

(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2009-34224

(P2009-34224A)

(43) 公開日 平成21年2月19日(2009.2.19)

(51) Int.Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 0 0 D 4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01) A 6 1 B 1/04 3 7 2

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2007-199743 (P2007-199743)	(71) 出願人	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19年7月31日(2007.7.31)	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
		(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
		(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
		(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

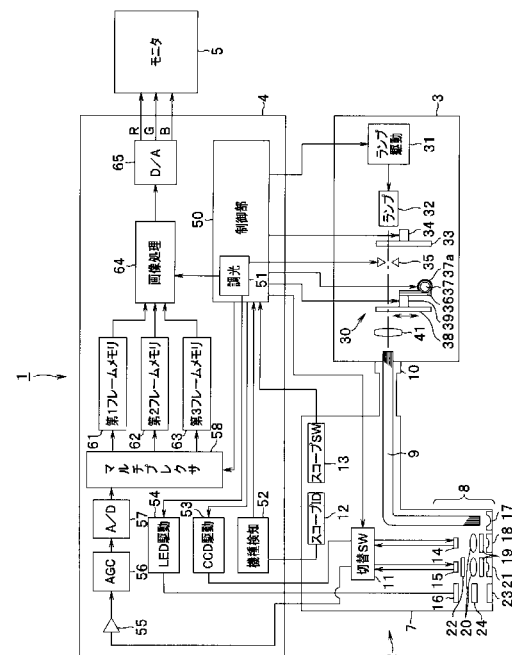
(54) 【発明の名称】 医療装置

(57) 【要約】

【課題】 ノイズの発生を低減し、被検対象組織までの距離に関係なく、良好な蛍光観察画像を取得することのできる医療装置の実現。

【解決手段】 医療装置は、第1の光源3からの第1の照明光を被検体に照射する第1の照明窓17と、第1の照明窓とは異なる位置に設けられ、第2の光源16から第2の照明光を被検体に照射する第2の照明窓23と、被検体を撮像する電子撮像部15(14)と、電子撮像部により得られた撮像信号に基づいて、観察画像を生成する画像生成部64と、第1の照明窓、及び第2の照明窓から照射される夫々の照明光量を同期して調光する調光部51と、第1の照明窓からの照明光量の増減に応じて、観察画像の色調が所定に維持されるように、調光部、或いは画像生成部を制御する制御部50と、を備えたことを特徴とする。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 の光源からの第 1 の照明光を被検体に照射する第 1 の照明窓と、
該第 1 の照明窓とは異なる位置に設けられ、第 2 の光源から第 2 の照明光を上記被検体に照射する第 2 の照明窓と、
上記被検体を撮像する電子撮像部と、
該電子撮像部により得られた撮像信号に基づいて、観察画像を生成する画像生成部と、
上記第 1 の照明窓、及び上記第 2 の照明窓から照射される夫々の照明光量を同期して調光する調光部と、
上記第 1 の照明窓からの照明光量の増減に応じて、上記観察画像の色調が所定に維持されるように、上記調光部、或いは上記画像生成部を制御する制御部と、
を備えたことを特徴とする医療装置。

10

【請求項 2】

上記制御部は、上記第 1 の照明光、及び上記第 2 の照明光の光量の比が一定となるように、上記調光部、或いは上記画像生成部を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の医療装置。

【請求項 3】

上記第 1 の光源は、光源装置の光源ランプであって、該光源ランプからの光を導光して照射するライトガイドファイバからの上記第 1 の照明光を上記第 1 の照明窓から上記被検体に対して照射し、

20

第 2 の光源は、LED であって、該 LED からの光を上記第 2 の照明窓から上記被検体に対して照射し、

上記調光部は、上記光源ランプの光を所定の光量に遮光調整する絞りの開閉と、上記 LED へ供給される駆動電流の増減、若しくは該駆動電流のパルス幅の変更と、により、上記夫々の照明光を同期して調光することを特徴とする請求項 2 に記載の医療装置。

【請求項 4】

上記制御部は、上記夫々の照明光量の調光変化に応じて、所定の波長の光に対応して、撮像信号の増幅比率を変化させて、上記観察画像を生成するように、上記画像生成部を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の医療装置。

【請求項 5】

上記第 1 の照明窓と上記被検体との距離を検出し、上記制御部に検出信号を出力する距離検出部と、

30

上記制御部は、上記調光部により、上記距離検出部による検出結果に応じて、上記第 2 の光源を消灯する状態、及び上記第 1 の照明窓から照射される光量に合わせて上記第 2 の光源が発光する状態を切替え制御することを特徴とする請求項 4 に記載の医療装置

【請求項 6】

上記距離検出部は、上記観察画像の明るさを構成する輝度信号を基に、上記第 1 の照明窓と上記被検体との距離を検出することを特徴とする請求項 5 に記載の医療装置。

【請求項 7】

上記第 1 の光源は、光源装置の光源ランプであって、該光源ランプからの光を導光して照射するライトガイドファイバからの上記第 1 の照明光を上記第 1 の照明窓から上記被検体に対して照射し、

40

上記調光部により、開閉制御され、上記光源ランプの光を所定の光量に遮光調整する絞りを備え、

上記距離検出部は、上記絞りの開閉量を基に上記第 1 の照明窓と上記被検体との距離を近似的に演算することを特徴とする請求項 5 に記載の医療装置。

【請求項 8】

上記制御部は、上記第 2 の光源が発光する状態中、所定の波長の光に対応する撮像信号の増幅比率を変化させることを特徴とする請求項 7 に記載の医療装置。

【請求項 9】

50

第 2 の光源は、L E D であり、

上記調光部は、上記 L E D へ供給される駆動電流、若しくはパルス幅を変化することで、上記第 2 の照明の光量を調光することを特徴とする請求項 8 に記載の医療装置。

【請求項 10】

上記電子撮像部は、露光時間を調整する露光時間調整部を有し、

上記露光時間調整部は、上記第 2 の光源が発生する状態において、特定の波長の光に対する上記電子撮像部の露光時間を変化させることを特徴とする請求項 7 に記載の医療装置。

