

(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2007-143624

(P2007-143624A)

(43) 公開日 平成19年6月14日(2007.6.14)

(51) Int.CI.	F 1	テーマコード (参考)
A61B 1/00 (2006.01)	A 61 B 1/00	300 D 2 H 04 O
A61B 1/06 (2006.01)	A 61 B 1/06	A 4 C 06 I
G02B 23/24 (2006.01)	A 61 B 1/00	A 5 C 05 4
H04N 7/18 (2006.01)	G 02 B 23/24	C
	H 04 N 7/18	M

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2005-339008 (P2005-339008)	(71) 出願人	000236436 浜松ホトニクス株式会社 静岡県浜松市野町1126番地の1
(22) 出願日	平成17年11月24日 (2005.11.24)	(74) 代理人	100088155 弁理士 長谷川 芳樹
		(74) 代理人	100092657 弁理士 寺崎 史朗
		(74) 代理人	100124291 弁理士 石田 悟
		(72) 発明者	三輪 光春 静岡県浜松市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会社内
		(72) 発明者	土屋 広司 静岡県浜松市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会社内

最終頁に続く

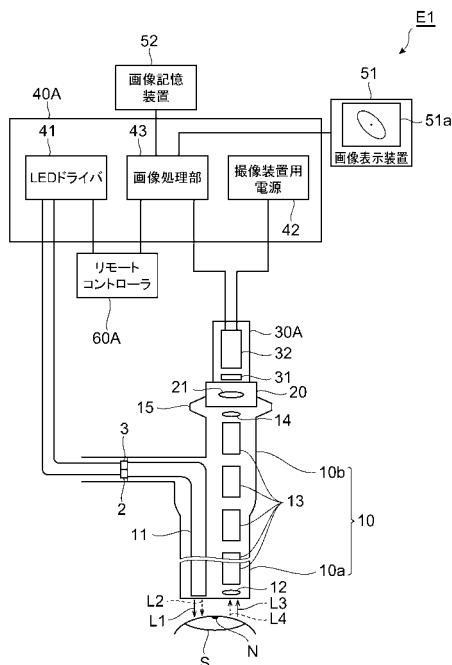
(54) 【発明の名称】 蛍光観察装置

(57) 【要約】

【課題】 医療現場等において観察者が好適に光量を制御でき、適宜所望の観察画像を得ることが可能な蛍光観察装置を提供する。

【解決手段】 内視鏡装置 E 1 は、蛍光色素が予め注入された生体観察部 S に励起光 L 1 を照射する励起光源 2 と、照明光 L 2 を生体観察部 S に照射する照明光源 3 と、生体観察部 S から発せられる蛍光像 L 3 及び照明光 L 2 の生体観察部 S での反射光からなる通常像 L 4 を透過するノッチフィルタ 31 と、蛍光像 L 3 及び通常像 L 4 を撮像した観察画像を出力する撮像装置ユニット 30 A と、観察画像を表示する画像表示装置 51 と、画像表示装置に表示される観察画像についての観察条件の制御に用いられるリモートコントローラ 60 A とを備える。リモートコントローラ 60 A は、励起光量調整つまみ 6 1、照明光量調整つまみ 6 2、オフセット調整つまみ 6 3、及びゲイン調整つまみ 6 4 を有する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

所定波長の蛍光を発する蛍光色素が予め注入された生体観察部に励起光を照射する励起光源と、

前記励起光の反射光を除去するとともに、前記生体観察部から発せられる蛍光像を透過するフィルタリング手段と、

前記フィルタリング手段を透過するように設定された波長の照明光を前記生体観察部に照射する照明光源と、

前記生体観察部から発せられる前記蛍光像、及び前記照明光の前記生体観察部による反射光からなり前記フィルタリング手段を透過した通常像の少なくともいずれか一方を撮像した観察画像を出力する撮像手段と、

前記撮像手段から出力された前記観察画像を表示する画像表示手段と、

前記励起光源及び前記照明光源に接続され、前記励起光源から供給される前記励起光の光量を調整するための励起光量調整手段及び前記照明光源から供給される前記照明光の光量を調整するための照明光量調整手段が設けられ、前記画像表示手段に表示される前記観察画像についての観察条件の制御に用いられる観察条件制御ユニットと、を備えていることを特徴とする蛍光観察装置。10

【請求項 2】

前記観察条件制御ユニットは、前記画像表示手段に表示される前記観察画像に対して、オフセット値を調整するオフセット調整手段をさらに備えることを特徴とする請求項 1 記載の蛍光観察装置。20

【請求項 3】

前記観察条件制御ユニットは、前記画像表示手段に表示される前記観察画像に対して、ゲイン量を調整するゲイン調整手段をさらに備えることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 記載の蛍光観察装置。

【請求項 4】

前記フィルタリング手段は、透過波長帯域がそれぞれ異なる複数のフィルタを有し、前記観察条件制御ユニットは、前記フィルタリング手段と接続され且つ前記フィルタリング手段が有する前記複数のフィルタのうち所望のフィルタを選択することができるフィルタ選択スイッチをさらに備えることを特徴とする請求項 1 ~ 3 の何れか一項記載の蛍光観察装置。30

【請求項 5】

前記励起光源からの前記励起光及び前記照明光源からの前記照明光を前記生体観察部に導く導光手段と、前記蛍光像及び前記通常像を前記フィルタリング手段に導く像伝送手段とを備え、内視鏡装置として構成されていることを特徴とする請求項 1 ~ 4 の何れか一項に記載の蛍光観察装置。

【請求項 6】

前記励起光源及び前記照明光源はいずれも、前記導光手段の一端に直に設けられていることを特徴とする請求項 5 に記載の蛍光観察装置。40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、蛍光観察装置に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

近年、蛍光色素が注入された生体観察部から発せられる蛍光像に基づき、生体についての様々な情報を取得する技術が検討されている（例えば、特許文献 1 及び特許文献 2 参照）。こうした技術を用いることによって、例えば、癌細胞の転移の有無等の情報を得ることができる。

【特許文献1】特開平10-201707号公報

【特許文献2】国際公開第2005/048826号パンフレット

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

ところで、本願発明者は、蛍光像をより正確に取得することができる蛍光観察装置について検討を重ねる中で、観察対象、観察目的等によって最適な光量が様々に異なるという事実を新たに見出した。こうした事実に基づき、本願発明者は、励起光及び照明光の光量を制御して、蛍光像及び通常像それぞれについて適宜所望の明るさで観察画像を取得することが、例えば医療現場等での蛍光観察において求められていることに想到するに至った。

10

【0004】

本発明は、以上の問題点を解決するためになされたものであり、医療現場等において観察者が好適に光量を制御でき、適宜所望の観察画像を得ることが可能な蛍光観察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】

【0005】

このような目的を達成するために、本発明による蛍光観察装置は、所定波長の蛍光を発する蛍光色素が予め注入された生体観察部に励起光を照射する励起光源と、励起光の反射光を除去するとともに、生体観察部から発せられる蛍光像を透過するフィルタリング手段と、フィルタリング手段を透過するように設定された波長の照明光を生体観察部に照射する照明光源と、生体観察部から発せられる蛍光像、及び照明光の生体観察部による反射光からなりフィルタリング手段を透過した通常像の少なくともいずれか一方を撮像した観察画像を出力する撮像手段と、撮像手段から出力された観察画像を表示する画像表示手段と、励起光源及び照明光源に接続され、励起光源から供給される励起光の光量を調整するための励起光量調整手段及び照明光源から供給される照明光の光量を調整するための照明光量調整手段が設けられ、画像表示手段に表示される観察画像についての観察条件の制御に用いられる観察条件制御ユニットと、を備えていることを特徴とする。

20

【0006】

上記した蛍光観察装置は、励起光の光量を調整する励起光量調整手段及び照明光の光量を調整する照明光量調整手段が設けられた観察条件制御ユニットを備える。そのため、観察者は医療現場等において、画像表示手段に表示された観察画像を見ながら好適に光量を制御し、適宜所望の観察画像を得ることができる。その結果、上記蛍光観察装置においては、操作性が向上されるとともに、生体についての情報をより正確に取得することが可能となる。

30

【0007】

観察条件制御ユニットは、画像表示手段に表示される観察画像に対して、オフセット値を調整するオフセット調整手段をさらに備えることを特徴とするが好ましい。これにより、画像表示手段に表示される観察画像の輝度及びコントラストを調整することが可能となる。その結果、良好な画像の表示が実現され、生体についての情報をより正確に取得することが可能となる。

40

【0008】

観察条件制御ユニットは、画像表示手段に表示される観察画像に対して、ゲイン量を調整するゲイン調整手段をさらに備えることが好ましい。これにより、画像表示手段に表示される観察画像の輝度及びコントラストを調整することが可能となる。その結果、良好な画像の表示が実現され、生体についての情報をより正確に取得することが可能となる。

【0009】

フィルタリング手段は、透過波長帯域がそれぞれ異なる複数のフィルタを有し、観察条件制御ユニットは、フィルタリング手段と接続され且つフィルタリング手段が有する複数のフィルタのうち所望のフィルタを選択することができるフィルタ選択スイッチをさらに

50

備えることが好ましい。この場合、所望の透過波長帯域を有するフィルタを選択することができるため、所望の像を撮像手段において撮像することが可能となる。

【0010】

励起光源からの励起光及び照明光源からの照明光を生体観察部に導く導光手段と、蛍光像及び通常像をフィルタリング手段に導く像伝送手段とを備え、内視鏡装置として構成されていることが好ましい。この場合、蛍光観察装置は、内視鏡装置として構成される。これにより、生体を切開する部位を小さくすることができる。また、生体観察部に近接しての撮像が可能となり、より精度の高い観察画像を得ることができる。

