

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4390096号
(P4390096)

(45) 発行日 平成21年12月24日(2009.12.24)

(24) 登録日 平成21年10月16日(2009.10.16)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/06 (2006.01)
G O 2 B 6/00 (2006.01)
G O 2 B 23/26 (2006.01)
H O 1 L 27/148 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 B
 G O 2 B 6/00 3 3 1
 G O 2 B 23/26 B
 G O 2 B 23/26 D
 H O 1 L 27/14 B

請求項の数 4 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2001-206406 (P2001-206406)
 (22) 出願日 平成13年7月6日(2001.7.6)
 (65) 公開番号 特開2003-19112 (P2003-19112A)
 (43) 公開日 平成15年1月21日(2003.1.21)
 審査請求日 平成18年1月13日(2006.1.13)

(73) 特許権者 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 100073184
 弁理士 柳田 征史
 (74) 代理人 100090468
 弁理士 佐久間 剛
 (72) 発明者 袴田 和男
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士写真フイルム株式会社内
 (72) 発明者 戸井田 昌宏
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士写真フイルム株式会社内

審査官 森 電介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

それぞれが、励起光を射出する固体発光素子を有する赤色用、緑色用、および青色用の発光源と、各発光源の固体発光素子から発せられた前記励起光の照射により、赤外光を発することなく、赤色、緑色、および青色の各照明光を発し、その一端部から該照明光を射出する赤色用、緑色用、および青色用の蛍光ファイバとを備え、各照明光を順次観察部に照射する光源装置と、

前記照明光の順次照射により前記観察部から発せられた各反射光に基づく光学像それぞれを順次撮像して前記光学像を表す出力データを取得する、生体内部に挿入される電荷増倍型の固体撮像素子と、

前記光学像を示す出力データを可視画像として表示させるための画像処理を行なって処理済の画像データを得る画像処理ユニットと、

前記処理済の画像データを可視画像として表示する画像モニタとを備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記固体発光素子が S L D または L D であり、該 S L D または L D の射出端面に前記蛍光ファイバの他端部が接続されてなることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記蛍光ファイバが単線ファイバであることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記単線ファイバのコア径が400 μm以下であることを特徴とする請求項3記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、LED、SLD、LD等の固体発光素子を用いた光源装置、およびこの光源装置を用いた撮像装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

従来より、光学像を電気信号に変換するCCD等の固体撮像素子を用いて、観察部の光学像を撮像する内視鏡装置等の撮像装置が医療分野において利用されている。固体撮像素子から出力された画像データは、モニタ等に表示することにより複数の人間が同時に観察することができる利点を有している。また表示前に画像データに対して種々の画像処理を施すことにより、肉眼では認識することのできない組織変化等もモニタ上に表示することもでき、医療の発展に大きく貢献している。

【0003】

このような内視鏡装置においては、観察部を照明するために、キセノンランプ、ハロゲンランプあるいはメタルハライド等（以下キセノンランプ等とする）の光源装置が用いられ、このような光源を用いることにより、十分な光量の照明光を観察部に照射することができる。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上述したキセノンランプ等の光源装置は大型かつ高価であるため、撮像装置自体も大型化しかつ高価なものとなる。また、このような光源装置から射出される照明光には赤外光のような長波長成分が含まれるために、照明光が照射された箇所における熱の発生が大きい。このため、生体に挿入される挿入部に固体撮像素子を配設した内視鏡装置においては、熱によるダークノイズが発生して出力データにノイズが含まれてしまい、得られる画像のS/Nが低下するという問題もある。

【0005】

本発明は上記事情に鑑みなされたものであり、小型かつ安価であり、かつ熱の発生も少ない光源装置およびこの光源装置を用いた撮像装置を提供することを目的とするものである。

【0006】

【課題を解決するための手段】

本発明による光源装置は、励起光を射出する固体発光素子を有する少なくとも1つの発光源と、

該固体発光素子から発せられた前記励起光の照射により、所定の波長域の照明光を発生し、その一端部から該照明光を射出する少なくとも1つの蛍光ファイバとを備えたことを特徴とするものである。

【0007】

「固体発光素子」としては、具体的にはLED、LDおよびSLD（Super Luminescence Diode）を用いることができる。

【0008】

「発光源」は、固体発光素子を1つのみ用いるものであってもよいが、より多くの光量を得るために、複数の固体発光素子をライン状あるいはアレイ状に配列させた発光素子アレイを用いるものであってもよい。

【0009】

「蛍光ファイバ」としては、例えば200～400 nmの紫外線領域の励起光の照射により、R、G、Bの各色の波長域の光を発生する蛍光ガラス（例えば（株）住田ガラス社製

10

20

30

40

50

ルミラス)から作成されたものを用いることができる。

【0010】

なお、本発明による光源装置においては、前記固体発光素子をSLDまたはLDとし、該SLDまたはLDの射出端面に前記蛍光ファイバの他端部を接続することが好ましい。

【0011】

また、本発明による光源装置においては、前記励起光の照射により、R、G、Bの各色の波長域の照明光を射出する3種類の蛍光ファイバを有するとともに、該各蛍光ファイバに対してそれぞれ前記励起光を照射する3つの前記発光源を有するものとするのが好ましい。

【0012】

さらに、本発明による光源装置においては、前記蛍光ファイバが単線ファイバであることが好ましい。

【0013】

また、この場合、前記単線ファイバのコア径が400 μ m以下であることが好ましい。

【0014】

本発明による撮像装置は、照明光を観察部に照射する本発明による光源装置と、該照明光の照射により前記観察部から発せられた反射光に基づく光学像を撮像して出力データを取得する、電荷増倍型の固体撮像手段とを備えたことを特徴とするものである。

