近傍にマーキングを施すことができる(マーキング工程)。
- [0091] 本実施形態の内視鏡2Cによれば、前記第一の実施形態の内視鏡2と同様の効果を奏する。特に、撮像ユニット39を備える高倍率観察プローブ部42Cが、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、或いは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い。したがって、上述した観察、或いはマーキング動作をより容易に、そして確実に行うことができる。
- [0092] 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、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。
- [0093] 本出願は、2006年5月31日に日本国に出願された特願2006-152597号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

請求の範囲

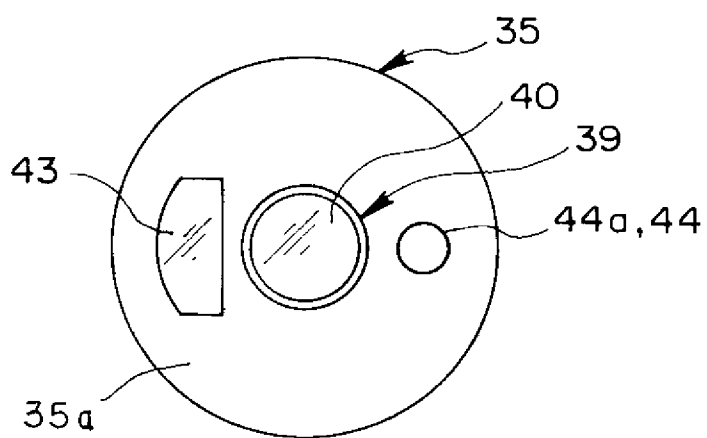
- [1] 体腔内に挿入可能な挿入部と、
前記挿入部の先端部に設けられ、被写体に接触可能な当接部と、
前記当接部に設けられた観察手段と、
前記当接部に設けられ、接触された被写体に対してマーカを付与するマーキング手段と、
を具備することを特徴とする内視鏡。
- [2] 前記観察手段を構成する対物レンズが前記当接部に設けられ、前記マーキング手段は、前記対物レンズに隣接して設けられたことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡。
- [3] 前記マーキング手段は、前記対物レンズの周囲にリング状に設けられたことを特徴とする請求項2記載の内視鏡。
- [4] 前記マーキング手段は、色素を含む流体、または、固体、または、ゲル状のマーカを吐出、または、転写して前記被写体に付与することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡。
- [5] 上記マーキング手段は、加熱により観察部位を変色させることによってマーキングを行うことを特徴とする請求項1記載の内視鏡。
- [6] 上記マーキング手段は、針の出し入れにより観察部位に痕跡を与えることによってマーキングを行うことを特徴とする請求項1記載の内視鏡。
- [7] 前記先端部には、観察手段として、第一の観察手段と第二の観察手段とが設けられ、少なくとも一方の前記観察手段に前記マーキング手段が設けられたことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡。
- [8] 体腔内に挿入可能な挿入部と、前記挿入部の先端部に設けられる観察手段およびマーカを付与するマーキング手段と、被写体に接触可能な当接部とを具備する内視鏡による内視鏡検査方法であって、
前記観察手段によって前記当接部を体壁に当接させて該体壁の観察を行う工程と、
前記当接に伴って、前記マーキング手段によって前記観察部位もしくはその近傍

にマーキングを行う工程と、
を含むことを特徴とする内視鏡検査方法。

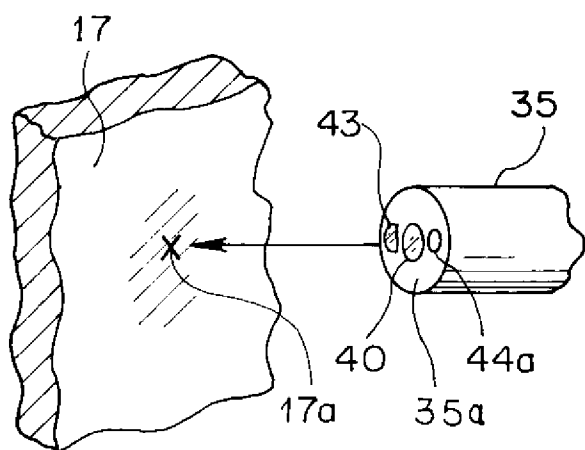
[図3]



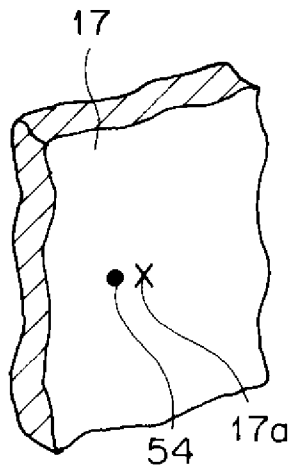
[図4]



