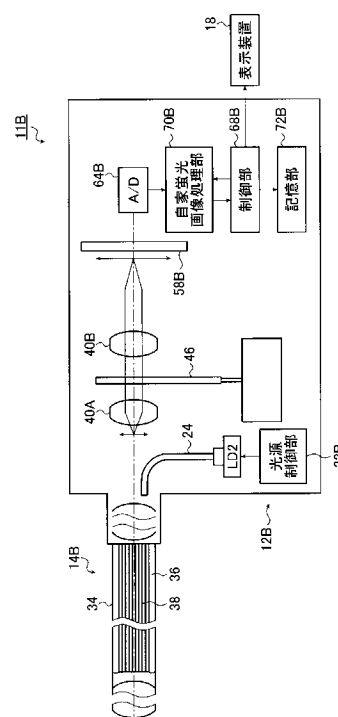




【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被験者の被観察領域から自家蛍光を発光させるための励起光を導光して該被観察領域へ照射する照明用光ファイバ束、および、該励起光の照射により該被観察領域から発せられた自家蛍光を含む光を導光する観察用光ファイバ束を有し、通常光を前記被験者の被観察領域に照射し、その反射光を撮像して通常光画像を取得する内視鏡装置の内視鏡スコープの鉗子チャンネルに挿入して使用される内視鏡プローブと、

前記観察用光ファイバ束により導光された自家蛍光を含む光から所望の波長範囲の自家蛍光を分光する分光透過特性を有する分光フィルタと、

前記分光フィルタにより分光された自家蛍光を撮像する撮像素子とを備え、

前記観察用光ファイバ束を構成する光ファイバは、前記撮像素子を構成する各画素に 1 対 1 に対応して設けられていることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記観察用光ファイバ束は、前記撮像素子の受光面上に正方配置された各画素の配列に対応して、その断面が前記内視鏡プローブの幅方向の断面の中央部に正方配置されている請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記照明用光ファイバ束は、前記正方配置された観察用光ファイバ束の周辺部に配置されている請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記正方配置された観察用光ファイバ束の各辺の長さは、前記撮像素子の受光面の各辺の長さよりも短い請求項 2 または 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

さらに、前記正方配置された観察用光ファイバ束のサイズが、前記撮像素子の受光面上に正方配置された各画素の配列のサイズに一致するように、前記観察用光ファイバ束の各光ファイバにより導光された自家蛍光を含む光を拡大して、前記撮像素子の各々対応する画素上に結像させる光学部材を備える請求項 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記光学部材は、前記観察用光ファイバ束により導光された自家蛍光を含む光を平行光に変換する第 1 光学部材と、該分光フィルタにより分光された自家蛍光を集光して前記撮像素子の各画素に結像させる第 2 光学部材とを有し、

前記分光フィルタは、前記第 1 光学部材と前記第 2 光学部材との間に配置されている請求項 5 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記分光フィルタは、前記撮像素子の受光面上に配置されている請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記励起光は、前記通常光画像を取得する内視鏡装置の光源装置から発せられるものである請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

さらに、前記励起光を発する光源装置を備える請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

さらに、前記撮像素子から出力された自家蛍光の画像信号を処理するプロセッサ装置を備える請求項 1 ~ 9 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 11】

前記分光フィルタおよび前記撮像素子は、前記プロセッサ装置内に設けられている請求項 10 に記載の内視鏡装置。

【請求項 12】

前記励起光は、光ファイバを介して、前記照明用光ファイバ束に導光される請求項 1 ~

10

20

30

40

50

1 1 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 1 3】

前記励起光は、ビームスプリッタにより反射されて前記照明用光ファイバ束に導光され、前記観察用光ファイバ束により導光された自家蛍光を含む光が前記ビームスプリッタを透過する請求項 1 ~ 1 1 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、通常光観察用の内視鏡スコープを利用して、被検者（生体）の被観察領域に含まれる自家蛍光物質から発せられる自家蛍光を撮像して自家蛍光画像を取得する内視鏡装置に関するものである。

10

【背景技術】

【0 0 0 2】

従来、光源装置から発せられる通常光（白色光）を内視鏡先端部まで導光して被検者の被観察領域に照射し、その反射光を撮像して通常光画像（白色光画像）を取得し、通常光観察（白色光観察）を行う内視鏡装置が用いられている。これに対し、近年では、自家蛍光観察用の励起光（特殊光）を被検者の被観察領域に照射し、自家蛍光物質から発せられる自家蛍光を撮像して自家蛍光画像（特殊光画像）を取得し、自家蛍光観察（特殊光観察）を行う内視鏡装置が活用されている。

20

【0 0 0 3】

自家蛍光観察を行う装置として、例えば、特許文献 1 がある。同文献には、光源から発せられた走査光を、ファイババンドルを構成する多数の光ファイバのうちの 1 本に導いて、この光ファイバの一端から射出させた走査光を試料中の一点に照射し、照射を受けて試料中の一点から発せられた試料光（例えば、走査光の反射光や走査光で励起されて発生した蛍光等）を再び 1 本の光ファイバの一端に入射させ、この光ファイバから射出された試料光を検出する共焦点観察装置が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0 0 0 4】

【特許文献 1】特開 2 0 0 8 - 4 3 3 8 3 号公報

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 5】

従来、自家蛍光の観察には、上記特許文献 1 の共焦点観察装置のような専用の内視鏡装置を使用する必要があった。また、自家蛍光観察用の内視鏡装置では、通常光観察用の内視鏡装置よりも外径の大きな内視鏡スコープが使用されるため、被検者の負担が増加するという問題があった。また、通常光観察中に自家蛍光観察が必要な状況になった場合、自家蛍光観察用の内視鏡装置に変更しなければならず、内視鏡スコープの抜去 / 挿入を行うことになり、被検者に負担がかかるという問題があった。

40

【0 0 0 6】

本発明の目的は、通常光観察用の内視鏡装置が備える通常外径の内視鏡スコープを利用して、被検者に大きな負担をかけることなく、自家蛍光を観察することができる内視鏡装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0 0 0 7】