【請求項 11】

上記請求項 3、請求項 9、又は請求項 10 の医療装置は、上記ライトガイドファイバの照射端部、上記 L E D、及び上記電子撮像部が先端に配設された挿入部を備えたことを特徴とする内視鏡である。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、白色光による通常観察と蛍光画像とを観察可能とする医療装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡は医療用分野及び工業用分野で広く用いられるようになった。また、医療用分野においては、通常の白色光による通常画像を得る内視鏡装置の他に、蛍光画像を得る内視鏡装置も実現されている。

20

【0003】

このような蛍光画像を得る内視鏡装置には、例えば、特許文献 1 に記載されるように、1 つの撮像素子により通常画像と蛍光画像の両方を撮像可能とする技術が開示されている。また、特許文献 1 には、内視鏡装置が通常画像と蛍光画像を別々に撮影する 2 つの撮像素子を備えた構成も開示されている。

【特許文献 1】特開 2002 - 336196 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

30

しかしながら、従来の内視鏡装置は、具備する照明装置による照明光のみで蛍光画像を取得する場合、励起光の光量が足りないと組織の自家蛍光が微弱となり、良好な蛍光画像を取得することができないという問題がある。そこで、蛍光画像を取得するときだけ、励起光を発光させる第 2 の照明装置を設けて、励起光量をアシストする構成が考えられる。

【0005】

このように、励起光をアシスト発光する第 2 の照明装置を内視鏡装置に設けた場合、この第 2 の照明装置による発光の前後では、励起光の増減に伴い、撮像画像のホワイトバランスが崩れてしまい、カラーバランスの良いクリアな蛍光画像を取得することが困難であった。

【0006】

40

さらに、2 つの照明装置からの励起光は、挿入部の先端部に配置した 2 つの発光位置ズレの関係、及びこれら 2 つの発光位置から被検対象組織までの距離の関係に応じて、被検対象組織への配光ムラが発生してしまい、取得した蛍光画像に色むらが生じるという課題があった。

【0007】

そこで、本発明は、上述の事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、ノイズの発生を低減し、被検対象組織までの距離に関係なく、良好な蛍光観察画像を取得することのできる医療装置を実現することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

50

上記目的を達成するために本発明による医療装置は、第１の光源からの第１の照明光を被検体に照射する第１の照明窓と、該第１の照明窓とは異なる位置に設けられ、第２の光源から第２の照明光を上記被検体に照射する第２の照明窓と、上記被検体を撮像する電子撮像部と、該電子撮像部により得られた撮像信号に基づいて、観察画像を生成する画像生成部と、上記第１の照明窓、及び上記第２の照明窓から照射される夫々の照明光量を同期して調光する調光部と、上記第１の照明窓からの照明光量の増減に応じて、上記観察画像の色調が所定に維持されるように、上記調光部、或いは上記画像生成部を制御する制御部と、を備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

【０００９】

本発明によれば、ノイズの発生を低減し、被検対象組織までの距離に関係なく、良好な蛍光観察画像を取得することのできる医療装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１０】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。尚、本発明の実施の形態においては、体腔内に挿入して、生体組織を観察する医療装置である内視鏡装置を用いて、以下に説明する。

【００１１】

（第１の実施の形態）

先ず、第１の実施の形態について説明する。

図１から図５は本発明の第１の実施の形態に係り、図１は内視鏡装置の全体構成を示すブロック図、図２は内視鏡装置の挿入部の先端面構成を示す平面図、図３はライトガイドファイバからのＧ参照光における光源装置の絞り開度と光量の関係を示したグラフ、図４は発光ダイオードが発光する励起光における供給駆動電流と光量の関係を示したグラフ、図５は図３のＧ参照光の輝度信号とそのときの光量に対して、アシスト励起光を発光させる発光ダイオードへの供給駆動電流の設定された変化量に合せて、Ｇ参照光に対する一定の比率で励起光の輝度信号とそのときの光量の変化状態を示すグラフである。

【００１２】

図１に示す、本実施の形態の内視鏡装置１は、通常観察モードと蛍光観察モードとを備えている。この内視鏡装置１は、体腔内に挿入して観察するための電子内視鏡２と、通常観察用の照明光、及び蛍光観察用の励起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とにより主に構成される。

【００１３】

電子内視鏡（以下、単に内視鏡と略記する）２は、体腔内に挿入される細長の挿入部７を備え、この挿入部７に連設された操作部を構成する基部に、後述する２つの撮像手段を切替える切替スイッチ（ＳＷ）、機種情報等が格納されたスコープＩＤ１２、通常観察モードと蛍光観察モードを選択する指示操作、フリーズ、及びリリースの指示操作を行うためのスコープスイッチ（ＳＷ）１３が配設されている。

【００１４】

内視鏡２の挿入部７内には、通常観察のための照明光、或いは蛍光観察のための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は、手元側の入射端に設けた光源用コネクタ１０まで挿設されている。そして、この光源用コネクタ１０は、光源装置３と着脱自在に接続される。

【００１５】

本実施の形態において、挿入部７の先端に配設された先端部８内には、２つの電子撮像部、及び２つの照明部が設けられている。

【００１６】

２つの電子撮像部のうちの一方は、通常観察用の電荷結合素子（以下、第１のＣＣＤと記載する）１４であり、他方が蛍光観察用の電荷結合素子（以下、第２のＣＣＤと記載す

10

20

30

40

50

る) 15である。尚、これら各CCD(Charge Coupled Device) 14, 15のイメージセンサは、CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)イメージセンサ、CMD(Charged Modulation Device)イメージセンサ、AMI(Amplified MOS Imager)、BCCD(Back Illuminated CCD)イメージセンサを用いても良い。

【0017】

先端部8の各CCD 14, 15の夫々の前方側には、撮影する被写体側から順に、表面位置が先端部8の先端面に略合せられた透明な部材から形成された観察窓18, 21と、遠点から近点までフォーカスを合わせるため空間的に入射光量を制限する絞り19と、光学像を結ぶための対物光学系である対物レンズ20と、が配設されている。

10

【0018】

尚、第2のCCD 15の直前にのみ、励起光をカットする励起光カットフィルタであるバリアフィルタ22が設けられている。このバリアフィルタ22は、蛍光観察時に、生体組織の自家蛍光を精度よく第2のCCD 15が撮像できるように、発光している余計な励起光を遮光するフィルタである。例えば、バリアフィルタ22は、460 - 700 nmの波長帯域を透過する、つまり、青色帯域の一部の波長(400 - 460 nm)を除いた可視光を透過する特性を備えているものである。