【0015】

なお、本発明による撮像装置においては、前記光源装置および前記固体撮像手段の一部または全部が、生体内部に挿入される内視鏡の形態であることが好ましい。

【0016】

電荷増倍型の固体撮像素子は、例えば特開平7-176721号公報に記載されたように、増倍率制御信号に基づいた増倍率により、撮像された信号電荷を増倍するものであり、この固体撮像素子を内視鏡装置等の種々の撮像装置に搭載することにより、撮像装置の撮像感度の向上および撮像感度の制御が可能となっている。すなわち、光学像の光量が、従来の撮像素子を用いて撮像するには不十分な場合であっても、この固体撮像素子を用いて撮像を行えば、視認可能な画像として表示することができ、また適宜撮像感度を撮像条件に合わせて制御することも可能である。このような電荷増倍手段を備えた電荷増倍型の固体撮像素子は、CMD (Charge Multiplying Detector) - CCDと呼ばれ、強度の電界領域中で電導電子と原子を衝突させ、このイオン化によって生じる電荷増倍効果により信号電荷を増倍し、撮像素子の撮像感度を向上させるものである。

【0017】

電荷増倍型の固体撮像素子においては、電荷増倍手段は、信号電荷を順次信号電圧に変換して出力信号として取り出す電荷検出回路より前段において信号電荷を増倍するため、電荷検出回路において生じる読出ノイズを増倍することがない。したがって、信号電荷が増倍されても読出ノイズは変化しないため、出力信号のS/Nを向上させることができる。

【0018】

このように、電荷増倍型の固体撮像素子を用いることにより、光学像の光量が不十分な環境下での撮像を行うことがある撮像装置において、出力信号のS/Nの向上が可能となる。また、増倍率制御信号により信号電荷の増倍率を変更できるため、電荷増倍型の固体撮像素子を搭載した撮像装置では、撮像感度が制御可能となっている。

【0019】

なお、このような電荷増倍型の固体撮像素子を用いた内視鏡装置が、特開2001-29313号公報に開示されている。

【0020】

【発明の効果】

本発明の光源装置によれば、固体発光素子からなる少なくとも1つの発光源から射出された励起光が、蛍光ファイバに照射され、蛍光ファイバの一端部から所定の波長域の照明光が射出される。このように、本発明による光源装置においては、固体発光素子からなる発

10

20

30

40

50

光源を用いているため、上述したキセノンランプ等の光源装置と比較して光源装置を小型化することができる。また、固体発光素子はキセノンランプ等よりも遙かに低価格であるため、これを複数用いてアレイ状に配列したとしても、キセノンランプ等の光源装置と比較して低価格化を図ることができる。

【 0 0 2 1 】

さらに、蛍光ファイバとして赤外光のような長波長域の光を発生しないものを用いることにより、本発明による光源装置から射出された照明光の照射箇所における熱の発生を防止できる。したがって、本発明による光源装置を、固体撮像素子を用いた撮像装置に適用した場合に、照射箇所の熱を原因とするダークノイズの発生を防止することができ、その結果、S / Nの良好な画像を得ることができる。

10

【 0 0 2 2 】

また、S L DおよびL Dの射出部分は小径であるため、蛍光ファイバの他端部を射出端面に直接接続することにより、励起光を蛍光ファイバへ効率よく入射することができ、その結果、照明光の光量をより大きくすることができる。

【 0 0 2 3 】

さらに、蛍光ファイバをR , G , Bの各色の波長域の照明光を射出するものとし、各蛍光ファイバに3つの発光源からそれぞれ励起光を照射することにより、白色の照明光を得ることができる。

【 0 0 2 4 】

ここで、S L DまたはL Dの射出端面に蛍光ファイバを接続する場合、蛍光ファイバがバンドルファイバであると、素線のコア間におけるクラッド部により入射効率が低下する。したがって、蛍光ファイバを単線ファイバとすることにより、クラッド部がなくなるため、励起光の入射効率を向上させることができ、これにより照明光の光量をより大きくすることができる。

20

【 0 0 2 5 】

また、単線ファイバを用いた場合、そのコア径が比較的大きいとファイバが折れやすい。したがって、単線ファイバのコア径を4 0 0 μ m以下とすることによりファイバを折れにくくすることができる。

【 0 0 2 6 】

また、本発明による光源装置を撮像装置に用いた場合、キセノンランプ等の光源装置を用いる場合と比較して観察部に照射される照明光の光量は小さいため、得られる画像のS / Nが低下するおそれがある。したがって、観察部の光学像を撮像する固体撮像素子を電荷増倍型の固体撮像素子とすることにより、照明光の光量が微弱であっても撮像により得られた信号電荷を増倍して撮影感度を向上させることができ、本発明による光源装置を用いても、得られる画像のS / Nを向上させることができる。

30

【 0 0 2 7 】

なお、蛍光ファイバから射出された照明光を単線ファイバにより生体内部に導光するようにすれば、生体内部に挿入される挿入部の小径化を図ることができる。

【 0 0 2 8 】

【発明の実施の形態】

40

以下図面を参照して本発明の実施形態について説明する。図1は本発明の第1の実施形態による光源装置を用いた内視鏡装置の構成を示す概略構成図である。図1に示すように、この内視鏡装置は生体観察部9に、照明光であるR光（赤色光）L_r、G光（緑色光）L_g、B光（青色光）L_b、参照光（近赤外光）L_sおよび励起光L_eを順次照射して、生体観察部9において反射された反射像および生体観察部9において発生した蛍光像を電荷増倍型のC C D撮像素子により撮像し、観察部の画像をカラー画像としてモニタに表示する面順次方式の内視鏡装置であり、先端に電荷増倍型のC C D撮像素子を備え、患者の病巣と疑われる部位に挿入される内視鏡挿入部100、生体観察部9において得られた情報を表す画像データを処理する画像データ処理部1、および画像データ処理部1において処理された画像データを可視画像として表示するモニタ200から構成される。