上記目的を達成するために、本発明は、被検者の被観察領域から自家蛍光を発光させるための励起光を導光して該被観察領域へ照射する照明用光ファイバ束、および、該励起光の照射により該被観察領域から発せられた自家蛍光を含む光を導光する観察用光ファイバ束を有し、通常光を前記被検者の被観察領域に照射し、その反射光を撮像して通常光画像を取得する内視鏡装置の内視鏡スコープの鉗子チャンネルに挿入して使用される内視鏡プ

50

ローブと、

前記観察用光ファイバ束により導光された自家蛍光を含む光から所望の波長範囲の自家蛍光を分光する分光透過特性を有する分光フィルタと、

前記分光フィルタにより分光された自家蛍光を撮像する撮像素子とを備え、

前記観察用光ファイバ束を構成する光ファイバは、前記撮像素子を構成する各画素に 1 対 1 に対応して設けられていることを特徴とする内視鏡装置を提供するものである。

【0008】

ここで、前記観察用光ファイバ束は、前記撮像素子の受光面上に正方配置された各画素の配列に対応して、その断面が前記内視鏡プローブの幅方向の断面の中央部に正方配置されていることが好ましい。

10

【0009】

また、前記照明用光ファイバ束は、前記正方配置された観察用光ファイバ束の周辺部に配置されていることが好ましい。

【0010】

また、前記正方配置された観察用光ファイバ束の各辺の長さは、前記撮像素子の受光面の各辺の長さよりも短いことが好ましい。

【0011】

さらに、前記正方配置された観察用光ファイバ束のサイズが、前記撮像素子の受光面上に正方配置された各画素の配列のサイズに一致するように、前記観察用光ファイバ束の各光ファイバにより導光された自家蛍光を含む光を拡大して、前記撮像素子の各々対応する画素上に結像させる光学部材を備えることが好ましい。

20

【0012】

また、前記光学部材は、前記観察用光ファイバ束により導光された自家蛍光を含む光を平行光に変換する第 1 光学部材と、該分光フィルタにより分光された自家蛍光を集光して前記撮像素子の各画素に結像させる第 2 光学部材とを有し、

前記分光フィルタは、前記第 1 光学部材と前記第 2 光学部材との間に配置されていることが好ましい。

【0013】

また、前記分光フィルタは、前記撮像素子の受光面上に配置されていることが好ましい。

30

【0014】

また、前記励起光は、前記通常光画像を取得する内視鏡装置の光源装置から発せられるものであることが好ましい。

【0015】

さらに、前記励起光を発する光源装置を備えることが好ましい。

【0016】

さらに、前記撮像素子から出力された自家蛍光の画像信号を処理するプロセッサ装置を備えることが好ましい。

【0017】

また、前記分光フィルタおよび前記撮像素子は、前記プロセッサ装置内に設けられていることが好ましい。

40

【0018】

また、前記励起光は、光ファイバを介して、前記照明用光ファイバ束に導光されることが好ましい。

【0019】

また、前記励起光は、ビームスプリッタにより反射されて前記照明用光ファイバ束に導光され、前記観察用光ファイバ束により導光された自家蛍光を含む光が前記ビームスプリッタを透過することが好ましい。

【発明の効果】

【0020】

50

本発明によれば、内視鏡プローブを、内視鏡スコープの鉗子チャンネルに挿入して使用するため、通常外径の内視鏡スコープを利用して、被検者に負担をかけることなく自家蛍光観察を行うことができる。また、通常光観察から自家蛍光観察に切り換える場合も、内視鏡スコープを抜去／挿入する必要がないため、被検者の負担を軽減することができる。さらに、高感度型センサの撮像素子を使用することができるため、自家蛍光を高画質に撮像することができる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】本発明に係る内視鏡診断装置の構成を表す一実施形態のブロック図である。

【図2】通常光観察用の内視鏡装置の内部構成を表す一例の概略図である。

10

【図3】内視鏡挿入部の先端部の様子を表す一例の概念図である。

【図4】自家蛍光観察用の内視鏡装置の内部構成を表す一例の概略図である。

【図5】光ファイバ束の構成と撮像素子の構成との関係を表す一例の概念図である。

【図6】本発明に係る内視鏡診断装置の構成を表す別の例のブロック図である。

【図7】自家蛍光観察用の内視鏡装置の内部構成を表す別の例の概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

以下、添付の図面に示す好適実施形態に基づいて、本発明に係る内視鏡装置を詳細に説明する。

【0023】

20

図1は、本発明に係る内視鏡診断装置の構成を表す一実施形態のブロック図である。同図に示す内視鏡診断装置10は、通常光観察用の内視鏡装置11Aと、自家蛍光観察用の内視鏡装置11Bとを備えている。

【0024】

まず、通常光観察用の内視鏡装置11Aについて説明する。

【0025】

図2は、通常光観察用の内視鏡装置の内部構成を表す一例の概略図である。通常光観察用の内視鏡装置11Aは、図1および図2に示すように、通常光観察用の励起光を発生する通常光観察用の光源装置12Aと、光源装置12Aから発せられた励起光を導光して白色光（通常光）を被検者の被観察領域に照射し、その反射光を撮像する通常光観察用の内視鏡スコープ14Aと、内視鏡スコープ14Aで撮像された通常光画像を画像処理して表示用の内視鏡画像を出力する通常光観察用のプロセッサ装置16Aと、入力操作を受け付ける入力装置20と、プロセッサ装置16A、16Bから出力される内視鏡画像（通常光画像、自家蛍光画像）を表示する表示装置18とを備えている。

30

【0026】

光源装置12Aは、光源制御部22Aと、レーザ光源LD1と、カブラ（分波器）26とを備えている。

【0027】

レーザ光源LD1からは、中心波長が445nmである、所定の波長範囲（例えば、中心波長±10nm）の狭帯域光が発せられる。レーザ光源LD1は、後述するように、蛍光体から白色光（疑似白色光）を発生させるための励起光を発生する光源である。

