

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5226403号
(P5226403)

(45) 発行日 平成25年7月3日(2013.7.3)

(24) 登録日 平成25年3月22日(2013.3.22)

(51) Int.Cl.		F 1			
A 6 1 B	1/06	(2006.01)	A 6 1 B	1/06	B
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 D

請求項の数 4 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2008-176002 (P2008-176002)	(73) 特許権者	304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(22) 出願日	平成20年7月4日(2008.7.4)	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(65) 公開番号	特開2010-12102 (P2010-12102A)	(72) 発明者	矢部 雄亮 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(43) 公開日	平成22年1月21日(2010.1.21)	(72) 発明者	山下 真司 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
審査請求日	平成23年7月1日(2011.7.1)	(72) 発明者	小林 至峰 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光源装置及びこの光源装置を用いた内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第1の波長帯域及び第2の波長帯域を含む照明光を射出する第1の光源と、
前記第1の光源から射出される照明光の光軸上に配置され、光を集光する集光部と、
前記第1の波長帯域の照明光を透過する第1の窓部、及び少なくとも前記第2の波長帯域の照明光を透過する第2の窓部を有し、前記照明光の光軸上を前記第1の窓部及び前記第2の窓部が通過するように回転自在に配置された回転板と、
前記回転板の回転を制御する駆動制御部と、
前記回転板に向けて前記第1の波長帯域の一部の波長帯域の照明光を出射する第2の光源と、

前記回転板の前記第1の窓部に配置され、前記第1の光源から射出された照明光を通過可能であるとともに、前記第2の光源から射出された照明光を前記集光部へ反射可能な光学素子と、

を具備したことを特徴とする光源装置。

【請求項 2】

前記回転板は、前記第1の窓部及び前記第2の窓部の回転軌道上とは異なる位置に第3の波長帯域を通過する第3の窓部を設け、

前記第1の光源から射出される照明光の光軸上を前記第1の窓部及び前記第2の窓部が通過可能な第1の位置と、前記第3の窓部が通過可能な第2の位置とで前記回転板を移動させる移動機構を備えたことを特徴する請求項1に記載の光源装置。

10

20

【請求項 3】

前記光学素子は、前記第 1 の窓部と一体的に構成された第 1 のダイクロイックフィルタと第 2 のダイクロイックフィルタを有し、前記第 1 のダイクロイックフィルタは前記第 1 の光源から射出された第 1 の波長帯域の照明光を通過可能な透過特性を有し、前記第 2 のダイクロイックフィルタは前記第 2 の光源から射出された照明光を前記集光部に反射する反射特性を有していることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の光源装置。

【請求項 4】

第 1 の波長帯域及び第 2 の波長帯域を含む照明光を射出する第 1 の光源と、前記第 1 の光源から射出される照明光の光軸上に配置され、光を集光する集光部と、前記第 1 の波長帯域の照明光を透過する第 1 の窓部、及び少なくとも前記第 2 の波長帯域の照明光を透過する第 2 の窓部を有し、前記照明光の光軸上を前記第 1 の窓部及び前記第 2 の窓部が通過するように回転自在に配置された回転板と、前記回転板の回転を制御する駆動制御部と、前記回転板に向けて前記第 1 の波長帯域の一部の波長帯域の照明光を出射する第 2 の光源と、前記回転板の前記第 1 の窓部に配置され、前記第 1 の光源から射出された照明光を通過可能であるとともに、前記第 2 の光源から射出された照明光を前記集光部へ反射可能な光学素子と、を備えた光源装置と、

前記光源装置の前記集光部からの光を被検体に照射する観察光学系と、前記被検体を撮像する撮像光学系とを備えた先端部と、この先端部の挿入方向基端側に接続される挿入部とを有する内視鏡と、

を具備したことを特徴とする内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、通常光による通常観察と蛍光による蛍光観察とを行うのに用いられる光源装置、及びこの光源装置を用いた内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡による生体組織の観察においては、可視光（通常光）を用いた通常の内視鏡装置に加え、励起光を照射して蛍光像による観察を行う蛍光観察がある。この蛍光観察は、生体組織に対して波長 400 nm ~ 480 nm の光（励起光）を照射すると、正常な組織は略 480 nm ~ 630 nm の範囲の蛍光を強く発し、癌細胞等の患部は蛍光が弱くなることを利用したものであり、通常の内視鏡観察では視認しにくい早期癌等の異常部位を発見し得る技術として知られている。

【0003】

従来の蛍光観察用の内視鏡装置は、光源から発せられた照明光路中に配置された、励起光だけを透過する励起光用フィルタによって、蛍光観察するのに必要な励起光を生成している。そして、この内視鏡装置は、励起光を生体組織に照射し、内視鏡の挿入部先端部の対物光学系と固体撮像素子との間に配置された、蛍光の波長の光だけを透過する蛍光透過フィルタによって自家蛍光を取得している。

【0004】

また、近年では、通常光による通常観察と蛍光による蛍光観察とを行える内視鏡装置も提案されている。このような内視鏡装置は、例えば、光源からの光を回転フィルタ上に設けた励起光用フィルタを通して励起光を生成し、この励起光を生体組織に照射して、蛍光を取得する構成を備えたものもある。

【0005】

例えば、特許文献 1 には、光源から発せられた光路中に回転板である切替フィルタを配置し、この切替フィルタの内周側と外周側とに同心上に、通常観察用の RGB フィルタと蛍光観察用フィルタとを設けて、通常画像モードと蛍光画像モードとの切替を可能にした構成の内視鏡装置に関する技術が開示されている。

【0006】

10

20

30

40

50

また、特許文献2には、光源装置内にランプと励起光ユニットを有し、夫々の光路を合成するためのダイクロイックミラーが回転板と集光レンズの間に配置された構成を備えた内視鏡装置に関する技術が開示されている。

【0007】

また、特許文献3には、蛍光観察を行うために、白色光の光を回転フィルタに通して出射される励起光に合わせて励起光用発光素子（青色LED）を点灯させ、励起光用の光量不足を補う構成を備えた内視鏡装置に関する技術が開示されている。

