

(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2009-142415

(P2009-142415A)

(43) 公開日 平成21年7月2日(2009.7.2)

| (51) Int.Cl. | | | F I | | | テーマコード (参考) |
|--------------|------|-----------|------|------|------|-------------|
| A61B | 1/00 | (2006.01) | A61B | 1/00 | 300D | 4C061 |
| A61B | 1/06 | (2006.01) | A61B | 1/06 | A | 5B047 |
| A61B | 1/04 | (2006.01) | A61B | 1/04 | 370 | |
| G06T | 1/00 | (2006.01) | G06T | 1/00 | 400B | |

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2007-321628 (P2007-321628)
 (22) 出願日 平成19年12月13日 (2007.12.13)

(71) 出願人 000005430
 フジノン株式会社
 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地
 (74) 代理人 100073184
 弁理士 柳田 征史
 (74) 代理人 100090468
 弁理士 佐久間 剛
 (74) 復代理人 100134245
 弁理士 本澤 大樹
 (72) 発明者 石井 秀一
 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地 フジノン株式会社内

最終頁に続く

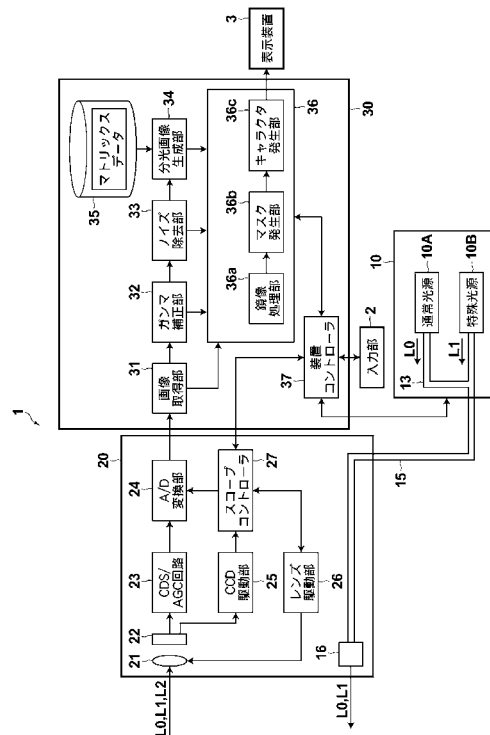
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 通常観察時において被写体が蛍光しているかを確認する。

【解決手段】 光源ユニット10から広帯域な波長域0からなる通常光L0と狭帯域の波長域1からなる特殊光L1とが同時に射出される。そして、光源ユニット10から同時に射出された通常光L0と特殊光L1とはライトガイド15により被写体まで導波される。撮像素子22はライトガイド15から射出された通常光L0および特殊光L1が照射された被写体を撮像しカラー画像Pを取得する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

広帯域な波長域からなる通常光と狭帯域の波長域からなる特殊光とを同時に射出する光源ユニットと、

該光源ユニットから同時に射出された前記通常光と前記特殊光とを前記被写体まで導波するライトガイドと、

該ライトガイドから射出された前記通常光および前記特殊光が照射された該被写体を撮像しカラー画像を取得する撮像素子と

を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記ライトガイドが、前記通常光源から射出する前記通常光を導波する第 1 光ファイバ群と前記特殊光源から射出する前記特殊光を導波する第 2 光ファイバ群とを束ねたものからなることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記ライトガイドが前記第 1 光ファイバ群を周縁側に配置し前記第 2 光ファイバ群を該ライトガイドの中心に配置した構造を有するものであることを特徴とする請求項 2 記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記スコープが複数の前記ライトガイドを有するものであり、前記ライトガイドが前記第 1 光ファイバ群を該スコープの周縁側に配置し前記第 2 光ファイバ群を該スコープの中心側に配置した構造を有するものであることを特徴とする請求項 2 記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記光源ユニットが前記通常光と前記特殊光とを合波する光合波部を有するものであり、前記ライトガイドが前記光合波部により合波された前記通常光と前記特殊光とを前記被写体まで導波するものであることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記撮像素子により取得された前記カラー画像から分光推定画像を生成する内視鏡画像処理装置をさらに備えたものであることを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、通常観察と特殊観察とを行うことができる内視鏡システムに関するものである。

【背景技術】**【0002】**

近年、生体組織に特定の波長の励起光が照射されたとき、生体組織の自家蛍光が発することが知られている。そこで、内視鏡システムを用いて体腔内の生体組織に励起光を照射し、生体組織からの自家蛍光を検出する内視鏡システムが提案されている（たとえば特許文献 1 参照）。

【0003】

さらに、上述した励起光を照射することにより蛍光の観察を行う特殊観察と、白色光からなる通常光を被写体に照射して観察を行う通常観察との双方を行うことができる内視鏡システムが提案されている（たとえば特許文献 2、3 参照）。特許文献 2 において、通常観察用と特殊観察用との 2 つの光源を用意し、反射ミラーが可動することにより通常観察を行うときには通常光が出力され、特殊観察を行うときには特殊光（励起光）が出力される方法が開示されている。また、特許文献 3 において、水銀ランプの温度を調節することにより発光の分光特性を変化させ、通常観察時と特殊観察時とにおいて異なる波長特性の光が出力される方法が開示されている。