40

【0028】

レーザ光源LD1は、後述するプロセッサ装置16Aの制御部68Aによって制御される光源制御部22Aによりオンオフ制御および光量制御が行われ、その発光のタイミングや発光量は変更自在になっている。レーザ光源LD1から発せられるレーザ光は、ハーフミラー、反射ミラー等によって構成されるカブラ26により2系統の光に分波されてコネクタ部32Aに伝送される。

【0029】

続いて、内視鏡スコープ14Aは、被検者内に挿入される内視鏡挿入部28の先端から2系統（2灯）の光を出射する照明光学系と、被観察領域の内視鏡画像を撮像する1系統

50

(1 眼) の撮像光学系とを有する、電子内視鏡である。内視鏡スコープ 1 4 A は、内視鏡挿入部 2 8 と、内視鏡挿入部 2 8 の先端の湾曲操作や観察のための操作を行う操作部 3 0 と、内視鏡スコープ 1 4 A を光源装置 1 2 A およびプロセッサ装置 1 6 A に着脱自在に接続するコネクタ部 3 2 A , 3 2 B とを備えている。

【 0 0 3 0 】

内視鏡挿入部 2 8 は、可撓性のある材質で構成されており、その先端部 (以降、内視鏡先端部と表記する) は、操作部 3 0 に配置されたアングルノブ (図示省略) の回動操作により湾曲自在に構成されている。内視鏡先端部は、内視鏡スコープ 1 4 A が使用される被検者の部位等に応じて、任意の方向、任意の角度に湾曲することができ、所望の観察部位に向けることができる。

10

【 0 0 3 1 】

なお、図示していないが、操作部 3 0 及び内視鏡挿入部 2 8 の内部には、操作部 3 0 の鉗子入口から内視鏡先端部の鉗子出口まで延び、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ている。

【 0 0 3 2 】

内視鏡先端部の先端面には、図 3 に示すように、被観察領域へ光を照射する 2 系統の照明窓 4 2 A , 4 2 B 、被観察領域からの反射光を撮像する 1 系統の観察窓 4 4 の他、鉗子チャンネルに繋がる鉗子出口 4 5 等が配置されている。

【 0 0 3 3 】

照明窓 4 2 A の奥には、光源装置 1 2 A からコネクタ部 3 2 A を介して内視鏡先端部 2 8 まで敷設された光ファイバ 4 8 A が収納されている。光ファイバ 4 8 A の先端部 (照明窓 4 2 A 側) には蛍光体 5 4 A が配置され、さらに蛍光体 5 4 A の先にレンズ 5 2 A 等の光学系が取り付けられている。同様に、照明窓 4 2 B の奥には、先端部に蛍光体 5 4 B およびレンズ 5 2 B 等の光学系を有する光ファイバ 4 8 B が収納されている。

20

【 0 0 3 4 】

蛍光体 5 4 A , 5 4 B は、レーザ光源 L D 1 からの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物質 (例えば Y A G 系蛍光物質、或いは B A M (B a M g A l ₁₀ O ₁₇) 等の蛍光物質) を含んで構成される。通常光観察用の励起光が蛍光体 5 4 A , 5 4 B に照射されると、蛍光体 5 4 A , 5 4 B から発せられる緑色～黄色の励起発光光 (蛍光) と、蛍光体 5 4 A , 5 4 B により吸収されず透過した青色レーザ光とが合わ

30

【 0 0 3 5 】

一方、観察窓 4 4 の奥には、レンズ 5 6 等の光学系が取り付けられ、レンズ 5 6 の奥には、被観察領域の画像情報を取得する C C D (Charge Coupled Device) イメージセンサや C M O S (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) イメージセンサ等の撮像素子 5 8 A が取り付けられている。

【 0 0 3 6 】

撮像素子 5 8 A は、レンズ 5 6 からの光 (反射光) を受光面 (撮像面) で受光し、受光した光を光電変換して撮像信号 (アナログ信号) を出力するものであって、R 画素、G 画素、B 画素の 3 色の画素を 1 組として、複数組の画素がマトリクス状に配列されている。撮像素子 5 8 A の受光面には、R 画素、G 画素、B 画素に対応して、被観察領域からの可視光の約 3 7 0 ~ 7 2 0 n m の波長範囲の反射光を 3 つの波長帯域に分割して透過する分光透過特性を有する、R 色、G 色、B 色のカラーフィルタが設けられている。

40

【 0 0 3 7 】

ここで、レーザ光源 L D 1 から発せられた通常光観察用の励起光が光ファイバ 4 8 A , 4 8 B によって導光されて蛍光体 5 4 A , 5 4 B に照射され、蛍光体 5 4 A , 5 4 B から白色光が発せられて、照明窓 4 2 A , 4 2 B から被検者の被観察領域に照射される。そして、白色光が照射された被検者の被観察領域からの反射光がレンズ 5 6 により集光され、撮像素子 5 8 A により光電変換されて通常光画像が撮像される。撮像素子 5 8 A からは、撮像された被検者の被観察領域の撮像信号 (アナログ信号) が出力される。

50

【 0 0 3 8 】

撮像素子 5 8 A から出力された通常光画像の撮像信号（アナログ信号）は、スコープケーブル 6 2 を通じて A / D 変換器 6 4 A に入力される。A / D 変換器 6 4 A は、撮像素子 5 8 A からの撮像信号（アナログ信号）を画像信号（デジタル信号）に変換する。変換後の画像信号は、コネクタ部 3 2 B を介してプロセッサ装置 1 6 A の通常光画像処理部 7 0 A に入力される。

【 0 0 3 9 】

続いて、プロセッサ装置 1 6 A は、制御部 6 8 A と、通常光画像処理部 7 0 A と、記憶部 7 2 A とを備えている。制御部 6 8 A には、表示装置 1 8 および入力装置 2 0 が接続されている。プロセッサ装置 1 6 A は、入力装置 2 0 から入力される指示に基づき、光源装置 1 2 A の光源制御部 2 2 A を制御するとともに、内視鏡スコープ 1 4 A から入力される画像信号を画像処理し、表示用画像を生成して表示装置 1 8 に出力する。