【0011】

この場合、励起光源及び照明光源はいずれも、導光手段の一端に直に設けられていることが好ましい。これにより、各光源から出た光が導光部に到達するまでの間に光量を損失することが抑制される。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、医療現場等において観察者が好適に光量を制御でき、適宜所望の観察画像を得ることが可能な蛍光観察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】

【0013】

以下、図面とともに本発明による蛍光観察装置の好適な実施形態について詳細に説明する。なお、図面の説明において同一要素には同一符号を付し、重複する説明を省略する。また、図面の寸法比率は、説明のものと必ずしも一致していない。

【0014】

以下の実施形態に係る蛍光観察装置は、人体などの生体におけるセンチネルリンパ節などのリンパ節を含む生体観察部Sについて、生体観察部Sに所定波長の励起光を照射して、その生体観察部Sから発せられる蛍光による像を観察することによってセンチネルリンパ節Nを検出するものである。

【0015】

以下の実施形態に係る蛍光観察装置を用いたセンチネルリンパ節Nの検出においては、生体における生体観察部S内の腫瘍近傍に蛍光色素を予め注入する。そして、センチネルリンパ節Nに蓄積された蛍光色素からの蛍光を観察してセンチネルリンパ節Nを検出する。蛍光色素としては、蛍光観察装置の具体的な構成などを考慮して適宜に選択したものを使いいれば良いが、そのような蛍光色素の例としてはインドシアニングリーンが挙げられる。

【0016】

なお、センチネルリンパ節とは、腫瘍から癌細胞がリンパ流によって最初に到達する、最も癌細胞の転移の可能性が高いリンパ節である。よって、センチネルリンパ節が正しく同定され、そこに癌細胞の転移が認められなければ、他臓器への転移がないと考えられる。このことにより、患者の肉体的・精神的負担の大幅な軽減や、切除手術の省略による治療費の抑制等が期待されている。

【0017】

また、以下に示す実施形態では、センチネルリンパ節の検出に蛍光観察装置を用いているが、本発明に係る蛍光観察装置は一般に、センチネルリンパ節の検出以外の目的に対しても用いることが可能である。

【0018】

(第1実施形態)

図1は、本発明による蛍光観察装置の第1実施形態である内視鏡装置の構成図である。図2は、図1に示した内視鏡装置に用いられるリモートコントローラの構成を示す正面図である。以下、図1及び図2を参照して、本実施形態の内視鏡装置の構成を説明する。また、図1においては、見易さのため、励起光及び蛍光色素から発せられる蛍光を実線で示し、照明光及び生体観察部での照明光の反射光を破線で示している。

10

20

30

40

50

【0019】

図1に示す内視鏡装置E1は、励起光源2と、照明光源3と、硬性鏡10と、結合器20と、撮像装置ユニット30Aと、メインユニット40Aと、画像表示装置51と、画像記憶装置52と、リモートコントローラ60Aとを備えている。硬性鏡10は、体内に挿入されて生体観察部Sの観察に用いられる硬く細長い挿入部分10aと、この挿入部分10aに対して根本に設けられた操作部分10bとからなっている。

【0020】

硬性鏡10には、励起光源2からの励起光L1及び照明光源3からの照明光L2を生体観察部Sに導くための導光手段である導光ファイバ11と、生体観察部Sから発せられる蛍光像L3及び生体観察部Sによる反射光からなる通常像L4を撮像装置ユニット30Aに導く像伝送手段であるリレーレンズ13とが設けられている。蛍光像L3とは、生体観察部Sに所定波長の励起光L1を照射し、励起された生体観察部Sから発せられる蛍光による像をいう。また、通常像L4とは、照明光L2の生体観察部Sによる反射光からなる像をいう。

【0021】

導光ファイバ11の操作部分10b側の一端部には、励起光源2及び照明光源3が直に設けられている。励起光源2は、励起光L1を出射する光源であり、センチネルリンパ節Nを含む生体観察部Sに対して励起光L1を照射するために用いられる。一方、照明光源3は照明光L2を出射する光源であり、センチネルリンパ節Nを含む生体観察部Sに対して照明光L2を照射するために用いられる。

【0022】

励起光源2及び照明光源3としては、好ましくは、発光ダイオード(LED)又はレーザダイオード(LD)が用いられる。また、励起光源2から供給される励起光L1の波長は、観察に用いられている蛍光色素の光吸収特性等に基づき、蛍光色素を励起可能な波長によって選択される。

【0023】

リレーレンズ13の挿入部分10a側の端部には対物レンズ12が、またリレーレンズ13の操作部分10b側の端部には接眼レンズ14がそれぞれ設けられている。リレーレンズ13は複数のレンズによって構成されている。リレーレンズ13は、対物レンズ12によって結像された蛍光像及び通常像を、接眼レンズ14に伝送する。

【0024】

硬性鏡10の操作部分10b側の端部であって、接眼レンズ14が設けられている側の端部である接眼部15上には、結合器20を介して撮像装置ユニット30Aが設置されている。結合器20は、結像レンズ21を含む。結像レンズ21は、接眼部15において得られる蛍光像及び通常像を、撮像装置ユニット30Aが有する撮像装置32上に結像するための光学系である。

【0025】

撮像装置ユニット30Aは、ノッチフィルタ31と、撮像装置32とを有する。ノッチフィルタ31は、励起光L1を照射された生体観察部S等からの反射光をカット(除去)する。また、ノッチフィルタ31は、生体観察部Sから発せられる蛍光像L3及び照明光L2を照射された生体観察部Sからの反射光からなる通常像L4を透過する。このように、ノッチフィルタ31は、励起光L1の生体観察部S等による反射光をカットし、かつ、蛍光像L3及び通常像L4を透過するフィルタリング手段として機能する。

【0026】

撮像装置32は、生体観察部Sから発せられる蛍光像L3、及び照明光L2の生体観察部Sによる反射光からなりノッチフィルタ31を透過した通常像L4を撮像するCCDカメラである。撮像装置32としては、例えば、2次元画像を取得可能なカラーCCDカメラが用いられる。したがって、撮像装置32として例えば、単板式CCDカメラ、あるいは3板式CCDカメラが用いられる。撮像装置32は、蛍光像L3及び通常像L4を撮像して得られた観察画像をメインユニット40A(より具体的には、画像処理部43)に出

力する。

【0027】

メインユニット40Aは、LEDドライバ41、撮像装置用電源42、及び画像処理部43を有する。

【0028】

LEDドライバ41は、励起光源2及び照明光源3と接続されており、励起光源2及び照明光源3を駆動する。LEDドライバ41は、後述のリモートコントローラ60Aと接続している。LEDドライバ41は、励起光源2から出力される励起光の光量及び照明光源3から出力される照明光の光量を増減する。

【0029】

撮像装置用電源42は、撮像装置32に接続されており、撮像装置32に対して電力を供給する。

【0030】

画像処理部43は、撮像装置32から出力される観察画像を受け取る。画像処理部43は、後述のリモートコントローラ60Aと接続されている。画像処理部43は、画像表示装置51に表示される観察画像に対し、輝度及びコントラストの調整を行う。

【0031】

画像処理部43には、画像表示装置51及び画像記録装置52が接続されている。画像表示装置51の表示部51aは、画像処理部43において輝度及びコントラストが調整された観察画像の画像データを、センチネルリンパ節Nを検出するための観察画像として表示する。この画像表示装置51としては、例えば、CRTモニタや、撮像装置32であるCCDカメラに取り付けられた液晶ディスプレイなどを用いることができる。

【0032】

また、画像記録装置52は、画像処理部43から出力された画像データを記録するための記録手段である。この画像記録装置52としては、例えば、画像データを記録媒体であるビデオテープに記録するビデオテープレコーダなどを用いることができる。

【0033】

リモートコントローラ60Aは、上述したように、メインユニット40AのLEDドライバ41及び画像処理部43の双方と接続され、画像表示装置51に表示される観察画像についての観察条件を制御する観察条件制御ユニットとして用いられる。図2にリモートコントローラ60Aの構成を示す。図2に示すように、リモートコントローラ60Aは、励起光量調整つまみ61、照明光量調整つまみ62、オフセット調整つまみ63、及びゲイン調整つまみ64を有する。また、図2では、励起光として近赤外波長帯域の光を、照明光として白色光を用いる場合の例を示す。

【0034】

励起光量調整つまみ61は、回転型である。励起光量調整つまみ61は、励起光源2から供給される励起光L1の光量を調整する励起光量調整手段として機能する。すなわち、励起光量調整つまみ61を回転させることによって、励起光量を大きくするあるいは小さくするという指示信号がメインユニット40AのLEDドライバ41に送られる。

【0035】

照明光量調整つまみ62は、回転型である。照明光量調整つまみ62は、照明光源3から供給される照明光L2の光量を調整する照明光量調整手段として機能する。すなわち、照明光量調整つまみ62を回転させることによって、照明光量を大きくするあるいは小さくするという指示信号がメインユニット40AのLEDドライバ41に送られる。

【0036】

励起光量調整つまみ61及び照明光量調整つまみ62は、互いに独立して光量の調整を行うことが可能な構成となっている。励起光量調整つまみ61の回転及び照明光量調整つまみ62の回転は手動による。

【0037】

オフセット調整つまみ63は、スライド型である。オフセット調整つまみ63は、画像

10

20

30

40

50

表示装置 5 1 に表示される観察画像に対して、オフセット値を調整するオフセット調整手段として機能する。すなわち、オフセット調整つまみ 6 3 をスライドさせることで、画像表示装置 5 1 に表示される観察画像に対してオフセット値を調整するよう画像処理部 4 3 に指示信号が送られる。