50

【0029】

内視鏡挿入部100は、内部に先端まで延びるライトガイド101およびCCDケーブル102を備えている。ライトガイド101およびCCDケーブル102の先端部、すなわち内視鏡挿入部100の先端部には、照明光学系103、励起光カットフィルタ104および集光レンズ105を備えている。

【0030】

照明光学系103は、内面が鏡面の鏡筒103Aおよび2枚の照明レンズ103B, 103Cを備える。

【0031】

CCDケーブル102の先端部には、微少な帯域フィルタ要素がモザイク状に組み合わされたモザイクフィルタ108がオンチップされた電荷増倍型のCCD撮像素子106が接続され、CCD撮像素子106にはプリズム107が取り付けられている。励起光カットフィルタ104は、波長420nm以上の全蛍光を透過するロングパスフィルタである。ライトガイド101の先端部と反対側の端部は後述する照明ユニット110へ接続されている。なお、CCD撮像素子106は、R光 L_r 、G光 L_g およびB光 L_b の照射により生体観察部9において得られた反射像 Z_r , Z_g , Z_b と、励起光 L_e の照射により生体観察部9から発生した蛍光像 Z_e と、参照光 L_s の照射により生体観察部9において得られた反射像 Z_s （以下これらを光学像と称する）とを撮像し、デジタル値に変換して画像データとして出力するものである。

10

【0032】

図2はCCD撮像素子106の構成を示す図である。図2に示すように、CCD撮像素子106はフレームトランスファ型のコモド-CCD撮像素子であり、撮像した光学像を信号電荷へ変換する受光部21、信号電荷の一時的蓄積および転送を行う蓄積部22、信号電荷の水平転送を行う水平転送部23、入力された増倍率制御信号に基づいて信号電荷を増倍する電荷増倍部24、および信号電荷を信号電圧へ変更し、増幅して出力端子27から画像処理ユニット130へ出力する出力部25を備えている。

20

【0033】

受光部21は、光電変換および信号電荷の垂直転送を行う垂直転送CCD31が縦 n 個、横 n' 個並んで構成されている。説明を簡単にするために、図2においては縦3つ横4つの垂直転送CCD31から構成された受光部21を記載しているが、実際のCCD撮像素子106は、縦横ともに、数百個の垂直転送CCD31が設けられている。

30

【0034】

蓄積部22は、薄い金属膜等により光遮蔽され、信号電荷の一時的蓄積および垂直転送を行う垂直転送CCD33から構成されている。水平転送部23は、水平転送CCD35から構成されている。

【0035】

電荷増倍部24は、 m 個の電荷増倍セル36から構成されている。電荷増倍部24に入力された信号電荷は、連続したパルス信号である増倍率制御信号に基づいて、増倍されながら順次転送される。この電荷増倍セル36は、強度の電荷領域中で伝電子と原子を衝突させ、イオン化によって生じる電荷増倍効果を用いて、入力された電荷を増倍して出力するものであり、その増倍率は、上記増倍率制御信号の信号特性により変化する。なお、図2においては、蓄積部22、水平転送部23および電荷増倍部24も、受光部21と同様に簡略化されて記載されている。

40

【0036】

出力部25は、信号電荷を信号電圧（出力信号）へ変換する電荷検出部37および出力信号を増幅する出力アンプ38を備えている。

【0037】

図3はモザイクフィルタ108の構成を示す図である。図2に示すように、モザイクフィルタ108は、400nm~900nmの波長域の光を透過させる広帯域フィルタ要素108aおよび430nm~530nmの波長域の光を透過させる狭帯域フィルタ要素10

50

8 b が交互に組み合わせられ、各帯域フィルタ要素 1 0 8 a , 1 0 8 b は C C D 撮像素子 1 0 6 の画素に一对一で対応している。

【 0 0 3 8 】

画像データ処理部 1 は、照明光を射出する照明ユニット 1 1 0、画像データを表示するための画像処理を行う画像処理ユニット 1 3 0、C C D 撮像素子 1 0 6 の動作を制御する C C D コントローラ 1 4 0、および各ユニットと C C D コントローラ 1 4 0 との制御を行うコントローラ 1 5 0 から構成されている。

【 0 0 3 9 】

照明ユニット 1 1 0 は、紫外光を射出する複数の L E D がアレイ状に配列された 3 つの L E D 光源 1 1 1 , 1 1 2 , 1 1 3、各 L E D 光源 1 1 1 , 1 1 2 , 1 1 3 から射出された紫外光の照射により R 光 L r、G 光 L g および B 光 L b をそれぞれ発する、一列に接続された蛍光ファイバ 1 1 4 , 1 1 5 , 1 1 6、蛍光ファイバ 1 1 4 , 1 1 5 , 1 1 6 から発せられた R 光 L r、G 光 L g および B 光 L b、L E D 光源 1 1 1 , 1 1 2 , 1 1 3 から射出された紫外光および後述する参照光 L s の反射および透過を制御するダイクロイックミラー 1 1 7 , 1 1 8 , 1 1 9 , 1 2 0、参照光 L s を射出する S L D からなる参照光源 1 2 1、励起光 L e を射出する G a N - L D からなる励起光源 1 2 2、L E D 光源 1 1 1 , 1 1 2 , 1 1 3、参照光源 1 2 1 および励起光源 1 2 2 から射出される光の光量をモニタするためのパワーモニタ 1 2 3、並びに L E D 光源 1 1 1 , 1 1 2 , 1 1 3、参照光源 1 2 1 および励起光源 1 2 2 に電力を供給する光源用電源 1 2 4 を備えている。