10

【 0 0 4 0 】

制御部 6 8 A は、入力装置 2 0 からの指示に基づいて、通常光画像処理部 7 0 A および光源装置 1 2 A の光源制御部 2 2 A の動作を制御する。

【 0 0 4 1 】

通常光通常光画像処理部 7 0 A は、制御部 6 8 A の制御の下で、A / D 変換器 6 4 A から供給される通常光画像の画像信号（画像データ）に対して、通常光画像に適した所定の画像処理を施し、通常光画像信号（通常光画像）を出力（生成）する。

【 0 0 4 2 】

通常光画像処理部 7 0 A で処理された画像信号は、制御部 6 8 A に送られる。制御部 6 8 A では、通常光画像信号に基づき、通常光画像が表示装置 1 8 に表示される。また、通常光画像信号は、制御部 6 8 A の制御により、必要に応じて、例えば、1 枚（1 フレーム）の画像を単位として、メモリやストレージ装置からなる記憶部 7 2 A に記憶される。

20

【 0 0 4 3 】

なお、通常光観察用の内視鏡装置 1 1 A は、内視鏡スコープ 1 4 A が鉗子チャンネルを有しているものであればよく、通常光を被検者に照射し、その反射光を撮像して通常光画像を取得する各種のものが利用可能である。

【 0 0 4 4 】

次に、自家蛍光観察用の内視鏡装置 1 1 B について説明する。

30

【 0 0 4 5 】

図 4 は、自家蛍光観察用の内視鏡装置の内部構成を表す一例の概略図である。自家蛍光観察用の内視鏡装置 1 1 B は、通常光観察用の内視鏡装置 1 1 A とともに使用されるものであって、図 1 および図 4 に示すように、自家蛍光観察用の励起光を発生する自家蛍光観察用の光源装置 1 2 B と、光源装置 1 2 B から発せられた励起光を導光して被検者の被観察領域に照射し、励起光の照射により被観察領域から発せられた自家蛍光を導光する自家蛍光観察用の内視鏡プロープ 1 4 B と、内視鏡プロープ 1 4 B により導光された自家蛍光を撮像し、撮像された自家蛍光画像を画像処理して表示用の内視鏡画像を出力する自家蛍光観察用のプロセッサ装置 1 6 B とを備えている。

【 0 0 4 6 】

光源装置 1 2 B は、光源制御部 2 2 B と、レーザ光源 L D 2 とを備えている。

40

【 0 0 4 7 】

レーザ光源 L D 2 からは、中心波長が 4 0 5 n m である、所定の波長範囲（例えば、中心波長 $\pm 1 0$ n m）の狭帯域光が発せられる。レーザ光源 L D 2 は、被験者（生体）の被観察領域に含まれる自家蛍光物質、例えば、ポルフィリン（Porphyrin）、N A D H（Nicotinamide Adenine dinucleotide の還元型）、N A D P H（Nicotinamide Adenine dinucleotide Phosphate の還元型）、F A D（Flavin Adenine Dinucleotide）等から自家蛍光を発光させるための励起光を照射する光源である。

【 0 0 4 8 】

光源制御部 2 2 B は、光源装置 1 2 B が有する入力手段（図示省略）を介して入力され

50

る指示に従って制御される。レーザ光源LD2は、光源制御部22Bによりオンオフ制御および光量制御が行われ、レーザ光源LD2の発光のタイミングや発光量は変更自在になっている。レーザ光源LD2としては、ブロードエリア型のInGaN系レーザダイオード、InGaAs系レーザダイオード、GaAs系レーザダイオード等を用いることができる。

【0049】

なお、自家蛍光観察用の励起光を発生するための励起光光源は、レーザ光源（半導体レーザ）に限定されず、自家蛍光物質を励起して自家蛍光を発光させることができる十分な強度の励起光を照射できる各種の光源、例えば、白色光光源と帯域制限フィルタとの組合せ等を利用することができる。また、自家蛍光観察用の励起光の波長は、特に制限はなく、自家蛍光物質を励起して自家蛍光を発光させることができる波長の励起光が、全て利用可能である。

【0050】

また、1種の中心波長の励起光だけを照射することは限定されず、複数種の自家蛍光物質を同時もしくは順次励起させたい場合には、中心波長の異なる複数の励起光を同時もしくは順次照射する構成としてもよい。

【0051】

さらに、自家蛍光観察用の光源装置12Bを備えることは必須ではない。例えば、図6に示すように、通常光観察用の光源装置12Aが、所望の自家蛍光物質から自家蛍光を発光させるための励起光として使用可能な光を照射することができるものである場合、自家蛍光観察用の内視鏡装置11Bは、自家蛍光観察用の光源装置12Bを備えることなく、通常光観察用の光源装置12Aから発せられる励起光を利用することができる。

【0052】

レーザ光源LD2から発せられたレーザ光（励起光）は、光ファイバ24を介して、後述する内視鏡プローブ14Bの照明用光ファイバ束36に伝送（導光）される。

【0053】

なお、光ファイバ24ではなく、図7に示すように、ハーフミラー、ダイクロイックミラー等のビームスプリッタ25を利用して、レーザ光源LD2から発せられるレーザ光（励起光）を照明用光ファイバ束36に伝送することもできる。この場合、励起光はビームスプリッタ25により反射されて照明用光ファイバ束36に導光され、観察用光ファイバ束38により導光された自家蛍光を含む光がビームスプリッタ25を透過する。つまり、観察用光ファイバ束38により導光された励起光の反射光の波長範囲の光は、ビームスプリッタ25によりカットされる。

【0054】

続いて、内視鏡プローブ14Bは、光ファイバ束34を備える。内視鏡プローブ14Bは、図1に概念的に示すように、内視鏡装置11Bの内視鏡スコープ14Aの鉗子入口から鉗子チャンネル内に挿入して使用される。