10

20

30

40

50

- 【特許文献1】特開2004-57576号公報
【特許文献2】特開2001-178674号公報
【特許文献3】特開2001-314370号公報
【発明の開示】
【発明が解決しようとする課題】

【0004】

特許文献1～3に示すように、従来、白色光を用いた通常観察と励起光を用いた特殊観察とは別々に行われるものである。これは白色光は特殊観察に必要な光出力を有する励起光の波長成分を出力することができず、通常観察時において蛍光が確認しづらいためである。

10

【0005】

一方で、被写体における病変部位の位置の特定および状態の特定を行うには被写体が発光する蛍光を観察することが望ましい。しかし、通常観察時においては特殊観察がしづらいため、特殊観察をしなければ病変部位の位置の特定がしづらいという問題があり、特殊観察を行うときの位置の特定に手間が掛かってしまうという問題がある。

【0006】

そこで、本発明は、通常観察時において被写体が蛍光しているか否かを確認することができる内視鏡システムを提供することを目的とするものである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の内視鏡システムは、広帯域な波長域からなる通常光と通常光よりも狭帯域の波長域からなる特殊光とを同時に射出する光源ユニットと、光源ユニットから同時に射出された通常光と特殊光とを被写体まで導波するライトガイドと、ライトガイドから射出された通常光および特殊光が照射された被写体を撮像しカラー画像を取得する撮像素子とを備えたことを特徴とするものである。

20

【0008】

ここで、通常光は広帯域な波長域からなるものであってたとえば白色光からなるものである。特殊光とは可視光外の光、自家蛍光や蛍光色素に染色された物質からの蛍光を観察するために被写体に照射する励起光、もしくは狭帯域画像の観察を行うための狭帯域な光からなるものであって、単一波長可視光（たとえば405nmレーザ）や700nm以上の赤外光を含む。

30

【0009】

また、光源ユニットは、通常光と特殊光とを同時に射出するものであればよく、通常光のみもしくは特殊光のみを射出する機能を有するものであってもよい。

【0010】

なお、ライトガイドは、光源ユニットから同時に射出された通常光と特殊光とを被写体まで導波するものであればその構造を問わず、たとえば通常光源から射出する通常光を導波する第1光ファイバ群と、特殊光源から射出する特殊光を導波する第2光ファイバ群とを束ねたものからなるものであってもよい。ここで、第1光ファイバ群と第2光ファイバ群とは、それぞれ単心型の光ファイバから構成されたものであってもよいし、あるいは多心型の光ファイバから構成されたものであってもよい。

40

【0011】

また、ライトガイドは、第1光ファイバ群と第2光ファイバ群とをランダムに配置して束ねたものであってもよいし、第1光ファイバ群を周縁側に配置し第2光ファイバ群をライトガイドの中心に配置した構造を有するように束ねたものであってもよい。

【0012】

さらに、スコープは、1つのライトガイドを有していてもよいし、複数のライトガイドを有していてもよい。スコープが複数のライトガイドを有する場合、ライトガイドは第1光ファイバ群をスコープの周縁側に配置し第2光ファイバ群をスコープの中心側に配置した構造を有するものであってもよい。

50

【 0 0 1 3 】

また、光源ユニットが通常光と特殊光とを合波する光合波部を有するものであり、ライトガイドが光合波部により合波された通常光と特殊光とを被写体まで導波するものであってもよい。

【 0 0 1 4 】

さらに、撮像素子により取得されたカラー画像から分光推定画像を生成する内視鏡画像処理装置をさらに備えたものであってもよい。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 5 】

本発明の内視鏡システムによれば、広帯域な波長域からなる通常光と通常光よりも狭帯域の波長域からなる特殊光とを同時に射出する光源ユニットと、光源ユニットから同時に射出された通常光と特殊光とを被写体まで導波するライトガイドと、ライトガイドから射出された通常光および特殊光が照射された被写体を撮像しカラー画像を取得する撮像素子とを備えたことにより、通常観察時においても通常光の照射による被写体の状態の観察とともに特殊光を照射したときの被写体の状態をカラー画像から確認することができるため、被写体のどの部位を特殊観察すればよいかを通常観察時に判断することができ、効率的な内視鏡観察を行うことができる。

10

【 0 0 1 6 】

なお、ライトガイドが、通常光源から射出する通常光を導波する第1光ファイバ群と、特殊光源から射出する特殊光を導波する第2光ファイバ群とを束ねたものからなるとき、ライトガイドを介して被写体に対し確実に通常光と特殊光とを同時に照射することができる。

20

【 0 0 1 7 】

また、ライトガイドが第1光ファイバ群を周縁側に配置し第2光ファイバ群をライトガイドの中心に配置した構造を有するものであれば、使用者の観察対象は中央部分にあることを考慮し、中央部分により多くの特殊光を照射してS/N比のよい特殊観察を行うことができる。

【 0 0 1 8 】

さらに、スコープが複数のライトガイドを有するものであり、ライトガイドが第1光ファイバ群をスコープの周縁側に配置し第2光ファイバ群をスコープの中心側に配置した構造を有するものであるとき、使用者の観察対象は中央部分にあることを考慮し、中央部分により多くの特殊光を照射してS/N比のよい特殊観察を行うことができる。

