

(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2012-160

(P2012-160A)

(43) 公開日 平成24年1月5日(2012.1.5)

(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 0 0 D	4 C 0 6 1
A 6 1 B	1/06	(2006.01)	A 6 1 B	1/06	A	4 C 1 6 1
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 0	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2010-135559 (P2010-135559)
 (22) 出願日 平成22年6月14日 (2010.6.14)

(71) 出願人 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100115107
 弁理士 高松 猛
 (74) 代理人 100132986
 弁理士 矢澤 清純
 (72) 発明者 安田 裕昭
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 (72) 発明者 森田 直之
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

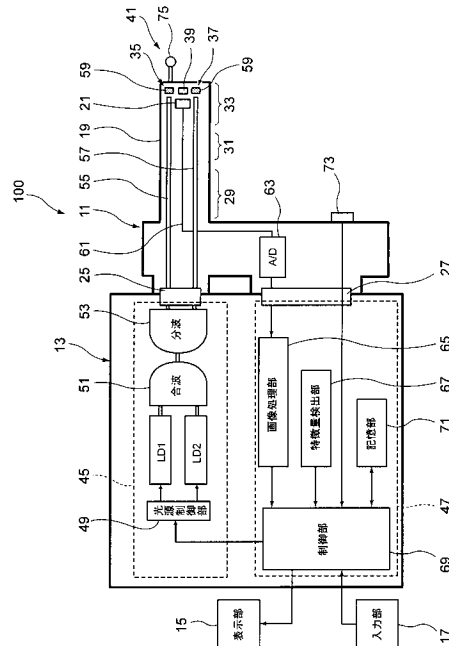
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 体腔内の特定部位に対する触診を行い、その結果に基づいて患部の状態をより詳細に観察できる照明光に自動的に変更して、内視鏡による診断を支援する内視鏡装置を提供する。

【解決手段】 内視鏡装置100は、内視鏡挿入部19の先端から照明光を照射するとともに、被観察対象を撮像素子21により撮像して撮像画像情報を取得する。内視鏡装置100は、白色光、及び白色光とは異なるスペクトルの特殊光を選択的に出射する光源部45と、内視鏡挿入部19の先端から、その一端に形成された触子部75を突出させて被観察対象の生体表面に押し当てる押し当て部材41と、押し当て部材41の触子部75を生体表面に押し当てて撮像した撮像画像情報から生体表面の特徴量を検出する特徴量検出部67と、検出された特徴量に応じて通常観察モード、特殊光観察モードのいずれかに切り替える観察モード切換部と、を備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体内に挿入される内視鏡挿入部の先端から、照明光を生体内の被観察対象に向けて照射するとともに、前記被観察対象を撮像素子により撮像して撮像画像情報を取得する内視鏡装置であって、

白色光、及び白色光とは異なるスペクトルの特殊光を選択的に出射する光源部と、
前記内視鏡挿入部の先端から、その一端に形成された触子部を突出させて前記被観察対象の生体表面に押し当てる押し当て部材と、

前記押し当て部材の触子部を生体表面に押し当てて撮像した撮像画像情報から前記生体表面の特徴量を検出する特徴量検出部と、

前記特徴量検出部により検出された特徴量に応じて、前記白色光を照明光として観察する通常観察モード、前記特殊光を含む光を照明光として観察する特殊光観察モードのいずれかに切り替える観察モード切換部と、

を備えた内視鏡装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の内視鏡装置であって、

前記光源部が、白色照明光を生成するための白色光用光源、及び前記白色照明光より狭帯域のスペクトル光を発生する特殊光光源を含む複数の光源を含んで構成され、前記複数の光源からの光を所定の光量比で合波して出射する内視鏡装置。

【請求項 3】

請求項 2 記載の内視鏡装置であって、

前記観察モード切換部が、前記特徴量検出部により検出された特徴量に応じて前記所定の光量比を変化させる内視鏡装置。

20

【請求項 4】

請求項 1 ~ 請求項 3 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記特徴量が、前記生体表面に前記押し当て部材の触子部を押し当てて陥没させたときの、前記生体表面の陥没領域の大きさに関連した特徴量である内視鏡装置。

【請求項 5】

請求項 4 記載の内視鏡装置であって、

前記特徴量が、前記押し当て部材の触子部の周囲における前記生体表面の色調、輝度の少なくともいずれかの変化量である内視鏡装置。

30

【請求項 6】

請求項 1 ~ 請求項 5 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記押し当て部材が、前記触子部を前記生体表面に対して面垂直方向に押し当て可能に、前記内視鏡挿入部の先端から突出された内視鏡装置。

【請求項 7】

請求項 1 ~ 請求項 6 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記押し当て部材が、前記内視鏡挿入部の軸方向に沿って形成された鉗子チャンネルに進退自在に挿通される内視鏡装置。

【請求項 8】

請求項 1 ~ 請求項 7 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記特殊光源の出射光の中心波長が、360nm乃至470nmの波長域に含まれる内視鏡装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

一般的な内視鏡装置は、内視鏡挿入部の先端の観察窓から生体組織を観察するように構

50

成されている。しかし、近年の内視鏡診断の高度化に伴い、患部を観察するだけでなく、患部の弾力や硬化の確認等、触診を行いたい要求が強まっている。特に、患部に腫瘍が存在するときは、その腫瘍の領域が周囲より硬化する等、観察だけでは知り得ない病状の進行度合いが触診によって正確に診断できる。そこで、押圧手段により観察中の体腔内部を所定の圧力で押圧し、この押圧による組織の変位量を検出することで、組織の硬さを検出する内視鏡装置が提案されている（特許文献1）。この内視鏡装置によれば、体腔内の特定部位に対する硬度を測定することができる。

【0003】

しかし、この内視鏡装置による診断では、単に患部の硬さを測定するに留まり、この患部を更に詳細に観察することができない。即ち、特定波長の狭帯域光の照射により特殊光観察を行うことで、組織表層の毛細血管の状態やピットパターンを診断しやすくなるが、このような特殊光観察を行うには、上記内視鏡装置を体腔内から抜き取った後、特殊光観察用の内視鏡装置を体腔内に再挿入する等、手技が煩雑となる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開昭63-186621号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明は、体腔内の特定部位に対する触診を行い、その結果に基づいて患部の状態をより詳細に観察できる観察モードに自動的に変更して、内視鏡診断を支援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】

【0006】

本発明は下記構成からなる。

生体内に挿入される内視鏡挿入部の先端から、照明光を生体内の被観察対象に向けて照射するとともに、前記被観察対象を撮像素子により撮像して撮像画像情報を取得する内視鏡装置であって、

白色光、及び白色光とは異なるスペクトルの特殊光を選択的に出射する光源部と、
前記内視鏡挿入部の先端から、その一端に形成された触子部を突出させて前記被観察対象の生体表面に押し当てる押し当て部材と、

前記押し当て部材の触子部を生体表面に押し当てて撮像した撮像画像情報から前記生体表面の特徴量を検出する特徴量検出部と、

前記特徴量検出部により検出された特徴量に応じて、前記白色光を照明光として観察する通常観察モード、前記特殊光を含む光を照明光として観察する特殊光観察モードのいずれかに切り替える観察モード切換部と、