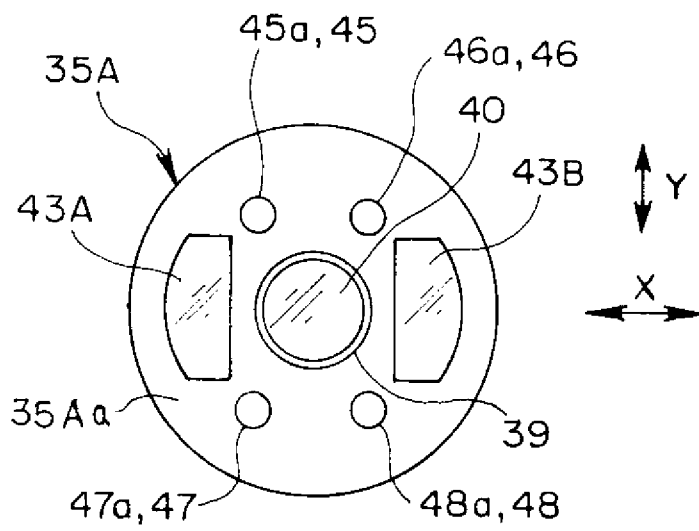
[図5A]



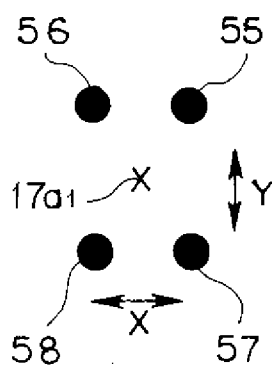
[図5B]



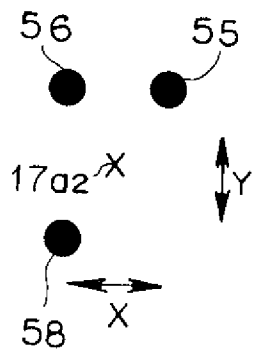
[図6]



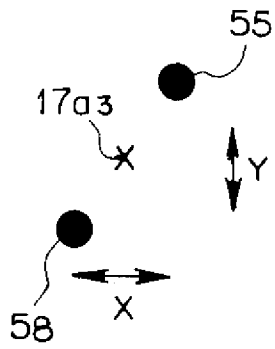
[図7A]



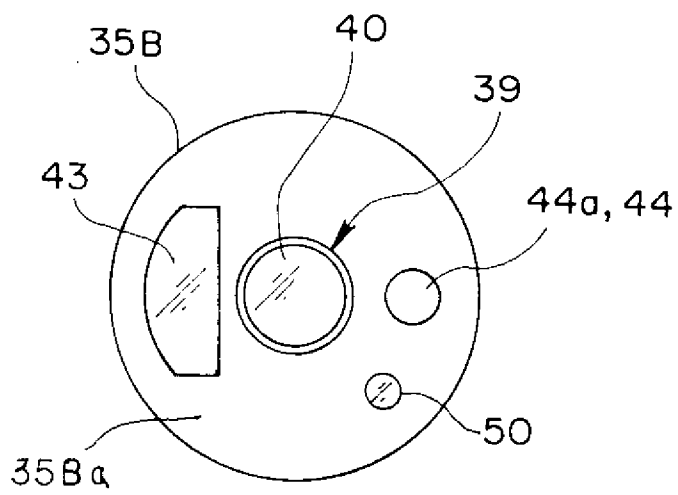
[図7B]