30

【 0 0 1 9 】

また、光源ユニットが通常光と特殊光とを合波する光合波部を有するものであり、ライトガイドが光合波部により合波された通常光と特殊光とを被写体まで導波するものであるとき、ライトガイドを介して被写体に対し確実に通常光と特殊光とを同時に照射することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 0 】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を詳細に説明する。図1は、本発明の一実施形態による内視鏡システム1の基本構成を示すものである。内視鏡システム1は、光源ユニット10、スコープ20、内視鏡画像処理装置30を備えている。

40

【 0 0 2 1 】

光源ユニット10は内視鏡による観察を行うための光を射出するものであって、通常観察を行うための通常光L0を射出するキセノンランプ等からなる通常光源10Aと、特殊観察（蛍光観察）を行うための特殊光（励起光）L1とを射出する可視レーザ装置等からなる特殊光源10Bとを備えている。光源ユニット10は、スコープ20のライトガイド15に光学的に接続されており、通常観察時には通常光源10Aから射出された通常光L0がライトガイド15内に入射され、特殊観察時には特殊光源10Bから射出された特殊光L1がライトガイド15内に入射される。そして、通常光L0および特殊

50

光 L 1 はライトガイド 1 5 を介してスコープ 2 0 に設けられた照明窓 1 6 から被写体に照射される（図 2 参照）。

【 0 0 2 2 】

スコープ 2 0 は、結像光学系（観察窓） 2 1、撮像素子 2 2、C D S / A G C 回路 2 3、A / D 変換部 2 4、C C D 駆動部 2 5、レンズ駆動部 2 6 等を有しており、各構成要素はスコープコントローラ 2 7 により制御されている。撮像素子 2 2 はたとえば C C D や C M O S 等からなり、結像光学系 2 1 により結像された被写体像を光電変換してカラー画像 P を取得するものである。この撮像素子 2 2 としては、例えば撮像面に M g（マゼンタ）、Y e（イエロー）、C y（シアン）、G（グリーン）の色フィルタを有する補色型、あるいは R G B の色フィルタを有する原色型が用いられる。なお、撮像素子 2 2 の動作は C C D 駆動部 2 5 により制御されている。撮像素子 2 2 が画像（映像）信号を取得したとき、C D S / A G C（相関二重サンプリング / 自動利得制御）回路 2 3 がサンプリングして増幅し、A / D 変換器 2 4 が C D S / A G C 回路 2 3 から出力されたカラー画像 P を A / D 変換し、内視鏡画像処理装置 3 0 に出力される。

10

【 0 0 2 3 】

図 2 はスコープ 2 0 の外観の一例を示す模式図である。図 2 のスコープ 2 0 の先端面には、観察窓 2 1 を挟むように 2 つの照明窓 1 6 が設けられている。そして、この照明窓 1 6 から通常光 L 0、特殊光 L 1 のいずれか一方もしくは双方が被写体へ照射される。また、スコープ 2 0 の先端面には、鉗子や処置具の出口であり、体液等を吸引するために供される鉗子口および観察窓 2 1 の表面を洗浄する水・空気を吹き付けるための送気・送水ノズル 2 9 が設けられている。

20

【 0 0 2 4 】

図 1 の内視鏡画像処理装置 3 0 は、スコープ 2 0 から出力されたカラー画像 P の画像処理を行うものであって、画像取得部 3 1、ノイズ除去部 3 3、分光画像生成部 3 4、表示制御部 3 6 等を備えている。画像取得部 3 1 は、たとえば D S P（デジタルシグナルプロセッサ）等からなり、スコープ 2 0 の撮像素子 2 2 により撮像された、被写体に特殊光 L 1 が照射されたときに被写体から反射した特殊光 L 1 と特殊光 L 1 の照射により自家蛍光した蛍光 L 2 とをカラー画像 P として取得するものである。また、カラー画像を取得するときにはこの組み合わせに限らず蛍光 L 2 と通常光 L 0 の場合もある。なお、この画像取得部 3 1 は、M g（マゼンタ）、Y e（イエロー）、C y（シアン）、G（グリーン）からなるカラー画像 P を取得したとき、R G B からなるカラー画像に変換する機能を有している。

30

【 0 0 2 5 】

ガンマ補正部 3 2 は、周知の如く所定のガンマ曲線に基づいてカラー画像 P の各画素値を補正するものである。つまり、蛍光 L 2 は特殊光 L 1 に比べて微弱であるため、カラー画像 P に対しガンマ補正を施すことにより、蛍光 L 2 の信号値を増大させるとともに、特殊光 L 1 の信号値を減衰させる。これにより、画質のよい蛍光画像 S P r を取得することができる。ノイズ除去部 3 3 は、ガンマ補正部 3 2 によりガンマ補正されたカラー画像 P 内のノイズを除去するものであって、ノイズ除去方法としては公知の技術を用いることができる。

40

【 0 0 2 6 】

分光画像生成部 3 4 は、画像取得部 3 1 により取得されノイズ除去部 3 3 によりノイズ除去されたカラー画像 P から特殊光 L 1 の波長成分と蛍光の波長成分とを別々の原色成分に割り当てた分光推定画像を生成するものである。分光画像生成部 3 4 の動作例の詳細については特開 2 0 0 3 - 9 3 3 3 6 号公報に記載されている。

【 0 0 2 7 】

具体的には、分光画像生成部 3 4 は、下記式（1）に示すマトリクス演算を行うことにより、カラー画像 P のうち励起光の波長成分 1 からなる背景画像を抽出する。