さらに、第2のCCD 15には、第1のCCD 14よりも、高画質な画像を取得できる高精度なイメージャが用いられている。

20

【0019】

また、2つの照明部のうちの一方は、上述した、光源装置3からの照明光、或いは励起光を伝送するライトガイドファイバ9であり、他方が組織の自家蛍光が増大するようにアシストするための励起光を発光する、例えば、中心波長450 nmの青色発光ダイオード(以下、青色LEDと記載する) 16である。

【0020】

先端部8は、内部に配置された、ライトガイドファイバ9の端面、及びLED 16の夫々に対向するように、透明な部材から形成された2つの照明窓17, 23が先端面に配設されている。また、先端部8内におけるLED 16と照明窓23の間には、所定波長領域の励起光のみを透過する励起光フィルタ24が設けられている。

30

【0021】

尚、本実施の形態の先端部8の先端面の構成は、図2に示すように、略中央に第1のCCD 14に対応する観察窓18が配置され、外周側に第2のCCD 15に対応する観察窓21、2つの照明窓17、及びLED 16に対応する2つの照明窓23が配置されている。つまり、本実施の形態では、LED 16が2つ設けられ、これらLED 16からの励起光が2つの照明窓23から照射される。また、先端部8の先端面には、従来から用いられている、送気送水ノズル25、及び処置具チャンネル開口26が配設されている。

【0022】

次に、図1に戻って、光源装置3の構成について、以下に説明する。

本実施の形態の光源装置3は、ランプ駆動回路31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を放射するランプ32と、このランプ32の光路上に設けられ、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38と、ランプ32の照明光路上に設けられ、ランプ32からの光量を制限する光源絞り35と、照明光路上に設けられた切替フィルタ部30と、この切替フィルタ部30を通った光を集光するコンデンサレンズ41と、を備えている。

40

【0023】

この切替フィルタ部30は、回転用モータ39により回転される。また、切替フィルタ部30は、移動用モータ37aにより光路上に配置される通常観察用、及び蛍光観察用の夫々のフィルタが切り替えられる切替フィルタ38を備え、回転用モータ39に取り付けたラック36に螺合するピニオン37を回転駆動することにより、回転用モータ39と共

50

に切替フィルタ 38 を光軸に直交する方向にスライド移動する。

【0024】

切替フィルタ 38 には、図示しないが、内周側と外周側とに同心状に、内周側の通常照明用 RGB フィルタと、外周側の蛍光照明用フィルタと、が設けられている。つまり、本実施の形態では、移動用モータ 37a を駆動することにより光路上に通常照明用フィルタを設定して通常画像モード（通常モードともいう）での動作状態、或いは、通常照明用フィルタから蛍光照明用フィルタに切り換えて蛍光画像モード（蛍光モードともいう）に設定した動作状態に切り替えができるような構成となっている。

【0025】

尚、通常照明用 RGB フィルタは、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 フィルタ、G フィルタ、及び B フィルタが 3 等分するように設けられている。この RGB フィルタは、回転モータ 39 で回転駆動されることにより、R、G、B の各フィルタが光路上に順次、略連続的に位置する。

【0026】

また、通常照明時の R、G、B の各フィルタの透過特性は、例えば、R フィルタが 600 - 700 nm、G フィルタが 500 - 600 nm、B フィルタが 400 - 500 nm の各波長帯の光をそれぞれ透過するフィルタ特性に設定されている。

【0027】

一方で、蛍光観察用フィルタは、通常観察用フィルタよりも切替フィルタ 38 での外周側に設けられ、周方向に狭帯域の赤（R）、狭帯域の緑（G）、狭帯域の励起光（B）をそれぞれ透過する R フィルタ、G フィルタ、B フィルタが 3 等分するように設けられている。そして、この蛍光照明用フィルタは、回転用モータ 39 で回転駆動されることにより、それぞれが光路中に順次、位置される。

また、蛍光観察用フィルタの透過特性は、例えば、R フィルタが 640 - 660 nm、G フィルタが 540 - 560 nm、B フィルタが 400 - 440 nm を各波長帯域の光をそれぞれ透過するフィルタ特性に設定されている。

【0028】

また、ランプ 32 の直前に配設された切替フィルタ 38 は、複数のフィルタが照明光路上に位置するように回転モータ 34 により回転され、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 つのフィルタを備えている。尚、切替フィルタ 38 は、赤外線観察のための赤外線照明光に波長帯を制限するフィルタを有している場合もある。

【0029】

以上から、光源装置 3 からの照明光は、上述のライトガイドファイバ 9 により、電子内視鏡 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。尚、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。

【0030】

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窓 17 を経て、拡開して体腔内の観察対象部位側に照射される。

【0031】

次に、プロセッサ 4 の構成について、以下に説明する。

本実施の形態のプロセッサ 4 は、制御部 50 と、この制御部 50 に設けられた調光部を構成する調光回路 51 と、機種検知回路 52 と、CCD 駆動回路 53 と、LED 駆動回路 54 と、プリアンプ 55 と、オートゲインコントロール（AGC）回路 56 と、A/D 変換回路 57 と、マルチプレクサ 58 と、3 つのフレームメモリ 61 ~ 63 と、画像生成部である画像処理回路 64 と、D/A 変換回路 65 と、を有している。

【0032】

プロセッサ 4 は、内視鏡 2 の切替 SW を介して入力された CCD 14, 15 からの画像

10

20

30

40

50

信号をプリアンプ 55 で増幅し、さらに A G C 回路 56 で所定レベルまで増幅した後、A / D 変換回路 57 によりアナログ信号からデジタル信号（画像データ）に変換する。

【0033】

そして、各画像データは、切換を行うマルチプレクサ 58 を経て、第 1 フレームメモリ 61、第 2 フレームメモリ 62、及び第 3 フレームメモリ 63 に一時格納（記憶）される。

【0034】

これらフレームメモリ 61 ~ 63 に格納された画像データは、画像処理回路 64 に入力され、輪郭強調などが施された後、D / A 変換回路 65 によりアナログの R G B 信号に変換されてモニタ 5 に出力される。