【 0 0 4 0 】

なお、参照光源 1 2 1 から射出された参照光 L s を蛍光ファイバ 1 1 4 に導光するファイバ 1 2 5、励起光源 1 2 2 から射出された励起光 L e をライトガイド 1 0 1 に導光するファイバ 1 2 6 および蛍光ファイバ 1 1 4 , 1 1 5 , 1 1 6 は、コア径が 4 0 0 μ m 以下の単線ファイバからなる。また、ライトガイド 1 0 1 内には蛍光ファイバ 1 1 6 から連続する単線ファイバおよびファイバ 1 2 5 から連続するコア径が 4 0 0 μ m 以下の単線ファイバが含まれることとなる。

【 0 0 4 1 】

蛍光ファイバ 1 1 4 , 1 1 5 , 1 1 6 は、紫外光の照射により、R、G、B の各色の波長域の光を発生する蛍光ガラス（例えば（株）住田ガラス社製ルミラス）から作成されており、L E D 光源 1 1 1 , 1 1 2 , 1 1 3 から射出された紫外光を効率よく受光できるようにコイル状に巻回されている。

【 0 0 4 2 】

ダイクロイックミラー 1 1 7 は、参照光源 1 2 1 から射出されてファイバ 1 2 5 により導光された光のうち参照光 L s の波長域の光のみを透過し、蛍光ファイバ 1 1 4 から発生した R 光 L r の波長域の光を反射する特性を有する。ダイクロイックミラー 1 1 8 は、蛍光ファイバ 1 1 4 から発生した R 光 L r および蛍光ファイバ 1 1 4 を導光された参照光 L s の波長域の光を透過し、蛍光ファイバ 1 1 5 から発生した G 光 L g の波長域の光を反射する特性を有する。ダイクロイックミラー 1 1 9 は、蛍光ファイバ 1 1 5 から発生した G 光 L g、蛍光ファイバ 1 1 5 を導光された R 光 L r、および参照光 L s の波長域の光を透過し、蛍光ファイバ 1 1 6 から発生した B 光 L b の波長域の光を反射する特性を有する。ダイクロイックミラー 1 2 0 は、蛍光ファイバ 1 1 6 を導光された R 光 L r、G 光 L g、B 光 L b および参照光 L s の波長域の光を透過し、紫外光の波長域の光を反射する特性を有する。

【 0 0 4 3 】

参照光源 1 2 1 は、7 5 0 n m ~ 9 0 0 n m の波長域の参照光 L s を含む光を射出する。なお、参照光源 1 2 1 は S L D であり、射出端面が L E D と比較して小さいため、その射出端面は直接ファイバ 1 2 5 と接続されている。

【 0 0 4 4 】

励起光源 1 2 2 は、4 0 0 n m ~ 4 2 0 n m の波長域の励起光 L e を射出する。なお、励起光源 1 2 2 は L D であり、射出端面が L E D と比較して小さいため、その射出端面は直

10

20

30

40

50

接ファイバ１２６と接続されている。

【００４５】

パワーモニタ１２３は、ＬＥＤ光源１１１，１１２，１１３、参照光源１２１および励起光源１２２から射出される光の光量をモニタし、光量が予め定められた値となるように、光源用電源１２４から各光源に供給される電力を制御する。

【００４６】

このような照明ユニット１１０に対し、コントローラ１５０は、各光源１１１，１１２，１１３，１２１，１２２を所定時間この順序により点灯するサイクルを繰り返すように、各光源１１１，１１２，１１３，１２１，１２２の点灯を制御する。

【００４７】

このように、照明ユニット１１０の各光源１１１，１１２，１１３，１２１，１２２の点灯サイクルを制御することにより、Ｒ光Ｌ_r、Ｇ光Ｌ_g、Ｂ光Ｌ_b、参照光Ｌ_sおよび励起光Ｌ_eの生体観察部９への照射のサイクルが繰り返される。ここで、生体観察部９にＲ光Ｌ_r、Ｇ光Ｌ_g、Ｂ光Ｌ_bおよび参照光Ｌ_sが照射されている間は、モザイクフィルタ１０８の広帯域フィルタ要素１０８_aを透過した光学像のみをＣＣＤ撮像素子１０６において検出し、励起光Ｌ_eが照射されている間は広帯域フィルタ要素１０８_aおよび狭帯域フィルタ要素１０８_bをそれぞれ透過した蛍光像をＣＣＤ撮像素子１０６において検出する。

【００４８】

ＣＣＤコントローラ１４０は、ＣＣＤ撮像素子１０６の動作タイミングを制御する動作制御信号および電荷増倍部２４における増倍率を制御する増倍率制御信号を出力するものである。使用者により設定された所望のピーク値を有する増倍率制御信号を出力することにより、電荷増倍部２４での電荷増倍率を制御することができる。