【 0 0 3 8 】

ゲイン調整つまみ 6 4 は、スライド型である。ゲイン調整つまみ 6 4 は、画像表示装置 5 1 に表示される観察画像に対して、ゲイン量を調整するゲイン調整手段として機能する。すなわち、ゲイン調整つまみ 6 4 をスライドさせることで、画像表示装置 5 1 に表示される観察画像に対してゲイン量を調整するよう画像処理部 4 3 に指示信号が送られる。

【 0 0 3 9 】

オフセット調整つまみ 6 3 のスライド及びゲイン調整つまみ 6 4 のスライドは手動で行うことが可能ないように構成されている。

【 0 0 4 0 】

図 1 に示した内視鏡装置 E 1 を用いたセンチネルリンパ節の検出方法について説明する。まず、蛍光色素であるインドシアニングリーンを腫瘍近傍に注入する。所定の時間経過後、インドシアニングリーンは、リンパ流によってリンパ節 N に到達する。

【 0 0 4 1 】

次に、硬性鏡 1 0 の挿入部分 1 0 a を生体内に挿入し、センチネルリンパ節 N を含む生体観察部 S に対して、励起光源 2 より所定波長域の励起光 L 1 を、さらに照明光源 3 より所定波長域の照明光 L 2 を導光ファイバ 1 1 を通じて照射する。励起光 L 1 の照射によって、インドシアニングリーンによりこの生体観察部 S から近赤外波長帯域の蛍光像 L 3 が発せられる。照明光 L 2 の照射によって、照明光 L 2 の生体観察部 S による反射光からなる通常像 L 4 が得られる。ノッチフィルタ 3 1 により、蛍光像 L 3 及び通常像 L 4 が透過されるとともに、励起光 L 1 を照射された生体観察部 S からの反射光がカットされる。

【 0 0 4 2 】

図 3 に、蛍光色素としてインドシアニングリーンを用いた場合の光の波長に対するノッチフィルタ 3 1 の透過率を示すグラフと、励起光、照明光、及び蛍光それぞれの波長帯域並びにその強度分布を示すグラフとを表す。励起光 L 1 の波長は、上述したように、蛍光色素を励起可能な波長によって選択される。インドシアニングリーンの光吸収帯域は近赤外波長帯域にあるため、励起光 L 1 として、近赤外波長帯域内の波長（例えば波長 750 nm）が適宜に選択されて用いられる。また、ここでは照明光として、白色 LED を用いた場合の例を示す。

【 0 0 4 3 】

図 3 に示すグラフの横軸は、光の波長 (nm) を表し、縦軸は波長に対するノッチフィルタ 3 1 の透過率又は正規化した光の強度を表す。また、図 3 の実線による曲線 G 1、G 2、G 3 は、光の波長帯域とその強度分布を表しており、G 1 は励起光 L 1、G 2 は照明光 L 2、G 3 は蛍光 L 3 を表す。図 3 の点線による曲線 G 4 は、ノッチフィルタ 3 1 の光の波長に対する透過率を表している。図 3 に示すように、ノッチフィルタ 3 1 は、励起光 L 1 (G 1) をカットし、照明光 L 2 (G 2) 及び蛍光 L 3 (G 3) を透過する。

【 0 0 4 4 】

励起光 L 1 の波長として近赤外波長帯域内の波長（例えば波長 750 nm）が選択された場合、生体観察部 S から発せられる蛍光の蛍光極大波長は、図 3 の G 3 に示すように 845 nm である。また、ノッチフィルタ 3 1 の透過波長帯域は、励起光 L 1 をカットし、かつ、照明光 L 2 の波長及び生体観察部 S から発せられる蛍光 L 3 の波長を透過するように選択される。より具体的には、ノッチフィルタ 3 1 は、例えば、波長約 700 nm ~ 800 nm の励起光のスペクトルをカットするとともに、波長約 400 nm ~ 700 nm の可視光域及び波長約 800 nm よりも赤外域にある蛍光を透過するように選択される。図 3 に示す例では、G 4 に示すように、ノッチフィルタ 3 1 の透過波長帯域は、励起光 L 1 のスペクトルを概ね除去し、照明光 L 2 のスペクトル及び蛍光 L 3 のスペクトルを概ね透過する。ノッチフィルタ 3 1 としては、好ましくは、有限の上限値がある透過波長帯域を

10

20

30

40

50

有するものが用いられる。

【0045】

次に、ノッチフィルタ31を透過した蛍光像L3及び通常像L4の双方は、撮像装置32であるCCDカメラにより撮像される。撮像後、CCDカメラから蛍光像L3及び通常像L4の双方が撮像された観察画像のデータがメインユニット40Aの画像処理部43へと出力される。画像処理部43へ出力された観察画像は、画像処理部43から画像表示装置51へと出力され、画像表示装置51の表示部51aに表示される。

【0046】

画像表示装置51の表示部51aに表示された観察画像に対して観察者は、リモートコントローラ60Aの励起光量調整つまみ61又は照明光量調整つまみ62を操作することによって観察条件を制御し、所望の観察画像を得るよう励起光量又は照明光量を調整することができる。具体的には、例えば観察画像において蛍光像の明るさが弱い場合には、リモートコントローラ60Aの励起光量調整つまみ61を回転して励起光量を大きくすることができます。あるいは、観察画像において蛍光像だけを観察したい場合には、リモートコントローラ60Aの照明光量調整つまみ62を回転して照明光量を十分小さくすることができる。

【0047】

LEDドライバ41は、リモートコントローラ60Aからの指示信号に従って、画像表示装置51の表示部51aに表示される観察画像の観察条件を制御する。すなわち、励起光量調整つまみ61が調整された場合には、リモートコントローラ60AからLEDドライバ41に対して、出力される励起光の光量を大きく(あるいは小さく)するよう指示信号が出される。この指示信号を受けて、LEDドライバ41は励起光源2の出力を大きく(あるいは小さく)する。一方、照明光量調整つまみ62が調整された場合には、リモートコントローラ60AからLEDドライバ41に対して、出力される照明光の光量を大きく(あるいは小さく)するよう指示信号が出される。この指示信号を受けて、LEDドライバ41は照明光源3の出力を大きく(あるいは小さく)する。

【0048】

また、画像表示装置51の表示部51aに表示された観察画像に対して観察者は、リモートコントローラ60Aのオフセット調整つまみ63及びゲイン調整つまみ64の双方あるいは一方を操作することによって観察条件を制御し、画像表示装置51において所望の観察画像を得るよう輝度及びコントラストを調整することができる。

【0049】

画像処理部43は、リモートコントローラ60Aからの指示信号に従って、画像表示装置51の表示部51aに表示される観察画像の観察条件を制御する。すなわち、オフセット調整つまみ63が調整された場合には、リモートコントローラ60Aから画像処理部43に対して、観察画像に対しオフセット値を調整するよう指示信号が出される。この指示信号を受けて、画像処理部43は観察画像の画像データに対してオフセット値の調整を行う。一方、ゲイン調整つまみ64が調整された場合には、リモートコントローラ60Aから画像処理部43に対して、観察画像に対しゲイン量を調整するよう指示信号が出される。この指示信号を受けて、画像処理部43は観察画像の画像データに対してゲイン量の調整を行う。

【0050】

このように、リモートコントローラ60Aは、画像表示装置51に表示される観察画像についての観察条件を制御するのに用いられる観察条件制御ユニットとして機能する。そして、リモートコントローラ60Aによって観察条件が好適に制御された観察画像が、画像表示装置51の表示部51aに表示され、センチネルリンパ節Nの検出に利用される。また、観察画像は必要に応じて、画像記録装置52において記録媒体に記録される。

【0051】

第1実施形態による内視鏡装置E1の効果について説明する。

【0052】

10

20

30

40

50

第1実施形態による内視鏡装置E1のリモートコントローラ60Aには、励起光L1の光量を調整する励起光量調整つまみ61及び照明光の光量を調整する照明光量調整つまみ62が設けられている。そのため、観察者は医療現場等において、画像表示装置51に表示された観察画像を見ながら好適に励起光量及び照明光量の双方又は一方を制御し、適宜所望の光量による観察画像を得ることができる。その結果、第1実施形態に係る内視鏡装置E1は、その操作性が向上されるとともに、生体についての情報をより正確に取得することが可能となる。

【0053】

特に、リモートコントローラ60の光量調整つまみ61、62は互いに独立して調整可能である。したがって、励起光量調整つまみ61及び照明光量調整つまみ62の双方又は何れか一方を調整することによって、蛍光像及び通常像の双方が撮像された観察画像を観察する以外に、蛍光像だけが撮像された観察画像を取得し蛍光像だけを観察することも、あるいは通常像だけが撮像された観察画像を取得し通常像だけを観察することも可能となる。そのため、内視鏡装置E1の操作性はより一層向上され、容易に所望の観察画像を得ることが可能となる。

【0054】

第1実施形態に係る内視鏡装置E1は、励起光源2及び照明光源3を備え、さらには蛍光像L3及び通常像L4の双方を透過するノッチフィルタ31を備える。したがって、内視鏡装置E1では、蛍光像L3及び通常像L4の双方を撮像した観察画像を得ることができる。そのため、例えば生体観察部Sのどの部分からの蛍光なのか等を明確に確認することが可能となる。このように、観察画像において蛍光像と通常像とを比較することが容易にできるため、生体観察部Sに関する情報（例えば、生体観察部S内のセンチネルリンパ節の位置）を容易かつ正確に検出することが可能となる。これにより、癌細胞の転移の有無等について容易かつ正確に知ることが可能となる。

