

(19)日本国特許庁(J P)

(12) 公開特許公報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2003 - 19112

(P2003 - 19112A)

(43)公開日 平成15年1月21日(2003.1.21)

(51) Int.CI ⁷	識別記号	F I	テ-マコード* (参考)
A 6 1 B 1/06		A 6 1 B 1/06	B 2 H 0 3 8
G 0 2 B 6/00	331	G 0 2 B 6/00	331 2 H 0 4 0
	23/26		23/26 B 4 C 0 6 1
H 0 1 L 27/148			D 4 M 1 1 8
		H 0 1 L 27/14	B

審査請求 未請求 請求項の数 70 L (全 10数)

(21)出願番号 特願2001 - 206406(P2001 - 206406)

(71)出願人 000005201

富士写真フィルム株式会社

神奈川県南足柄市中沼210番地

(22)出願日 平成13年7月6日(2001.7.6)

(72)発明者 複田 和男

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士
写真フィルム株式会社内

(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
写真フィルム株式会社内

(74)代理人 100073184

弁理士 柳田 征史 (外1名)

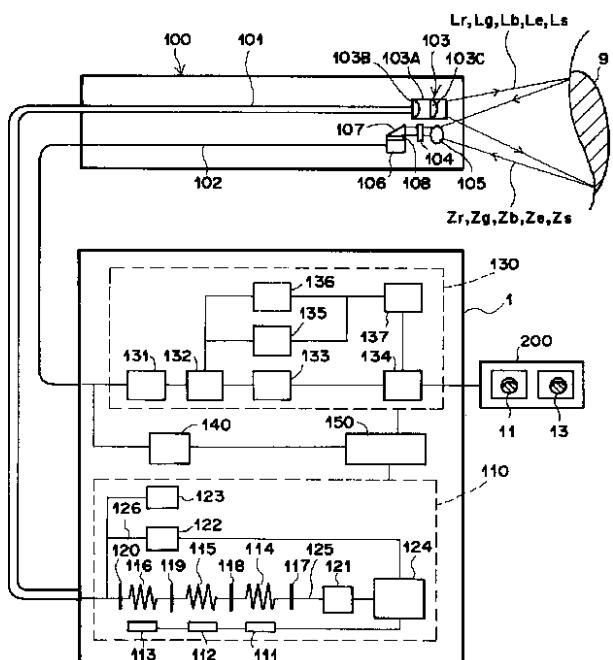
最終頁に続く

(54)【発明の名称】光源装置および撮像装置

(57)【要約】

【課題】 内視鏡装置等の撮影装置に用いられる照明装置において、装置の小型化および低コスト化を図り、かつ照明箇所における熱の発生を防止する。

【解決手段】 内視鏡装置の照明ユニット110を、紫外光を射出するLED光源111, 112, 113、紫外光の照射によりR光Lr、G光LgおよびB光Lbを発生する蛍光ファイバ114, 115, 116、参照光源121および励起光源122から構成する。通常画像の撮影時は、LED光源111, 112, 113から順次紫外光を射出して蛍光ファイバ114, 115, 116からR光Lr、G光LgおよびB光Lbを発生させ、ライトガイド101を経て生体観察部9に各光を照射する。そして各光による反射像を電荷増倍型のCCD撮像素子106により撮像し、画像をモニタ200に表示する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 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光源装置。

【請求項2】 前記固体発光素子がS LDまたはLDであり、該S LDまたはLD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記載の光源装置。 10

【請求項3】 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、および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ことを特徴とする請求項1記載の光源装置。

【請求項4】 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から3のいずれか1項記載の光源装置。

【請求項5】 前記単線ファイバのコア径が400μm以下であることを特徴とする請求項4記載の光源装置。

【請求項6】 照明光を観察部に照射する請求項1から5のいずれか1項記載の光源装置と、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撮像装置。

【請求項7】 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を特徴とする請求項6項記載の撮像装置。 30

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】本発明は、LED、S LD、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 50

る)の光源装置が用いられており、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、生体内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S LD(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よい。

【0009】「蛍光ファイバ」としては、例えば200~400nm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S LDまたはLDとし、該S LD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ことが好ましい。

【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400μm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できない。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。

【0021】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。

【0022】また、SLDおよびLD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。

【0023】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。

【0024】ここで、SLDまたはLD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。

【0025】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を折れにくくすることができる。

【0026】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。

【0027】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。

【0028】

【発明の実施の形態】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CCD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CCD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。

【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。

【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സファー型のCMD-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。