を備えた内視鏡装置。

【発明の効果】

【0007】

本発明の内視鏡装置によれば、体腔内の特定部位に対する触診を行い、その結果に基づいて患部の状態をより詳細に観察できる観察モードに自動的に変更して、内視鏡診断を支援することができる。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本発明の実施形態を説明するための図で、内視鏡装置の概念的なブロック構成図である。

【図2】図1に示す内視鏡装置の一例としての外観図である。

【図3】光源部による照明光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図4】押し当て部材の一部破断側面図である。

10

20

30

40

50

【図 5】押し当て部材による正常な生体表面の観察時における外観図である。
 【図 6】押し当て部材による生体表面の病変部の観察時における外観図である。
 【図 7】図 5 の観察画像である。
 【図 8】図 7 の観察画像である。
 【図 9】(A)、(B)、(C) は病変部の大きさに応じて特徴量の算出する様子を示す説明図である。
 【図 10】内視鏡装置による触診観察の手順を説明するフローチャートである。
 【図 11】通常観察モードと特殊光観察モードとの照明光の切り換えの様子を示す説明図である。
 【図 12】照明光の切り換えの様子を示す説明図である。
 【図 13】光源部の他の構成例を示すブロック図である。
 【図 14】光源部の他の構成例を示すブロック図である。
 【図 15】光源部の他の構成例を示すブロック図である。
 【図 16】光源部の他の構成例を示すブロック図である。
 【図 17】(A) は光源部の他の構成例を示すブロック図、(B) は(A) に適用される回転フィルタの正面図である。
 【発明を実施するための形態】

10

【0009】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照して詳細に説明する。

図 1 は本発明の実施形態を説明するための図で、内視鏡装置の概念的なブロック構成図、図 2 は図 1 に示す内視鏡装置の一例としての外観図である。

20

【0010】

図 1、図 2 に示すように、内視鏡装置 100 は、内視鏡 11 と、この内視鏡 11 が接続される制御装置 13 と、画像情報等を表示するモニタ等の表示部 15 と、キーボード等の入力操作を受け付ける入力部 17 とを備える。

【0011】

内視鏡 11 は、内視鏡挿入部 19 の先端から照明光を出射する照明光学系と、被観察領域を撮像する撮像素子 21 (図 1 参照) を含む撮像光学系とを有する電子内視鏡である。内視鏡 11 は、被検体内に挿入される内視鏡挿入部 19 と、内視鏡挿入部 19 の先端の湾曲操作や観察のための操作を行う操作部 23 (図 2 参照) と、内視鏡 11 を制御装置 13 に着脱自在に接続するコネクタ部 25, 27 とを備える。内視鏡挿入部 19 は、その先端に、生体表面に押し当てる押し当て部材 41 が配置されている。なお、図示はしないが、操作部 23 及び内視鏡挿入部 19 の内部には、組織採取用処置具等を挿入する鉗子チャンネルや、送気・送水用のチャンネル等、各種のチャンネルが設けられる。

30

【0012】

内視鏡挿入部 19 は、可撓性を持つ軟性部 29 と、湾曲部 31 と、先端部 (以降、内視鏡先端部とも呼称する) 33 とから構成される。内視鏡先端部 33 には、図 1 に示すように、被観察領域へ光を照射する照射口 35, 37 と、被観察領域の画像情報を取得する CCD (Charge Coupled Device) イメージセンサや CMOS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) イメージセンサ等の撮像素子 21 が配置されている。撮像素子 21 の受光面には対物レンズユニット 39 が配置されている。

40

【0013】

湾曲部 31 は、軟性部 29 と先端部 33 との間に設けられ、操作部 23 に配置されたアングルノブ 43 の回動操作により湾曲自在にされている。この湾曲部 31 は、内視鏡 11 が使用される被検体の部位等に応じて、任意の方向、任意の角度に湾曲でき、内視鏡先端部 33 の照射口 35, 37 及び撮像素子 21 の観察方向を、所望の観察部位に向けることができる。

【0014】

制御装置 13 は、内視鏡先端部 33 の照射口 35, 37 に供給する照明光を発生する光源部 45、撮像素子 21 からの画像信号を画像処理するプロセッサ 47 を備え、コネクタ

50

部 25, 27 を介して内視鏡 11 と接続される。また、プロセッサ 47 には、前述の表示部 15 と入力部 17 とが接続されている。プロセッサ 47 は、内視鏡 11 の操作部 23 や入力部 17 からの指示に基づいて、内視鏡 11 から伝送されてくる撮像信号を画像処理し、表示部 15 へ表示用画像を生成して供給する。

【0015】

光源部 45 は、中心波長 405 nm の紫色レーザ光源（特殊光光源）LD1 と、中心波長 445 nm の青色レーザ光源（白色照明用光源）LD2 とを発光源として備えている。これら各光源 LD1, LD2 の半導体発光素子からの発光は、光源制御部 49 により個別に制御されており、紫色レーザ光源 LD1 の出射光と、青色レーザ光源 LD2 の出射光との光量比は変更自在になっている。つまり、光源部 45 は、白色光源、及び白色光源より狭帯域のスペクトル光を出射する特殊光光源を含む複数の光源からの光を選択的に出射することができる。

10

【0016】

紫色レーザ光源 LD1 及び青色レーザ光源 LD2 は、ブロードエリア型の InGaN 系レーザダイオードが利用でき、また、InGaAs 系レーザダイオードや GaAs 系レーザダイオードを用いることもできる。また、上記光源として、発光ダイオード等の発光体を用いた構成としてもよい。

【0017】

これら各光源 LD1, LD2 から出射されるレーザ光は、集光レンズ（図示略）によりそれぞれ光ファイバに入力され、合波器であるコンバイナ 51 と、分波器であるカプラ 53 とを介してコネクタ部 25 に伝送される。なお、これに限らず、コンバイナ 51 とカプラ 53 とを用いずに各光源 LD1, LD2 からのレーザ光をコネクタ部 25 に直接送出する構成であってもよい。

20

【0018】

中心波長 445 nm の青色レーザ光、及び中心波長 405 nm の紫色レーザ光が合波され、コネクタ部 25 まで伝送されたレーザ光は、光ファイバ 55, 57 によって、それぞれ内視鏡 11 の内視鏡先端部 33 まで伝搬される。そして、青色レーザ光は、内視鏡先端部 33 の光ファイバ 55, 57 の光出射端に配置された波長変換部材である蛍光体 59 を励起して蛍光を発光させる。また、一部の青色レーザ光は、そのまま蛍光体 59 を透過する。紫色レーザ光は、蛍光体 59 を強く励起させることなく透過して、狭帯域波長の照明光となる。

30

【0019】

光ファイバ 55, 57 は、マルチモードファイバであり、一例として、コア径 105 μm、クラッド径 125 μm、外皮となる保護層を含めた径が 0.3 ~ 0.5 mm の細径なファイバケーブルを使用できる。