【0055】

内視鏡装置E1では、画像表示装置51に表示する観察画像に対してリモートコントローラ60Aのオフセット調整つまみ63によって観察画像のオフセット値を制御することが可能となっている。そのため、内視鏡装置E1では、画像処理部43において輝度及びコントラストが調整された観察画像を、センチネルリンパ節を検出するための観察画像として画像表示装置51に表示することが可能である。このように内視鏡装置E1では生体観察部Sについてより良好な画像の表示が可能となっている。そのため、内視鏡装置E1では、生体についての情報をより正確に取得することが可能となる。

【0056】

また、内視鏡装置E1では、画像表示装置51に表示する観察画像に対してリモートコントローラ60Aのゲイン調整つまみ64によって観察画像のゲイン量を制御することが可能となっている。そのため、内視鏡装置E1は、画像処理部43において輝度及びコントラストが調整された観察画像を、センチネルリンパ節を検出するための観察画像として画像表示装置51に表示することが可能である。このように内視鏡装置E1では生体観察部Sについてより良好な画像の表示が可能となっている。そのため、内視鏡装置E1では、生体についての情報をより正確に取得することが可能となる。

【0057】

内視鏡装置E1は、蛍光観察装置を内視鏡装置に適用したものである。このように、蛍光観察装置を内視鏡装置に適用することにより、生体を切開する部位を小さくすることができる。また、生態観察部に近接しての撮像が可能となり、より精度の高い観察画像を得ることができる。

【0058】

励起光源2及び照明光源3が例えば外部光ファイバを介して導光ファイバ11に接続される場合には、光源2、3と外部光ファイバとの間のカップリングロス、外部光ファイバの伝送効率によるロス、及び外部光ファイバと導光ファイバ11とのカップリングロスが発生してしまい、光量の損失が生じてしまう。これに対し、内視鏡装置E1では励起光源

10

20

30

40

50

2 及び照明光源 3 がいずれも、硬性鏡 10 に設けられた導光ファイバ 11 の一端に直に設けられている。これにより、励起光源 2 から出力された励起光 L 1 及び照明光源 3 から出力された照明光 L 2 が導光ファイバ 11 に到達するまでの間に、上記したようなことに起因する光量の損失が抑制され、効率の良い照射が可能となる。またその結果、内視鏡装置 E 1 では、励起光源 2 及び照明光源 3 に要求される光量も抑制される。

【 0 0 5 9 】

(第 2 実施形態)

図 4 及び図 5 を参照して、本発明による蛍光観察装置の第 2 実施形態である内視鏡装置の構成について説明する。第 2 実施形態に係る内視鏡装置は、励起光の生体観察部からの反射光をカットし、さらに生体観察部から発せられる蛍光及び照明光の反射光を透過するフィルタリング手段が 1 枚のノッチフィルタで構成されるのではなく、複数の光学フィルタで構成されている点で、第 1 実施形態に係る内視鏡装置 E 1 と相違する。

【 0 0 6 0 】

図 4 は、第 2 実施形態に係る内視鏡装置の構成図である。図 5 は、図 4 に示した内視鏡装置に用いられるリモートコントローラの構成を示す正面図である。以下、図 4 及び図 5 を参照して、本実施形態の内視鏡装置の構成を説明する。

【 0 0 6 1 】

図 4 に示す第 2 実施形態に係る内視鏡装置 E 2 は、第 1 実施形態に係る内視鏡装置 E 1 と同様に、励起光源 2 と、照明光源 3 と、硬性鏡 10 と、結合器 20 と、画像表示装置 5 1 と、画像記憶装置 5 2 とを備え、さらに第 1 実施形態に係る内視鏡装置 E 1 とは構成の異なる撮像装置ユニット 30 B と、メインユニット 40 B と、リモートコントローラ 60 B とを備えている。

【 0 0 6 2 】

撮像装置ユニット 30 B は、励起光 L 1 の生体観察部 S 等からの反射光をカットし且つ蛍光像 L 3 及び通常像 L 4 を透過するフィルタリング部 33 と、フィルタリング部 33 を透過した蛍光像 L 3 及び通常像 L 4 の少なくとも一方を撮像する撮像装置 32 と、フィルタリング部 33 に接続されるソレノイドスイッチ 34 とを有する。

【 0 0 6 3 】

フィルタリング部 33 は、励起光 L 1 の生体観察部 S 等からの反射光をカット（除去）し、かつ、照明光 L 2 の生体観察部 S からの反射光からなる通常像 L 4 及び生体観察部 S から発せられる蛍光からなる蛍光像 L 3 を透過するフィルタリング手段として機能する。フィルタリング部 33 は、透過波長帯域がそれぞれ異なる第 1 ~ 第 3 光学フィルタ 33 a ~ 33 c を含む。

【 0 0 6 4 】

第 1 光学フィルタ 33 a は、励起光 L 1 の生体観察部 S 等からの反射光及び蛍光像 L 3 をカットするとともに、通常像 L 4 を透過する透過波長帯域を有する。第 2 光学フィルタ 33 b は、励起光 L 1 の生体観察部 S 等からの反射光をカットするとともに、通常像 L 4 及び蛍光像 L 3 を透過する透過波長帯域を有する。第 3 光学フィルタ 33 c は、励起光 L 1 の生体観察部 S 等からの反射光及び通常像 L 4 をカットするとともに、蛍光像 L 3 を透過する透過波長帯域を有する。

【 0 0 6 5 】

ソレノイドスイッチ 34 は、後述するメインユニット 40 B のソレノイドドライバ 44 とも接続されている。ソレノイドスイッチ 34 は、フィルタリング部 33 に含まれる第 1 ~ 第 3 光学フィルタ 33 a ~ 33 c に対して、撮像装置 32 の前面、すなわち結像レンズ 21 と撮像装置 32 との間に配置される光学フィルタを機械的に切り替える。

【 0 0 6 6 】

撮像装置 32 は、ソレノイドスイッチ 34 によって切り替えられるフィルタリング部 33 の第 1 ~ 第 3 光学フィルタ 33 a ~ 33 c の透過波長帯域にしたがって、蛍光像 L 3 及び通常像 L 4 の少なくとも一方、すなわち蛍光像 L 3 及び通常像 L 4 の双方あるいは一方を撮像した観察画像を画像処理部 43 に出力する。

【0067】

メインユニット40Bは、LEDドライバ41、撮像装置用電源42、画像処理部43及びソレノイドドライバ44を有する。

【0068】

ソレノイドドライバ44は、後述するリモートコントローラ60Bと接続している。ソレノイドドライバ44は、フィルタリング部33の第1～第3光学フィルタ33a～33cを切り替える。

【0069】

図5にリモートコントローラ60Bの構成を示す。図5に示すように、リモートコントローラ60Bは、励起光量調整つまみ61、照明光量調整つまみ62、オフセット調整つまみ63、ゲイン調整つまみ64、及びフィルタ選択スイッチ65を有する。また、図5では、励起光として近赤外波長帯域の光を、照明光として白色光を用いる場合の例を示す。

10

【0070】

フィルタ選択スイッチ65は、メインユニット40BのLEDドライバ41とソレノイドドライバ44とに接続されている。フィルタ選択スイッチ65を切り替えることで、励起光源2の出力及び照明光源3の出力の双方又は何れか一方が選択されるとともに、フィルタリング部33が有する第1～第3光学フィルタ33a～33cのうち所望の光学フィルタが選択される。

【0071】

すなわち、例えば、フィルタ選択スイッチ65を、図5において左側に倒すと、照明光源3からのみ光(照明光L2)が射出され、さらに第1光学フィルタ33aが撮像装置32と結像レンズ21との間に位置するようソレノイドドライバ44がフィルタリング部33を駆動する。あるいは、フィルタ選択スイッチ65を、図5において上方を向くようにすると、励起光源2及び照明光源3の双方から光が射出され、さらに第2光学フィルタ33bが撮像装置32と結像レンズ21との間に位置するようソレノイドドライバ44がフィルタリング部33を駆動する。あるいは、フィルタ選択スイッチ65を、図5において右側に倒すと、励起光源2からのみ光が射出され、さらに第3光学フィルタ33cが撮像装置32と結像レンズ21との間に位置するようソレノイドドライバ44がフィルタリング部33を駆動する。このように、フィルタ選択スイッチ65と第1～第3光学フィルタ33a～33cの切り替えは連動している。

20

【0072】

図6に、蛍光色素としてインドシアニングリーンを用いた場合の光の波長に対するフィルタリング部33に含まれる第1～第3光学フィルタ33a～33cそれぞれの透過率を示すグラフと、励起光、照明光、及び蛍光それぞれの波長帯域並びにその強度分布を示すグラフとを表す。すなわち、図6(a)に示される透過率のグラフは、第1光学フィルタ33aの透過率を示すものである。図6(b)に示される透過率のグラフは、第2光学フィルタ33bの透過率を示すものである。図6(c)に示される透過率のグラフは、第3光学フィルタ33cの透過率を示すものである。インドシアニングリーンの光吸収帯域は近赤外波長帯域にあるため、励起光L1として、近赤外波長帯域内の波長(例えば波長750nm)が適宜に選択されて用いられる。また、ここでは照明光として、白色LEDを用いた場合の例を示す。

30

【0073】

図6(a)～(c)に示す各グラフの横軸は光の波長(nm)を表し、縦軸は波長に対する各光学フィルタ33a～33cの透過率又は正規化した光の強度を表す。また、図6(a)～(c)の実線による曲線G1、G2、G3はそれぞれ、光の波長帯域とその強度分布を表しており、G1は励起光L1、G2は照明光L2、G3は蛍光L3を表す。図6(a)～(c)の点線による曲線G4はそれぞれ、各光学フィルタ33a～33cの光の波長に対する透過率を表している。