【特許文献1】特開2002-336196号公報

【特許文献2】特開2007-175210号公報

【特許文献3】特開2007-143647号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、特許文献1の従来技術では、蛍光観察モード実行時には、光源から発せられる可視光（通常光）のみを蛍光観察用フィルタを透過させて、蛍光観察モードに必要な励起光を取得しているため、自家蛍光の発光量が弱くなってしまふ。このため、精度の良好な蛍光観察を行うためには、励起光の光量を増大させることが望まれている。

【0009】

また、特許文献2の従来技術では、蛍光観察モード実行時には、励起光ユニットからの励起光とランプから射出された白色照明光とを各フレームのフィールド毎に交互に切り換えて用いているので、励起光ユニットからの励起光のみでは、前記特許文献1と同様に、満足する励起光の光量が得られない不都合がある。さらには、ダイクロイックミラーが白色光の光路上に常に配置されているため、通常観察時の際にもダイクロイックミラーを透過させなければならず、白色光の光量や特性に影響を与えてしまふ。

【0010】

さらに、特許文献3の従来技術では、励起光の光量不足を補うものとして、励起光用発光素子（青色LED）を設けて構成しているが、この励起光用発光素子（青色LED）は内視鏡の挿入部先端部内に配設されているので、蛍光観察モード実行時に挿入部先端部が生体内で過度の発熱を起こさないよう、LEDに投入する電力を抑える必要があり十分な励起光が得られないといった問題点がある。また、生体組織の近点で蛍光観察を行う場合には、精度よく蛍光観察を行うことができないといった問題点がある。

【0011】

そこで、本発明は前記問題点に鑑みてなされたもので、通常観察の照明光に影響を及ぼすことなく励起光の光量を増大させて、精度の良好な蛍光観察を行うことができる光源装置及びこの光源装置を用いた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】

【0012】

本発明の光源装置は、第1の波長帯域及び第2の波長帯域を含む照明光を射出する第1の光源と、前記第1の光源から射出される照明光の光軸上に配置され、光を集光する集光部と、前記第1の波長帯域の照明光を透過する第1の窓部、及び少なくとも前記第2の波長帯域の照明光を透過する第2の窓部を有し、前記照明光の光軸上を前記第1の窓部及び前記第2の窓部が通過するように回転自在に配置された回転板と、前記回転板の回転を制御する駆動制御部と、前記回転板に向けて前記第1の波長帯域の一部の波長帯域の照明光を出射する第2の光源と、前記回転板の前記第1の窓部に配置され、前記第1の光源から射出された照明光を通過可能であるとともに、前記第2の光源から射出された照明光を前記集光部へ反射可能な光学素子と、を具備している。

【0013】

また、本発明の内視鏡装置は、第1の波長帯域及び第2の波長帯域を含む照明光を射出する第1の光源と、前記第1の光源から射出される照明光の光軸上に配置され、光を集光する集光部と、前記第1の波長帯域の照明光を透過する第1の窓部、及び少なくとも前記

10

20

30

40

50

第2の波長帯域の照明光を透過する第2の窓部を有し、前記照明光の光軸上を前記第1の窓部及び前記第2の窓部が通過するように回転自在に配置された回転板と、前記回転板の回転を制御する駆動制御部と、前記回転板に向けて前記第1の波長帯域の一部の波長帯域の照明光を射出する第2の光源と、前記回転板の前記第1の窓部に配置され、前記第1の光源から射出された照明光を通過可能であるとともに、前記第2の光源から射出された照明光を前記集光部へ反射可能な光学素子と、を備えた光源装置と、前記光源装置の前記集光部からの光を被検体に照射する観察光学系と、前記被検体を撮像する撮像光学系とを備えた先端部と、この先端部の挿入方向基端側に接続される挿入部とを有する内視鏡と、を具備している。

【発明の効果】

10

【0014】

本発明によれば、通常観察の照明光に影響を及ぼすことなく、励起光の光量不足を補い精度の良好な蛍光観察を行うことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(一実施の形態)

図1から図13は本発明の一実施の形態に係り、図1は一実施の形態の光源装置を備えた内視鏡装置の全体構成を示すブロック図、図2は図1の光源装置の主要部の概略構成を示す構成図、図3は通常観察用フィルタと蛍光観察用フィルタと蛍光観察用光学素子とが設けられた切替フィルタの構成を示す構成図、図4は図3の切替フィルタに対する蛍光観察用光学素子の取付状態の一例を示す斜視図、図5は蛍光観察用光学素子の取付状態を説明するための図3のA-A断面図、図6は切替フィルタに対する通常観察用フィルタ及び蛍光観察用フィルタの取付状態を説明するための断面図、図7はランプにより照射される光の波長-光量特性を示す特性図、図8は図2の蛍光観察用光学素子を構成する第1のダイクロイックフィルタの光の波長に対する透過特性を示す特性図、図9は図2の蛍光観察用光学素子を構成する第2のダイクロイックフィルタの光の波長に対する反射率特性を示す特性図、図10は図2の第2の光源部により照射される光(青色光)の波長-光量特性を示す特性図、図11は図2の集光部であるコンデンサレンズに集光される光の波長-光量特性を示す特性図、図12はLED駆動部により決定される、絞りの開閉状態に応じた第2の光源部の点灯時間の一例を示すグラフ、図13は図1のLED駆動部による第2の光源部の制御例及び制御部による切替フィルタの制御例を示すタイミングチャートである。

20

30

【0016】

図1に示すように、本発明の第1の実施の形態の光源装置を備えた内視鏡装置1は、通常観察モードと蛍光観察モードとの実行が可能であって、体腔内に挿入して観察するための電子内視鏡(以下、単に内視鏡と称す)2と、通常観察用の光及び蛍光観察用の光を発する光源装置3と、通常観察画像と蛍光画像を構築する信号処理を行うプロセッサ4と、通常光による画像と蛍光による画像を表示するモニタ5とにより構成される。