【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。

【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。

【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108bが交互に組み合わされ、各帯域フィルタ要素108a、108bはCCD撮像素子106の画素に一对一で対応している。

【0038】画像データ処理部1は、照明光を射出する照明ユニット110、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130、CCD撮像素子106の動作を制御するCCDコントローラ140、および各ユニットとCCDコントローラ140との制御を行うコントローラ150から構成されている。

【0039】照明ユニット110は、紫外光を射出する複数のLEDがアレイ状に配列された3つのLED光源111、112、113、各LED光源111、112、113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114、115、116、蛍光ファイバ114、115、116から発せられたR光L_r、G光L_gおよびB光L_b、LED光源111、112、113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117, 118, 119, 120、参照光L_sを射出するSLDからなる参照光源121、励起光L_eを射出するGaN-LDからなる励起光源122、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するためのパワーモニタ123、並びにLED光源111, 112, 113、参照光源121および励起光源122に電力を供給する光源用電源124を備えている。

【0040】なお、参照光源121から射出された参照光L_sを蛍光ファイバ114に導光するファイバ125、励起光源122から射出された励起光L_eをライトガイド101に導光するファイバ126および蛍光ファイバ114, 115, 116は、コア径が400μm以下の単線ファイバからなる。また、ライトガイド101内には蛍光ファイバ116から連続する単線ファイバおよびファイバ125から連続するコア径が400μm以下の単線ファイバが含まれることとなる。

【0041】蛍光ファイバ114, 115, 116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、LED光源111, 112, 113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。

【0042】ダイクロイックミラー117は、参照光源121から射出されてファイバ125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114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118は、蛍光ファイバ114から発生したR光L_rおよび蛍光ファイバ114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115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119は、蛍光ファイバ115から発生したG光L_g、蛍光ファイバ115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116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120は、蛍光ファイバ116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。

【0043】参照光源121は、750nm～900nm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121はSLDであり、射出端面がLEDと比較して小さいため、その射出端面は直接ファイバ125と接続されている。

【0044】励起光源122は、400nm～420nmの波長域の励起光L_eを射出する。なお、励起光源122はLDであり、射出端面がLEDと比較して小さいため、その射出端面は直接ファイバ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108a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108aおよび狭帯域フィルタ要素108b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。

【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CCD31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CCD31に蓄積された信号電荷は、蓄積部22の垂直転送CCD33へ転送される。

【0056】蓄積部22の垂直転送CCD33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CCD35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。

【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。

【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。

【0061】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133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。

【0062】3色の画像データが画像メモリ133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134においてビデオ信号に変換されてモニタ200に出力され、カラー画像である通常画像11として表示される。

【0063】次に蛍光診断画像13を表示する際の動作を説明する。LED光源111、112、113の点灯および消灯に続いて参照光源121が点灯され、ファイバ125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117を透過し、ライトガイド101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。

【0064】生体観察部9において反射された参照光L_s

sの反射像Z s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。

【0065】CCD撮像素子106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130に入力される。画像処理ユニット130に入力された電気信号は、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136へ参照画像データとして記憶される。

【0066】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121の点灯および消灯に続いて励起光源122が点灯され、励起光源122から射出された励起光L eがファイバ126およびライトガイド101により導光されて、生体観察部9に照射される。

【0067】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および狭帯域フィルタ要素108bをそれぞれ透過してCCD撮像素子106上に結像される。

【0068】CCD撮像素子106においては蛍光像Z eが受光され、広帯域フィルタ要素108aおよび狭帯域フィルタ要素108b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130に入力される。画像処理ユニット130に入力された電気信号は、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、蛍光画像メモリ135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。

【0069】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137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134へ出力する。ビデオ信号処理回路134では、合成画像データをビデオ信号に変換しモニタ200に出力する。モニタ200には、疑似カラー画像である蛍光診断画像13が表示される。

【0070】なお、蛍光診断画像13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

10

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L r、G光L gおよびB光L b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。

【0072】さらに、蛍光ファイバ114, 115, 116はそれぞれR光L r、G光L gおよびB光L b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。

【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L sおよび励起光L e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。

【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L r、G光L gおよびB光L b、参照光源121から射出される参照光L s並びに励起光源122から射出される励起光L e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

50

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もの。

【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SLDまたはLD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Lr、G光LgおよびB光Lb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、SLDまたはLD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Lr、G光LgおよびB光Lbを射出することができる。

【0080】また、SLDまたはLD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Lr、G光LgおよびB光Lbを射出す*

*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LEDを複数配設したLED光源を用いているが、第2の実施形態においては単一のSLDまたはLD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。