40

【0074】

50

図6(a)に示すように、第1光学フィルタ33aは、励起光L1(G1)及び蛍光L3(G3)をカットし、照明光L2(G2)を透過する。具体的には、第1光学フィルタ33aは、例えば、波長約400nm~700nmの可視光のみを透過する。

【0075】

図6(b)に示すように、第2光学フィルタ33bは、励起光L1(G1)をカットし、照明光L2(G2)及び蛍光L3(G3)を透過する。具体的には、第2光学フィルタ33bは、例えば、波長約700nm~800nmの励起光をカットし、それ以外の波長の光を透過する。

【0076】

図6(c)に示すように、第3光学フィルタ33cは、励起光L1(G1)及び照明光L2(G2)をカットし、蛍光L3(G3)を透過する。具体的には、第3光学フィルタ33cは、例えば、波長約800nmより長波長の蛍光のみを透過する。

【0077】

励起光L1の波長として近赤外波長帯域内の波長(例えば波長750nm)が選択された場合、生体観察部Sから発せられる蛍光の蛍光極大波長は、図6(a)~(c)それぞれのG3に示すように845nmである。また、図6(a)~(c)に示す例では、G4に示すように、フィルタリング部33の第1~第3光学フィルタ33a~33cを適宜切り替えることによって、励起光L1のスペクトルを概ね除去し、照明光L2のスペクトル及び蛍光L3のスペクトルを概ね透過する。

【0078】

第2実施形態による内視鏡装置E2の効果について説明する。

【0079】

内視鏡装置E2においては、励起光L1の光量を調整する励起光量調整つまみ61及び照明光の光量を調整する照明光量調整つまみ62が設けられたリモートコントローラ60Bを備える。そのため、観察者は医療現場等において、画像表示装置51に表示された観察画像を見ながら好適に励起光量及び照明光量の双方又は一方を制御し、適宜所望の光量による観察画像を得ることができる。特に、リモートコントローラ60の光量調整つまみ61、62は互いに独立して調整可能であるため、観察画像において蛍光像だけあるいは通常像だけを観察することも可能となる。その結果、第2実施形態に係る内視鏡装置E2においては操作性が向上され、さらには生体についての情報をより正確に取得することが可能となる。

【0080】

内視鏡装置E2においては、リモートコントローラ60Bのフィルタ選択スイッチ65を合わせることによって、蛍光像及び通常像の双方を撮像した観察画像を得ることができる。そのため、観察画像において蛍光像と通常像とを比較することができるため、生体観察部Sに関する情報(例えば、生体観察部S内のセンチネルリンパ節の位置)を容易かつ正確に検出することが可能となる。

【0081】

特に、内視鏡装置E2のフィルタリング部33はそれぞれ透過波長帯域の異なる第1~第3光学フィルタ33a~33cを有するため、内視鏡装置E2では様々な観察画像を表示させることができある。すなわち、第1光学フィルタ33aを用いることで、通常像L4のみが撮像された観察画像を画像表示装置51に表示させることができる。あるいは、第2光学フィルタ33bを用いることで、蛍光像L3及び通常像L4が撮像された観察画像を画像表示装置51に表示させることができる。あるいは、第3光学フィルタ33cを用いることで、蛍光像L3のみが撮像された観察画像を画像表示装置51に表示させることができる。その結果、内視鏡装置E2では、蛍光像L3と通常像L4とを様々な手法で比較検討することが可能となる。

【0082】

内視鏡装置E2では、リモートコントローラ60Bのオフセット調整つまみ63によって、画像表示装置51に表示される観察画像のオフセット値を制御することが可能となっ

10

20

30

40

50

ている。そのため、内視鏡装置 E 2 では、画像処理部 4 3 において輝度及びコントラストが調整された観察画像を、画像表示装置 5 1 に表示し観察に用いることが可能である。その結果、内視鏡装置 E 2 では、生体についての情報をより正確に取得することが可能となる。

【 0 0 8 3 】

また、内視鏡装置 E 2 では、リモートコントローラ 6 0 B のゲイン調整つまみ 6 4 によって、画像表示装置 5 1 に表示される観察画像のゲイン量を制御することが可能となっている。そのため、内視鏡装置 E 2 では、画像処理部 4 3 において輝度及びコントラストが調整された観察画像を、画像表示装置 5 1 に表示し観察に用いることが可能である。その結果、内視鏡装置 E 2 では、生体についての情報をより正確に取得することが可能となる。
10

【 0 0 8 4 】

内視鏡装置 E 2 のように、蛍光観察装置を内視鏡装置に適用することにより、生体を切開する部位を小さくすることができる。また、生態観察部に近接しての撮像が可能となり、より精度の高い観察画像を得ることができる。

【 0 0 8 5 】

内視鏡装置 E 2 では励起光源 2 及び照明光源 3 はいずれも、硬性鏡 1 0 に設けられた導光ファイバ 1 1 の一端に直に設けられている。そのため、励起光 L 1 及び照明光 L 2 が導光ファイバ 1 1 に到達するまでの間に光量を損失することが抑制される。

【 0 0 8 6 】

(第 3 実施形態)

図 7 及び図 8 を参照して、本発明による蛍光観察装置の第 3 実施形態について説明する。第 3 実施形態に係る蛍光観察装置は、内視鏡装置として構成されていない点で、第 1 実施形態に係る内視鏡装置 E 1 と相違する。

【 0 0 8 7 】

図 7 は、第 3 実施形態に係る蛍光観察装置の構成図である。図 8 は、図 7 に示した蛍光観察装置に用いられる光源ユニットの構成を示す正面図である。以下、図 7 及び図 8 を参照して、本実施形態の蛍光観察装置の構成を説明する。また、図 7 においては、見易さのため、励起光及び蛍光色素から発せられる蛍光を実線で示し、照明光及び生体観察部での照明光の反射光を破線で示している。
30

【 0 0 8 8 】

図 7 に示す蛍光観察装置 F 1 は、光源ユニット 1 0 0 と、撮像装置ユニット 1 1 0 A とを備え、さらに図 1 に示す内視鏡装置 E 1 と同様、メインユニット 4 0 A と、画像表示装置 5 1 と、画像記憶装置 5 2 と、リモートコントローラ 6 0 A とを備えている。

【 0 0 8 9 】

光源ユニット 1 0 0 は、複数の励起光源 1 0 1 、複数の照明光源 1 0 2 、及び支持部材 1 0 3 とを有する。複数の励起光源 1 0 1 は、それぞれ同一波長の光を励起光 L 1 として出射する光源からなり、センチネルリンパ節 N を含む生体観察部 S に対して励起光 L 1 を照射するために用いられる。一方、複数の照明光源 1 0 2 は、それぞれ同一波長の光を照明光 L 2 として出射する光源からなり、センチネルリンパ節 N を含む生体観察部 S に対して照明光 L 2 を照射するために用いられる。
40

【 0 0 9 0 】

励起光源 1 0 1 及び照明光源 1 0 2 としては、好ましくは、発光ダイオード (LED) またはレーザダイオード (LD) が用いられる。また、励起光源 1 0 1 から供給される励起光 L 1 の波長は、観察に用いられている蛍光色素の光吸収特性等に基づき、蛍光色素を励起可能な波長によって選択される。

【 0 0 9 1 】

支持部材 1 0 3 は、図 7 及び図 8 から理解されるように、円筒状の形状である。また、支持部材 1 0 3 は、図 8 に示すように、励起光源 1 0 1 及び照明光源 1 0 2 を一体に支持する。光源ユニット 1 0 0 の光軸 A × は、円筒状の指示部材 1 0 3 の高さ方向における中
50

心軸と一致する。支持部材 103 には、その中心軸（光源ユニット 100 の光軸 Ax）にそった開口部 103a が設けられている。また、励起光源 101 及び照明光源 102 は、支持部材 103 の前面 103b 上に、開口部 103a を囲んで円を描くように配列される。また、前面 103b は、光源ユニット 100 の光軸 Ax に対して垂直な面であって、励起光 L1 及び照明光 L2 の照射対象である生体観察部 S に対して前面となる面である。なお、図 8 においては、見易さのため励起光源 101 に斜線を付している。

【0092】

開口部 103a は、光源ユニット 100 の前方から入射される蛍光像 L3 及び通常像 L4 を後方へと通過させるためのものである。

【0093】

再び図 7 に戻って、蛍光観察装置 F1 の説明を続ける。光源ユニット 100 の後方側の端部には、撮像装置ユニット 110A が設置されている。光源ユニット 100 と撮像装置ユニット 110Aとの間には、結像レンズ 105a を含む結像光学系 105 が設けられている。

【0094】

撮像装置ユニット 110A は、ノッチフィルタ 111 と、撮像装置 112 とを有する。ノッチフィルタ 111 は、第 1 実施形態に係る内視鏡装置 E1 のノッチフィルタ 31 と同様に、励起光 L1 を照射された生体観察部 S 等からの反射光をカット（除去）する。また、ノッチフィルタ 111 は、生体観察部 S から発せられる蛍光像 L3 及び照明光 L2 を照射された生体観察部 S からの反射光からなる通常像 L4 を透過する。具体的には、蛍光色素としてインドシアニングリーンを用いる場合、例えばノッチフィルタ 111 は、波長約 700 nm ~ 800 nm の励起光のスペクトルをカットするとともに、波長約 400 nm ~ 700 nm の可視光域及び波長約 800 nm よりも赤外域にある蛍光を透過するように選択される。このように、ノッチフィルタ 111 は、励起光 L1 の生体観察部 S 等による反射光をカットし、かつ、蛍光像 L3 及び通常像 L4 を透過するフィルタリング手段として機能する。