【0017】

40

内視鏡2は、体腔内に挿入される細長の挿入部7を有し、この挿入部7の先端部8に照明手段と撮像手段を内蔵している。

【0018】

挿入部7内には、通常観察のための照明光及び励起光を伝送するライトガイドファイバ9が挿通されている。このライトガイドファイバ9の手元側の入射端に設けた光源用コネクタ10は、後述する光源装置3に着脱自在に接続される。

【0019】

また、この内視鏡2は、蛍光観察用CCD(蛍光用CCD)28aと通常観察用CCD(通常用CCD)28bとを挿入部7の先端部8に設けている。尚、蛍光用CCD及び通常用CCDとしては、CCDの代わりにCMD(Charged Modulation Device)撮像素子

50

、C-MOS撮像素子、AMI (Amplified MOS Imager)、BCCD (Back Illuminated CCD) を用いて構成しても良い。

【0020】

先端部8の観察窓には、光学像を結ぶための対物レンズ系25aと、空間的に光量を制限する第1絞り26aと、励起光カットフィルタ27aと、蛍光像を撮像する撮像素子としての蛍光観察用CCD28aとによる蛍光観察用撮像部と、光学像を結ぶための対物レンズ系25bと、第2絞り26bと、通常像を撮像する撮像素子としての通常観察用CCD28bとによる通常観察用撮像部とが配置されている。

【0021】

尚、第1絞り26aのfNo.は、第2絞り26bのfNo.より小さい値となる。つまり、蛍光用CCD28aにより多くの光量が入っている。

10

【0022】

2つのCCD28a、28bは、切替スイッチ46を介してCCD駆動部31とプリアンプ32とに接続されている。この切替スイッチ46は、制御部37により切替が制御される。つまり、スコープスイッチ29により蛍光モードが選択されると、蛍光用CCD28aが選択使用され、通常モードが選択されると、通常用CCD28bが選択使用される。

【0023】

また、本実施の形態では、異なる種類の内視鏡（内視鏡2以外の内視鏡）を接続して使用できるように、内視鏡2及びこの内視鏡2以外に使用される内視鏡（図示せず）には、それぞれその内視鏡の種類（機種）を含む固有の識別情報を発生するスコープID回路47aが設けられている。

20

【0024】

尚、これらのスコープID回路47aは、それぞれの内視鏡2の機種を含む情報が書き込まれたメモリ素子で構成されるが、これに限定されるものでなく、例えば複数のスイッチからなるディップスイッチ等で構成することもできる。

【0025】

そして、プロセッサ4側には、接続された内視鏡2の識別情報を識別するための機種検知部48が設けてあり、機種検知部48により検知された機種情報は制御部37に送られ、制御部37は検出された機種に応じてその機種の内視鏡（スコープ）に適した蛍光モード及び通常モードで観察できるように光源装置3等を制御する。

30

【0026】

次に、光源装置3の主要部の構成及びその特性を、図1～図11を用いて説明する。

図1及び図2に示すように、光源装置3は、ランプ駆動部11により発光するように駆動され、赤外波長帯域から可視光帯域を含む光（第1の波長帯域及び第2の波長帯域を含む光）を放射する第1の光源としてのランプ12と、このランプ12による照明光路上に設けられ、ランプ12からの光量を制限する光源絞り13と、この光源絞り13とランプ12との間に設けられ、モータ49により回転位置が切り替えられる切替フィルタ50と、照明光路上に設けられた切替フィルタ部14と、この切替フィルタ部14を通った光を集光する集光部を構成するコンデンサレンズ15と、切替フィルタ部14に向けて光を放射する第2の光源としてのLED部51と、このLED部51、光源絞り13及び切替フィルタ部14等を制御するLED駆動部52と、を有している。

40

【0027】

ランプ12は、赤外波長帯域から可視光帯域を含む光（第1の波長帯域及び第2の波長帯域を含む光）を照射可能なキセノンランプ等で構成されたもので、例えば図7に示すような、400nm～630nm近傍の波長帯域の光50を照射可能な特性を有している。尚、ランプ12は、このような波長帯域の光50を発するキセノンランプに限定されることはなく、必要に応じて好適な波長帯域の光を照射可能な他の光源を用いても良い。

【0028】

切替フィルタ50は、実質的に可視光の波長帯を制限することなく透過するフィルタの

50

他に、蛍光モード下で、接続使用される内視鏡 2 に応じて、被写体側に照射される励起光の波長を制限する少なくとも 1 つのフィルタを有している。そして、スコープ ID 回路 47a に応じて、又は観察状況に応じて切替フィルタ 50 に設けた複数のフィルタ（帯域を制限しないフィルタと少なくとも 1 つの帯域制限するフィルタ）を切り替えて使用できるようにしている。

【0029】

切替フィルタ部 14 は、回転用モータ 16 により回転されると共に、移動用モータ 20 により光路上に配置されるフィルタが切り替えられる回転板を構成する切替フィルタ 17 と、回転用モータ 16 に取り付けられたラック 18 に螺合するピニオン 19 を回転駆動することにより、回転用モータ 16 と共に切替フィルタ 17 を光軸に垂直な方向に移動する移動用モータ 20 とを有している。尚、ラック 18、ピニオン 19、及び移動用モータ 20 は、移動機構を構成している。

10

【0030】

切替フィルタ 17 には、図 3 に示すように内周側と外周側とに同心状に、第 1 及び第 2 の窓部を構成する蛍光観察用フィルタ 61 及び蛍光観察用光学素子 53 と、第 3 の窓部を構成する通常観察用の RGB フィルタ 60 とが設けられている。

【0031】

そして、切替フィルタ 17 は、前記移動用モータ 20 を駆動することにより、光路上に蛍光観察用フィルタ 61 及び蛍光観察用光学素子 53 が配置される第 1 の位置に設定して蛍光画像モード（蛍光モードともいう）での動作状態に設定したり、この蛍光観察用フィルタ 61 及び蛍光観察用光学素子 53 が配置される第 1 の位置から、光路上に通常照明用フィルタ 60 が配置される第 2 の位置に切り換えて通常画像モード（通常モードともいう）での動作状態に切り替えができるようにしている。