【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】CCD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

【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 CCD撮像素子

108 モザイクフィルタ

110 照明ユニット

111, 112, 113 LED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

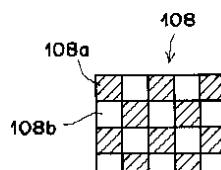
124 光源用電源

130 画像処理ユニット

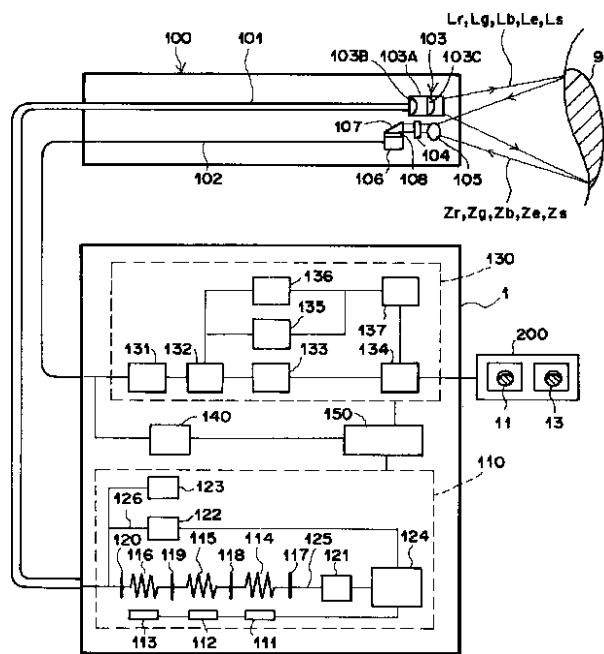
140 CCDコントローラ

150 コントローラ

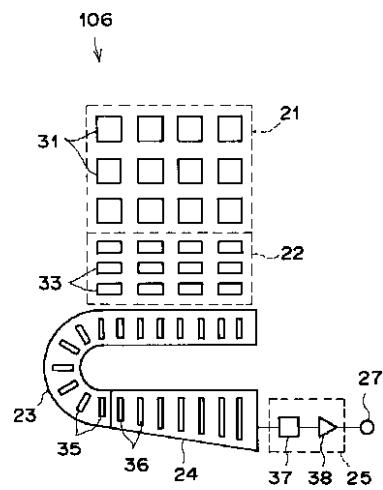
【図3】



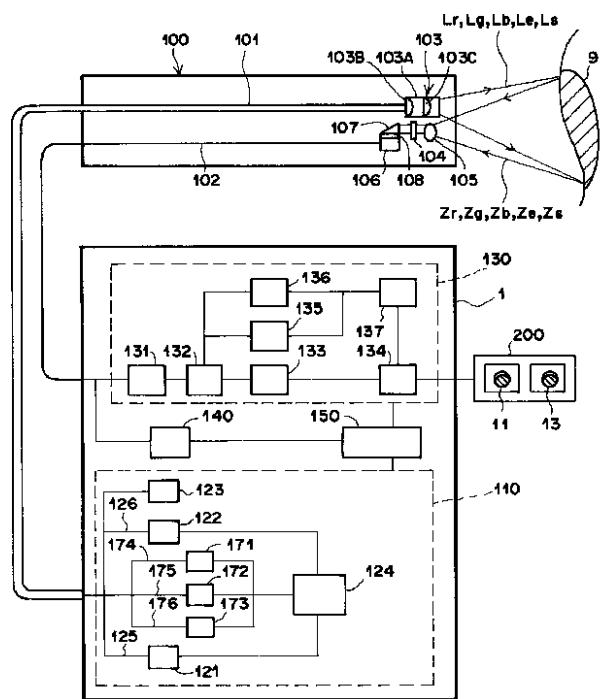
【図1】



【図2】



【図4】



フロントページの続き

F ターム(参考) 2H038 AA51 BA10
2H040 CA01 CA02 CA04 CA11 GA02
GA04 GA06
4C061 CC06 GG01 JJ06 QQ04 QQ07
4M118 AA05 AB01 BA12 FA06 FA34
FA42 GB11 GC08 GC14 GC20
GD03 GD07 GD14

专利名称(译)	光源装置和成像装置		
公开(公告)号	JP2003019112A	公开(公告)日	2003-01-21
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		
[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	G02B6/00 A61B1/04 A61B1/06 G02B23/26 H01L27/148 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 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 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/JJ06 4C161/QQ04 4C161/QQ07		
其他公开文献	JP4390096B2		
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光来自荧光纤维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。