【0095】

撮像装置 112 は、生体観察部 S から発せられる蛍光像 L3、及び照明光 L2 の生体観察部 S による反射光からなりノッチフィルタ 111 を透過した通常像 L4 を撮像する CCD カメラである。撮像装置 112 としては、例えば、2 次元画像を取得可能なカラー CCD カメラ（例えば、単板式 CCD カメラ、あるいは 3 板式 CCD カメラ等）が用いられる。撮像装置 112 は、蛍光像 L3 及び通常像 L4 を撮像して得られた観察画像をメインユニット 40A の画像処理部 43 に出力する。

【0096】

第 3 実施形態に係る蛍光観察装置 F1 を用いたセンチネルリンパ節の検出方法について説明する。まず、蛍光色素であるインドシアニングリーンを腫瘍近傍に注入する。所定の時間経過後、インドシアニングリーンは、リンパ流によってリンパ節 N に到達する。

【0097】

次に、センチネルリンパ節 N を含む生体観察部 S に対して、光源ユニット 100 の励起光源 101 より所定波長域（例えば波長 730 nm）の励起光 L1 を、さらに光源ユニット 100 の照明光源 102 より所定波長域（例えば可視光域の白色光）の照明光 L2 を照射する。励起光 L1 の照射によって、インドシアニングリーンにより、この生体観察部 S から近赤外波長帯域の蛍光像 L3 が発せられる。照明光 L2 の照射によって、照明光 L2 の生体観察部 S による反射光からなる通常像 L4 が得られる。ノッチフィルタ 111 により、蛍光像 L3 及び通常像 L4 が透過されるとともに、励起光 L1 を照射された生体観察部 S からの反射光がカットされる。

【0098】

次に、ノッチフィルタ 111 を透過した蛍光像 L3 及び通常像 L4 の双方は、撮像装置 112 である CCD カメラにより撮像され、CCD カメラから蛍光像 L3 及び通常像 L4 の双方が撮像された観察画像のデータがメインユニット 40A の画像処理部 43 へと出力

10

20

30

40

50

される。画像処理部 43 へ出力された観察画像は、画像処理部 43 から画像表示装置 51 へと出力され、画像表示装置 51 の表示部 51a に表示される。

【0099】

画像表示装置 51 の表示部 51a に表示された観察画像に対して観察者は、リモートコントローラ 60A の励起光量調整つまみ 61 又は照明光量調整つまみ 62 を操作することによって観察条件を制御し、所望の観察画像を得るよう励起光量又は照明光量を調整することができる。LED ドライバ 41 は、リモートコントローラ 60A からの指示信号に従って励起光源 101 の出力又は照明光源 102 の出力を調整し、画像表示装置 51 の表示部 51a に表示される観察画像の観察条件を制御する。

【0100】

また、画像表示装置 51 の表示部 51a に表示された観察画像に対して観察者は、リモートコントローラ 60A のオフセット調整つまみ 63 及びゲイン調整つまみ 64 の双方あるいは一方を操作することによって観察条件を制御し、画像表示装置 51 において所望の観察画像を得るよう輝度及びコントラストを調整することができる。画像処理部 43 は、リモートコントローラ 60A からの指示信号に従って観察画像に対しオフセット値及びゲイン量の双方あるいは一方を調整し、画像表示装置 51 の表示部 51a に表示される観察画像についての観察条件を制御する。

【0101】

観察画像は必要に応じて、画像記録装置 52 において記録媒体に記録される。

【0102】

第 3 実施形態による蛍光観察装置 F1 の効果について説明する。

【0103】

蛍光観察装置 F1 においては、励起光 L1 の光量を調整する励起光量調整つまみ 61 及び照明光の光量を調整する照明光量調整つまみ 62 が設けられたリモートコントローラ 60A を備える。そのため、観察者は医療現場等において、画像表示装置 51 に表示された観察画像を見ながら好適に励起光量及び照明光量の双方又は一方を制御し、適宜所望の光量による観察画像を得ることができる。特に、リモートコントローラ 60 の光量調整つまみ 61、62 は互いに独立して調整可能であるため、蛍光像だけが撮像された観察画像を観察することも、あるいは通常像だけが撮像された観察画像を観察することも、あるいは蛍光像及び通常像の双方が撮像された観察画像を観察することも可能となる。その結果、第 3 実施形態に係る蛍光観察装置 F1 においては操作性が向上され、さらには生体についての情報をより正確に取得することが可能となる。

【0104】

蛍光観察装置 F1 においては、蛍光像及び通常像の双方を撮像した観察画像を得ることができる。そのため、観察画像において蛍光像と通常像とを容易に比較することができるため、生体観察部 S に関する情報（例えば、生体観察部 S 内でのセンチネルリンパ節の位置）を容易かつ正確に検出することが可能となる。

【0105】

蛍光観察装置 F1 では、リモートコントローラ 60A のオフセット調整つまみ 63 によって、画像表示装置 51 に表示される観察画像のオフセット値を制御することが可能となっている。そのため、蛍光観察装置 F1 では、画像処理部 43 において輝度及びコントラストが調整された観察画像を、画像表示装置 51 に表示し観察に用いることが可能である。その結果、蛍光観察装置 F1 では、生体についての情報をより正確に取得することが可能となる。

【0106】

また、蛍光観察装置 F1 では、リモートコントローラ 60B のゲイン調整つまみ 64 によって、画像表示装置 51 に表示される観察画像のゲイン量を制御することが可能となっている。そのため、蛍光観察装置 F1 では、画像処理部 43 において輝度及びコントラストが調整された観察画像を、画像表示装置 51 に表示し観察に用いることが可能である。その結果、蛍光観察装置 F1 では、生体についての情報をより正確に取得することが可能

10

20

30

40

50

となる。

【0107】

また、蛍光観察装置F1を用いることで、例えば手術中に曝露された組織に対する蛍光観察も可能となる。

【0108】

(第4実施形態)

図9を参照して、本発明による蛍光観察装置の第4実施形態について説明する。第4実施形態に係る蛍光観察装置は、励起光の生体観察部からの反射光をカットし、さらに生体観察部から発せられる蛍光及び照明光の反射光を透過するフィルタリング手段が1枚のノッチフィルタで構成されるのではなく、複数の光学フィルタで構成されている点で、第3実施形態に係る蛍光観察装置F1と相違する。

【0109】

図9は、第4実施形態に係る蛍光観察装置の構成図である。以下、図9を参照して、本実施形態の蛍光観察装置の構成を説明する。また、図9においては、見易さのため、励起光及び蛍光色素から発せられる蛍光を実線で示し、照明光及び生体観察部での照明光の反射光を破線で示している。

【0110】

図9に示す蛍光観察装置F2は、図7に示す蛍光観察装置F1と同様、光源ユニット100を備える。蛍光観察装置F2はさらに、撮像装置ユニット110Bを備える。蛍光観察装置F2はさらに、図4に示す内視鏡装置E2と同様、メインユニット40Bと、画像表示装置51と、画像記憶装置52と、リモートコントローラ60Bとを備えている。

【0111】

撮像装置ユニット110Bは、励起光L1の生体観察部S等からの反射光をカットし且つ蛍光像L3及び通常像L4を透過するフィルタリング部113と、フィルタリング部113を透過した蛍光像L3及び通常像L4の少なくとも一方を撮像する撮像装置112と、フィルタリング部113に接続されるソレノイドスイッチ114とを有する。

【0112】

フィルタリング部113は、励起光L1の生体観察部S等からの反射光をカット(除去)し、かつ、照明光L2の生体観察部Sからの反射光からなる通常像L4及び生体観察部Sから発せられる蛍光からなる蛍光像L3を透過するフィルタリング手段として機能する。フィルタリング部113は、透過波長帯域がそれぞれ異なる第1～第3光学フィルタ113a～113cを含む。

【0113】

第1光学フィルタ113aは、励起光L1の生体観察部S等からの反射光及び蛍光像L3をカットするとともに、通常像L4を透過する透過波長帯域を有する。第2光学フィルタ113bは、励起光L1の生体観察部S等からの反射光をカットするとともに、通常像L4及び蛍光像L3を透過する透過波長帯域を有する。第3光学フィルタ113cは、励起光L1の生体観察部S等からの反射光及び通常像L4をカットするとともに、蛍光像L3を透過する透過波長帯域を有する。

【0114】

具体的には、蛍光色素としてインドシアニングリーンを用いる場合、例えば1光学フィルタ33aは波長約400nm～700nmの可視光のみを透過し、第2光学フィルタ33bは波長約700nm～800nmの励起光をカットし且つそれ以外の波長の光を透過し、第3光学フィルタ33cは波長約800nmより長波長の蛍光のみを透過する。

【0115】

ソレノイドスイッチ114は、メインユニット40Bのソレノイドドライバ44とも接続されている。ソレノイドスイッチ114は、フィルタリング部113に含まれる第1～第3光学フィルタ113a～113cに対して、撮像装置112の前面、すなわち結像レンズ105aと撮像装置112との間に配置する光学フィルタを機械的に切り替える。

【0116】

10

20

30

40

50

撮像装置 112 は、ソレノイドスイッチ 114 によって切り替えられるフィルタリング部 113 の第 1 ~ 第 3 光学フィルタ 113a ~ 113c の透過波長帯域にしたがって、蛍光像 L3 及び通常像 L4 の少なくとも一方、すなわち蛍光像 L3 及び通常像 L4 の双方あるいは一方を撮像した観察画像を画像処理部 43 に出力する。