20

【0032】

前記 RGB フィルタ 60 は、周方向に R（赤）、G（緑）、B（青）の各波長帯域の光をそれぞれ透過する R、G、B フィルタ 60a、60b、60c が 3 等分するように設けてあり、回転用モータ 16 で回転駆動されることによりそれぞれが光路中に順次、略連続的に介挿される。

【0033】

尚、これらの R、G、B フィルタ 60a、60b、60c の透過特性は、例えば 600 - 700 nm、500 - 600 nm、400 - 500 nm の各波長帯域（第 3 の波長帯域に相当）の光をそれぞれ透過するフィルタ特性を有する。

30

【0034】

また、第 2 の窓部を構成する蛍光観察用フィルタ 61 は、周方向に狭帯域の赤（R2）、狭帯域の緑（G2）をそれぞれ透過する R2、G2 フィルタ 61a、61b が後述する蛍光観察用光学素子 53 とで 3 等分するように設けてあり、回転用モータ 16 で回転駆動されることによりそれぞれが光路中に順次介挿される。

【0035】

尚、R2、G2 フィルタ 61a、61b の透過特性は、例えば 640 - 660 nm、540 - 560 nm の各波長帯域の光をそれぞれ透過するフィルタ特性を有する。

40

【0036】

本実施の形態では、図 1 及び図 2 に示すように、蛍光観察モード実行時における励起光の光量を増大させるために、前記蛍光観察用光学素子 53 及び第 2 の光源である LED 部 51 が設けられている。

【0037】

LED 部 51 は、図 2 に示すように、青色 LED 51A と、この青色 LED 51A で発した光を照射する集光レンズ 51B とを有して構成されている。

【0038】

青色 LED 51A は、一般的にプロジェクタ等に用いられるものであって、例えば図 10 に示すように、第 1 の波長帯域であって、中心波長が 460 nm 近傍で、且つ帯域幅 2

50

0 nmの波長帯域の青色光 E 2 を発する。

【 0 0 3 9 】

そして、このような L E D 部 5 1 は、図 2 に示すように、発する青色光 E 2 が切替フィルタ 1 7 の第 1 の位置に配置された蛍光観察用光学素子 5 3 に向けて照射できるように光源装置 3 内に固定されている。

【 0 0 4 0 】

蛍光観察用光学素子 5 3 は、第 1 の窓部を構成するものであって、図 2 に示すように、ランプ 1 2 から射出された照明光を通過可能であるとともに、L E D 部 5 1 から射出された青色光 (図 1 0 参照) をコンデンサレンズ 1 5 へと反射可能な光学素子である。

【 0 0 4 1 】

具体的には、図 2 ~ 図 5 に示すように、蛍光観察用光学素子 5 3 は、切替フィルタ 1 7 の光入射光側面上に設けられた第 1 のダイクロイックフィルタ 5 3 A と、この第 1 のダイクロイックフィルタ 5 3 A の背面側で、且つ切替フィルタ 1 7 の光出射側面上に所定の角度で設けられた第 2 のダイクロイックフィルタ 5 3 B とを有して構成されている。

【 0 0 4 2 】

第 1 のダイクロイックフィルタ 5 3 A は、図 4 及び図 5 に示すように、切替フィルタ 1 7 の回転板本体 1 7 A の光入射光側面上に接着剤等によって固定される。一方、第 2 のダイクロイックフィルタ 5 3 B は、この第 1 のダイクロイックフィルタ 5 3 A の背面側で、且つ切替フィルタ 1 7 の光出射側面上に固定部材を介して所定の角度で固定される。

【 0 0 4 3 】

尚、第 1 のダイクロイックフィルタ 5 3 A と第 2 のダイクロイックフィルタ 5 3 B との取付方法や取付構造については、図 5 に示すような取付方法や取付構造に限定されるものではなく、他の取付方法や他の取付構成であっても良い。また、第 2 のダイクロイックフィルタ 5 3 B の所定角度とは、L E D 部 5 1 から照射された青色光をコンデンサレンズ 1 5 へと反射可能な角度である。勿論、この角度については、設置される L E D 部 5 1 の配置位置に合わせて、自在に調整できるように構成しても良い。

【 0 0 4 4 】

また、R G B フィルタ 6 0 及び蛍光観察用フィルタ 6 1 の夫々のフィルタは、図 6 に示すように、第 1 のダイクロイックフィルタ 5 3 A と同じように回転板本体 1 7 A の光入射光側面上に接着剤等によって固定される。

【 0 0 4 5 】

ここで、第 1 のダイクロイックフィルタ 5 3 A と第 2 のダイクロイックフィルタ 5 3 B の透過特性及び反射特性を示すと、図 8 及び図 9 に示すものとなる。

【 0 0 4 6 】

すなわち、第 1 のダイクロイックフィルタ 5 3 A の透過特性は、図 8 に示すように、例えば 4 0 0 - 4 7 0 nm の波長帯域の光 E 1 (第 1 の波長帯域に相当) を透過し、それ以外の波長帯域の光については反射するといったフィルタ特性を有している。

【 0 0 4 7 】

また、第 2 のダイクロイックフィルタ 5 3 B の反射特性は、図 9 に示すように、例えば 4 5 0 - 4 7 0 nm の波長帯域の光 E 0 (第 1 の波長帯域に相当) を反射し、それ以外の波長帯域の光については透過するといったフィルタ特性を有している。

【 0 0 4 8 】

尚、この第 2 のダイクロイックフィルタ 5 3 B の反射特性は、4 5 0 - 4 7 0 nm の波長帯域の光 E 0 (第 1 の波長帯域に相当) を反射するものとして説明したが、これに限定されるものではなく、ランプ 1 2 と L E D 部 5 1 の優位性が反転する波長帯域となるように反射特性を設定すれば良い。

【 0 0 4 9 】

また、第 1 のダイクロイックフィルタ 5 3 A の透過特性は、例えば 4 0 0 - 4 7 0 nm の波長帯域の光 E 1 を透過する透過特性であるが、ランプ 1 2 の光の内、4 5 0 ~ 4 7 0 nm の波長帯域の光は、第 2 のダイクロイックフィルタ 5 3 B で反射されるため、コンデ