【0020】

蛍光体 59 は、青色レーザ光の一部を吸収して緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光体（例えば YAG 系蛍光体、或いは BAM (BaMgAl₁₀O₁₇) 等の蛍光体) を含んで構成される。これにより、青色レーザ光を励起光とする緑色～黄色の励起光と、蛍光体 59 により吸収されず透過した青色レーザ光とが合わされて、白色（疑似白色）の照明光となる。本構成例のように、半導体発光素子を励起光源として用いれば、高い発光効率で高強度の白色光が得られ、白色光の強度を容易に調整できる上に、白色光の色温度、色度の変化を小さく抑えることができる。

40

【0021】

上記の蛍光体 59 は、レーザ光の可干渉性により生じるスペckルに起因して、撮像の障害となるノイズの重畳や、動画像表示を行う際のちらつきの発生を防止できる。また、蛍光体 59 は、蛍光体を構成する蛍光物質と、充填剤となる固定・固化用樹脂との屈折率差を考慮して、蛍光物質そのものと充填剤に対する粒径を、赤外域の光に対して吸収が小さく、かつ散乱が大きい材料で構成することが好ましい。これにより、赤色や赤外域の光に対して光強度を落とすことなく散乱効果が高められ、光学的損失が小さくなる。

50

【 0 0 2 2 】

青色レーザ光と蛍光体 5 9 からの励起発光光による白色光、及び紫色レーザ光による狭帯域光からなる照明光は、内視鏡 1 1 の先端部 3 3 から被検体の被観察領域に向けて照射される。そして、照明光が照射された被観察領域の様子を対物レンズユニット 3 9 により撮像素子 2 1 の受光面上に結像させて撮像する。

【 0 0 2 3 】

撮像後に撮像素子 2 1 から出力される撮像画像の画像信号は、スコープケーブル 6 1 を通じて A / D 変換器 6 3 に伝送されてデジタル信号に変換され、コネクタ部 2 5 を介してプロセッサ 4 7 の画像処理部 6 5 に入力される。画像処理部 6 5 は、詳細は後述するが、入力されたデジタル画像信号を画像データに変換して所望の出力用画像情報を制御部 6 9 10
に出力する。特徴量検出部 6 7 は、光源部 4 5 から白色光を出射させると共に、押し当て部材 4 1 が有する触子部 7 5 を生体表面に押し当てた状態で、撮像素子 2 1 により撮像した撮像画像情報から生体表面の特徴量を検出する。光源制御部 4 9 は、特徴量検出部 6 7 により検出された特徴量に応じて光源部 4 5 からの出射光を変化させる。

【 0 0 2 4 】

制御部 6 9 に入力された出力用画像情報は、内視鏡観察画像として表示部 1 5 に表示され、必要に応じて、メモリやストレージ装置からなる記憶部 7 1 に記憶される。また、内視鏡 1 1 には、手動にて観察モードを変更するモード変更ボタン 7 3 が配置され、モード変更ボタン 7 3 からの切り替え信号は制御部 6 9 に入力される。モード変更ボタン 7 3 は、押下動作の度に後述する観察モードを切り替える。 20

【 0 0 2 5 】

図 3 は、紫色レーザ光源 L D 1 からの紫色レーザ光と、青色レーザ光源 L D 2 からの青色レーザ光及び青色レーザ光が蛍光体 5 9 により波長変換された発光スペクトルとを示すグラフである。紫色レーザ光は、中心波長 4 0 5 n m の輝線で表される。また、青色レーザ光は、中心波長 4 4 5 n m の輝線で表され、青色レーザ光による蛍光体 5 9 からの励起発光光は、概ね 4 5 0 n m ~ 7 0 0 n m の波長帯域で発光強度が増大する分光強度分布となる。この励起発光光と青色レーザ光とによって前述した白色光が形成される。

【 0 0 2 6 】

ここで、本明細書でいう白色光とは、厳密に可視光の全ての波長成分を含むものに限らず、例えば R , G , B 等、特定の波長帯の光を含むものであればよく、例えば、緑色から赤色にかけての波長成分を含む光や、青色から緑色にかけての波長成分を含む光等も広義に含むものとする。 30

【 0 0 2 7 】

この内視鏡装置 1 0 0 では、紫色レーザ光源 L D 1 からの紫色レーザ光と、青色レーザ光源 L D 2 からの青色レーザ光との発光強度を光源制御部 4 9 により相対的に増減制御して、任意の輝度バランスの照明光を生成することができる。

【 0 0 2 8 】

図 4 に押し当て部材 4 1 の一部破断側面図を示す。押し当て部材 4 1 は、先端部の触子部 7 5 と、触子部 7 5 に接続されたワイヤ 7 6 と、ワイヤ 7 6 の外周をワイヤ 7 6 が進退自在となるように覆うシース 7 8 と、基端部の操作部 7 9 とを有する。操作部 7 9 は、ワイヤ 7 6 に接続された固定部 7 9 A と、シース 7 8 に接続された可動部 7 9 B からなり、可動部 7 9 B を固定部 7 9 A に対して牽引することで、触子部 7 5 がシース 7 8 の先端から突出する。押し当て部材 4 1 は、内視鏡挿入部 1 9 の軸方向に沿って形成された鉗子孔に挿通され、進退自在な触子部 7 5 を生体表面に押し当てることにより生体表面を陥没させる。押し当て部材 4 1 の触子部 7 5 は、操作部 7 9 からの操作により、内視鏡挿入部 1 9 の先端部からの微妙な突出加減を調整することができる。また、病変部において触診を行う以前に触子部 7 5 を退避させておくことにより、他の生体表面における観察の邪魔になることがない。 40

【 0 0 2 9 】

なお、押し上げ部材 4 1 は、内視鏡の鉗子孔から挿入する処置具として設ける他にも、 50

内視鏡先端部に触子部を突設しておく構成としてもよい。

【0030】

ここで、押し当て部材41による触診について説明する。

生体組織の粘膜表層は、粘膜深層の血管から樹脂状血管網等の毛細血管が粘膜表層までの間に形成され、生体組織の病変は、その毛細血管等の微細構造に現れることが報告されている。そこで、内視鏡診察においては、粘膜表層の毛細血管を画像強調して観察し、微小病変の早期発見や、病変範囲の診断が試みられている。特に、生体表面に生成される病変部は、例えば石灰化した場合のように、周囲の生体表面と比べて硬く変質していることが報告されている。そのため、硬く変質した病変部に対して押し当て部材41の触子部75を押し当てることにより、硬化した病変部が一体となって陥没する。

10

【0031】

図5に押し当て部材41による正常な生体表面の観察時における外観図、図6に押し当て部材41による生体表面の病変部の観察時における外観図を示した。図5に示すように、正常な生体組織に押し当て部材41の触子部75を押し当てると、生体表面Bが柔軟であるため触子部75を覆うように生体組織が局所的に窪む。一方、図6に示すように病変部Aが存在する場合、触子部75を生体表面Bに押し当てると、生体表面Bから硬化した病変部A全体が一体となって窪み、陥没領域が大きくなる。