【0055】

光ファイバ束34は、光源装置12Bから発せられた励起光を導光して被観察領域へ照射する照明用光ファイバ束36と、励起光の照射により被観察領域から発せられた自家蛍光を含む光を導光する観察用光ファイバ束38とを有する。

【0056】

観察用光ファイバ束38は、後述する撮像素子を構成する各画素に1対1に対応する本数の光ファイバの束である。観察用光ファイバ束38は、図5に示すように、後述する撮像素子58Bの受光面上に正方配置された各画素の配列に対応して、その断面が内視鏡プローブ14Bの幅方向の断面の中央部に正方配置されている。また、正方配置された観察用光ファイバ束38の各辺の長さは、撮像素子58Bの受光面の各辺の長さよりも短くなっている。

【0057】

一方、照明用光ファイバ束36は、観察用光ファイバ束38を構成する各光ファイバよ

10

20

30

40

50

りも太径のものであって、同じく図 5 に示すように、内視鏡プローブ 14 B の幅方向の断面内において、正方配置された観察用光ファイバ束 38 の周辺部に配置されている。図 5 に示す例では、正方配置された観察用光ファイバ束 38 の上下左右の位置に 1 本ずつ、合計で 4 本の光ファイバが配置されている。なお、観察用光ファイバ束 38 の周辺部に配置される照明用光ファイバ束 36 の光ファイバは、1 本ではなく複数本の束であってもよい。

【0058】

内視鏡プローブ 14 B では、光源装置 12 B のレーザ光源 LD 2 から発せられた励起光が、照明用光ファイバ束 36 により先端部まで導光され、導光された励起光が照明用光ファイバ束 36 の先端部から被検者の被観察領域へ照射される。そして、励起光の照射により被観察領域から発せられた自家蛍光を含む光が観察用光ファイバ束 38 により導光され、導光された光が観察用光ファイバ束 38 の基端部から出射される。

10

【0059】

続いて、プロセッサ装置 17 B は、光学部材 40 (第 1 および第 2 光学部材 40 A, 40 B) と、分光フィルタ 46 と、撮像素子 58 B と、A/D 変換器 64 B と、制御部 68 B と、自家蛍光画像処理部 70 B と、記憶部 72 B とを備えている。

【0060】

観察用光ファイバ束 38 により導光された自家蛍光を含む光の光路の先には、レンズ等の第 1 および第 2 光学部材 40 A, 40 B が取り付けられ、両者の間に分光フィルタ 46 が配置されている。そして、第 2 光学部材 40 B を透過した光の光路の先には、自家蛍光画像を取得する撮像素子 58 B が取り付けられている。自家蛍光の光強度は微弱であるため、自家蛍光観察用の撮像素子 58 B として、通常光観察用の撮像素子 58 A よりも高感度型のセンサが使用されている。

20

【0061】

第 1 光学部材 40 A は、観察用光ファイバ束 38 により導光された自家蛍光を含む光を平行光に変換して分光フィルタ 46 に入射させる。

【0062】

分光フィルタ 46 は、自家蛍光観察用の励起光をカットしつつ、第 1 光学部材 40 A により平行光とされた自家蛍光を含む光から、所望の波長範囲の自家蛍光を分光して抽出する分光透過特性を有する。

30

【0063】

ここで、分光フィルタ 46 の分光透過特性は、光が分光フィルタ 46 に対して垂直に入射されることを前提としている。そのため、光が分光フィルタ 46 に対して一定以上の角度を持って入射されると、所望の分光透過特性を得ることができない。そこで、第 1 光学部材 40 A により自家蛍光を含む光を平行光に変換することにより、分光フィルタ 46 は本来の分光透過特性を発揮することができ、所望の波長範囲の自家蛍光を分光して抽出することができる。なお、平行光にすることは必須ではない。

【0064】

分光フィルタ 46 は、分光しようとする自家蛍光の波長範囲が 1 つの場合、これに対応する分光透過特性を有する 1 つのフィルタを固定的に設置してもよい。一方、分光しようとする自家蛍光の波長範囲が複数ある場合、これに対応する複数のフィルタを有するターレット等により分光フィルタ 46 を構成することができる。ターレットは、光路上に垂直に挿入され、制御部 68 B により制御される回転制御部 (図示省略) により回転制御されることにより、各々のフィルタが光路上に順次挿入される。

40

【0065】

一方、第 2 光学部材 40 B は、分光フィルタ 46 により分光された自家蛍光を集光して撮像素子 58 B の受光面上に結像させる。

【0066】

また、光学部材 40 は、図 4 に縦方向の矢印および図 5 に示すように、例えば、焦点距離を調節することにより、正方配置された観察用光ファイバ束のサイズが、撮像素子 58

50

Bの受光面上に正方配置された各画素の配列のサイズに一致するように、観察用光ファイバ束38の各光ファイバにより導光された自家蛍光を含む光を拡大して、撮像素子58Bの各々対応する画素上に結像させる。

【0067】

ここで、被検者の体内に挿入される内視鏡プローブ14Bは、被検者の負担を軽減するために、可能な限り細径であることが望ましい。その一方で、撮像素子58Bは、光強度が極めて微弱な自家蛍光を撮像するために、高感度型のセンサであることが望ましい。しかし、高感度型センサは、1画素のサイズが通常感度型のセンサよりも大きく、画素数（解像度）が同じであれば、受光面のサイズが大きくなる。撮像素子58Bの受光面のサイズが大きくなると、観察用光ファイバ束38の断面のサイズを大きくする必要があり、内視鏡プローブ14Bの外径が大きくなる。

10

【0068】

これに対し、撮像素子58Bの画素数を減らせば、受光面のサイズを小さくし、例えば、正方配置された観察用光ファイバ束38の断面と同等のサイズにすることができる。しかし、この方法では、画質が低下するという問題がある。