【００４９】

画像処理ユニット１３０は、ＣＣＤ撮像素子１０６において得られた電気信号のプロセス処理を行う信号処理回路１３１、信号処理回路１３１において得られた画像データをデジタル化するＡ／Ｄ変換回路１３２、反射像Ｚ_r，Ｚ_g，Ｚ_bから得られた画像データを各色毎に保存する画像メモリ１３３、後述するように蛍光像Ｚ_eから得られた広帯域蛍光画像を表す広帯域蛍光画像データと狭帯域蛍光画像を表す狭帯域蛍光画像データとをそれぞれ保存する蛍光画像メモリ１３５、反射像Ｚ_sから得られた参照画像データを保存する画像メモリ１３６、広帯域蛍光画像データにより表される広帯域蛍光画像および狭帯域蛍光画像データにより表される狭帯域蛍光画像の対応する各画素値の比率を算出して演算値を得、この演算値にその値の大きさに応じた色情報を割り当てて色画像を表す色画像データを生成するとともに、参照画像データにより表される参照画像の各画素値にその値の大きさに応じた輝度情報を割り当てて輝度画像を表す輝度画像データを生成し、色画像データおよび輝度画像データを合成して蛍光診断画像を表す合成画像データを生成して出力する画像生成回路１３７、および画像メモリ１３３から同時化されて出力された３色の画像データ、および画像生成回路１３７において生成された合成画像データをビデオ信号に変換して出力するビデオ信号処理回路１３４を備えている。

【００５０】

なお、画像生成回路１３７は、画像メモリ１３６に記憶された参照画像データにより表される参照画像と、蛍光画像メモリ１３５の広帯域蛍光画像データにより表される広帯域蛍光画像または狭帯域蛍光画像データにより表される狭帯域蛍光画像との対応する各画素値の比率を算出して演算値を得、この演算値にその値の大きさに応じた色情報を割り当てて色画像を表す色画像データを生成するものであってもよい。

【００５１】

以下、第１の実施形態による内視鏡装置の作用について説明する。本実施形態による内視鏡装置においては、反射像Ｚ_r，Ｚ_g，Ｚ_bの撮像、反射像Ｚ_sの撮像、および蛍光像Ｚ_eの撮像が時分割で行われ、反射像Ｚ_r，Ｚ_g，Ｚ_bに基づいた通常画像１１および反射像Ｚ_sおよび蛍光像Ｚ_eに基づいた蛍光診断画像１３がモニタ２００に表示される。各光

10

20

30

40

50

学像を時分割で撮像するために、コントローラ 150 により照明ユニット 110 における LED 光源 111, 112, 113、参照光源 121 および励起光源 122 の点灯が制御され、R 光 L_r、G 光 L_g、B 光 L_b、参照光 L_s および励起光 L_e が順次生体観察部 9 に照射される。

【0052】

まず、通常画像 11 を表示する際の動作を説明する。まず、LED 光源 111 が駆動され、LED 光源 111 から射出された紫外光が蛍光ファイバ 114 に照射される。これにより、蛍光ファイバ 114 からは R 光 L_r が発生し、ダイクロイックミラー 118, 119, 120 を透過してライトガイド 101 により導光され、さらに照明光学系 103 を透過して生体観察部 9 に照射される。

10

【0053】

生体観察部 9 において反射された R 光 L_r による反射像 Z_r は集光レンズ 105 により集光され、励起光カットフィルタ 104 を透過してプリズム 107 により反射され、モザイクフィルタ 108 の広帯域フィルタ要素 108a を透過して CCD 撮像素子 106 上に結像される。

【0054】

CCD 撮像素子 106 においては、受光部 10 の垂直転送 CCD 31 において反射像 Z_r が受光され、光電変換されて光の強弱に応じた電気信号に変換される。

【0055】

所定時間が経過すると、LED 光源 111 が消灯されて LED 光源 112 が点灯される。この点灯の切替時に、垂直転送 CCD 31 に蓄積された信号電荷は、蓄積部 22 の垂直転送 CCD 33 へ転送される。

20

【0056】

蓄積部 22 の垂直転送 CCD 33 に転送された信号電荷は、並列に垂直転送され、水平転送部 23 の水平転送 CCD 35 に順次送り込まれる。

【0057】

水平転送部 23 では、横 1 ラインの画素の信号電荷が入ると、信号電荷は水平方向に転送され、順次電荷増倍部 24 の電荷増倍セル 36 へ転送される。電荷増倍セル 36 において、信号電荷は増倍率制御信号に基づいて増倍されながら順次転送される。最後の電荷増倍セル 36 から右端に設けられた出力部 25 へ出力された信号電荷は、電荷検出部 37 において信号電圧へ変換され、出力アンプ 38 で増幅されて、出力端子 27 から出力信号として出力される。

30

【0058】

その後、次の横 1 ラインの信号電荷が、蓄積部 22 から水平転送部 23 へ転送される。このような動作を繰り返すことにより、受光部 10 の左下の画素から右方向へ順次信号電荷が読み出され、横 1 ラインの信号電荷が読み出されると、次にその上の横 1 ラインの信号電荷が読み出され、順番に移動して、R 画像を形成する全信号電荷が読み出される。

【0059】

なお、上記の蓄積部 22 に蓄積された信号電荷の読み出し動作が行われている間に、LED 光源 111 に代えて LED 光源 112 が点灯され、LED 光源 112 から射出された紫外光が蛍光ファイバ 115 に照射される。これにより、蛍光ファイバ 115 からは G 光 L_g が発生し、ダイクロイックミラー 119, 120 を透過してライトガイド 101 により導光され、さらに照明光学系 103 を透過して生体観察部 9 に照射される。生体観察部 9 において反射された G 光 L_g による反射像 Z_g は、反射像 Z_r と同様に CCD 撮像素子 106 に受光されている。また、CCD 撮像素子 106 における撮像動作は、CCD コントローラ 140 から入力された動作制御信号に基づいて実行されている。