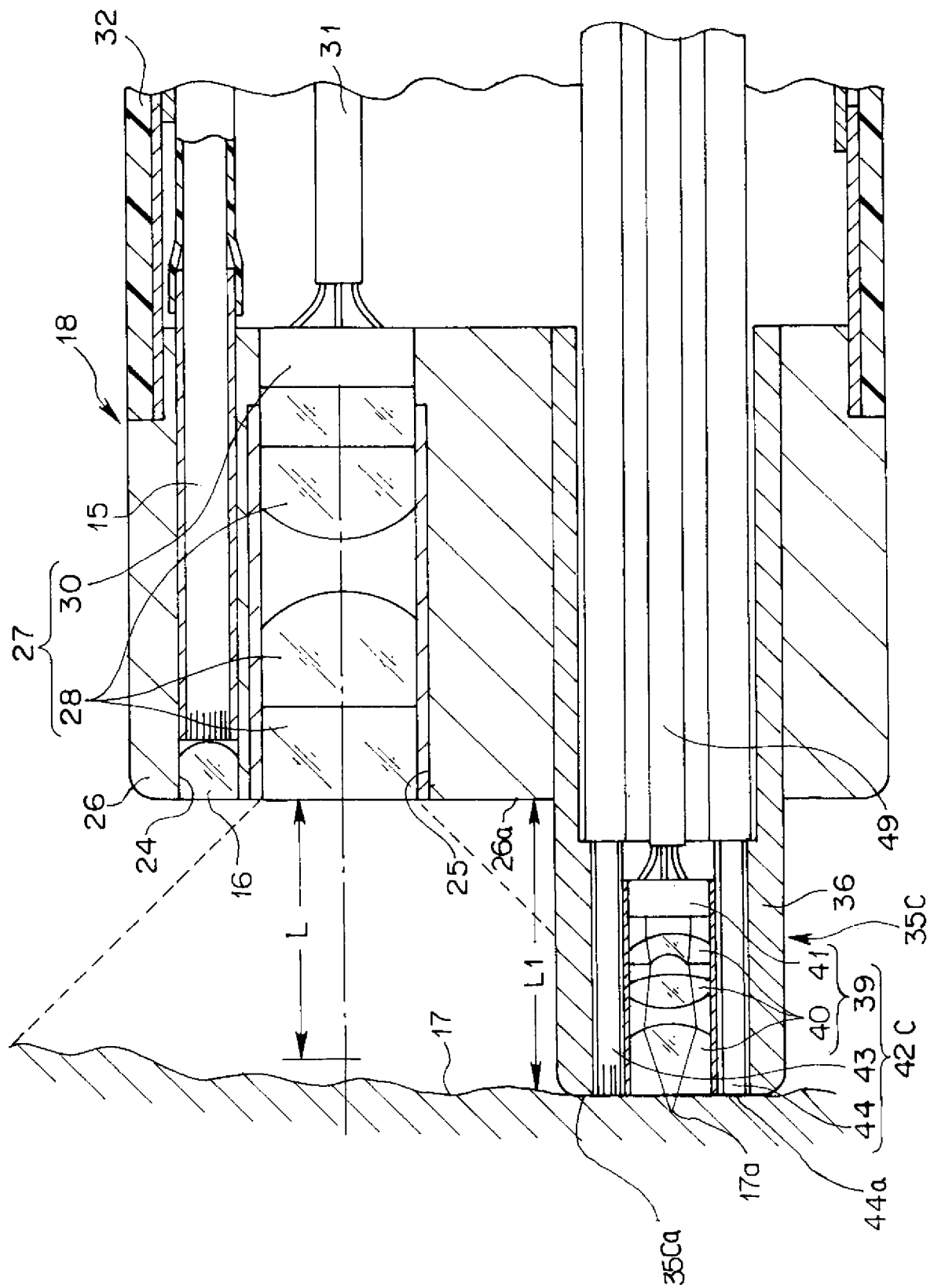
[図7C]



[図8]



[図10]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2007/060222

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00 (2006.01) i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2007 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2007 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2007		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2005-329094 A (Pentax Corp.), 02 December, 2005 (02.12.05), Par. Nos. [0023] to [0026]; Fig. 4 & US 2005-0215996 A1	1, 2, 5
X	JP 2005-253873 A (Olympus Corp.), 22 September, 2005 (22.09.05), Par. Nos. [0028] to [0030]; Figs. 1 to 10 (Family: none)	1, 2, 5
X	JP 2005-168927 A (Iryo Hojin Shadan Ishinkai), 30 June, 2005 (30.06.05), Par. Nos. [0038] to [0039]; Fig. 3 (Family: none)	1, 2, 5
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 03 August, 2007 (03.08.07)		Date of mailing of the international search report 21 August, 2007 (21.08.07)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2007/060222