10

【0035】

また、このプロセッサ 4 の調光回路 51 は、プリアンプ 55 を通した信号に基づいて光源装置 3 内の光源絞り 35 の開口量を自動的に制御する。この調光回路 40 は、制御部 50 により制御される。

また、この制御部 50 は、光源装置 3 のランプ駆動回路 31 のランプ 32 を発光駆動するランプ電流を制御する。また、この制御部 50 は、内視鏡 2 のスコープ S W 13 の操作に応じた各種内視鏡機能制御動作を行う。

【0036】

なお、C C D 駆動回路 53 は、制御部 50 により制御される。具体的には、通常モードにおいては、切替 S W 11 により駆動切替された第 1 の C C D 14 を駆動すると共に、この第 1 の C C D 14 にて受光される光量が最良となるように電子シャッタ機能を動作させる。

20

【0037】

また、C C D 駆動回路 53 は、蛍光モードにおいても、切替 S W 11 により駆動切替された第 2 の C C D 15 を駆動すると共に、この第 2 の C C D 15 にて受光される被写体の自家蛍光の光量が最良となるように電子シャッタ機能を動作させる。

【0038】

また、制御部 50 は、選択されたモードに応じて、光源装置 3 の移動用モータ 37 a を制御する。光源装置 3 の回転用モータ 39 は、制御部 50 により制御される。この回転用モータ 39 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 50 に入力される。

30

【0039】

そして、制御部 50 は、このエンコーダの出力に同期して C C D 駆動回路 53、及びマルチプレクサ 58 の切換等を制御する。また、制御部 50 は、マルチプレクサ 58 の切換を制御し、通常モードでは通常観察用の R、G、B フィルタの照明のもとで撮像した各画像データを夫々第 1 フレームメモリ 61、第 2 フレームメモリ 62、第 3 フレームメモリ 63 に順次記憶させるように制御する。

【0040】

一方、蛍光モードにおいても、制御部 50 は、マルチプレクサ 58 の切換を制御し、蛍光観察用の R、G、B フィルタ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 61、第 2 フレームメモリ 62、第 3 フレームメモリ 63 に順次記憶させるように制御する。

40

尚、制御部 50 は、内視鏡 2 のスコープ I D 回路 12 から機種検知回路 52 により検知した接続されている内視鏡機種情報に応じて、或いは観察状況に応じて、切替フィルタ 38 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（本実施の形態では 2 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。

【0041】

なお、上述した内視鏡 2 のスコープ S W 13 が操作され、例えば、蛍光画像モード、或いは通常画像モードの指示操作がなされると、その操作信号は制御部 50 に入力される。そして、制御部 50 は、その操作信号に対応した制御動作を行う。

50

【 0 0 4 2 】

例えば、スコープ S W 1 3 におけるモード切換スイッチの通常モードスイッチが操作されると、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、つまり通常照明用の R、G、B の光を順次供給する状態となる。また、プロセッサ 4 は、第 1 の C C D 1 4 にて光電変換された通常モードに対応した画像信号処理を行う状態になる。

【 0 0 4 3 】

一方で、モード切換スイッチの蛍光モードスイッチが操作されると、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、つまり蛍光照明用の R、G、B の光を順次供給する状態となる。このとき、プロセッサ 4 の制御部 5 0 の調光回路 5 1 は、画像処理回路 6 4 に明るさ信号を出力すると共に、光源装置 3 の光源絞り 3 5 の開閉状態に同期して、L E D 駆動回路 5 4 を駆動する。そして、L E D 駆動回路 5 4 は、調光回路 5 1 によって制御され、内視鏡 2 の L E D 1 6 に制御された所定のパルス幅の駆動電流を供給する。

10

【 0 0 4 4 】

そして、L E D 1 6 は、駆動電流値に合せた光量で励起光となる青色の光を励起光フィルタ 2 4 を介して、照明窓 2 3 から被検対象組織へ照射する。

【 0 0 4 5 】

このとき、プロセッサ 4 は、第 2 の C C D 1 5 にて光電変換された蛍光モードに対応した画像信号処理を行う状態になる。また、画像処理回路 6 4 では、自家蛍光画像信号と G 反射画像信号を合成して、自家蛍光の強度変化を色調変化として、モニタ 5 へ擬似カラー表示する画像信号を出力する。

20

【 0 0 4 6 】

尚、これら通常観察用、及び蛍光観察用の 2 つの C C D 1 4 , 1 5 は、切替 S W 1 1 により駆動が切替えられ、プロセッサ 4 内に設けられた C C D 駆動回路 5 3 からの C C D 駆動信号により駆動される。駆動状態の各 C C D 1 4 , 1 5 に結像された光学像は、光電変換されて、切替 S W 1 1 を介して、画像信号に変換される。

【 0 0 4 7 】

ここで、例えば、従来の構成のプロセッサ 4 において、蛍光観察モードのとき、画像処理回路 6 4 は、自家蛍光画像を緑色に割り当て、G 反射画像を赤色と青色に割り当ててモニタ 5 に擬似カラー表示させる。つまり、正常組織が明るい緑色となるように、自家蛍光の強度を G 反射光の強度と同程度になるようにプロセッサ 4 内で増幅度を可変する、A F I (A u t o F l u o r e s c e n c e I m a g i n g) ホワイトバランスが行われる。これにより、癌などの腫瘍性病変では、自家蛍光の強度が減弱してマゼンダの色調となる。このとき、微弱な自家蛍光の強度をプロセッサ 4 により増幅させるため、蛍光観察画像がどうしてもノイズが多い画像となって、モニタ 5 に表示されてしまう。

30

【 0 0 4 8 】

そこで、本実施の形態の内視鏡装置 1 は、プロセッサ 4 が行うカラーバランス（自家蛍光と G 反射光の増幅比率）を所定に保持、つまり、一定に保ったまま、光源装置 3 からライトガイドファイバ 9 により伝送される照明光量の増減に合わせて、L E D 1 6 によりアシストのための励起光の光量を増減する調光制御が行われる構成となっている。尚、この蛍光観察モード時に、R 参照光を使用しても良い。

40

【 0 0 4 9 】

ここで、以上のように構成された、本実施の形態の内視鏡装置 1 による被検対象組織の蛍光観察モード時にプロセッサ 4 の制御部 5 0 が実行する光源装置 3、及び L E D 1 6 の駆動の制御例について、図 3 ~ 図 5 を用いて詳しく説明する。