【数 1】

$$\begin{bmatrix} \lambda 1 \\ \lambda 2 \\ \lambda 3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_{1r} & k_{1g} & k_{1b} \\ k_{2r} & k_{2g} & k_{2b} \\ k_{3r} & k_{3g} & k_{3b} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix}$$

【0028】

なお、上記式(1)において、 R_{SP} 、 G_{SP} 、 B_{SP} は分光推定画像SPのRGB成分、 R_P 、 G_P 、 B_P はカラー画像PのRGB成分、 k_{1r} 、 k_{1g} 、 k_{1b} 、 k_{2r} 、 k_{2g} 、 k_{2b} 、 k_{3r} 、 k_{3g} 、 k_{3b} はマトリクス演算を行うためのマトリクスパラメータをそれぞれ示している。

10

【0029】

ここで、図3に示すように、パラメータデータベース35にはたとえば400nmから700nmの波長域を5nm間隔で分けた波長域毎にマトリクスパラメータ $P_i = (k_{r_i}, k_{g_i}, k_{b_i})$ ($i = 1 \sim 61$)が記憶されている。たとえば、分光推定画像SPを構成する波長域1, 2, 3としてそれぞれ例えば500nm, 620nm, 650nmが選択される場合は、係数(k_{pr} , k_{pg} , k_{pb})として、表1の61のパラメータのうち、中心波長500nmに対応するパラメータp21の係数(-0.00119, 0.002346, 0.0016)、中心波長620nmに対応するパラメータp45の係数(0.004022, 0.000068, 0.00097)、および中心波長650nmに対応するパラメータp51の係数(0.005152, -0.00192, 0.000088)を用いて上記マトリクス演算がなされる。

20

【0030】

このようなパラメータの組み合わせはたとえば血管、生体組織等の観察したい部位毎にデータベース35に記憶されており、各部位にマッチングしたパラメータを用いて分光推定画像SPが生成される。具体的には、1, 2, 3の波長セットとして、例えば400, 500, 600(nm、以下同様)の標準セットa、血管を描出するための470, 500, 670の血管B1セットb、同じく血管を描出するための475, 510, 685の血管B2セットc、特定組織を描出するための440, 480, 520の組織E1セットd、同じく特定組織を描出するための480, 510, 580の組織E2セットb、オキシヘモグロビンとデオキシヘモグロビンの差を描出するための400, 430, 475のヘモグロビンセットf、血液とカロテンとの差を描出するための415, 450, 500の血液カロテンセットg、血液と細胞質の差を描出するための420, 550, 600の血液細胞質セットhの8つの波長セット等が挙げられる。

30

【0031】

図1の表示制御部36は、液晶表示装置やCRT等からなる表示装置3に各種画像を表示するものである。具体的には、表示制御部36は、画像取得部31において取得されたカラー画像P、ガンマ補正部32によりガンマ補正されたカラー画像P、ノイズ除去部33によりノイズ除去されたカラー画像P、分光画像生成部34により生成された分光推定画像SP、分光推定画像SPを構成する背景画像SPbおよび蛍光画像SPrを入力部2からの入力に従い選択してもしくは並べて表示装置3に表示する機能を有している。なお、表示制御部36は鏡像処理を行う鏡像処理部36aと、各種画像からマスク画像を生成して表示するマスク発生部36b、上記各種画像に関する情報をキャラクタ情報として表示するキャラクタ発生部36cとを有し、各種信号処理された画像を表示するようになっている。

40

【0032】

図1から図3を参照して内視鏡システム1の動作例について説明する。まず、通常観察を行うか特殊観察を行うかが入力部2に入力される。そして、通常観察が選択された場合、光源ユニット10から通常光L0もしくは通常光L0と特殊光L1との双方が射出される。一方、特殊観察が選択された場合、光源ユニット10から特殊光L1が射出される。

50

そして、各種光 L 0、L 1 はライトガイド 1 5 を介して照射窓 1 6 から被写体に照射される。また、スコープ 1 0 において、素子駆動回路 2 5 によって駆動された撮像素子 2 2 が被写体を撮像しカラー画像を取得する。このカラー信号は C D S / A G C 回路 2 3 で相関二重サンプリングと自動利得制御による増幅を受けた後、A / D 変換器 2 4 で A / D 変換されて、デジタル信号として内視鏡画像処理装置 3 0 に入力される。

【 0 0 3 3 】

内視鏡画像処理装置 3 0 のガンマ処理部 3 2 においてカラー画像 P にガンマ処理が行われるとともに、ノイズ除去部 3 3 によりノイズ除去処理が施される。また、使用者の要求に応じて分光画像生成部 3 4 により分光推定画像 S P が生成される。そして、表示制御部 3 6 により所定の処理が施された後、画像取得部 3 1 により取得されたカラー画像、ガンマ補正されたカラー画像、ノイズ除去されたカラー画像、分光推定画像 S P が使用者の要求に応じて表示装置 3 に表示される。

10

【 0 0 3 4 】

ここで、上述のように、入力部 2 からの入力に従い、通常観察時においては通常光 L 0 のみが射出される場合と通常光 L 0 と特殊光 L 1 との双方が射出される場合とを選択することができる。そして、光源ユニット 1 0 は上述した選択に従い、通常観察時において通常光 L 0 と特殊光 L 1 とを同時に射出する。言い換えれば、光源ユニット 1 0 は通常光 L 0 と特殊光 L 1 とを同時に射出可能な構成を有している。