【0032】

このような陥没した様子を上方から観察することにより、病変部Aの硬化領域の大きさを確認できる。図7は図5に示す場合の観察画像、図8は図6に示す場合の観察画像を示している。病変部Aの硬化具合は、陥没した領域の縦横寸法や面積を検出することで評価できる。つまり、図9(A)~(C)に示すように、病変部(硬化領域)の大きさは、陥没した領域の大きさとして観察できる。図9(A)のように正常な生体表面Bの状態から、図9(B)、(C)といった病変部Aが存在する状態までの間で、病変部Aの大きさを、水平方向の直径 d_{ah} 、垂直方向の直径 d_{av} 、又は、陥没した領域の面積 A_1 、 A_2 を画像解析により求める。これらのパラメータが、病変部Aの大きさを表す特徴量となる。

20

【0033】

更に詳述すると、病変部Aによる陥没領域の大きさは、押し当て部材41の触子部75の近傍とその周囲における生体表面Bの色調又は輝度の変化量に関連して求めることができる。例えば、平均化処理や二値化処理等の周知の画像処理技術を利用することで、病変部Aの実態に相当する特徴量を正確に求めることができる。また、病変部の特徴量の検出においては、光切断法を利用する等して凹凸状態を三次元的に解析し、病変部の体積等の三次元量の特徴量としてもよい。

30

【0034】

上記の病変部Aの観察には、可視短波長の狭帯域光を照射すると、組織表層のより詳細な情報が得られることが分かっている。

生体組織に照明光が入射されると、入射光は生体組織内を拡散的に伝播するが、生体組織の吸収・散乱特性は波長依存性を有しており、短波長ほど散乱特性が強くなる傾向がある。つまり、照明光の波長によって光の深達度が変化する。そのため、照明光が400nm付近の波長域では粘膜表層の毛細血管からの血管情報が得られ、波長500nm付近の波長域では、更に深層の血管を含む血管情報が得られるようになる。病変部Aの組織表層の情報を得るためには、中心波長360~800nm、好ましくは365~515nmの光源を用いる。特に表層血管の観察には、中心波長360~470nm、好ましくは360~450nmの光源を用いる。

40

【0035】

このように、可視短波長の狭帯域光を照明光とした場合の観察画像では、粘膜表層の微細な毛細血管、また、ピットパターンが鮮明に見えるようになる。また、照明光を白色光とした場合の観察画像では、組織深層に近い血管像までが得られるようになる。

【0036】

50

上記のように、白色光による観察画像に加え、狭帯域光による観察画像を合成した画像を生成することで、生体組織の粘膜表層の微細血管が強調された患部の診断がしやすい画像にできる。本構成の内視鏡装置 100 においては、内視鏡先端部 33 から出射する白色光及び狭帯域光の各出射光量を、それぞれ独立して連続変化可能に構成することで、1 フレームの撮像画像を、片方の照明光のみ照射した観察画像や、双方の照明光による光成分が含まれる観察画像にすることが自在に行える。

【0037】

次に、内視鏡装置を用いた触診と観察の手順について説明する。

図 10 に内視鏡装置 100 による触診観察の手順を説明するフローチャートを示す。まず、青色レーザ光源 LD2 から青色レーザ光と蛍光体 59 から励起発光光による白色光を照射する (S1)。白色光を照射している状態で、生体表面 B に押し当て部材 41 の触子部 75 を押し当てる (S2)。なお、観察したい病変部の位置が既知である場合は、その病変部に触子部 75 を押し当てるようにする。

10

【0038】

そして、生体表面 B に触子部 75 を押し当てた後、対物レンズユニット 39 を通じて、照明光が照射された生体表面 B の様子を撮像素子 21 により撮像する (S3)。

【0039】

次に、特徴量の検出を行う (S4)。押し当て部材 41 の触子部 75 を生体表面 B に対して垂直方向に押し当てた際、触子部 75 が押し当てられた生体表面 B が正常であって病変部が存在しないか、存在しても微小である場合 (図 7、図 9 (A) 参照)、生体表面 B の陥没領域の大きさが小さいことが観察される。この場合は、病変部の特徴量が所定範囲内であるために、観察モード切替部である制御部 69 は、観察モードを通常観察モードに設定する (S5, S6)。通常観察モードでは、青色レーザ光源 LD2 から青色レーザ光と蛍光体 59 から励起発光光とによる白色光が照射される。

20

【0040】

一方、押し当て部材 41 の触子部 75 を生体表面 B に対して垂直方向に押し当てた際、触子部 75 が押し当てられた生体表面 B に大きい病変部 A が確認された場合 (図 8、図 9 (B), (C) 参照)、病変部 A の特徴量が所定範囲を超えているため、制御部 69 は、観察モードを特殊光観察モードに設定する (S7)。このとき、特徴量検出部 67 から出力される切り換え指令信号に応じて、制御部 69 を介して光源制御部 49 が紫色レーザ光源 LD1、青色レーザ光源 LD2 をそれぞれ制御して、紫色レーザ光源 LD1 の光のみを出射させる。これにより、可視短波長の狭帯域光により撮像された画像情報が制御部 69 に入力されて、内視鏡観察画像として表示部 15 に表示される。

30

【0041】

上記の通常観察モードと特殊光観察モードとの照明光の切り換えの様子を図 11 に示す。病変部 A の特徴量の検出において、押し当て部材 41 の触子部 75 を生体表面 B に押し当てて生体表面 B を陥没させた際、生体表面 B の陥没領域の大きさが特徴量閾値 C1 を超えていないことが特徴量検出部 67 により検出されると、青色レーザ光源 LD2 から青色レーザ光と蛍光体 59 から励起発光光による白色光が照射される通常観察モードとなる。

40

【0042】

一方、特徴量閾値 C1 を超えていることが特徴量検出部 67 により検出されると、光源制御部 49 により紫色レーザ光源 LD1 から光が病変部 A に照射された観察画像が得られる。

【0043】

このように、観察画像の特徴量に応じて観察モードが自動的に切り替わるので、内視鏡の術者は、病変部の触診と病変部の詳細な観察とを、手動操作を伴うことなく連続して行うことができ、手技を円滑に行うことができる。また、観察モードが自動的に切り替わることで、病変部があった場合に、モニタに映出される観察画像が変化するため、術者はこの視覚的な変化に気付きやすくなり、問題のある病変部をより確実に認知できる。よって

50

、病変部の見逃し防止に寄与できる。また、所望の観察対象に内視鏡先端部の位置を合わせて触診する以外にも、体腔内で無作為に触診して病変部を探索する場合に、病変部の存在によってモニタ映出の画像が切り替わるので、術者による病変部の発見が容易となり、診断精度が向上する。

【 0 0 4 4 】

次に、上記構成の変形例を説明する。

図 1 2 は照明光の切り換えの様子を示す説明図である。制御パターン P 1 で示すように、検出した特徴量が閾値 C 2 を超えていない場合は、紫色レーザ光源 L D 1 と青色レーザ光源 L D 2 との光量比を 1 : 4 に設定する。また、特徴量が閾値 C 2 を超えている場合は、紫色レーザ光源 L D 1 と青色レーザ光源 L D 2 との光量比を 7 : 1 に設定する。