【0069】

そこで、自家蛍光観察用の内視鏡装置12Bでは、内視鏡プローブ14Bを内視鏡スコープ14Aに設けられている鉗子チャンネルの内径よりも細径として、通常光観察用の内視鏡装置12Aの内視鏡スコープ14Aの鉗子チャンネルに挿入して使用する。また、撮像素子58Aの通常感度型センサよりも感度が高い高感度型センサの撮像素子58Bを使用し、光学部材40により、観察用光ファイバ束38の各光ファイバにより導光された自家蛍光を含む光が、撮像素子58Bの各画素に対応するサイズとなるように拡大する。

20

【0070】

このように、内視鏡装置12Bでは、内視鏡プローブ14Bを、内視鏡スコープ14Aの鉗子チャンネルに挿入して使用するため、通常外径の内視鏡スコープ14Aを利用して、被検者に負担をかけることなく自家蛍光観察を行うことができる。また、通常光観察から自家蛍光観察に切り換える場合も、内視鏡スコープ14Aを抜去／挿入する必要がないため、被検者の負担を軽減することができる。さらに、高感度型センサの撮像素子58Bを使用することができるため、自家蛍光を高画質に撮像することができる。

【0071】

30

続いて、撮像素子58Bは、自家蛍光を受光面（撮像面）で受光し、光電変換して撮像信号（アナログ信号）を出力するものであって、複数の画素がマトリクス状に配列されている。撮像素子58Bは、前述のように、高感度型センサであって、1画素のサイズが、通常感度型センサである撮像素子58Aの1画素のサイズよりも大きく、受光面のサイズは、正方配置された観察用光ファイバ束38のサイズよりも大きくなっている。

【0072】

なお、撮像素子58Bの受光面上に分光フィルタ46を設ける構成としてもよい。この場合、光学部材40は、自家蛍光を含む光を平行光に変換することは必須ではなく、撮像素子58Bの各画素のサイズに合わせるように拡大するだけでもよい。

【0073】

40

また、自家蛍光観察用の撮像素子58Bが、高感度型センサであることは必須ではなく、通常光観察用の撮像素子58Aと同様の通常感度型センサであってもよい。この場合、撮像素子58Bの受光面のサイズを、正方配置された観察用光ファイバ束38の断面と同等のサイズとすることができるため、観察用光ファイバ束38により導光された自家蛍光を含む光を光学素子40により拡大することも必須ではない。

【0074】

観察用光ファイバ束38により導光された自家蛍光を含む光は、第1光学部材40Aにより平行光とされた後、分光フィルタ46により所望の自家蛍光が抽出される。続いて、抽出された自家蛍光は第2光学部材40Bにより再び集光され、さらに光学部材40により拡大されて撮像素子58Bの受光面に結像され、撮像素子58Bにより光電変換されて

50

自家蛍光が撮像される。撮像素子 5 8 B からは、撮像された自家蛍光の撮像信号（アナログ信号）が出力される。

【 0 0 7 5 】

撮像素子 5 8 B から出力された自家蛍光画像の撮像信号（アナログ信号）は、A / D 変換器 6 4 B により画像信号（デジタル信号）に変換される。変換後の画像信号は、自家蛍光画像処理部 7 0 B に入力される。

【 0 0 7 6 】

自家蛍光画像処理部 7 0 B は、A / D 変換器 6 4 B から供給された自家蛍光画像の画像信号（画像データ）に対して、自家蛍光画像に適した所定の画像処理、例えば、所定の信号増幅処理等を施し、自家蛍光画像信号（自家蛍光画像）を出力（生成）する。

10

【 0 0 7 7 】

自家蛍光画像処理部 7 0 B で処理された自家蛍光画像の画像信号は、制御部 6 8 に送られる。制御部 6 8 では、自家蛍光画像信号に基づき、自家蛍光画像が表示装置 1 8 に表示される。また、制御部 6 8 の制御により、自家蛍光画像信号は、必要に応じて、例えば、1 枚（1 フレーム）の画像を単位として、メモリやストレージ装置からなる記憶部 7 2 B に記憶される。

【 0 0 7 8 】

次に、内視鏡診断装置 1 0 の作用を説明する。

まず、通常光観察を行う場合について説明する。

【 0 0 7 9 】

20

通常光観察を行う場合、内視鏡装置 1 1 A の内視鏡スコープ 1 4 A の内視鏡挿入部 2 8 が被検者の体内に挿入され、内視鏡先端部が被観察領域に向けられる。

【 0 0 8 0 】

内視鏡装置 1 1 A では、内視鏡先端部が被観察領域に向けられると、レーザ光源 L D 1 から発せられた中心波長 4 4 5 n m のレーザ光が蛍光体 5 4 A , 5 4 B に照射され、蛍光体 5 4 A , 5 4 B から白色光が発せられる。蛍光体 5 4 A , 5 4 B から発せられた白色光は被検者に照射され、その反射光が撮像素子 5 8 A で受光されて、通常光画像が撮像される。通常光画像は、通常光画像処理部 7 0 A により画像処理され、表示装置 1 8 上にカラー表示される。

【 0 0 8 1 】

30

続いて、自家蛍光観察を行う場合について説明する。

【 0 0 8 2 】

自家蛍光観察を行う場合、内視鏡スコープ 1 4 A が挿入されたままの状態、内視鏡装置 1 1 B の内視鏡プローブ 1 4 B が、内視鏡スコープ 1 4 A の鉗子入口から鉗子チャンネル内に挿入される。

【 0 0 8 3 】

内視鏡装置 1 1 B では、内視鏡プローブ 1 4 B が、内視鏡スコープ 1 4 A の鉗子チャンネル内に挿入されると、レーザ光源 L D 2 から発せられた中心波長 4 0 5 n m のレーザ光（励起光）が照明用光ファイバ束 3 6 により導光され、先端部から被検者に照射される。そして、励起光の照射により被検者から発せられた自家蛍光を含む光が観察用光ファイバ束 3 8 により導光され、その基端部から出射される。続いて、観察用光ファイバ束 3 8 により導光された自家蛍光を含む光は、第 1 光学部材 4 0 A により平行光とされ、分光フィルタ 4 6 により励起光をカットしつつ、所望の自家蛍光の波長範囲の光が分光され、第 2 光学部材 4 0 B により集光され、さらに光学部材 4 0 により拡大されて撮像素子 5 8 B で受光され、自家蛍光画像が撮像される。