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2005-080953 A (Pentax Corp.), 31 March, 2005 (31.03.05), Par. Nos. [0017] to [0019]; Fig. 3 (Family: none)	1, 2, 5
X	JP 2004-173768 A (Olympus Corp.), 24 June, 2004 (24.06.04), Par. Nos. [0012] to [0029]; Figs. 1, 2 (Family: none)	1, 2, 5
X	JP 2003-290127 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 14 October, 2003 (14.10.03), Par. Nos. [0013] to [0021], [0061] to [0066]; Fig. 8 & US 2003-0187349 A1	1, 2, 4, 6
X	JP 2003-290125 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 14 October, 2003 (14.10.03), Par. No. [0062]; Fig. 10 & US 2003-0187319 A1	1, 2, 4, 6
X	JP 2003-190076 A (Pentax Corp.), 08 July, 2003 (08.07.03), Par. Nos. [0003] to [0005], [0017], [0018]; Figs. 5, 6 (Family: none)	1, 2, 5
X	JP 2001-292959 A (Mayo Foundation for Medical Education and Research), 23 October, 2001 (23.10.01), Par. No. [0012]; Fig. 4 & US 2001-0049509 A1	1, 2, 5
E, X	JP 2007-151873 A (Pentax Corp.), 21 June, 2007 (21.06.07), Full text; Figs. 1 to 17 (Family: none)	1-4, 7
E, X	JP 2006-325867 A (Fujinon Corp.), 07 December, 2006 (07.12.06), Par. Nos. [0037] to [0041]; Figs. 1 to 6 (Family: none)	1-6
E, X	JP 2006-325785 A (Fujinon Corp.), 07 December, 2006 (07.12.06), Par. Nos. [0025], [0026]; Fig. 7 (Family: none)	1, 2, 5

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2007/060222

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 8
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
The invention of claim 8 relates to methods of inspecting the inside of a body cavity by using an endoscope and is relevant to methods of diagnosing the human body.
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest
the

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, payment of a protest fee..
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B1/00 (2006. 01) i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B1/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1 9 2 2 - 1 9 9 6 年 日本国公開実用新案公報 1 9 7 1 - 2 0 0 7 年 日本国実用新案登録公報 1 9 9 6 - 2 0 0 7 年 日本国登録実用新案公報 1 9 9 4 - 2 0 0 7 年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号	
X	JP 2005-329094 A（ペンタックス株式会社）2005. 12. 02 段落[0023]-[0026]，第4図 & US 2005-0215996 A1	1, 2, 5	
X	JP 2005-253873 A（オリンパス株式会社）2005. 09. 22 段落[0028]-[0030]，第1 - 1 0 図（ファミリーなし）	1, 2, 5	
X	JP 2005-168927 A（医療法人社団以心会）2005. 06. 30 段落[0038]-[0039]，第3図（ファミリーなし）	1, 2, 5	
☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 0 3 . 0 8 . 2 0 0 7		国際調査報告の発送日 2 1 . 0 8 . 2 0 0 7	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / J P） 郵便番号1 0 0 - 8 9 1 5 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 長井 真一 電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2	2 Q 9 1 1 7

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	JP 2005-080953 A (ペンタックス株式会社) 2005.03.31 段落[0017]-[0019], 第3図 (ファミリーなし)	1, 2, 5
X	JP 2004-173768 A (オリンパス株式会社) 2004.06.24 段落[0012]-[0029], 第1, 2図 (ファミリーなし)	1, 2, 5
X	JP 2003-290127 A (オリンパス光学工業株式会社) 2003.10.14 段落[0013]-[0021][0061]-[0066], 第8図 & US 2003-0187349 A1	1, 2, 4, 6
X	JP 2003-290125 A (オリンパス光学工業株式会社) 2003.10.14 段落[0062], 第10図 & US 2003-0187319 A1	1, 2, 4, 6
X	JP 2003-190076 A (ペンタックス株式会社) 2003.07.08 段落[0003]-[0005][0017][0018], 第5, 6図 (ファミリーなし)	1, 2, 5
X	JP 2001-292959 A (メイヨ・ファウンデーション・フォー・メディ カル・エデュケーション・アンド・リサーチ) 2001.10.23 段落[0012], 第4図 & US 2001-0049509 A1	1, 2, 5
EX	JP 2007-151873 A (ペンタックス株式会社) 2007.06.21 全文, 第1-17図 (ファミリーなし)	1-4, 7
EX	JP 2006-325867 A (フジノン株式会社) 2006.12.07 段落[0037]-[0041], 第1-6図 (ファミリーなし)	1-6
EX	JP 2006-325785 A (フジノン株式会社) 2006.12.07 段落[0025][0026], 第7図 (ファミリーなし)	1, 2, 5

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求の範囲 8 は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、
請求の範囲8に記載の発明は、内視鏡を用いた体腔内の検査方法に関するものであり、
人体の診断方法に該当するものである。
2. ☐ 請求の範囲 は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求の範囲 は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付を伴う異議申立てがなかった。