10

【 0 0 4 5 】

上記 2 段階の制御パターン P 1 の他、制御パターン P 2 に示すように、特徴量の大きさに応じて紫色レーザ光源 L D 1 と青色レーザ光源 L D 2 との光量比を連続的に変化させるように設定してもよい。連続的に変化させる場合には、病変部の状態に応じた適切な照明光で観察することができる。

【 0 0 4 6 】

光源部 4 5 は、次に示す構成にすることもできる。

図 1 3 に光源部 4 5 の他の構成例を示す。同図に示すように光源部 4 5 は、中心波長 4 0 5 n m の紫色レーザ光源 L D 1 と、中心波長 4 4 5 n m の青色レーザ光源 L D 2 に加え、中心波長 4 0 5 n m のレーザ光源 L D 3 を備える。光源制御部 4 9 は、中心波長 4 0 5 n m のレーザ光源 L D 3 からの光を、光ファイバを通じて、内視鏡先端部に配置される拡散板 7 7 から被観察領域に照射する。この構成によれば、L D 3 からのレーザ光を蛍光体を介さずに出射できるため、中心波長 4 0 5 n m の狭帯域光が他の波長帯の光（蛍光体の発光等）による外乱なく生体に照射できる。そのため、生体内に存在するコラーゲン等の蛍光物質からの微弱な自家蛍光の観察画像や、光線力学的診断（Photodynamic Diagnosis : P D D）用の微弱な発光強度の観察画像が S / N を高めた状態で得られる。表 1 に P D D 励起光（照射光）、P D D 蛍光（発光）、及び参考のため光線力学的治療（Photodynamic Therapy : P D T）光（照射光）の波長を薬剤毎に示すように、P D D 励起光としては、フォトフリン、レザフィリン、5 - A L A のいずれの蛍光薬剤を使用した場合でも中心波長 4 0 5 n m のレーザ光が利用可能である。

20

30

【 0 0 4 7 】

【表 1】

薬剤名	PDD励起光	PDD蛍光	PDT治療光
フォトフリン	405nm	630nm	630nm
レザフィリン	405nm	670nm	664nm
5-ALA	405nm	636nm	630nm

40

【 0 0 4 8 】

その他、L D 3 の中心波長を 7 8 0 n m とすれば、インドシアニン・グリーン（I C G）を励起して、近赤外（8 2 0 n m）の蛍光の観察を行うことができ、L D 3 の中心波長を 3 7 5 n m とすれば、ルシフェラーゼを励起して、4 9 0 n m の蛍光の観察を行うことができる。

【 0 0 4 9 】

図 1 4 に光源部 4 5 の他の構成例を示す。同図に示すように光源部 4 5 は、内視鏡先端部に配置された白色 L E D 1 0 1 と、 a、 b、 c の各色波長を発光する L E D 1 0 3、1 0 5、1 0 7 を制御する光源制御部 4 9 を備える。各 L E D 1 0 3、1 0 5、1 0 7

50

は、中心波長が405nm、445nm、473nm、665nm、785nm等の各種の発光素子からなる。これら発光素子を観察目的や上記の特徴量に応じていずれかを選択的に点灯駆動し、所望の観察像を形成することで、内視鏡診断の利便性を高められる。また、発光素子として汎用のLED発光素子を利用するため、経済的に有利に製造でき、消費電力も抑えられる。

【0050】

図15に光源部45の他の構成例を示す。同図に示すように光源部45は、キセノンランプやメタルハライドランプ等の白色照明用の白色光源109と、特殊光観察用のレーザ光源LDを備える。光源制御部49は、白色光源109からの光を多数本の光ファイバからなるファイババンドル111を通じて、内視鏡先端部から拡散板117から出射させる。また、光源制御部49は、レーザ光源LD113からの光を一本の光ファイバ115で導光し、内視鏡先端部の拡散板117を透過させて出射させる。この構成によれば、広く利用されている白色光源109を用いた白色照明系をそのまま利用して、LD113の特殊光照明系を追加するだけで、上記した種々の観察目的に対応した照明光学系を簡単に構築できる。

10

【0051】

図16に光源部45の他の構成例を示す。同図に示すように光源部45は特殊光観察用のレーザ光源LD123を備える。光源制御部49は、信号線121を通じて内視鏡先端部に配置されたR、G、B色を発光する各LED119に接続され、内視鏡先端部から各LED119からの混色による白色光を照射させる。また、光源制御部49は、LD123を駆動して、所望の波長の特殊光を光ファイバ115を通じて、内視鏡先端部の拡散板117から出射させる。この構成によれば、照明光学系の小型化が図れ、また、内視鏡先端部に対して信号線121と光ファイバ115で接続することで済み、内視鏡挿入部の細径化が図れる。

20

【0052】

図17(A)、(B)に光源部45の他の構成例を示す。図17(A)に示すように光源部45は、白色光源129と、モータ131により回転駆動される回転フィルタ133と、白色光源129とモータ131を制御する光源制御部49とを備える。回転フィルタ133は、図17(B)に示すように、赤色光を取り出すためのRフィルタ135と、緑色光を取り出すためのGフィルタ137と、青色光を取り出すためのBフィルタ139と、前述した特殊光を取り出すための特殊光フィルタ141とを円周方向に並べて配置している。本構成例は、回転フィルタ133の回転に同期して撮像することで、R画像、G画像、B画像、特殊光画像をそれぞれ順次取得し、これら画像(R画像+G画像+B画像、G画像+特殊光画像等)を同時化处理して一枚のカラー画像を生成する面順次式である。

30

【0053】

以上説明した各構成例の内視鏡装置100によれば、体腔内の特定部位に対する触診を行い、その結果に基づいて患部の状態をより詳細に観察できる観察モードに自動的に変更して、内視鏡による診断を円滑に支援することができる。

【0054】

また、本発明は上記の実施形態に限定されるものではなく、明細書の記載、並びに周知の技術に基づいて、当業者が変更、応用することも本発明の予定するところであり、保護を求める範囲に含まれる。

40

例えば、押し当て部材41の触子部75が生体表面に接触し、触子部75が押し戻されたときのストローク量に応じて、観察モードを変更することもできる。押し当て部材41の触子部75が生体表面に当接する場合は、内視鏡先端部が生体表面に近く、近景撮影される場合とみなせる。このような場合には、組織表層の毛細血管情報が強調されるように特殊光観察モードで観察するとよい。これにより、病変部の詳細が容易に観察できるようになる。一方、押し当て部材41の触子部75が生体表面に当接せず、触子部75が押し戻されない場合は、内視鏡先端部と生体表面との距離があり、遠景撮影される場合とみな