【 0 0 3 5 】

図 4 は図 1 の光源ユニット 1 0 の一例を示す模式図である。図 4 の光源ユニット 1 0 は、通常光 L 0 を射出する通常光源 1 0 A と特殊光 L 1 を射出する特殊光源 1 0 B とを備えている。通常光源 1 0 A はたとえばキセノンランプからなり、特殊光源 1 0 B は、たとえば青色光を射出するレーザ光源からなっている。ここで、図 5 は通常光 L 0 と特殊光 L 1 と蛍光 L 2 の波長帯域の一例を示すグラフである。図 5 に示すように、通常光 L 0 は、略 4 0 5 ~ 7 0 0 n m の広帯域な波長域 0 からなり、特殊光 L 1 は略 4 0 0 ~ 4 6 0 n m の波長域 1 からなり、蛍光 L 2 は 4 6 0 n m ~ 7 0 0 n m の波長域 2 からなる。

20

【 0 0 3 6 】

そして、図 4 の通常光源 1 0 A から射出された通常光 L 0 はレンズ 1 1 B および絞り 1 2 A を介して光源ユニット 1 0 内の第 1 光ファイバ群 1 3 A に入射される。同様に、特殊光源 1 0 B から射出された特殊光 L 2 はレンズ 1 2 A および絞り 1 2 B を介して光源ユニット 1 0 内の第 2 光ファイバ群 1 3 B に入射される。光源ユニット 1 0 側の第 1 光ファイバ群 1 3 A は光学コネクタ 1 4 A を介してライトガイド 1 5 側の第 1 光ファイバ群 1 5 A に光学的に接続されており、第 2 光ファイバ群 1 3 B は、光学コネクタ 1 4 B を介してライトガイド 1 5 側の第 2 光ファイバ群 1 5 B に光学的に接続されている。そして、ライトガイド 1 5 側において第 1 光ファイバ群 1 5 A および第 2 光ファイバ群 1 5 B が束ねられた状態になっている。

30

【 0 0 3 7 】

ここで、図 6 は第 1 光ファイバ群 1 5 A および第 2 光ファイバ群 1 5 B の状態を示す模式図である。図 6 において第 1 光ファイバ群 1 5 A と第 2 光ファイバ群 1 5 B とは、第 1 光ファイバ群 1 5 A と第 2 光ファイバ群 1 5 B とは、断面方向においてランダムに配列されており、溶着もしくは結束されることにより束ねられた状態で照射窓 1 6 に光学的に接続されている（図 1 参照）。

40

【 0 0 3 8 】

このように、通常光 L 0 と特殊光 L 1 とを同時に被写体に対し照射可能にしたとき、通常観察時においても通常光 L 0 の照射による被写体の状態の観察とともに特殊光 L 1 を照射したときの蛍光の状態をカラー画像から確認することができるため、被写体のどの部位を特殊観察すればよいかを通常観察時に判断することができ、効率的な内視鏡観察を行うことができる。

【 0 0 3 9 】

50

すなわち、従来のように、通常観察に用いる白色光では蛍光を励起するための特殊光 L 1 として用いるには特殊光 L 1 の波長成分の光強度が不足しており、通常観察時のカラー画像において蛍光を確認しづらいという問題がある。一方、図 4 のように、光源ユニット 1 0 から射出された通常光 L 0 はライトガイドの第 1 光ファイバ群によって導波され、特殊光 L 2 はライトガイド 1 5 の第 2 光ファイバ群 1 5 B によって導波されるようにしている。このため、各光源 1 0 A、1 0 B の制御を独立して行うことができ、通常観察時において十分な光強度の励起光を被写体に照射して、通常観察時のカラー画像から蛍光を発生している位置の特定を確認することができる。そして、通常観察時において確認した蛍光の状態から特殊観察を行う被写体の部位を特定し、特殊観察を行うことができるため、効率的な内視鏡観察を行うことができる。

10

【0040】

なお、図 7 A に示すように、特殊光 L 1 が結像光学系 2 1 (撮像素子 2 2) 側に配列された構造を有していてもよい。具体的には、図 7 A において、ライトガイド 1 5 は第 1 光ファイバ群 1 5 A をライトガイド 1 5 の周縁側に配置し、第 2 光ファイバ群 1 5 B をライトガイドの中心に配置するように束ねた構造を有している。さらに、図 7 B において、スコープ 2 0 が結像光学系 2 1 の両側に配置された複数のライトガイド 1 5 を有しており、各ライトガイド 1 5 は第 1 光ファイバ群 1 5 A をスコープ 2 0 の周縁側に配置し、第 2 光ファイバ群 1 5 B をスコープ 2 0 の中心側 (結像光学系 2 1 側) に配置するように束ねた構造を有している。

20

【0041】

図 7 に示すようなライトガイド 1 5 の構成にすることにより、撮像素子 2 2 において撮像される被写体像の中央部分に特殊光 L 2 がより多く照射されることになる。つまり、使用者はカラー画像の中央部分に注目する被写体が映し出されるようにスコープ 2 0 の位置を調整するものであり、使用者の注目領域により多くの特殊光 L 1 を照射して通常観察時における蛍光の発光状態をより確認しやすくすることができる。