【 0 0 5 0 】

先ず、図 3 に示すように、光源装置 3 から伝送されたライトガイドファイバ（図中、L G で表示）9 から照射される G 参照光（励起光）の照明光は、絞りの開度の開閉状態により光量の増減が変化する。このライトガイドファイバ 9 による照明光の光量の増減は、各 C C D 1 5 , 1 6 の結像位置から被検対象組織までの距離に応じて可変される。

50

【 0 0 5 1 】

本実施の形態においては、各 C C D 1 4 , 1 5 が得た画像により、制御部 5 0 によりホワイトバランスが行われ、調光回路 5 1 により、ホワイトバランスに応じて、光源装置 3 の光源絞り 3 5 が開閉制御される。

【 0 0 5 2 】

一方で、図 4 に示すように、蛍光観察モード時に、カラーバランス（自家蛍光と G 反射光の増幅比率）を所定に保持（一定）にした状態でも、良好な被検対象組織の自家蛍光画像が取得できる所定光量のアシストのための励起光が設定されている。つまり、L E D 1 6 は、図 4 のグラフに合せて、調光回路 5 1 による光源装置 3 の光源絞り 3 5 の開閉状態に同期して、制御部 5 0 の調光回路 5 1 から供給される駆動電流が変化し、これに合せて発光する励起光の光量の増減制御が行われる。

10

【 0 0 5 3 】

具体的には、制御部 5 0 は、図 5 に示すように、ライトガイドファイバ 9 から照射される G 参照光（励起光）の光量と、L E D 1 6 の光量との比率が一定となるように、撮影する被検対象組織（被写体）の明るさである輝度信号に応じて、調光回路 5 1 を駆動制御する。尚、この輝度信号は、光源絞り 5 1 の開閉状態により、光源装置 3 からの照明光の光量が増減し、第 2 の C C D 1 5 により撮影され、画像データ化された映像を構成する画面の明るさである。

【 0 0 5 4 】

つまり、詳しくは、図中、任意の輝度信号 x のときのライトガイドファイバ 9 からの G 参照光の光量 y をとし、任意の輝度信号 x のときの L E D 1 6 の光量 y と上記光量 y との差分（ $y_A - y$ ）をとする。つまり、制御部 5 0 の調光回路 5 1 は、 y と $y_A - y$ の比率（ $y : y_A - y$ ）が一定となるように、光源装置 3 の光源絞り 3 5 の開閉状態に同期して、L E D 1 6 の駆動電流を変化させる。つまり、制御部 5 0 の調光回路 5 1 は、輝度信号の変化に合わせて、ライトガイドファイバ 9 から照射される G 参照光の光量と、L E D 1 6 の光量との比率が一定となるように、光源絞り 3 5 の開度と、L E D 1 6 の駆動電流を変化させる。尚、L E D 1 6 の光量変化の制御は、制御部 5 0 の調光回路 5 1 が L E D 1 6 へ供給する駆動電流のパルス幅を可変する構成としても良い。

20

【 0 0 5 5 】

以上から、本実施の形態の内視鏡装置 1 は、L E D 1 6 のアシスト励起光により、自家蛍光の強度が増大するため、カラーバランス（自家蛍光と G 反射光の増幅比率）を所定に保持（一定）にした状態のまま調光することができ、つまり、自家蛍光の強度を画像処理回路 6 4 により増幅させることがないため、この増幅によって発生するモニタ 5 に表示される蛍光観察画像のノイズが無くなり、クリアな蛍光観察画像とすることができる。

30

【 0 0 5 6 】

（第 2 の実施の形態）

次に、第 2 の実施の形態について説明する。尚、本実施の形態において、第 1 の実施の形態の内視鏡装置にて説明した各構成については、同一の符号を用いて、それらの詳細な説明を省略する。

【 0 0 5 7 】

図 6 から図 8 は本発明の第 2 の実施の形態に係り、図 6 は蛍光観察モード時に挿入部の先端面から近接する被検対象組織へ照射される照明光（G 参照光）、及びアシスト励起光の配光状態を示す図、図 7 は G 参照光の輝度信号とそのときの光量に対して、発光ダイオードによる励起光の輝度信号とそのときの光量の変化状態を示すグラフ、図 8 は図 7 に対応した輝度信号に対して、G（R）反射光の増幅比率の変化を示すグラフである。

40

【 0 0 5 8 】

ところで、図 6 に示すように、蛍光観察モード時に、例えば、破線にて示す内視鏡 2 の先端部 8 と被検対象組織との距離が近接した状態では、光源装置 3 からライトガイドファイバ 9 により伝送された、2 つの照明窓 1 7 から照射される照明光の配光範囲 L 1 と、L E D 1 6 による 2 つの照明窓 2 3 から照射されるアシスト励起光の配光範囲 L 2 にムラが

50

生じてしまう。

【0059】

つまり、被検対象組織に対する距離が近点観察の場合、光源装置3からのG参照光（励起光）を含む（R）GB照明光の配光範囲L1と、LED16からの励起光の配光範囲L2が重なり合う部分が少なくなり、LED16からの励起光のみの破線にて示した照射範囲Bが発生してしまう。

【0060】

そのため、光源装置3からの照明光と、LED16からの励起光とに照射範囲Bだけ青色の色ムラが現れてしまう。これにより、被検対象組織の自家蛍光にも色ムラが生じてしまう。

10

【0061】

そこで、本実施の形態の内視鏡装置1は、制御部50によって、図7に示すように、光源装置3の光源絞り35とLED16の駆動電流、或いは、この駆動電流のパルス幅を制御して輝度信号に応じた光量の制御、及びこの制御に同期した、図8に示すような、輝度信号に応じたG（R）反射光の増幅比率の制御を行う。

【0062】

具体的には、図7、8に示すように、所定の輝度信号の値を閾値dとする。この閾値dは、被検対象組織から内視鏡2の先端部8の先端面までの離間距離において、上述のような配光ムラが生じるか生じないかの境目近傍であって、撮像する蛍光観察画像に色ムラが生じない位置の輝度信号の値が設定される。尚、ここでの離間距離とは、正確には照明窓17から被検体までの距離である。