50

せる。このような場合には、体腔内の奥までを広範囲で照明する通常観察モードで観察するよい。

【0055】

また、触子部75が生体表面に接触して押し戻されるストローク量が多いほど、特殊光観察モードにおける紫色レーザ光(中心波長405nm)による狭帯域光成分を多くし、ストローク量が少ないほど、青色レーザ光(中心波長445nm)による白色光成分を多くする制御を行うことが好ましい。この場合には、モード切り替えの前後で観察画像が急峻に切り替わることがなく、ストローク量に応じて滑らかに切り替わることで連続観察に適した画像表示が行える。

【0056】

なお、触子部75のストローク量は、触子部75又はこれに接続されるワイヤ76(図4参照)の移動量を検知する位置センサ(図示せず)をシース78や操作部79に設けて、測定することができる。位置センサ以外にも、移動の加速度を検出する加速度センサ、外力を受けて接点が切り替わる電気スイッチ素子、圧力や歪みを電圧変化により検出するストレインゲージ等で構成してもよい。これら各検出素子が、触子部75の進退移動を検出する触子部移動検出部として機能する。

【0057】

更に、この場合の触子部75の形状は、球形に限らず、観察視野に影響を及ぼさない円筒状の部材としてもよい。即ち、内視鏡挿入部の先端に装着する内視鏡用フードに上記色部移動検出部の機能を付与してもよい。

【0058】

以上の通り、本明細書には次の事項が開示されている。

(1) 生体内に挿入される内視鏡挿入部の先端から、照明光を生体内の被観察対象に向けて照射するとともに、前記被観察対象を撮像素子により撮像して撮像画像情報を取得する内視鏡装置であって、

白色光、及び白色光とは異なるスペクトルの特殊光を選択的に出射する光源部と、

前記内視鏡挿入部の先端から、その一端に形成された触子部を突出させて前記被観察対象の生体表面に押し当てる押し当て部材と、

前記押し当て部材の触子部を生体表面に押し当てて撮像した撮像画像情報から前記生体表面の特徴量を検出する特徴量検出部と、

前記特徴量検出部により検出された特徴量に応じて、前記白色光を照明光として観察する通常観察モード、前記特殊光を含む光を照明光として観察する特殊光観察モードのいずれかに切り替える観察モード切換部と、
を備えた内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、押し当て部材の触子部を生体表面に押し当て、撮像素子により撮像した撮像画像情報から生体表面の特徴量を検出し、その特徴量に応じて観察モードを自動的に切り替えることで、病変部の状態をより詳細に観察できる照明光に変更して、内視鏡による診断を円滑に行うことができる。

【0059】

(2) (1)の内視鏡装置であって、

前記光源部が、白色照明光を生成するための白色光用光源、及び前記白色照明光より狭帯域のスペクトル光を発生する特殊光光源を含む複数の光源を含んで構成され、前記複数の光源からの光を所定の光量比で合波して出射する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、照明光を、複数の光源からの光を所定の光量比で合波して生成することで、観察に適した任意の照明光を簡単に得ることができる。

【0060】

(3) (2)記載の内視鏡装置であって、

前記観察モード切換部が、前記特徴量検出部により検出された特徴量に応じて前記所定の光量比を変化させる内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、通常観察モードと特殊光観察モードが、各光源からの光の光

10

20

30

40

50

量比を調整することで、観察に適した照明光を生成できる。

【0061】

(4) (1) ~ (3) のいずれか1項記載の内視鏡装置であって、

前記特徴量が、前記生体表面に前記押し当て部材の触子部を押し当てて陥没させたときの、前記生体表面の陥没領域の大きさに関連した特徴量である内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、生体表面の陥没領域が大きく、求めた特徴量が予め定めた閾値を超えていることが特徴量検出部により検出された場合に、通常観察モードから特殊光観察モードに切り替えられる。これにより、被観察領域の特定部位に対する触診結果に基づいて、観察モードが適切に切り替えられる。

【0062】

(5) (4) の内視鏡装置であって、

前記特徴量が、前記押し当て部材の触子部の周囲における前記生体表面の色調、輝度の少なくともいずれかの変化量である内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、押し当て部材による病変部の形状変化が、色調や輝度変化の情報として抽出できる。

【0063】

(6) (1) ~ (5) のいずれか1つの内視鏡装置であって、

前記押し当て部材が、前記触子部を前記生体表面に対して面垂直方向に押し当て可能に、前記内視鏡挿入部の先端から突出された内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、押し当て部材の触子部を生体表面に対して垂直方向に押し当てることにより、病変部の存在を確認しやすくなる。

【0064】

(7) (1) ~ (6) のいずれか1つの内視鏡装置であって、

前記押し当て部材が、前記内視鏡挿入部の軸方向に沿って形成された鉗子チャンネルに進退自在に挿通される内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、押し当て部材の触子部が、内視鏡挿入部の軸方向に沿って形成された鉗子チャンネルに進退自在であるために、微妙な突出加減を調整することができると共に、病変部において触診を行うとき以外は触子部を退避させておくことにより、観察の邪魔になることがない。

【0065】

(8) (1) ~ (7) のいずれか1つの内視鏡装置であって、

前記特殊光源の出射光の中心波長が、360 nm乃至470 nmの波長域に含まれる内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、中心発光波長の下限值が360 nmであることにより、半導体発光素子の市販品による入手が容易となる。中心発光波長の上限值が470 nm以下となることにより、照明光が粘膜組織表層の微細構造を強調する狭帯域光観察に適した波長範囲となる。

【0066】

<付記>

(A) 生体内に挿入される内視鏡挿入部の先端から、照明光を生体内の被観察対象に向けて照射するとともに、前記被観察対象を撮像素子により撮像して撮像画像情報を取得する内視鏡装置であって、

白色光、及び白色光とは異なるスペクトルの特殊光を選択的に出射する光源部と、

前記内視鏡挿入部の先端から、その一端に形成された触子部を進退自在に突出させて前記被観察対象の生体表面に押し当てる押し当て部材と、

前記触子部の進退移動を検出する触子部移動検出部と、

前記押し当て部材の触子部が生体表面に接触して押し戻されたときのストローク量に応じて前記光源部からの出射光を変化させる光源制御部と、
を備えた内視鏡装置。

(B) (A) 記載の内視鏡装置であって、

10

20

30

40

50

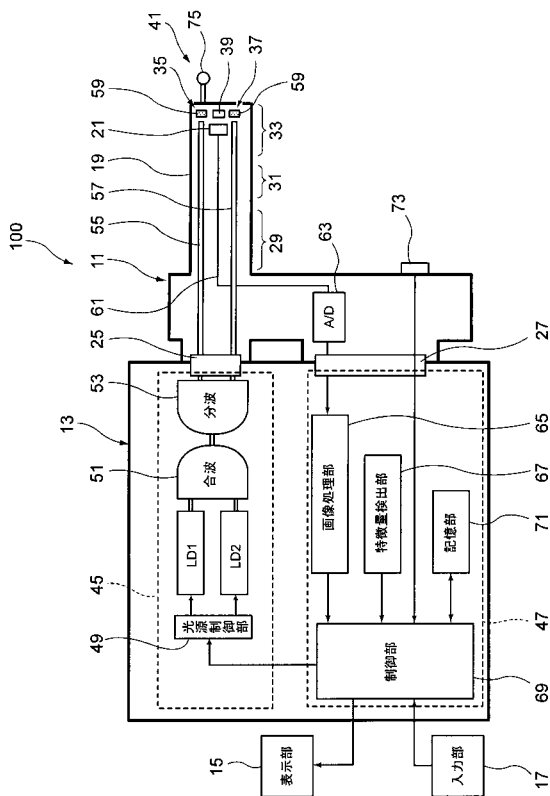
前記光源制御部が、前記白色光と前記特殊光との出射光量比を調整するものである内視鏡装置。