10

20

30

40

50

ンサレンズ15側には殆ど出射されない。そこで、第2のダイクロイックフィルタ53Bの透過特性を、例えば400～450nmとなるように設定しても良い。

【0050】

さらに、本実施の形態では、青色LED51Aは、一般的にプロジェクタ等に用いられる、中心波長が460nm近傍の青色光E2を発するLEDとして説明したが、これに限定されるものではなく、それ以外の中心波長の青色光を発するLEDを用いても良い。

【0051】

この場合、使用する青色LED51Aの中心波長に応じて、第1のダイクロイックフィルタ53A及び第2のダイクロイックフィルタ53Bの光学特性を決定すれば良い。

【0052】

例えば、中心波長が440nm近傍である青色LED51Aを用いた場合には、第1のダイクロイックフィルタ53Aの透過特性は、例えば400～470nmの波長帯域の光を透過し、それ以外の波長帯域の光については反射するといったフィルタ特性とし、また、第2のダイクロイックフィルタ53Bの反射特性は、例えば430～450nmの波長帯域の光を反射し、それ以外の波長帯域の光については透過するといったフィルタ特性に設定すれば良い。

【0053】

従って、このような光源装置3のLED部51及び蛍光観察用光学素子53により、蛍光観察実行時、コンデンサレンズ15により集光された光(励起光EX)は、第1のダイクロイックフィルタ53Aにより透過した例えば400～470nmの波長帯域の光E1(図8参照)と、第2のダイクロイックフィルタ53Bにより反射した例えば450～470nmの波長帯域の光E2(図9参照)とが重畳されて光量が増大した、図11に示すような波長帯域の励起光EXとなる。

【0054】

図1に説明が戻るが、このような光源装置3からの照明光は、ライトガイドファイバ9により、内視鏡2の挿入部7の先端側に伝送(導光)される。このライトガイドファイバ9は蛍光観察のための光と通常観察のための光を少ない伝送ロスで伝送する。このライトガイドファイバ9としては、例えば多成分系ガラスファイバ、石英ファイバ等で構成される。

【0055】

ライトガイドファイバ9の先端面に伝送された光は、その先端面に対向する照明窓に取り付けた照明レンズ24を経て、拡開して体腔内の観察対象部位側に照射される。

【0056】

尚、この内視鏡2には、蛍光画像モードと通常画像モードとを選択する指示操作や、フリーズ、レリーズの指示操作を行うためのスコープスイッチ29が設けてあり、その操作信号は制御部37に入力され、制御部37はその操作信号に対応した制御動作を行う。

【0057】

例えばスコープスイッチ29におけるモード切換スイッチの通常モードスイッチを操作すると、光源装置3はライトガイドファイバ9に通常モードの照明光、つまりR、G、Bの光を順次供給する状態となり、またプロセッサ4も通常モードに対応した信号処理を行う状態になる。

【0058】

また、モード切換スイッチの蛍光モードスイッチを操作すると、光源装置3はライトガイドファイバ9に蛍光モードの照明光、つまりR2、G2、EX(図11に示される重畳された波長帯域)の光を順次供給する状態となり、またプロセッサ4も蛍光モードに対応した信号処理を行う状態になる。

【0059】

蛍光用CCD28aは、プロセッサ4内に設けたCCD駆動部31からのCCD駆動信号により駆動され、蛍光用CCD28aに結像された光学像を光電変換して画像信号を出力する。一方、通常用CCD28bは、同様にプロセッサ4内に設けたCCD駆動部31

10

20

30

40

50

からのCCD駆動信号により駆動され、通常用CCD28bに結像された光学像を光電変換して画像信号を出力する。

【0060】

これらの画像信号は切換SW46によってプロセッサ4への出力が切り換えられる。切り換えられた画像信号は、プロセッサ4内に設けたプリアンプ32で増幅され、さらにオートゲインコントロール(AGC)回路33で所定レベルまで増幅された後、A/D変換回路34によりアナログ信号からデジタル信号(画像データ)に変換され、各画像データは切換を行うマルチプレクサ35を経て、第1フレームメモリ36a、第2フレームメモリ36b及び第3フレームメモリ36cに一時格納(記憶)される。

尚、CCD駆動部31は制御部37により制御される。

10

【0061】

また、制御部37は選択されたモードに応じて移動用モータ20を制御する。また、回転用モータ16は制御部37により制御されると共に、この回転用モータ16の回転軸等に取り付けた図示しないエンコーダの出力は制御部37に入力され、制御部37はこのエンコーダの出力に同期してCCD駆動部31やマルチプレクサ35の切換等を制御する。

【0062】

また、制御部37は、マルチプレクサ35の切換を制御し、通常モードではR、G、Bフィルタ60a、60b、60cの照明のもとで撮像した各画像データをそれぞれ第1フレームメモリ36a、第2フレームメモリ36b、第3フレームメモリ36cに順次記憶させるように制御する。

20

【0063】

また、蛍光モードにおいても、制御部37は、マルチプレクサ35の切換を制御し、R2、G2フィルタ61a、61b、蛍光観察用光学素子53の照明のもとで撮像した各信号をそれぞれ第1フレームメモリ36a、第2フレームメモリ36b、第3フレームメモリ36cに順次記憶させるように制御する。

前記フレームメモリ36a~36cに格納された画像データは画像処理部38に入力され、輪郭強調などが施された後、D/A変換回路39によりアナログのRGB信号に変換されてモニタ5に出力される。

【0064】

また、このプロセッサ4にはプリアンプ32を通した信号に基づいて光源装置3内の光源絞り13の開口量を自動的に制御する調光回路40が設けてある。また、この調光回路40は制御部37により、制御される。

30

また、この制御部37は、ランプ駆動部11のランプ12を発光駆動するランプ電流を制御したり、スコープスイッチ29の操作に応じた制御動作を行う。

【0065】

また、制御部37は、スコープスイッチ29による操作によって蛍光モードが実行されると、ランプ駆動部11を駆動すると同時に、図1に示すLED駆動部52に対して蛍光モード実行を示す信号を出力する。