20

【0063】

つまり、本実施の形態の内視鏡装置1は、図7に示すように、輝度信号が閾値dより小さい値であった場合、光源装置3からの照明光とLED16からの励起光の配光ムラが生じないように、LED16への駆動電流が停止されている、或いは、微弱に発光する駆動電流が供給されている状態に制御する。

【0064】

詳述すると、内視鏡装置1の制御部50は、閾値dよりも輝度信号が小さいとき、調光回路51からのLED駆動回路54への駆動信号を停止、或いは微弱な電流供給を出力して、LED16を消灯、或いは微弱に発光させる。

30

【0065】

この状態は、被検対象組織から内視鏡2の先端部8の先端面までの離間距離が近点であり、光源装置3からの照明光のみで、被検対象組織が十分に自家蛍光を行え、LED16の発光による配光ムラが防止される。

【0066】

そして、内視鏡装置1の制御部50は、輝度信号が閾値dに達したとき、調光回路51からのLED駆動回路54への駆動信号を出力して、LED16を発光させて、励起光を被検対象組織にアシスト照射する。

【0067】

つまり、被検対象組織から内視鏡2の先端部8の先端面までの離間距離における配光ムラが生じない所定の距離以上の蛍光観察領域、つまり、輝度信号が閾値d以上のときは、制御部50は、調光回路51により、光源装置3からの照明光に加え、LED16からの励起光を図7のグラフに示すように、同期して調光する。

40

【0068】

また、LED16の発光により励起光をアシストし始めた蛍光観察領域では、被検対象組織の自家蛍光と、光源装置3からの照明光によるG（R）反射光の色バランスが崩れるため、輝度信号の値（被検対象組織から内視鏡2の先端部8の先端面までの離間距離）に応じて、図8に示すような、G（R）反射光の増幅比率を変化させる。つまり、ここでは、自家蛍光とG（R）反射光の増幅比率を一定にした状態で、LED16からアシスト励起光を発光すると、色バランスが崩れてしまうため、画像処理回路64にて、LED16

50

の光量に合わせた G (R) 反射光の増幅率を可変する。

【 0 0 6 9 】

換言すると、L E D 1 6 が発光していないときの色バランスの状態を維持するように、L E D 1 6 の発光による光量の変化に応じて、G (R) 反射光の画像データを同期させて増幅する。尚、ノイズの発生を極力抑えるような増幅率であれば、自家蛍光の画像データを増幅させても良い。

【 0 0 7 0 】

以上から、本実施の形態の内視鏡装置 1 は、被検対象組織から内視鏡 2 の先端部 8 の先端面までの離間距離が近点であるときに生じる色むらを回避して、L E D 1 6 によるアシスト励起光を制御し、且つ、被検対象組織から内視鏡 2 の先端部 8 の先端面までの離間距離が遠点であるときに、G (R) 反射光の画像データを増幅して色バランスの取れた良好な蛍光観察画面をモニタ 5 へ表示させることができる。

【 0 0 7 1 】

(第 3 の実施の形態)

次に、第 3 の実施の形態について説明する。尚、本実施の形態においても、第 1、第 2 の実施の形態の内視鏡装置にて説明した各構成については、同一の符号を用いて、それらの詳細な説明を省略する。

【 0 0 7 2 】

図 9 から図 1 1 は本発明の第 3 の実施の形態に係り、図 9 は図 7 に対応した輝度信号に対して、自家蛍光の電子シャッタ値 (露光時間) は一定にして、G (R) 反射光の電子シャッタ値 (露光時間) の変化を示すグラフ、図 1 0 は発光ダイオードが消灯しているときの自家蛍光、G 反射光、及び R 反射光の電子シャッタ値 (C C D 露光時間) を示す図、図 1 1 は発光ダイオードが点灯しているときの自家蛍光、G 反射光、及び R 反射光の電子シャッタ値 (C C D 露光時間) を示す図である。

【 0 0 7 3 】

本実施の形態の内視鏡装置 1 では、第 2 の実施の形態と同様に被検対象組織の自家蛍光に色ムラを生じさせることがなく、さらに、画像データの増幅を行うことなく、色バランスの取れた良好な蛍光観察画面をモニタ 5 へ表示させることのできる構成を示す。

【 0 0 7 4 】

第 2 の実施の形態と同様にして、本実施の形態の内視鏡装置 1 は、制御部 5 0 によって、図 7 に示したように、光源装置 3 の光源絞り 3 5 と L E D 1 6 の駆動電流を制御して輝度信号に応じた照明光、及び励起光の光量の制御を行う。

【 0 0 7 5 】

このとき、第 2 の実施の形態では、L E D 1 6 の発光により励起光をアシストし始めた蛍光観察領域では、輝度信号の値に応じて、G (R) 反射光の増幅比率を変化させた。

【 0 0 7 6 】

これに対して、本実施の形態の内視鏡装置 1 は、第 2 の C C D 1 5 に蓄積された電荷を基盤に掃出することにより、露光時間を設定する電子シャッタ機能を利用して、被検対象組織から内視鏡 2 の先端部 8 の先端面までの離間距離 (輝度信号) に応じて、図 9 に示すように、自家蛍光の電子シャッタ値 (露光時間) は変えずに一定にしたまま、G (R) 反射光の電子シャッタ値 (露光時間) を変化させる制御を行う。

【 0 0 7 7 】

ここでの制御では、制御装置 5 0 の調光回路 5 1 により、C C D 駆動回路 5 3 を介して、電子シャッタ値の制御が行われる。

【 0 0 7 8 】

つまり、L E D 1 6 によりアシスト励起光が発光される輝度信号が閾値 d 以上となる被検対象組織から内視鏡 2 の先端部 8 の先端面までの離間距離の遠点領域では、L E D 1 6 の発光により励起光の光量の増加量に同期して、G (R) 反射光の露光時間を増大させるように電子シャッタ値が可変される。

【 0 0 7 9 】

10

20

30

40

50

具体的には、LED 16 を点灯すると配光ムラが生じてしまう、被検対象組織から内視鏡 2 の先端部 8 の先端面までの離間距離の近点領域では、図 10 に示すように、例えば、自家蛍光の露光時間を時間 T_{ex} 、及び $G(R)$ 反射光の露光時間を時間 $T_g(T_r)$ とする。