30

【0042】

図 8 は本発明の内視鏡システムにおける光源ユニットの第 2 の実施形態を示す模式図であり、図 8 を参照して光源ユニット 1 2 0 について説明する。なお、図 8 の光源ユニット 1 1 0 において、図 4 の光源ユニット 1 2 0 と同一の構成を有する部位には同一の符号を付してその説明を省略する。図 8 の光源ユニット 1 1 0 が図 4 の光源ユニット 1 0 と異なる点は、光源ユニット 1 2 0 内において第 1 光ファイバ群 1 3 A と第 2 光ファイバ群 1 3 B とが束ねられた構造を有している点である。

40

【0043】

すなわち、図 7 において、光源ユニット 1 1 0 側の第 1 光ファイバ群 1 3 A と第 2 光ファイバ群 1 3 B とが束ねられており、束ねた光ファイバ群 1 3 A、1 3 B とライトガイド 1 5 とが光学コネクタ 1 1 4 により光学的に接続されている。この場合であっても、ライトガイド 1 5 は、図 6、図 7 のように第 1 光ファイバ群 1 5 A と第 2 光ファイバ群 1 5 B との結束構造を有することになる。この場合であっても、通常観察時において通常光 L 0 と特殊光 L 1 とを同時に射出することができ、効率的に蛍光の位置の確認を行うことができる。

50

【0044】

図 9 は本発明の内視鏡システムにおける光源ユニットの第 3 の実施形態を示す模式図であり、図 9 を参照して光源ユニット 2 1 0 について説明する。なお、図 9 の光源ユニット 2 1 0 において、図 7 の光源ユニット 1 1 0 と同一の構成を有する部位には同一の符号を付してその説明を省略する。図 9 の光源ユニット 2 1 0 が図 7 の光源ユニット 1 1 0 と異なる点は、光合波部 2 2 1 において通常光 L 0 と特殊光 L 1 とが合波された後にライトガイド 1 5 に入射される点である。

【0045】

光源ユニット 2 1 0 は、通常光 L 0 と特殊光 L 1 とを合波する光合波部 2 2 1 を有し、光合波部 2 2 1 はたとえばハーフミラーやビームスプリッタ等からなっている。そして、

60

ライトガイド 15 は光合波部 221 により合波された通常光 L0 と特殊光 L1 とを被写体まで導波するようになっている。この場合であっても、通常観察時において確認した蛍光の状態から、特殊観察を行う被写体の部位を特定し、特殊観察を行うことができるため、効率的な内視鏡観察を行うことができる。

【0046】

上記各実施の形態によれば、広帯域な波長域からなる通常光 L0 と通常光 L0 よりも狭帯域の波長域からなる特殊光 L1 とを同時に射出する光源ユニット 10 と、光源ユニット 10 から同時に射出された通常光 L0 と特殊光 L1 とを被写体まで導波するライトガイド 15 と、ライトガイド 15 から射出された通常光 L0 および特殊光 L1 が照射された被写体を撮像しカラー画像 P を取得する撮像素子 22 とを備えたことにより、通常観察時において通常光 L0 の照射による被写体の状態の観察とともに特殊光 L1 を照射したときの被写体の状態をカラー画像から確認することができるため、被写体のどの部位を特殊観察すればよいかを通常観察時に判断することができ、効率的な内視鏡観察を行うことができる。

10

【0047】

また、図 6、図 7 に示すように、ライトガイド 15 が、通常光源 10A から射出する通常光を導波する第 1 光ファイバ群 15A と、特殊光源 10B から射出する特殊光 L1 を導波する第 2 光ファイバ群 15B とを束ねたものからなるとき、ライトガイド 15 を介して被写体に対し確実に通常光 L0 と特殊光 L1 とを同時に照射することができる。

20

【0048】

特に、図 7A に示すように、ライトガイド 15 が第 1 光ファイバ群 15A を周縁側に配置し第 2 光ファイバ群 15B をライトガイド 15 の中心に配置した構造を有するものであれば、使用者の観察対象は中央部分にあることを考慮し、中央部分により多くの特殊光 L1 を照射して S/N 比のよい特殊観察を行うことができる。

【0049】

あるいは図 7B に示すように、スコープ 20 が複数のライトガイド 15 を有するものであり、ライトガイド 15 が第 1 光ファイバ群 15A をスコープの周縁側に配置し第 2 光ファイバ群 15B をスコープ 20 の中心側に配置した構造を有するものであるとき、使用者の観察対象は中央部分にあることを考慮し、中央部分により多くの特殊光 L1 を照射して S/N 比のよい特殊観察を行うことができる。

30

【0050】

また、図 9 に示すように、光源ユニット 210 が通常光 L0 と特殊光 L1 とを合波する光合波部 221 を有するものであり、ライトガイド 15 が光合波部 221 により合波された通常光 L0 と特殊光 L1 とを被写体まで導波するものであるとき、ライトガイド 15 を介して被写体に対し確実に通常光 L0 と特殊光 L1 とを同時に照射することができる。

【0051】

本発明の実施形態は上記実施形態に限定されない。たとえば、上記実施形態において、特殊光 L1 は自家蛍光等のための励起光である場合について例示しているが、狭帯域画像を取得するための狭帯域光を射出するものであってもよい。