【0066】

ここで、本実施の形態では、図1に示す光源装置3において、切替フィルタ17は、ランプ12から発する光の光軸上にどのようなフィルタが配置されているかを示すフィルタ判別信号をLED駆動部52に出力する。つまり、フィルタ判別信号は、蛍光観察用フィルタ61のR2、G2フィルタ61a、61bや蛍光観察用光学素子53、或いは通常観察用のRGBフィルタ60のR、G、Bフィルタ60a、60b、60cの何れかを判別するものである。

40

【0067】

また、光源絞り13は、絞りの開度を示すPOT信号をLED駆動部52に出力する。尚、このPOT信号は、例えば光源絞り13の絞り全開時に“255”、絞り全閉時に“0”といったように出力する8bitのデジタル信号である。

【0068】

50

LED駆動部52は、光源絞り13の開度特性に合うように、入力されたPOT信号に応じた青色LED51Aの点灯時間Tonを決定し、この点灯時間Tonの間、青色LED51Aを点灯させるように制御する。

【0069】

尚、LED駆動部52によって決定されるPOT信号に応じた青色LED51Aの点灯時間Tonの一例が図12に示されている。すなわち、LED駆動部52は、図12に示すように、入力されるPOT信号に応じた点灯時間Tonで青色LED51Aの点灯制御を行う。

【0070】

このような構成による本実施の形態の作用を下記に説明する。

10

図1に示すように内視鏡2の光源用コネクタ10を光源装置3に接続し、また内視鏡2の図示しない信号用コネクタをプロセッサ4に接続する。そして、図1に示すような接続状態に設定して、各装置の電源を投入し、動作状態に設定する。

【0071】

すると、制御部37は初期設定の動作を行い、この初期設定の状態では例えば通常モードで動作するように設定する制御を行う。

【0072】

この通常モードでは、制御部37は光源装置3の移動用モータ20を制御して、切替フィルタ17をその外周側のRGBフィルタ60が照明光路中に位置するように設定する。

【0073】

20

そして、回転用モータ16を回転させる。ランプ12の白色光は切替フィルタ17のR、G、Bフィルタ60a、60b、60cが順次照明光路中に配置されるようになり、観察対象側へR、G、Bの照明光が出射される。

【0074】

R、G、Bの光で照明され、通常用CCD28bで撮像された信号は、増幅、A/D変換された後、マルチプレクサ35が制御部37で順次切り換えられることにより、第1フレームメモリ36a、第2フレームメモリ36b、第3フレームメモリ36cに順次格納される。

【0075】

これらフレームメモリ36a~36cに格納されたR、G、Bの色成分の画像データは所定のフレーム期間(例えば33ms、つまり1/30秒)で同時に読み出され、画像処理部38で輪郭強調等がされ、D/A変換回路39を経てアナログの標準的な映像信号、ここではRGB信号にされてモニタ5に出力され、モニタ5の表示面には(白色光を照射した場合に、直接被写体を観察した場合のカラー色調を反映した)通常観察画像がカラー表示される。

30

【0076】

そして、このようにして通常モードで被写体を観察し、例えば注目する患部部位等の被写体に対して蛍光観察を行いたい場合には、スコープスイッチ29のモード切替スイッチの蛍光モードスイッチを操作する。

【0077】

40

すると、この操作信号を受けて、制御部37は移動用モータ20を駆動して、切替フィルタ17を移動させ、蛍光観察用フィルタ61及び蛍光観察用光学素子53が照明光路上に配置される状態に設定し、蛍光モードに切り換える。

【0078】

そして、蛍光モードに設定されると、内視鏡2のライトガイドファイバ9には蛍光モードの照明光、つまり図13に示す励起光(EX)、G2、R2の光が順次供給される状態となり、被写体には励起光(EX)、G2、R2の光が順次照射される。

【0079】

この場合、励起光(EX)を照射する場合において、LED駆動部52には、図13(b)に示すように切替フィルタ17からのフィルタ判別信号が供給されており、このLE

50

D 駆動部 5 2 は、このフィルタ判別信号により励起光 (E X) フィルタである蛍光観察用光学素子 5 3 が光軸に配置されるタイミングを検知し、図 1 2 に示すような P O T 信号に応じた点灯時間 T o n で青色 L E D 5 1 A を点灯させる (図 1 3 (a 参照)) 。

【 0 0 8 0 】

また、このときの励起光は、前記したように L E D 部 5 1 と蛍光観察用光学素子 5 3 により、第 1 のダイクロイックフィルタ 5 3 A により透過した例えば 4 0 0 - 4 7 0 n m の波長帯域の光 (図 8 参照) と、第 2 のダイクロイックフィルタ 5 3 B により反射した例えば 4 5 0 - 4 7 0 n m の波長帯域の光 (図 9 参照) とが重畳されて光量が増大した、図 1 1 に示すような波長帯域の励起光となる。

【 0 0 8 1 】

これにより、ランプ 1 2 から照射される励起光 (短波長側の E X 光) 、 G 2 光、 R 2 光と、 L E D 部 5 1 の青色 L E D 5 1 A から照射される励起光 (長波長側の E X 光) との照射バランスを良好にすることができる。つまり、蛍光モード時において、青色 L E D 5 1 A の調光をランプ 1 2 と連動させて行うことが可能となり、また、このときの励起光も増大させることができる。

【 0 0 8 2 】

このように被写体には、励起光 (E X) 、 G 2 、 R 2 の光が順次照射される。 R 2 、 G 2 の照明の場合には、通常モードでの R 、 G の光が順次照射された場合と同様の動作となる。つまり、この場合には R 2 、 G 2 の被写体での反射光を蛍光用 C C D 2 8 b で受光する。この場合、励起光カットフィルタ 2 7 a による影響を受けないで、蛍光用 C C D 2 8 b は撮像することになる。

【 0 0 8 3 】

これに対し、励起光 (E X) を照射した場合には、その励起光 (E X) の反射光は励起光カットフィルタ 2 7 a で殆ど完全に遮光され、且つこの励起光カットフィルタ 2 7 a の透過帯域内の被写体側からの蛍光を受光する。