40

【0060】

CCD 撮像素子 106 より出力された R 画像の出力データは、画像処理ユニット 130 の信号処理回路 131 においてプロセス処理が施されて A/D 変換回路 132 においてデジタル信号に変換され、画像メモリ 133 の R 画像データの記憶領域へ記憶される。

50

【 0 0 6 1 】

以後、同様の動作により G 画像データおよび B 画像データが取得され、画像メモリ 1 3 3 の G 画像データの記憶領域および B 画像データの記憶領域にそれぞれ記憶される。

【 0 0 6 2 】

3 色の画像データが画像メモリ 1 3 3 に記憶されると、表示タイミングに合わせて同時化されて出力され、ビデオ信号処理回路 1 3 4 においてビデオ信号に変換されてモニタ 2 0 0 に出力され、カラー画像である通常画像 1 1 として表示される。

【 0 0 6 3 】

次に蛍光診断画像 1 3 を表示する際の動作を説明する。LED 光源 1 1 1 , 1 1 2 , 1 1 3 の点灯および消灯に続いて参照光源 1 2 1 が点灯され、ファイバ 1 2 5 により導光されて近赤外光の波長域の参照光 L s のみがダイクロイックミラー 1 1 7 を透過し、ライトガイド 1 0 1 により導光されて生体観察部 9 に近赤外光である参照光 L s が照射される。

10

【 0 0 6 4 】

生体観察部 9 において反射された参照光 L s の反射像 Z s は、集光レンズ 1 0 5 により集光され、励起光カットフィルタ 1 0 4 を透過してプリズム 1 0 7 により反射され、モザイクフィルタ 1 0 8 の広帯域フィルタ要素 1 0 8 a を透過して CCD 撮像素子 1 0 6 上に結像される。

【 0 0 6 5 】

CCD 撮像素子 1 0 6 においては反射像 Z s が受光され、光電変換されて電気信号に変換され、上記と同様にして画像処理ユニット 1 3 0 に入力される。画像処理ユニット 1 3 0 に入力された電気信号は、信号処理回路 1 3 1 においてプロセス処理が施されて A / D 変換回路 1 3 2 においてデジタル信号に変換され、画像メモリ 1 3 6 へ参照画像データとして記憶される。

20

【 0 0 6 6 】

次に励起光 L e による蛍光像 Z e を撮像する際の動作を説明する。参照光源 1 2 1 の点灯および消灯に続いて励起光源 1 2 2 が点灯され、励起光源 1 2 2 から射出された励起光 L e がファイバ 1 2 6 およびライトガイド 1 0 1 により導光されて、生体観察部 9 に照射される。

【 0 0 6 7 】

励起光 L e が照射されることにより生じる生体観察部 9 からの蛍光像 Z e は、集光レンズ 1 0 5 により集光され、励起光カットフィルタ 1 0 4 を透過してプリズム 1 0 7 により反射され、モザイクフィルタ 1 0 8 の広帯域フィルタ要素 1 0 8 a および狭帯域フィルタ要素 1 0 8 b をそれぞれ透過して CCD 撮像素子 1 0 6 上に結像される。

30

【 0 0 6 8 】

CCD 撮像素子 1 0 6 においては蛍光像 Z e が受光され、広帯域フィルタ要素 1 0 8 a および狭帯域フィルタ要素 1 0 8 b にそれぞれ対応する画素毎に光電変換されて電気信号に変換され、上記と同様にして画像処理ユニット 1 3 0 に入力される。画像処理ユニット 1 3 0 に入力された電気信号は、信号処理回路 1 3 1 においてプロセス処理が施されて A / D 変換回路 1 3 2 においてデジタル信号に変換され、蛍光画像メモリ 1 3 5 へ広帯域蛍光画像データおよび狭帯域蛍光画像データとして記憶される。

40

【 0 0 6 9 】

広帯域蛍光画像データおよび狭帯域蛍光画像データが得られると、画像生成回路 1 3 7 では、相対応する画素において広帯域蛍光画像データおよび狭帯域蛍光画像データの信号強度の比率を算出し、その比率に対して色情報を割り当てて色画像データを得、さらに参照画像データの信号強度に輝度情報を割り当てて輝度画像データを得、これらを合成して合成画像データを生成し、ビデオ信号処理回路 1 3 4 へ出力する。ビデオ信号処理回路 1 3 4 では、合成画像データをビデオ信号に変換しモニタ 2 0 0 に出力する。モニタ 2 0 0 には、疑似カラー画像である蛍光診断画像 1 3 が表示される。

【 0 0 7 0 】

なお、蛍光診断画像 1 3 は、広帯域蛍光画像データの信号強度と狭帯域蛍光画像データの

50

信号強度の相対的比率の変化に応じて表示色が変化し、参照画像データの信号強度に応じて輝度が変化する疑似カラーで表示されている。正常組織から発せられた蛍光と、病変組織から発せられた蛍光の表示色の差異が明らかになるような疑似カラーを設定することにより、例えば正常組織から発せられた蛍光を白色に表示し、病変組織から発せられた蛍光はピンクあるいは他の色として表示できる。このため、観察者は病変組織を容易に認識することができる。また、参照画像データの信号強度に応じて輝度が異なるため、生体観察部 9 の凹凸や、距離感を備えた蛍光診断画像を表示することができる。