40

【 0 0 8 4 】

そして、自家蛍光画像は、自家蛍光画像処理部 7 0 B により画像処理され、記憶部 7 2 A に記憶された通常光画像と自家蛍光画像とが合成され、両者の合成画像が表示装置 1 8 に表示される。合成画像は、例えば、通常光画像と自家蛍光画像とを重ね合わせたり、並べて表示される。あるいは、自家蛍光画像の画像信号を合成画像の G チャンネル、通常光

50

画像の R および B の画像信号を合成画像の R チャンネルおよび B チャンネルに割り当てることによって疑似カラー表示される。

【 0 0 8 5 】

なお、自家蛍光画像を疑似カラー表示する場合、通常光画像および自家蛍光画像のうちのどの画像信号を、合成画像のどの色のチャンネルに割り当てるのかは任意である。

【 0 0 8 6 】

本発明は、基本的に以上のようなものである。

以上、本発明について詳細に説明したが、本発明は上記実施形態に限定されず、本発明の主旨を逸脱しない範囲において、種々の改良や変更をしてもよいのはもちろんである。

【 符号の説明 】

10

【 0 0 8 7 】

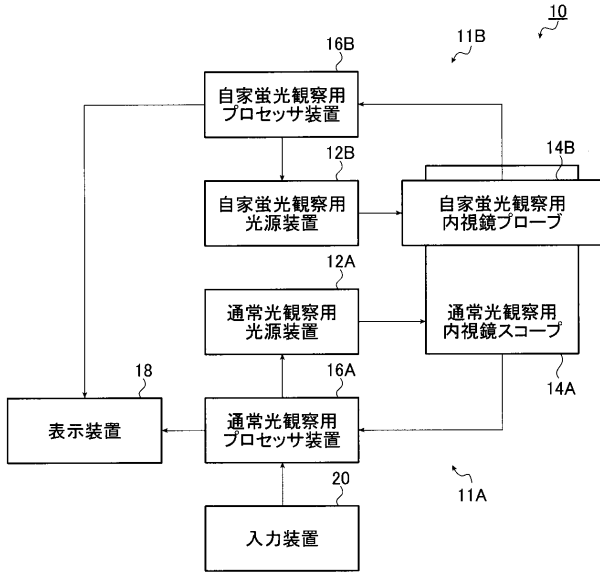
- 1 0 内視鏡診断装置
- 1 1 A、1 1 B 内視鏡装置
- 1 2 A、1 2 B 光源装置
- 1 4 A 内視鏡スコープ
- 1 4 B 内視鏡プローブ
- 1 6 A、1 6 B プロセッサ装置
- 1 8 表示装置
- 2 0 入力装置
- 2 2 A、2 2 B 光源制御部
- 2 4、4 8 A、4 8 B 光ファイバ
- 2 5 ビームスプリッタ
- 2 6 カプラ
- 2 8 内視鏡挿入部
- 3 0 操作部
- 3 2 A、3 2 B コネクタ部
- 3 4 光ファイバ束
- 3 6 照明用光ファイバ束
- 3 8 観察用光ファイバ束
- 4 0、4 0 A、4 0 B 光学部材
- 4 2 A、4 2 B 照明窓
- 4 4 観察窓
- 4 5 鉗子出口
- 4 6 分光フィルタ
- 5 4 A、5 4 B 蛍光体
- 5 2 A、5 2 B、5 6 レンズ
- 5 8 A、5 8 B 撮像素子
- 6 2 スコープケーブル
- 6 4 A、6 4 B A / D 変換器
- 6 8 A、6 8 B 制御部
- 7 0 A 通常光画像処理部
- 7 0 B 自家蛍光画像処理部
- 7 2 A、7 2 B 記憶部
- L D 1、L D 2 レーザ光源