【 0 0 8 4 】

この蛍光の強度は、 R 2 、 G 2 の被写体での反射光の強度に比べてはるかに小さいので、前記した通常モードでの R 、 G の照明、 B の照明及びそれらの場合の信号処理と類似した動作を行うようにして、 R 2 、 G 2 の被写体での反射光の画像と対比し易い) 明るい蛍光画像が表示されるようにする。

【 0 0 8 5 】

そして、 R 2 、 G 2 の被写体での反射光を撮像する場合には、照明期間の一部の間のみ蛍光用 C C D 2 8 b で撮像した画像データを第 1 フレームメモリ 3 6 a 、第 2 フレームメモリ 3 6 b に格納するようにする。

【 0 0 8 6 】

これに対し、励起光 (E X) を照射した場合で、その蛍光画像を撮像する場合には、前記したように L E D 駆動部 5 2 の制御により、励起光 (E X) の照明光量も増大させる。そして、この場合に撮像した蛍光画像データを第 3 フレームメモリ 3 6 c に格納する。

【 0 0 8 7 】

そして、 1 フレーム周期で第 1 フレームメモリ 3 6 a ~ 第 3 フレームメモリ 3 6 c の画像データを同時に読み出し、モニタ 5 で例えば擬似的にカラー表示する。

このようにして、蛍光モードにおいても、明るい S / N の良好な蛍光画像が得られるようにする。

【 0 0 8 8 】

この蛍光モードにより得られる蛍光画像により、正常組織と癌組織とを診断し易い画像や、炎症部分があるか否かを診断し易い画像を得ることができる。

【 0 0 8 9 】

従って、本実施の形態によれば、従来技術のように先端部に青色 L E D を設けずに、光源装置 3 内に第 2 の光源である L E D 部 5 1 と切替フィルタ 1 7 上の蛍光観察用光学素子 5 3 とを設けて構成しているので、生体内で発熱の影響を考慮して L E D の電力を制限す

10

20

30

40

50

る必要はないため、励起光の光量を増大させて、精度の良好な蛍光観察を行うことが可能となる。

【0090】

また、生体に励起光を照射する場合、紫外光では生体の表面付近の組織しか励起光を照射できないが、青色光の場合にはより深部側の組織に励起光を照射することができる利点もある。

【0091】

尚、本実施の形態において、回転板の切替フィルタ17に蛍光観察用光学素子53を設けた構成について説明したが、この蛍光観察用光学素子53自体の重さを考慮すると、比較的重量があるため、この切替フィルタ17の回転動作に影響を及ぼすことが予想される。しかしながら本実施の形態では、切替フィルタ7の重心が中心になるように重りなどの回転補正部材を最適に位置に配置して構成しても良い。このことにより、切替フィルタ17の回転にばらつきがなく、良好に回転させることができる。

10

【0092】

本発明は、以上述べた実施の形態及び変形例のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【図面の簡単な説明】