【0052】

さらに、例えば図 8、図 9 の特殊光源 10B において、通常光源 10A とは別体にして光源ユニット 110、210 とは別装置として設け、特殊光源 10B と光源ユニット 110、210 内に配置されたレンズ 11B とを光ファイバ等を用いて光学的に接続し、光ファイバの射出端を光源ユニット 110、210 内に配するようによい。

40

【図面の簡単な説明】

【0053】

【図 1】本発明の内視鏡システムの好ましい実施形態を示すブロック図

【図 2】図 1 のスコープの一例を示す模式図

【図 3】図 1 のマトリクスデータベースに記憶されたパラメータの一例を示す表

【図 4】図 1 の光源ユニットの一例を示す模式図

50

【図5】図4の光源ユニットから射出される通常光および特殊光の波長特性の一例を示すグラフ

【図6】第1光ファイバ群と第2光ファイバ群の構造の一例を示す模式図

【図7A】第1光ファイバ群と第2光ファイバ群の別の構造を示す模式図

【図7B】第1光ファイバ群と第2光ファイバ群の別の構造を示す模式図

【図8】本発明の内視鏡システムにおける光源ユニットの第3の実施形態を示す模式図

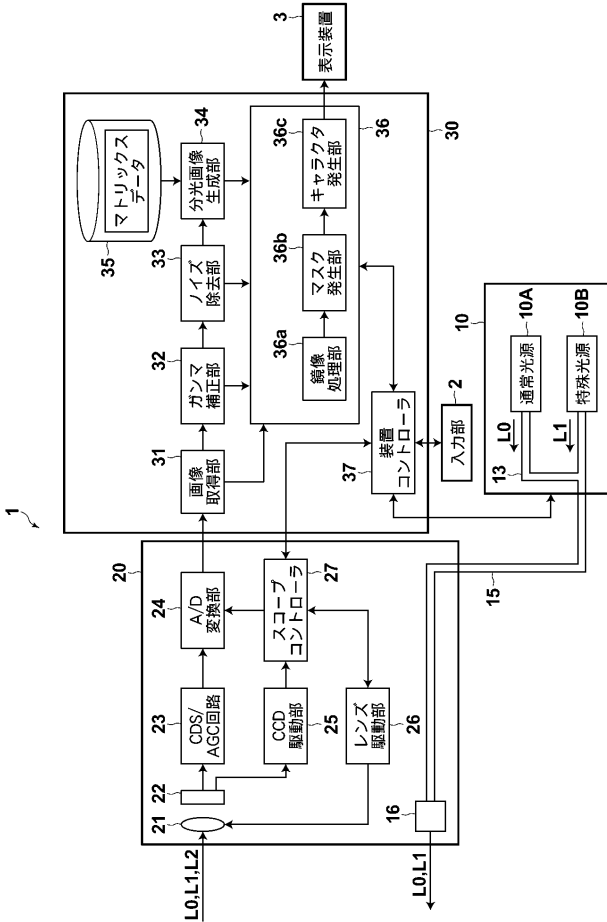
【図9】本発明の内視鏡システムにおける光源ユニットの第3の実施形態を示す模式図

【符号の説明】

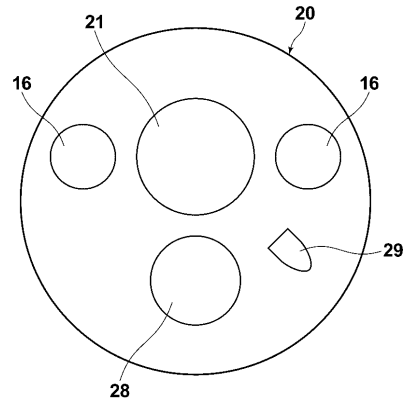
【0054】

| | | |
|------------|-----------|----|
| 1 | 内視鏡システム | 10 |
| 10、110、210 | 光源ユニット | |
| 10A | 通常光源 | |
| 10B | 特殊光源 | |
| 13A | 第1光ファイバ群 | |
| 13B | 第2光ファイバ群 | |
| 15 | ライトガイド | |
| 15A | 第1光ファイバ群 | |
| 15B | 第2光ファイバ群 | |
| 16 | 照明窓 | |
| 20 | スコープ | 20 |
| 22 | 撮像素子 | |
| 30 | 内視鏡画像処理装置 | |
| 221 | 光合波部 | |
| L0 | 通常光 | |
| L1 | 特殊光 | |
| L2 | 蛍光 | |
| L2 | 特殊光 | |
| P | カラー画像 | |
| S | 被写体 | |