20

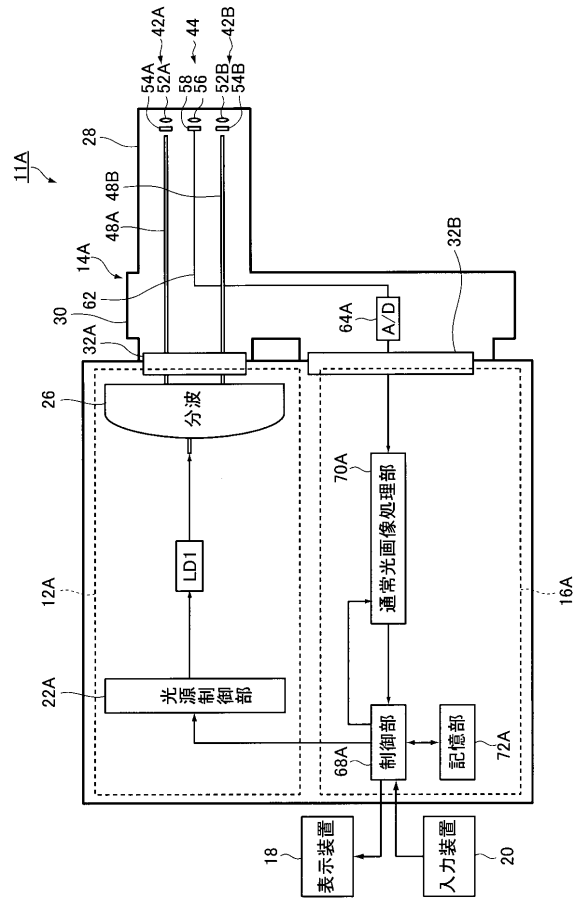
30

40

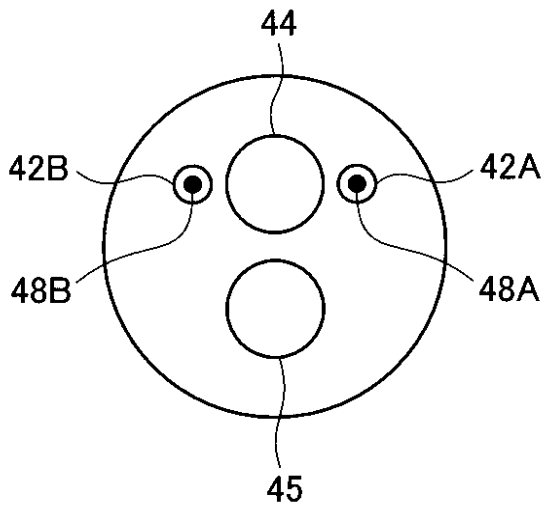
【図 1】



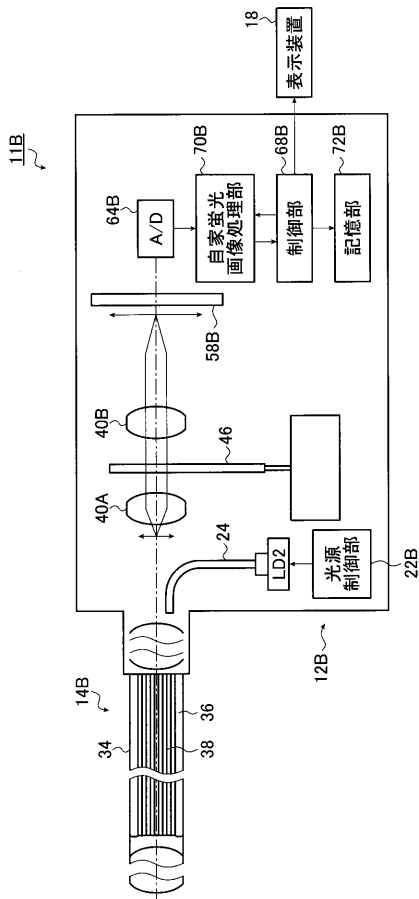
【図 2】



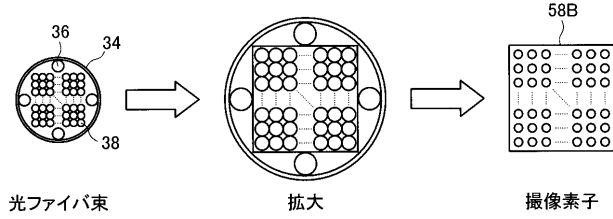
【図 3】



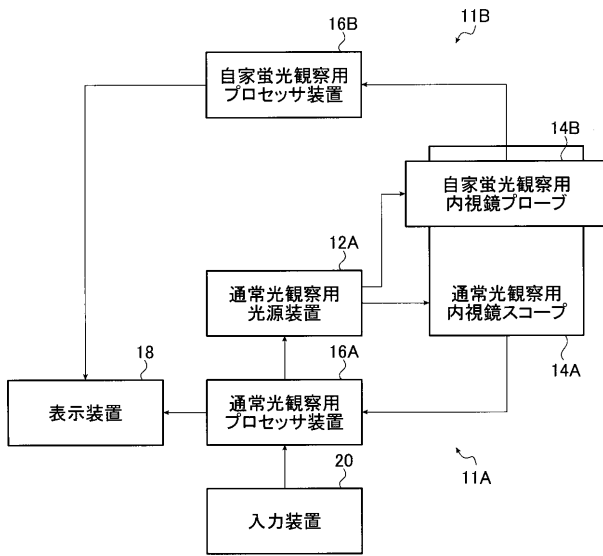
【図 4】



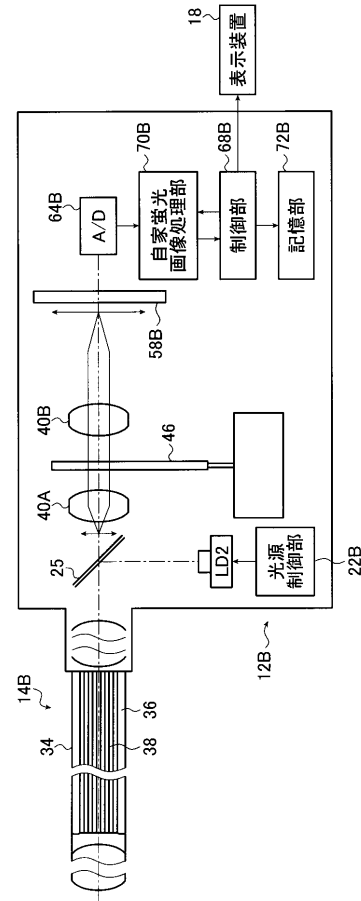
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

F ターム(参考) 2H040 CA04 CA11 CA12 CA13 CA27 GA02 GA11
4C161 CC07 GG01 HH51 LL02 NN01 QQ02 QQ04 RR04 RR14 WW17

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2012217781A	公开(公告)日	2012-11-12
申请号	JP2011089861	申请日	2011-04-14
[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	藤田 寛		
发明人	藤田 寛		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 A61B1/00.334.D G02B23/24.B A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.650 A61B1/00.730 A61B1/00.732 A61B1/018.515 A61B1/05 A61B1/07.731		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA13 2H040/CA27 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/CC07 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/WW17		
代理人(译)	伊藤英明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：使用内窥镜装置中包括的具有正常外径的内窥镜观察镜进行常规光观察，以观察自发荧光，而不会给被检者带来沉重负担。提供。 解决方案：照明光纤束24，用于引导激发光以发出自发荧光并照射观察区域，以及通过激发光的照射从观察区域发出的包含自发荧光的光。内窥镜探头14B具有用于引导光的观察用光纤束34，并且被插入到用于获取正常光图像的内窥镜装置的内窥镜镜的钳子通道中并用于观察。提供了一种光谱滤光器，其具有从包括由束引导的自发荧光的光中将自发荧光分散在期望的波长范围内的光谱透射特性的图像拍摄装置58B，其捕获由光谱滤光器46分散的自发荧光。与形成图像拾取装置的每个像素一一对应地提供形成用于观察的光纤束的光纤。[选择图]图4