【0093】

【図1】本発明の第1の実施の形態の光源装置を備えた内視鏡装置の全体構成を示すブロック図。

20

【図2】図1の光源装置の主要部の概略構成を示す構成図。

【図3】通常観察用フィルタと蛍光観察用フィルタと蛍光観察用光学素子とが設けられた切替フィルタの構成を示す構成図。

【図4】図3の切替フィルタに対する蛍光観察用光学素子の取付状態の一例を示す斜視図。

【図5】蛍光観察用光学素子の取付状態を説明するための図3のA-A断面図。

【図6】通常観察用フィルタ及び蛍光観察用フィルタの取付状態を説明するための断面図。

【図7】ランプにより照射される光の波長 - 光量特性を示す特性図。

【図8】図2の蛍光観察用光学素子を構成する第1のダイクロイックフィルタの光の波長に対する透過特性を示す特性図。

30

【図9】図2の蛍光観察用光学素子を構成する第2のダイクロイックフィルタの光の波長に対する反射率特性を示す特性図。

【図10】図2の第2の光源部により照射される光（青色光）の波長 - 光量特性を示す特性図。

【図11】図2の集光部であるコンデンサレンズに集光される光の波長 - 光量特性を示す特性図。

【図12】LED駆動部により決定される、絞りの開閉状態に応じた第2の光源部の点灯時間の一例を示すグラフ。

【図13】図1のLED駆動部による第2の光源部の制御例及び制御部による切替フィルタの制御例を示すタイミングチャート。

40

【符号の説明】

【0094】

- 1 ... 内視鏡装置、
- 2 ... 内視鏡。

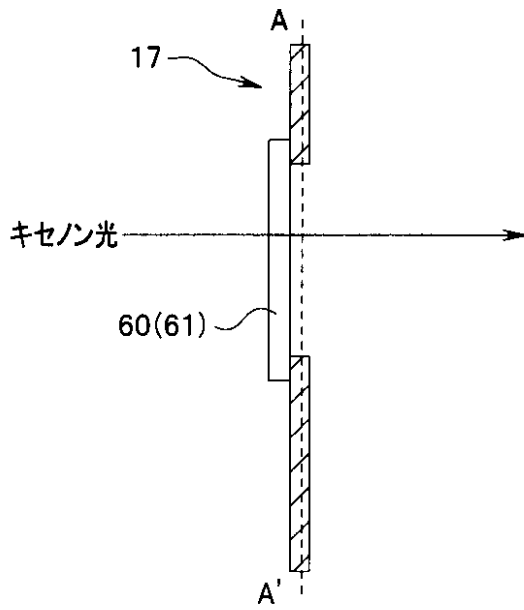
【0095】

- 3 ... 光源装置、
- 4 ... プロセッサ、
- 5 ... モニタ、
- 7 ... 挿入部、

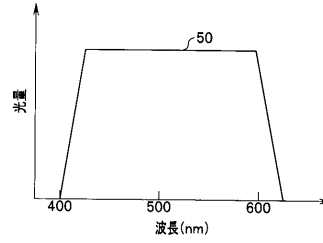
50

8 ...先端部、	
9 ...ライトガイドファイバ、	
1 1 ...ランプ駆動部、	
1 2 ...ランプ、	
1 4 ...切替フィルタ部、	
1 5 ...コンデンサレンズ、	
1 6 ...回転用モータ、	
1 7 A ...回転板本体、	
1 7 ...切替フィルタ、	
2 0 ...移動用モータ、	10
2 8 a ...蛍光用CCD、	
2 8 b ...通常用CCD、	
2 9 ...スコープスイッチ、	
3 1 ...CCD駆動部、	
3 7 ...制御部、	
4 0 ...調光回路、	
4 6 ...切替スイッチ、	
5 1 ...LED部、	
5 1 A ...青色LED、	
5 1 B ...集光レンズ、	20
5 2 ...LED駆動部、	
5 3 ...蛍光観察用光学素子、	
5 3 A ...第1のダイクロイックフィルタ、	
5 3 B ...第2のダイクロイックフィルタ、	
6 0 ...通常照明用フィルタ、	
6 1 ...蛍光観察用フィルタ。	

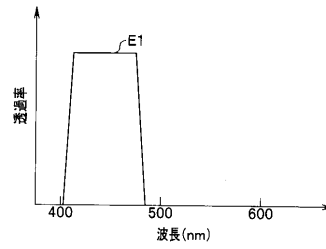
【図6】



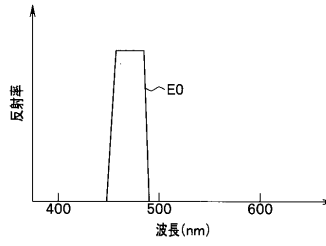
【図7】



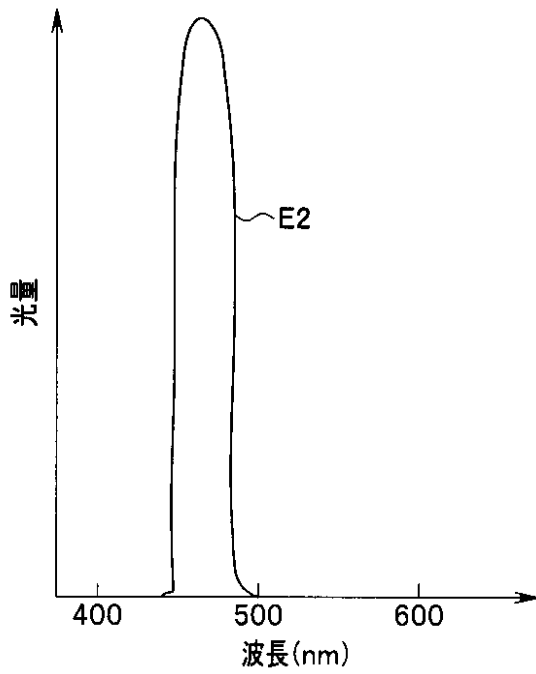
【図8】



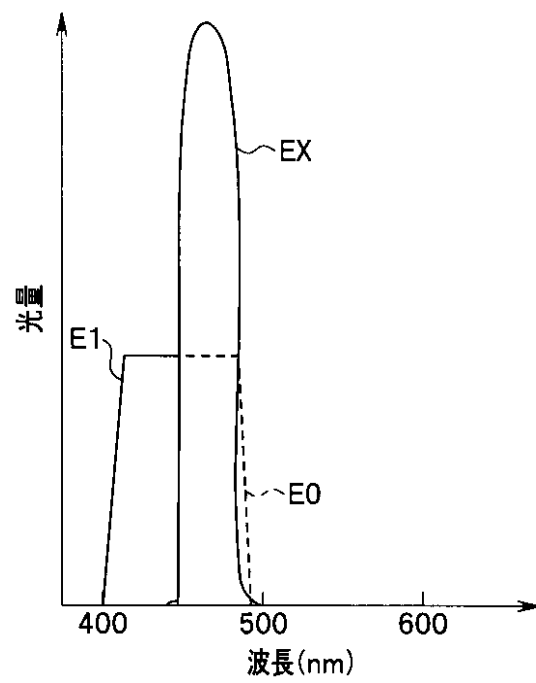
【図9】



【図10】



【図11】



フロントページの続き

- (72)発明者 大森 浩司
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 戸田 真人
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 渡 辺 純也

- (56)参考文献 特開平07-155292(JP,A)
特開2007-089861(JP,A)
特開2007-143647(JP,A)
特開2002-336196(JP,A)
米国特許第5749830(US,A)
特開平7-155291(JP,A)
特開平7-155292(JP,A)
特開平11-332820(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 ~ 1/32
G02B 23/24 ~ 23/26

专利名称(译)	使用该光源装置的光源装置和内窥镜装置		
公开(公告)号	JP5226403B2	公开(公告)日	2013-07-03
申请号	JP2008176002	申请日	2008-07-04
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	矢部雄亮 山下真司 小林至峰 大森浩司 戸田真人		
发明人	矢部 雄亮 山下 真司 小林 至峰 大森 浩司 戸田 真人		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00		
CPC分类号	G02B23/2469 A61B1/00186 A61B1/043 A61B1/05 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0669		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/00.300.D A61B1/00.550 A61B1/06.510 A61B1/07.731 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/GG01 4C061/HH54 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/RR03 4C061/RR15 4C061/RR18 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR03 4C161/RR15 4C161/RR18		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2010012102A5 JP2010012102A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的目的是通过增加激发光的光量而不影响用于正常观察的照明光来高精度地进行荧光观察。本发明的光源装置3具有切换滤波器17。切换滤波器17包括：第一二向色滤光器53A，其透射来自灯12的第一波长带的照明光；以及荧光观察滤光器61，其透射至少第二波长带的照明光。第一二向色滤光器53A和荧光观察滤光器61可旋转地设置在照明光的光轴上。LED单元51包括朝向切换滤波器17发射第一波长带的照明光的蓝色LED51A。此外，在切换滤波器17中，设置第二二向色滤光器53B，该第二二向色滤光器53B能够透射来自灯12的照明光并将来自LED单元51的照明光反射到聚光透镜15。[选图]图1

【图5】