【0071】

このように、本実施形態においては、LED光源 111, 112, 113 から射出された紫外光を蛍光ファイバ 113, 114, 116 に照射してR光Lr、G光LgおよびB光Lbを得るようにしたため、キセノンランプ、ハロゲンランプ、メタルハライド等の光源装置を用いる場合と比較して、照明ユニット 110 を小型化することができる。また、LEDはキセノンランプ等よりも遙かに低価格であるため、これを複数用いてアレイ状に配列してLED光源 111, 112, 113 を構成したとしても、キセノンランプ等の光源装置と比較して低価格化を図ることができる。

10

【0072】

さらに、蛍光ファイバ 114, 115, 116 はそれぞれR光Lr、G光LgおよびB光Lbを発生し、赤外光のような長波長域の光を発生しないものであるため、R光Lr、G光LgおよびB光Lbの照射により生体観察部 9 において熱が発生することを防止できる。したがって、CCD撮像素子 106 において、生体観察部 9 における熱を原因とするダークノイズの発生を防止することができ、その結果、S/Nの良好な画像を得ることができる。

20

【0073】

また、参照光源 121 としてSLDを、励起光源 122 としてLDを用いているため、ファイバ 125, 126 の他端部を参照光源 121 および励起光源 122 の射出端面に直接接続することにより、各ファイバ 125, 126 へ光を効率よく入射することができ、その結果、より多くの光量の参照光Lsおよび励起光Leを射出することができる。

【0074】

また、蛍光ファイバ 114, 115, 116 を単線ファイバとすることにより、内視鏡挿入部 100 の小径化を図ることができる。

30

【0075】

また、単線ファイバを用いた場合、そのコア径が比較的大きいとファイバが折れやすい。したがって、単線ファイバのコア径を400μm以下とすることによりファイバが折れにくくなる。

【0076】

また、蛍光ファイバ 114, 115, 116 から発生するR光Lr、G光LgおよびB光Lb、参照光源 121 から射出される参照光Ls並びに励起光源 122 から射出される励起光Leは、キセノンランプ等の光源装置を用いる場合と比較して光量が小さいため、得られる画像のS/Nが低下するおそれがある。したがって、生体観察部 9 の光学像を撮像する固体撮像素子を電荷増倍型のCCD撮像素子 106 とすることにより、照明光の光量が微弱であっても撮像により得られた信号電荷を増倍して撮影感度を向上させることができ、その結果、得られる画像のS/Nを向上させることができる。

40

【0077】

さらに、照明光学系 103 として内面が鏡面の鏡筒 103Aを用いているため、ライトガイド 101 により導光された光の損失を低減することができ、これにより、生体観察部 9 に照射される光の光量を大きくすることができる。

【0078】

次いで、本発明の第2の実施形態について説明する。図4は本発明の第2の実施形態による照明装置を適用した内視鏡装置の概略構成図である。なお、第2の実施形態において第1の実施形態と同一の構成については同一の参照番号を付し、詳細な説明は省略する。第

50

2の実施形態による内視鏡装置は、照明ユニット110において、紫外光を射出するS L DまたはL Dからなる光源171, 172, 173、および光源171, 172, 173の射出端面に接続され、紫外光の照射によりR光L r、G光L gおよびB光L bを発生する単線ファイバからなる蛍光ファイバ174, 175, 176を備えるようにしたものである。

【0079】

ここで、S L DおよびL Dの射出部分は小径であるため、蛍光ファイバ174, 175, 176を射出端面に直接接続することができる。これにより、蛍光ファイバ174, 175, 176への紫外光の入射効率の低下を防止でき、その結果、より多くの光量のR光L r、G光L gおよびB光L bを射出することができる。

10

【0080】

また、S L DまたはL Dの射出端面に蛍光ファイバ174, 175, 176を接続する場合、蛍光ファイバ174, 175, 176がバンドルファイバであると、素線のコア間におけるクラッド部により入射効率が低下する。したがって、蛍光ファイバ174, 175, 176を単線ファイバとすることにより、素線コア間クラッド部による光の損失がなくなるため、紫外光の入射効率を向上させることができ、これによりより多くの光量のR光L r、G光L gおよびB光L bを射出することができる。

【0081】

さらに、第1の実施形態においては、各色の光を発生させるためにL E Dを複数配設したL E D光源を用いているが、第2の実施形態においては単一のS L DまたはL Dを用いているため、第1の実施形態と比較して照明ユニット110の製造コストを低減することができる。

20

【0082】

なお、上記実施形態においては、内視鏡装置に本発明を適用しているが、内視鏡装置以外の他の撮影装置にも本発明を適用することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施形態による光源装置を用いた内視鏡装置の構成を示す概略構成図