【0080】

一方、被検対象組織から内視鏡 2 の先端部 8 の先端面までの離間距離の遠点領域では、図 9 のグラフに応じた奇跡に合わせて、図 11 に示すように、自家蛍光の露光時間を時間 T_{ex} に維持したまま、 $G(R)$ 反射光の露光時間が輝度信号の増減に応じた所定の変倍率 a が演算された時間 $T_g \times a(T_r \times a)$ に変化される。

【0081】

つまり、本実施の形態の内視鏡装置 1 は、第 2 の実施形態と同様に、被検対象組織から内視鏡 2 の先端部 8 の先端面までの離間距離が近点であるときに生じる色むらを回避して、LED 16 によるアシスト励起光を制御し、且つ、被検対象組織から内視鏡 2 の先端部 8 の先端面までの離間距離の遠点領域では、第 2 の CCD 15 の $G(R)$ 反射光の露光時間を制御して、 $G(R)$ 反射光の画像データを増幅することによるノイズの発生を低減させることができ、良好な蛍光観察画像をモニタ 5 に表示させることができる。

【0082】

尚、被検対象組織から内視鏡 2 の先端部 8 の先端面までの離間距離は、本実施の形態では、光源絞り 51 の開閉状態を基に距離を近似的に演算して検出する制御部 50 内の距離検出部、或いは画像の明るさによる輝度信号を検出する明るさ検出部を構成する距離検出部の他、例えば、距離検出部を構成する光センサにより計測する構成としても良い。また、本実施の形態の内視鏡 2 は、CCD からなる撮像手段を 2 つ備えているが、通常観察、及び蛍光観察を 1 つの撮像手段で撮像する構成としても、勿論構わない。

【0083】

以上の各実施の形態に記載した発明は、その実施の形態、及び変形例に限ることなく、その他、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々の変形を実施し得ることが可能である。さらに、上記実施の形態には、種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組合せにより種々の発明が抽出され得る。

【0084】

例えば、実施の形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題が解決でき、述べられている効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。

【図面の簡単な説明】

【0085】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態に係り、内視鏡装置の全体構成を示すブロック図、

【図 2】同、内視鏡装置の挿入部の先端面構成を示す平面図

【図 3】同、ライトガイドファイバからの G 参照光（励起光）における光源装置の絞り開度と光量の関係を示したグラフ

【図 4】同、発光ダイオードが発光する励起光における供給駆動電流と光量の関係を示したグラフ

【図 5】同、図 3 の G 参照光の輝度信号とそのときの光量に対して、アシスト励起光を発光させる発光ダイオードへの供給駆動電流の設定された変化量に合せて、 G 参照光に対する一定の比率で励起光の輝度信号とそのときの光量の変化状態を示すグラフ

【図 6】本発明の第 2 の実施の形態に係り、蛍光観察モード時に挿入部の先端面から近接する被検対象組織へ照射される照明光（ G 参照光）、及びアシスト励起光の配光状態を示す図

【図 7】同 G 参照光の輝度信号とそのときの光量に対して、発光ダイオードによる励起光の輝度信号とそのときの光量の変化状態を示すグラフ

【図 8】同、図 7 に対応した輝度信号に対して、 $G(R)$ 反射光の増幅比率の変化を示すグラフ

10

20

30

40

50

【図 9】本発明の第 2 の実施の形態に係り、図 7 に対応した輝度信号に対して、自家蛍光の電子シャッタ値（露光時間）は一定にして、G（R）反射光の電子シャッタ値（露光時間）の変化を示すグラフ

【図 10】同、発光ダイオードが消灯しているときの自家蛍光、G 反射光、及び R 反射光の電子シャッタ値（CCD 露光時間）を示す図

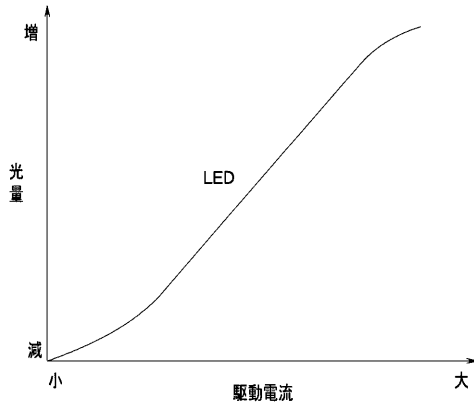
【図 11】同、発光ダイオードが点灯しているときの自家蛍光、G 反射光、及び R 反射光の電子シャッタ値（CCD 露光時間）を示す図

【符号の説明】

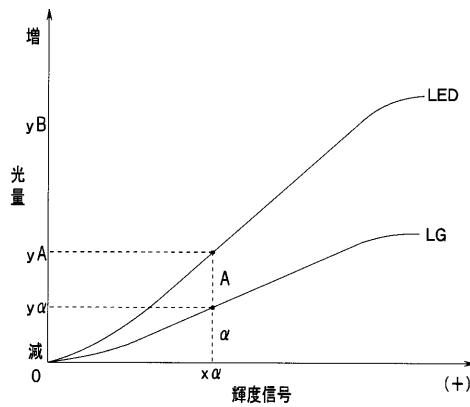
【0086】

1 ... 内視鏡装置	10
2 ... 電子内視鏡	
3 ... 光源装置	
4 ... プロセッサ	
5 ... モニタ	
7 ... 挿入部	
8 ... 先端部	
9 ... ライトガイドファイバ	
10 ... 光源用コネクタ	
12 ... 回路	
17, 23 ... 照明窓	20
18, 21 ... 観察窓	
20 ... 対物レンズ	
22 ... バリアフィルタ	
23 ... 照明窓	
24 ... 励起光フィルタ	
25 ... 送気送水ノズル	
26 ... 処置具チャンネル開口	
30 ... 切替フィルタ部	
31 ... ランプ駆動回路	
32 ... ランプ	30
34 ... 回転モータ	
36 ... ラック	
37 ... ピニオン	
37a ... 移動用モータ	
38 ... 切替フィルタ	
39 ... 回転用モータ	
40 ... 調光回路	
41 ... コンデンサレンズ	
49 ... モータ	
50 ... 制御部	40
51 ... 調光回路	
52 ... 機種検知回路	
53 ... 駆動回路	
54 ... 駆動回路	
55 ... プリアンプ	
56 ... AGC 回路	
57 ... 変換回路	
58 ... マルチプレクサ	
61 ... 第 1 フレームメモリ	
62 ... 第 2 フレームメモリ	50