【符号の説明】

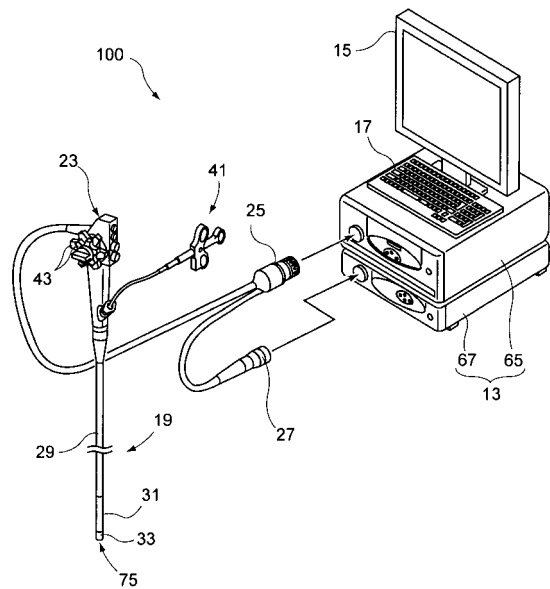
【0067】

- 19 内視鏡挿入部
- 21 撮像素子
- 41 押し当て部材
- 45 光源部
- 49 光源制御部
- 67 特徴量検出部
- 100 内視鏡装置
- LD1 青色レーザ光源（白色照明用光源、白色光源）
- LD2 紫色レーザ光源（特殊光光源）