【図2】C C D撮像素子の構成を示す図

【図3】モザイクフィルタの構成を示す図

30

【図4】本発明の第2の実施形態による光源装置を用いた内視鏡装置の構成を示す概略構成図

【符号の説明】

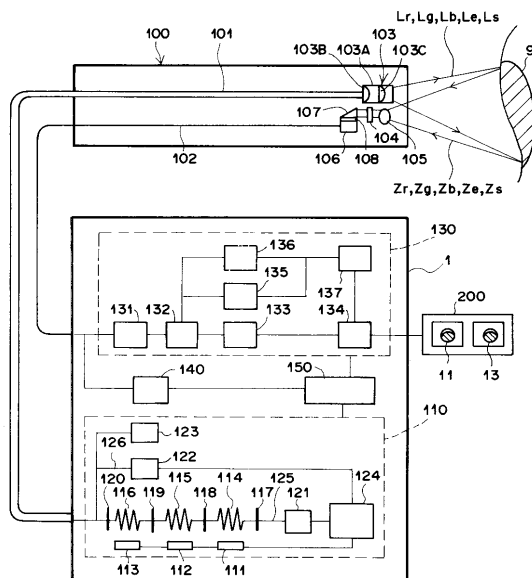
- 1 画像データ処理部
- 9 生体観察部
- 11 通常画像
- 13 蛍光診断画像
- 100 内視鏡挿入部
- 106 C C D撮像素子
- 108 モザイクフィルタ
- 110 照明ユニット
- 111, 112, 113 L E D光源
- 114, 115, 116, 174, 175, 176 蛍光ファイバ
- 117, 118, 119, 120 ダイクロイックミラー
- 121 参照光源
- 122 励起光源
- 123 パワーモニタ
- 124 光源用電源
- 130 画像処理ユニット
- 140 C C Dコントローラ

40

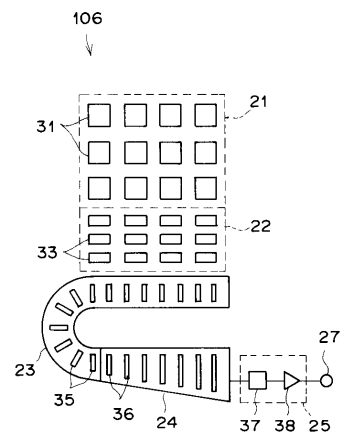
50

150 コントローラ

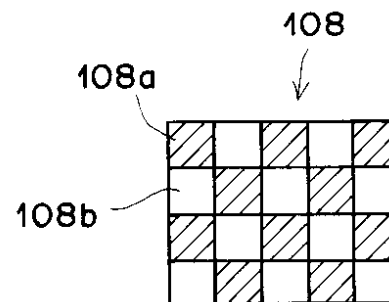
【図1】



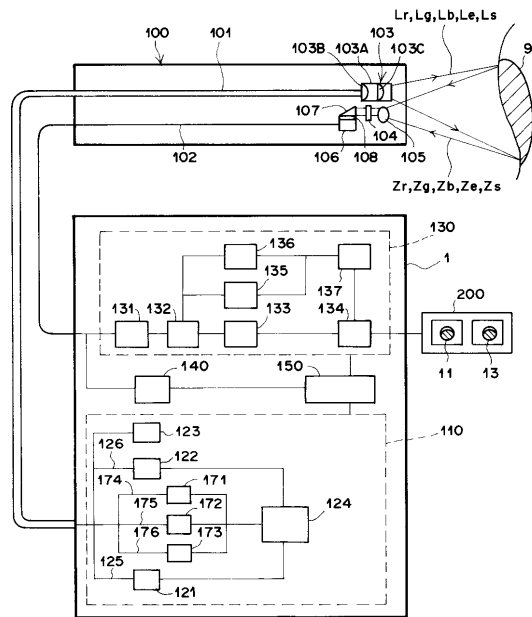
【図2】



【図3】



【図 4】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平 1 1 - 2 8 4 2 6 0 (J P , A)
特開平 0 9 - 0 8 0 3 1 9 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 1/06

G02B 6/00

G02B 23/26

H01L 27/148

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 内视镜装置 | | |
| 公开(公告)号 | JP4390096B2 | 公开(公告)日 | 2009-12-24 |
| 申请号 | JP2001206406 | 申请日 | 2001-07-06 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 富士胶片株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 富士胶片有限公司 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 富士胶片株式会社 | | |
| [标]发明人 | 袴田和男 戸井田昌宏 | | |
| 发明人 | 袴田 和男 戸井田 昌宏 | | |
| IPC分类号 | A61B1/06 G02B6/00 G02B23/26 H01L27/148 A61B1/04 H04N5/225 | | |
| CPC分类号 | H04N5/2256 A61B1/0638 A61B1/0653 A61B1/07 H04N2005/2255 | | |
| FI分类号 | A61B1/06.B G02B6/00.331 G02B23/26.B G02B23/26.D H01L27/14.B A61B1/04.530 A61B1/06.510 A61B1/07.731 A61B1/07.732 A61B1/07.736 H01L27/148.B | | |
| F-TERM分类号 | 2H038/AA51 2H038/BA10 2H040/CA01 2H040/CA02 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/GA02 2H040/GA04 2H040/GA06 4C061/CC06 4C061/GG01 4C061/JJ06 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/JJ06 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4M118/AA05 4M118/AB01 4M118/BA12 4M118/FA06 4M118/FA34 4M118/FA42 4M118/GB11 4M118/GC08 4M118/GC14 4M118/GC20 4M118/GD03 4M118/GD07 4M118/GD14 | | |
| 代理人(译) | 佐久间刚 | | |
| 其他公开文献 | JP2003019112A | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：减小设备的尺寸和成本，并且防止在用于诸如内窥镜设备的拍摄设备的照明系统中的照明位置产生热量。解决方案：内窥镜装置的照明单元110由用于发射紫外光的LED光源111,112和113，用于产生R光Lr的荧光纤维114,115和116，G光Lg和B光Lb通过照射紫外光，参考光源121和激发光源122。当拍摄普通图像时，从LED光源111,112和113连续发射紫外光以产生R来自荧光纤维114,115和116的光Lr，G光Lg和B光Lb，以及各自的光经由光导101施加到生物体观察部分9上。各个光的反射图像通过电荷倍增CCD成像元件106对图像进行成像，并且将图像显示在监视器200上。

【 图 1 】