【 図 1 】



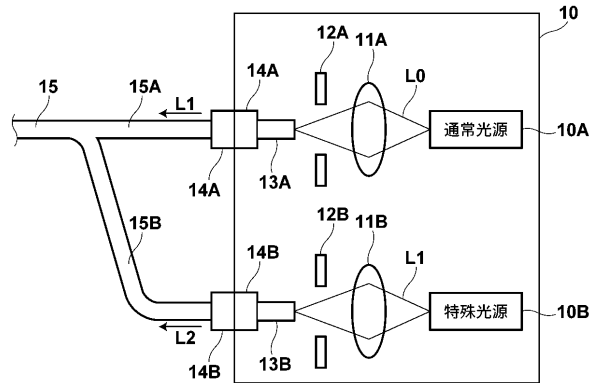
【 図 2 】



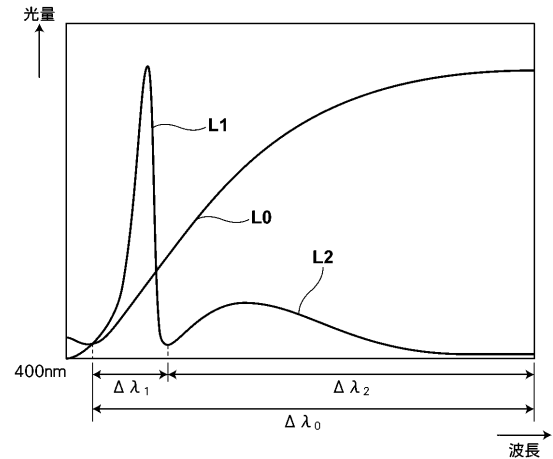
【 図 3 】

| パラメータ | k_{pr} | k_{pg} | k_{pb} |
|-------|----------|----------|-----------|
| p1 | 0.000083 | -0.00188 | 0.003592 |
| ... | ... | ... | ... |
| p18 | -0.00115 | 0.000569 | 0.003325 |
| p19 | -0.00118 | 0.001149 | 0.002771 |
| p20 | -0.00118 | 0.001731 | 0.0022 |
| p21 | -0.00119 | 0.002346 | 0.0016 |
| p22 | -0.00119 | 0.00298 | 0.000983 |
| p23 | -0.00119 | 0.003633 | 0.000352 |
| ... | ... | ... | ... |
| p43 | 0.003236 | 0.001377 | -0.00159 |
| p44 | 0.003656 | 0.000671 | -0.00126 |
| p45 | 0.004022 | 0.000068 | -0.00097 |
| p46 | 0.004342 | -0.00046 | -0.00073 |
| p47 | 0.00459 | -0.00088 | -0.00051 |
| p48 | 0.004779 | -0.00121 | -0.00034 |
| p49 | 0.004922 | -0.00148 | -0.00018 |
| p50 | 0.005048 | -0.00172 | -0.000036 |
| p51 | 0.005152 | -0.00192 | 0.000088 |
| p52 | 0.005215 | -0.00207 | 0.000217 |
| ... | ... | ... | ... |
| p61 | 0.00548 | -0.00229 | 0.00453 |

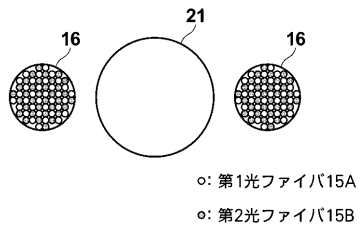
【 図 4 】



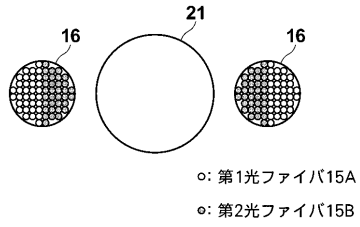
【 図 5 】



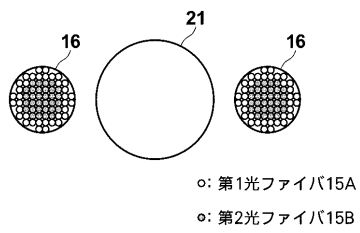
【 図 6 】



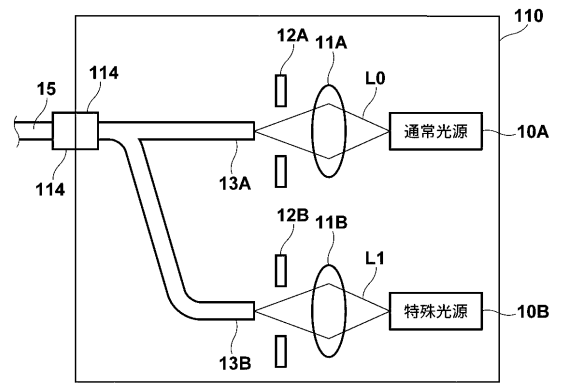
【 図 7 A 】



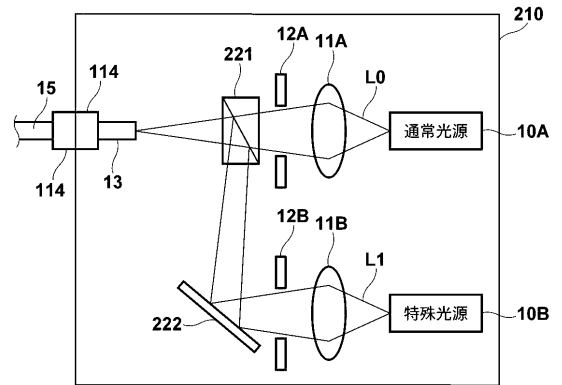
【 図 7 B 】



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C061 AA00 BB02 CC06 DD00 HH51 JJ17 LL02 MM05 NN01 NN05
QQ02 QQ03 QQ04 QQ07 SS10 TT13 WW08 WW17
5B047 AA17 AB04 BA01 BB04 BC04 BC05 BC08 BC09 BC11 BC12
BC20 CA17 CA23