【0117】

第 4 実施形態による蛍光観察装置 F2 の効果について説明する。

【0118】

蛍光観察装置 F2 においては、励起光 L1 の光量を調整する励起光量調整つまみ 61 及び照明光の光量を調整する照明光量調整つまみ 62 が設けられたりモートコントローラ 60B を備える。そのため、観察者は医療現場等において、画像表示装置 51 に表示された観察画像を見ながら好適に励起光量及び照明光量の双方又は一方を制御し、適宜所望の光量による観察画像を得ることができる。特に、リモートコントローラ 60B の光量調整つまみ 61、62 は互いに独立して調整可能であるため、蛍光像だけが撮像された観察画像を観察することも、あるいは通常像だけが撮像された観察画像を観察することも、あるいは蛍光像及び通常像の双方が撮像された観察画像を観察することも可能となる。その結果、第 4 実施形態に係る蛍光観察装置 F2 においては操作性が向上され、さらには生体についての情報をより正確に取得することが可能となる。

【0119】

蛍光観察装置 F2 においては、蛍光像及び通常像の双方を撮像した観察画像を得ることができる。そのため、観察画像において蛍光像と通常像とを容易に比較することができるため、生体観察部 S に関する情報（例えば、生体観察部 S 内でのセンチネルリンパ節の位置）を容易かつ正確に検出することが可能となる。

【0120】

蛍光観察装置 F2 では、リモートコントローラ 60B のオフセット調整つまみ 63 によって、画像表示装置 51 に表示される観察画像のオフセット値を制御することが可能となっている。そのため、蛍光観察装置 F2 では、画像処理部 43 において輝度及びコントラストが調整された観察画像を、画像表示装置 51 に表示し観察に用いることが可能である。その結果、蛍光観察装置 F2 では、生体についての情報をより正確に取得することが可能となる。

【0121】

また、蛍光観察装置 F2 では、リモートコントローラ 60B のゲイン調整つまみ 64 によって、画像表示装置 51 に表示される観察画像のゲイン量を制御することが可能となっている。そのため、蛍光観察装置 F2 では、画像処理部 43 において輝度及びコントラストが調整された観察画像を、画像表示装置 51 に表示し観察に用いることが可能である。その結果、蛍光観察装置 F2 では、生体についての情報をより正確に取得することが可能となる。

【0122】

また、蛍光観察装置 F2 を用いることで、例えば手術中に曝露された組織に対する蛍光観察も可能となる。

【0123】

以上、本発明の好適な実施形態について説明したが、本発明は上記実施形態に限定されるものではなく、様々な変形が可能である。例えば、内視鏡装置 E1、E2 及び蛍光観察装置 F1、F2 は、センチネルリンパ節の検出に限らず、一般にリンパ節の検出に適用可能である。さらに、内視鏡装置 E1、E2 及び蛍光観察装置 F1、F2 は、リンパ節の検出以外に、例えば血管中を流れる蛍光色素の検出などに用いることもできる。また、照明光源 3、102 として、白色ランプを用いてもよい。また、画像記憶装置 52 を備えていなくてもよい。

【0124】

また、ノッチフィルタ 31、111、及びフィルタリング部 33、113 における透過波長帯域は、上記実施形態に波長帯域に限られず、蛍光色素の種類に従って適宜選択され

10

20

30

40

50

る。また、ノッチフィルタ31、111、及びフィルタリング部33、113における透過波長帯域は、使用目的等に応じて例えば蛍光像のみを透過し通常像を透過しない透過波長帯域としてもよい。また、複数の光学フィルタを含むフィルタリング部33、113に含まれる光学フィルタの数は、上記実施形態における数(3枚)に限らず、2枚であってもあるいは4枚以上であってもよい。

【0125】

また、リモートコントローラ60A、60Bが用いられることによって制御される観察条件は、上記実施形態で制御される励起光量、照明光量、オフセット値、及びゲイン量に限られない。また、リモートコントローラ60A、60Bにおいて、オフセット値を制御する手段及びゲイン量の双方又は一方を制御する手段を有していなくてもよい。さらに、リモートコントローラ60A、60Bの励起光量調整つまみ61、照明光量調整つまみ62、オフセット調整つまみ63、ゲイン調整つまみ64は、上記実施形態における形状(回転型、スライド型)に限られない。

【0126】

また、内視鏡装置E1、E2の硬性鏡10先端部において生体観察部Sを均一に照明できるように、光源2、3と導光ファイバ11との間に拡散板を挿入してもよい。また、内視鏡装置E1、E2において、光源2、3と導光ファイバ11との間にスイッチを設け、光源2、3と導光ファイバ11とが接続された時のみ光源2、3が稼働するようにスイッチによって切り替えられるような構成にしてもよい。また、ノッチフィルタ31の設置場所は、接眼部15と撮像装置32との間であればよい。

【0127】

また、蛍光観察装置F1、F2における励起光源及び照明光源として、複数の励起光源101及び照明光源102を有する光源ユニット100を用いたが、単一の励起光源及び照明光源を用いても良い。また、ノッチフィルタ111の設置場所は、光源ユニット100と撮像装置112との間であればよい。また、光源ユニット100の形状は、円筒状に限られない。

【0128】

また、リモートコントローラ60A、60Bと励起光源との接続及びリモートコントローラ60A、60Bと照明光源との接続は、有線接続に限らず、無線接続であってもよい。

【産業上の利用可能性】

【0129】

本発明は、医療現場等において観察者が好適に光量を制御でき、適宜所望の観察画像を得ることが可能な蛍光観察装置として利用可能である。

【図面の簡単な説明】

【0130】

【図1】蛍光観察装置の第1実施形態である内視鏡装置の構成図である。

【図2】図1に示した内視鏡装置に用いられるリモートコントローラの構成を示す正面図である。

【図3】光の波長に対するノッチフィルタの透過率を表すグラフである。

【図4】蛍光観察装置の第2実施形態である内視鏡装置の構成図である。

【図5】第2実施形態に係る内視鏡装置に用いられるリモートコントローラの構成を示す正面図である。

【図6】光の波長に対する(a)第1光学フィルタ、(b)第2光学フィルタ、及び(c)第3光学フィルタの透過率を表すグラフである。

【図7】第3実施形態に係る蛍光観察装置の構成図である。

【図8】図7に示した蛍光観察装置に用いられる光源ユニットの構成を示す正面図である。

【図9】第4実施形態に係る蛍光観察装置の構成図である。

【符号の説明】

10

20

30

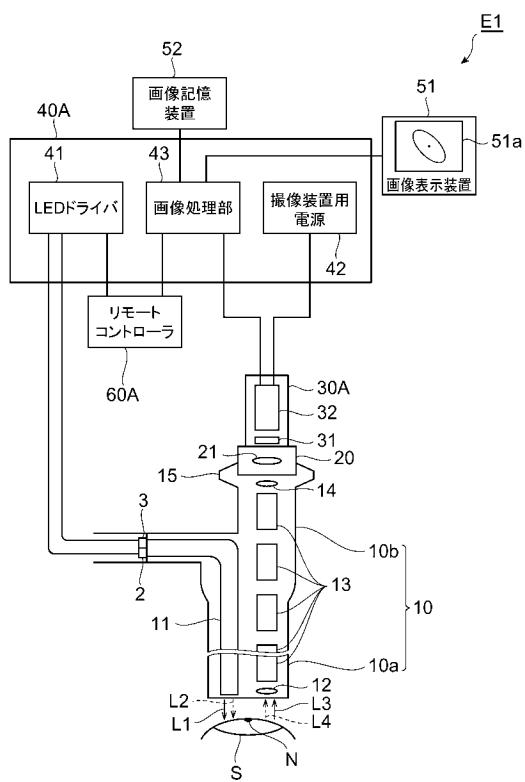
40

50

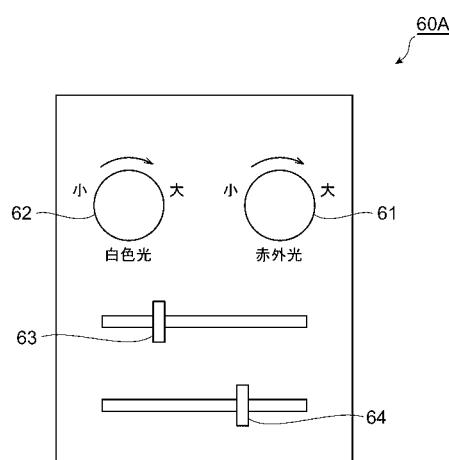
【0131】

E1、E2…内視鏡装置、2…励起光源、3…照明光源、10…硬性鏡、11…導光ファイバ、12…対物レンズ、13…リレーレンズ、14…接眼レンズ、15…接眼部、20…結合器、21…結像レンズ、30A、30B、110A、110B…撮像装置ユニット、31、111…ノッチフィルタ、32、112…撮像装置、33、113…フィルタリング部、33a～33c、113a～113c…第1～第3光学フィルタ、34、114…ソレノイドスイッチ、40A、40B…メインユニット、41…LEDドライバ、42…撮像装置用電源、43…画像処理部、44…ソレノイドドライバ、51…画像表示装置、51a…表示部、52…画像記憶装置、60A、60B…リモートコントローラ、61…励起光量調整つまみ、62…照明光量調整つまみ、63…オフセット調整つまみ、64…ゲイン調整つまみ、65…フィルタ選択スイッチ、F1、F2…蛍光観察装置、100…光源ユニット、101…励起光源、102…照明光源、103…支持部材、105…結像光学系、105a…結像レンズ