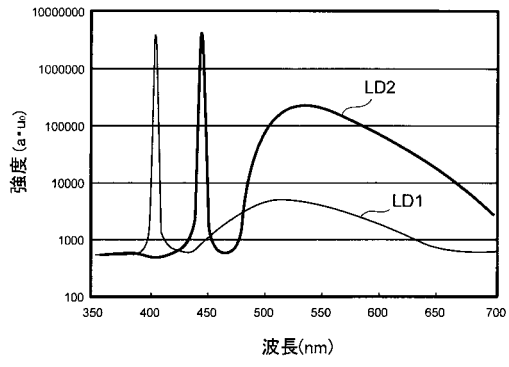
【図1】



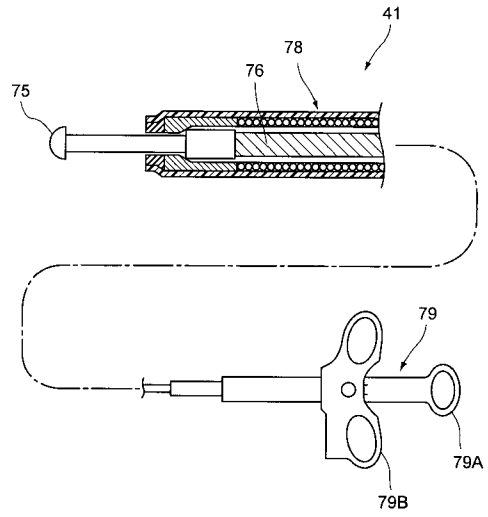
【図2】



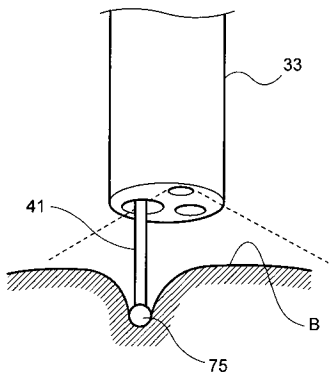
【 図 3 】



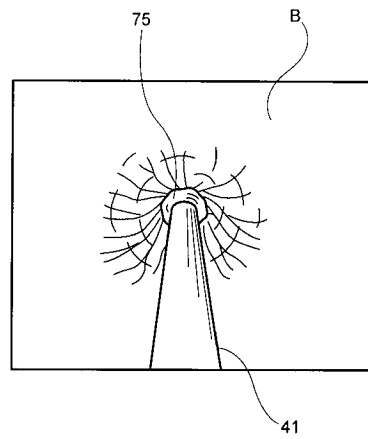
【 図 4 】



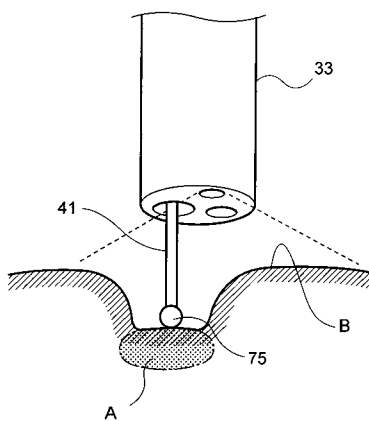
【 図 5 】



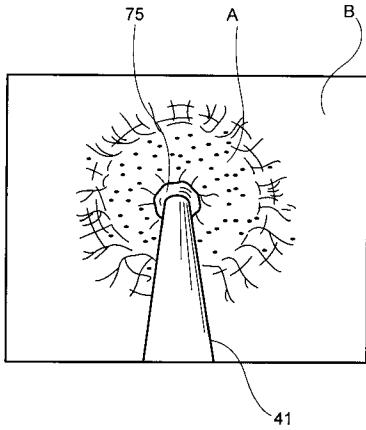
【 図 7 】



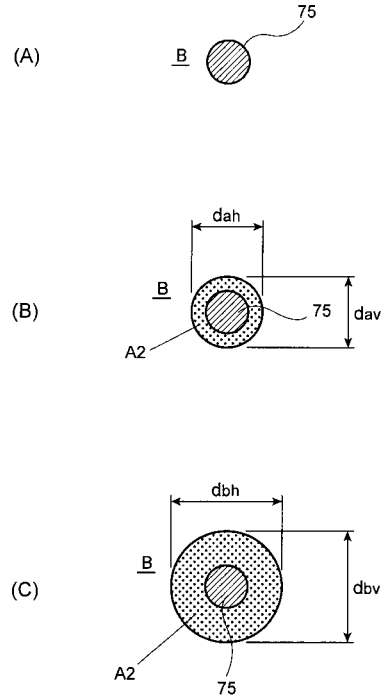
【 図 6 】



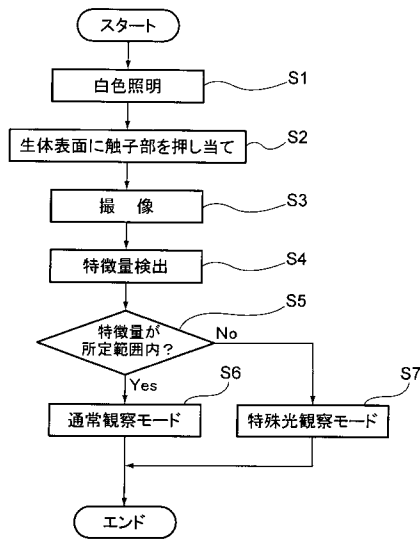
【 図 8 】



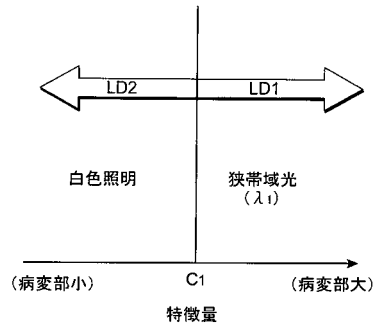
【 図 9 】



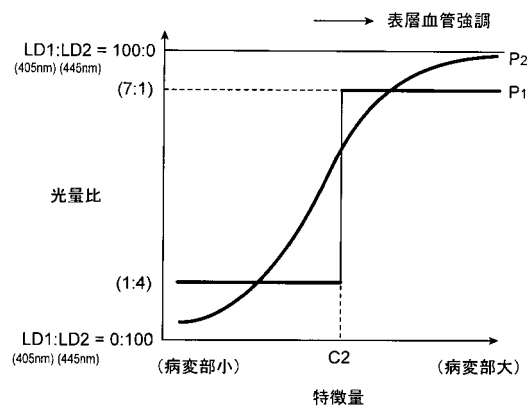
【 図 1 0 】



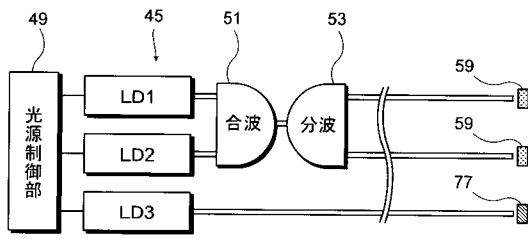
【 図 1 1 】



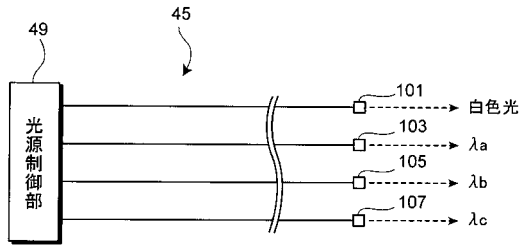
【 図 1 2 】



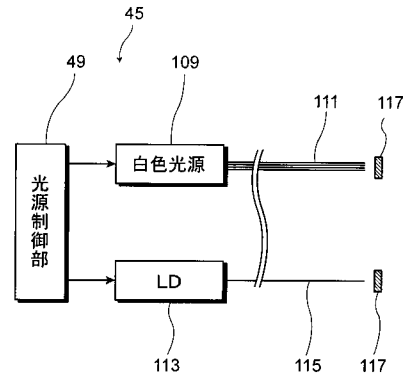
【 図 1 3 】



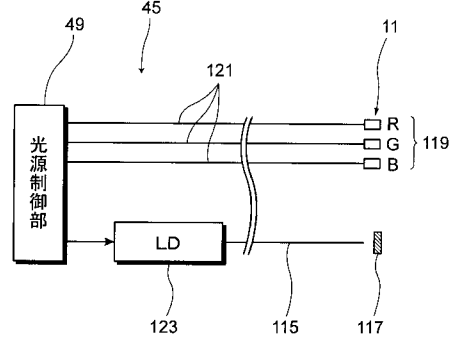
【 図 1 4 】



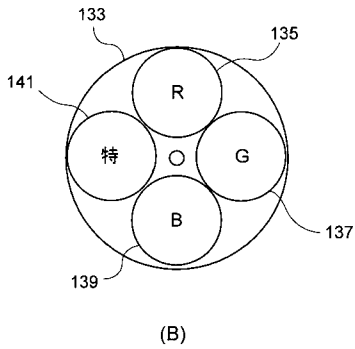
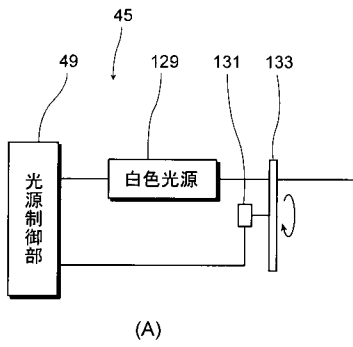
【 図 1 5 】



【 図 1 6 】



【 図 1 7 】



フロントページの続き

(72)発明者 飯田 孝之

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内

Fターム(参考) 4C061 BB01 BB08 CC06 DD03 FF41 GG01 GG11 HH51 HH53 HH54
LL02 NN01 QQ02 QQ04 QQ06 QQ07 QQ09 RR04 RR14 RR18
RR22 SS23 SS30 UU03 WW04 WW08 WW17 XX01 XX02
4C161 BB01 BB08 CC06 DD03 FF41 GG01 GG11 HH51 HH53 HH54
LL02 NN01 QQ02 QQ04 QQ06 QQ07 QQ09 RR04 RR14 RR18
RR22 SS23 SS30 UU03 WW04 WW08 WW17 XX01 XX02

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	JP2012000160A	公开(公告)日	2012-01-05
申请号	JP2010135559	申请日	2010-06-14
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	安田裕昭 森田直之 飯田孝之		
发明人	安田 裕昭 森田 直之 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/06.A A61B1/04.370 A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/018.515 A61B1/04 A61B1/045.615 A61B1/06.610 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	4C061/BB01 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF41 4C061/GG01 4C061/GG11 4C061/HH51 4C061/HH53 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ06 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR18 4C061/RR22 4C061/SS23 4C061/SS30 4C061/UU03 4C061/WW04 4C061/WW08 4C061/WW17 4C061/XX01 4C061/XX02 4C161/BB01 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF41 4C161/GG01 4C161/GG11 4C161/HH51 4C161/HH53 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ06 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR22 4C161/SS23 4C161/SS30 4C161/UU03 4C161/WW04 4C161/WW08 4C161/WW17 4C161/XX01 4C161/XX02		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜装置，其通过触诊体腔内的特定部位并根据结果自动更详细地观察能够观察到患部的状态的照明光，来辅助内窥镜的诊断。提供。内窥镜装置100从内窥镜插入部19的前端照射照明光，并且还通过利用图像传感器21拍摄观察对象的图像来获取拍摄图像信息。内窥镜装置100包括：光源单元45，其选择性地发出白光和具有不同于白光的光谱的特殊光；以及触手单元，其从内窥镜插入单元19的一端到另一端形成。按压构件41突出75并将其按压在要观察的对象的生物体表面上，并且根据通过将按压构件41的接触部75按压在生物体表面上而捕获的捕获图像信息来检测生物体表面的特征量。特征量检测单元67和观察模式切换单元，其根据检测到的特征量在正常观察模式和特殊光观察模式之间切换。[选型图]图1