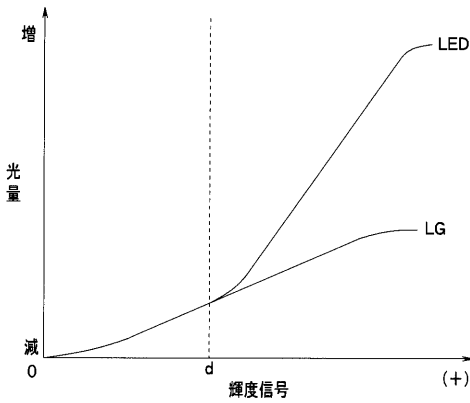
【図 4】



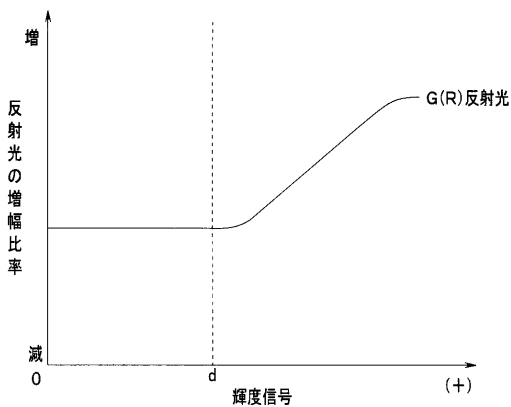
【図 5】



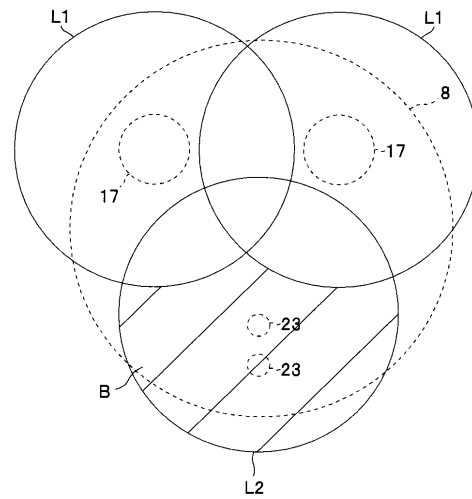
【図 7】



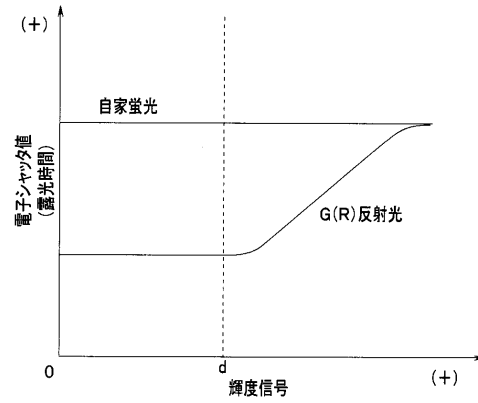
【図 8】



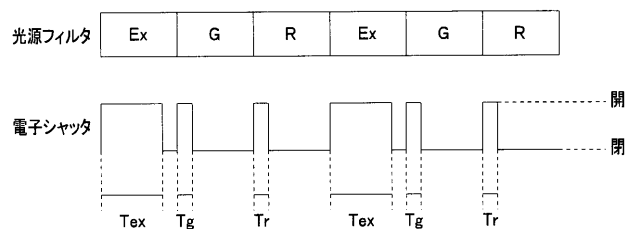
【図 6】



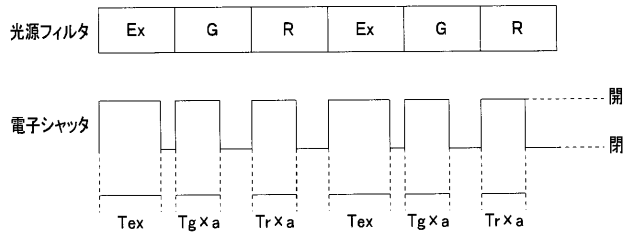
【図 9】



【図 10】



【 図 1 1 】



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 4 3 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 山下 真司
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 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 菅 武志
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 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 金子 和真
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- F ターム(参考) 4C061 BB01 BB08 FF40 GG01 HH54 LL02 MM03 NN01 PP12 QQ02
QQ04 RR03 RR04 RR14

专利名称(译)	医疗器械		
公开(公告)号	JP2009034224A	公开(公告)日	2009-02-19
申请号	JP2007199743	申请日	2007-07-31
[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		
[标]发明人	矢部雄亮 戸田真人 小林至峰 大森浩司 山下真司 菅武志 金子和真		
发明人	矢部 雄亮 戸田 真人 小林 至峰 大森 浩司 山下 真司 菅 武志 金子 和真		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/00009 A61B1/00096 A61B1/00186 A61B1/043 A61B1/045 A61B1/0646 A61B1/0669 A61B1/0684 A61B5/0071 A61B5/0084		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 A61B1/00.550 A61B1/00.553 A61B1/045.632 A61B1/05 A61B1/06.531 A61B1/06.612 A61B1/06.613		
F-TERM分类号	4C061/BB01 4C061/BB08 4C061/FF40 4C061/GG01 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/MM03 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/RR03 4C061/RR04 4C061/RR14 4C161/BB01 4C161/BB08 4C161/FF40 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/SS06		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：实现一种医疗设备，该医疗设备无论与目标组织的距离如何，都能够减少噪声的产生并获得良好的荧光观察图像。

解决方案：医疗设备设置在与第一照明窗口17不同的位置，用于用来自第一光源3和第二照明窗口的第一照明光照射对象。第二照明窗23，用于用来自光源16的第二照明光照射对象，用于捕获对象的图像的电子图像捕获单元15（14），以及基于由电子图像捕获单元获得的图像捕获信号的观察。图像产生单元64，其产生图像，第一照明窗口以及调光单元51，该调光单元51使从第二照明窗口以及从第一照明窗口同步发出的各个照明光量同步地变暗。其特征在于包括光控制单元或控制图像生成单元的控制单元50，以使得根据照明光量的增加或减少将观察图像的色调保持在预定水平。[选型图]图1