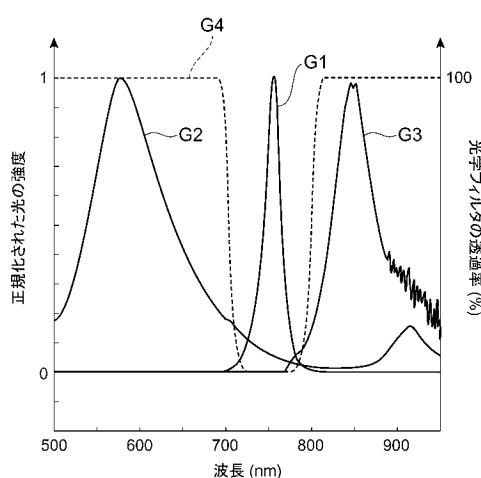
【図1】



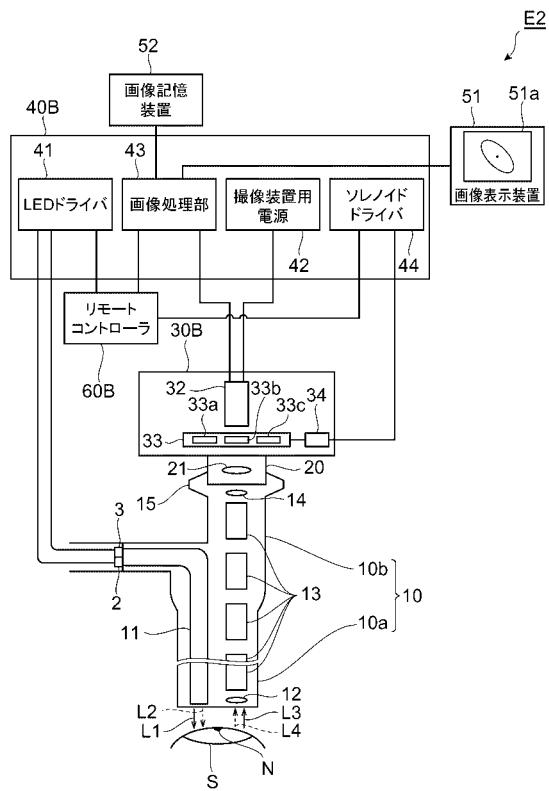
【図2】



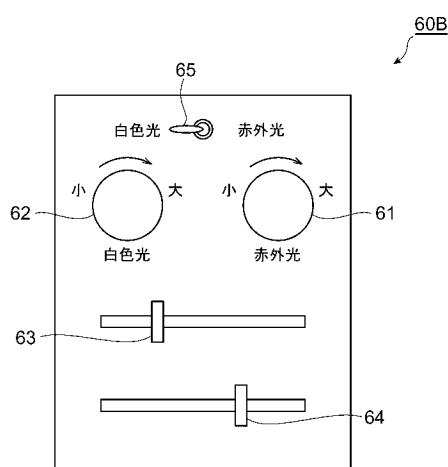
【 図 3 】



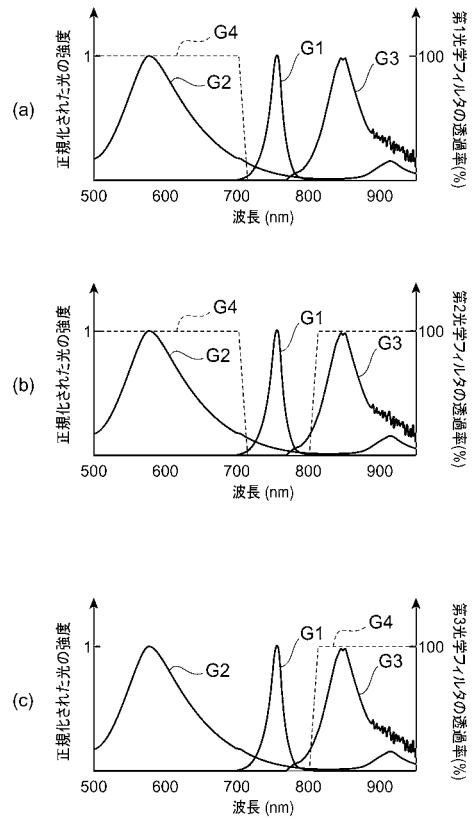
【 図 4 】



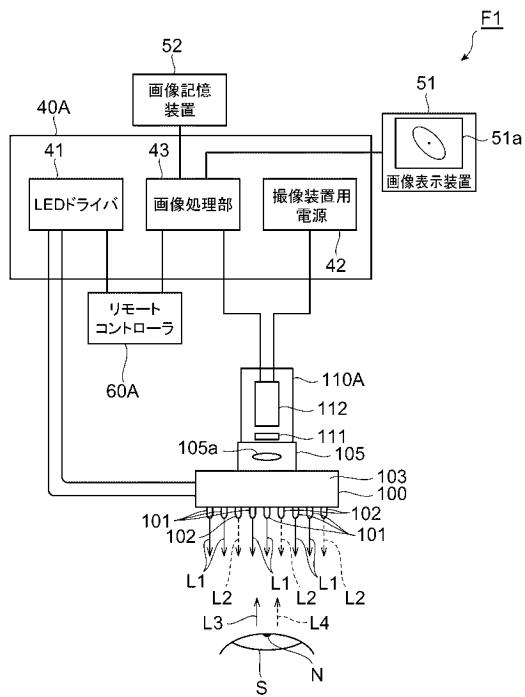
【図5】



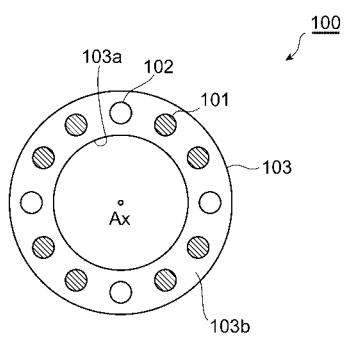
【 四 6 】



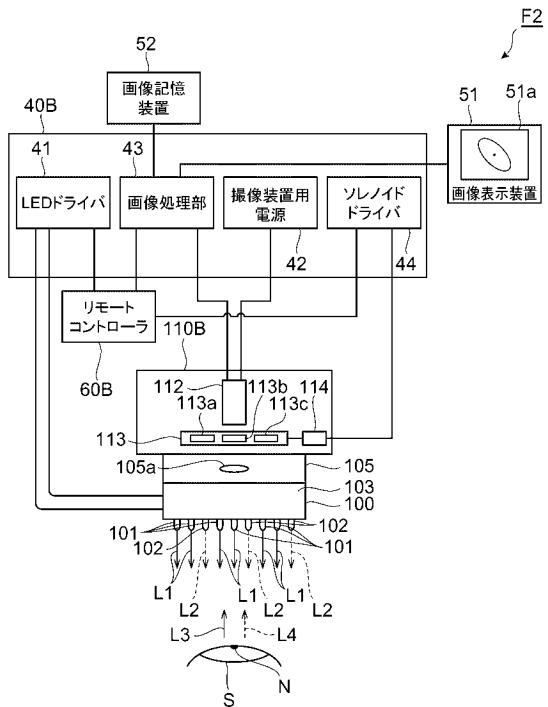
【 四 7 】



【 図 8 】



【図9】



フロントページの続き

(72)発明者 浦上 恒幸

静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会社内

(72)発明者 鹿山 貴弘

静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会社内

F ターム(参考) 2H040 BA09 BA11 BA12 CA02 CA07 CA10 CA11 CA22 CA28 DA03
FA08 FA10 FA13 GA02 GA11
4C061 AA26 BB02 BB08 CC06 DD01 GG01 HH51 JJ17 LL03 NN01
PP12 QQ02 QQ03 QQ07 QQ09 RR02 RR04 RR14 RR26 TT01
TT02 TT20 WW17
5C054 CC07 HA12

专利名称(译)	荧光观察装置		
公开(公告)号	JP2007143624A	公开(公告)日	2007-06-14
申请号	JP2005339008	申请日	2005-11-24
[标]申请(专利权)人(译)	浜松光子学株式会社		
申请(专利权)人(译)	滨松光子KK		
[标]发明人	三輪光春 土屋広司 浦上恒幸 鹿山貴弘		
发明人	三輪 光春 土屋 広司 浦上 恒幸 鹿山 貴弘		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 G02B23/24 H04N7/18		
F1分类号	A61B1/00.300.D A61B1/06.A A61B1/00.A G02B23/24.C H04N7/18.M A61B1/00.R A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/045.610 A61B1/06.612 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/BA11 2H040/BA12 2H040/CA02 2H040/CA07 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040 /CA22 2H040/CA28 2H040/DA03 2H040/FA08 2H040/FA10 2H040/FA13 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/AA26 4C061/BB02 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/DD01 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061 /JJ17 4C061/LL03 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR26 4C061/TT01 4C061/TT02 4C061/TT20 4C061 /WW17 5C054/CC07 5C054/HA12 4C161/AA26 4C161/BB02 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL03 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161 /QQ03 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR26 4C161/TT01 4C161/TT02 4C161/TT20 4C161/WW17		
代理人(译)	长谷川良树 石田 悟		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种荧光观察装置，其能够适当地控制医学领域等中的观察者的光量并且能够适当地获得期望的观察图像。内窥镜装置

(E1) 包括：激发光源(2)，该激发光源(2)照射在其中向荧光体预注入了激发光(L1)的生物体观察部(S)；以及照明光源(3)，该照明光源(3)用照明光(L2)对生物体观察部(S)进行照射。陷波滤波器31使由反射光在荧光L3的活体观察部分S处形成的正常图像L4和从活体观察部分S发出的照明光L2透射，并输出通过捕获荧光图像L3和正常图像L4而获得的观察图像。图像拾取装置单元30A，用于显示观察图像的图像显示装置51以及用于控制在图像显示装置上显示的观察图像的观察条件的遥控器60A。遥控器60A具有激发光量调节钮61，照明光量调节钮62，偏移量调节钮63和增益调节钮64。[选型图]图1

